



Head-Mounted Displays – Bedingungen des sicheren und beanspruchungsoptimalen Einsatzes

Physische Beanspruchung beim Einsatz von
HMDs

BAUA-BERICHT

**Forschung
Projekt F 2288**

S. Theis
C. Pfendler
Th. Alexander
A. Mertens
Ch. Brandl
Ch. M. Schlick

**Head-Mounted Displays –
Bedingungen des sicheren und
beanspruchungsoptimalen Einsatzes**

Physische Beanspruchung beim Einsatz von HMDs

Dortmund/Berlin/Dresden 2016

Diese Veröffentlichung ist der Abschlussbericht zum Schwerpunkt Physische Beanspruchung beim Einsatz von HMDs des Projekts „Head-Mounted Displays – Bedingungen des sicheren und beanspruchungsoptimalen Einsatzes“ – Projekt F 2288 – im Auftrag der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin.

Die Verantwortung für den Inhalt dieser Veröffentlichung liegt bei den Autoren.

Autoren: Sabine Theis, M. Sc.
Dipl.-Psych. Claudius Pfendler
Dr.-Ing. Thomas Alexander
Fraunhofer-Institut für Kommunikation, Informationsverarbeitung
und Ergonomie FKIE
Fraunhoferstraße 20, 53343 Wachtberg
Dr. rer. medic. Dipl.-Inform. Alexander Mertens
Dipl.-Ing. Christopher Brandl
Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dipl.-Wirt.-Ing. Christopher M. Schlick
Unter Mitarbeit von:
Tanja Finke
Lea Finken
Alina Kant
Elena Kneer
Lehrstuhl und Institut für Arbeitswissenschaft (IAW) der RWTH
Aachen
Bergdriesch 27, 52062 Aachen

Titelfoto: Elena Meyer
Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin

Umschlaggestaltung: Susanne Graul
Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin

Herausgeber: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA)
Friedrich-Henkel-Weg 1-25
44149 Dortmund
Postanschrift: Postfach 17 02 02, 44061 Dortmund
Telefon: 0231 9071-2071
Telefax: 0231 9071-2070
E-Mail: info-zentrum@buaa.bund.de
Internet: www.buaa.de

Berlin:
Nöldnerstr. 40 – 42, 10317 Berlin
Telefon: 030 51548-0
Telefax: 030 51548-4170

Dresden:
Fabricestr. 8, 01099 Dresden
Telefon: 0351 5639-50
Telefax: 0351 5639-5210

Nachdruck und sonstige Wiedergabe sowie Veröffentlichung,
auch auszugsweise, nur mit vorheriger Zustimmung der
Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin.



www.buaa.de/dok/6833052

ISBN 978-3-88261-162-5

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Kurzreferat	5
Abstract	6
1 Einleitung	7
2 Theoretischer Teil: Technik und Einsatz von Head-Mounted Displays	10
2.1 Technischer Aufbau und Daten von HMDs	10
2.2 Zielgruppen und Anwendungsfälle	12
2.3 Ergonomische Bewertung von Head-Mounted Displays	13
3 Beanspruchung und deren Erfassungsmethoden	17
3.1 Begriffsdefinition und Formen von Beanspruchung	17
3.2 Physiologische Beanspruchungsmessung	18
3.2.1 Elektromyographie (EMG)	18
3.2.2 Sehschärfeprüfung	20
3.2.3 Lidschlagmessung mittels Elektromyographie	21
3.2.4 Gesichtsfeldmessung (Perimetrie)	23
3.2.5 Videobasierte Körperhaltungsanalyse	26
3.3 Subjektive Beanspruchungsmessung	26
3.3.1 NASA Task Load Index (NASA-TLX)	27
3.3.2 Belastungsverlaufstest (BLV)	27
3.3.3 Rating Scale of Mental Effort (RSME)	28
3.3.4 Simulator Sickness Questionnaire	28
3.3.5 Fragebogen zur visuellen Ermüdung	30
3.3.6 Interview zur persönlichen Einschätzung	31
4 Vorversuch	32
4.1 Methodik	32
4.1.1 Fragestellung und Hypothesen	32
4.1.2 Abhängige Variablen	33
4.1.3 Versuchsteilnehmer	33
4.1.4 Versuchsdesign und -durchführung	34
4.1.5 Versuchsablauf	34
4.1.6 Ablauf und Inhalt der Arbeitsaufgabe	34
4.1.7 Displays	37
4.1.8 Elektromyographie (EMG)	38
4.1.9 Perimetrie	39
4.1.10 Visus	40
4.1.11 Haltungsanalyse OWAS (Osako Working Posture Analysing System)	40
4.1.12 Leistung	40
4.1.13 Statistische Methoden	40
4.2 Ergebnisse	40
4.2.1 Visus	40
4.2.2 Gesichtsfeldmessung	40
4.2.3 Videobasierte Körperhaltungsanalyse	42
4.2.4 Elektromyographie	42

4.2.5	Rating Scale of Mental Effort (RSME)	43
4.2.6	Simulator Sickness Questionnaire (SSQ)	44
4.2.7	Belastungsverlaufstest (BLV)	45
4.2.8	NASA-TLX	45
4.2.9	Fragebogen zur visuellen Ermüdung	46
4.2.10	Interview	48
4.3	Resümee des Vorversuchs	49
4.4	Übergabe des Experimentalfelds und Anpassung der Versuchsdurchführung	52
5	Hauptversuch	56
5.1	Einleitung	56
5.2	Methodik	56
5.2.1	Stichprobe	56
5.2.2	Hypothesen	57
5.2.3	Unabhängige Variablen	58
5.2.4	Datenauswertung und Erfassung	58
5.3	Ergebnisse	59
5.3.1	Leistung	59
5.3.2	Visus	62
5.3.3	Gesichtsfeld	67
5.3.4	Lidschlussrate	70
5.3.5	Lidschlussdauer	72
5.3.6	Visuelle Ermüdung (VFQ)	74
5.3.7	Elektromyographie	82
5.3.8	Videobasierte Körperhaltungsanalyse	94
5.3.9	Simulator Sickness	98
5.3.10	RSME	103
5.3.11	NASA-TLX	105
5.3.12	Interviews	110
5.4	Diskussion	112
6	Handlungsanleitungen und Gestaltungsempfehlungen	116
7	Zusammenfassung	118
8	Ausblick	120
	Literatur	121
	Anhang	129
Anhang 1	Mitschriften Interviews aus dem Vorversuch	129
Anhang 2	Beobachtungen aus den Vorversuchen	131
Anhang 3	Probandeninformation	132
Anhang 4	Einwilligungserklärung	134
Anhang 5	Anleitung zum Versuchsaufbau	135
Anhang 6	Dokumentationsvorlage	140
Anhang 7	Inventarliste des Versuchsaufbaus	142
Anhang 8	Empfehlungen des Helmholtz-Instituts, RWTH-AC	144
Anhang 9	Ethikvotum	156
Anhang 10	F-Werte Tabelle der Ergebnisse	160

Head-Mounted Displays – Bedingungen des sicheren und beanspruchungsoptimalen Einsatzes

Physische Beanspruchung beim Einsatz von HMDs

Kurzreferat

Die vorliegende Arbeit beschreibt, unter welchen Voraussetzungen Head-Mounted Displays (HMDs) industrielle Arbeitnehmer bei ihren Tätigkeiten unterstützen können, ohne sie zusätzlich zu belasten. Anwender erhalten einen Überblick über Funktionen und Eigenschaften der Geräte, sowie die physiologischen Auswirkungen längerer Tragzeiten. Aus den Ergebnissen einer durchgeführten empirischen Studie werden Handlungsanleitungen und Gestaltungsempfehlungen abgeleitet. Diese unterstützen Hersteller, Produktionsverantwortliche und Arbeitnehmer bei der Gestaltung und dem sicheren Einsatz dieser neuen Technologie im industriellen Kontext.

Im Anschluss an die thematische Einführung werden die unterschiedlichen HMD-Typen, Ziele und Anwendungsfälle beschrieben. Auf dieser Basis werden bestehende Wissenslücken für den industriellen Einsatz abgeleitet. In der Folge sind Methoden aufgeführt, die sich für die physiologische Beanspruchungsmessung beim Einsatz von HMDs eignen. Sie werden im Rahmen der folgenden empirischen Untersuchung eingesetzt. Aufgrund der Komplexität der Untersuchung fanden vor den eigentlichen Versuchen Voruntersuchungen statt, die insbesondere die Praktikabilität der Messmethoden beleuchteten. Auf Basis der Untersuchungsergebnisse werden sechs Leitlinien abgeleitet, die Herstellern und Anwendern einen sicheren und beanspruchungsoptimalen Einsatz von HMDs ermöglichen. Zum Abschluss prognostiziert ein Ausblick zukünftige Forschungsansätze und mögliche Weiterentwicklungen.

Schlagwörter:

Head-Mounted Displays, HMDs, Datenbrillen, Wearable und Ubiquitäres Computing, Belastung und Beanspruchung, Simulatorkrankheit, Kopfschmerzen, Nackenschmerzen, Ergonomie, Human Factors, Rating Scale of Mental Effort, NASA-TLX, Elektromyographie, Elektrookulographie, Sehschärfe, Gesichtsfeldmessung (Perimetrie), Gesichtsfeldempfindlichkeit, Körperhaltungsanalyse

Head-mounted displays – How to increase safety and reduce physical strain

Physical strain while using HMDs

Abstract

The results summarized in this report provide insights into relevant aspects of the use of head-mounted displays (HMDs) in an industrial practice. Users of these displays are provided with an overview of operating modes and effects on human users. The focus of this study is on long-term applications of more than 4 hours. The results of this study serve as design guidelines for manufacturers as well as instructions for the use of head-mounted displays in an industrial setting.

The topic and broad motivation of this study is introduced at first. Subsequently, different HMD types, target groups of potential users and uses cases are summarized. This research serves for identifying knowledge gaps in an industrial application. The second focus of interest is on methods suitable for assessing physiological stress and workload associated with HMDs. Because of the complexity of potential measures, a pre-test to assess practical applicability of these measures has been carried out prior to the main empirical study. The results of this study serve as guidelines for manufacturers and users of HMDs. This enables them to design HMDs and use them with a minimum of workload and in a safe way. The report ends with a summary of the results and an outlook on future research approaches and possible developments.

Key words:

Head-mounted display, HMD, wearable and ubiquitous computing, stress and strain, simulator sickness, headache, neck pain, ergonomics, human factors, Rating Scale of Mental Effort, NASA-TLX, electromyography, electrooculography, visual acuity, visual field measurement (perimetry), visual field sensitivity, posture analysis

1 Einleitung

Head-Mounted Displays (HMDs) bieten neue Möglichkeiten zur Darstellung von Informationen im direkten Sichtfeld des Arbeitnehmers. Aufgrund der technologischen Entwicklung werden sie zunehmend für die alltägliche industrielle Praxis einsetzbar. Ziel ist es, die Arbeitnehmer während ihrer Tätigkeit kognitiv zu entlasten, indem ihnen zusätzliche, arbeitsspezifische Informationen auf einem mono- oder binokularen Display dargeboten werden. Ein aktives Abrufen von Wissen ist damit nicht mehr erforderlich und eine Übermittlung digitaler Informationen kann zeitgleich mit beidhändig durchgeführten Tätigkeiten stattfinden. Die Trennung und stetiger Wechsel zwischen dem Zugriff auf Informationen (z.B. in einer Arbeitsanleitung) und Arbeitsausführung werden abgemildert. Allerdings muss die Teilung der begrenzten und damit selektiven Aufmerksamkeit berücksichtigt werden (Wickens & McCarley, 2010). Insbesondere in sicherheitskritischen Situationen kommt es zu einem eingeschränkten Situationsbewusstsein (Endsley, 2003).

Insbesondere bei länger andauernden Arbeiten können mit einem Einsatz von HMDs negative Folgen verbunden sein. Bisherige Studien untersuchten allerdings lediglich den kurzzeitigen Einsatz. Eine Betrachtung der Beanspruchung, die durch den Einsatz eines HMDs während eines längeren Zeitraums ausgelöst werden kann, bietet zusätzliche, entscheidende und praxisrelevante Erkenntnisse. Das Projekt „Head-Mounted Displays – Bedingungen des sicheren und beanspruchungs-optimalen Einsatzes“ der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) fokussiert daher diese physischen und psychischen Auswirkungen des HMD Langzeiteinsatzes. Das umfassende Vorhaben gliedert sich inhaltlich in Teilprojekte:

Das erste Teilprojekt betrachtet die Eignung von HMDs für die Unterstützung von Arbeitsaufgaben, das zweite Teilprojekt rückt die physiologische Belastung und Beanspruchung in den Vordergrund, während das dritte Teilprojekt die psychologischen Auswirkungen von HMDs auf den Menschen betrachtet. Die vorliegende Veröffentlichung behandelt das Teilprojekt zur physiologischen Belastung und Beanspruchung. Es wurde unter Leitung des Fraunhofer Instituts für Kommunikation, Informationsverarbeitung und Ergonomie und in Zusammenarbeit mit dem Institut für Arbeitswissenschaft (IAW) sowie dem Lehrstuhl für Medizintechnik im Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik der RWTH Aachen durchgeführt.

Offizieller Start des Projekts mit einer Laufzeit von insgesamt zwei Jahren war der 1. Oktober 2011. Am 17.10.2011 fand das offizielle Kickoff-Meeting bei der BAuA in Dortmund unter Teilnahme des FKIE (Forschungsgruppe Human Factors) als Hauptauftragnehmer und des RWTH-IAW als Unterauftragnehmer statt. Im Kickoff-Meeting wurde vereinbart, ein HMD mit unterschiedlichen Modi zu untersuchen. Zusätzlich wurde festgelegt, für die Auswahl zu untersuchender physiologischer Parameter Experten der Medizin hinzuzuziehen. Als Partner für medizinische Fragestellungen wurde daraufhin der Lehrstuhl für Medizintechnik im Helmholtz-Institut ausgewählt. Insgesamt sieben Arbeitspakete gliederten projektrelevante Tätigkeiten. Jedes Arbeitspaket ist einem Projektpartner zugeordnet worden. Regelmäßige Projekttreffen informierten die Beteiligten über den Projektfortschritt, während Sachstandsberichte den Projektfortschritt zusammenfassten.

In Arbeitspaket 1 (AP1) bearbeiteten FKIE, RWTH-IAW und BAuA gemeinsam das Versuchsdesign. Wissenschaftler und KFZ-Fachleute wählten daraufhin die jeweiligen Arbeitsaufgaben aus, die Personen ohne Fachkenntnis an einem Automotor durchführen konnten. Weil am FKIE bereits das 3D-Modell eines Motors vorlag, wurde ein entsprechender Motor als Experimentaldemonstrator beschafft. Weiterhin wurde in AP1 das Vorgehen modifiziert. Zusätzlich zu den physiologischen Maßen werden die Rating Scale of Mental Effort und der NASA-TLX erhoben. Die Stichprobe soll aus der Zielpopulation der KFZ-Fachleute ausgewählt werden. AP1 wurde am 31.1.11 abgeschlossen. Bei einem Sachstandstreffen am 20.01.13 wurde das Liteye A 750 als HMD des Untersuchungsgegenstands ausgewählt. Vorläufig wurden folgende subjektive und objektive Methoden zur Beanspruchungsmessung festgelegt:

- NASA-TLX
- Simulator Sickness Questionnaire (SSQ)
- Fragebogen zur visuellen Ermüdung (VFQ)
- Rating Scale of Mental Effort (RSME)
- Interview
- videobasierte Körperhaltungsanalyse
- Elektromyographie
- Elektrookulographie
- Sehschärfe
- Gesichtsfeldmessung (Perimetrie).

Von einer zeitlichen Trennung der Körperhaltung in sitzende und stehende Tätigkeiten wurde abgesehen, da Arbeit im Sitzen nicht den realen Arbeitsbedingungen in der Montage entsprach.

In AP2 wurde in den folgenden fünf Monaten die Versuchsumgebung entwickelt. Dazu zählten primär die Erstellung der Handlungsanleitung, die Entwicklung der Software zur Darstellung der Handlungsanleitung sowie deren iterative Überarbeitung. Eine zeitlich längere Versuchsaufgabe bei gleichzeitiger Einbindung aller Methoden stand bei der Entwicklung im Vordergrund. Zusätzlich zum 3D-Modell des Automotor und den entsprechenden Arbeitsanleitungen der Tätigkeit wurden im Laufe des APs die Arbeitsanleitungen für die Zusatzaufgabe (Differenzierung in Haupt- und Nebenaufgabe wird in Kapitel 4.1.6 erklärt und begründet) der Montage und Demontage eines Anlassers, eines Vergasers und einer Lichtmaschine umgesetzt und iterativ auf Verständlichkeit und Dauer überprüft.

Von Juli bis September 2012 wurden durch am FKIE durchgeführte Vorversuche (n=6) Verbesserungspotentiale des Versuchsablaufs und -aufbaus identifiziert (AP3). Gesichtsfeldmessung und elektromyographische Messgeräte konnten daraufhin effektiver eingesetzt werden. Die Arbeitsaufgabe wurde um 48 Minuten gekürzt, weil die ersten Teilnehmer die Durchführung aufgrund der insgesamt sehr langen Versuchszeit (7 Stunden) abbrachen. Zur Reduktion der Belastung der Teilnehmer aufgrund der Messungen wurden relevante Muskelgruppen identifiziert. Details zu den Änderungen finden sich in Kapitel 4.4.

Im weiteren Verlauf des Projektes wurden in AP4 Teile der Versuchsaufgabe überarbeitet, die sich für die Teilnehmer als schwer verständlich herausgestellt hatten. Zusätzlich wurde der Versuchsaufbau, Versuchsablauf und die Datenanalyse für

zukünftige Versuchsleiter detailliert dokumentiert. Die Übergabe des Versuchsaufbaus zur Durchführung am IAW fand planmäßig Ende November 2012 statt.

In AP5 wurden schließlich die Hauptversuche am Institut für Arbeitswissenschaft durchgeführt. Vor deren Beginn wurden studentische Hilfskräfte mittels Anleitungen und Workshops in das Vorgehen eingearbeitet. Der für Beginn Dezember 2012 geplante Start der Hauptversuche verschob sich dadurch auf März 2013. Die im Projektplan vorgesehenen 5 Monate konnten eingehalten werden, dementsprechend konnte in AP4 mit der viermonatigen Auswertung der Hauptversuche Anfang Juli 2013 begonnen werden. Auch dieses Arbeitspaket wurde innerhalb der im Projektplan vorgesehenen vier Monate bearbeitet. Ab AP 3 wurde parallel mit der Erstellung der Handlungsanleitungen begonnen.

2 Theoretischer Teil: Technik und Einsatz von Head-Mounted Displays

Zur Informationsaufnahme stehen dem Menschen unterschiedliche Sinnesmodalitäten zur Verfügung. Die Mehrzahl der Informationen wird dabei visuell aufgenommen und kann mittels unterschiedlicher Medien und Displays dargeboten werden. Bei Head-Mounted Displays (HMDs) handelt es sich allgemein um kleindimensionierte Displays, die ähnlich einer Brille direkt vor dem Auge getragen werden. HMDs sind in speziellen Anwendungen, wie bspw. als Displays für Piloten und in Ausbildung und Training, verbreitet und haben aufgrund der technologischen Entwicklung und Miniaturisierung stark an Bedeutung und Potenzial gewonnen.

2.1 Technischer Aufbau und Daten von HMDs

Ein HMD umfasst neben der eigentlichen Displayeinheit aus einem oder zwei Displays eine davorliegende optische Baugruppe, optionale Erweiterungsmodule wie bspw. Lautsprecher oder Trackingsysteme und einen Kopfbügel zur Halterung dieser Komponenten. Die computergenerierten Bilder werden im Abstand weniger Zentimeter vor dem Auge mono- oder stereoskopisch dargestellt. Durch die optische Baugruppe erfolgt eine Verschiebung des Fokus der Bildebene auf mehrere Meter (1-2 Meter) vor dem Benutzer. Dieser Abstand entspricht der Ruheposition des Auges und ermöglicht zusätzlich eine Vergrößerung der virtuellen Displayfläche (Alexander, 2007; Kollenberg et al., 2010). Head-Mounted Displays können nach unterschiedlichen Kriterien klassifiziert werden: Monokular, binokular, see-through, lookaround (non-see-through). So ermöglichen binokulare im Gegensatz zu monokularen HMDs die Darstellung eines Stereobildpaars und damit verbunden auch eine stereoskopische, plastische 3D-Darstellung computergenerierter Informationen. Ferner wird zwischen (teil-)durchsichtigen (See-Through) und geschlossenen (lookaround) HMDs unterschieden (Bowman, Kruijff, Jr., & Poupyrev, 2004; Velger, 1998).

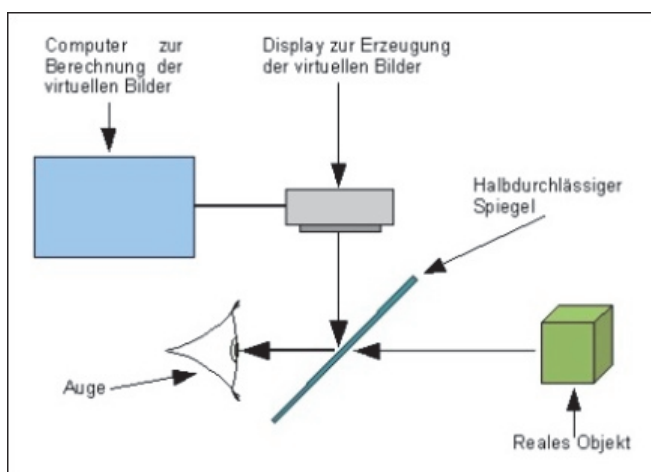


Abb. 2.1 Funktionsprinzip des durchsichtigen See-Through HMD (Alexander, 2007)

Bei der See-Through Technologie können Informationen in die reale Umgebung eingeblendet werden. Meist verwendet man hierfür einen halbdurchlässigen Spiegel, der geneigt vor dem Auge des Benutzers angebracht wird. Der Benutzer sieht die hinter dem Spiegel befindliche reale Umgebung und die auf den Spiegel projizierten Informationen. Allerdings besteht hier der praktische Nachteil, dass der halbtransparente Spiegel die Sicht auf die reale Umgebung verdunkelt. Außerdem müssen Abbildungen auf dem Display bei den realen Außenlichtverhältnissen eine hohe Leuchtdichte aufweisen. Die reale Umgebung kann mit solchen Displays ohne Qualitätseinbußen dargestellt werden.

Bei den Look-Around HMDs wird die reale Umgebung ausgeblendet und digitale Information auf einem geschlossenen Display dargestellt. Binokulare Lookaround Versionen bzw. geschlossene HMDs werden für Anwendungen der Virtuellen Realität, zum Beispiel für Computerspiele oder Trainingssimulationen eingesetzt.

Video See-Through HMDs sind Hybride aus Lookaround und See-Through HMD. Sie können Bildinformationen der Umgebung mit einer Kamera aufnehmen, digitalisieren, verarbeiten und schließlich auf dem (geschlossenen) Display darstellen. Zusätzlich lassen sich digitale Informationen dem Bild hinzufügen. Allerdings unterscheidet sich der Blickwinkel der Kameras und des Benutzers, da sich die Kameras außen am Display befinden. Zudem besitzt die Video-See-Through-Technologie den Nachteil, dass die reale Umgebung in geminderter Auflösung erscheint und es aufgrund der Digitalisierung zu Latenzzeiten kommt. Detailinformationen, die in der realen Umgebung noch vorhanden sind, können damit leicht verloren gehen. Neben den Video See-Through HMDs existieren reine Lookaround HMDs die mittels Schieber vor dem durchsichtigen Spiegel die Realität ausblenden können. Gleich einem Lookaround-Display stellen sie für die VR nur noch digital generierte dar. Eine besondere Art HMDs sind die Virtual Retinal Displays (VRD), bei denen das Bild mittels eines niedrig-energetischen Lasers direkt auf die Retina projiziert wird.

Während frühe HMDs noch Kathodenstrahlröhren einsetzten, verwenden aktuelle Displays weitgehend Flüssigkristallanzeigen oder OLED-Technologien (Cakmakci & Rolland, 2006; Pfendler et al., 2011; Renkewitz & Alexander, 2007). Diese erfordern deutlich weniger Gewicht. Die Displayabmessungen ergeben sich durch die Steuerungselektronik und den optischen Apparat. Die maximale Displayauflösung variiert aktuell zwischen 640 x 480 px und 1.280 x 1.024 px (C. Pfendler et al., 2011). Durch den steigenden Bedarf im Bereich der Unterhaltungselektronik sind bereits Prototypen mit einer höheren Auflösung von bis zu 1.920 x 1.080 px (full HD) verfügbar (vgl. Oculus Rift 2012). Dies ist bei dem Sichtfeld des Displays bereits nahe der maximalen visuellen Sehleistung, so dass für Normalsichtige keine Diskriminierung einzelner Punkte möglich ist. Dem gegenüber ist das nutzbare Sichtfeld mit 20-40° bei den meisten HMDs stark eingeschränkt (Renkewitz & Alexander, 2007; stereo3d, 2012) . Dies erweist sich insbesondere bei geschlossenen HMDs als Nachteil („Tunnelblick“). Bei teildurchsichtigen HMDs kommt es aufgrund der seitlich angebrachten Displayelektronik häufig zu Sichtbehinderungen. Darüber hinaus können eingeblendete Informationen die Außensicht teilweise überdecken (Meehan, 2001; Pfendler & Thun, 2010). Weitere Einschränkungen im praktischen Gebrauch ergeben sich vor allem durch die begrenzte Leuchtdichte und den geringen Kontrast der Displays (Leuchtdichte für Weiß: max 1.800 cd/m²; Kontrast: 300:1). Deshalb sind HMDs für die Verwendung im Außenbereich (ca.

8.000 cd/m² bei bedecktem Himmel) nur eingeschränkt verwendbar. Mit den im vorangegangenen Abschnitt bereits erwähnten Virtual Retinal Displays (VRD) existieren Alternativen zu OLEDs, die eine ausreichend Leuchtdichte für Außeneinsätze besitzen würden. Verfügbar sind sowohl monochromatische als auch polychromatische VRDs. Letztere verwenden mehrere Farblaser. Beide konnten sich bis jetzt jedoch nicht am Markt durchsetzen obwohl ihr Bild unabhängig vom Fokus des Auges immer scharf bleibt. Für Arbeitsbereiche in geschlossenen Räumen mit bekannten Lichtverhältnissen, wie sie im industriellen Umfeld üblich sind, reichen aktuelle see-through HMDs aus (Luczak et al., 2000 (Luczak, Wiedenmaier, Oehme, & Schlick, 2000); Park, 2007; Park & Schlick, 2006; Schmidt et al., 2004).

2.2 Zielgruppen und Anwendungsfälle

Bereits in den 60er Jahren des 20. Jahrhunderts skizzierte Sutherland (1965) die Vision eines „Ultimativen Displays“, das eine intuitive Informationsdarstellung und -interaktion ermöglichte. Allerdings war die Technik noch nicht ausreichend fortgeschritten, so dass seine Installation aufgrund der Größe und der speziellen Deckenhalterung unter dem Spitznamen „Damoklesschwert“ geführt wurde (Ellis, 1996).

Mit der rasch voranschreitenden Weiterentwicklung der Rechen- und Grafikleistung der Computer Ende des 20. Jahrhunderts wurden geschlossene HMDs eng mit Ideen und Installationen der Virtuellen Realität / Virtuellen Umgebung (VR) verbunden (Burdea & Coiffet, 1994; Ellis, 1991; Stanney, 2002). Hier werden Informationen intuitiv, verständlich und plastisch dargestellt. Entsprechende aktuelle VR-Installationen in der Planung und Konstruktion neuer Produkte und Arbeitsplätze sowie zur wissenschaftlichen und medizinischen Forschung beinhalten häufig geschlossene HMDs (Alexander, 2007). Parallel zu dieser Entwicklung erfolgte im militärischen Umfeld eine Integration leistungsfähiger durchsichtiger Displays in die Helme von Hubschrauber- oder Strahlflugzeugpiloten (Rash et al., 2002; Werkhoven et al., 2001). Dabei werden kritische Flug-, Lage- und Positionsinformationen, sowie eine erweiterte Nachtsicht in die Realsicht eingespielt. Durch den Einsatz der HMDs können Zusatzinformationen schnell und zuverlässig dargestellt und vom Piloten aufgenommen werden, ohne den Blick von der Umgebung abzuwenden. Heute wird dies auch zur mobilen Informationsdarstellung für Einsatztruppen eingesetzt.

Ein weiteres wichtiges Einsatzfeld geschlossener HMDs sind Ausbildung und Training. Hier wird eine computergenerierte Umgebung dargestellt, die vom Benutzer als quasi-real wahrgenommen wird. Allerdings waren diese Anwendungen stets durch das schwere Gewicht der HMDs beschränkt, welches zu Akzeptanzproblemen führte. Angestoßen diese zunehmende Miniaturisierung der Hardware und nicht zuletzt durch Googles Pläne eine komfortable Variante der bisherigen Head-Mounted Displays auf den Consumer-Markt zu bringen, erfahren Datenbrillen, HMDs oder Smart Glasses aktuell verstärkte Beachtung. Zusätzlich gewinnt diese Technologie im Rahmen einer engeren Vernetzung von IT und industrieller Produktion an Bedeutung. In sogenannte Cyber-Physical-Systems (CPS) sollen dem Konzept nach (Kagermann, Wahlster, & Helbig, 2013) einzelne Produktionssysteme miteinander und mit dem Internet verbunden werden. In diesem Internet der Dinge und Dienste können HMDs als intelligente Produkte mit dem Produktionssystem vertikal vernetzt

sein. Das würde bedeuten, dass sie bereits während der Produktion oder Wartung über Prozesswissen verfügen und dadurch flexible und robuste Planungs-, Produktions-, Betriebs-, Wartungs- und Logistikprozesse auf hohem Qualitätsniveau gewährleisten könnten. Dadurch sind besonders Industrieunternehmen in Deutschland stark daran interessiert virtuelle Technologien und damit verbundene Hard- und Software einzusetzen (Friedrich, Jahn, & Schmidt, 2002; Schreiber & Zimmermann, 2011). HMDs haben hierfür wertvolle Eigenschaften, es muss jedoch nach ergonomischen Gesichtspunkten geklärt werden, wie sich diese Technologien auf den Menschen auswirken.

2.3 Ergonomische Bewertung von Head-Mounted Displays

Eine ergonomische Gestaltung von HMDs erfordert stets eine systemorientierte, ganzheitliche Betrachtung der Hardware und des jeweiligen Nutzungskontextes. Dabei gilt es, gleichermaßen Aspekte der organisatorischen, kognitiven und technischen Ergonomie zu berücksichtigen. Auf die Fragestellungen der Organisationsergonomie soll allerdings an dieser Stelle nicht eingegangen werden. Von hoher Bedeutung für die praktische Benutzung und Benutzbarkeit von HMDs sind dagegen der Zusammenhang zwischen kognitiver und technischer Ergonomie, also zwischen der Informationsdarstellung und der gegenständlichen Gestaltung. Leger et al. (2008) empfehlen insbesondere die subjektiven Skalen: Nasa Task Load Index (NASA-TLX), Visual Fatigue Questionnaire (VFQ), Simulator Sickness Questionnaire (SSQ) sowie Fragebögen zur Erfassung des Situationsbewusstseins (SART, SAWORD, SAGAT). Patterson (2009) liefert zusätzlich eine umfassende, auf Literaturrecherche gründende Liste der durch HMDs beeinflussten Parameter: Leistung, Sehkraft und Symptome der Simulatorekrankheit. Letztgenannte tritt besonders bei geschlossenen HMDs häufig auf (Kennedy et al., 1993).

Auch Rash et al. (2002) fanden visuelle Beeinträchtigungen der in ihrer Studie untersuchten Hubschauberpiloten. So berichteten 92% von ihnen über visuelle Probleme und Kopfschmerzen, die während oder nach dem HMD Einsatz auftraten. Weiterhin berichteten sie über unterschiedliche Wahrnehmungsstörungen: falsche Entfernungswahrnehmung, fehlerhaftes Einschätzen der Neigung oder der Höhe, sowie fehlerhafte Bewegungswahrnehmungen oder übersehene Driftbewegungen. Ähnliche Nebeneffekte binokularer HMDs identifizierten Howarth und Costello (2002).

Das visuelle System des Menschen ist zentraler Punkt ergonomischer Betrachtungen von HMDs. Besonders Akkommodationsfehler, akkommodative Spasmen und kurzfristige, instrumenteninduzierte Kurzsichtigkeit können auftreten (Peli, 1998). Seine Studie betrachtete die Akkommodation während einer 30-minütigen Tätigkeit mit monokularem und binokularem HMD und einem herkömmlichen Bildschirm. Dabei erhob er den akkommodativen Status anhand von Lichtbrechung; binokularer Sehschärfe in der Entfernung (6m); lateraler und vertikaler Fixationsdisparität in der Entfernung; mittels Stereosehschärfe in der Nähe (40 cm); lateraler und vertikaler Phorie, nah und fern; horizontaler und vertikaler Vergenz, nah und fern; Akkommodationsreserve anhand des Fuse Cross Cylinders (FCC); Konvergenzreserve mittels negativer und positiver relativer Akkommodation; Tränenausbruchszeit; Kontrastempfindlichkeit in der Ferne und bei einer Frequenz von 2, 3 und 6 c/deg.

Peli konnte anhand dieser Studie keine Unterschiede zwischen HMD und Bildschirm feststellen. Die gemessenen Veränderungen waren zu marginal, um klinisch bedeutsam zu sein. Im Gegensatz dazu zeigte die Auswertung der subjektiven Parameter einen statistisch signifikanten Unterschied des Komfortempfindens bei herkömmlichem Bildschirm und HMD im stereoskopischen Modus. Letzteres wurde von den Teilnehmern als weniger komfortabel empfunden. Peli (1998) zeigt damit, dass die funktionellen Veränderungen nach kurzzeitigem Einsatz von HMDs bei stereoskopischer und nicht-stereoskopischer Darstellung auf einem HMD sich nicht voneinander oder von denen eines gewöhnlichen Desktopmonitors unterscheiden.

Sheedy & Bergstrom (2002) untersuchten ob neben dem Komfort die Leistung durch HMDs beeinflusst wird. Insgesamt zweiundzwanzig Probanden führten hierzu textbasierte Aufgaben mit fünf Displays durch. Bei den Displays handelte es sich um ein monokulares, handgehaltenes Display, um ein virtuelles VGA Display, bei dem das nicht verwendete Auge abgedeckt wurde, um ein binokulares HMD, einen Flachbildschirm und einen Papierausdruck. Die Dauer der Arbeitsaufgabe wird nicht explizit angegeben. Das erste Experiment umfasst: vier Durchläufe einen Textparagrafen zu lesen, eine Buchstabenzähl- und eine Wortsuchaufgabe. Die Ergebnisse zeigen gleiche Aufgabendurchführungszeit für das monokulare Display, den Flachbildschirm und den Papierausdruck. Teilnehmer mit monokularem Display waren Durchschnitt 5% langsamer als die normalisierte Geschwindigkeit und 6.75% langsamer als mit dem herkömmlichen Flachbildschirm oder dem Papierausdruck. Subjektiv erfasste Symptome der Augenbelastung durch ein monokulares Display waren signifikant höher, als die der anderen Displays. Das HMD beeinflusst bewegungsabhängige Symptome nicht.

Laramee & Ware (2002) zeigen, dass sowohl das Zusammenspiel der Augen als auch die Informationsdarstellung vor unterschiedlichen Hintergründen (bei einem Durchsicht HMD) die Aufgabendurchführungszeit beeinflussen. Demnach sind durchsichtige HMDs für dynamische, komplexe Umgebungen, in denen Aufmerksamkeit besonders wichtig ist, weniger geeignet. Sie untersuchten hierzu in einem Experiment den Einfluss von binokularer Rivalität, visueller Interferenz und Schärfentiefe auf die Performance (Fehler und Aufgabendurchführungszeit) bei einer Tabellensuchaufgabe. Dabei wurden zwei unterschiedliche Hintergründe verwendet: ein dynamischer (Video) und ein unregelmäßiger, statischer Hintergrund. Die Dauer der Aufgabe ist nicht dokumentiert, da eine Frage mithilfe einer Tabelle beantwortet werden sollte, kann von einer vergleichsweise kurzen Versuchsdauer ausgegangen werden.

Kawai et al. (2011) zufolge beeinflussen unterschiedliche HMD-Typen (binokulares und monokulares See-Through HMD, monokulares Lookaround HMD und ein handgehaltenes Display) die informatorische Darstellung, Herzschlagrate und subjektiv erfasste Beanspruchung. Das erste Experiment dieser Studie (n=8) erfasste die Herzfrequenz der durch ein Gebäude gehenden Teilnehmer. Dabei wurden auf den vier Display Varianten unterschiedliche Stimuli zur Navigation dargeboten. Vorher und nachher erfasste man die Beanspruchung mittels NASA-TLX. Die Ergebnisse zeigen eine signifikant höhere Belastung ausgehend vom handgehaltenen Display. Das zweite Experiment der Studie (n=8) untersuchte den Einfluss von Navigations-Content (Richtungspfeil), Navigations-Content (Richtungspfeil) plus Videos und einer Kontrollbedingung (keine Information), dargestellt auf dem HMD, auf Herzschlagrate

und subjektiv wahrgenommene Beanspruchung. Die Dauer der Herzratenaufzeichnungen zugrunde gelegt, betrug die Dauer der Experimental-aufgabe 5 Minuten. Die hier festgestellte Herzschlagrate und subjektive Belastung der HMDs ist signifikant höher verglichen mit der Kontrollgruppe.

Pfendler (2005) zeigte bei seinen Experimenten zum Einsatz von HMDs in der örtlichen Orientierung, dass bei einer konventionellen Papierkarte im Vergleich zu elektronischen Displays Fahrgeschwindigkeiten am niedrigsten und die erlebte Aufgabenschwierigkeit am höchsten war. Bei nachfolgenden Experimenten beobachtete Pfendler (2007) für ein HMD die höchsten Leistungen und beim handgehaltenen Display die günstigeren subjektiven Bewertungen. Die Symptome der Simulatorkrankheit waren beim HMD im Allgemeinen am höchsten. Für eine Zielentdeckungsaufgabe zeigten die Versuche von Pfendler & Widdel (2008) zwar keine Unterschiede zwischen den Displays, jedoch zeigten die Subskalen Anspannung und Ermüdung des Belastungsverlaufstests (BLV) und alle Skalen des Simulator Sickness Questionnaire (SSQ) höhere Werte für das HMD, als für ein handgehaltenes Display. Bei den weiteren Untersuchungen von Pfendler & Thun (2010) wurden negative Auswirkungen des HMDs auf die Beanspruchung, Ermüdung und Simulatorkrankheit bestätigt. Weiterhin wurde festgestellt, dass bei teildurchsichtigen HMDs, die die Sicht durch das Gehäuse einschränken, Reize im peripheren Bereich eher übersehen werden und somit die periphere Aufmerksamkeit negativ beeinflusst werden kann.

In Zusammenhang mit der Simulatorkrankheit entdeckten Moss & Muth (2011) dass, verdeckte, periphere Sicht statt Bildverzögerung und -skalierung erhöhte Symptome der Simulatorkrankheit erzeugen. In ihrer Untersuchung führten Teilnehmer (n=80) Kopfbewegungen zur Objektlokalisierung durch, während sie parallel auf dem HMD ein Video anschauten. Untersucht wurden die folgenden Bedingungen: Keine Verzögerung, 200ms Verzögerung, Bildgrößenskalierungen mit einem Faktor von 2.0 und 0.88 sowie eingeschränktes und nicht-eingeschränktes Sichtfeld. Dabei führte ein verdecktes Gesichtsfeld zu deutlich höhere Werte der Simulatorkrankheit. Einen Effekt durch Bildskalierung konnte nicht festgestellt werden.

Mit Blick auf vorangegangene Studien können die Auswirkungen von HMDs auf das visuelle System und die Leistung sowie auf physiologische Faktoren als widersprüchlich und wenig vergleichbar beschrieben werden. Unterschiedliche Aufgaben, Geräte, Anwendungsbereiche und Informationsdarstellungen lassen allgemeingültige Aussagen über ergonomische Eignung von HMDs nur eingeschränkt zu. Damit ist ein Rückschluss auf langzeitigen Einsatz der Geräte im industriellen Umfeld nur bedingt und stark eingeschränkt möglich. Der effektive und sichere Einsatz von HMDs in den Betrieben erfordert daher eine aufgaben- und kontextabhängige Betrachtung einer langzeitigen und industriespezifischen Tätigkeit mit Head-Mounted Display.

Langzeitige HMD-Studien im industriellen Umfeld gibt es insbesondere für das Anwendungsfeld der Kommissionierung (Baumann et al., 2011; Ehmman, 2005; Iben et al., 2009). Sie zeigten, dass Belastung und Beanspruchung, quantifiziert anhand subjektiver und objektiver Parameter, durch ein HMD-basiertes Augmented Reality System nicht zunahm (Grubert et al., 2010). Neben der Kommissionierung spielen im industriellen Produktlebenszyklus Wartung und Montage eine wesentliche Rolle. Bei Untersuchungen mit einem für die Industrie eingesetzten HMD während einer expe-

rimentellen Lego-Montageaufgabe, zeigten sich deutliche Unterschiede zwischen HMD und Tablet PC bei psychologischen Beanspruchungsmaßen (Wille, 2013). Wissen über die physiologische Beanspruchung bei komplexen, langzeitigen und körperlich beanspruchenden Tätigkeiten im industriellen Kontext fehlt.

Die hier beschriebene Experimentalreihe richtet sich deshalb auf die Beantwortung der Frage: Welche physiologischen und subjektiven Auswirkungen haben HMDs beim Langzeiteinsatz im industriellen Kontext?

3 Beanspruchung und deren Erfassungsmethoden

Vor dem Hintergrund einer ganzheitlichen Bewertung von HMDs betrachtet dieses Kapitel allgemeine Beanspruchung und Beanspruchungsformen sowie physiologische Messmethoden. Zusammen mit subjektiven Methoden können sie die Belastungssituation umfassend abbilden.

3.1 Begriffsdefinition und Formen von Beanspruchung

Belastung wird als eine objektive, wertneutrale, von außen auf den Menschen einwirkende Größe definiert, während Beanspruchung die Auswirkung dieser Größe auf den Menschen darstellt. Erst durch die Relation von Belastung zur Leistungsfähigkeit und zu den individuellen Bewältigungsstrategien einer Person, ergibt sich die positive oder negative Bedeutung des Begriffs. Zu geringe Belastung wird zur Unterforderung und führt ebenso wie zu hohe Belastung zu einer Fehlbeanspruchung (Rohmert & Rutenfranz, 1975).

Formen der Beanspruchung kann man anhand unterschiedlicher Arbeitsinhalte und damit einhergehender Belastungen klassifizieren. Diese sind aus Sicht der Arbeitswissenschaft entweder physischer oder informatorischer Natur. Als physische Belastung werden Kräfte und Energien bezeichnet, welche auf die biologischen Strukturen des menschlichen Organismus einwirken (Schmidtke, 1989), während informatorische Belastung den Menschen mental beansprucht und von Informationen der unmittelbaren Umwelt, dargebotener Medien oder Informationssysteme und deren Anwendungskontext ausgeht. Auch die daraus resultierenden psychomentalen Beanspruchungen sind von zeitkonstanten und -variablen Merkmalen eines Menschen abhängig. Hierzu zählen individuelle Bewältigungsstrategien, Persönlichkeit und Vorerfahrungen. Unmittelbare Folgen einer Fehlbeanspruchung sind Stress, psychische Ermüdung, Monotonie und psychische Sättigung (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2000).

Beanspruchungsindikatoren werden auf verschiedenen Ebenen beobachtet (Wallbott & Scherer, 1985): Auf der physiologischen, der subjektiven und der Handlungsebene. Leistungsparameter (Fehlerrate, Aufgabenzeit) erfassen die Handlungsebene, während zur Erfassung verbal-subjektiver und mentaler Beanspruchung theoriebasierte, ein- oder mehrdimensionierte Skalen herangezogen werden. Physiologische Beanspruchung wird u.a. durch Messgrößen des Herz-Kreislaufsystems oder durch Analyse der energetischen Beanspruchung quantifiziert. Wallbott & Scherer (1985) betonen, dass die relativ geringe, gemeinsame Varianz dieser Ebenen mehrere Indikatoren der verschiedenen Reaktionsbereiche erfordern. Die vorliegende Untersuchung hat dementsprechend Indikatoren aller drei Ebenen zu betrachten.

Bei der physiologischen Beanspruchung von Personen beim Tragen eines HMDs wird vornehmlich von einer Auswirkung auf das visuelle und des muskuläre System im Kopfbereich ausgegangen. Auffälligkeiten können hier durch Betrachtung der Muskelaktivität, Sehschärfe, des Gesichtsfeldes und der Körperhaltung festgestellt werden (Janß & Eschweiler, 2012a).

Generell kann das Gewicht bzw. die Gewichtsverteilung des HMDs, wie auch die Kabelrückführung (hier kommt es zu Kräfteverlagerungen am HMD, die der Nutzer auszugleichen versucht) während eines Langzeittests eine Zusatzbelastung darstellen. Die Elektromyographie (EMG) stellt in dem Zusammenhang ein Verfahren zur Quantifizierung der Einflüsse auf relevante Körperpartien dar. Dazu sollen Vorversuche relevante Muskeln im Hals-/Nackebereich identifizieren. Belastungs- und arbeitsphysiologische Untersuchungen können mithilfe elektromyografischer Messung in Laborstudien, die annähernd unter realen Bedingungen stattfinden, durchgeführt werden. Dies ermöglicht, die Beanspruchung der betreffenden Personen unter realistischen Bedingungen zu erfassen. Elektromyographie ist ein physiologisches Verfahren, bei dem durch Muskelaktivität zur Haut fortgeleitete, elektrische Spannungen gemessen werden (Pfeifer, 2003). Das genaue Vorgehen hierzu wird in Kapitel 3.2.1 vorgestellt.

Des Weiteren wurde die Elektrookulographie (EOG) zur Analyse der Beanspruchung für das visuelle System während des Tragens eines HMDs ausgewählt. Sie stellt eine etablierte Untersuchungsmethode dar (Volk, 2011). Nach Aussagen der Augenärzte des Universitätsklinikums der RWTH Aachen, sowie nach Brown et al. (2006), sind bei einem Langzeiteinsatz jedoch keine direkten Beeinträchtigungen des visuellen Systems zu erwarten. Eine Belastung der Augenmuskeln ist hingegen zu erwarten. Dies macht die Berücksichtigung der Elektrookulographie sinnvoll. Eine erhöhte Lidschlussfrequenz kann ebenso einen Aufschluss über Müdigkeitserscheinungen geben, kann aber auch auf trockene Augen hinweisen (Hargutt, 2003). Ähnlich der EMG vermag die EOG Belastungs- und Ermüdungserscheinungen zu quantifizieren. Das genaue Vorgehen der elektrookulographischen Messung wird in Kapitel 3.2.1 beschrieben. Zur Bestimmung der visuellen Beanspruchung wurden nach eingehender Literaturrecherche und Diskussion mit der Augenklinik des Uniklinikums Aachen weitere Visus- und Gesichtsfeldmessung ausgewählt. Ihre Kombination ermöglicht eine globale Beurteilung der Sehfunktion. Beide Verfahren sind weit verbreitet, etabliert, erprobt und vergleichbar. Die Kombination beider Methoden ist notwendig, da bspw. der Fall „100 prozentige Sehschärfe“ in Kombination mit „defektem Gesichtsfeld“ auftreten kann (Grehn, 2006).

3.2 Physiologische Beanspruchungsmessung

Dieses Kapitel beschreibt die Details der ausgewählten Methoden zur objektiven, physiologischen Beanspruchungserfassung.

3.2.1 Elektromyographie (EMG)

Muskelaktivität wird durch elektromyographische Signale quantifizierbar und wurde bereits in vielen arbeitswissenschaftlichen Studien als ein wesentlicher Parameter der physiologischer Beanspruchung erfasst (Luttmann et al., 2010; Strasser et al., 1996; Bao et al., 1996). Beispielsweise setzen Bongwald et al. (1995) das Verfahren bei Untersuchungen zum Gesundheitsrisiko beim Heben schwerer Lasten im Baugewerbe ein. Bei der Elektromyographie lassen sich mithilfe von Elektroden (Oberflächen- oder Nadelelektroden) Potentialschwankungen motorischer Einheiten der Muskulatur ableiten. Spezialnadeln können bei Bedarf einzelne Muskelfasern erfassen. Messungen der Potentialänderungen auf der Haut werden mit Oberflächenelekt-

roden durchgeführt und sind, bedingt durch die Ableitungsform, unpräziser, da diese Technik das Summen-Aktionspotential mehrerer motorischer Einheiten eines oder mehrerer Muskeln erfasst. Hinzukommt, dass sich die auf der Haut aufgebrachten Elektroden bei schwerer körperlicher Tätigkeit durch Transpiration leicht von der Haut ablösen und es so zu fehlenden Messwerten kommt. EMG ist als Verfahren in der Arbeitsmedizin und Sportphysiologie etabliert und kann dabei folgende Fragestellungen untersuchen (Pfeifer, 2003):

- Welche Muskeln sind wann und wie stark an einer Bewegung beteiligt?
- Welche zeitlichen Beziehungen bestehen zwischen der Aktivierung einzelner Muskeln? (intermuskuläre Koordination)
- Wie ist der Verlauf der Muskelaktivierung bei einer Bewegung (Innervationsmuster)?
- Wann und wie verändert sich das Innervationsverhalten bei Ermüdung?

Anhaltende und wiederkehrende Muskelanspannung führt zu physiologischen Ermüdungserscheinungen. Diese manifestieren sich unter anderem in der Unfähigkeit, das gewünschte Kraftniveau zu halten, in muskulärem Tremor und in lokalisierendem Schmerz (Schulte, 2005).

Im praktischen Einsatz werden für jeden Muskel zwei Elektroden parallel zum Muskelfaserlauf mit einem Innerelektrodenabstand von 2 cm positioniert (Hermens et al., 2000). Das myoelektrische Signal entsteht aus dem Aktionspotential der Muskelfasermembran und dem zugrundeliegenden Depolarisations-Repolarisationsablauf. Der Depolarisations-Repolarisationszyklus formt eine Depolarisationswelle, welche sich entlang der Faser fortpflanzt. Diese Aktionspotentiale mehrerer Muskelfasern werden im EMG-Signal zu einem Summenaktionspotential zusammengefasst. Die Erfassung des Signals unterliegt Einflussfaktoren wie Gewebeeigenschaften des Teilnehmers, Signal-Überschneidungen mehrerer Muskeln, Änderungen des Muskel-Elektroden Abstandes, elektrischen Störspannungen und Rauschen, verursacht durch Elektroden und Verstärker. Nur durch eine genaue Vorbereitung und Kontrolle der Laborbedingungen können diese Faktoren weitestgehend ausgeschlossen werden. Oberflächliche, große und kräftige Muskeln können durch Oberflächen Elektroden erfasst werden. Eine präzisere und selektive Betrachtung tiefergelegener, schmaler oder überlagerter Muskeln wird durch den Einsatz von Nadelelektroden möglich. Statt Hautoberflächenelektroden werden dann feine Drähte direkt im Muskel positioniert.

Um bei der Datenanalyse die Abhängigkeit von Messbedingungen und interpersonellen Unterschieden zu reduzieren, wird eine Normierung des Signals vorgenommen. Diese bezieht sich üblicherweise auf eine maximale, willkürliche Muskelkontraktion (maximum voluntary contraction, MVC) und die damit verbundene maximale, willkürliche elektrische Aktivierung (maximal voluntary electrical activation, MVE). Zu deren Erzeugung wird vor der eigentlichen Messung für jeden zu untersuchenden Muskel eine MVC-Referenzmessung durchgeführt. Innerhalb von drei bis fünf Sekunden bringt der Versuchsteilnehmer dabei die Maximalkraft gegen einen statischen Widerstand auf. Die während des Versuchs aufgenommenen Signale werden im Verhältnis zum MVE, als %MVE-Werte beschrieben. In Fällen, in denen es nicht möglich ist, ein maximales Signal des Muskels zu erzeugen, kann die Normalisierung unter Verwen-

dung einer standardisierten Referenzaktivierung (RVE) durchgeführt werden (Hägg et al., 2000).

3.2.2 Sehschärfeprüfung

Generell wird zwischen vier Arten der Sehschärfe unterschieden (Riggs, 1996):

- Punktsehschärfe (Kehrwert des kleinsten Gesichtswinkels, unter dem ein dunkles Objekt auf hellem Grund wahrgenommen wird)
- Auflösungssehschärfe (Kehrwert des kleinsten Gesichtswinkels, unter dem zwei Punkte oder Linien als getrennt wahrgenommen werden)
- Lokalisationssehschärfe (kleinste erkennbare Veränderung der räumlichen Beziehung zweier Objekte zueinander)
- Erkennungssehschärfe (Kehrwert des kleinsten Gesichtswinkels unter dem die Details eines Objektes wahrgenommen werden, damit dessen Form erkannt wird)

Die in der augenärztlichen Praxis übliche Methode zur Bestimmung des Visus ist die subjektive Sehschärfebestimmung mit Sehzeichen (Optotypen). Diese können auf unterschiedliche Weise dargeboten werden, beispielsweise auf Sehtafeln, auf einem Monitor oder mittels eines Projektors. Die Sehzeichen werden von der untersuchten Person benannt. Die Messung der einäugigen Sehschärfe gegenüber der beidäugigen beinhaltet keine Addition der Werte. In der größeren Zahl der Fälle liegt die monokular gemessene Sehschärfe unter der der binokular erfassten, da im Fall eines geschlossenen Auges, das offene die Pupille weitet und damit die Sehschärfe herabgesetzt wird. Bei geringem Umgebungslicht kann davon ausgegangen werden, dass die monokulare Sehschärfe höher ist, als die binookulare (Trendelenburg et al., 1961).

Bei der Visusmessung nach der Europäischen Norm EN ISO 8596 (Sehschärfenmessung) ist der Landoltring als Sehzeichen vorgeschrieben. Er wird in acht verschiedenen Orientierungen dargeboten. Bei abnehmender Größe des Landoltrings sinkt die Trefferrate von 100% auf eine Zufallswahrscheinlichkeit von 12,5%. Dieser Zusammenhang wird durch die sogenannte psychometrische Funktion beschrieben. Die Sehschärfe ergibt sich aus der Formel (1) nach Palagia (Palagia, 1993):

$$(1) \quad \text{Sehschärfe} = 1/\text{Lücke des kleinsten erkannten Landoltrings [Bogenminuten]}$$

Die Abstufung zwischen den einzelnen Sehschärfewerten und der Empfindungsstärke ist logarithmisch skaliert (Ferris et al., 1982). Die psychometrische Funktion hat im Wendepunkt die höchste Steigung. Für die Reproduzierbarkeit der Sehschärfe ist es optimal, wenn der Wendepunkt als Schwellwert definiert wird, da sich hier kleine Änderungen der Trefferrate in kleinen Änderungen der abgelesenen Sehschärfe ausdrücken (Petersen, 1990).

EN ISO 8596 enthält außerdem Vorschriften für den allgemeinen Sehtest, den Sehtest für Gutachten, den straßenverkehrsbezogenen Sehtest sowie den Sehtest für berufsgenossenschaftliche Untersuchungen. In diesen Vorschriften sind die physikalischen Parameter bei der Visusbestimmung festgelegt. Zu diesen zählen: der Untersuchungsabstand für die Sehschärfebestimmung in der Ferne von mindestens 4 m,

die Testfeldgröße (Durchmesser $2,0^{\circ}$ - $5,0^{\circ}$), die Testfeldleuchtdichte (80 - 320 cd/cm^2), der Sehzeichenabstand (> 15 Winkelminuten und mehr, abhängig von der Visusstufe), der Abstand der Sehzeichen zum Rand des Testfeldes ($0,5^{\circ}$) und der Sehzeichenkontrast (Leuchtdichte der Sehzeichen $<15\%$ der Leuchtdichte des Testfeldes). Der Sehtest kann computergestützt erfolgen, beispielsweise mit dem Freiburger Visustest. Das Verfahren bestimmt die anzubietende Optotypengröße nach einer Optimalstrategie und stellt diese auf einem Bildschirm dar (Bach, 1995). Der Freiburger Visustest (FVT) kann Landoltringe in vier oder acht Orientierungen zeigen. Das Programm wurde von Bach (1995) entwickelt.

Das Sehschärfenmessgerät R22 wird während Vorversuche zur Prüfung der mono- und binokularen Sehfunktionen verwendet. In den Hauptversuchen verwendete man das Optovist Sehtestgerät der Firma Vistec. Dieses ist am Institut für Arbeitswissenschaft vorhanden und geht über den Standard-Sehtest in der Nähe und Ferne hinaus. Zusätzlich konnten hiermit Kontrast- und Farbsehtests durchgeführt werden.

3.2.3 Lidschlagmessung mittels Elektromyographie

Mittels Elektroofokulographie (EOG) wird in erster Linie die Bewegung der Augen erfasst. Dazu wird der Potentialunterschied zwischen Hornhaut und Netzhaut durch Hautoberflächenelektroden gemessen. Diese sind links und rechts (oder oberhalb und unterhalb) des Auges angebracht. Die horizontalen Elektroden erfassen horizontale Bewegungen, die vertikal angebrachte Elektroden erfassen vertikale Bewegungen (Meinold, 2005). Um eine Ermüdung des visuellen Systems anhand von Lidschlusscharakteristika zu bestimmen, genügt demnach der Einsatz von vertikal angebrachten Elektroden. Voraussetzung hierfür sind sorgfältig platzierte Oberflächenelektroden und ein eindeutig identifizierbares, von Augenbewegungen und Artefakten (EEG-Hirnaktivitäten, Gesichts- und Kaumuskelaktivitäten) unterscheidbares Lidschlussignal (Link et al., 2008) sowie konstante Lichtbedingungen, stabiler Kontakt der Elektroden zur Haut und geringe Kopfbewegungen (Meinold, 2005). Neben dem vertikalen Elektroofokulogramm, welches nur in Ruheposition erfasst werden kann, ist die Elektromyographie die zweithäufigste Methode zur Erfassung des Lidschlussignals. Dabei wird die Muskelaktivität der oberen und unteren Augenlider mithilfe von Oberflächen- oder Nadelelektroden abgeleitet. Weil ein Einsatz von Nadelelektroden sehr aufwändig, kaum gerechtfertigt ist und nur von Ärzten durchgeführt werden darf, werden Nadelelektroden in der vorliegenden Studie nicht verwendet.

Vorteil des vertikalen EOGs zur Lidschlagerfassung ist der minimale Diskomfort, der bei den Teilnehmern entsteht. Im Unterschied zum über Beobachtung erfassten Lidschlussverhalten lassen sich mit vertikal angebrachten Oberflächenelektroden alle relevanten Lidschlagparameter (Zeitpunkt, Amplitude, Dauer und Geschwindigkeit) aufzeichnen. Der Nachteil der Methode liegt in dem hohen Rauschen und Bewegungsartefakten, die zusätzlich zum Lidschlag aufgezeichnet werden. Bei vertikalem EOG gibt es zusätzlich keine Lidspalteninformationen, da das Signal nicht nullpunktstabil ist. Der absolute Wert ist damit nicht interpretierbar. Im Falle der Ermüdung sinkt die Lidschlussamplitude auf Grund einer kleiner gewordenen Lidspalte. Neben dem vertikalen Elektroofokulogramm im Labor, kann laut Empfehlung des Helmholtz-Institutes der RWTH-Aachen (Janß & Eschweiler, 2012) der Lidschluss mit horizontal und vertikal positionierten Oberflächenelektroden erfasst werden.

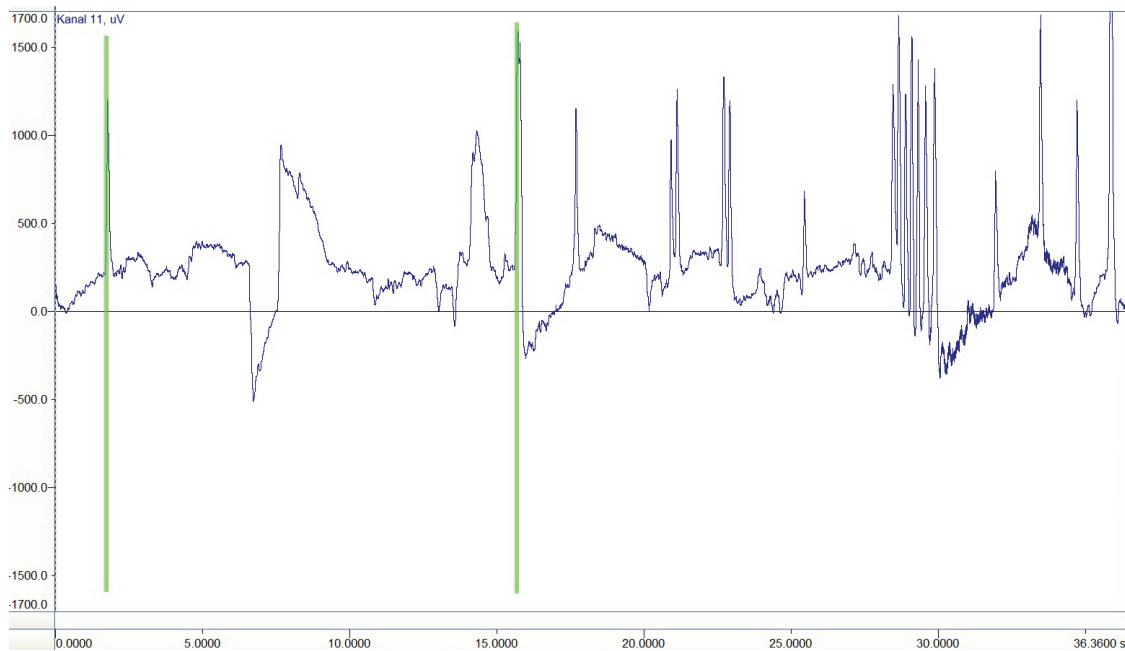


Abb. 3.1 Die Lidschlagsignal-Peaks (grün) müssen von Artefakten, insbesondere der Augenbewegung, unterschieden werden.

Der Lidschluss an sich ist eine schnelle Augenlidbewegung, die das Auge befeuchtet und schützen soll. Er findet für beide Augen synchron, spontan, willkürlich, reflexhaft aber auch willentlich statt. Die Lidschlagamplitude des im Labor erfassten vertikalen Elektrokulogramms setzt sich aus dem Anstieg der Lidschließung und dem Abfallen der Lidöffnung zusammen (Meinold, 2005). Das entsprechende Signal kann mittels Elektrokulographie hinsichtlich seiner Frequenz, Dauer, Öffnungs- /Schließgeschwindigkeit und Amplitude analysiert werden. Im Unterschied zum Augenschluss mit 500-100ms dauert eine Lidschlussbewegung nur 80-750ms (Volker Hargutt, 2001). Die zeitliche Verteilung der Lidschlüsse wird mittels Interblinkintervall untersucht, also der Zeit zwischen zwei Lidschlüssen oder dessen Kehrwert. Verarbeitet werden damit Lidschlussrate oder Lidschlussfrequenz. Unter Lidschlussdauer wird die Zeit vom Beginn der Lidschlagamplitude bis zu ihrem Scheitelpunkt verstanden. Sie wird für das vertikale Elektrokulogramm mittels drei unterschiedlichen Möglichkeiten bestimmt: Beginn der Amplitude bis (1) zu dem Zeitpunkt ab dem die Lidöffnungsgeschwindigkeit einen kritischen Wert unterschreitet, (2) zur größten Lidöffnungsgeschwindigkeit oder (3) bis die zur halben Amplitude (Meinold, 2005). Da die zweite und dritte Möglichkeit vergleichbare Werte liefern und die Hälfte der Amplitude mit weniger Aufwand berechnet werden kann, ist dies Grundlage für die Berechnung des Lidschlags in dieser Studie.

Weitere Studien verwenden die Lidschlussrate überwiegend als Parameter der Ermüdung. Lecret & Pottier (1971) zeigen in einer Studie, bei der 31 Teilnehmer eine zweistündige und eine vierstündige Autobahnfahrt zwischen 21.00 und 1.00 Uhr bei einer gleichbleibenden Geschwindigkeit von 100 km/h unternahmen, dass die Lidschlussfrequenz im Zeitverlauf abnimmt. Skipper & Wierwille (1986) untersuchten Methoden, die sich zur Erkennung von Müdigkeit eigneten. Bei einer simulierten Autobahn-Nachtfahrt im Fahrsimulator wurden unterschiedliche Ermüdungszustände simuliert: nach einer ca. 8-stündigen Schlafphase und nach 19-stündigen Wachphase. Die gewichtete Lidschlussrate war unter Schlafentzug höher. Summala

et al. (1999) stellen fest, dass die Lidschlussrate im Verlauf einer 1200 km langen Nachtfahrt (n=4) zunahm. In kritischen Situationen (Überholen eines LKWs) nahm die Blinkrate ab. Die Lidschlussdauer des Fahrers war kürzer als die des Beifahrers. Dies belegt den Einfluss des Kontextes auf die Blinkrate und -dauer.

Neben Müdigkeitserscheinungen wird die Lidschlussrate und Frequenz durch zusätzliche Faktoren beeinflusst. Trockene Augen können anhand der Lidschlagfrequenz identifiziert werden, weil hier die Oberflächenbeschaffenheit des Auges einen Einflussfaktor darstellt. In einer Studie (n=23) verdeutlichen Nakamori et al. (1997), dass die Lidschlussfrequenz beim Blick nach oben deutlich höher ist, als bei einem Blick nach unten. Orchard & Stern (1991) identifizierten die Lidschlussrate bei visuellen Aufgaben als gehemmter, als bei akustischen Aufgaben. Beim Lesen eines Textes oder einer visuellen Reizdarbietung zum Beispiel finden die Lidschlüsse nicht willkürlich über einen Zeitraum verteilt, sondern in Phasen geringerer visueller Informationsaufnahme statt (Zeilenwechsel/Seitenwechsel). Forbes et al. (1958) zeigten, dass die Lidschlussfrequenz über einen Zeitraum von 160 Minuten unabhängig vom Schlafentzug ansteigt, während Einschlafereignisse bei der Gruppe mit Schlafentzug gehäuft auftraten. Im Unterschied zur Lidschlussdauer ist die Lidschlussrate sowohl von der Zeit innerhalb der Arbeitsaufgabe, als auch von der Aufgabe selbst (Schwierigkeitsgrad und visuelle Aufbereitung) abhängig.

Demzufolge erfordert eine valide Ermüdungsmessung mittels Lidschlussverhalten zusätzliche Parameter. Dabei handelt es sich um Lidschlussdauer, Fehlerrate, lange Augenschlüsse, gewichtete Lidschlüsse (Skipper & Wierwille, 1986), Bursts (Phasen mit hoher Lidschlagrate) oder Augenschlüssen. Hargutt (2001) zeigt, dass die Lidschlussfrequenz mit aufgaben- und aufmerksamkeitsabhängigen Gegebenheiten und die Lidschlussrate mit Müdigkeit in Verbindung steht. Daher sollen Lidschlussfrequenz und Lidschlussrate stets gemeinsam betrachtet werden. Nach individueller Normierung kann die Lidschluss in vier Stadien unterschieden werden (Hargutt, 2003):

- Wach (seltene und kurze Lidschläge)
- Vigilanzgemindert (häufige und kurze Lidschläge)
- Ermüdet (Zunahme der Lidschlussdauer)
- Starke Müdigkeit (Auftreten von Einschlafereignissen entsprechend dem PERCLOS-Maß)

Entsprechend Janß & Eschweiler (2012) quantifiziert diese Studie elektromyographischen Lidschluss mit dem Gerät Noraxon Telemyo DTS.

3.2.4 Gesichtsfeldmessung (Perimetrie)

Das Gesichtsfeld bezeichnet die Gesamtheit aller Inhalte, welche bei geradeaus schauendem, ruhigem Blick noch durch das Auge erfasst werden können. Abhängig vom verwendeten Perimeter kann mit einer Gesichtsfeldmessung entweder die Größe oder Empfindlichkeit des Gesichtsfeldes erfasst werden.

Das Verfahren einer statischen *Gesichtsfeldmessung* bestimmt die Lichtunterschiedsempfindlichkeit der Netzhaut und deren Abweichungen (Defekte) von altersüblichen Normwerten. Während einer perimetrischen Messung werden den Teilneh-

mern unterschiedlich helle Lichtpunkte an verschiedenen Positionen im Gesichtsfeld dargeboten. Der Teilnehmer fokussiert zeitgleich einen Fixationspunkt in der Mitte des Schirms und drückt beim Aufblinken eines Lichtpunkts einen Signalknopf. Wird ein dargebotener Stimulus nicht registriert, erhöht das Perimeter die Leuchtdichte des Lichtpunkts.



Abb. 3.2 Mit dem hier abgebildeten Octopus 1-2-3 kann die Empfindlichkeit des Zentralen Gesichtsfeldes (30 Grad) betrachtet werden.

Die Wahrnehmungsschwelle definiert sich durch die Leuchtdichte des Stimulus (dB), bei der dieser mit einer Wahrscheinlichkeit von 50% erkannt wird. Zur Näherung an diese Schwellwertempfindlichkeit gibt Verfahren mit unterschiedlicher Untersuchungszeit und Genauigkeit. Das am häufigsten eingesetzte Verfahren ist das Staircase-Verfahren. Hierbei wird das Gesichtsfeld in vier Quadranten eingeteilt. In der Mitte jedes Quadranten befindet sich einer von vier Primärpunkten des Prüfpunktrasters. Seine Schwellwerte werden zuerst bestimmt, im Anschluss die aller Umgebungspunkte. Dazu wird an den Primärpunkten zunächst ein Lichtpunkt mit einer um 4 dB helleren, alters-korrigierten Normhelligkeit dargeboten. Reagiert der Teilnehmer nicht, wird die Luminanz um 6 dB erhöht. Weitere Steigerungen um 8 dB folgen, bis der Teilnehmer den Stimulus erkennt und der Schwellenwert damit das erste Mal überschritten wurde. Nachfolgend wird die Helligkeit in 4 dB Schritten gesenkt, bis der Teilnehmer den Lichtpunkt nicht mehr erkennt und der Schwellwert damit zum zweiten Mal überschritten wird. Jetzt wird die Luminanz um 2 dB erhöht, bis der Schwellwert zum dritten Mal überschritten wird. Schließlich werden 1 dB Anpassungen in entgegengesetzter Richtung vorgenommen um den Schwellenwert genau bestimmen zu können. Die Exaktheit dieses Wertes liegt bei +/- 1dB. Bei der

Schwellwertbestimmung der vier Primärpunkte wird mit einer dreifachen Kreuzung des Schwellwerts gearbeitet (Weijland et al., 2004).

Globale Gesichtsfeldindizes beschreiben die wichtigsten Eigenschaften des Gesichtsfeldes, welche mittels statischer Gesichtsfeldmessung erfasst werden können: Mittlere Sensitivität, Mittleren Defekt (MD) und die square root Loss Variance (sLV). Die Mittlere Sensitivität ist definiert als der Durchschnittswert sämtlicher auf den einzelnen Testpositionen festgestellten Schwellwertempfindlichkeiten. Sie ist abhängig vom Alter des Teilnehmers und bildet die Grundlage für weitere Berechnungen.

Der Mittlere Defekt (MD) eines Gesichtsfeldes wird durch den Vergleich der mittleren Sensitivität mit altersabhängigen Normwerten berechnet. Er ist ein Durchschnittswert aller lokal auf der Netzhaut gefundenen Defekte und durch den Normwertvergleich unabhängig vom Alter. 90% aller normalen Gesichtsfelder weisen einen Mittleren Defekt zwischen -2 dB und +2 dB auf. Der MD gilt als wichtigster Indikator für die Identifikation globaler Schäden am Auge. Veränderungen des Gesichtsfeldes können anhand seiner Veränderung festgestellt werden. Die Varianz der lokalen Defekte (LV) reagiert am empfindlichsten auf Unregelmäßigkeiten der Gesichtsfeldempfindlichkeit und ist somit ein früher Indikator für Veränderungen. Weil das Quadrat der Standardabweichung mit fortschreitender Beeinträchtigung des Gesichtsfeldes sehr hohe Werte erreicht, ist die Quadratwurzel der Varianz lokaler Defekte, die square root Loss Variance (sLV) an der Stelle ein praktikableres Maß.

Bereits andere Studien untersuchen mittels Gesichtsfeldmessung inwiefern sich das visuelle System durch die Nutzung von HMDs verändert (Peli, 1998; Woods et al., 2003). Der Defekt des Gesichtsfeldes einer Gruppe, deren Größe nicht angegeben ist, erfassten Woods et al. (2003). Die Teilnehmer trugen während der Messungen die binokularen see-through HMDs *Sony Glasstron PLM-50* und *Virtual IO Glasses* sowie die monokularen see-through HMDs *Micro Optical Clip On* und *Micro Optical integrated Eyeglasses*. Die monokulare und binokulare, kinetische Messung des zentralen (50 Grad) und peripheren Gesichtsfeldes (180 Grad) zeigt die Einschränkung des Field of View (FOV) durch die untersuchten Displays. Dabei führten die binokularen HMDs (Sony Glasstron PLM-50 und Virtual I-0) zu größeren Einschränkungen als monokulare HMDs (MicroOptical Clip-on und MicroOptical Brillen). Beide binokularen HMDs verdecken sowohl das monokulare, als auch das binokulare Gesichtsfeld. Das ist gleichbedeutend mit einer partiellen Erblindung. Unklar bleibt wie HMDs das Gesichtsfeld nach der Tragzeit beeinflussen.

3.2.5 Videobasierte Körperhaltungsanalyse

Zur Identifizierung und Erfassung ungünstiger Arbeitshaltung wurde das Ovako Working Posture Analysing System (OWAS) entwickelt (Karhu et al., 1977). Mittels OWAS lassen sich einzelne Haltungen von Armen, Beinen, Rücken und Kopf durch fünfstellige Codes klassifizieren:

- Rumpf
 - 1: Rumpf gerade
 - 2: Rumpf gebeugt
 - 3: Rumpf gedreht
 - 4: Rumpf gebeugt und gedreht
- Arme
 - 1: Beide Arme unter Schulterhöhe
 - 2: Ein Arm über oder auf Schulterhöhe
 - 3: Zwei Arme auf oder über Schulterhöhe
- Beine
 - 1: Sitzend
 - 2: Stehend
 - 3: Stehend auf einem Bein
 - 4: Stehend auf zwei gebeugten Beinen
 - 5: Stehend auf einem gebeugten Bein
 - 6: kniend
 - 7: gehend
- Gewicht-/Kraftbedarf
 - 1: 1-10 kg
 - 2: 10-12 kg
 - 3: > 20 kg
- Kopf
 - 1: frei
 - 2: nach vorne gebeugt
 - 3: zur Seite gebeugt
 - 4: nach hinten gebeugt
 - 5: zu Seite gedreht

Das Verfahren ist für alle Körperteile gemeinsam oder einzeln anwendbar. Die Frequenz einzelner Haltungen und ihr Anteil an der Gesamtarbeitszeit werden auf Basis von Beobachtungen oder mithilfe von Videodaten und spezieller Analysesoftware berechnet. Für die Vorversuche werden Frames mit Intervallen von 30-60 Sekunden extrahiert und die Kopfhaltung entsprechend klassifiziert. Haltungskombinationen und ihr relativer Anteil an der Gesamtarbeitszeit werden in vier Aktionskategorien eingeordnet. Diese Einordnung in Aktionskategorien orientiert sich an den mit der Haltung einhergehenden Risiken einer Muskel-Skelett-Erkrankung und an der resultierenden Belastung für den Bewegungsapparat.

3.3 Subjektive Beanspruchungsmessung

Neben den objektiven, physiologischen Parametern zur Erfassung der visuellen und körperlichen Beanspruchung beim Einsatz von Head-Mounted Displays werden in vorliegender Studie folgende subjektive Verfahren eingesetzt: der RSME (rating

scale of mental effort, Zijlstra 1993), und der Belastungsverlaufftest (BLV nach Künstler 1980) in seiner modifizierten Version von Bronner und Karger (1985) sowie dem NASA-TLX. Dieses Vorgehen wurde gewählt, um einen Vergleich der Verfahren durchführen und die Vorteile der verschiedenen Verfahren kombinieren zu können.

3.3.1 NASA Task Load Index (NASA-TLX)

Der NASA Task Load Index (NASA-TLX, nach: Hart, 2006) ist eine subjektive Beanspruchungsmessmethode, in der eine Versuchsperson die während einer Aufgabe erlebte Beanspruchung nach der Durchführung der Aufgabe über Ratingskalen selbst bewertet. Dabei wird Beanspruchung definiert als die Anstrengung, die eine Person aufwendet, um eine Aufgabe durchzuführen. Die Methode umfasst sechs Ratingskalen, in denen die geistigen, körperlichen und zeitlichen Anforderungen sowie die eigene Leistung, Anstrengung und Frustration bewertet werden.

Die Durchführung des vollständigen Verfahrens erfolgt in zwei Schritten: Zunächst wird die zu bewertende Tätigkeit von den Beurteilern in Bezug auf diese sechs Variablen einer zwanzigstufigen bipolaren Ratingskala mit verbalen Deskriptoren an den Skalenenden eingestuft. Danach wird im Paarvergleich von den Beurteilern die Wichtigkeit der sechs Subskalen für die zu beurteilende Tätigkeit über alle möglichen Paarkombinationen (=15) der Subskalen bewertet. Daraus werden Gewichte für jede Subskala abgeleitet, mit denen jedes Subskalenergebnis multipliziert wird. Diese Werte werden aufsummiert und durch die Summe der Gewichte (=15) dividiert.

Auf diese Weise ergibt sich der gewichtete Gesamtwert. Neben dem gewichteten Gesamtwert können auch die Subskalenwerte analysiert werden, die diagnostische Aussagen über evtl. aufgetretene Beanspruchungsprobleme erlauben.

3.3.2 Belastungsverlaufftest (BLV)

Der Belastungsverlaufftest von Künstler (1980) gehört wie der NASA-TLX zu den Methoden der Selbstskalierung und dient einer mehrdimensionalen Erfassung der Beanspruchung bei Tätigkeiten von längerer Zeitdauer, wobei er vor und nach der Aufgabe und u.U. auch in Arbeitspausen vorgelegt wird. Gegenüber dem NASA-TLX erfasst er andere Aspekte der Beanspruchung und den Beanspruchungsverlauf.

Der BLV ist in verschiedenen Versionen verfügbar (Schütte, 1988; Pfendler und Thun, 2001). Die hier verwendete Version von Bronner und Karger (1985) basiert auf 24 Items und beinhaltet die Subskalen Psychische Anspannung, Leistungsfähigkeit, Leistungsaversion und Ermüdung. Jedes Item wird von der Versuchsperson auf einer sechsstufigen Ratingskala bewertet und die Subskalenwerte durch Mittelung der zugehörigen Itemeinstufungen gebildet. In Abweichung von der Originalversion von Künstler werden in der BLV Version von Bronner und Karger alle Items so umgepolt, dass hohe Subskalenwerte, d.h. eine hohe psychische Anspannung, eine geringe Leistungsfähigkeit, eine starke Leistungsaversion und eine starke Ermüdung auf eine hohe Beanspruchung hinweisen. Entsprechend den Empfehlungen der Autoren wird der BLV während der Vorversuche prä- und posthoc abgefragt.

3.3.3 Rating Scale of Mental Effort (RSME)

Die RSME (Zijlstra, 1993) fragt die mentale Beanspruchung direkt auf einer Skala von 0-150 ab, mit der Argumentation, dass Probanden Schwierigkeiten haben, eine empfundene Beanspruchung auf verschiedene Subskalen zuverlässig aufzuteilen. Der Vorteil der RSME ist, dass die Abfrage einer Skala keine große Unterbrechung der Arbeitsaufgabe darstellt und somit in der konkreten Situation erhoben werden kann. Während der BLV vor und nach der Versuchsaufgabe erhoben wird, wird die RSME innerhalb der Versuchsblöcke abgefragt und kann so einen zeitlichen Verlauf der Beanspruchung wiedergeben.

3.3.4 Simulator Sickness Questionnaire

Vor und nach der Versuchsaufgabe wird zusätzlich der *Simulator Sickness Questionnaire* (SSQ, Kennedy 1993) erhoben. Dieser Test wurde ursprünglich entwickelt, um das Vorhandensein von Symptomen der Simulatorekrankheit zu erfassen. Hierbei handelt es sich um Schwindel, Augenprobleme und Übelkeitsgefühle, entstehend durch eine Diskrepanz zwischen Gleichgewichtssinn und visuellen Eindrücken. Zwar handelt es sich bei dem vorliegenden Versuchsaufbau nicht um einen Fahr- oder Flugsimulator, die Tatsache, dass sich das statische Bild des HMDs unverändert vor dem Auge bleibt und sich selbst bei Kopfdrehungen nicht bewegt, könnte auch hier zu Effekten führen.

Symptom	nicht vorhanden	leicht	mittel	stark
01 - Allgemeines Unbehagen / Unwohlsein	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
02 - Ermüdung	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
03 - Kopfschmerzen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
04 - Überanstrengte Augen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
05 - Schwierigkeiten scharf zu sehen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
06 - Erhöhter Speichelluss	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
07 - Schwitzen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
08 - Übelkeit	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
09 - Konzentrationsschwierigkeiten	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
10 - Druckgefühl im Kopfbereich	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
11 - Verschwommene Sicht	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
12 - Schwindel (bei geöffneten Augen)	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
13 - Schwindel (bei geschlossenen Augen)	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
14 - Gleichgewichtsstörungen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
15 - Magenbeschwerden	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
16 - Aufstoßen	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Abb. 3.3 Elektronische Form des Simulator Sickness Questionnaire (SSQ)

Als subjektives Messinstrument entwickelten und standardisierten Kennedy et al. (1993) den Fragebogen „Simulator Sickness Questionnaire“ (SSQ), mit dem die verschiedenen Symptome der Simulatorekrankheit erfasst werden können. Die elektronische Form dieses Fragebogens ist in Abbildung 3.3 dargestellt.

Die Symptome, die mit dem SSQ in ihrer Intensität erfasst werden, sind aufgrund von Clusteranalysen drei Gruppen zugeordnet: Nausea (Übelkeit), Oculomotor (die Beweglichkeit des Auges betreffend) und Disorientation (Desorientierung). Die Symptome sowie deren Gruppierung und Gewichtung werden in Tabelle 3.1 dargestellt.

Tab. 3.1 Simulatorkrankheitssymptome laut SSQ und deren Gruppierung

SSQ-Symptom	Gewichtung		
	<i>Nausea</i>	<i>Oculomotor</i>	<i>Disorientation</i>
1. Allgemeines Unbehagen/Unwohlsein	1	1	0
2. Ermüdung	0	1	0
3. Kopfschmerzen	0	1	0
4. Überanstrengte Augen	0	1	0
5. Schwierigkeiten, scharf zu sehen	0	1	1
6. Erhöhter Speichelfluss	1	0	0
7. Schwitzen	1	0	0
8. Übelkeit	1	0	1
9. Konzentrationsschwierigkeiten	1	1	0
10. Druckgefühl im Kopfbereich	0	0	1
11. Verschwommene Sicht	0	1	1
12. Schwindel (bei geöffneten Augen)	0	0	1
13. Schwindel (bei geschlossenen Augen)	0	0	1
14. Gleichgewichtsstörungen	0	0	1
15. Magenbeschwerden	1	0	0
16. Aufstoßen	1	0	0

Zur Auswertung der SSQ-Ergebnisse wird entsprechend dem angekreuzten Urteil „nicht vorhanden“, „leicht“, „mittel“ und „stark“ mit den Werten 0, 1, 2 und 3 codiert, dann mit dem in Tabelle 3.1 angegebenen Gewichtungsfaktor multipliziert und anschließend über alles aufsummiert. Dieser Rohwert wird in den SSQ-Gesamtwert überführt, indem er mit 3,74 multipliziert wurde. Die Werte für Nausea, Oculomotor und Disorientation werden erstellt, indem die jeweils abgegebenen Urteile codiert und mit dem Gewichtungsfaktor multipliziert werden. Zur Einzelanalyse werden die jeweiligen Ergebnisse mit 9,54 (Nausea), 7,58 (Oculomotor) bzw. 13,92 (Disorientation) multipliziert. So wird eine Vergleichbarkeit der jeweiligen Werte erreicht.

Für die Simulatorkrankheit kategorisieren Stanney et al. (1997) die Ergebnisse des SSQ folgendermaßen:

Tab. 3.2 Kategorisierung der SSQ Ergebnisse für Simulatoren nach Stanney et al. (1997)

SSQ-Score	Kategorie
0	No symptoms
<5	Negligible symptoms
5-10	Minimal symptoms
10-15	Significant symptoms
15-20	Symptoms are a concern
>20	A bad simulator

Ein Vergleich von erreichten Werten bei Untersuchungen zu der Verwendung von virtuellen Umgebungen und Simulatoren zeigt, dass die SSQ-Werte für virtuelle Umgebungen höher waren als bei Simulatoren. Die mittleren Werte der Untersuchungen für die virtuelle Umgebung zeigten jedoch große Unterschiede (mittlere SSQ-Werte von 16 bis 55), so dass ein abschließendes Urteil über die Höhe der SSQ-Werte nicht möglich ist.

Stanney et al. (1997) weisen zusätzlich auf strukturelle Unterschiede zwischen Simulatorkrankheit und Cybersickness hin. Während bei der Simulatorkrankheit die Komponente mit den höchsten Werten Oculomotor, gefolgt von Nausea und Disorientation ist, weisen die Werte bei Untersuchungen zur Verwendung von virtueller Umgebung die Disorientation die höchsten Werte auf, gefolgt von der Nausea und schließlich der Oculomotor.

3.3.5 Fragebogen zur visuellen Ermüdung

Die Arbeit mit optischen Systemen stellt besondere Anforderungen an das visuelle System eines Menschen. Ermüdung des Anwenders kann eine mögliche Folge dieser Beanspruchung sein. Mit dem Fragebogen zur visuellen Ermüdung von (Bangor, 2000) kann vor und nach der Versuchsaufgabe abgefragt werden, inwieweit der Teilnehmer das Display als visuell ermüdend wahrnimmt. Insgesamt 17 Items wie tränende, schmerzende Augen, Schwierigkeiten scharf zu sehen, Kopfschmerzen, Doppelsehen usw. werden mit kontinuierlichen Skalen erfasst und grenzen das Konzept der subjektiv wahrgenommenen, visuellen Ermüdung ab. Eine Befragung soll direkt im Anschluss an die Versuchsaufgabe stattfinden (Bangor, 2000). Schwachstelle des Fragebogens ist, dass keine Faktoren oder ein Gesamtwert vorhanden sind.

3.3.6 Interview zur persönlichen Einschätzung

Grundlagen eines unstrukturierten Interviews im Anschluss an die Versuchsaufgabe bilden die folgenden Fragen:

- 1 Können Sie sich vorstellen mit diesem Display zu arbeiten? Begründen Sie ihre Entscheidung.
- 2 Würden Sie das Display eher für kurzzeitigen oder langzeitigen Gebrauch empfehlen?
- 3 Was würden Sie an dem Display verbessern?
- 4 Welchen Einfluss übte das Display auf Ihre Leistung aus?

Begonnen wird mit der ersten Frage, auf die der Teilnehmer nach eigenem Ermessen antworten kann. Falls die Antwort bzw. das Gespräch über die Frage beendet ist und der Teilnehmer nichts mehr hinzufügt, wird die nächste Frage gestellt. Der Teilnehmer kann so den Fokus auf für ihn besonders wichtige Teilbereiche legen und Aspekte oder Betrachtungsweisen, die im Vorfeld nicht berücksichtigt wurden, ergänzen.

4 Vorversuch

Im ersten Arbeitspaket (AP1) wurden das Versuchsdesign und der Versuchsaufbau erstellt. In Arbeitspaket 2 (AP2) folgten die Beschaffung der Bestandteile der Versuchsumgebung, die Erstellung der Software zur Darstellung der Aufgabenanleitungen und der Aufbau der Versuchsumgebung. Parallel zum Aufbau der Versuchsumgebung wurden in AP3 erste Testdurchläufe durchgeführt und ein Bedarf an zusätzlichen Aufgaben erkannt.

Hinsichtlich einer angestrebten Gesamtarbeitszeit von vier Stunden wurden zusätzliche Arbeitsanleitungen und Bildfolgen folgender Tätigkeiten generiert: Montage des Nockenwellengehäuses; Montage und Demontage des Abgaskrümmers, Einlasskrümmers, Zylinderkopfes, der Zündkerzen, Einspritzanlage und des Zahnriemens. Um individuelle Arbeitszeitunterschiede der Teilnehmer auszugleichen, wurden zusätzlich zum Motor die erforderlichen zusätzlichen KFZ-Teile beschafft und Arbeitsanleitung zu deren De- und Montage erstellt.

Durchführung und Auswertung der Vorversuche als Bestandteile von Arbeitspaket 3 (AP3) werden in diesem Kapitel dokumentiert. Aus den Ergebnissen und Erfahrungen können dann in Absprache mit dem Auftraggeber Maßnahmen zur Verbesserung oder Veränderung des Versuchsaufbaus abgeleitet werden. Diese Änderungen können sich auf Hard-, Software oder organisatorische Rahmenbedingungen beziehen. Ziel ist es, Personen ohne technische Vorkenntnisse nach kurzer Einarbeitung die Leitung des Versuchs ermöglichen zu können. Zusätzlich zur Dokumentation des Vorversuchs werden erste Trends beschrieben und Empfehlungen für den Einsatz der Methoden gegeben.

4.1 Methodik

4.1.1 Fragestellung und Hypothesen

Es wurde der Frage nachgegangen, ob unterschiedliche HMD-Typen (Geschlossen [Lookaround HMD-LA] und Durchsicht [SeeThrough HMD-ST]) und ein herkömmlicher Bildschirm (BS) unterschiedliche physiologische Beanspruchungen für die Teilnehmer darstellen. Zusätzlich wird die Beanspruchung innerhalb eines längeren (ca. 3,5 Std.) Zeitraums untersucht. Damit ergeben sich folgende unabhängige Variablen:

- Displaytyp: Es wird der Einfluss des Bildschirms (BS), des HMDs im Durchsicht-Modus (HMD-ST) und des HMDs im Geschlossenen-Modus (HMD-LA) auf die jeweiligen abhängigen Variablen untersucht. Die unterschiedlichen Displaytypen sind in Kapitel (siehe Kap. 4.1.7) beschrieben.
- Alter: Es wird der Einfluss der Altersgruppen 18-39 Jahre und 40-60 Jahre auf die abhängigen Variablen untersucht. Dieser Faktor wird jedoch erst mit der Durchführung des Hauptversuchs berücksichtigt.

4.1.2 Abhängige Variablen

- Leistung während der Hauptaufgabe: Aufgabendurchführungszeit
- Physiologische Beanspruchung: Muskelaktivität, Sehschärfe, Gesichtsfeld, Körperhaltung, Lidschlussrate, Lidschlussdauer
- Mentale Beanspruchung: RSME
- Subjektive Beanspruchungsmessung: NASA-TLX, VFQ, BLV
- Simulatorkrankheit: SSQ

Anmerkungen zur Erfassung der Lidschlussrate: Für die Vorversuche konnten die Messfühler/Proben zur Erfassung der EOG-Signale nicht eingesetzt werden. Es handelt sich hierbei um speziell modifizierte EMG-Proben für das Telemetry 2400 DTS Gerät. Nach Anschluss an die Hautoberflächenelektroden übertragen sie ähnlich den EMG-Proben die entsprechenden Signale. Durch fehlerhafte Referenzelektroden kam es bereits während der ersten Messungen zu unregelmäßigen Messungen und schließlich zum Ausfall der Aufnahmen. Die Proben wurden zur Reparatur an den Hersteller geschickt und waren erst vor Beginn der Hauptversuche wieder verfügbar. Beim Einsatz der EOG-Elektroden ist besonders zu beachten, dass diese zusätzlich zur HMD-Kopfhaltung im Gesicht des Teilnehmers fixiert werden. Je nach Charakteristik des Gesichts des Teilnehmers, insbesondere bei niedrigem Haaransatz, können die Elektroden nicht ohne großen Aufwand befestigt werden. Es besteht die Möglichkeit, die oberen Elektroden des vertikalen EOGs ohne Signalbeeinträchtigung unter der Kopfhaltung des HMDs anzubringen. Die Referenzelektrode soll oberhalb des Processus mastoideus befestigt werden. Durch verlängerte Elektrodenkabel lassen sich die EOG-Proben auf Schultern und Rücken des Versuchsteilnehmers befestigen. Die Datenanalyse ist im Unterschied zu der Vorgehensweise beim EMG nicht über die Software MyoResearch möglich. Eine MATLAB-Routine der EOG-Messungen ist deshalb auch nicht Bestandteil des Versuchsaufbaus der Vorversuche.

4.1.3 Versuchsteilnehmer

An dem Vorversuch nahmen insgesamt zwei weibliche und vier männliche Personen im Alter von 22 bis 54 Jahren (54, 26, 26, 32, 34 und 22 Jahre). Keiner von ihnen verfügte über Vorerfahrung beim Einsatz von HMDs. Die mit einer 5-Punkt-Skala erfasste Vorerfahrung in der Montage (1=keine Erfahrung, 5=sehr lange Erfahrung) betrug durchschnittlich 2,33, also eine mittlere Ausprägung. Zwei Teilnehmer bezifferten ihre Vorerfahrung in der Montage mit eins, ein Teilnehmer mit vier und ein anderer mit zwei während zwei weitere Teilnehmer ihre Erfahrung mit drei bezifferten. Bei keinem der Versuchsteilnehmer wurden eine Farbfehlsichtigkeit oder schwerere körperliche Beeinträchtigungen festgestellt. Jeder von ihnen wurde über den Versuchsablauf unterrichtet und die eine schriftliche Zustimmung wurde eingeholt. Ein Teilnehmer benötigte mehr als 48 Minuten für die Hauptaufgabe innerhalb eines Arbeitsabschnittes, seine Leistung wird daher nicht berücksichtigt. Folgende Ausschlusskriterien galten für die Teilnahme:

- chronische oder akute Schmerzen/Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems
- schwere periphere Sehstörungen
- dermatologische Krankheiten
(trockene Haut/Neurodermitis im Nacken-/Schulterbereich)
- schwere kognitive und kommunikative Störungen

- neurologische und psychiatrische Erkrankungen
- nicht deutsch sprechend (da Arbeitsanweisungen nur in Deutsch formuliert waren)

Folgende Einschlusskriterien galten für die Teilnahme:

- physiologische Belastungsfähigkeit
- allgemeines Wohlbefinden
- möglichst geringes Unterhautfettgewebe und straffe Haut im Nackenbereich

4.1.4 Versuchsdesign und -durchführung

Im Vorversuch wurden die Beanspruchungen der drei Displaytypen HMD-ST, HMD-LA und BS miteinander verglichen. Eine umfassende statistische Analyse auf Basis des vorhandenen Datenmaterials wurde aufgrund des kleinen Stichprobenumfangs nicht durchgeführt. Stattdessen wird auf die ersten erfassten Trends der Ergebnisse eingegangen und der praktische Einsatz der Methoden diskutiert. Das eingesetzte Between-Group Design (abhängige Variable [AV]: Displaytyp) ist erforderlich um Lerneffekte der Arbeitsaufgabe auszuschließen. Zusätzlich mindert es zu hohe Belastung der Teilnehmer durch wiederholte Messungen während einer sehr langen Gesamtversuchszeit. Unter Annahme einer gleichen Verteilung interindividueller Unterschiede durch randomisierte Zuteilung der Versuchsteilnehmer in die Gruppen, hat dies den Vorteil, dass die interne Validität durch Ausschluss von Störvariablen erhöht wird ohne, dass man Störvariablen explizit kennen muss. Randomisierung erfordert auf der anderen Seite eine hohe Stichprobengröße.

4.1.5 Versuchsablauf

Die Teilnehmer wurden randomisiert einer der drei Versuchsbedingungen zugeordnet. Jede Versuchsperson nahm nur einmal an dem Versuch teil. Dieser dauerte insgesamt sechs bis sieben Stunden und bestand aus folgenden Teilabschnitten:

- Begrüßung und Befragung der Personen nach Alter, Vorerfahrung etc.
- Darlegung des Versuchsablaufs, Beantwortung von Fragen.
- Prätest: SSQ, BLV, VFQ, Sehschärfe und Gesichtsfeldmessung.
- Prüfung der Augendominanz und Farbwahrnehmung.
- EMG-Vorbereitungen und Referenzmessung.
- Arbeitsaufgabe und RSME-Befragung.
- Posttest: SSQ, BLV, VFQ, NASA-TLX, Sehschärfe und Gesichtsfeldmessung.

4.1.6 Ablauf und Inhalt der Arbeitsaufgabe

Die Arbeitsaufgabe wurde in vier Arbeitsabschnitte von je 48 Minuten gegliedert. Ein Arbeitsabschnitt besteht aus Haupt- und Zusatzaufgaben, mit anschließender RSME-Befragung und 10-minütiger Pause. Nach dem zweiten Arbeitsabschnitt findet eine 20-minütige Pause statt. Die präzise Taktung wird durch die Software zur Darstellung der Arbeitsanweisungen sichergestellt, indem sie die Zeit bis zum Beginn der nächsten Pause oder des nächsten Arbeitsabschnittes anzeigt und automatisch die nächste Pause- oder Arbeitsanweisung aufruft.

Inhaltlich besteht die Arbeitsaufgabe aus Montagetätigkeiten an einem Opel Omega B X20SE Motor, Vergaser, Anlasser und einer Lichtmaschine. Dazu werden auf den Displays serielle Arbeitsschritte (AS) in Form von Text und Bild angezeigt. Ein 3D-Modell und Fotos dienen als visuelle Grundlage der Arbeitsanleitungen. Zu bearbeitende Bauteile sind rot markiert, die Art der Bearbeitung im Text beschrieben. Die Position eines Bauteils (vorne, hinten, oben, unten, links, rechts) und das zu verwendende Werkzeug werden zusätzlich angegeben.

Ein Arbeitsabschnitt von 48 Minuten enthält Haupt- und Nebenaufgaben. Die Hauptaufgabe besteht aus Montagetätigkeiten am Motor, die Nebenaufgabe aus Montagetätigkeiten an einem Vergaser, Anlasser und einer Lichtmaschine. Zusätzlich notiert der Versuchsteilnehmer in der Hauptaufgabe zuvor gemessene Teile des Motors in einer Dokumentationsvorlage. Eine Differenzierung der Tätigkeiten in Haupt- und Nebenaufgabe gewährleistet, dass zu Beginn eines jeden Arbeitspaketes jeder Teilnehmer mit der gleichen Tätigkeit beginnt und der von der Arbeitsaufgabe ausgehende Einfluss auf die Abhängigen Variablen (AV), welcher sich durch interindividuelle Unterschiede in der Durchführungsgeschwindigkeit über den Verlauf der Zeit kumuliert, abgeschwächt wird.

Während der Hauptaufgabe wird an einem höhenverstellbaren KFZ-Motor gearbeitet. Die Zusatzaufgaben bestehen aus Montagetätigkeiten an einer Lichtmaschine, einem Anlasser und Vergaser. Sie werden an einem Tisch durchgeführt, der nicht höhenverstellbar ist. Jede Arbeitsanweisung wird auf dem Teilnehmer- und Versuchsleiter-Display angezeigt. Der Versuchsleiter reicht dem Teilnehmer erforderliches Werkzeug, um den Einfluss von Vorkenntnissen an dieser Stelle zu vermeiden, und der Teilnehmer führt die Arbeitsanweisung aus. Dann gibt er dem Versuchsleiter das Werkzeug, zusammen mit ausgebauten Baugruppen zurück und bittet den Versuchsleiter die nächste Anweisung aufzurufen.

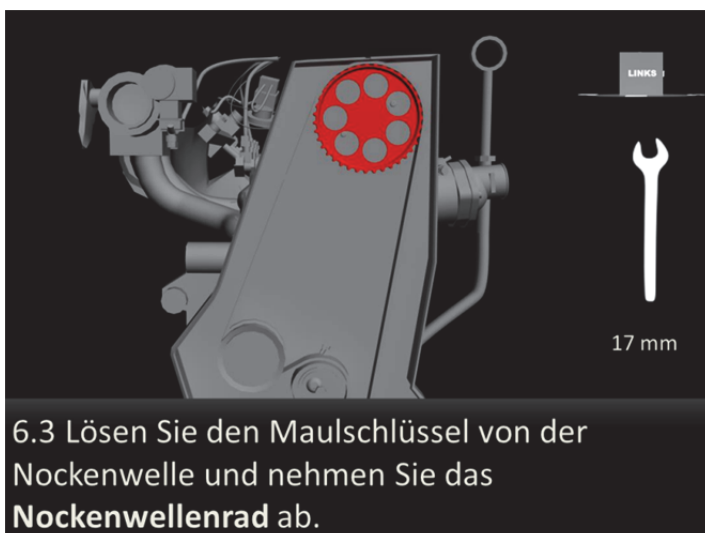


Abb. 4.1 Die Arbeitsaufgabe besteht aus mehreren Arbeitsanweisungen. Während der Hauptaufgabe findet die Arbeit an einem Automotor statt – dargestellt wird dieser durch ein 3D Modell.

Aus Gründen der Vergleichbarkeit von Körperhaltung und Leistung bei gleicher Zeitdauer wird zwischen Haupt- und Zusatzaufgabe unterschieden. Hauptaufgaben fin-

den am Anfang eines Arbeitsabschnitts statt (vgl. Abb. 4.2). Beendet ein Teilnehmer sie innerhalb der vorgegebenen Zeit von 48 Min., bearbeitet er bis zur nächsten Pause Zusatzaufgaben. Benötigt ein Teilnehmer länger als 48 Min., verschiebt sich der Beginn jeder weiteren Hauptaufgabe um die Zeit die zusätzlich benötigt wurde. Zusatzaufgaben kommen in dem Fall nicht zum Einsatz. Die Software misst die Arbeitszeit jeder Hauptaufgabe, so lange diese innerhalb des 48-minütigen Arbeitsabschnitts liegt. Daten von Versuchsteilnehmern die länger benötigen, werden nicht in die Bewertung der Leistung und der Arbeitshaltung einbezogen. Zusätzlich finden während der Haupt- und Zusatzaufgabe Messungen einzelner Bestandteile und Dokumentation der Messungen statt. Die Werte werden in eine Dokumentationsvorlage eingetragen (s. Anhang 6).

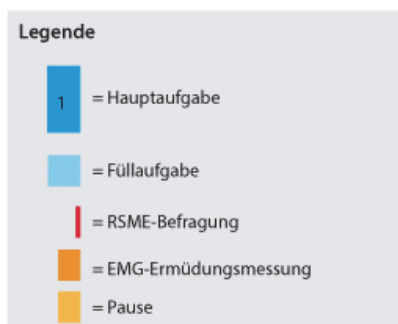
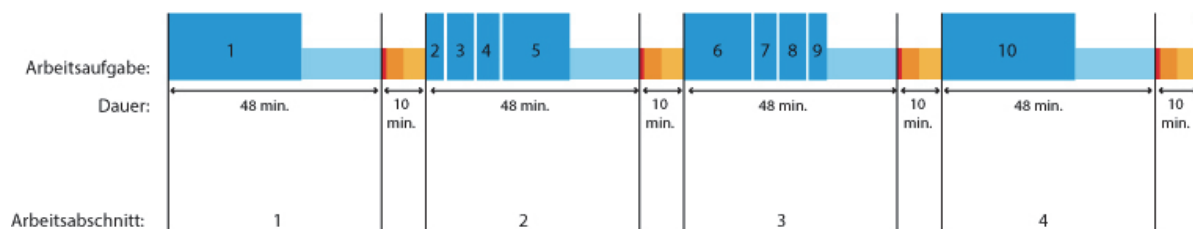


Abb. 4.2 Die Arbeitsaufgabe der Vorversuche ist in vier 48-Minuten Abschnitte gegliedert. Zwischen den Abschnitten finden die RSME-Befragung und die Ermüdungsmessung statt. Zu Beginn jedes Abschnittes wird die Hauptaufgabe am Motor bearbeitet, dann folgen Zusatzaufgaben.

4.1.7 Displays

Der Displaytyp wird als unabhängige Variable untersucht. Es wurden ein HMD Lite-Eye LE-750 A sowie ein 19“ Flachbildschirm verwendet.

Das monokulare HMD besteht aus einem Metallgehäuse mit integriertem Display, welches sich flexibel vor dem Auge platzieren lässt und an einer Kopfhalterung befestigt ist. Mittels Blende kann zwischen SeeThrough (ST) und Lookaround (LA) gewechselt werden. Dies ermöglicht zwei HMD-Typen zu untersuchen, ohne dass das jeweilige Gewicht oder andere unterschiedliche Eigenschaften einen störenden Einfluss ausüben können. Der Sichtbereich beträgt ca. 30 Grad, das Displaygehäuse besitzt ein Gewicht von ca. 80 g das Gesamtgewicht des HMDs beträgt ca. 200 g. Das OLED-Display ist 800 x 600 px groß und in der Lage Farben mit einer Leuchtdichte von 300 cd/m², weiß mit einer Leuchtdichte von 1800 cd/m² und grün mit einer Leuchtdichte von 3000 cd/m² darzustellen. Ein Dioptrinausgleich kann zwischen +2.0 und -6.0 vorgenommen werden. Mittels UI Box können Farb- und Kontrasteinstellungen vorgenommen werden. Das Kabel des HMDs wurde mittels einer Gummiband-Kabelführung an der Decke befestigt, sodass es den Teilnehmer nicht bei seiner Arbeit behinderte und das Gewicht des Kabels keinen Einfluss auf die untersuchten Werte nehmen konnte.



Abb. 4.3 Als Untersuchungsgegenstand dient das sowohl im See-Through als auch als im Lookaround Modus verwendbare Industrie- und Militär-HMD. Gleiche Hardware für die beiden HMD-Modi wiederum erhöht die interne Validität der Ergebnisse.

Als konventioneller Bildschirm wurde ein 48,3 cm (19 Zoll) Breitbild-Monitor von HP mit einer Auflösung von 1.280 x 1.024 px verwendet. Neben einem Kontrastverhältnis von 1.000:1 und einer Helligkeit von 300 cd/m² verfügt er über eine Reaktionszeit von 6 ms (grau zu grau) und 20 ms bei der Ein- und Ausschaltzeit. Er verfügt über eine Horizontalfrequenz von 24 bis 83 kHz und über eine Vertikalfrequenz von 48 bis 76 Hz. Der Monitor besaß Signalanschlüsse für VGA zu DVI-I, DVI-D zu DVI-D. Der 19“ Bildschirm ist an einem höhenverstellbaren Profilständer angebracht, durch den sich Neigung und Höhe an die Körpergröße des Teilnehmers anpassen lassen. Zusätzlich verfügt er über feststellbare Rollen.

4.1.8 Elektromyographie (EMG)

Die elektromyographischen Signale wurden über ein TeleMyo 2400T DTS und mit einer Sampling-Rate von 1500 Hz während der gesamten Arbeitszeit erfasst. Aus den Roh-Signalen wurde der Root-Mean-Square (RMS) Wert berechnet und anschließend geglättet. Alle Referenzmessungen wurden mit einem Zeitfenster von 500 Millisekunden (ms), einzelne Arbeitsabschnitte (48 Minuten) mit 100 ms geglättet. Die durchschnittliche Muskelaktivität (μV) wurde als prozentualer Anteil vom Peak-Wert der geglätteten Referenzmessung angegeben. Die M. Trapezii descendens, M. Sternocleidomastoidei und M. Splenii capitis werden beidseitig betrachtet (Abb. 4.4).

Während beim M. Trapezius descendens eine MVC-Referenzmessung durchgeführt werden konnte, bestand die Normalisierung der Mm. Sternocleidomastoidei und Mm. Splenii capitis in einer standardisierten Referenzaktivierung (RVC).

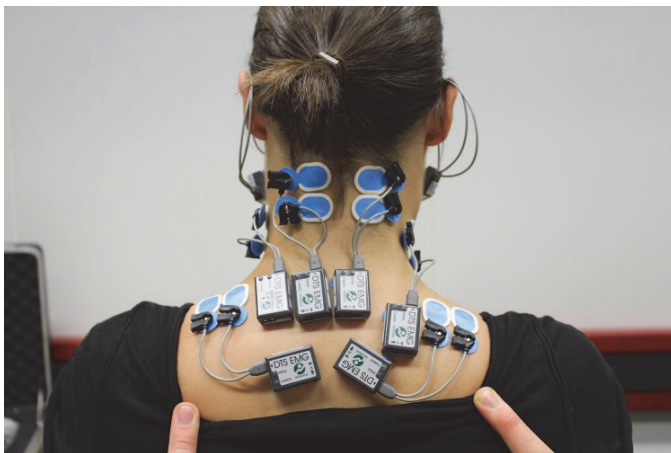


Abb. 4.4 EMG-Elektroden zur Untersuchung der Nackenmuskulatur.

Zur Untersuchung der Muskelermüdung bei vergleichbarer Bewegung führt jeder Teilnehmer am Ende jedes Arbeitsabschnittes für jeden Muskel eine einheitliche und damit vergleichbare, aufgabenunabhängige Übung durch.

Die Muskelermüdungsmessung wurde durchgeführt, indem der M. Trapezius gerade nach oben bewegt wurde, während an einer Platte befestigte Gurte über den Schultern lagen. Bei der Platte handelt es sich um eine Holzplatte an der links und rechts mittels Metallösen Gurte angebracht sind. Zwischen Holzplatte und einem der Gurte befindet sich ein Kraftmessgerät. Während der Messung wurden die Teilnehmer gebeten, sich mit beiden Beinen auf die Holzplatte und zwischen die Gurte zu stellen. Diese wurden über die Schultern gelegt und auf die individuelle Körpergröße eingestellt. An der Seite an der das Kraftmessgerät angebracht ist, wurde die Schulter entgegen dem Gurt nach oben gezogen. Die dabei aufgewandte Kraft entsprach 60% der bei der MVC-Messung entstandenen Maximalkraft.

Bei der Normalisierungs- und Ermüdungsmessung der übrigen Muskeln wurde mit dem individuellen Kopfgewicht gearbeitet. Eine Kraftunterscheidung zwischen RVC und Ermüdungsmessung gab es nicht. Zur Erfassung beider Signale des M. Sternocleidomastoideus bewegte der Teilnehmer in Rückenlage den Kopf jeweils zur kontralateralen Seite und hob ihn gerade nach oben von der Liege ab. Während der

Messung des M. Splenius Capitis lag der Teilnehmer bäuchlings auf einer Liege, der Kopf ragte über, erst ab den Schultern abwärts lag sein Körper auf. Er hob den Kopf an und brachte diesen auf eine Linie mit dem Körper, während sein Blick ist nach vorne gerichtet war.

4.1.9 Perimetrie

Die Gesichtsfeldmessung wurde für die Vorversuche mit dem „normalen“ G1 Programm (59 Prüfpunkte), des Perimeters Octopus 1-2-3 durchgeführt. Getestet wurde die Empfindlichkeit des zentralen Gesichtsfeldes von 30 Grad. Die Hintergrundhelligkeit betrug im vorliegenden Versuch 31,4 asb, (10 cd/m²) Ausgewertet wurden die Daten automatisch mit der Software „EyeSuite Perimetry Lite“. Da es sich bei dem HMD um ein monokulares Display handelt wurden bei der Gesichtsfeldmessung beide Augen gesondert betrachtet. Das OCTOPUS 1-2-3 ist ein Direktprojektionsperimeter zur Untersuchung des zentralen 30° Gesichtsfeldes. Im 30°-Gesichtsfeld ist die Rezeptordichte der Zapfen am höchsten und 99% aller Defekte befinden sich in diesem Bereich. Die Erfassung dieses Ausschnitts des Gesichtsfelds ist somit für die untersuchte Fragestellung geeignet. Der Einsatz eines statischen Tests stellt das medizinische Standardverfahren dar. Das Gerät ist somit für die Studie geeignet und entspricht dem Stand der Technik/Forschung. Die statische Defektmessung mit dem Octopus kann von geschultem nichtmedizinischem Personal durchgeführt werden. Für die valide Auswertung muss lediglich die Sehschärfe berücksichtigt werden. Das Testverfahren STX ist ausreichend genau und wird somit verwendet. Eine Mittelwertbildung über die Empfindlichkeiten ist im Rahmen der Beanspruchungsmessung nicht sinnvoll. Eine Auswertung über die Empfindlichkeitsverteilung ist dagegen sehr empfehlenswert. Neben der statischen Defektmessung stehen mit dem Octopus 1-2-3 die normale Untersuchungsstrategie („Screening“), die dynamische Strategie, die 2-Stufen Strategie, eine Low-Vision Strategie für geringe Sehkraft und die Tendency Oriented Perimetry (TOP) zur Verfügung. Die Programme unterscheiden sich anhand Testdauer und Genauigkeit und werden entsprechend der zu identifizierenden Krankheit (Glaukom) ausgewählt. Die normale Untersuchungsstrategie ist für gesunde Teilnehmer angemessen. Die dadurch erzielte, kürzere Untersuchungszeit bei marginalem Informationsverlust vermeidet unnötige visuelle Belastung und erhöht die Validität der Ergebnisse, da Perimetrie stark von der Motivation des Teilnehmers abhängt. Ursprünglich wurde der Einsatz eines Goldmann-Perimeters diskutiert. Der Kopf des Patienten befindet sich hierbei in dem Goldmann-Perimeter (Halbkugel). Zu erkennende Punkte werden in die Kugel projiziert und an einen Führungsstift mechanisch gekoppelt, so dass deren Position aufgenommen werden kann. Größe und Helligkeit des Punktes können unabhängig voneinander gewählt werden. Dieses klassische, nicht-computergestützte Verfahren ermöglicht eine größere Abdeckung des Gesichtsfeldes (größer 30°), als bei den heutigen computergestützten Geräten. Dies erschien gerade bei Langzeiteinsatz eines HMD als vorteilhaft, da möglicherweise im Grenzbereich Änderungen des Gesichtsfeldes auftreten können. Jedoch ist dieser Test sehr zeitaufwendig und aus medizinischer Sicht sind keine näheren Erkenntnisse zu erwarten, da die Rezeptordichte innerhalb 30° am größten ist (Donahue, 1999).

4.1.10 Visus

Die Sehschärfe der Teilnehmer wurde vor und nach der Versuchsaufgabe mit einem Rodenstock R 22, Testscheibe 119 für das rechte und linke Auge durchgeführt.

4.1.11 Haltungsanalyse OWAS (Ovako Working Posture Analysing System)

Für die Körperhaltungsanalyse während der Hauptaufgabe wurde das erweiterte OWAS (inkl. Kopfposition) angewendet. Eine Microsoft LifeCam und die Software ErgoLab (Ergoneers, 2012) nahm dazu alle 30 s ein Standbild auf. Nach dem Versuch wurden die Haltungen aller Körperteile kategorisiert. Eine Betrachtung der Ergebnisse erfolgte selektiv für die Haltung des Kopfes, weil die übrigen Körperteile durch die Arbeitsaufgabe und nicht durch das Display beeinflusst werden. Die Einordnung in Aktionskategorien und der damit einhergehende Gesamtwert wurden nicht betrachtet, weil auch diese die Haltung aller Körperteile zugrunde legt.

4.1.12 Leistung

Als Leistungsparameter wurde die Aufgabendurchführungszeit der vier Hauptaufgaben (HA) zu Beginn jedes 48-minütigen Arbeitsabschnittes (AA) erfasst (Abb. 4.2). Versuchsteilnehmer, die mehr als 48 Min pro AA benötigen, wurden von der Bewertung ausgeschlossen.

4.1.13 Statistische Methoden

Die Ergebnisse basieren lediglich auf einer sehr geringen Stichprobe. Sie dienen dazu, die beschriebene Vorgehensweise und Methodik, sowie die eingesetzten Messverfahren zu überprüfen und hinsichtlich ihrer Eignung für die kommenden Hauptversuche einzuschätzen (Theis et al., 2013).

4.2 Ergebnisse

4.2.1 Visus

Änderungen der *Sehschärfe* vor und nach dem Versuch treten weder beim Bildschirm (Linkes Auge: $M_w=1$; rechtes Auge: $M_w=1$) noch beim HMD-ST (Linkes Auge: $M_w=0,8$; rechtes Auge: $M_w=0,8$) oder beim HMD-LA (Linkes Auge $M_w=1$; rechtes Auge $M_w=1$) auf.

4.2.2 Gesichtsfeldmessung

Der Mittlere Defekt beider Augen nimmt bei den Teilnehmern mit dem Bildschirm zu und bei denen mit HMD ab (vgl. Tab. 4.1). Gruppenunabhängig sind die Änderungen (positiv und negativ) auf dem rechten Auge größer als die auf dem linken Auge. Die Methode hat somit stärkeren Einfluss auf die Daten für das rechte Auge. Dies könnte an der Reihenfolge liegen, mit der die Augen gemessen worden sind. Der Defekt des Teilnehmers mit HMD-ST nimmt stärker ab (Links: -2,2 dB, Rechts: -5,3) als der der Teilnehmer mit HMD-LA (Links: - 0,1 dB, Rechts: - 0,5 dB).

Tab. 4.1 Mw des Mittleren Defekts (MD) [dB] des rechten und linken Auges abhängig vom Displaytyp vor und nach der Versuchsaufgabe

Bedingung	MD (dB) Linkes Auge (Mw)		MD (dB) Rechtes Auge (Mw)	
	Vorher	Nachher	Vorher	Nachher
Bildschirm (n=2)	2,6	3,3	1,5	4,7
HMD-ST (n=1)	4,7	2,5	8,3	3
HMD-LA (n=3)	2,7	2,7	2,6	2
Gesamt	3	2,9	3,1	3

Bezüglich der Leistung stellte sich heraus, dass der Teilnehmer mit HMD-ST im ersten Arbeitsabschnitt (AA) weniger Zeit für die Durchführung der Arbeitsaufgaben benötigt als die Teilnehmer mit Bildschirm und HMD-LA. Der HMD-ST Nutzer benötigt außer in AA 1 länger als die Teilnehmer mit HMD-LA. Durch unterschiedliche Arbeitsinhalte in den AA kommt es zu unterschiedlichen Gesamtzeiten pro AA.

Tab. 4.2 Mittelwerte (Mw) der Aufgabendurchführungszeit (Min.) in den einzelnen Arbeitsabschnitten (AA) abhängig vom Displaytyp

	Displaytyp	N	Mw (Min.)
AA 1	HMD-ST	2	34,74
	HMD-LA	1	31,93
	BS	2	35,12
	Gesamt	5	34,33
AA 2	HMD-ST	2	34,52
	HMD-LA	1	45,96
	BS	2	43,10
	Gesamt	5	40,24
AA 3	HMD-ST	2	19,45
	HMD-LA	1	19,15
	BS	2	21,26
	Gesamt	5	20,11
AA 4	HMD-ST	2	19,45
	HMD-LA	1	19,15
	BS	2	21,26
	Gesamt	5	20,11
Gesamt	HMD-ST	2	36,15
	HMD-LA	1	26,55
	BS	2	34,69
	Gesamt	5	33,64

4.2.3 Videobasierte Körperhaltungsanalyse

Bei der *videobasierten Körperhaltungsanalyse* mittels Ovako Working Posture Analysis System (OWAS) stellte sich heraus, dass die Positionen „Kopf zur Seite geneigt“ und „Kopf nach hinten geneigt“ nicht auftraten. Beim HMD wird ein leicht geringerer Anteil (Mw = 70,5 %) aller Kopfhaltungen als „frei“ eingestuft als beim Bildschirm (Mw = 72,5 %). Ein unwesentlich größerer Anteil der Kopfhaltungen mit HMD (Mw = 28,75 %) fällt in die Kategorie „nach vorne geneigt“.

4.2.4 Elektromyographie

In Abb. 4.5 werden die durchschnittlichen Muskelaktivitäten (%MVE, %RVE) der Halsmuskelgruppen M. Trapezius descendens (LTRAP [links], RTRAP [rechts]), M. Sternocleidomastoideus (LSCM, RSCM) und M. splenius capitis (LSPLN, RSPLN) abhängig vom Displaytyp (HMD, Bildschirm) und den einzelnen Arbeitsabschnitten (AA) wiedergegeben.

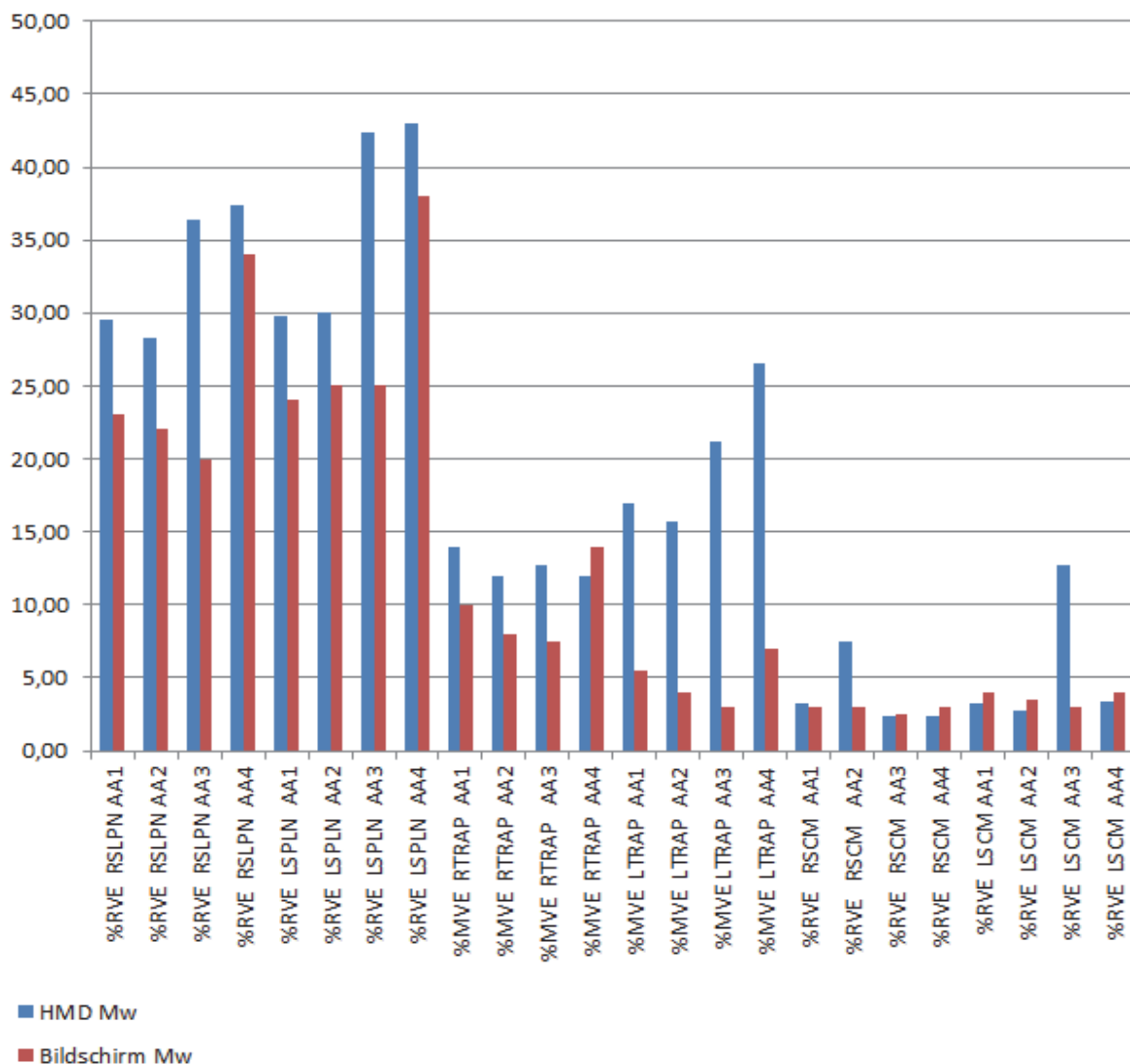


Abb. 4.5 Durchschnittliche Muskelaktivität aller untersuchten Muskeln als %RVE oder %MVC in Abhängigkeit von den Displays (HMD/BS) und Arbeitsabschnitten.

Beim SPLN wird über Gruppen und Arbeitsabschnitte hinweg die höchste Aktivität beobachtet. Die des M. Sternocleidomastoideus ist am geringsten. Der größte Unterschied der Muskelaktivität zwischen HMD und Bildschirm tritt beim LTRAP und auf beiden Seiten des SPLN auf. Die Muskelaktivität steigt sehr deutlich zum Ende der Arbeitsaufgabe (AA 3 u. 4) bei beiden SPLN und dem LTRAP der HMD Nutzer. Die Muskelaktivitäten bewegen sich nicht über 45% des Referenzwertes hinaus. Für die Betrachtung des Einflusses von HMDs auf die Nackenmuskulatur wären die Muskeln mit den größten Differenzen zwischen HMD und Bildschirm am interessantesten. Ebenso, wie Muskeln deren Aktivität im Laufe der Zeit zunimmt. Zunehmende Muskelaktivität würde bei Ermüdung dadurch entstehen, dass der Körper mehr Ressourcen aktivieren muss um eine gleichbleibende Leistung zu erbringen. Nicht berücksichtigt werden hier Unterschiede zwischen statischen und dynamischen Anteilen.

Tab. 4.3 Datensätze (n) pro Muskel und Arbeitsabschnitt (AA) abhängig von den Displays (HMD/BS)

	RSPLN				LSPLN				RTRAP				LTRAP				RSCM				LSCM			
AA	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
HMD	4	4	3	3	4	4	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	3	3	4	4	3	3
BS	2	2	2	1	2	2	2	1	2	2	2	1	2	2	2	1	2	2	2	1	2	2	2	1
Ges.	6	6	5	4	6	6	5	4	6	6	6	5	6	6	6	5	6	6	5	4	6	6	5	4

4.2.5 Rating Scale of Mental Effort (RSME)

Die Rating Scale of Mental Effort (RSME) Werte beschreiben die subjektiv empfundene, mentale Anstrengung auf einer Skala von 0-150 und wurden vor dem Versuch mit HMD als Ausgangslage und nach jedem Arbeitsabschnitt bzw. vor jeder Pause erhoben. In den sich so ergebenden fünf Zeitpunkten zeigt sich für alle Displaytypen ein Anstieg von der Ausgangslage zur ersten Messung während des Versuches (s. Tab. 4.4, Abb. 4.6)

Tab. 4.4 RSME Mittelwerte vor der Versuchsaufgabe und nach jedem Arbeitsabschnitt (AA)

Bedingung	Vorher	Nach AA1	Nach AA2	Nach AA3	Nach AA4
BS (n=2)	0	20,00	27,50	27,50	35,00
HMD-ST (n=1)	15,00	35,00	25,00	18,00	32,00
HMD-LA (n=3)	30,00	58,33	60,00	58,33	54,00
Gesamt (n=6)	17,50	41,67	43,33	41,33	44,00

Dies zeigt, dass der RSME sensitiv ist, die Beanspruchung während der Arbeitsphasen als solche aufzuzeigen. Während der vier Arbeitsphasen zeigt sich aber kein interpretierbarer Trend zu einer weiteren Steigerung. Die auffälligen Niveauunterschiede zwischen HMD-LA und den anderen Bedingungen sind wahrscheinlich

auf Unterschiede in den individuellen Ratingtendenzen zurückzuführen, da sie bereits in der Ausgangslage auftreten.

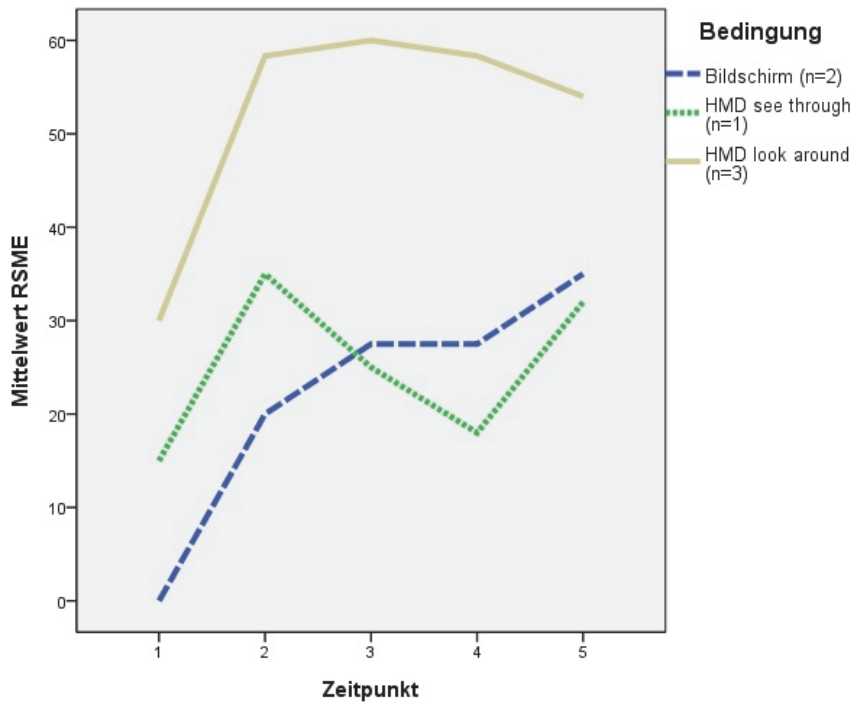


Abb. 4.6 RSME-Mittelwerte abhängig vom Displaytyp (BS, HMD-ST, HMD-LA)

4.2.6 Simulator Sickness Questionnaire (SSQ)

Bei den weiteren subjektiven Werten zeigen sich in den Subskalen des Simulator Sickness Questionnaire (SSQ) uneinheitliche Tendenzen (siehe Tab. 4.5). Die Skala „Nausea“ (Übelkeit), zeigt bei allen Displaytypen einen leichten Anstieg zwischen der Befragung vorher- und nachher, der aber bei den HMD-Typen vom Betrag höher ausfällt (BS: 0 auf 9,5; HMD-ST 0 auf 19; HMD-LA 9,5 auf 28,6). In den Skalen Okulomotorik und Desorientierung steigt der Wert bei den beiden HMD-Typen (Okulomotorik: HMD-ST 0 auf 22,7; HMD-LA: 22,7 auf 32,8; Desorientierung: HMD-ST 0 auf 27,8; HMD-LA: 9,3 auf 13,9) während er beim Bildschirm fällt (Okulomotorik: von 15, 16 auf 11,4; Desorientierung: von 14 auf 7).

Die Ergebnisse zeigen in die erwartete Richtung, wobei das Ausmaß der Änderungen auf geringem Niveau ist. Laut der Kategorisierung nach Stanney et al. (1997) sind die Werte des SSQ bereits vor der Arbeitsaufgabe hoch, insbesondere bei den okulomotorischen Werten und den Werten der Desorientierung. Eine Ursache hierfür könnte in den Suggestiveffekten liegen, bei denen eine Wahrnehmung eines Effekts erst durch die konkrete Frage hervorgerufen wird.

Tab. 4.5 SSQ Werte abhängig vom Displaytyp (BS, HMD-ST und HMD-LA)

	Nausea		Occulomotor		Disorientation	
	Vorher	Nachher	Vorher	Nachher	Vorher	Nachher
BS (n=2)	0	9,5	15,2	11,4	14	7
HMD-ST (n=1)	0	19	0	22,7	0	27,8
HMD-LA (n=3)	9,5	28,6	22,7	32,9	9,3	13,9
Gesamt (n=6)	4,8	20,7	16,4	24	9,3	13,9

4.2.7 Belastungsverlaufstest (BLV)

Beim Belastungsverlaufstest (BLV)

Tab. 4.6) ist eine Interpretation der Daten ebenfalls kaum möglich, da der Proband in der HMD-ST Bedingung keine große Variation in seinen Antworten gibt. Allgemein lässt sich sehen, dass die Ratings auf recht niedrigem Niveau sind. In der Leistungsmotivation zeigt sich nur in der HMD-LA Bedingung ein Anstieg zwischen vorher (1,67) und nachher (2,67), der als eine niedrigere Leistungsmotivation am Ende des Versuches zu interpretieren ist. In der Ermüdung zeigt sich bei allen Bedingungen ein sehr geringer Anstieg. Bei der Leistungsfähigkeit zeigt sich ebenfalls ein Anstieg der Werte, der eine Verschlechterung der Leistungsfähigkeit bedeutet. Dieser fällt in den Bedingungen Bildschirm und HMD-ST deutlich geringer aus (Bildschirm: 2,0 auf 2,5; HMD-ST: 1 auf 1,5) als bei HMD-LA (von 1,67 auf 3,83). Bei der psychischen Anspannung zeigt sich eine Verringerung in der Bildschirm-Bedingung zum Versuchsende (von 1,5 auf 1,0), während bei HMD-LA sich eine moderate Erhöhung abzeichnet (von 1,0 auf 1,83).

Tab. 4.6 BLV Mittelwerte abhängig vom Displaytyp (BS, HMD-ST, HMD-LA)

	aktuelle Leistungs-Motivation		Ermüdung		Leistungs-fähigkeit		psychische Anspannung	
	Vorher	Nachher	Vorher	Nachher	Vorher	Nachher	Vorher	Nachher
BS (n=2)	1	1	1,5	2	2	2,5	1,5	1
HMD-ST (n=1)	1	1	1	1	1	1,5	1	1
HMD-LA (n=3)	1,2	2,7	2,5	3,3	1,7	3,8	1	1,8
Gesamt (n=6)	1,1	1,8	2	2,5	1,7	3	1,2	1,4

4.2.8 NASA-TLX

Die subjektive Beanspruchung wurde mithilfe des NASA Task Load Index betrachtet. Tab. 4.7 zeigt die Mittelwerte der einzelnen Subskalen ohne Paarvergleiche abhän-

gig vom Displaytyp. Zeitliche Anforderung und Frustration weisen insgesamt die höchsten Mittelwerte auf, während sich bei geistige Anstrengung und Leistung die niedrigsten Werte finden. Beim Vergleich der Werte der Displaytypen finden sich die niedrigsten Werte aller Dimensionen bei dem Teilnehmer mit dem HMD-ST.

Tab. 4.7 Ungewichte NASA-TLX Werte abhängig vom Displaytyp (HMD-ST, HMD-LA und BS)

Display	Geistige Anford.	Körp. Anford.	Zeitl. Anford.	Leistung	Anstren-gung	Frustration
BS (n=2)	15	35	25	25	25	50
HMD-ST (n=1)	10	15	00	10	15	50
HMD-LA (n=3)	37	41	77	32	50	38
Gesamt (n=6)	25	35	47	26	36	44

4.2.9 Fragebogen zur visuellen Ermüdung

Beim Fragebogen zur visuellen Ermüdung (VFQ) bewegen sich alle Parameter in der unteren Hälfte der Gesamtskala von 100 Punkten und sind damit niedrig (vgl. Tab. 4.8). Die geistige Ermüdung aller Teilnehmer nimmt am stärksten zu. Ebenso wie dies bei den Symptomen „schwere Augen“ und „Blendung durch Lichter“ gruppenübergreifend zu beobachten ist. Eindeutige Unterschiede zwischen HMD-ST, HMD-LA und Bildschirm lassen sich aufgrund unterschiedlicher Gruppengrößen und individueller Beurteilungsunterschiede nicht feststellen. Durchgängig nehmen die Werte beim HMD-ST zu, während beim HMD-LA bis auf das Symptom „Schmerzende und brennende Augen“ und „Geistige Ermüdung“ alle Werte sinken oder unverändert bleiben. Die Arbeit mit dem HMD löst beim Teilnehmer der HMD-ST Gruppe besonders Kopf- und Nackenschmerzen aus. Ob sich dieser Trend als konstant herausstellt und auf Beanspruchung des visuellen oder muskulären Systems zurückzuführen ist, könnte in den Hauptversuchen durch eine Untersuchung der Beziehung von Perimetrie/EOG und EMG Daten deutlich werden.

Tab. 4.8 Symptome der visuellen Ermüdung abhängig von den Displaytypen (BS, HMD-ST, HMD-LA) vor und nach der Versuchsaufgabe

		BS (n=2)	HMD-ST (n=1)	HMD-LA (n=3)	Ges.
Trockene Augen	Vorher	7,5	0	18,7	11,8
	Nachher	0,5	4	4,3	3
Tränende Augen	Vorher	0,5	0	1,3	0,8
	Nachher	1	8	0,3	1,8
Gereizte/ brennende Augen	Vorher	0,5	0	1,3	0,8
	Nachher	0,5	6	8	5
Schmerzen in oder um die Augen	Vorher	1,5	0	18,3	9,7
	Nachher	0,5	6	0,3	1,3
Schwere Augen	Vorher	0,5	0	16,3	8,3
	Nachher	6	7	17,3	11,8
Schwierigkeiten Linien folgen zu können	Vorher	1	0	1,3	1
	Nachher	0	8	0,3	1,5
Schwierigkeiten scharf zu sehen	Vorher	22,5	0	16,7	15,8
	Nachher	2,5	13	0,3	3,2
Springender Text	Vorher	1	1	1,3	1,2
	Nachher	0,5	2	0,7	0,8
Verschwommene Buchstaben	Vorher	24	0	1,3	8,7
	Nachher	4	6	4,7	4,7
Blendung durch Lichter	Vorher	0,5	0	0,7	0,5
	Nachher	6,5	9	0,7	4
Verschwommene Sicht	Vorher	19	0	1,7	7,1
	Nachher	1	7	1,3	2,2
Doppelsehen	Vorher	0,5	1	2,3	1,5
	Nachher	0,5	9	0,3	1,8
Kopfschmerzen	Vorher	1,5	0	0	0,5
	Nachher	1	13	9	7
Nackenschmerzen	Vorher	19,5	0	16,3	14,7
	Nachher	9,5	12	12,7	11,5
Schwindel	Vorher	0,5	0	0,3	0,3
	Nachher	0,5	8	0,3	1,7
Übelkeit	Vorher	0,5	0	0	0,2
	Nachher	0,5	0	0	0,2
Geistige Ermüdung	Vorher	0,5	0	25,3	12,8
	Nachher	16	8	21,3	17,3

4.2.10 Interview

Nach der Versuchsaufgabe wurden alle sechs Teilnehmer in einem *Interview* zu ihrer Erfahrung mit dem Display befragt. Drei von vier HMD-Nutzern gaben an, das HMD sei eine Arbeitserleichterung gewesen. Als angenehm haben sie es empfunden, gleichzeitig mit beiden Händen arbeiten und Information aufnehmen zu können.

Drei von vier HMD-Teilnehmern beschrieben, dass sie nach einer kurzen Eingewöhnungsphase das HMD nicht als störend empfunden haben. Ein Teilnehmer bezifferte diese Zeit auf 20 Minuten, der zweite erklärte, dass es für ihn circa eine halbe Stunde gedauert hat, bis er sich an das HMD gewöhnt habe. Ein dritter Teilnehmer bezifferte die Gewöhnungsphase auf eine Stunde. Die Unannehmlichkeiten bestanden für zwei Teilnehmer in Kopf- und Nackenschmerzen. Alle HMD-Nutzer können sich vorstellen dieses Display zukünftig zu benutzen. Insbesondere Teilnehmer aus dem Werkstatt- oder Konstruktionsumfeld empfinden diese Art der Informationsdarstellung als hilfreich, weil in ihrer Arbeitsumgebung zurzeit papierbasierte Arbeitsanleitungen verwendet werden. Einen gesamten Arbeitstag von 8 Stunden empfahl keiner der Nutzer, weil diese Technologie nach eigenen Angaben als zu anstrengend empfunden wurde. Alle vier Teilnehmer gaben an, dass die Kopfhalterung das Element des HMDs sei, welches sie verändern würden, sofern sie die Möglichkeit dazu hätten. Besonders bei anstrengender körperlicher Arbeit, förderte die Kopfhalterung die Transpiration. Zusätzlich wurde von zwei Teilnehmern das Displaygehäuse als störend empfunden. Es würde den Blick auf das Arbeitsobjekt behindern. Keiner der Gesprächspartner gab an, dass das Display seine Leistung beeinflusst habe, ganz im Unterschied zu den in der Arbeitsdurchführungszeit gemessenen Werten.

Die beiden Teilnehmer mit dem herkömmlichen Bildschirm beschrieben das Display ebenfalls als hilfreich, weil Informationsaufnahme und beidhändiges Arbeiten gleichzeitig möglich ist. Das Arbeitshilfsmittel wurde nicht als störend empfunden. Aus dem Arbeitsalltag bereits bei den Teilnehmern bekannt, erschien ihnen der Einsatz während Montagetätigkeiten sinnvoll und angenehm, so lange man ihn wie in dem vorliegenden Versuch auf die individuelle Körpergröße einstellen und der Arbeitsumgebung anpassen könne.

4.3 Resümee des Vorversuchs

Der in diesem Kapitel beschriebene Vorversuch diente der Sichtung und praktischen Erprobung unterschiedlicher subjektiver und objektiver Methoden bei der Untersuchung physiologischer und mentaler/subjektiver Belastung während einer 3,5-stündigen Montagetätigkeit, die mit verschiedenen Displaytypen durchgeführt wurde. Nachfolgend werden Erfahrungen mit einzelnen Methoden, dem Versuchsaufbau und -ablauf zusammengefasst und Empfehlungen für die Hauptversuche gegeben.

Die subjektiven Methoden Simulator Sickness Questionnaire, Rating Scale of Mental Effort, NASA-TLX und Belastungsverlaufstest werden durch die Belastungsparameter beeinflusst. Ihr Zusammenspiel mit objektiven Methoden und Arbeitsaufgabe gestaltete sich problemlos, wenngleich die Summe aller Befragungen die Gesamtversuchszeit erheblich verlängert. Einige Teilnehmer berichteten über sinkende Motivation während den Tests nach der Versuchsaufgabe. Wie im Vorversuch wird auch für die Hauptversuche empfohlen, sämtliche Fragebögen, mit Ausnahme des SSQ und RSME, vor der Versuchsaufgabe und vor den medizinischen Voruntersuchungen durchzuführen. Der NASA-TLX sollte entsprechend den Empfehlungen der Autoren unmittelbar nach der Arbeitsaufgabe und damit als erster Fragebogen nach der Versuchsaufgabe angeboten werden.

Die Interviews wurden am Ende der Gesamtversuchszeit durchgeführt. Bedingt durch eine lange, vorangegangene Versuchszeit war es schwierig eine entspannte Gesprächssituation zu kreieren, in der der Teilnehmer bereitwillig Aspekte vertieft. Die Gespräche dauerten 5-10 Minuten. Für jedes Gerät wurden dieselben Fragen vorbereitet. Individuelle Fragen zu jedem Display, insbesondere zu den beiden HMD-Typen, könnten unterschiedliche Auffälligkeiten bei Erhebung objektiver Daten erklären und neue Hypothesen generieren. Mittels Fragebögen werden die abhängigen Variablen mentale und subjektive Beanspruchung erfasst. Die Untersuchung ist auf die physiologische Beanspruchung des visuellen und muskulären Systems sowie die mentale und subjektive Beanspruchung ausgerichtet. NASA-TLX und BLV untersuchen Beanspruchung, während SSQ und VFQ die Simulatorkrankheit und die visuelle Ermüdung und der RSME mentale Beanspruchung fokussieren. Im Hinblick auf die Gesamtversuchszeit könnte für jede Beanspruchungsart eine entsprechende Methode verwendet werden. Durch die Erhebung der Fragebögen vorher und nachher kann es insbesondere beim SSQ zu Sättigungs- und Suggestiveffekten kommen. Um dies zu vermeiden, könnten Fragebögen, ausgenommen der BLV, nur nach der Versuchsaufgabe erhoben werden. RSME und NASA-TLX sollten zusätzlich mit einer kurzen Arbeitsaufgabe ohne HMD trainiert werden.

Zur objektiven Evaluation der durch die Arbeitsaufgabe auftretenden Beanspruchung wurden die Sehschärfe, der Mittlere Defekt des Gesichtsfeldes, die Aufgabendurchführungszeit und die Kopfhaltung betrachtet. Eine Änderung der Sehschärfe (Visus) konnte nicht festgestellt werden. Dies kann sowohl in der relativ groben Einteilung der mit dem Standardgerät messbaren Visusstufen als auch im Fehlen von Änderungen begründet sein.

Auf Basis des elektromyographischen (EMG) Datenmaterials der Vorversuche Schlüsse auf die muskuläre Beanspruchung zu ziehen, ist nicht zielführend. Es zeigt sich zu diesem Zeitpunkt jedoch schon, dass der TRAP und SPLN in diesem konkre-

ten Anwendungsfall interessante, zu untersuchende Muskelgruppen sind. Ihre Aktivität steigt gegen Ende der Arbeitsaufgabe deutlich an, was auf eine Ermüdung hindeuten könnte. Deutliche Unterschiede zwischen Bildschirm und HMD, beobachtet beim SPLN, könnten mit dem Bestreben zusammenhängen, dem Schwerpunkt am vorderen Teil des Kopfes (HMD) entgegenzuwirken. EMG-Messungen stellen an den gegebenen Versuch die höchsten Anforderungen an die Mitwirkungsbereitschaft/Motivation der Teilnehmer und die Praktikabilität der Messung. So werden viele Teilnehmer abgeschreckt, weil der Nacken rasiert werden soll. Zudem bedarf es kontrollierter Temperaturverhältnisse und angemessener Bekleidung, um Transpiration und damit das Ablösen der Elektroden zu vermeiden. Selbst bei vollständigen Daten sollte bei der Interpretation der EMG-Daten in diesem Anwendungsfall berücksichtigt werden, dass jeder Teilnehmer die Arbeitsaufgabe nicht standardisiert ausführt, der Anteil der Füllaufgaben pro Arbeitsabschnitt unterschiedlich hoch und damit die Bewegungen und Muskelaktivitäten unterschiedlich geartet sein können. Muskelaktivitätsunterschiede könnten dann auch in der Arbeitsaufgabe und nicht zwangsläufig dem Displaytyp haben. Auffällig ist der enorme Anstieg der Aktivität des linken M. Trapezius bei allen Bedingungen. Der linke M. Trapezius scheint unabhängig des Displaytyps stark zu ermüden. Somit wird deutlich, dass der Trapezius mehr durch die Arbeitsaufgabe als durch das HMD beeinflusst wird.

Besonders auffällig sind die Ergebnisse der Gesichtsfeldmessung. Während der Mittlere Defekt beim Bildschirm zunimmt, nimmt er beim HMD ab, insbesondere auf dem rechten Auge, an dem das Display getragen wird. Die Tatsache, dass die Daten von vielen, sehr jungen Teilnehmern bereits vorher als pathologisch einzustufen sind zeigt, dass die Methode und ihre Durchführung (Mitarbeit / Konzentrationsfähigkeit des Teilnehmers) starken Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben muss oder dass tatsächlich ungewöhnlich viele junge Teilnehmer über einen Defekt des Gesichtsfeldes verfügten. Fraglich ist, ob die Gesichtsfeldmessung unter diesen Voraussetzungen noch als objektive Methode eingestuft und angewandt werden kann. Eine nachträgliche Recherche ergab, dass die deutsche Ophthalmologische Gesellschaft wie folgt zur Perimetrie Stellung genommen hat: *„Die Gesichtsfeldprüfung (Perimetrie) ist eine subjektive Prüfmethode (...) Deshalb führt eine Perimetrie insbesondere des zentralen Gesichtsfeldes in vielen Fällen nur unter Ausgleich eines ggf. vorhandenen Refraktionsfehlers zu fehlerfreien Ergebnissen (...) Die Validität der perimetrischen Befundbewertung (normal/nicht normal) bedarf der Einbeziehung des morphologischen Korrelats (...) der Untersuchung von Augenhintergrund mit Sehnerv, Makula und übriger Netzhaut sowie der brechenden Medien. Ansonsten kann es zu Fehlinterpretationen der subjektiven Angaben (...) kommen.“* (DOG, 2006). Eine valide Bewertung der subjektiven Ergebnisse der Gesichtsfeldmessung, unterstützt durch einen Augenarzt wird daher angeraten. Das empfohlene und verwendete Perimeter untersucht das zentrale Gesichtsfeld, für eine umfassende und detaillierte Untersuchung des peripheren Gesichtsfeldes und zur Bestimmung der Gesichtsfeldgröße eignet es sich nicht. Die Gesichtsfeldgröße kann mit einem kinetischen Perimeter vollzogen werden.

Zur Untersuchung der visuellen Beanspruchung war zusätzlich die Aufnahme eines *Elektrookulogramms* angedacht. Die Reparatur einer fehlerhaften Modifikation der EOG-Proben seitens des Herstellers verwehrte ihre Einbindung in die Vorversuche. Angesichts des für Änderungen unempfindlichen Sehschärfenmessgeräts und der nicht-objektiven Methode zur Gesichtsfeldmessung verbleibt die EOG-Messung als

objektive Messung der visuellen Beanspruchung. Durch die Kopfhaltung könnte es auch hier zu einer Störung der Signale kommen. Weitere Methoden zur Untersuchung der visuellen Beanspruchung sollten daher gemeinsam mit den Partnern des Universitätsklinikums diskutiert werden.

Die Anforderungen an den Versuchsleiter gestalten sich wie folgt: er sollte intensiv mit den Arbeitsaufgaben und den dafür benötigten Werkzeugen vertraut sein um den Teilnehmern gegebenenfalls bei Problemen helfen zu können, anatomische Kenntnisse besitzen, um die Elektroden richtig positionieren zu können sowie über ophthalmologische Kenntnisse verfügen, um valide Gesichtsfeldmessungen durchführen und die Ergebnisse angemessen bewerten zu können. Der Einsatz von zwei Versuchsleitern im Hinblick auf parallele Steuerung mehrerer Systeme (Darstellung der Arbeitsanleitungen, EMG-Messung, ErgoLab etc.) wird empfohlen.

Die Versuchsaufgabe und Arbeitsanweisungen umfassen mehr als 4 x 48 Minuten Montagetätigkeiten und waren für alle Teilnehmer verständlich. Folgende Änderungen an der Arbeitsaufgabe wurden im Laufe der Vorversuche vorgenommen: Wiederholende Tätigkeiten und für den Teilnehmer langweilige Tätigkeiten wurden entfernt oder den Füllaufgaben hinzugefügt, mehrere ähnliche Arbeitsschritte wurden in einer Anleitung zusammengefasst (Zündkerzen lösen statt: Zündkerze 1 lösen, Zündkerze 2 lösen, Zündkerze 3 lösen).

Die Software zur Steuerung der Arbeitsaufgabe hat sich als robust erwiesen. Das Hinzufügen weiterer Arbeitsaufgaben und Füllaufgaben sowie die Verlängerung und Verkürzung der Pausen ist problemlos möglich. Die Messung der Arbeitszeit und der Ablauf der Arbeitsaufgabe und der Ermüdungsmessungen funktioniert einwandfrei.

Sämtliche eingesetzten Methoden haben sich für den speziellen Anwendungsfall eines Langzeiteinsatzes zur Beanspruchungsbewertung von HMDs als geeignet erwiesen. Gesichtsfeldmessung und EMG stellen besondere Herausforderungen an den Versuchsleiter und die Räumlichkeiten. Nicht erprobt wurde der Einsatz der EOG Sensoren innerhalb des Versuchsaufbaus. Ein Testdurchlauf nach Reparatur der Sensoren wird durchgeführt. Im Hinblick auf Gesamtversuchszeit und Motivation der Teilnehmer wird bei einer 3,5 stündigen Versuchsaufgabe von zu umfangreichen Untersuchungen vorher und nachher abgeraten.

Als Bestandteil von Arbeitspaket 3 (AP3) wurden damit ein Experimentalfeld zur Untersuchung des sicheren und beanspruchungsoptimalen Einsatzes von HMDs im Hinblick auf die physiologischen Beanspruchungen erstellt, erprobt und verbessert. Zusätzliche Nachbesserungen und die Übergabe des Experimentalfeldes an das Institut für Arbeitswissenschaften sind Inhalt von Arbeitspaket 4 (AP4).

4.4 Übergabe des Experimentalfelds und Anpassung der Versuchsdurchführung

Planmäßig fand Ende November 2013 die Übergabe des Versuchsaufbaus vom Auftragnehmer FKIE an den Unterauftragnehmer Institut für Arbeitswissenschaft der RWTH, Aachen statt. KFZ-Motor, Head-Mounted Display, Monitore, Werkzeug, Kameras, Rechner, medizinische Messgeräte und weitere Bestandteile wurden in zwei Lieferungen aufgeteilt und am Versuchsdurchführungsort in Aachen aufgebaut (vgl. Abb. 4.7). Eine detaillierte Auflistung der Bestandteile findet sich in den im Anhang (Anhang 7) aufgeführten Übergabeprotokollen.

Nach Aufbau des Experimentalfeldes und Einarbeitung der Versuchsleiter am neuen Standort ergaben sich offene Fragen, welche ebenso wie die Ergebnisse aus den Vorversuchen in einem ersten Arbeitstreffen am Institut für Arbeitswissenschaft (IAW) geklärt werden konnten.

Die Diskussion behandelte den validen Einsatz der Perimetrie sowie die Reliabilität der Ergebnisse ausgehend von einer durch nicht geschultes Personal geleiteten Untersuchung. Zusätzlich besprach man die durch die Perimetrie ausgelöste, zusätzliche Belastung der Teilnehmer. Ein Telefonat mit den Augenärzten des Universitätsklinikums in Aachen bestätigte die korrekte Auswahl der Methode, bei der lediglich 30 Prozent des Gesichtsfeldes untersucht werden. Eine Untersuchung, beschränkt auf diesen Bereich, sei ausreichend, weil dort die Rezeptordichte mit 99% aller Rezeptoren am höchsten ist. Im Unterschied zu den Angaben der deutschen ophthalmologischen Gesellschaft, empfahlen die Augenärzte der Universitätsklinik der RWTH Aachen einzig die Sehschärfe als zusätzlich notwendig zu erhebenden Parameter um valide Ergebnisse der Gesichtsfeldempfindlichkeit zu erhalten. Inkonsistente Ergebnisse der Vorversuche seien vor allem auf fehlenden Einsatz einer Augenklappe, sowie die hohe Belastung der Teilnehmer durch die zwanzigminütige Versuchszeit vor und nach der vierstündigen Arbeitsaufgabe zurückzuführen. Das Screening Programm des Octopus 1-2-3 wurde als ausreichend zur Erfassung potentieller, durch das HMD ausgelöster Defekte, bei einer Durchführungsdauer von ca. 2 Minuten pro Auge empfohlen.



Abb. 4.7 Die Versuchsumgebung in den Räumlichkeiten am Institut für Arbeitswissenschaft in Aachen

Die Sehschärfenmessung erfolgte im Rahmen der Vorversuche mit dem Rodenstock R22 einmal auf dem rechten, dem linken und auf beiden Augen in einem Abstand von 33 cm (Nah-Messung) vor und nach der Versuchsaufgabe. Es wurde in dem Treffen beschlossen, im Hinblick auf die Verkürzung der Gesamtversuchszeit von einer bimodalen Messung abzusehen und den Fernvisus des rechten und linken Auges für eine Distanz von 6 Metern und den Nahvisus für eine Distanz von 55 cm zu erfassen. Statt dem Rodenstock R22 wird das Optovist Sehtestgerät verwendet. Zusätzlich wird damit während der Hauptversuche die Tiefenwahrnehmung und das Farbsehen mit Hilfe von vier Ishihara-Farbtafeln computergestützt gemessen.

Zwecks Verkürzung der Versuchsdauer wurde die Auswahl der subjektiven Methoden beschränkt auf den NASA-TLX, gemessen nach der Versuchsaufgabe, den RSME, gemessen am Anfang, am Ende und in der Mitte jedes 48-minütigen Arbeitspaketes (vgl. Abb. 4.8). Der Fragebogen zur Visuellen Ermüdung (VFQ) wird dreimal anstatt nur zweimal durchgeführt um den Verlauf der visuellen Ermüdung genauer bestimmen zu können.

Änderungen ergaben sich zusätzlich bei der videobasierten Kopfhaltungsanalyse mittels OWAS. Statt wie in den Vorversuchen über ein gesamtes Arbeitspaket, wurde für die Hauptversuche beschlossen eine spezielle Aufgabe (vgl. Kapitel 5.3.8).

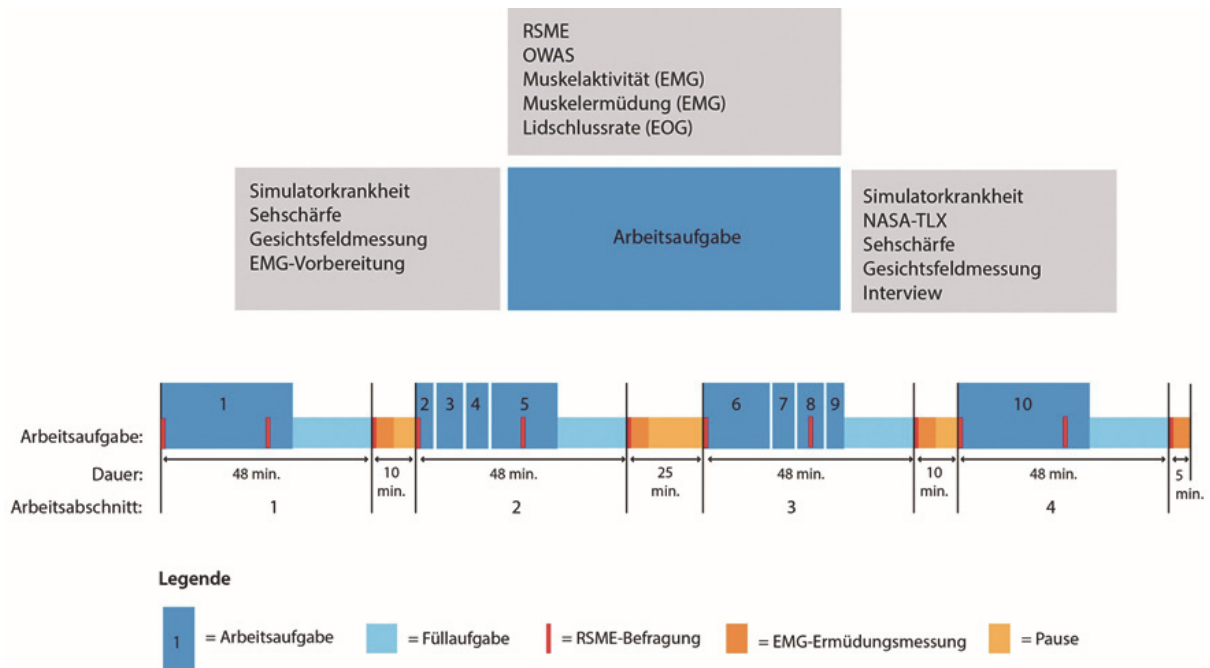


Abb. 4.8 Zeitlicher Ablauf und der Einsatz unterschiedlicher Parameter zur subjektiven und objektiven Beanspruchungserfassung konnten anhand der Vorversuchsergebnisse optimiert werden

Während der Vorversuche wurden Maximalkrafttests für den M. Trapezius pars descendens mit Hilfe einer Gurtvorrichtung durchgeführt. Zwei auf Höhe der Schultern mit Polstern verstärkte Gurte wurden an einer Holzplatte befestigt. Während der Teilnehmer auf der Holzplatte stand wurden die Gurte über seine Schultern gelegt. Um eine maximal willkürliche Kontraktion zu erzielen, wurde er angehalten die Schulter der zu messenden Seite auf Anweisung des Versuchsleiters gerade und mit voller Kraft nach oben zu ziehen. Mittels einer Kraftmessdose zwischen Gurt und Platte konnte für die Ermüdungsmessungen während der Arbeitsaufgaben gleiche Kraft gewährleistet werden. Die Herausforderung dieser Vorgehensweise lag in einer stabilen Positionierung der Gurte während der Messung. Da nicht ausgeschlossen werden konnte, dass ein Großteil der Kraft aus den Beinen heraus erzeugt wurde, ersetzten nun Handgriffe die über die Schultern gelegten Gurte. Der Teilnehmer zieht jetzt Gurte und Kraftmessvorrichtung mit den Handgriffen und im Sitzen nach oben.

Weiterhin wurde vereinbart, Detailwissen über elektromyographische Messungen durch einen von den Mitarbeitern des mediTEC Institutes organisierten Workshop am Institut für Arbeitswissenschaft zu vermitteln.

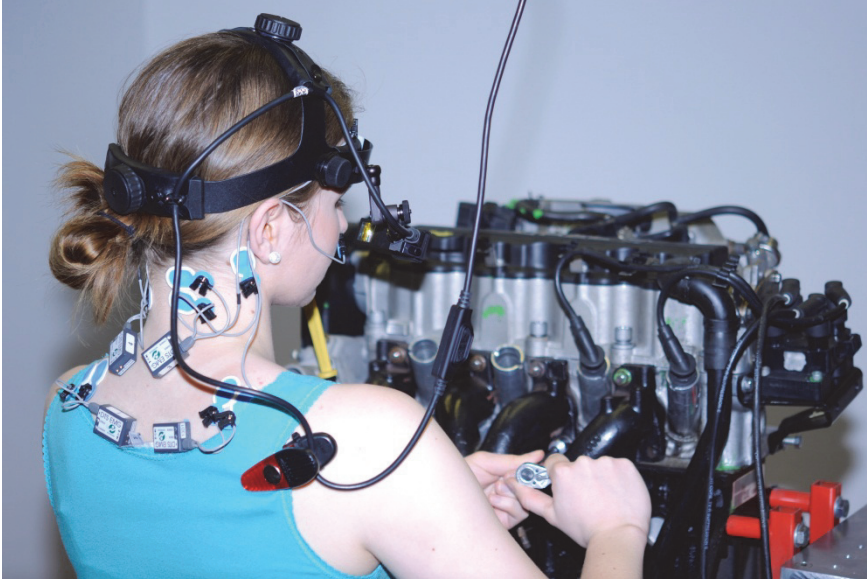


Abb. 4.9 Zur Entlastung der Versuchsteilnehmer wurden für die Arbeit mit HMD nicht relevante Muskelgruppen in den Hauptversuchen nicht mehr betrachtet, einzig der Obere Trapezius und der Splenius Capitis werden untersucht

5 Hauptversuch

5.1 Einleitung

Sowohl Fragestellung, als auch Versuchsdesign und Apparaturs des Hauptversuches wurden aus dem Vorversuch übernommen. Die Modifikationen betreffen die Reduktion der abhängigen Variablen und eine Optimierung der Anwendung der Methoden (Perimetrie mit Augenklappe etc.). Auf diese Modifikationen wurde bereits in Kapitel 4.4 eingegangen.

5.2 Methodik

5.2.1 Stichprobe

Innerhalb des Hauptversuches wurde eine Stichprobe mit $N = 60$ Probanden untersucht, die hinsichtlich der Geschlechts vollständig ausbalanciert war (♂ : 30; ♀ : 30). Das Durchschnittsalter betrug 36,0 Jahre ($SD = 13,6$). Der jüngste Proband war 19 Jahre alt und der älteste 59 Jahre.

Die Probanden wurden in zwei Altersgruppen eingeteilt $AG_1 = 18-39$ Jahre und $AG_2 = 40-60$ Jahre. Die beiden gleichgroßen Gruppen waren hinsichtlich Größe und Häufigkeit der Geschlechter vollständig ausbalanciert.

Die Verteilung der Probanden auf die drei verwendeten Varianten des Displaytyps war ebenfalls vollständig ausbalanciert. Jeder Displaytyp wurde von 15 männlichen Personen und 15 weiblichen Personen der jeweiligen Altersgruppen verwendet.

18 der Probanden hatten eine Sehhilfe, die während aller Untersuchungen (ausgenommen Gesichtsfeldmessung) getragen wurde. Bei den Sehhilfen handelte es sich in 11 Fällen um eine Fernbrille und in 7 Fällen um eine Lesebrille. Träger von Gleitsichtbrillen wurden auf Grund möglicher nicht quantifizierbarer Probleme beim Einsatz des HMDs vom Versuch ausgeschlossen. Keiner der Probanden trug Kontaktlinsen.

Hinsichtlich der Vorerfahrung mit Montagetätigkeiten gaben 32 der Probanden an, einfache Aufgaben regelmäßig selber durchzuführen. 11 der Probanden verfügten über keine nennenswerten Erfahrungen mit Montageaufgaben und 17 der Probanden, schätzten Ihre Erfahrung als hoch ein.

Lediglich einer der Probanden hatte bereits Erfahrungen mit einer Datenbrille gemacht. Für alle anderen Probanden war dies der erste Kontakt mit dieser Technologie.

5.2.2 Hypothesen

Entsprechend der Fragestellung und der Empfehlungen zur Untersuchungskonzeption beim Einsatz von HMDs während der Arbeit an einem KFZ-Motor (Janß & Eschweiler, 2012a) wurden folgende Hypothesen formuliert.

Leistung:

H1: Die Aufgabendurchführungszeit der Hauptaufgabe unterscheidet sich bei der Nutzung der unterschiedlichen Displaytypen BS, HMD-ST und HMD-LA und abhängig vom Alter.

Sehschärfe:

H2: Die Sehschärfe des rechten und linken Auges vorher und nachher unterscheidet sich bei der Nutzung der unterschiedlichen Displaytypen BS, HMD-ST und HMD-LA und des Alters.

Mittlerer Defekt des Gesichtsfeldes:

H3: Die Differenz des Mittleren Defekts des Gesichtsfeldes vorher und nachher (MD [dB]) unterscheidet sich bei der Nutzung der unterschiedlichen Displaytypen BS, HMD-ST und HMD-LA und abhängig vom Alter.

Lidschluss (EOG):

H4a: Die Lidschlussrate während der Arbeitsaufgabe unterscheidet sich über die Arbeitsaufgabe hinweg bei der Nutzung der unterschiedlichen Displaytypen BS, HMD-ST und HMD-LA und abhängig vom Alter.

H4b: Die Lidschlussdauer während der Arbeitsaufgabe unterscheidet sich über die Arbeitsaufgabe hinweg bei der Nutzung der unterschiedlichen Displaytypen BS, HMD-ST und HMD-LA und abhängig vom Alter.

VFQ-Werte:

H5: Die Differenz der VFQ Werte vorher und nachher unterscheidet sich bei der Nutzung der unterschiedlichen Displaytypen BS, HMD-ST und HMD-LA und abhängig vom Alter.

Muskelaktivität:

H6: Die normalisierte Muskelaktivität [%MVE / %RVE] des M. Splenius capitis und M. Trapezius descendens (vgl. Abb. 4.4) unterscheidet sich auf der rechten und linken Seite bei der Nutzung der unterschiedlichen Displaytypen BS, HMD-ST und HMD-LA und abhängig vom Alter.

Muskelermüdung:

H7: Das Frequenzspektrum des M. Splenius capitis und M. Trapezius descendens auf der rechten und linken Seite verschiebt sich im Verlauf der Arbeitsaufgabe, abhängig vom Alter und Displaytyp (BS, HMD-ST, HMD-LA) unterschiedlich stark.

Kopfhaltung:

H8: Der prozentuale Anteil der OWAS-Kopfhaltungskategorien unterscheidet sich über den Verlauf der Zeit und abhängig vom Alter bei der Nutzung eines Bildschirms von der mit HMD-ST und HMD-LA.

Simulatorkrankheit:

H9: Die auftretenden Symptome der Simulatorkrankheit unterscheiden sich bei der Nutzung der unterschiedlichen Displaytypen BS, HMD-ST und HMD-LA vor und nach der Versuchsaufgabe abhängig vom Alter.

Rating Scale of Mental Effort:

H10: Die mentale Beanspruchung der Bedingungen unterscheidet sich bei der Nutzung der unterschiedlichen Displaytypen BS, HMD-ST und HMD-LA im Verlauf der Zeit und abhängig vom Alter.

NASA-TLX:

H11: Der Gesamtwert des NASA-TLX unterscheidet sich bei der Nutzung der unterschiedlichen Displaytypen BS, HMD-ST und HMD-LA abhängig vom Alter.

5.2.3 Unabhängige Variablen

- Displaytyp: Es wird der Einfluss des Bildschirms (BS), des HMDs im Durchsicht-Modus (HMD SeeThrough, HMD-ST) und des HMDs im Geschlossenen-Modus (HMD-Lookaround, HMD-LA) auf die jeweiligen abhängigen Variablen untersucht. Die unterschiedlichen Displaytypen wurden in Kapitel (siehe Kap. 4.1.7) beschrieben.
- Alter: Es wird der Einfluss der Altersgruppen 18-39 Jahre (AG_1) und 40-60 Jahre (AG_2) auf die abhängigen Variablen untersucht.

5.2.4 Datenauswertung und Erfassung

Die inferenzstatistische Analyse erfolgte mit der Software IBM SPSS Statistics Version 20. Die Analyse erfolgt, wenn die Skalen dies ermöglichten, als mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung und Post-hoc-Test nach Scheffé bzw. bei weniger als drei Faktorstufen mit Hilfe von t-Tests. Zur Untersuchung der Sphärizität wurde der Mauchly-Test berechnet. Bei Verletzung des Mauchly-Tests wurde entsprechend der korrigierte Wert nach Greenhouse-Geisser verwendet. Bei nicht intervallskalierten Skalen wurde alternativ ein Chi-Quadrat-Test durchgeführt.

Als Innersubjektfaktor wurden die Zeitpunkte der Messungen als Faktorstufen verwendet sowie als Zwischensubjektfaktoren die Altersgruppe (AG_1 : 18-39 Jahre; AG_2 : 40-60 Jahre) und der verwendete Displaytyp (HMD-ST: Head-Mounted Display im See Through Modus, HMD-LA: Head-Mounted Display im Lookaround Modus; Bildschirm: Darstellung der Anweisungen auf fixiertem Monitor). Die abhängigen Faktoren wurden durch die jeweilige Messmethode bestimmt.

Zur Ablehnung von Nullhypothesen wurde ein Signifikanzniveau von $\alpha < 0,05$ zugrunde gelegt.

5.3 Ergebnisse

5.3.1 Leistung

Die Auswertung der Leistung der Probanden erfolgte in Hinblick auf die zur Aufgabenerfüllung benötigte Zeit. Für die Auswertung der Zeitdaten konnten 48 Probanden (HMD ST: 15; HMD LA: 16; Bildschirm: 17; AG₁: 24; AG₂: 24) berücksichtigt werden.

Die Reduzierung der Stichprobengröße geschah aufgrund von Vorfällen während der Versuchsdurchführung (z. B. Toilettengang während Arbeitspaket, Telefonanruf, Unwohlsein) wodurch die Zeiterfassung verfälscht wurde bzw. technischen Problemen bei der Erstellung des Protokolls, (z.B. wegen Abstürzen der Versuchsumgebung). Der Ausfall führte dennoch zu keiner systematischen Stichprobenverzerrung, da die Ausfälle in allen Teilgruppen nahezu gleichermaßen auftraten.

Die Analyse des Einflusses des Displaytyps auf die zeitliche Performance ergibt einen stark signifikanten Effekt mit $p = 0,02$. Die Hypothese H_1 kann somit bestätigt werden. Hierbei wurden beim Einsatz des HMDs im LA Modus über beide Altersgruppen durchschnittlich 6902 Sekunden, beim Einsatz des HMD im ST Modus 7390 Sekunden und bei Einsatz des Bildschirms 6275 Sekunden benötigt (siehe Abb. 5.1).

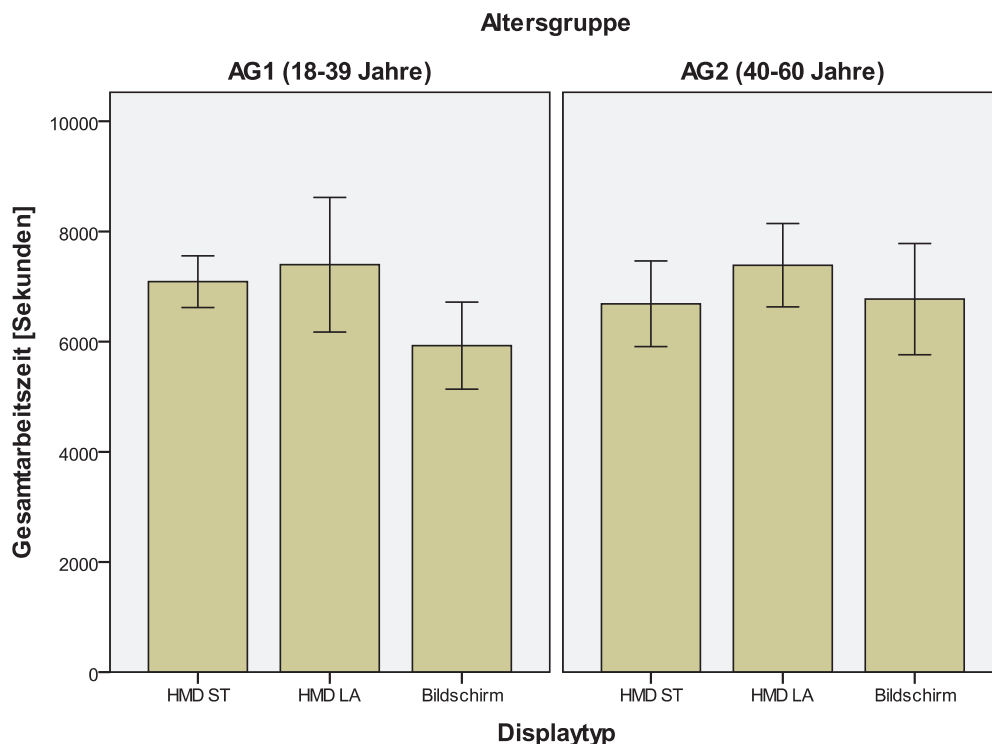


Abb. 5.1 Mittlere Zeit zur Durchführung der gesamten Arbeitsaufgabe, differenziert nach Displaytyp und Altersgruppe

Der Post-hoc-Tests zeigt, dass sich der Einsatz des Bildschirms vom HMD im LA Modus signifikant unterscheidet ($p < 0,01$) jedoch nicht vom HMD im ST Modus ($p = 0,22$). Die beiden Varianten des HMDs unterscheiden sich nicht signifikant ($p = 0,40$).

Die Auswertung des Einflusses der Altersgruppen auf die zeitliche Leistung ergibt keinen signifikanten Effekt ($p = 0,62$). Lediglich leichte Tendenzen dahingehend sind festzustellen, dass Probanden aus der jüngeren Altersgruppe im Durchschnitt eine etwas kürzere Zeit zur Erfüllung der Aufgabe benötigen (AG_1 : 6682 Sekunden; AG_2 : 7003 Sekunden). Die Interaktion der Zwischensubjektfaktoren ist mit $p = 0,21$ in Hinblick auf Effekte auf die zeitliche Performance nicht signifikant, so dass die Haupteffekte separat interpretiert werden können.

Um mögliche Lern-/Gewöhnungseffekte identifizieren zu können, wird neben der Gesamtzeit für die Demontage und Montage das erste sowie letzte Arbeitspaket separat untersucht (siehe Tab. 5.1).

Tab. 5.1 Durchschnittliche Zeiten zur Durchführung der Arbeitsaufgaben, differenziert nach Alter und Displaytyp in Sekunden

		erstes AP	letztes AP	gesamt
Alter	AG ₁	1879,0 (341,6)	2062,9 (331,2)	6682,4 (1143,3)
	AG ₂	1944,6 (375,7)	2041,5 (345,0)	7003,7 (1021,3)
Displaytyp	HMD ST	1876,7 (304,3)	2108,6 (167,1)	6902,0 (709,0)
	HMD LA	2042,0 (363,3)	2117,4 (375,8)	7390,9 (1059,3)
	Bildschirm	1820,1 (376,7)	1941,2 (389,8)	6275,0 (1084,7)

Die Differenz zwischen den benötigten durchschnittlichen Zeiten der beiden Altersgruppen für das erste und das letzte Arbeitspaket unterscheidet sich hierbei nicht wesentlich ($\Delta_{\text{erstes AP}}$: 45 Sekunden; $\Delta_{\text{letztes AP}}$: 31 Sekunden). Da also sowohl zu Beginn der Studie als auch nach 3,5 Stunden auftretende Unterschiede zwischen den Altersgruppen nur minimal variieren, kann gefolgert werden, dass ein möglicher Lern-/Gewöhnungseffekt unabhängig vom Alter auftritt, bzw. in diesem Zeitraum kein Effekt eintritt.

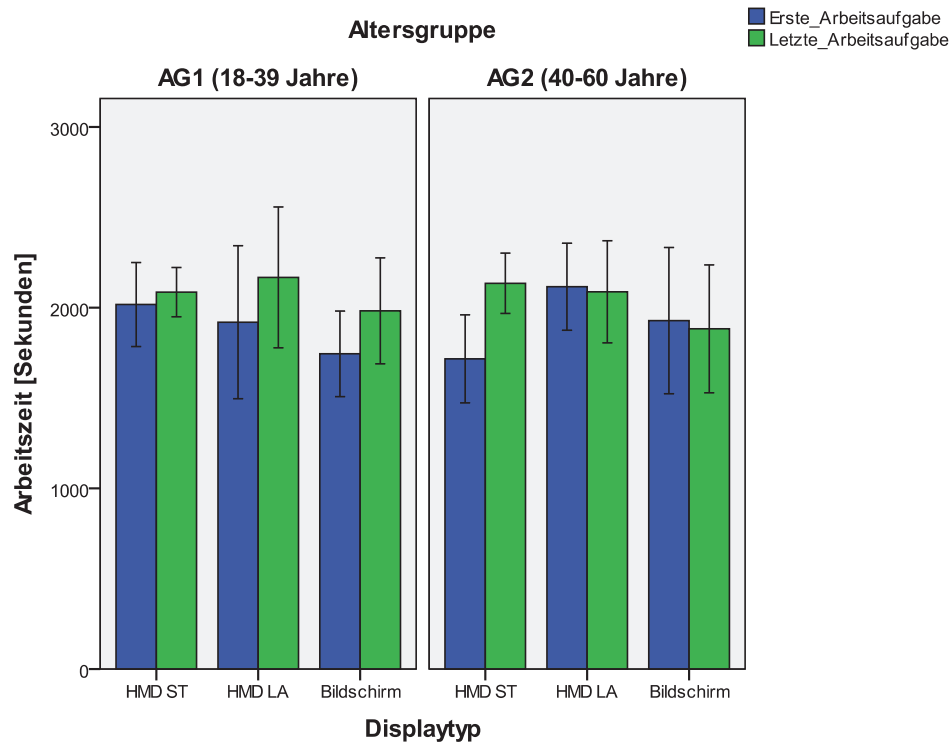


Abb. 5.2 Mittlere Zeit zur Durchführung der ersten und letzten Arbeitsaufgabe, differenziert nach Altersgruppe und Displaytyp in Sekunden

Die Differenzen der im Durchschnitt benötigten Zeiten beim ersten und letzten Arbeitspaket für die drei untersuchten Displaytypen HMD ST, HMD LA und Bildschirm unterscheiden sich dagegen merklich (siehe Tab. 5.2). So hat sich die durchschnittliche Differenz zwischen den beiden Varianten des HMDs von beinahe drei Minuten auf 9 Sekunden verringert. Ein ähnlicher Effekt ist im Vergleich zwischen Probanden mit HMD im ST Modus sowie den Probanden, die die Arbeitsanweisungen auf einem Bildschirm angezeigt bekommen haben festzustellen. Hier ist die Differenz von 56 Sekunden auf 167 Sekunden gestiegen. Die Differenz der Probanden mit HMD im LA Modus zu den Probanden mit Bildschirm ist dagegen gesunken, jedoch nur um 20% von 222 Sekunden auf 176 Sekunden.

Hinsichtlich möglicher Lern-/Gewöhnungseffekte legen diese Ergebnisse nahe, dass sowohl im Vergleich von HMD zu Bildschirm als auch insbesondere im direkten Vergleich zwischen den beiden Varianten des HMD diese unterschiedlich stark ausgeprägt sind und somit beim Einsatz berücksichtigt werden sollten.

Tab. 5.2 Differenzen der durchschnittlichen Zeiten zur Durchführung der Arbeitsaufgaben zwischen den verwendeten Displaytypen in Sekunden

	$\Delta_{\text{erstes AP}}$	$\Delta_{\text{letztes AP}}$
HMD ST vs. HMD LA	166	9
HMD ST vs. Bildschirm	56	167
HMD LA vs. Bildschirm	222	176

5.3.2 Visus

Die Analyse von systematischen Veränderungen der **Sehschärfe** der Probanden im Kontext des Einsatzes von HMDs wurde sowohl für den Nahvisus (Abstand 55 cm) als auch für den Fernvisus (Abstand 600 cm) separat für beide Augen untersucht. Hierbei wurde der jeweils höchste Visuswert berücksichtigt, bei dem die Öffnung der präsentierten Landoltringe vom Probanden in drei von fünf Fällen korrekt erkannt wurde. Für die Auswertung konnten die Datensätze von 53 Probanden (HMD ST: 18; HMD LA: 18; Bildschirm: 17; AG₁: 29; AG₂: 24) berücksichtigt werden.

Die Reduzierung der Stichprobengröße geschah aufgrund von Verständnis- bzw. Sehproblemen einiger Probanden mit dem Sehtest bzw. technischer Probleme, weswegen für diese Probanden keine validen Daten vorlagen. Der Ausfall führte dennoch nicht zu einer systematischen Stichprobenverzerrung, da die Ausfälle in nahezu allen Teilgruppen gleichermaßen auftraten.

Die Varianzanalyse zur Identifizierung von Effekten auf den Nahvisus des rechten Auges im Vergleich zwischen dem Prä- und Posttest ergab für den Innersubjektfaktor einen signifikanten Effekt ($p = 0,03$). Hierbei hat sich der Nahvisus bei fast allen Probanden, bis auf die der AG₂ mit HMD im ST-Modus, verbessert. Dahingegen waren die Interaktionen erster Ordnung mit dem Alter der Probanden ($p = 0,68$) sowie die Interaktion zweiter Ordnung ($p = 0,22$) zwischen allen drei Variablen nicht signifikant (Abb. 5.3). Dahingegen war jedoch die Interaktion mit dem eingesetzten Displaytyp nur knapp nicht signifikant ($p = 0,06$) was dahingehend interpretiert werden kann, dass je nach verwendetem Displaytyp der Innersubjektfaktor unterschiedlich stark ausgeprägt ist. Die Analyse der Haupteffekte ergibt für den Displaytyp einen nicht signifikanten Einfluss ($p = 0,33$) und für die Altersgruppe einen stark signifikanten Einfluss mit einem Wert für die Überschreitungswahrscheinlichkeit von $p < 0,01$.

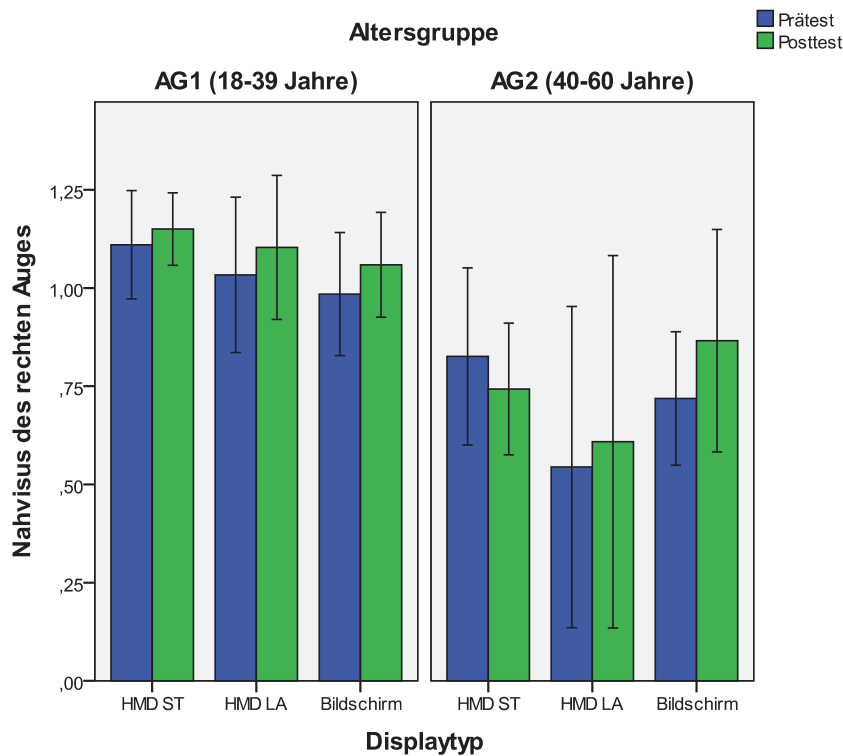


Abb. 5.3 Mittlerer Visus und Standardabweichung für das rechte Auge zwischen Prätest und Posttest differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Auswertung der Veränderungen des Nahvisus des linken Auges ergab analoge Ergebnisse zu denen des rechten Auges (siehe Abb. 5.5). So hatte der Innersubjektfaktor einen signifikanten Effekt ($p = 0,04$) wobei sich der Nahvisus bei fast allen Probanden, bis auf die der AG₁ mit Bildschirm und AG₂ mit HMD im ST-Modus, verbessert hat. Die Interaktionen erster Ordnung mit dem Alter der Probanden ($p = 0,40$) sowie dem eingesetzten Displaytyp ($p = 0,28$) und die Interaktion zweiter Ordnung ($p = 0,14$) waren ebenfalls nicht signifikant. Die Haupteffekte ergaben für den Displaytyp einen nicht signifikanten Einfluss ($p = 0,33$) und für die Altersgruppe konnte, analog zum rechten Auge, ein starker signifikanter Einfluss identifiziert ($p < 0,01$) werden.

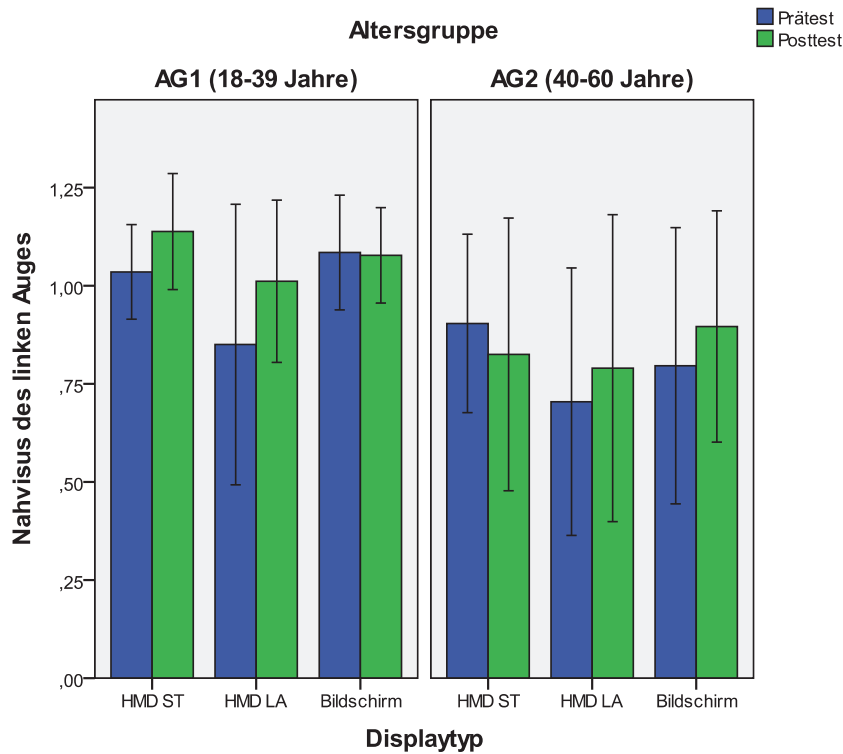


Abb. 5.4 Veränderungen des Nahvisus des linken Auges zwischen Prätest und Posttest differenziert nach Displaytyp für AG1 (links) und AG2 (rechts).

Die Analyse der Veränderungen des **Fernvisus des rechten Auges** (siehe Abb. 5.5) ergibt für den Innersubjektfaktor einen knapp nicht signifikanten Effekt ($p = 0,08$). Hierbei hat sich der Nahvisus bei fast allen Probanden, bis auf die der AG₂ mit HMD im ST-Modus, verbessert. Die Analyse der Interaktionen mit den Zwischensubjektfaktoren ergibt sowohl für das Alter der Probanden ($p = 0,59$) als auch den verwendeten Displaytyp ($p = 0,57$) einen klar nicht signifikanten Zusammenhang. Die Interaktion zweiter Ordnung ist mit $p = 0,44$ ebenfalls klar nicht signifikant. Die durch die nicht signifikanten Interaktionen mögliche uneingeschränkte Analyse der Haupteffekte ergibt, dass beide keinen signifikanten Einfluss haben (Alter: $p = 0,12$; Displaytyp: $p = 0,40$).

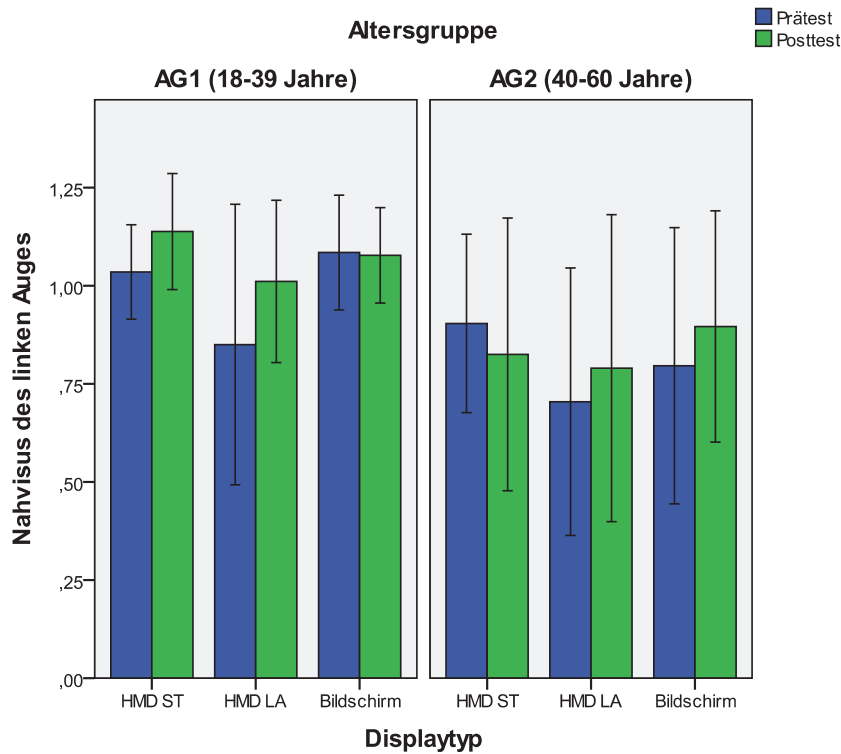


Abb. 5.5 Veränderungen des Fernvisus des rechten Auges zwischen Prätest und Posttest, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Analyse der Veränderungen des Fernvisus des linken Auges ergab analog zur Analyse des rechten Auges einen knapp nicht signifikanten Effekt des Innersubjektfaktors ($p = 0,09$). Hierbei hat sich der Fernvisus bei fast allen Probanden, bis auf die der AG₂ mit HMD im ST-Modus, verbessert. Die Analyse der Interaktion zwischen Innersubjektfaktor und Displaytyp ist ebenfalls nicht signifikant ($p = 0,25$), wohingegen die Interaktion zwischen Fernvisus des linken Auges und dem Alter mit einem Wert für die Überschreitungswahrscheinlichkeit von $p = 0,04$ signifikant ist (siehe Abb. 5.6). Die Interaktion zweiter Ordnung ist nicht signifikant ($p = 0,21$).

Die durch die signifikante Interaktion nur bedingt mögliche Interpretation der Haupteffekte ergibt für den Displaytyp einen klar nicht signifikanten Effekt, während der Haupteffekt des Alters der Probanden nur knapp nicht signifikant ist ($p = 0,06$).

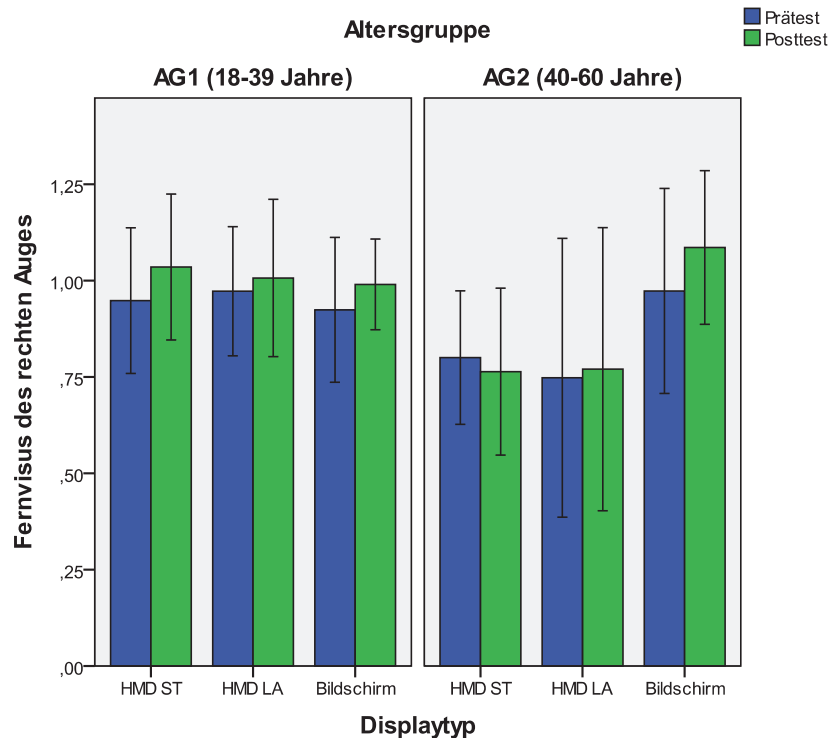


Abb. 5.6 Veränderungen des Fernvisus des linken Auges zwischen Prätest und Posttest, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Als Fazit kann hinsichtlich der Veränderungen festgestellt werden, dass signifikante sowie tendenzielle Wirkzusammenhänge auftraten und dass sich die Veränderungen sowohl am rechten als auch linken Auge in analoger Weise manifestierten, welches die Tatsache, dass der Displaytyp in keiner Analyse einen signifikanten Einfluss hatte, unterstreicht. Dahingegen ist der Einfluss des Alters zumeist signifikant, bzw. nur knapp nicht signifikant, so dass Alterseffekte konstatiert werden können. Die Hypothese H₂ muss jedoch verworfen werden.

Der beim Nahvisus vorliegende und beim Fernvisus lediglich knapp nicht signifikante Zeiteffekt zeigt jedoch die Qualität der Methode und deren Eignung für die Eruiierung der hier untersuchten Fragestellung.

Die deskriptiven Ergebnisse der Messungen sind in Tab. 5.3. dargestellt. Hierbei fällt insbesondere auf, dass sich die Visuswerte im Vergleich zwischen Prä- und Posttest fast ausschließlich verbessern. Ursache dürfte ausgehend vom Stand der Forschung jedoch keine physiologische Veränderung des Auges sein, sondern ein Lerneffekt bei der Durchführung des Tests.

Auch ist festzustellen, dass die Messwerte sowohl für den Nah- als auch Fernvisus im Vergleich zwischen den beiden Altersgruppen in AG₁ tendenziell etwas besser sind als bei AG₂, was ausgehend von bekannten altersbedingten Leistungsveränderungen des visuellen Systems älterer Leute den Erwartungen entspricht.

Die Veränderungen treten im Vergleich zwischen den eingesetzten Displaytypen nahezu gleichverteilt auf, was den Ergebnissen der inferenzstatistischen Analyse entspricht.

Eine zusätzliche Analyse bzgl. Veränderungen des Farbsehens bzw. der Stereopsis ergab lediglich bei einer Person Veränderungen zwischen den Ergebnissen des Prä- und des Posttests, so dass ein Einfluss des Displaytyps sowie der Altersgruppe auf diese physiologischen Merkmale, wie zu erwarten, nicht bestätigt werden konnte.

Tab. 5.3 Mittelwerte (Standardabweichungen) des durchschnittlichen Nah- und Fernvisus des linken und rechten Auges, differenziert nach Altersgruppe und Displaytyp

		Nahvisus				Fernvisus			
		Linkes Auge (Prätest)	Linkes Auge (Posttest)	Rechtes Auge (Prätest)	Rechtes Auge (Posttest)	Linkes Auge (Prätest)	Linkes Auge (Posttest)	Rechtes Auge (Prätest)	Rechtes Auge (Posttest)
AG ₁	HMD ST	1,0 (0,2)	1,1 (0,2)	1,1 (0,2)	1,2 (0,1)	0,9 (0,3)	1,0 (0,3)	0,9 (0,3)	1,0 (0,3)
	HMD LA	0,9 (0,5)	1,0 (0,3)	1,0 (0,3)	1,1 (0,2)	0,9 (0,2)	1,0 (0,3)	1,0 (0,2)	1,0 (0,3)
	Bildschirm	1,1 (0,2)	1,1 (0,2)	1,0 (0,2)	1,1 (0,2)	1,0 (0,2)	1,0 (0,3)	1,0 (0,3)	1,0 (0,2)
AG ₂	HMD ST	0,9 (0,3)	0,8 (0,4)	0,7 (0,4)	0,7 (0,2)	0,9 (0,2)	0,8 (0,4)	0,8 (0,2)	0,7 (0,3)
	HMD LA	0,7 (0,3)	0,8 (0,4)	0,5 (0,4)	0,6 (0,5)	0,8 (0,5)	0,6 (0,4)	0,7 (0,5)	0,8 (0,5)
	Bildschirm	0,8 (0,3)	0,9 (0,3)	0,7 (0,2)	0,9 (0,3)	1,0 (0,2)	1,0 (0,3)	1,0 (0,3)	1,1 (0,2)

5.3.3 Gesichtsfeld

Die Evaluation von Veränderungen des Gesichtsfelds der Probanden im Kontext des Einsatzes von HMDs wurde differenziert für das zentrale Gesichtsfeld (27 Messpunkte) sowie den peripheren Bereich (32 Messpunkte) des rechten bzw. linken Auges durchgeführt (siehe Abb. 5.7). Hierbei wurden die Verbesserungen (Abnahme des lokalen Defekts) und Verschlechterungen (Zunahme des lokalen Defekts) für alle 59 Messpunkte ausgewertet. Für die Auswertung konnten die Datensätze der Perimetriemessungen von 51 Probanden (HMD ST: 16; HMD LA: 18; Bildschirm: 17; AG₁: 25; AG₂: 26) berücksichtigt werden.

Die Reduzierung der Stichprobengröße geschah aufgrund von Problemen einiger Probanden (z.B. wegen zu großer Brillengestelle) das Auge korrekt zu platzieren um die Stimuli zu erkennen bzw. Problemen des Perimeters das Auge zu detektieren, weswegen für diese Probanden keine validen Daten vorlagen. Der Ausfall führte dennoch nicht zu einer systematischen Stichprobenverzerrung, da die Ausfälle in allen Teilgruppen nahezu gleichermaßen auftraten.

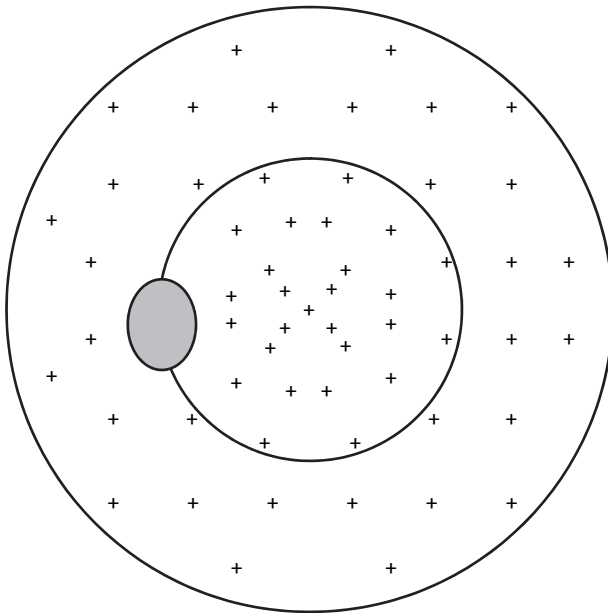


Abb. 5.7 Partitionierung und Platzierung der Messpunkte für das Gesichtsfeld des linken Auges unter Berücksichtigung des temporal gelegenen blinden Flecks

Aufgrund der lediglich ordinalen Skaleneigenschaften (Zunahme/Abnahme des lokalen Defekts bzw. keine Veränderung) wurde die inferenzstatistische Analyse mit Hilfe von Chi-Quadrat-Tests durchgeführt (siehe Tab 5.4). Hier zeigte sich, dass es keinerlei signifikante Effekte des Displaytyps sowie der Alters auf Veränderungen des Gesichtsfeldes der Probanden während der Arbeitsaufgaben gab. Es konnten somit für die durchgeführten Arbeitsaufgaben sowie den untersuchten Zeitraum keine signifikanten Unterschiede bei der Auswirkung des Einsatzes der verschiedenen Varianten des HMDs bzw. des Bildschirms sowie hinsichtlich des Alters der Probanden auf das Gesichtsfeld identifiziert werden.

Tab. 5.4 Ergebnisse des Chi-Quadrat-Tests für die Merkmale Alter und Display sowie die zugehörigen Veränderungen des zentralen und peripheren Gesichtsfeldes des rechten und linken Auges

Merkmale des Kreuztests		linkes Auge		rechtes Auge	
		zentral	peripher	zentral	peripher
Alter	Verbesserung	$X^2(5) = 8,70$ $p = 0,12$	$X^2(8) = 6,82$ $p = 0,56$	$X^2(6) = 6,67$ $p = 0,35$	$X^2(11) = 17,50$ $p = 0,08$
	Verschlechterung	$X^2(5) = 3,90$ $p = 0,56$	$X^2(10) = 12,04$ $p = 0,28$	$X^2(8) = 9,83$ $p = 0,20$	$X^2(13) = 15,32$ $p = 0,29$
	keine Veränderung	$X^2(7) = 14,10$ $p = 0,07$	$X^2(17) = 23,43$ $p = 0,14$	$X^2(7) = 10,12$ $p = 0,18$	$X^2(17) = 13,28$ $p = 0,72$
Displaytyp	Verbesserung	$X^2(10) = 12,24$ $p = 0,27$	$X^2(16) = 16,08$ $p = 0,45$	$X^2(12) = 7,31$ $p = 0,83$	$X^2(22) = 16,51$ $p = 0,80$
	Verschlechterung	$X^2(10) = 13,64$ $p = 0,19$	$X^2(20) = 12,64$ $p = 0,89$	$X^2(14) = 12,09$ $p = 0,60$	$X^2(26) = 31,94$ $p = 0,20$
	keine Veränderung	$X^2(14) = 17,48$ $p = 0,23$	$X^2(34) = 28,78$ $p = 0,72$	$X^2(14) = 13,18$ $p = 0,51$	$X^2(34) = 36,65$ $p = 0,35$

Die deskriptive Analyse der Veränderungen des zentralen und peripheren Gesichtsfelds des rechten und linken Auges ist in Abb. 5.8 und in Tab. 5.5 dargestellt.

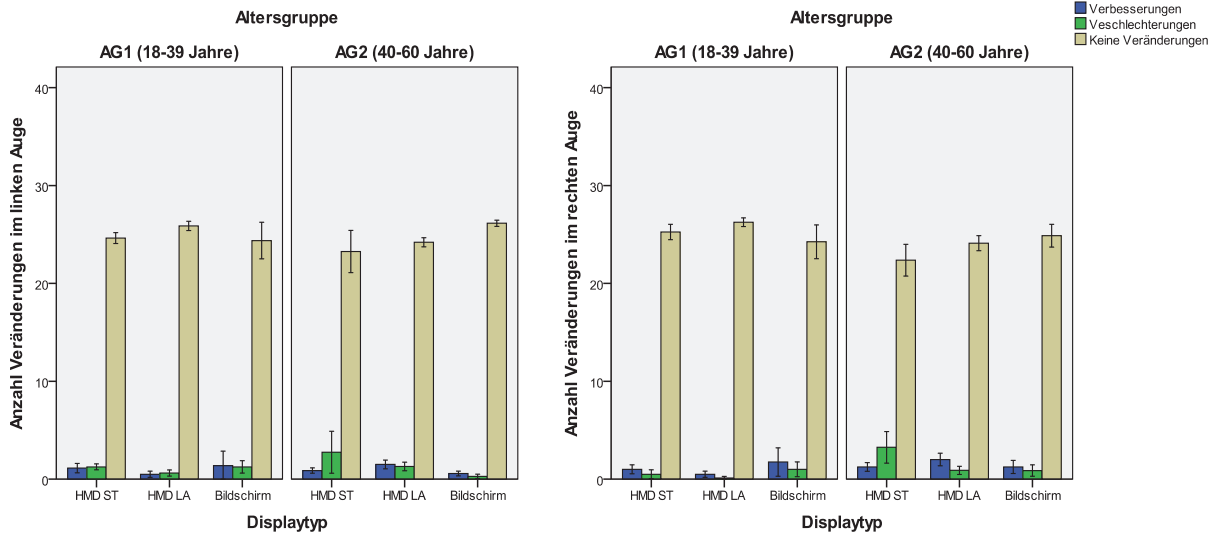


Abb. 5.8 Durchschnittliche Anzahl der Veränderungen des zentralen Gesichtsfelds des linken und rechten Auges, differenziert nach Displaytyp und Altersgruppe

Hierbei fällt auf, dass es im peripheren Gesichtsfeld tendenziell zu mehr Veränderungen kam als im zentralen Gesichtsfeld, sich das Verhältnis zwischen Verbesserungen und Verschlechterungen jedoch nicht änderte und es sich daher vermutlich um Leistungsschwankungen der Probanden aufgrund des subjektiven Testverfahrens handelt bzw. dies durch die unterschiedliche Anzahl an Messpunkten verursacht wurde. Der Vergleich zwischen dem rechten und dem linken Auge zeigt ebenfalls keine systematischen Tendenzen, trotz der Tatsache, dass lediglich das rechte Auge bei den Probanden mit HMD veränderte Sichtbedingungen hatte.

Die Hypothese H_3 muss somit verworfen werden.

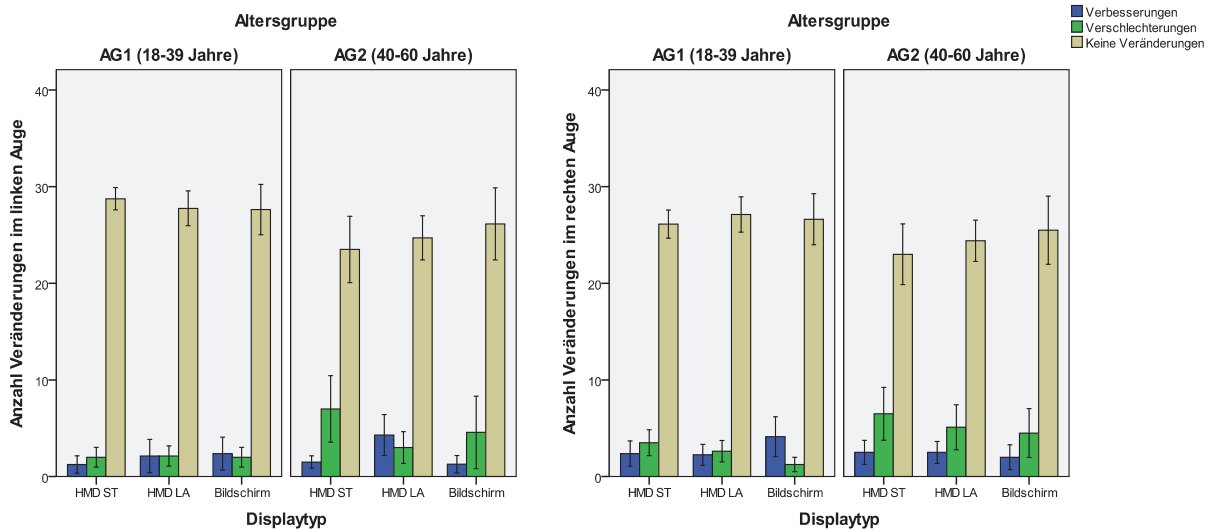


Abb. 5.9 Durchschnittliche Anzahl der Veränderungen des peripheren Gesichtsfelds des linken und rechten Auges, differenziert nach Displaytyp und Altersgruppe

Die deskriptive Auswertung des Einflusses des Alters zeigt, dass die Probanden der Altersgruppe AG₁ insbesondere im peripheren Gesichtsfeld zu einer tendenziell etwas geringeren Anzahl Veränderungen neigten, als die Probanden der Altersgruppe AG₂. Dieser Unterschied kann jedoch aufgrund des nicht signifikanten Ergebnisses der inferenzstatistischen Analyse nur bedingt dazu herangezogen werden, um Wirkzusammenhänge für die Modellierung abzuleiten.

Bei der deskriptiven Analyse des Einflusses des Displaytyps kann bei Probanden mit HMD die Tendenz festgestellt werden, dass sich die Veränderungen zwischen rechtem und linkem Auge nicht systematisch unterscheiden. Zwischen den Versuchsbedingungen Bildschirm und HMD sowie zwischen HMD-LA und HMD-ST konnten weder Unterschiede noch Tendenzen festgestellt werden.

Tab. 5.5 Anzahl der Veränderungen („+“: Verbesserung; „-“: Verschlechterung; „/“: keine Veränderung) des Gesichtsfelds der Probanden zwischen Prä- und Posttest des zentralen und peripheren Gesichtsfelds des linken und rechten Auges, differenziert für Altersgruppe und Displaytyp

		zentrales Gesichtsfeld						peripheres Gesichtsfeld					
		links			rechts			links			rechts		
		+	-	/	+	-	/	+	-	/	+	-	/
Alter	AG ₁	1,0 (2,1)	1,0 (1,0)	25,0 (2,7)	1,1 (2,1)	0,5 (1,2)	25,3 (2,7)	1,9 (3,4)	2,0 (2,3)	28,0 (4,4)	2,9 (3,6)	2,5 (2,6)	26,6 (4,6)
	AG ₂	1,0 (0,9)	1,5 (3,0)	24,4 (3,1)	1,5 (1,5)	1,6 (2,5)	23,8 (3,0)	2,6 (3,9)	4,7 (6,8)	24,7 (7,1)	2,4 (2,9)	5,4 (6,0)	24,3 (6,9)
Displaytyp	HMD ST	1,0 (0,9)	2,0 (3,6)	23,9 (3,7)	1,1 (1,0)	1,9 (3,1)	23,8 (3,3)	1,4 (1,8)	4,5 (6,3)	26,1 (6,4)	2,4 (2,9)	5,4 (6,0)	24,6 (5,8)
	HMD LA	1,1 (1,1)	1,0 (1,0)	24,9 (1,4)	1,3 (1,5)	0,6 (0,9)	25,1 (2,0)	3,3 (4,9)	2,6 (3,6)	26,1 (5,4)	2,4 (2,7)	4,0 (4,9)	25,6 (5,1)
	Bildschirm	1,0 (2,5)	0,8 (1,2)	25,2 (3,3)	1,5 (2,6)	0,9 (1,5)	24,6 (3,4)	1,9 (3,2)	3,2 (5,8)	26,9 (7,0)	3,1 (4,1)	2,9 (4,6)	26,1 (7,1)

5.3.4 Lidschlussrate

Mittels der Elektrookulographie wurden die Lidschlussrate sowie die Lidschlussdauer bestimmt. Für die Analyse der Effekte der unabhängigen Variablen wurden während der vier Arbeitspakete jeweils separat für das rechte und linke Auge die Lidbewegungen erfasst. Aufgrund der Tatsache dass beim Menschen der Lidschluss immer synchron zwischen dem rechten und linken Auge erfolgt, konnte der relativ häufig eingetretene, technisch bedingte Ausfall der Sensoren kompensiert werden und dennoch Ergebnisse für alle Messwiederholungen eruiert werden. Wenn für ein Arbeitspaket die durchschnittlichen Zeiten zwischen zwei Lidschlüssen bzw. die Dauer eines Lidschlusses für beide Augen vorlagen, wurde der Mittelwert verwendet. Für die Auswertung lagen die vollständigen Datensätze von 42 Probanden (HMD ST: 13; HMD LA: 14; Bildschirm: 15; AG₁: 20; AG₂: 22) vor.

Die Reduzierung der Stichprobengröße um ca. 30 % geschah aufgrund häufig auftretender technischer Probleme (z. B. Sensoren lieferten nur noch ein Baselinesignal, Verbindung der Sensoren zum Empfänger unterbrochen, Batterien leer). Der Ausfall führte dennoch zu keiner systematischen Stichprobenverzerrung, da die Ausfälle in allen Teilgruppen nahezu gleichermaßen auftraten.

Die Auswertung der Daten erfolgte mithilfe einer vordefinierten Funktion der eingesetzten MyoResearch Software zur Bestimmung des durchschnittlichen Zeitintervalls vor einem Peak. Hierbei konnte zur Analyse der Schwellenwert eines Peaks durch Angabe des relativen bzw. absoluten Anstiegs und Abfalls in Prozent definiert und somit auf die spezifische Datenqualität angepasst werden, sodass eine Auswertung auch bei schwächeren Signalen zuverlässig erfolgen konnte. Die Daten wurden ungefiltert analysiert.

Die Analyse des Innersubjektfaktors ergibt einen nicht signifikanten Effekt ($p = 0,37$). Für die Interaktion mit den beiden Zwischensubjektfaktoren ergab sich ebenfalls kein signifikanter Effekt (Alter: $p = 0,39$; Displaytyp: $p = 0,48$). Die Interaktion zweiter Ordnung ist ebenfalls klar nicht signifikant ($p = 0,47$), so dass die Haupteffekte uneingeschränkt interpretiert werden können.

Für den Effekt des Alters ergibt die Varianzanalyse einen Wert für die Überschreitungswahrscheinlichkeit von $p = 0,43$. Die Analyse des Effekts des Displaytyps auf die Lidschlussrate ist mit einem Wert von $p = 0,53$ ebenfalls nicht signifikant. Somit kann gefolgert werden, dass der Lidschlussreflex weder vom Alter der Probanden noch vom eingesetzten Medium zur Informationsdarstellung signifikant beeinflusst wird und die praktische Durchführung von Montageaufgaben sich ebenfalls nicht auf die Lidschlussrate auswirkt (siehe Abb. 5.10). Hypothese H_{4a} muss daher verworfen werden.

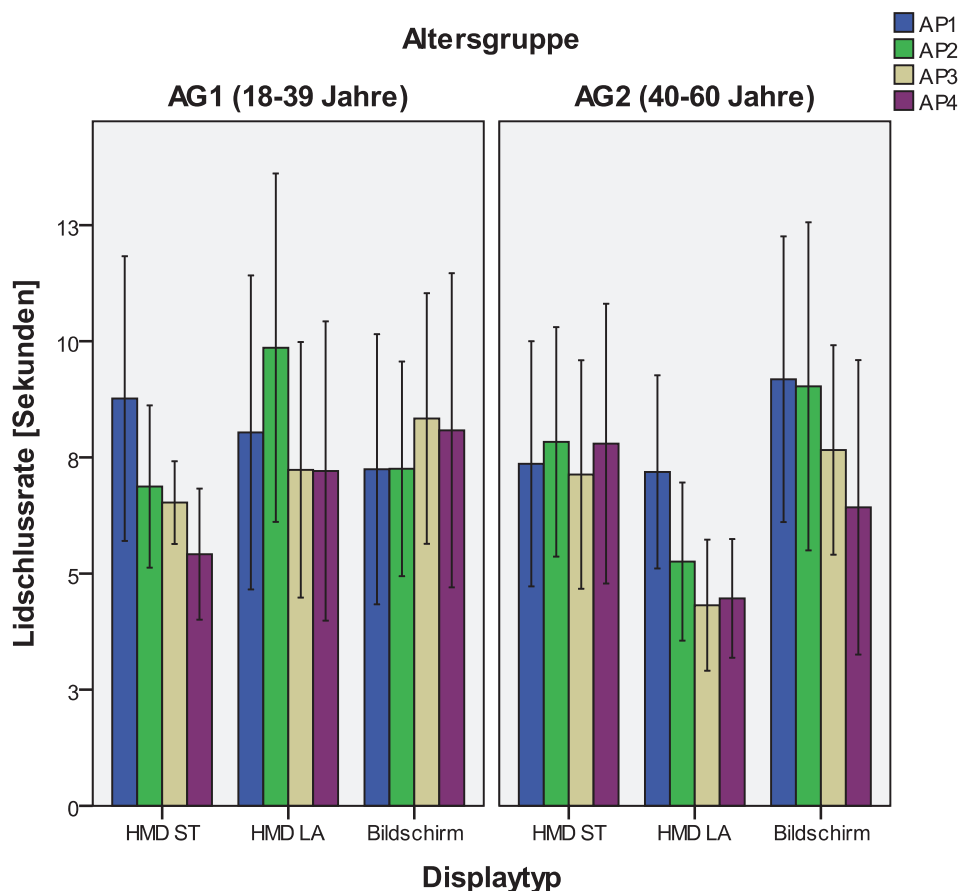


Abb. 5.10 Mittlere Zeit zwischen zwei Lidschlägen in den vier Arbeitspaketen differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts) in Sekunden

Die deskriptive Auswertung der Daten ist in Tab. 5.6 dargestellt. Hierbei zeigt sich, dass die durchschnittliche Zeit zwischen zwei Lidschlägen bei Probanden, die den Bildschirm zur Informationsdarstellung zur Verfügung hatten, in der Mehrzahl der Messungen größer ist und entsprechend die Lidschlussrate somit geringer. Dieser Effekt ist jedoch insbesondere bei AG₁ nicht systematisch festzustellen und wie zuvor beschrieben nicht signifikant.

Hinsichtlich des Vergleichs der beiden Varianten des HMDs führte die Variante im LA Modus bei den Probanden der Altersgruppe AG₁ in drei von vier Fällen zu einer geringeren Lidschlussrate, während für die Probanden der Altersgruppe AG₂ die Variante im ST Modus in allen Fällen zu einer geringeren Lidschlussrate führte. Aufgrund der fehlenden Signifikanz können diese Ergebnisse jedoch lediglich tendenziell in die Modellierung der Wirkzusammenhänge berücksichtigt werden.

Grundsätzlich kann festgestellt werden, dass die gemessenen Lidschlussraten etwas höher sind als bei Laborversuchen üblich. Dies wurde vermutlich durch die bereits absolvierten Prätests bzgl. Sehschärfe, Gesichtsfeld sowie Fragebögen und damit verbundener Beanspruchung der Augen verursacht.

Tab. 5.6 Mittelwerte (Standardabweichungen) für die mittlere Zeit zwischen zwei Lidschlägen in den jeweiligen Arbeitspaketen, differenziert nach Alter und Displaytyp in Sekunden

		mittlere Zeit zwischen zwei Lidschlüssen in Sekunden				
		Messung	1	2	3	4
AG ₁	HMD ST		8,8 (2,9)	6,9 (1,7)	6,5 (0,9)	5,4 (1,3)
	HMD LA		8,0 (3,2)	9,9 (3,6)	7,2 (2,6)	7,2 (3,1)
	Bildschirm		7,2 (3,5)	7,3 (2,8)	8,3 (3,2)	8,1 (4,0)
AG ₂	HMD ST		7,3 (2,9)	7,8 (2,7)	7,1 (2,7)	7,8 (3,3)
	HMD LA		7,2 (2,5)	5,3 (2,0)	4,3 (1,7)	4,5 (1,5)
	Bildschirm		9,2 (3,3)	9,0 (3,8)	7,7 (2,4)	6,4 (3,4)

5.3.5 Lidschlussdauer

Die Auswertung der Lidschlussdauer erfolgte mittels kontextspezifischer Funktionen und Filter in MATLAB (Version 8.2), da in der zur Aufzeichnung eingesetzten MyoResearch Software keine entsprechenden Funktionen verfügbar waren. Aufgrund des starken Rauschens innerhalb der Messreihen wurden die Daten zunächst gefiltert. Hierbei wurden alle Peaks, die den Mittelwert nicht mindestens um den Faktor zehn übersteigen, entfernt. Der hohe Schwellenwert wurde aufgrund des großen Rauschanteils gewählt, da somit sichergestellt werden kann, dass für die Auswertung lediglich valide Zeitwerte berücksichtigt werden. Anschließend wurde für die verbliebenen Peaks die mittlere Dauer des Lidschlusses, bestehend aus der Schließphase (Anstieg des EOG-Signals von der Baseline) sowie der Öffnungsphase (Abfall des EOG Signals zur Baseline) für alle Arbeitspakete berechnet.

Die Analyse des Innersubjektfaktors ergibt einen nicht signifikanten Effekt ($p = 0,99$). Für die Interaktion mit der Altersgruppe ($p = 0,13$) sowie die Interaktion mit dem Displaytyp ($p = 0,72$) ergeben sich ebenfalls nicht signifikante Effekte. Die Interaktion zweiter Ordnung ist mit einem Wert von $p = 0,88$ für die Überschreitungswahrscheinlichkeit ebenfalls klar nicht signifikant. Dies kann dahingehend interpretiert werden,

dass weder der Zeitpunkt der Messung noch der eingesetzte Displaytyp oder das Alter der Probanden in Hinblick auf die Lidschlussdauer zu einer überzufälligen Abweichung des additiven Zusammenwirkens führen bzw. die Wirkung der Variablen in Kombination über die Summe der Einzelwirkungen hinausgehen. Hierdurch kann die Interpretation der Haupteffekte vorbehaltlos erfolgen.

Für die Analyse des Einflusses des Alters auf die Lidschlussdauer ergibt die Varianzanalyse einen Wert für die Überschreitungswahrscheinlichkeit von $p = 0,77$. Die Analyse möglicher Zusammenhänge zwischen der Lidschlussdauer und dem Displaytyp ergibt mit einem Wert von $p = 0,15$ ebenfalls einen nicht signifikanten Effekt. Somit kann gefolgert werden, dass die Lidschlussdauer unabhängig vom Alter der Probanden sowie dem eingesetzten Displaytyp ist und im Rahmen der in dieser Studie untersuchten Zeiträume der Benutzung, kein Einfluss des Messzeitpunkts besteht (siehe Abb. 5.11). Hypothese H_{4b} kann daher verworfen werden.

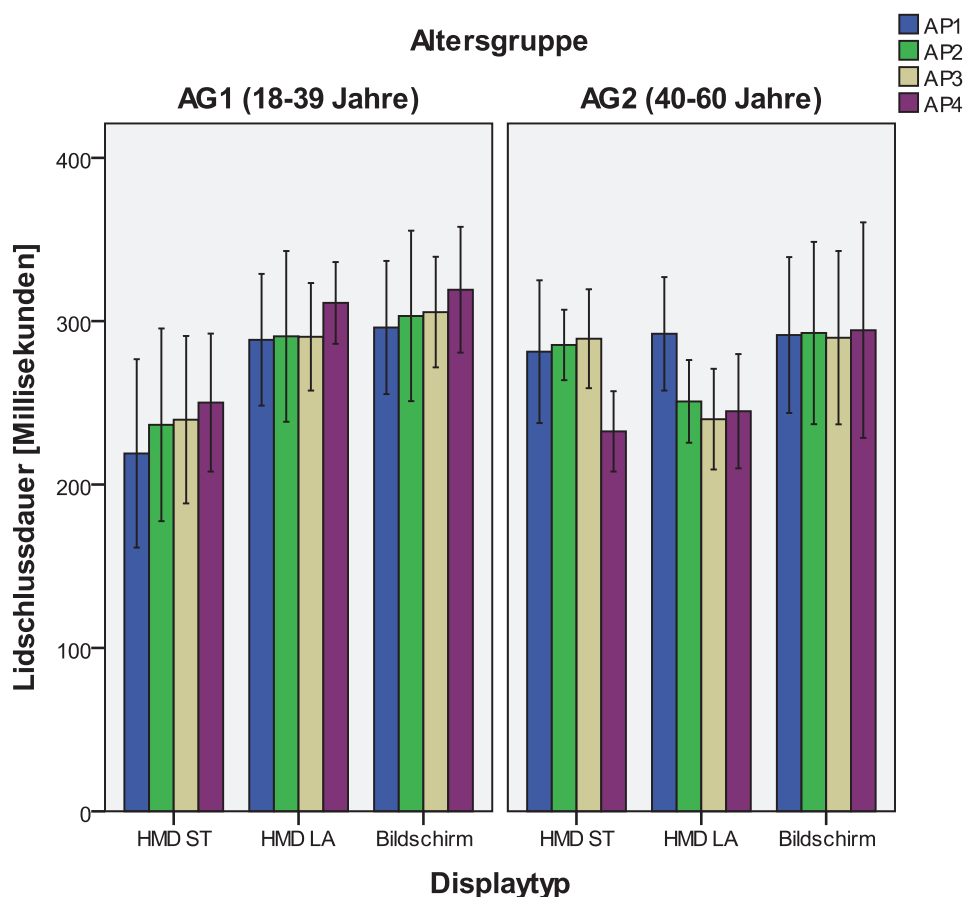


Abb. 5.11 Mittlere Dauer eines Lidschlags in den vier Arbeitspaketen, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts) in Millisekunden

Die deskriptive Auswertung der Daten ist in Tab. 5.7 dargestellt. Hierbei zeigt sich, dass die durchschnittliche Dauer eines Lidschlags für alle Versuchsbedingungen vergleichsweise homogen ist, was den Ergebnissen der inferenzstatistischen Analyse entspricht, bei der keine signifikanten Zusammenhänge identifiziert werden konnten.

Hinsichtlich des Vergleichs der beiden Altersgruppen kann festgestellt werden, dass bei der Altersgruppe AG₁ das HMD im ST Modus über alle APs zu den kürzesten

Lidschlussdauern führt und für alle Displaytypen die Lidschlussdauer über den Versuchszeitraum ansteigt. Für die Teilnehmer der Altersgruppe AG₂ können keine entsprechenden Tendenzen identifiziert werden, so dass keine systematischen Wirkzusammenhänge für die Modellierung aus dieser Untersuchung gezogen werden können.

Grundsätzlich kann festgestellt werden, dass die gemessenen Lidschlussdauern der in der in der Literatur genannten Größenordnung und Spannweite (Doane, 1980) entsprechen.

Tab. 5.7 Mittelwerte (Standardabweichungen) für die mittlere Dauer eines Lidschlags in den jeweiligen Arbeitspaketen, differenziert nach Alter und Displaytyp in Millisekunden

		mittlere Dauer eines Lidschlusses in Millisekunden			
Messung		1	2	3	4
AG ₁	HMD ST	219,1 (94,2)	236,6 (96,3)	239,7 (83,7)	250,2 (68,9)
	HMD LA	288,6 (65,8)	290,7 (85,4)	290,4 (53,7)	311,2 (40,9)
	Bildschirm	296,1 (76,8)	303,2 (98,4)	305,6 (63,8)	319,2 (72,5)
AG ₂	HMD ST	281,4 (77,1)	285,5 (38,0)	289,3 (53,4)	232,6 (43,4)
	HMD LA	292,3 (65,4)	250,9 (47,7)	240,0 (58,0)	244,9 (65,9)
	Bildschirm	291,5 (84,1)	292,8 (98,4)	289,9 (93,6)	294,5 (116,4)

5.3.6 Visuelle Ermüdung (VFQ)

Die Auswertung der Daten des Fragebogens zur visuellen Ermüdung erfolgt für alle 17 Items separat. Gewichtung oder Gesamtwert existieren nicht. Es wird die zeitliche Entwicklung der untersuchten Symptome für die drei Faktorstufen des Innersubjekt-faktors (Messung vor Beginn der Arbeitsaufgaben, nach dem zweiten Arbeitspaket sowie nach Abschluss der Arbeitsaufgaben) anhand der Differenz bewertet. Bei der Analyse werden lediglich die Items differenziert betrachtet, bei denen im Mittel auf der Skala mindestens ein Wert von 10 Punkten erreicht wird (Gesamtskala 100 Punkte) sowie eine Symptomverstärkung auftritt, bei der die Differenz zwischen zwei Faktorstufen 25% oder mehr beträgt und somit Effekte zur Modellierung der Auswirkung der Zwischensubjekt-faktoren Alter und Displaytyp zu erwarten sind. Hierzu konnten die Daten von 56 Probanden (HMD ST: 19; HMD LA: 18; Bildschirm: 19; AG₁: 28; AG₂: 28) verwendet werden (siehe Tab. 5.8).

Die Reduzierung der Stichprobengröße geschah aufgrund des Versuchsabbruchs eines Probanden sowie technischer Probleme bei der Speicherung des Ergebnisprotokolls. Der Ausfall führte dennoch zu keiner systematischen Stichprobenverzerrung, da die Ausfälle in allen Teilgruppen gleichermaßen auftraten.

Grundsätzlich lässt sich feststellen, dass sich alle Items auf einem geringen Niveau befinden, also lediglich sehr schwache Symptomausprägungen mit großen Standardabweichungen auftreten. Auffallend ist, dass zahlreiche Items eine Abnahme der Symptome über die Zeit aufweisen, welches ausgehend vom Stand der Forschung jedoch kein Effekt der unabhängigen Variablen ist, sondern auf Suggestiveffekten beruht, bei denen die Wahrnehmung eines Symptoms z.B. durch die konkrete Frage zu Beginn der Studie hervorgerufen wird. Diese werden in der Analyse daher nicht weiter berücksichtigt.

Die Varianzanalyse der Skala **Schmerzen in oder um die Augen** ergibt für den Innersubjektfaktor einen signifikanten Effekt mit einem Wert für die Überschreitungswahrscheinlichkeit von $p = 0,02$. Die Interaktion mit den Zwischensubjektfaktoren Alter ($p = 0,86$) und Displaytyp ($p = 0,16$) ist genauso wie die Interaktion zweiter Ordnung ($p = 0,09$) nicht signifikant.

Die aufgrund fehlender Interaktionen uneingeschränkt mögliche Interpretation der Haupteffekte ergibt einen nicht signifikanten Einfluss des Alters der Probanden ($p = 0,60$) und einen signifikanten Einfluss des Displaytyps ($p = 0,04$). Der Post-hoc-Test nach Scheffé zeigt, dass sich die Bedingung Bildschirm und HMD LA signifikant unterscheiden ($p = 0,04$) während die anderen paarweisen Vergleiche zwischen den beiden Varianten des HMDs ($p = 0,25$) und dem Bildschirm und HMD im ST Modus ($p = 0,64$) nicht signifikant sind.

Die deskriptive Analyse zeigt, dass bei beiden Varianten des HMDs die Symptome über den Verlauf der Untersuchung monoton ansteigen, während die Symptome beim Einsatz des Bildschirms sogar kontinuierlich geringer werden (siehe Abb. 5.12). Ein Vergleich der beiden Varianten des HMDs ist aufgrund der sehr unterschiedlichen Ausgangssituation im Prätest kaum möglich, jedoch zeigen beide einen konstanten Anstieg der Symptomausprägung bis zu einem Vielfachen des Anfangszustandes.

Der Vergleich der beiden Altersgruppen zeigt entsprechend des nicht signifikanten Einflusses dieses Zwischensubjektfaktors einen vergleichbar monotonen Anstieg der subjektiv empfundenen Symptome. Hierbei ist der Wert bei den älteren Probanden der AG₂ grundsätzlich immer höher als der der Probanden der AG₁, was auf altersbedingte Veränderungen des visuellen Systems zurückzuführen ist.

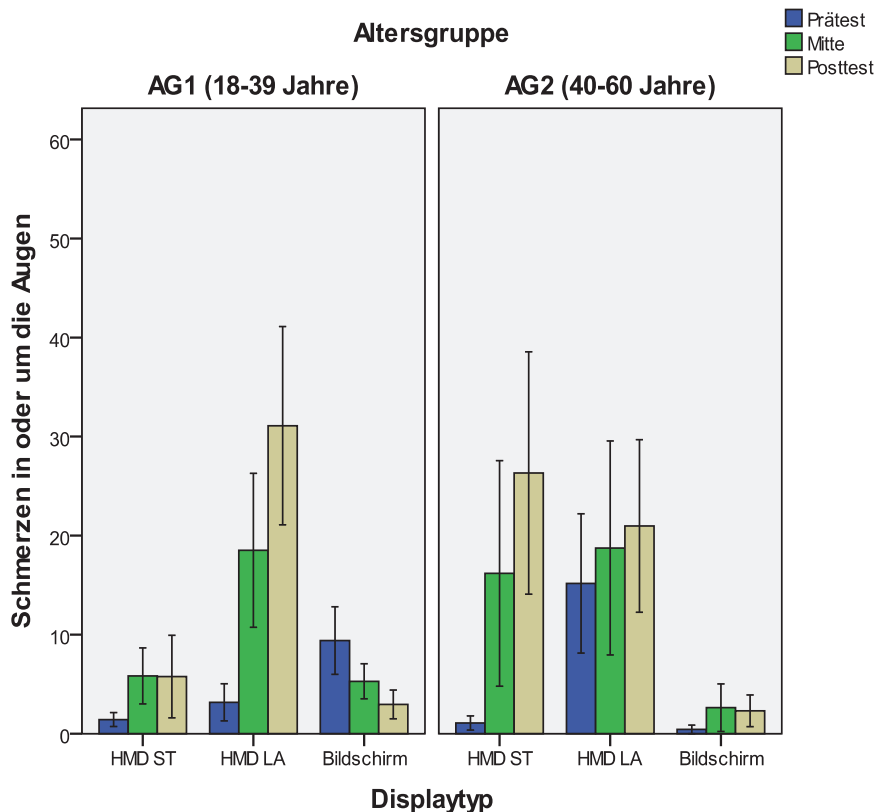


Abb. 5.12 Ausprägung der Veränderung des Items Schmerzen in oder um die Augen zu den drei Messzeitpunkten, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Analyse der Wirkzusammenhänge für das Item Schwere Augen hat für den Innersubjektfaktor einen knapp nicht signifikanten Effekt ($p = 0,08$) ergeben. Die Interaktion mit dem Zwischensubjektfaktor Alter ist ebenfalls knapp nicht signifikant ($p = 0,08$) während die Interaktion mit dem Displaytyp klar signifikant ist ($p = 0,03$). Die Interaktion zweiter Ordnung ist mit einem Wert für die Überschreitungswahrscheinlichkeit von $p = 0,20$ nicht signifikant.

Durch die Interaktion des Zwischensubjektfaktors mit dem Innersubjektfaktor ist die Interpretation der Zusammenhänge nur unter Vorbehalt möglich. Diese sind jedoch beide eindeutig nicht signifikant (Alter: $p = 0,54$; Displaytyp: $p = 0,43$) weswegen für die Modellierung der Beziehungen der Einflussgrößen von keinem Zusammenhang ausgegangen werden kann.

Die deskriptive Analyse ergibt für die beiden Varianten des HMDs einen tendenziellen Anstieg der subjektiv empfundenen Symptome, wenn die kurzfristige Verringerung bei der mittleren Messung für die Bedingung HMD LA als Ausreißer bewertet wird (siehe Abb. 5.13). Für die Bedingung Bildschirm zeigt sich analog zur Subskala Schmerzen in oder um die Augen eine monotone Reduzierung der Symptomstärke.

Die differenzierte Betrachtung der beiden Altersgruppen zeigt, dass bei den jüngeren Probanden der Altersgruppe AG₁ eine relativ hohe Grundausprägung des Symptoms vorliegt und diese über den Verlauf der Studie nur minimal variiert. Bei den älteren Probanden der Altersgruppe AG₂ ist die Symptomausprägung im Prätest sowie während des Versuchs im Mittel fast unverändert und nur halb so stark ausgeprägt wie

beiden jüngeren Probanden, verdoppelt sich jedoch gegen Ende der Untersuchung und liegt damit wieder über dem Wert der Probanden von AG₁.

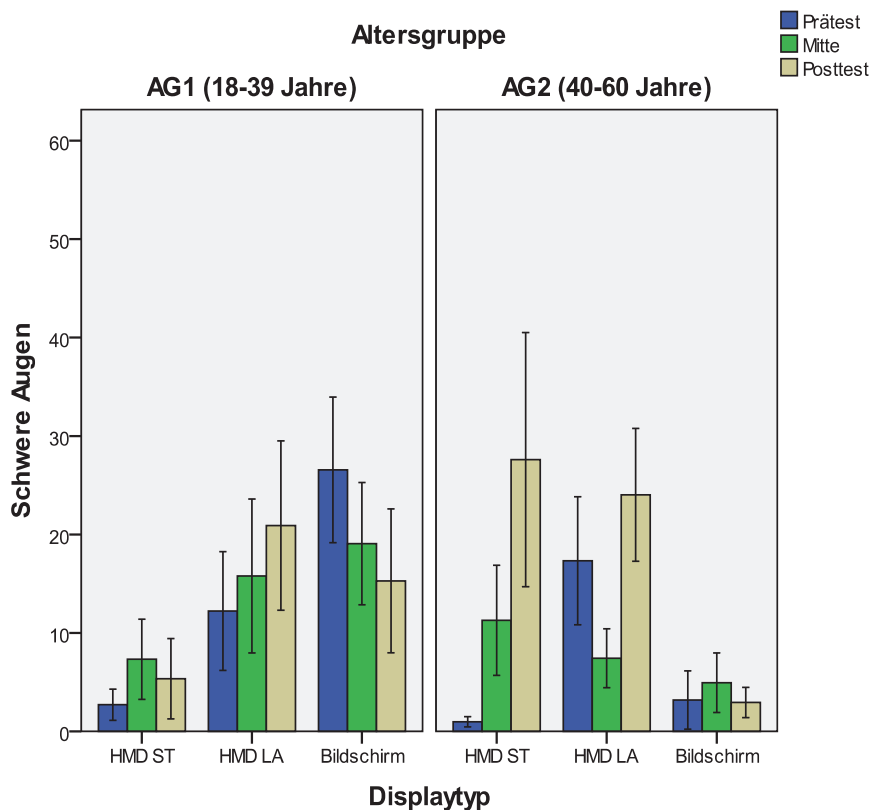


Abb. 5.13 Ausprägung der Veränderung des Items Schwere Augen zu den drei Messzeitpunkten, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Für das Item Kopfschmerzen hat die Varianzanalyse einen stark signifikanten Effekt des Innersubjektfaktors ergeben ($p < 0,01$). Die Interaktion mit dem Zwischensubjektfaktor Alter ist nicht signifikant ($p = 0,65$) während die Interaktion mit dem verwendeten Displaytyp ($p = 0,01$) sowie die Interaktion zweiter Ordnung ($p = 0,03$) signifikant sind.

Eine Interpretation der Haupteffekte ist aufgrund der signifikanten Interaktionen erster und zweiter Ordnung nicht valide möglich. Die Werte für die Überschreitungswahrscheinlichkeiten, die für die Zwischensubjektfaktoren errechnet wurden, sind $p = 0,89$ für das Alter der Probanden und $p = 0,28$ für den verwendeten Displaytyp.

Die deskriptive Analyse zeigt für alle Partialstichproben eine monotone Steigerung der Symptomausprägung im Verlauf der Untersuchung, außer für die Bedingung Bildschirm, bei der analog zu den zuvor analysierten Subskalen eine Reduzierung bzw. Stagnation des Verlaufs der Ausprägung festgestellt werden kann (siehe Abb. 5.14). Die absoluten Werte sowie die Entwicklung des Symptoms Kopfschmerzen sind bei den beiden Varianten des HMDs sowie im Vergleich zwischen den beiden Altersgruppen sehr homogen, so dass keine systematischen Unterschiede identifiziert werden konnten.

Die Analyse des Items Nackenschmerzen ergibt einen stark signifikanten Effekt auf den gemessenen Innersubjektfaktor ($p < 0,01$). Die Interaktion mit dem Zwischensubjektfaktor Alter ist nicht signifikant ($p = 0,86$) wohingegen die Interaktion mit der Variable Displaytyp stark signifikant ist ($p < 0,01$). Die Interaktion zweiter Ordnung ist nicht signifikant ($p = 0,70$).

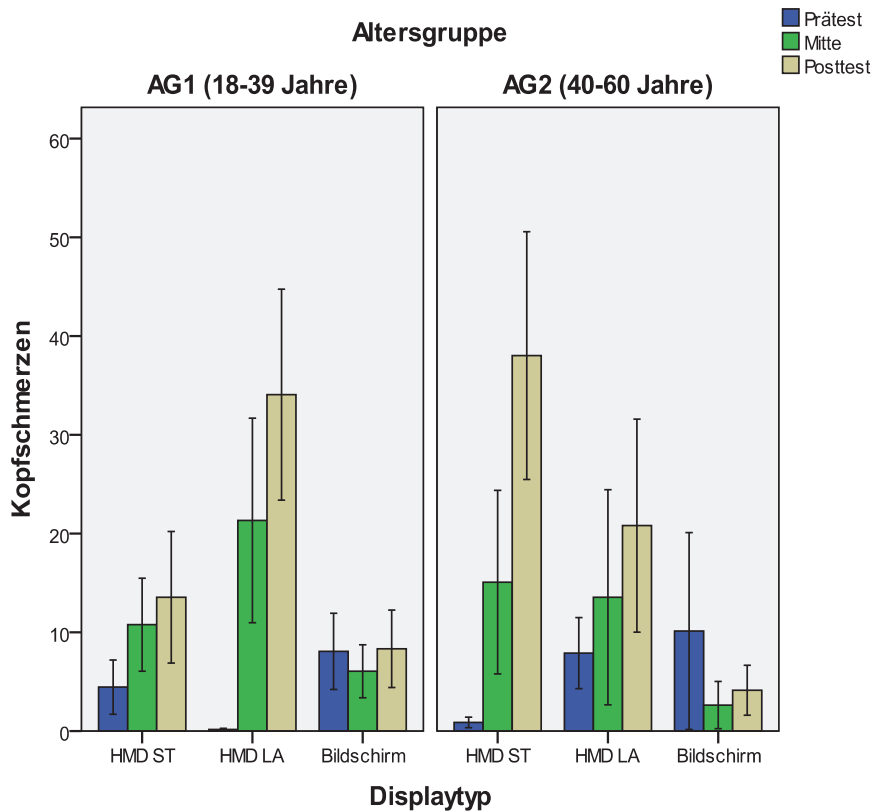


Abb. 5.14 Ausprägung der Veränderung des Items Kopfschmerzen zu den drei untersuchten Messzeitpunkten, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Interpretation der Haupteffekte kann aufgrund der bestehenden Interaktion erster Ordnung nur unter Vorbehalt erfolgen. Die Varianzanalyse liefert als Wert für die Überschreitungswahrscheinlichkeit bei der Variable Alter einen Wert von $p = 0,55$ und für die Variable Displaytyp von $p = 0,11$.

Die deskriptive Auswertung des Verlaufs der Symptomausprägung zeigt, dass bei allen differenziert untersuchten Teilmengen der Stichprobe, die subjektive Bewertung des Auftretens monoton ansteigt (siehe Abb. 5.15). Dies entspricht dem stark signifikanten Effekt des Zeitpunkts der Messwiederholung. Hierbei sind sowohl der Anstieg sowie die absoluten von den Probanden abgegebenen Bewertungen beim Einsatz eines HMDs höher als bei der Verwendung des Bildschirms zur Informationsdarstellung. Beim direkten Vergleich der beiden Varianten des HMDs traten beim HMD im ST Modus die Symptome wenig stark auf im Vergleich zum HMD im LA Modus, obwohl bei dieser Teilmenge der Stichprobe der niedrigste Initialwert vorlag.

Beim Vergleich der beiden Altersgruppen konnten keine systematischen Tendenzen identifiziert werden.

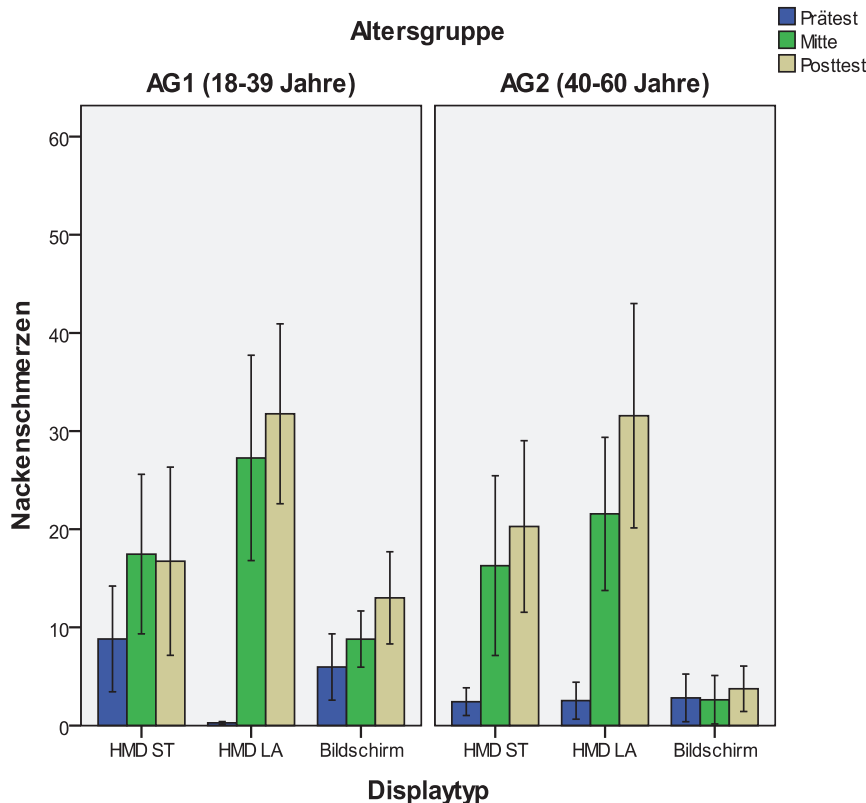


Abb. 5.15 Ausprägung der Veränderung des Items Nackenschmerzen zu den drei untersuchten Messzeitpunkten, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Varianzanalyse des Innersubjektfaktor für das Item Geistige Ermüdung hat einen stark signifikanten Effekt ergeben ($p < 0,01$). Die Interaktionen mit den Zwischensubjektfaktoren (Alter: $p = 0,85$; Displaytyp: $p = 0,37$) sowie die Interaktion zweiter Ordnung ($p = 0,27$) waren jeweils klar nicht signifikant. Die daher uneingeschränkt mögliche Interpretation der Haupteffekte liefert für beide Variablen einen nicht signifikanten Effekt (Alter: $p = 0,91$; Displaytyp: $p = 0,94$).

Die deskriptive Analyse zeigt einen monotonen Anstieg der subjektiv empfundenen Symptomstärke für alle untersuchten Teilgruppen (siehe Abb. 5.16). Eine differenzierte Analyse für die drei verschiedenen Displaytypen sowie die beiden Altersgruppen ergibt keinerlei systematische Tendenzen. Der Verlauf ist für nahezu alle untersuchten Faktorstufen ähnlich.

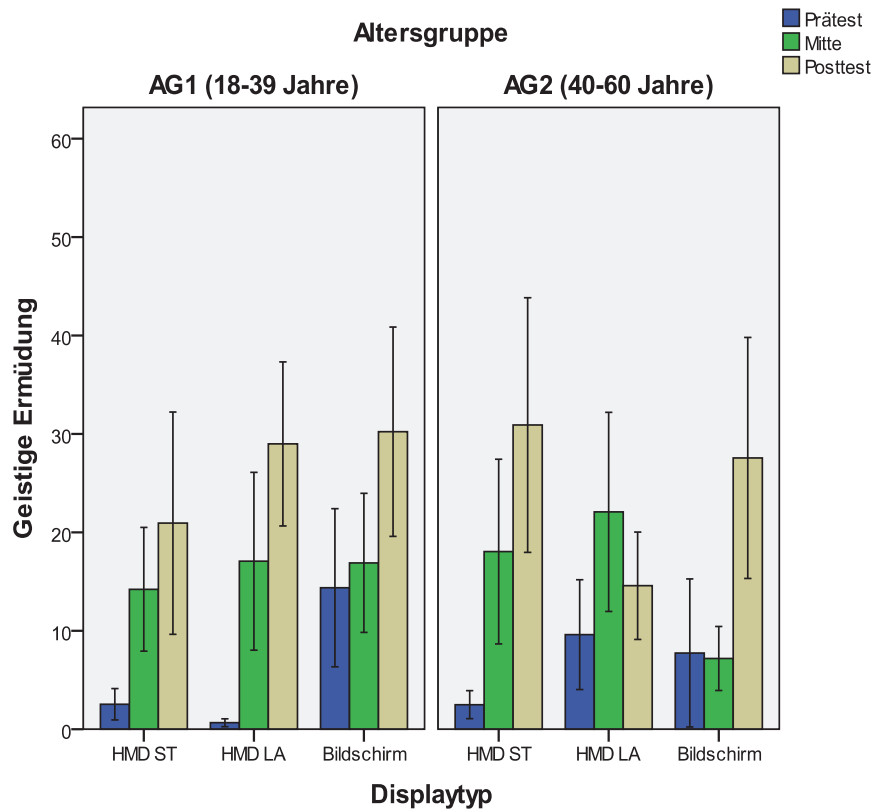


Abb. 5.16 Ausprägung der Veränderung des Items Geistige Ermüdung zu den drei untersuchten Messzeitpunkten, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Für die differenziert untersuchten Items konnten signifikante Zusammenhänge für die beiden Zwischensubjektfaktoren sowie den Zeitpunkt der Messung identifiziert werden. Dennoch muss aufgrund der teilweise nicht bestehenden Zusammenhänge, die zugehörige Hypothese H₅ verworfen werden.

Tab. 5.8 Mittelwerte (Standardabweichung) der 17 Items des Fragebogens zur visuellen Ermüdung für die Messungen vor, während und nach Durchführung der Arbeitsaufgabe, differenziert nach Altersgruppe und Displaytyp

	Messung	HMD ST	HMD LA	Bildschirm	AG ₁	AG ₂	Gesamt
Trockene Augen	Prä	5,2 (12,4)	21,6 (20,8)	22,7 (21,4)	19,2 (20,6)	12,4 (18,7)	16,1 (18,7)
	Mitte	7,4 (17,5)	13,1 (14,8)	10,5 (20,6)	12,1 (18,8)	8,1 (16,1)	10,2 (17,5)
	Post	8,1 (18,8)	8,9 (13,0)	10,3 (18,6)	9,0 (15,7)	9,11 (18,2)	9,0 (16,7)
Tränende Augen	Prä	8,6 (14,5)	15,4 (24,4)	12,1 (12,1)	10,5 (16,0)	13,7 (19,9)	11,9 (17,7)
	Mitte	7,6 (18,7)	5,6 (11,0)	6,2 (12,8)	5,9 (11,8)	7,2 (17,3)	6,5 (14,4)
	Post	12,7 (25,1)	8,9 (12,0)	2,7 (22,4)	4,1 (8,6)	13,4 (22,4)	8,3 (16,8)
Gereizte/ brennende Augen	Prä	5,0 (8,4)	20,7 (22,0)	16,8 (17,8)	14,7 (18,9)	13,0 (17,0)	13,9 (17,9)
	Mitte	6,8 (12,8)	12,3 (16,0)	9,2 (16,6)	9,4 (17,5)	9,4 (14,4)	9,4 (16,0)
	Post	15,8 (25,7)	18,6 (22,7)	7,5 (11,9)	9,8 (17,2)	19,4 (24,9)	14,1 (21,3)
Schmerzen in oder um die Augen	Prä	1,3 (2,1)	9,5 (16,5)	6,6 (10,2)	5,1 (8,3)	6,4 (14,6)	5,6 (11,5)
	Mitte	11,0 (24,7)	18,6 (27,1)	4,4 (5,6)	9,2 (14,0)	14,2 (29,1)	11,5 (24,5)
	Post	16,0 (28,6)	25,7 (26,8)	2,7 (4,4)	11,9 (10,4)	19,0 (28,7)	15,1 (24,5)
Schwere Augen	Prä	1,7 (3,5)	14,1 (17,8)	17,0 (22,0)	14,8 (20,3)	7,0 (13,3)	10,9 (17,5)
	Mitte	9,3 (14,5)	11,3 (16,0)	14,6 (18,5)	14,2 (18,5)	8,4 (12,0)	11,7 (16,1)
	Post	17,2 (29,4)	21,4 (20,7)	9,7 (19,4)	14,1 (20,8)	18,3 (26,7)	16,1 (23,7)
Schwierigkeiten Linien folgen zu können	Prä	1,6 (3,5)	6,6 (14,7)	9,3 (16,8)	6,0 (11,4)	5,7 (14,9)	5,8 (13,2)
	Mitte	7,5 (16,3)	6,7 (12,9)	4,3 (5,6)	4,4 (7,0)	8,5 (17,9)	6,2 (12,4)
	Post	8,0 (21,9)	6,1 (11,0)	5,2 (7,9)	3,8 (7,7)	9,4 (19,5)	6,4 (14,7)
Schwierigkeiten scharf zu sehen	Prä	10,0 (13,0)	16,6 (20,0)	17,4 (24,6)	11,6 (17,8)	17,8 (21,3)	14,7 (19,7)
	Mitte	10,7 (20,1)	12,9 (19,3)	8,4 (19,8)	6,7 (16,2)	15,7 (22,2)	10,7 (19,4)
	Post	10,3 (22,9)	16,6 (23,5)	12,9 (24,0)	8,5 (15,3)	18,6 (29,0)	13,3 (23,2)
Springender Text	Prä	2,6 (6,3)	4,2 (6,3)	11,1 (24,3)	5,7 (16,8)	6,3 (13,8)	6,0 (15,2)
	Mitte	5,9 (17,3)	1,9 (3,4)	3,3 (8,1)	2,7 (6,6)	5,0 (15,2)	3,7 (11,1)
	Post	5,8 (15,9)	1,4 (3,1)	3,9 (5,9)	2,8 (5,2)	4,7 (13,4)	3,7 (9,9)
Verschwommene Buchstaben	Prä	8,3 (13,8)	11,1 (17,4)	12,1 (22,2)	8,4 (14,5)	12,6 (20,8)	10,5 (17,9)
	Mitte	8,7 (19,8)	9,7 (20,4)	4,0 (5,7)	6,3 (15,0)	9,3 (19,2)	7,6 (16,9)
	Post	8,4 (22,9)	9,3 (14,7)	6,0 (12,9)	5,0 (8,9)	11,1 (22,9)	7,9 (17,1)
Blendung durch Lichter	Prä	5,3 (11,8)	10,3 (14,2)	13,0 (21,5)	7,5 (16,1)	11,5 (16,8)	9,5 (16,5)
	Mitte	5,7 (11,4)	7,8 (18,2)	6,0 (12,6)	6,5 (16,4)	6,5 (11,2)	6,5 (14,2)
	Post	9,4 (19,8)	7,1 (11,8)	6,9 (12,6)	7,4 (13,8)	8,1 (16,4)	7,8 (14,9)
Verschwommene Sicht	Prä	4,8 (9,9)	10,9 (15,1)	14,0 (22,3)	9,4 (14,9)	10,4 (18,7)	9,9 (16,7)
	Mitte	10,3 (21,1)	14,7 (23,5)	6,1 (17,1)	7,2 (17,5)	14,7 (24,0)	10,5 (20,8)
	Post	9,7 (23,1)	12,7 (18,6)	7,4 (15,9)	8,8 (16,7)	11,2 (21,9)	9,9 (19,2)
Doppelsehen	Prä	2,0 (4,8)	2,4 (5,9)	7,5 (17,7)	4,0 (12,2)	4,0 (10,6)	4,0 (11,3)
	Mitte	5,3 (18,3)	4,0 (6,7)	3,1 (7,6)	2,8 (6,2)	5,9 (16,7)	4,2 (12,0)
	Post	8,6 (23,4)	4,9 (11,7)	4,5 (9,1)	3,2 (6,9)	9,0 (21,1)	6,0 (15,6)

Kopf- schmerzen	Prä	2,5 (6,0)	4,0 (8,4)	7,3 (14,6)	4,6 (9,6)	4,6 (11,2)	4,6 (10,3)
	Mitte	12,9 (21,6)	16,3 (29,8)	5,0 (8,0)	11,5 (18,5)	11,8 (26,5)	11,6 (22,2)
	Post	25,3 (31,0)	24,9 (30,2)	5,9 (10,6)	16,7 (22,6)	20,8 (31,2)	18,7 (26,8)
Nacken- schmerzen	Prä	5,3 (11,7)	1,4 (4,1)	4,2 (9,0)	5,3 (11,6)	2,1 (4,5)	3,7 (8,9)
	Mitte	16,9 (25,2)	22,9 (25,7)	6,9 (8,8)	16,3 (22,1)	15,4 (23,1)	15,9 (22,3)
	Post	17,7 (26,3)	34,2 (30,9)	9,2 (12,9)	21,3 (26,5)	19,4 (25,6)	20,4 (26,3)
Schwindel	Prä	1,2 (2,0)	3,7 (11,7)	4,1 (14,4)	2,7 (11,8)	3,3 (9,6)	3,0 (10,7)
	Mitte	8,3 (15,2)	4,2 (11,8)	5,5 (9,1)	3,7 (7,4)	8,9 (16,3)	6,0 (12,3)
	Post	9,3 (19,0)	3,7 (8,0)	4,0 (8,6)	3,8 (8,5)	7,8 (16,5)	5,7 (12,9)
Übelkeit	Prä	0,9 (1,6)	0,4 (0,8)	2,4 (8,5)	2,0 (7,0)	0,6 (1,2)	1,3 (5,1)
	Mitte	1,4 (2,4)	4,0 (11,9)	6,7 (19,6)	4,0 (14,7)	4,0 (10,5)	4,0 (12,9)
	Post	5,3 (14,5)	2,3 (6,3)	5,4 (20,0)	6,2 (19,3)	2,3 (5,5)	4,4 (14,5)
Geistige Ermüdung	Prä	2,3 (4,1)	5,1 (12,4)	10,4 (22,1)	6,6 (17,6)	5,3 (12,0)	5,9 (15,0)
	Mitte	16,3 (23,2)	18,6 (27,0)	13,9 (20,0)	15,6 (21,6)	17,3 (25,8)	16,3 (23,3)
	Post	24,3 (33,5)	21,3 (19,6)	26,2 (30,4)	25,5 (29,2)	22,2 (27,2)	24,0 (28,0)

5.3.7 Elektromyographie

Die Ergebnisauswertung der elektromyographischen Messungen erfolgt differenziert hinsichtlich der relativen Muskelaktivität während der vier Arbeitspakete. Ermüdungseffekte wurden anhand des Frequenzspektrums der Muskelaktivitäten einzelner Referenzmessung durchgeführt. Hierbei findet die Analyse jeweils separat für den rechten und linken Musculus trapezius sowie den rechten und linken Musculus splenius capitis statt. Die Reduzierung der Stichprobengröße geschah zumeist aufgrund technischer Probleme (z. B. Verbindung der Sensoren zum Empfänger unterbrochen, Batterien leer) bzw. wenn sich Elektroden während der Arbeitsaufgaben vollständig gelöst haben und eine erneute Fixierung nur durch eine Unterbrechung der Untersuchung möglich gewesen wäre. Hierdurch wäre die Vergleichbarkeit der Daten und damit die Validität der Rückschlüsse jedoch nicht mehr gewährleistet gewesen weswegen hierauf grundsätzlich verzichtet wurde. Der Ausfall führte dennoch zu keiner systematischen Stichprobenverzerrung, da die Ausfälle in allen Teilgruppen nahezu gleichermaßen auftraten.

Die Auswertung der Aktivität des rechten Musculus trapezius (N = 52; HMD ST: 17; HMD LA: 19; Bildschirm: 16; AG₁: 27; AG₂: 25) ergibt einen signifikanten Einfluss des Innersubjektfaktors ($p < 0,01$). Die erfasste relative Aktivität ändert sich somit im Verlauf der Durchführung der Arbeitsaufgaben signifikant. Die Interaktionen mit den Zwischensubjektfaktoren Alter ($p = 0,47$) und Displaytyp ($p = 0,27$) sind jedoch nicht signifikant genauso wie die Interaktion 2. Ordnung zwischen allen drei Variablen ($p = 0,29$).

Die Analyse der Haupteffekte, welche aufgrund der nicht signifikanten Interaktionen uneingeschränkt erfolgen kann, ergibt einen signifikanten Einfluss des Alters ($p = 0,02$) und einen klar nicht signifikanten Einfluss des Displaytyp ($p = 0,82$). Ein Post-hoc-Test nach Scheffé ergibt folglich einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Faktorstufen AG₁ und AG₂. Somit lässt sich folgern, dass die Veränderung der Aktivität des rechten Musculus trapezius während der Montagetätigkeiten

signifikant von der Dauer der Tätigkeit abhängt sowie vom Alter der Probanden, jedoch nicht vom Displaytyp (siehe Abb. 5.17).

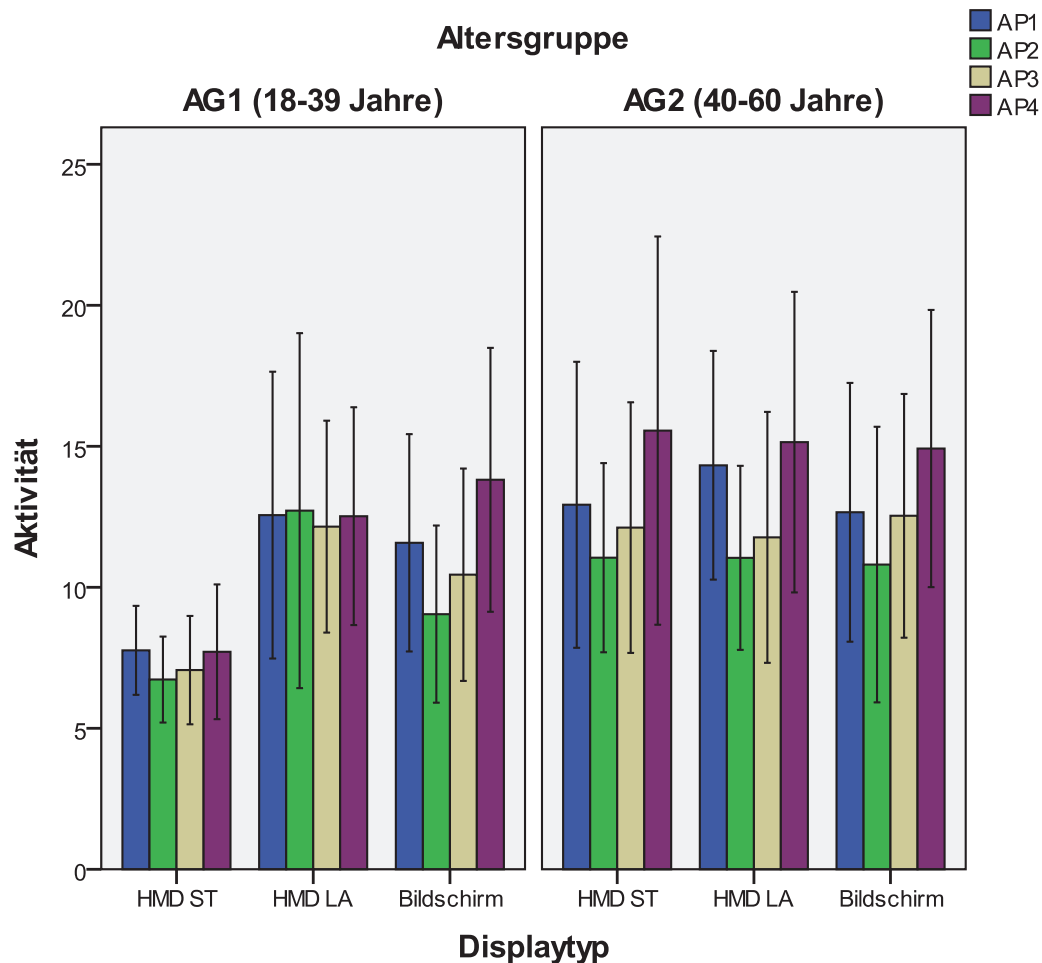


Abb. 5.17 Ausprägung der Aktivität des rechten Musculus trapezius in den vier Arbeitspaketen, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Auswertung der Aktivität des linken Musculus trapezius (N = 53; HMD ST: 17; HMD LA: 19; Bildschirm: 17; AG₁: 28; AG₂: 25) ergibt einen signifikanten Einfluss des Innersubjektfaktors analog zum rechten Muskel ($p < 0,01$). Die Interaktionen mit dem Zwischensubjektfaktor Displaytyp ist ebenfalls nicht signifikant ($p = 0,33$) jedoch ist die Interaktion zwischen Innersubjektfaktor sowie Alter signifikant ($p = 0,03$). Die Interaktion zweiter Ordnung ist mit $p = 0,51$ nicht signifikant. Somit hat der Zeitpunkt der Messung der Aktivität des linken Musculus trapezius einen signifikanten Effekt, der durch das Alter zusätzlich signifikant beeinflusst wird (Abb. 5.18).

Durch die signifikante Interaktion zwischen der Aktivität des linken Musculus trapezius sowie dem Alter ist eine Interpretation des Haupteffekts nur eingeschränkt zulässig. Da dieser jedoch mit einem Wert für die Überschreitungswahrscheinlichkeit von $p = 0,16$ klar nicht signifikant ist, wird für die Modellierung der Zusammenhänge von keinem Effekt ausgegangen, genauso wie für den Einfluss des Displaytyps, der ebenfalls klar nicht signifikant ist ($p = 0,91$).

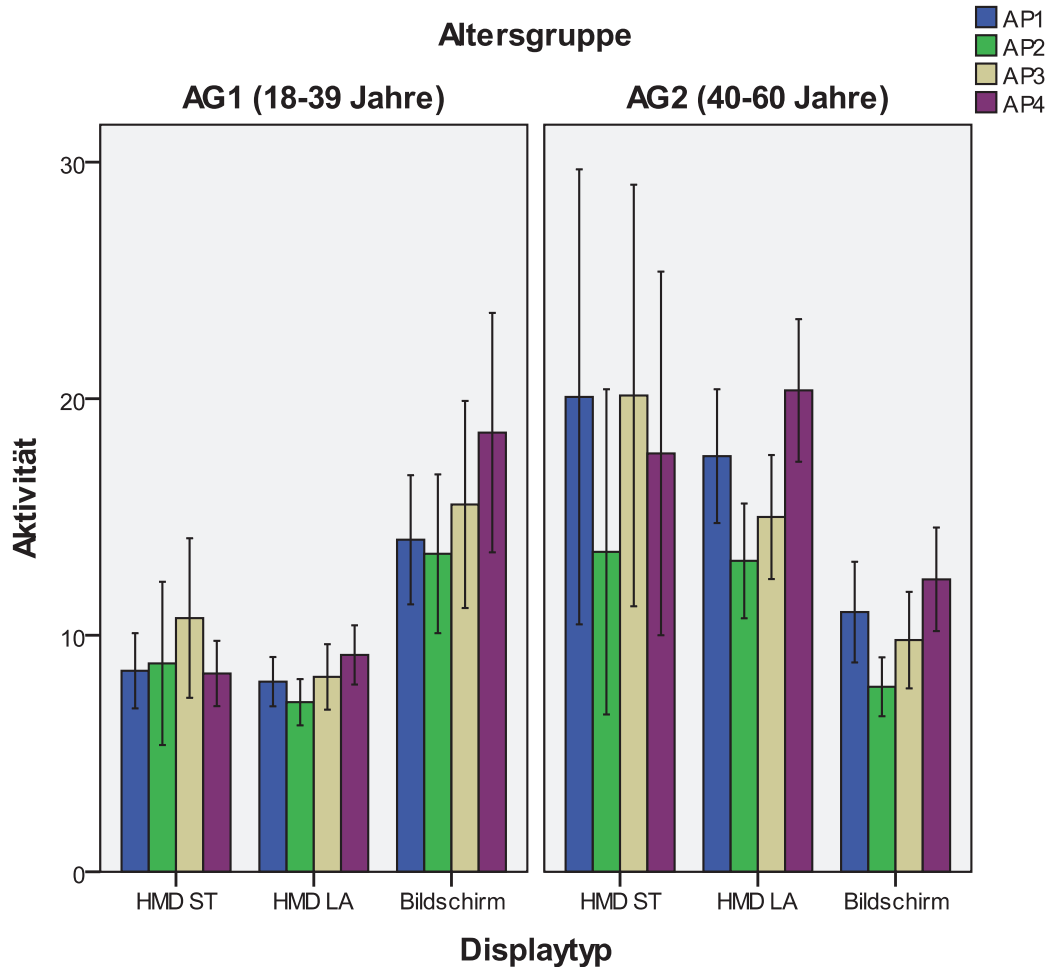


Abb. 5.18 Ausprägung der Aktivität des linken Musculus trapezius in den vier Arbeitspaketen, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die deskriptiven Ergebnisse der Analyse der Aktivität des Musculus trapezius sind in Tab. 5.9 dargestellt. Die Aktivität des rechten Musculus trapezius ist grundsätzlich höher als die des linken Muskels, was auf die zumeist rechtshändige Benutzung der Werkzeuge zurückzuführen ist, die immer auch eine Aktivierung der Schulter-/Rückenmuskulatur beinhaltet.

Bei den Probanden der Altersgruppe AG₂ ist im Vergleich zu Probanden der AG₁, welche vergleichbaren Versuchsbedingungen hatten, zumeist eine höhere prozentuale Aktivität des Muskels festzustellen. Dies trifft insbesondere für ältere Probanden zu, die ein HMD getragen haben. Dahingegen ist bei den Probanden der AG₁ im Mittel die Muskelaktivität beim Einsatz des Bildschirms etwas höher.

Der Aktivitätsverlauf über die Arbeitspakete ist unabhängig vom Alter der Probanden und dem eingesetzten Displaytyp im Durchschnitt im ersten und letzten Arbeitspaket am höchsten, was durch die jeweils durchzuführenden Arbeitsaufgaben verursacht wurde.

Tab. 5.9 Prozentuale Aktivität des Musculus trapezius während der vier Arbeitspakete, differenziert nach Alter und Displaytyp

Messung		Aktivität linker Musculus trapezius				Aktivität rechter Musculus trapezius			
		1	2	3	4	1	2	3	4
AG ₁	HMD ST	8,5 (4,0)	8,8 (8,6)	10,7 (8,4)	8,4 (3,4)	7,8 (2,1)	6,7 (2,0)	7,1 (2,5)	7,7 (3,1)
	HMD LA	8,0 (2,5)	7,2 (2,3)	8,2 (3,3)	9,2 (2,9)	12,6 (6,1)	12,7 (7,5)	12,2 (4,5)	12,5 (4,6)
	Bildschirm	14,0 (7,5)	13,4 (9,3)	15,5 (12,1)	18,6 (14,0)	11,6 (5,4)	9,0 (4,4)	10,4 (5,3)	13,8 (6,5)
AG ₂	HMD ST	20,1 (22,7)	13,5 (16,2)	20,1 (21,0)	20,2 (25,0)	16,9 (12,3)	23,3 (32,2)	12,1 (4,8)	15,6 (7,4)
	HMD LA	17,1 (7,2)	13,1 (6,4)	14,8 (6,6)	19,9 (7,7)	14,3 (5,4)	11,0 (4,6)	12,1 (6,0)	15,3 (7,1)
	Bildschirm	11,0 (4,3)	7,8 (2,5)	9,8 (4,2)	12,4 (4,5)	12,7 (4,4)	10,8 (4,7)	12,4 (4,1)	14,9 (4,7)

Für die Auswertung der Aktivität des rechten Musculus splenius capitis während der vier Arbeitspakete, konnten die Daten von 51 Probanden (HMD ST: 17; HMD LA: 17; Bildschirm: 17; AG₁: 26; AG₂: 25) berücksichtigt werden. Hierbei ergaben sich weder für den Innersubjektfaktor ($p = 0,14$) noch die Interaktion mit den Zwischensubjekt-faktoren Alter ($p = 0,71$) und Displaytyp ($p = 0,17$) oder die Interaktion zweiter Ord-nung zwischen allen drei Variablen ($p = 0,82$) signifikante Zusammenhänge.

Die Analyse der Haupteffekte, welche aufgrund ausbleibender Interaktionen unein-geschränkt möglich ist, ergibt ebenfalls weder für Alter ($p = 0,99$) noch für den einge-setzten Displaytyp ($p = 0,40$) einen signifikanten Effekt (siehe Abb. 5.19).

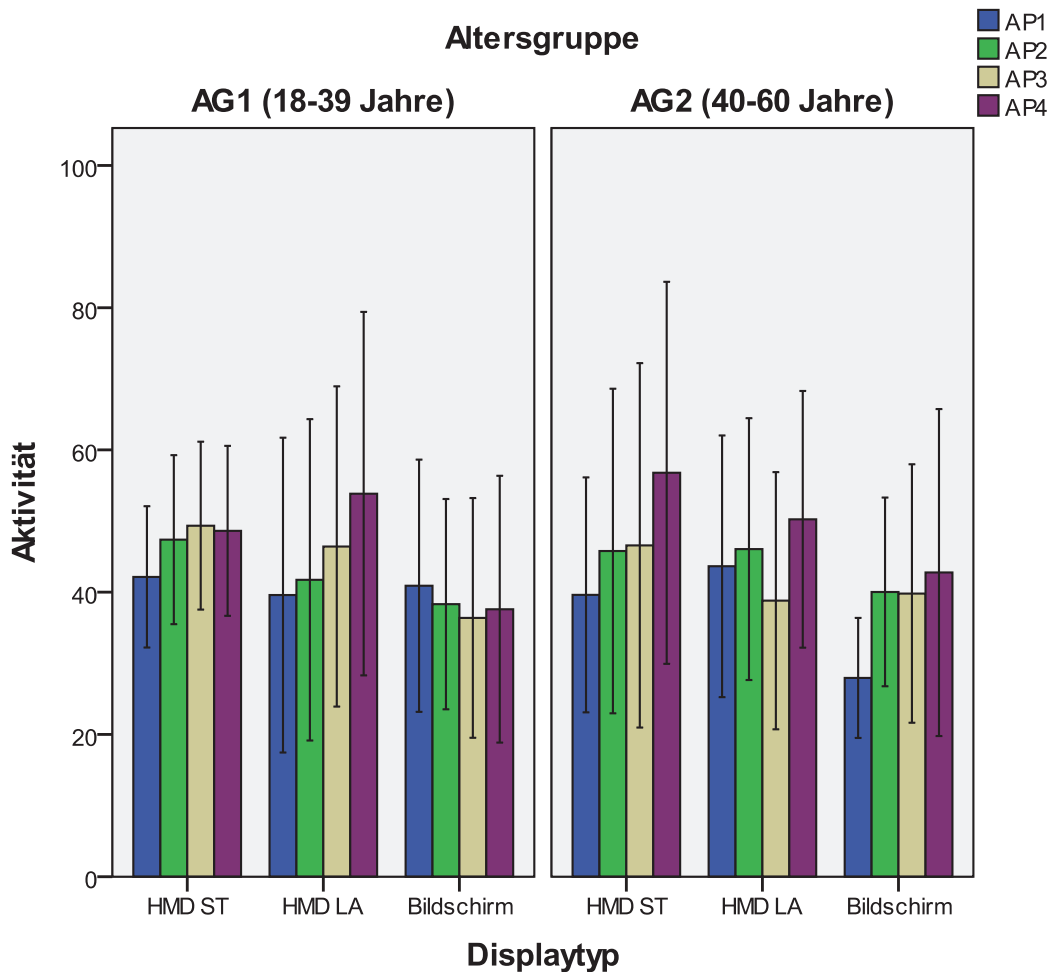


Abb. 5.19 Ausprägung der Aktivität des rechten Musculus splenius capitis in den vier Arbeitspaketen, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Für die Aktivität des linken Musculus splenius capitis ergab die Varianzanalyse (N = 50; HMD ST: 15; HMD LA: 17; Bildschirm: 18; AG₁: 26; AG₂: 24) einen signifikanten Effekt für den Innersubjektfaktor ($p < 0,01$). Der Zeitpunkt der Messung hat somit, wie zu erwarten, analog zum Musculus trapezius einen signifikanten Einfluss auf die Muskelaktivität. Die Interaktionen mit den Zwischensubjektfaktoren Alter ($p = 0,25$) und Displaytyp ($p = 0,59$) sind jedoch nicht signifikant wohingegen die Interaktion 2. Ordnung zwischen allen drei Variablen nur knapp nicht signifikant ist ($p = 0,06$). Es besteht also ein tendenzieller Zusammenhang zwischen den drei untersuchten Variablen. Eine fundierte Interpretation dieser Zusammenhänge ist auf Grund der hohen Ordnung der Interaktion jedoch kaum möglich.

Die Analyse der Haupteffekte, welche aufgrund der nahezu signifikanten Interaktionen zweiter Ordnung unter Vorbehalt erfolgen muss, ergibt weder für das Alter der Probanden ($p = 0,95$) noch für den verwendeten Displaytyp ($p = 0,40$) ein signifikantes Ergebnis. Die Veränderung der Aktivität des linken Musculus splenius capitis während der Montagetätigkeiten hängt also primär von der Dauer der Tätigkeit ab, wobei dieser Effekt tendenziell aus der Kombination zwischen Alter und Displaytyp beeinflusst wird (siehe Abb. 5.20).

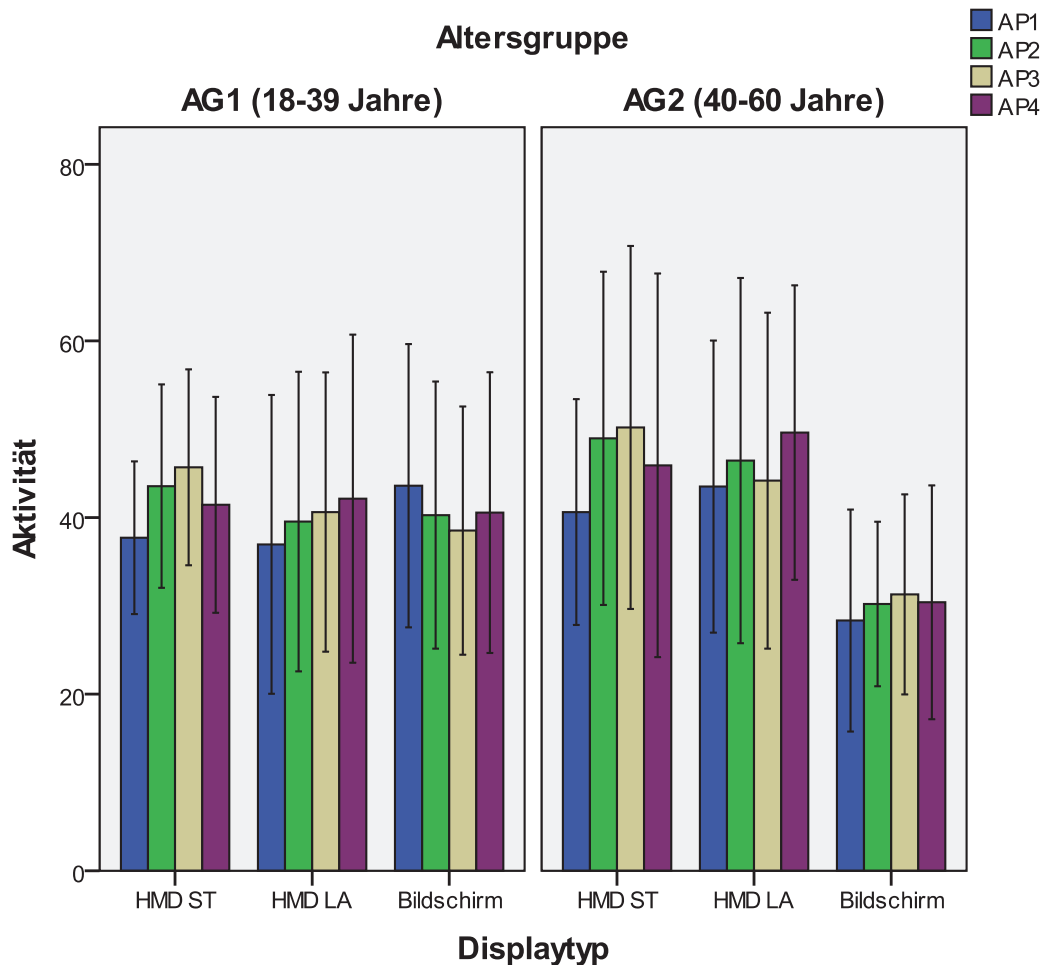


Abb. 5.20 Ausprägung der Aktivität des linken Musculus splenius capitis in den vier Arbeitspaketen, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die deskriptiven Ergebnisse der Analyse der Aktivität des Musculus splenius capitis sind in Tab. 5.10 dargestellt. Analog zum Musculus trapezius ist die Aktivität des rechten Muskels zumeist etwas höher als die des linken Muskels, was ebenfalls auf die zumeist rechtshändige Benutzung der Werkzeuge zurückzuführen ist. Hierbei ist die Involvierung der Halsmuskulatur und damit deren Aktivität bei den Bewegungsvorgängen jedoch sehr viel geringer als die der Schulter-/Rückenmuskulatur, weswegen dieser Effekt weniger stark ausgeprägt ist. Zusätzlich könnte dieser Effekt durch Crosstalk vom Trapezius verursacht worden sein.

Bei den Probanden der Altersgruppe AG₂ ist im Vergleich zu Probanden der AG₁, welche vergleichbare Versuchsbedingungen hatten, zumeist eine höhere prozentuale Aktivität des Muskels zu festzustellen. Dies trifft bei den älteren Probanden insbesondere für die zu, die ein HMD getragen haben. Dahingegen ist bei den Probanden der AG₁ im Mittel die Muskelaktivität beim Einsatz des Bildschirms etwas höher.

Der Aktivitätsverlauf über die Arbeitspakete für Probanden mit HMD ist im Mittel ansteigend, was vermutlich durch das zusätzliche Gewicht des HMDs verursacht wird. Da dieser Effekt beim Einsatz des Bildschirms nicht systematisch auftritt bzw. bei

den Probanden der AG₁ teilweise sogar invertiert ist, scheidet die für die meisten Probanden ungewöhnlich lange aufrechte Haltung, die die Arbeitsaufgabe erfordert, als primäre Ursache aus. Somit können trotz der fehlenden Signifikanz entsprechender Effekte des Displaytyps Tendenzen identifiziert werden, die eine höhere Beanspruchung des Musculus trapezius beim Einsatz eines HMD anstelle eines Bildschirms aufzeigen.

Tab. 5.10 Prozentuale Aktivität des Musculus splenius capitis während der vier Arbeitspakete, differenziert nach Alter und Displaytyp

		Aktivität linker Musculus splenius capitis				Aktivität rechter Musculus splenius capitis			
		Messung	1	2	3	4	1	2	3
AG ₁	HMD ST	37,7 (10,4)	43,6 (13,8)	45,7 (13,3)	41,4 (14,6)	42,1 (12,9)	47,4 (15,4)	49,4 (15,3)	48,6 (15,5)
	HMD LA	37,0 (18,3)	39,5 (18,3)	40,6 (17,1)	42,1 (20,1)	39,6 (23,9)	41,7 (24,4)	46,4 (24,4)	53,8 (27,6)
	Bildschirm	47,1 (24,2)	43,8 (23,3)	43,3 (24,4)	40,6 (22,2)	43,7 (23,6)	38,3 (19,2)	39,7 (23,2)	42,1 (27,1)
AG ₂	HMD ST	45,8 (17,6)	49,0 (18,0)	50,2 (19,6)	45,9 (20,7)	47,4 (22,4)	44,7 (20,1)	46,6 (24,4)	56,8 (25,6)
	HMD LA	43,8 (20,3)	46,4 (26,9)	44,9 (23,4)	49,6 (21,7)	49,3 (24,6)	51,8 (26,9)	39,8 (20,5)	52,2 (21,1)
	Bildschirm	28,0 (8,7)	30,0 (8,8)	29,3 (9,5)	30,4 (10,7)	27,9 (9,1)	40,0 (14,3)	39,8 (19,4)	42,8 (24,9)

Die Bewertung der Validität der Hypothese H₆ kann aufgrund der teilweise vorliegenden Interaktionen nur unter Vorbehalt und nicht eindeutig erfolgen. Es lässt sich jedoch konstatieren, dass die Zusammenhänge bei der Aktivität des rechten und linken Musculus trapezius bzw. Musculus splenius capitis hinsichtlich des Einflusses des verwendeten Displaytyps sowie hinsichtlich der Altersgruppen zumeist nicht signifikant sind und eine generelle Ablehnung der zugehörigen Nullhypothese somit nicht möglich ist. Dennoch sind klare Tendenzen dahingehend zu erkennen, dass einzelne Muskeln beim Einsatz des HMDs stärker beansprucht werden und hierbei teilweise auch eine altersabhängige Bewertung sinnvoll sein kann.

Für die Auswertung des Frequenzspektrums der Muskelaktivität zur Eruiierung von Ermüdungseffekten des rechten Musculus trapezius konnten die Daten von 52 Probanden (HMD ST: 17; HMD LA: 19; Bildschirm: 17; AG₁: 27; AG₂: 26) verwendet werden (siehe Abb. 5.21). Hier ergibt der Test des Innersubjektfaktors einen nicht signifikanten Effekt ($p = 0,34$). Während die Interaktion mit der Altersgruppe ebenfalls nicht signifikant ist ($p = 0,51$), ist die Interaktion mit dem Displaytyp jedoch signifikant ($p = 0,04$).

Der aufgrund der Interaktion nur bedingt auszuwertende Haupteffekt des Displaytyps ist mit $p = 0,71$ klar nicht signifikant, während der uneingeschränkt zu interpretierende Haupteffekt des Alters nur knapp nicht signifikant ist ($p = 0,06$). Hinsichtlich muskulärer Ermüdungseffekte des rechten Musculus trapezius kann somit gefolgert werden, dass das Alter einen tendenziellen Einfluss hat, dieser Effekt jedoch knapp nicht signifikant ist und somit für die Modellierung nur eingeschränkt berücksichtigt werden kann. Außerdem besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen Displaytyp und Zeitpunkt der Messung in Hinblick auf das Frequenzspektrum.

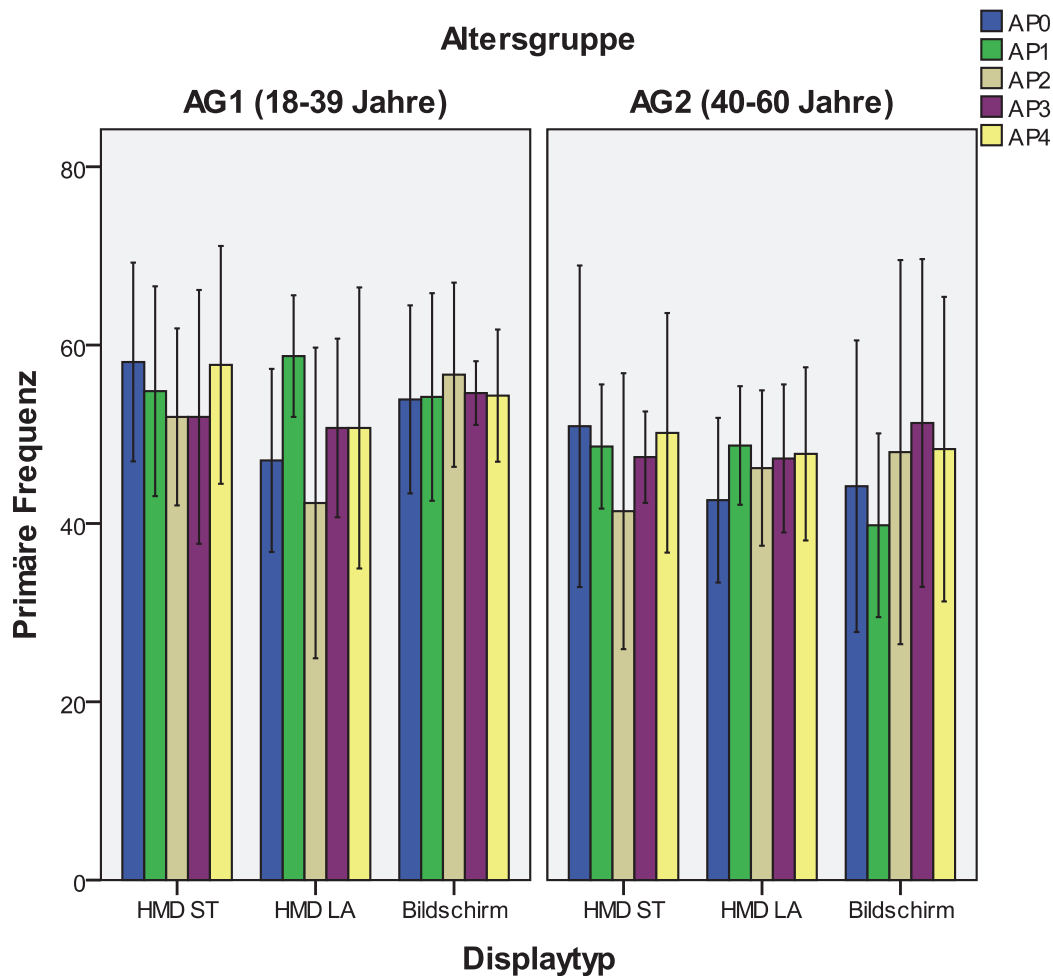


Abb. 5.21 Zeitliche Entwicklung der primären Frequenz des rechten Musculus trapezius zu den fünf Messzeitpunkten, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Analyse des Frequenzspektrums der Aktivität des linken Musculus trapezius (N = 52; HMD ST: 17; HMD LA: 18; Bildschirm: 17; AG₁: 26; AG₂: 26) ergibt, dass weder der Innersubjektfaktor ($p = 0,79$), noch die Interaktionen erster Ordnung mit Alter ($p = 0,77$) und Displaytyp ($p = 0,38$) oder die Interaktion 2. Ordnung ($p = 0,94$) einen signifikanten Einfluss auf die primäre Frequenz haben (siehe Abb. 5.22). Der Haupteffekt des Alters ist signifikant ($p = 0,05$), der des Displaytyps jedoch nicht ($p = 0,89$).

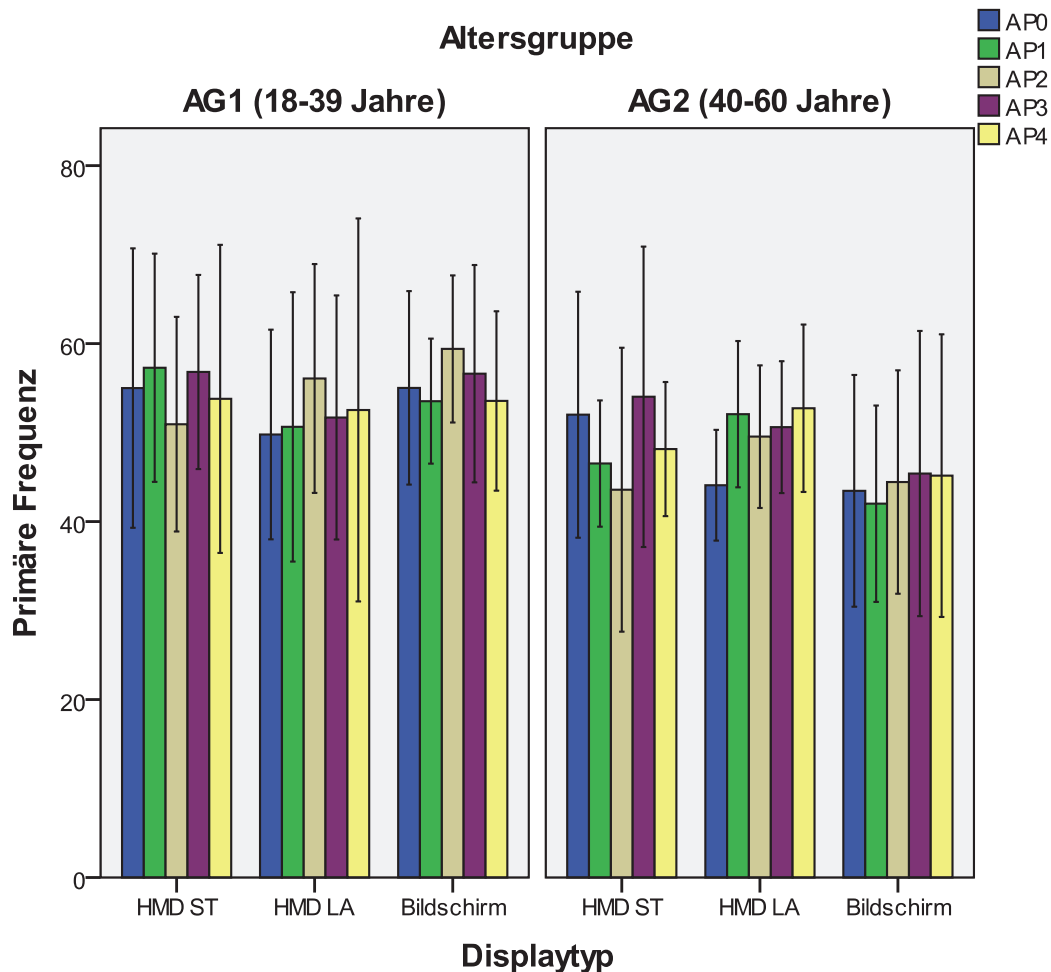


Abb. 5.22 Zeitliche Entwicklung der primären Frequenz des linken Musculus trapezius zu den fünf Messzeitpunkten, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die deskriptiven Ergebnisse der Analyse des Frequenzspektrums der Aktivität des linken und rechten Musculus trapezius sind in Tab. 5.11 dargestellt. Hierbei zeigen sich, entsprechend der Ergebnisse der inferenzstatistischen Analyse, keinerlei systematische Veränderungen in Hinblick auf den Einfluss des Zeitpunkts der Messung. Auch die deskriptive Analyse kann somit keinerlei Tendenzen hinsichtlich einer Verschiebung der primären Frequenzen identifizieren, die als Ermüdungserscheinung des Muskels gedeutet werden könnte. Auch der Vergleich der primären Frequenz des rechten und linken Musculus trapezius zeigt keine systematischen Effekte.

Die primäre Frequenz der Probanden der Altersgruppe AG₂ ist im Vergleich zu Probanden der AG₁, welche vergleichbare Versuchsbedingungen hatten, fast durchweg geringer. Dieses Ergebnis entspricht dem in der inferenzstatistischen Analyse identifizierten signifikanten Einfluss des Alters, ist jedoch in Hinblick auf die Identifizierung von Ermüdungserscheinungen nicht zielführend, sondern eher als Auswirkung altersbedingter neuromuskulärer Veränderungen zu bewerten.

Tab. 5.11 Ergebnisse der Analyse des Frequenzspektrums der Aktivität des Musculus trapezius, differenziert nach Alter und Displaytyp

		Prim. Freq. linker M. trapezius					Prim. Freq. rechter M. trapezius				
Messung		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
AG ₁	HMD ST	55,0 (20,4)	57,3 (16,7)	50,9 (15,8)	56,8 (14,2)	53,8 (22,5)	58,1 (14,5)	54,8 (15,3)	51,9 (12,9)	51,9 (18,5)	57,8 (17,3)
	HMD LA	49,8 (12,7)	51,1 (15,2)	57,3 (13,3)	55,5 (17,4)	52,6 (21,5)	47,1 (12,3)	58,8 (8,2)	42,3 (20,8)	50,7 (12,0)	50,7 (18,9)
	Bildschirm	54,8 (13,4)	52,1 (9,0)	54,8 (17,8)	55,5 (15,4)	51,4 (13,0)	53,9 (14,7)	54,2 (16,3)	56,7 (14,4)	54,6 (5,0)	54,3 (10,4)
AG ₂	HMD ST	52,0 (16,5)	46,5 (8,5)	43,6 (19,1)	54,0 (20,2)	48,2 (9,0)	50,9 (21,6)	48,6 (8,3)	41,4 (18,5)	47,4 (6,1)	50,2 (16,1)
	HMD LA	44,1 (9,3)	52,1 (12,2)	49,5 (11,9)	50,6 (11,0)	52,7 (14,0)	42,6 (13,8)	48,7 (9,9)	46,2 (13,0)	47,3 (12,3)	47,8 (14,5)
	Bildschirm	47,1 (14,8)	41,2 (9,8)	42,7 (11,9)	47,7 (15,2)	45,2 (15,1)	43,1 (14,5)	38,9 (9,3)	48,3 (18,7)	51,1 (16,0)	48,3 (16,3)

Die Auswertung des Frequenzspektrums der Muskelaktivität zur Eruierung von Ermüdungseffekten des rechten Musculus splenius capitis erfolgte mit den Daten von 53 Probanden (HMD ST: 16; HMD LA: 19; Bildschirm: 18; AG₁: 28; AG₂: 25) (siehe Abb. 5.23). Hier ergab der Test des Innersubjektfaktors einen nicht signifikanten Einfluss des Zeitpunkts der Messung ($p = 0,46$). Die Interaktion mit der Altersgruppe ist ebenfalls nicht signifikant ($p = 0,38$), wie auch die Interaktion mit dem Displaytyp ($p = 0,30$) und die Interaktion zweiter Ordnung ($p = 0,88$).

Die aufgrund von nicht vorhandenen Interaktionen zwischen den Zwischensubjektfaktoren uneingeschränkt interpretierbaren Haupteffekte liefern sowohl für das Alter ($p = 0,75$) sowie den eingesetzten Displaytyp ($p = 0,77$) keine signifikanten Zusammenhänge.

Analog zur Untersuchung zuvor, ergab die Analyse des Frequenzspektrums der Muskelaktivität des linken Musculus splenius capitis ($N = 52$; HMD ST: 15; HMD LA: 19; Bildschirm: 18; AG₁: 27; AG₂: 25) (siehe Abb. 5.24), dass der Innersubjektfaktor einen nicht signifikanten Effekt hat ($p = 0,66$). Die Interaktionen der Zwischensubjektfaktoren Altersgruppe ($p = 0,52$) sowie Displaytyp ($p = 0,82$) sind ebenfalls beide nicht signifikant. Die Interaktion 2. Ordnung ist mit einem Wert von $p = 0,93$ für die Überschreitungswahrscheinlichkeit auch klar nicht signifikant.

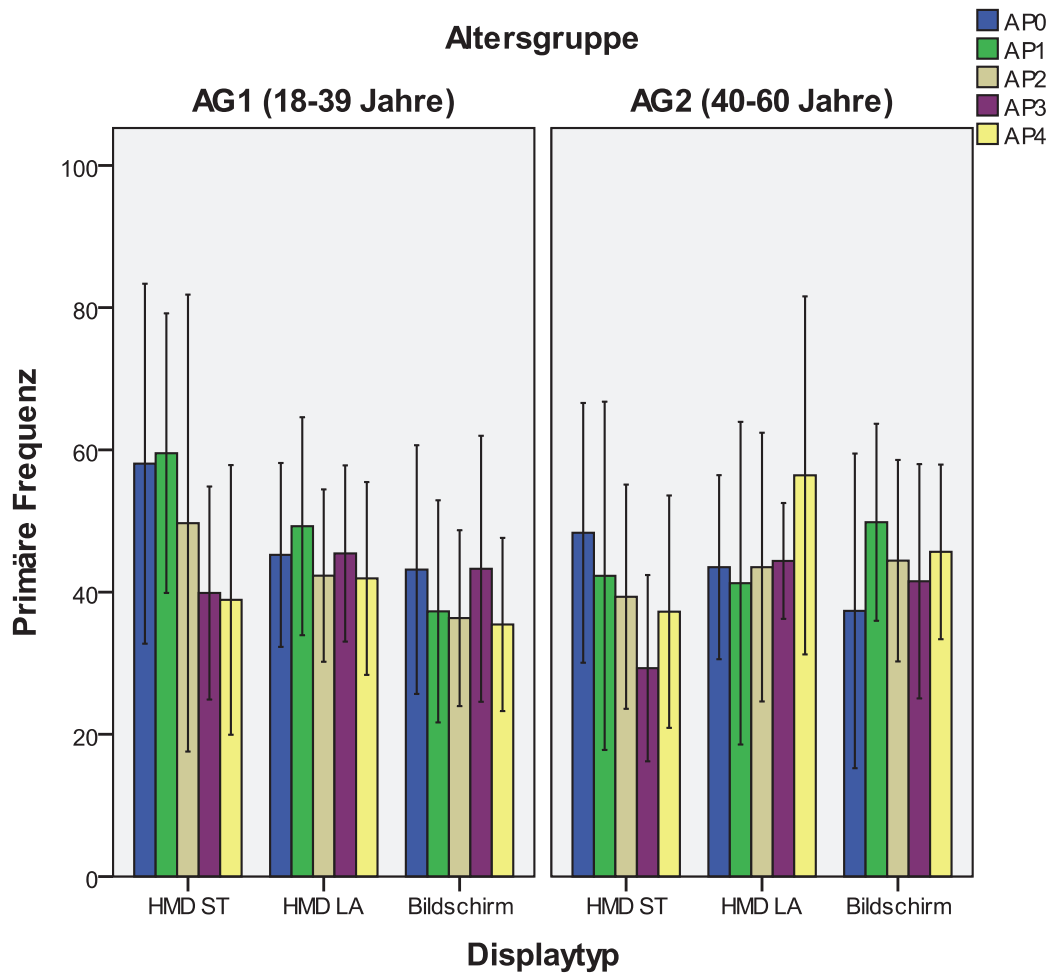


Abb. 5.23 Zeitliche Entwicklung der primären Frequenz des rechten Musculus splenius capitis zu den fünf Messzeitpunkten, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die aufgrund von nicht vorhandenen Interaktionen zwischen den Zwischensubjekt-faktoren uneingeschränkt mögliche Interpretation der Haupteffekte liefert sowohl für das Alter ($p = 0,27$) sowie den eingesetzten Displaytyp ($p = 0,89$) keine signifikanten Zusammenhänge. Somit können auch aus diesen Daten keine Ergebnisse für die Modellierung abgeleitet werden.

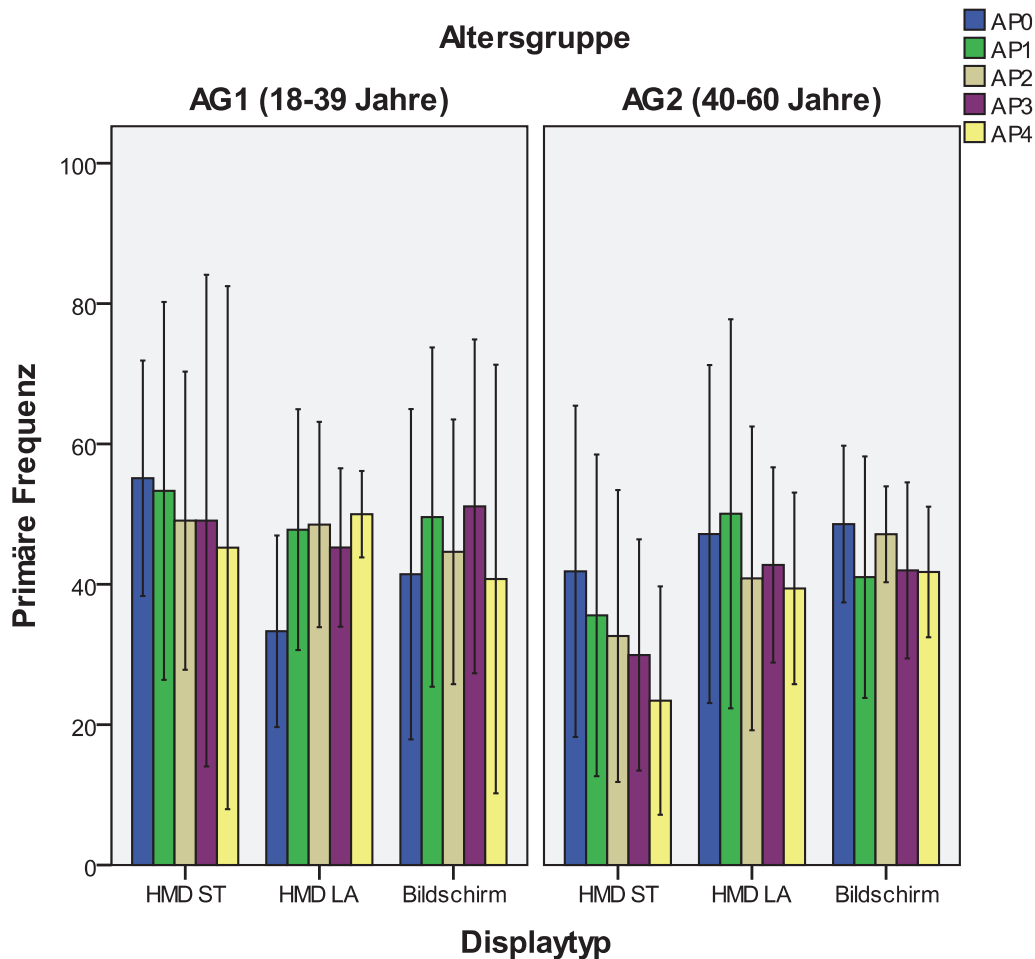


Abb. 5.24 Zeitliche Entwicklung der primären Frequenz des linken Musculus splenius capitis zu den fünf Messzeitpunkten differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die deskriptiven Ergebnisse der Analyse des Frequenzspektrums der Aktivität des Musculus splenius capitis sind in Tab. 5.12 dargestellt. Diese entsprechen denen des Musculus trapezius. Auch hier sind keine systematischen Veränderungen in Hinblick auf den Einfluss des Zeitpunkts der Messung zu identifizieren. Der Vergleich der primären Frequenzen des rechten und linken Musculus splenius capitis zeigt ebenfalls keine systematischen Unterschiede.

Analog zum Musculus trapezius ist bei den älteren Probanden eine im Mittel geringere primäre Frequenz zu konstatieren, die jedoch keiner Verschiebung der Frequenzen über die Zeit entspricht, welches als Indikator für die Ermüdung des Muskels hätte gewertet werden können.

Tab. 5.12 Ergebnisse der Analyse des Frequenzspektrums der Aktivität des Musculus splenius capitis, differenziert nach Alter und Displaytyp

		Prim. Freq. linker M. splenius capitis					Prim. Freq. rechter M. splenius capitis				
Messung		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
AG ₁	HMD ST	55,1 (20,1)	53,3 (32,2)	49,1 (25,4)	49,1 (41,9)	45,2 (44,6)	58,1 (32,9)	59,3 (25,6)	49,7 (41,8)	39,9 (19,5)	38,9 (24,7)
	HMD LA	33,3 (16,3)	47,8 (20,5)	48,5 (17,5)	45,3 (13,5)	50,0 (7,4)	45,2 (15,5)	49,3 (18,3)	42,3 (14,5)	45,4 (14,8)	41,9 (16,2)
	Bildschirm	41,4 (35,0)	49,6 (36,0)	44,6 (28,1)	51,1 (35,4)	40,8 (45,4)	43,2 (26,0)	37,3 (23,3)	36,3 (18,4)	43,3 (27,8)	35,4 (18,1)
AG ₂	HMD ST	41,8 (25,5)	35,6 (24,8)	32,6 (22,5)	29,9 (17,8)	23,4 (17,6)	48,3 (19,8)	42,3 (26,5)	39,3 (17,1)	29,3 (14,2)	37,2 (17,7)
	HMD LA	47,4 (31,9)	50,1 (38,7)	40,8 (30,2)	42,8 (19,4)	39,4 (19,1)	40,9 (19,2)	41,2 (31,7)	43,5 (26,4)	44,4 (11,4)	56,4 (35,2)
	Bildschirm	46,9 (10,7)	40,6 (15,0)	48,4 (6,8)	49,6 (22,9)	41,8 (8,9)	39,3 (20,0)	53,2 (14,9)	46,2 (13,2)	42,5 (14,6)	45,7 (11,7)

Analog zur Bewertung der Hypothese H₆ kann die Bewertung der Hypothese H₇ aufgrund der teilweise vorliegenden Interaktionen nur unter Vorbehalt erfolgen. Auch hier kann jedoch festgestellt werden, dass Zusammenhänge zwischen den Veränderungen der primären Frequenz der Aktivität des rechten und linken Musculus trapezius bzw. Musculus splenius capitis hinsichtlich des Einflusses des verwendeten Displaytyps sowie hinsichtlich der Altersgruppen zumeist nicht signifikant sind und eine generelle Ablehnung der zugehörigen Nullhypothese somit nicht möglich ist. Auch die deskriptive Analyse liefert keine Tendenzen die eine Ableitung von entsprechenden Ermüdungseffekten ermöglichen würde. Lediglich Alterseffekte konnten identifiziert bzw. bestätigt werden, die jedoch unabhängig von der Zielsetzung dieser Untersuchung sind.

5.3.8 Videobasierte Körperhaltungsanalyse

Zur Analyse der Kopfposition sowie der Haltungswechsel der Probanden während der fünfminütigen Arbeitsaufgaben zum Abschluss der jeweiligen Arbeitspakete, wurden die entsprechenden Videoaufzeichnungen retrospektiv ausgewertet. Die Aufgabe bestand darin, Schrauben mit Hilfe einer Ratsche in vorgegebene Gewinde einer seitlich vom Motor montierten Metallplatte zu schrauben. Dabei waren die 49 Gewinde in einem 7 x 7 Raster angeordnet und eine entsprechende Darstellung auf dem HMD bzw. Bildschirm gab vor, in welcher Reihenfolge diese zu bestücken sind (siehe Abb. 5.25). Durch die Konsistenz der Aufgabe zu allen vier Messzeitpunkten wird eine valide Analyse des Einflusses der unabhängigen Variablen sichergestellt.

14	26	41	12	33	45	48
18	31	1	49	20	36	4
21	37	29	23	16	38	42
46	2	40	19	10	7	22
3	32	44	28	6	13	47
17	11	35	43	15	39	9
25	5	34	8	24	27	30

Abb. 5.25 Darstellung der Reihenfolge der Schrauben für die durchzuführende Aufgabe im Rahmen der Körperhaltungsanalyse

Die Aufgabenausführung wurde aus zwei Perspektiven aufgezeichnet, so dass für alle Positionen eine adäquate Klassifizierung möglich war. Hierbei wurde die Kopfposition gemäß der durch die OWAS-Methode vorgegebenen Positionen hinsichtlich des Zeitpunkts jedes Positionswechsels protokolliert. Hierzu konnten die Daten von 51 Probanden (HMD ST: 17; HMD LA: 17; Bildschirm: 17; AG₁: 24; AG₂: 27) verwendet werden.

Die Reduzierung der Stichprobengröße geschah aufgrund der Tatsache, dass sich die Probanden teilweise aus dem Aufnahmebereich der Kameras bewegt haben und somit keine validen Daten für den gesamten Zeitraum vorlagen bzw. aufgrund technischer Probleme bei der Videoaufzeichnung. Der Ausfall führte dennoch zu keiner systematischen Stichprobenverzerrung, da die Ausfälle in allen Teilgruppen gleichermaßen auftraten.

Die Varianzanalyse der Anzahl der Haltungswechsel des Kopfes ergab einen nicht signifikanten Effekt des Innersubjektfaktors ($p = 0,49$). Auch die Interaktion mit dem Zwischensubjektfaktor Alter ($p = 0,82$) sowie Displaytyp ($p = 0,25$) sowie die Interaktion 2. Ordnung ist nicht signifikant ($p = 0,21$).

Durch die fehlende Signifikanz der Interaktionen können die Haupteffekte uneingeschränkt interpretiert werden. Hierbei ergibt sich ein stark signifikanter Einfluss des Displaytyps auf die Anzahl Haltungswechsel ($p < 0,01$) sowie ein ebenfalls signifikanter Einfluss des Alters der Probanden ($p = 0,04$). Der Paarvergleich des Post-hoc-Tests nach Scheffé ergibt, dass sich die Anzahl der Haltungswechsel im Vergleich zwischen Bildschirm und HMD für beide Varianten des HMDs signifikant unterscheiden (jeweils $p < 0,01$). Das HMD im ST Modus sowie das HMD im LA Modus unterscheiden sich nicht signifikant ($p = 0,84$).

Das Alter der Probanden sowie der eingesetzte Displaytyp zur Darstellung der Informationen hat somit unabhängig vom Zeitpunkt der Messung einen signifikanten Einfluss darauf, wie oft die Kopfposition vom Probanden verändert wurde (siehe Abb. 5.26). Die Hypothese H_8 kann somit angenommen werden.

Die deskriptiven Ergebnisse der Analyse der Anzahl der Haltungswechsel sind in Tab. 5.13 dargestellt. Hierbei wird deutlich, dass durch den Einsatz des HMDs die Anzahl der Wechsel von Kopfpositionen im Vergleich zum Bildschirm stark reduziert wird und die Probanden damit häufiger eine statische Haltung einnehmen bzw. beibehalten. Bezüglich der beiden Varianten des HMDs ist entsprechend der inferenzstatistischen Analyse keine Systematik zu erkennen. Der Vergleich der durchschnittlichen Anzahl Haltungswechsel zwischen den beiden Altersgruppen zeigt, dass die Probanden der Altersgruppe AG_2 eine höhere Frequenz bzgl. der Veränderung der Kopfposition haben. Ältere Personen verbleiben also unabhängig vom eingesetzten Displaytyp nur kürzer in derselben Haltung.

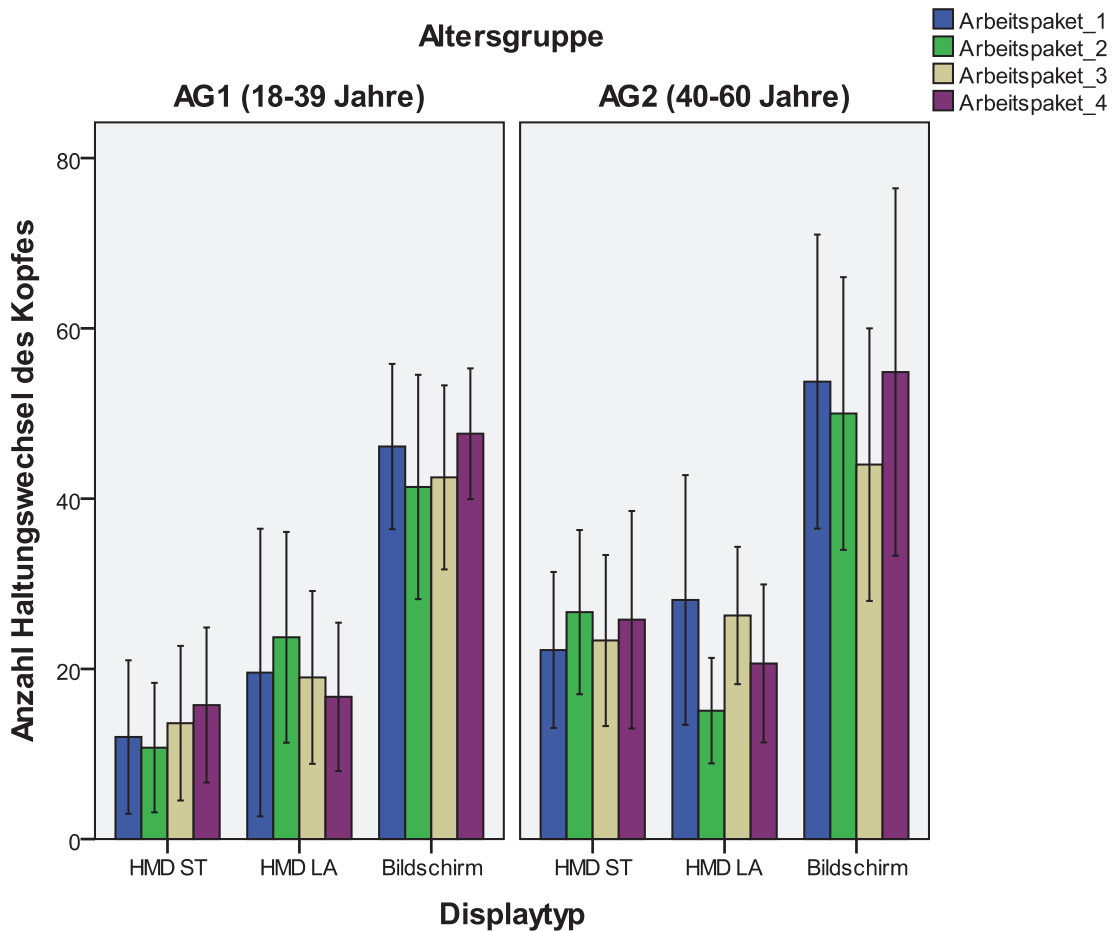


Abb. 5.26 Anzahl Haltungswechsel des Kopfes in den vier Arbeitspaketen, differenziert nach Displaytyp für AG_1 (links) und AG_2 (rechts)

Tab. 5.13 Anzahl der Haltungsverwechsel (Standardabweichung) der Probanden während der jeweiligen APs, differenziert für Altersgruppe und Displaytyp

	HMD ST	HMD LA	Bildschirm	AG ₁	AG ₂	Gesamt
Haltungsverwechsel in AP1	17,4 (12,2)	24,8 (20,4)	49,7 (16,2)	27,0 (20,0)	33,5 (22,5)	30,5 (21,4)
Haltungsverwechsel in AP2	19,2 (13,5)	18,4 (11,5)	45,9 (17,0)	26,4 (18,4)	28,8 (19,6)	27,7 (16,9)
Haltungsverwechsel in AP3	18,8 (12,7)	23,4 (11,9)	43,6 (15,4)	26,3 (17,5)	30,4 (16,7)	28,5 (17,0)
Haltungsverwechsel in AP4	21,1 (14,7)	19,1 (12,1)	51,3 (19,1)	27,1 (18,0)	32,1 (23,4)	29,8 (21,1)

Die Analyse der relativen zeitlichen Anteile, die die Probanden pro AP in den jeweiligen Positionen verbracht haben, ist in Tab. 5.14 dargestellt. Hierbei wird offensichtlich, dass unabhängig vom Alter oder Displaytyp für die Aufgabendurchführung die Position 4 (nach hinten gebeugt) von den Probanden fast nie eingenommen wurde und die Position 5 (zu Seite gedreht) lediglich in ca. 5 Prozent der Zeit. Der Einfluss größerer Anteile an Überkopfarbeit sowie die Notwendigkeit den Kopf zu verdrehen, wird durch die Daten daher nur sehr bedingt abgebildet.

Durch die identische Aufgabenstellung zu den verschiedenen Messzeitpunkten ist die durchschnittliche prozentuale Verteilung der Zeiten in den jeweiligen Positionen für die verschiedenen Messzeitpunkte sehr konstant. Der Kopf befindet sich zum größten Teil der Zeit (67%-70%) leicht nach vorne gebeugt (Position 2) oder frei (Position 1).

Im Vergleich zwischen HMD und Bildschirm fällt auf, dass beim Einsatz des Bildschirms der zeitliche Anteil in Position 1 doppelt so hoch ist. Dies wird mit großer Wahrscheinlichkeit dadurch verursacht, dass für das Betrachten des Bildschirms eine freie Kopfposition eingenommen wurde, während beim Einsatz des HMDs die Betrachtung der Anleitungen in Arbeitshaltung mit leicht nach vorne gebeugtem Kopf möglich war. Die Haltung muss daher nicht verändert werden, welches mit dem signifikanten Einfluss des Displaytyps aus der inferenzstatistischen Analyse korrespondiert.

Der Vergleich der beiden Altersgruppen zeigt neben der bereits beschriebenen unterschiedlichen Anzahl an Haltungsverwechseln auch Unterschiede bzgl. der prozentualen Anteile in den jeweiligen Kopfpositionen auf. So nehmen die älteren Probanden der AG₂ mit ihrem Kopf tendenziell häufiger die Position 1 ein, während der Anteil in Position 2 geringer ist. Systematische Veränderungen für die anderen Positionen konnten nicht identifiziert werden.

Tab. 5.14 Prozentualer zeitlicher Anteil (Standardabweichung) die sich die Probanden in den jeweiligen Haltungen pro AP befunden haben, differenziert für Altersgruppe und Displaytyp

		HMD ST	HMD LA	Bildschirm	AG ₁	AG ₂	Gesamt
AP1	Position 1	16,0 (22,8)	14,1 (14,1)	30,1 (14,3)	13,4 (14,0)	25,5 (20,4)	19,9 (18,6)
	Position 2	79,1 (23,4)	78,4 (15,4)	54,1 (12,9)	77,5 (18,8)	64,8 (21,3)	70,7 (20,9)
	Position 3	3,6 (8,4)	5,0 (11,4)	8,8 (10,5)	6,3 (9,4)	5,4 (11,1)	5,8 (10,3)
	Position 4	0,0 (0,0)	0,4 (1,3)	0,1 (0,3)	0,1 (0,3)	0,2 (1,1)	0,2 (0,8)
	Position 5	1,4 (2,5)	2,0 (4,3)	6,9 (11,7)	2,8 (5,4)	4,0 (9,1)	3,4 (7,6)
AP2	Position 1	14,5 (18,8)	10,7 (11,6)	39,7 (18,9)	20,8 (20,2)	22,0 (21,8)	21,4 (20,9)
	Position 2	74,4 (22,8)	77,7 (20,8)	48,9 (14,9)	71,0 (22,1)	63,9 (24,3)	67,2 (23,4)
	Position 3	4,4 (7,2)	9,4 (18,1)	4,0 (4,1)	4,1 (6,1)	7,7 (14,9)	6,0 (11,7)
	Position 4	0,1 (0,3)	0,0 (0,0)	0,0 (0,0)	0,0 (0,0)	0,0 (0,0)	0,0 (0,2)
	Position 5	6,6 (15,6)	2,2 (4,5)	7,4 (14,6)	4,2 (9,2)	6,4 (14,8)	5,4 (12,5)
AP3	Position 1	12,7 (14,1)	16,8 (19,2)	33,6 (13,4)	16,7 (14,4)	24,6 (20,1)	20,9 (18,0)
	Position 2	78,6 (17,5)	68,7 (21,4)	53,8 (13,8)	73,7 (18,3)	61,3 (20,5)	67,0 (20,3)
	Position 3	5,3 (8,7)	9,1 (14,1)	5,2 (6,5)	5,0 (8,5)	7,9 (11,7)	6,6 (10,3)
	Position 4	0,0 (0,0)	0,2 (0,5)	0,0 (0,2)	0,1 (0,4)	0,0 (0,2)	0,1 (0,3)
	Position 5	3,5 (8,4)	5,3 (12,4)	7,4 (13,3)	4,5 (7,3)	6,2 (14,2)	5,4 (11,5)
AP4	Position 1	16,2 (19,6)	11,3 (17,1)	35,8 (17,5)	17,0 (19,5)	24,2 (21,4)	20,9 (20,7)
	Position 2	76,9 (19,0)	81,8 (17,2)	51,2 (10,0)	74,5 (19,6)	66,5 (21,1)	70,2 (20,6)
	Position 3	5,3 (6,6)	2,8 (4,8)	6,1 (7,7)	4,7 (6,4)	4,7 (6,7)	4,7 (6,5)
	Position 4	0,2 (0,6)	0,1 (0,3)	0,0 (0,0)	0,2 (0,5)	0,0 (0,2)	0,1 (0,4)
	Position 5	1,5 (2,3)	4,0 (6,3)	6,9 (14,5)	3,6 (5,5)	4,5 (11,6)	4,1 (9,2)

5.3.9 Simulator Sickness

Die Auswertung des Auftretens bzw. der Veränderung von Symptomen der Simulatorkrankheit wird sowohl für die drei gewichteten Subskalen Nausea (Übelkeit), Desorientierung und Okulomotorik sowie einen gewichteten Gesamtwert durchgeführt. Hierbei wird die Veränderung durch Bildung der Differenz zwischen den Werten des Prä- und Posttests bestimmt. Hierzu konnten die Daten von 59 Probanden (HMD ST: 19; HMD LA: 20; Bildschirm: 20; AG₁: 30; AG₂: 29) verwendet werden. Die Reduzierung der Stichprobengröße geschah aufgrund des Versuchsabbruchs eines Probanden.

Die Varianzanalyse für die Subskala Nausea ergibt hierbei einen signifikanten Unterschied für die verschiedenen Messzeitpunkte ($p < 0,01$). Der Score Nausea hat sich im Durchschnitt von 12,8 auf 20,7 fast verdoppelt. Die Interaktionen mit der Altersgruppe ist jedoch klar nicht signifikant ($p = 0,83$) und die Interaktion mit dem Displaytyp nicht signifikant ($p = 0,10$). Die Interaktion 2. Ordnung ist ebenfalls nicht signifikant ($p = 0,77$). Somit können die beiden Haupteffekte der Zwischensubjektfaktoren uneingeschränkt interpretiert werden. Diese sind jedoch beide ebenfalls nicht signifikant (Alter: $p = 0,63$; Display: $p = 0,49$). Die auftretenden Effekte bzgl. der Sub-

skala Nausea können somit anhand der berücksichtigten Einflussfaktoren nicht inferenzstatistisch modelliert werden (siehe Abb. 5.27).

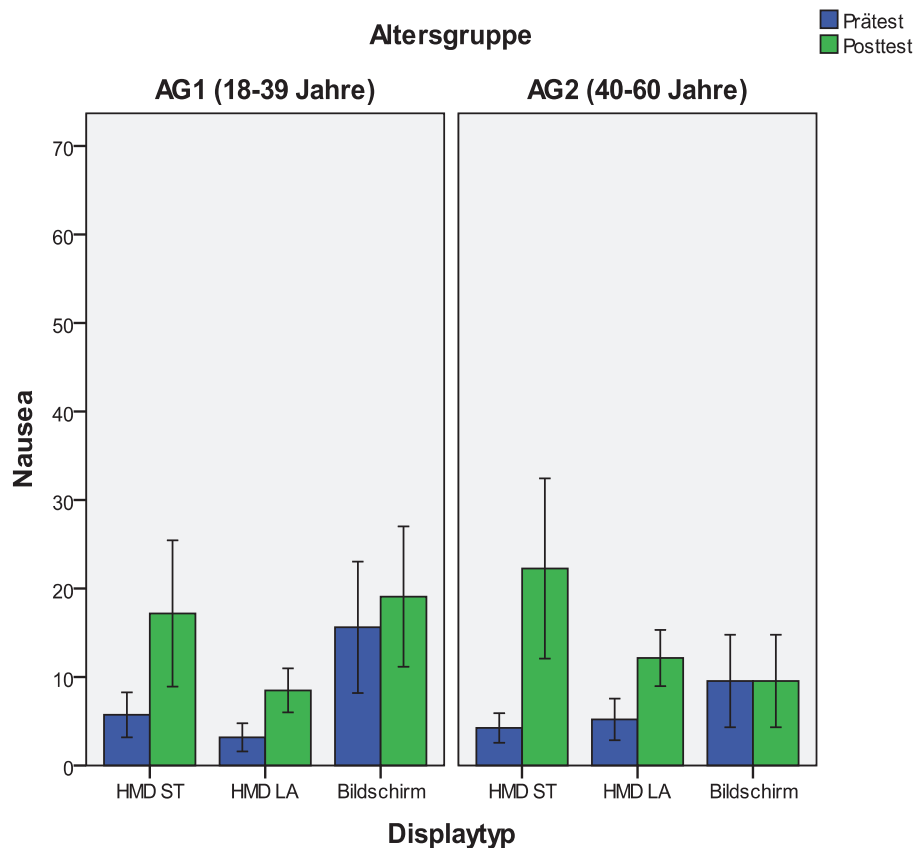


Abb. 5.27 Ausprägung der Veränderung der Subskala Nausea zwischen Prä- und Posttest, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Auswertung bzgl. der Veränderung der Subskala Desorientierung ergibt ein ähnliches Bild. Für den Innersubjektfaktor konnte ein stark signifikanter Effekt identifiziert werden ($p < 0,01$). Die Werte haben sich von 21,3 auf 36,7 um über 70% erhöht. Die Interaktionen mit der Altersgruppe ist analog zur Subskala Nausea klar nicht signifikant ($p = 0,63$) und die Interaktion mit dem Displaytyp ebenfalls klar nicht signifikant ($p = 0,53$). Die Interaktion 2. Ordnung ist ebenfalls nicht signifikant ($p = 0,21$). Die Auswertung der Zwischensubjektfaktoren Alter ($p = 0,89$) und Displaytyp ($p = 0,97$) ergibt ebenfalls keinerlei signifikante Zusammenhänge (siehe Abb. 5.28).

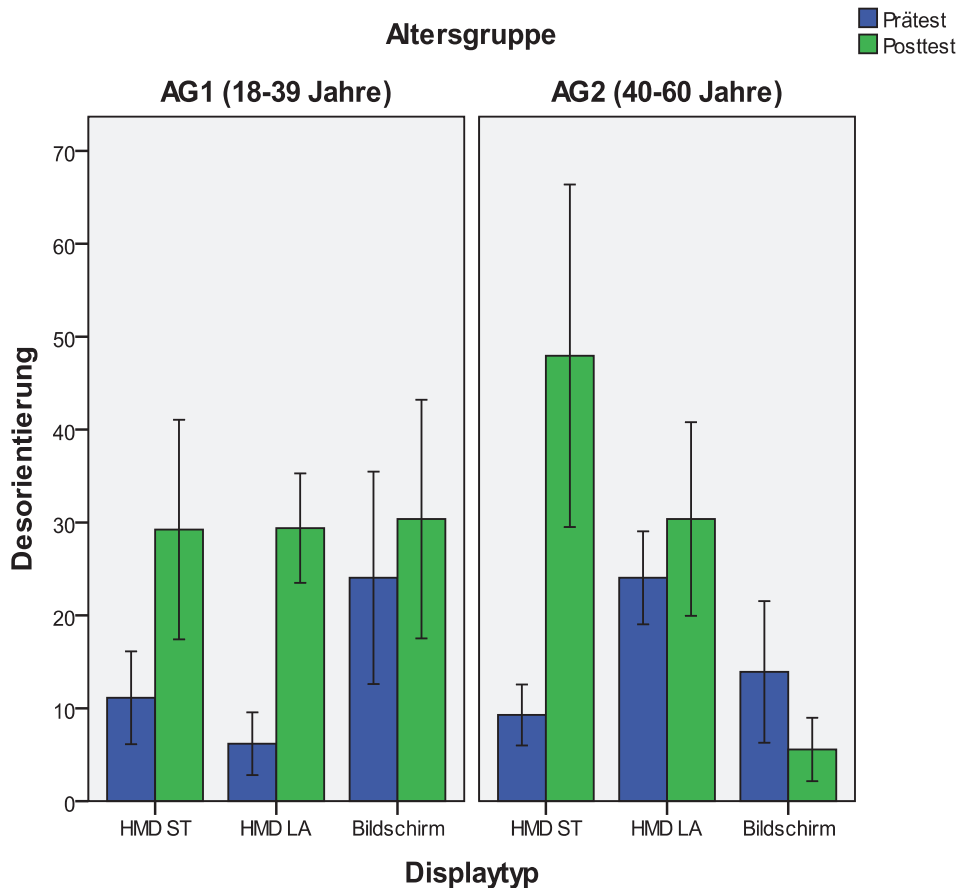


Abb. 5.28 Ausprägung der Veränderung der Subskala Desorientierung zwischen Prä- und Posttest, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Analyse der Effekte für die Subskala Okulomotor entspricht bzgl. der meisten Zusammenhänge der der beiden anderen Subskalen. Die Auswertung des Innersubjektfaktors ist stark signifikant ($p < 0,01$), was durch die Veränderung des durchschnittlichen Werts beim Prätest von 18,1 auf 30,0 beim Posttest abgebildet wird. Im Gegensatz zu den beiden anderen Subskalen ist bei der Analyse der Interaktionen erster Ordnung jedoch die Interaktion mit Displaytyp ($p = 0,06$) nahezu signifikant. Trotz des für einen signifikanten Effekt knapp nicht unterschrittenen Werts für die Überschreitungswahrscheinlichkeit kann hier jedoch zumindest ein tendenzieller Zusammenhang vermutet werden. Die Interaktion zwischen der Symptomveränderung und dem Alter ist klar nicht signifikant ($p = 0,76$).

Die Auswertung der Haupteffekte der Zwischensubjektfaktoren ergeben für das Alter einen Wert von $p = 0,98$ und für den Displaytyp einen Wert von $p = 0,78$ und sind somit isoliert betrachtet wiederum nicht in der Lage die signifikanten Veränderungen der Subskala Okulomotor zu modellieren (siehe Abb. 5.29).

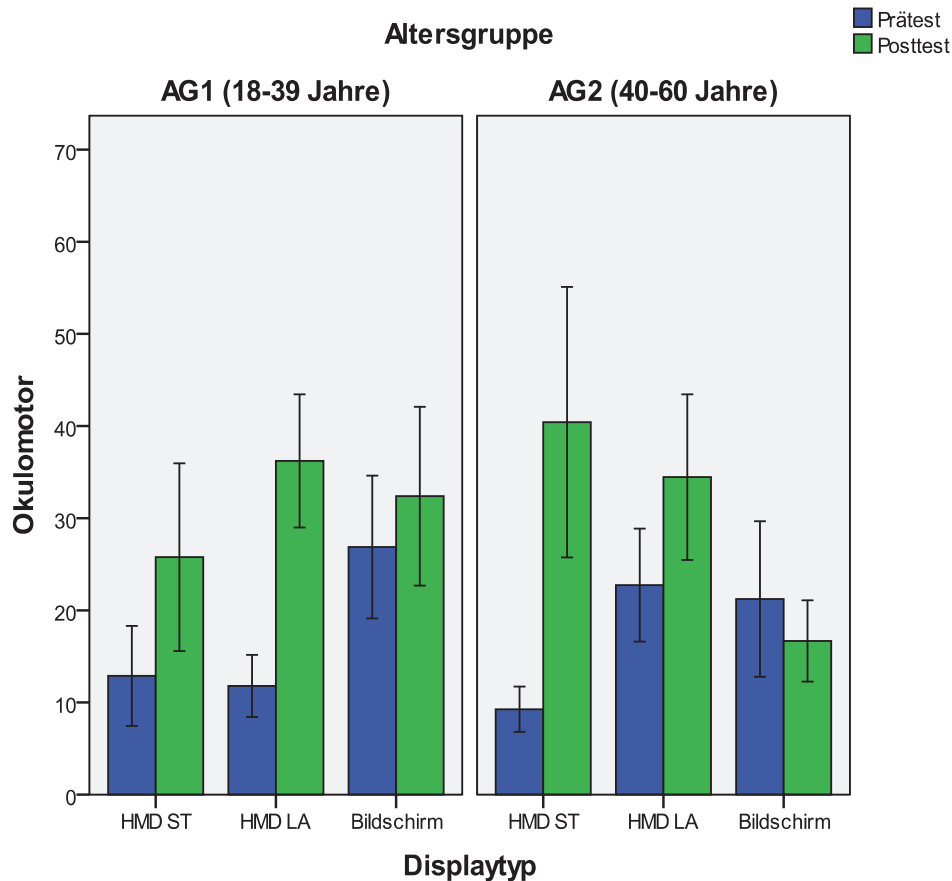


Abb. 5.29 Ausprägung der Veränderung der Subskala Okulomotor zwischen Prä- und Posttest, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Auswertung des gewichteten Gesamtwerts, welcher alle drei zuvor differenziert dargestellten Subskalen beinhaltet ergibt für den Einfluss des Innersubjektfaktors analog zu allen Subskalen einen stark signifikanten Effekt mit $p < 0,01$. Die Interaktion mit dem Zwischensubjektfaktor Alter ist mit $p = 0,80$ nicht signifikant, jedoch die Interaktion mit dem Displaytyp signifikant ($p = 0,05$). Die verwendeten Displaytypen haben somit einen signifikanten Einfluss auf die Ausprägung der Veränderung des Gesamtwerts zwischen Prä- und Posttest. Die Hypothese H₉ kann somit angenommen werden. Die Interpretation der jeweiligen Haupteffekte, die aufgrund der bestehenden Interaktion nur eingeschränkt möglich ist, liefert mit Werten für die Überschreitungswahrscheinlichkeit von jeweils $p > 0,90$ keinen Beitrag zum Modell (siehe Abb. 5.30).

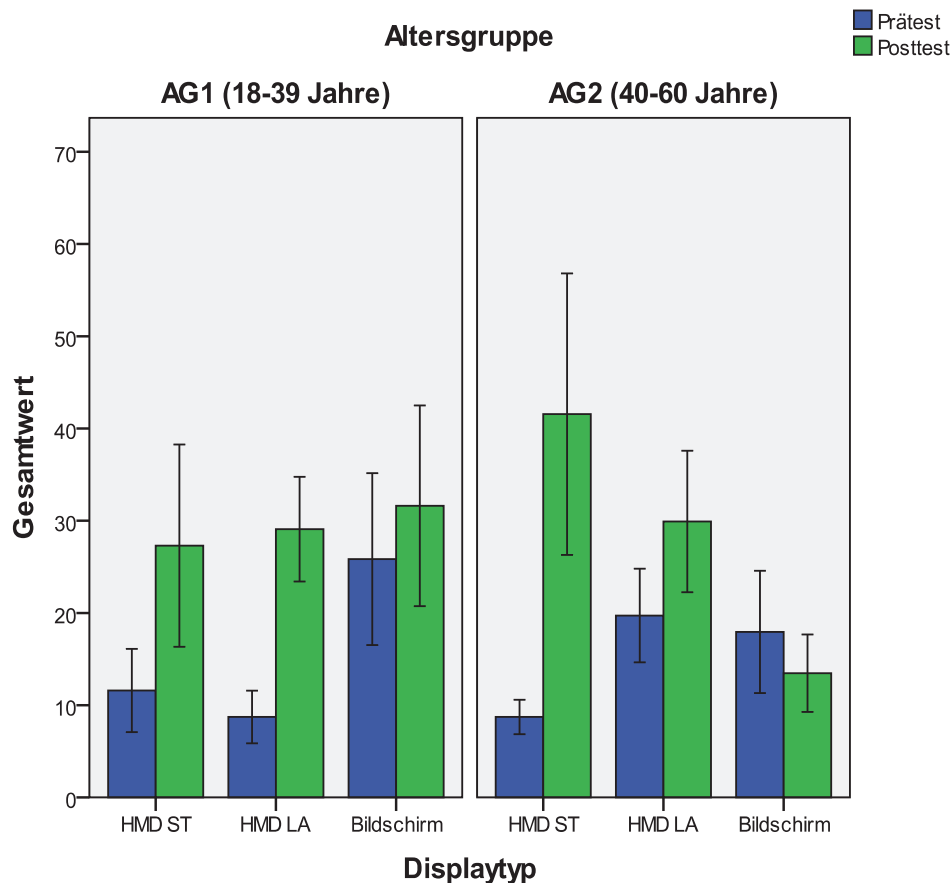


Abb. 5.30 Ausprägung der Veränderung des Gesamtwerts zwischen Prä- und Posttest, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Die Ergebnisse der deskriptiven Auswertung sind in Tab. 5.12 dargestellt. Hierbei ist unabhängig vom Alter der Probanden sowie des verwendeten Displaytyps die große Differenz zwischen Prä- und Posttest auffallend, der auch in der inferenzstatistischen Analyse durch den über allen Skalen hinweg bestehenden stark signifikanten Einfluss des Messzeitpunkts abgebildet wird. Für die Interpretation muss jedoch auch der zumeist sehr hohe Ausgangswert adäquat berücksichtigt werden, der mit hoher Wahrscheinlichkeit durch die zuvor durchgeführten Prätests, die primär das visuelle System betrafen, verursacht wurde.

Hinsichtlich der Altersgruppen fällt auf, dass für die älteren Probanden der Altersgruppe AG₂ der Einsatz des HMDs im ST Modus zu den größten Symptomveränderungen geführt hat, während bei den Probanden der Altersgruppe AG₁ der Einsatz des HMDs im LA Modus die stärksten Veränderungen hervorrief. Dieser Unterschied ist vermutlich aufgrund des sehr ähnlichen Deltas der beiden Altersgruppen bei der Benutzung des Bildschirms nicht signifikant. Auffallend ist auch, dass bei den Probanden der Altersgruppe AG₂ sich bei der Verwendung des Bildschirms die Symptome von zwei der drei Subskalen reduziert haben, während sie bei den Probanden der Altersgruppe AG₁ ausschließlich gestiegen sind.

Hinsichtlich des Einflusses des Displaytyps können bei der Subskala Desorientierung die größten Veränderungen zwischen Prä- und Posttest identifiziert werden. Während die Änderungen bei Verwendung des HMDs im Mittel über 20 Punkte ausma-

chen (im Maximum sogar 38 Punkte), sind es beim Bildschirm im Mittel weniger als 8 Punkte. Ebenfalls starke Veränderungen sind beim Einsatz der HMDs bei der Okulomotorik festzustellen, wohingegen beim Einsatz des Bildschirms in der Altersgruppe AG₂ sich die Symptomatik sogar leicht reduziert hat.

Tab. 5.15 Mittelwerte (Standardabweichung) der drei gewichteten Subskalen sowie des gewichteten Gesamtwerts, differenziert nach Altersgruppe und Displaytyp

		Nausea (Prätest)	Nausea (Posttest)	Desorientierung (Prätest)	Desorientierung (Posttest)	Okulomotor (Prätest)	Okulomotor (Posttest)	Gesamtwert (Prätest)	Gesamtwert (Posttest)
AG ₁	HMD ST	5,7 (8,0)	17,2 (26,1)	11,1 (15,8)	29,2 (37,4)	12,9 (17,2)	25,8 (32,2)	11,6 (14,3)	27,3 (34,7)
	HMD LA	3,2 (4,8)	8,5 (7,5)	6,2 (10,1)	29,4 (17,7)	11,8 (10,1)	36,2 (21,7)	8,7 (8,6)	29,1 (17,0)
	Bildschirm	15,6 (24,1)	19,1 (26,3)	24,0 (37,9)	30,4 (42,6)	26,9 (25,7)	32,4 (32,2)	25,8 (30,9)	31,6 (36,1)
AG ₂	HMD ST	3,8 (4,9)	22,3 (30,5)	8,4 (9,7)	47,9 (55,3)	9,9 (7,2)	40,4 (44,0)	8,6 (5,3)	41,6 (45,8)
	HMD LA	5,2 (7,8)	12,1 (10,5)	24,0 (16,6)	30,4 (34,6)	22,7 (20,3)	34,5 (29,8)	19,7 (16,8)	29,9 (25,4)
	Bildschirm	7,2 (9,9)	9,5 (11,7)	15,7 (17,4)	5,6 (7,6)	18,9 (16,7)	16,7 (9,9)	16,3 (13,4)	13,5 (9,4)

5.3.10 RSME

Die Auswertung der subjektiven Beanspruchung der Probanden während der Montage und Demontageaufgaben geschieht basierend auf den 12 abgefragten RSME-Messwerten (vor, während und nach Abschluss jedes der vier Arbeitspakete). Hierzu konnten die Daten von 59 Probanden (HMD ST: 19; HMD LA: 20; Bildschirm: 20; AG₁: 30; AG₂: 29) verwendet werden. Die Reduzierung der Stichprobengröße geschah aufgrund des Versuchsabbruchs eines Probanden.

Die inferenzstatistische Auswertung des Innersubjektfaktors ergibt hierbei einen signifikanten Effekt ($p < 0,01$). Der Zeitpunkt hat somit, wie zu erwarten, einen Effekt auf die Beanspruchung der Probanden gehabt. Der Post-hoc-Test zeigt, dass sich ca. 30 Prozent der Werte im paarweisen Vergleich signifikant unterscheiden. Eine Systematik ist hierbei jedoch nicht zu identifizieren.

Die Interaktionen zwischen Beanspruchung und Alter ($p = 0,83$) bzw. Displaytyp ($p = 0,21$) sind nicht signifikant. So auch die Interaktion zweiter Ordnung ($p = 0,20$).

Für die Zwischensubjektfaktoren konnte ebenfalls kein signifikanter Unterschied bzgl. der Beanspruchung identifiziert werden. Für die Altersgruppen ergibt die Varianzanalyse einen Wert für die Überschreitungswahrscheinlichkeit von $p = 0,28$ und für den Displaytyp von $p = 0,84$. Die Hypothese H₁₀ muss daher verworfen werden.

Trotz der fehlenden Signifikanz können anhand einer deskriptiven Auswertung jedoch Tendenzen bzgl. des Einflusses des Alters sowie des Displaytyps ausgemacht werden (siehe Abb. 5.31).

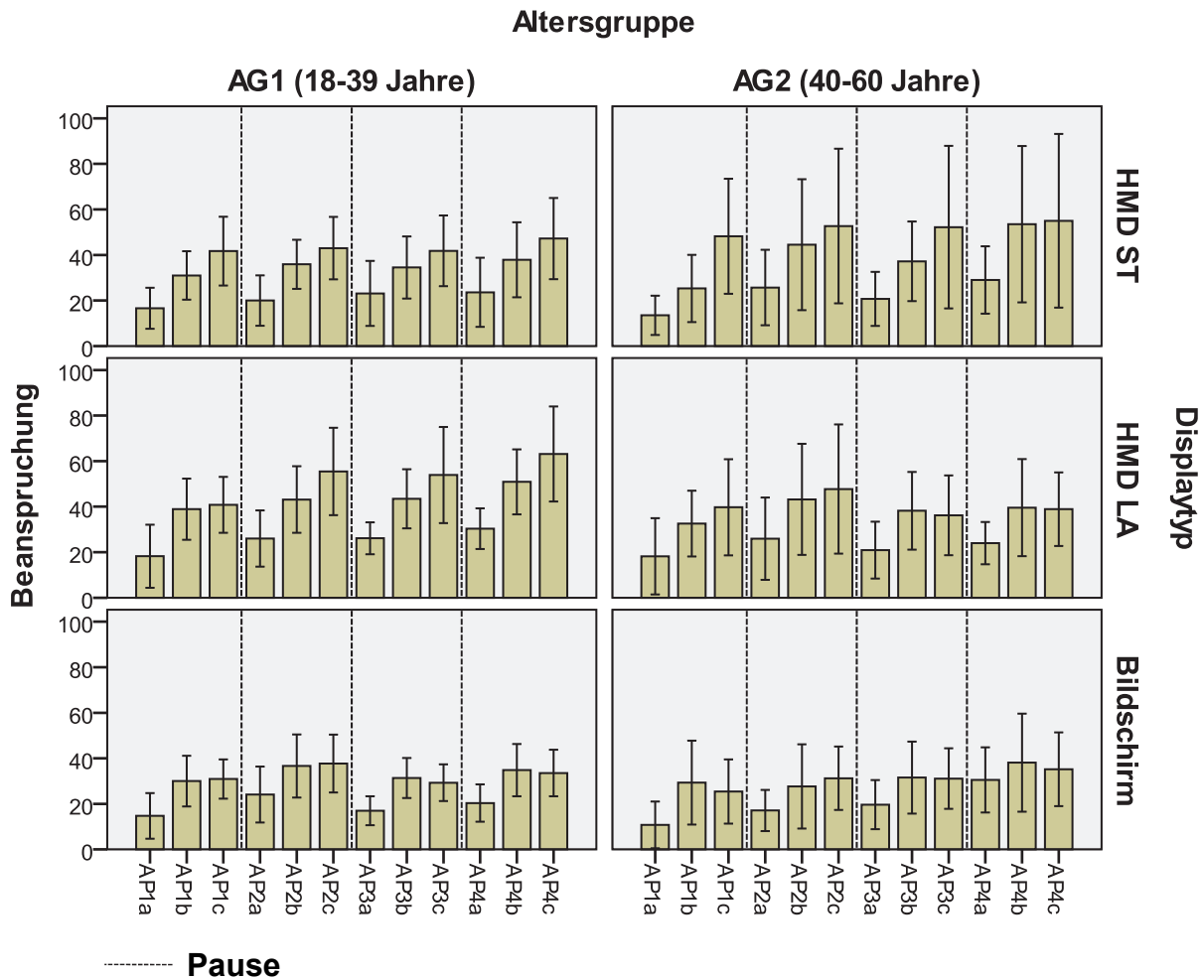


Abb. 5.31 Verlauf der Beanspruchung zu den zwölf Messzeitpunkten, differenziert nach Displaytyp für AG₁ (links) und AG₂ (rechts)

Hierbei zeigt sich unabhängig vom Alter, dass die empfundene Beanspruchung bei der Verwendung des Bildschirms zur Informationsdarstellung im Vergleich zum Einsatz des HMDs (Tab. 5.16) fast immer geringer ist.

Der Vergleich der beiden HMD-Varianten zeigt auf, dass bei jüngeren Probanden die Tendenz besteht, den Einsatz der LA Variante als beanspruchender zu empfinden, während bei den Probanden mit höherem Alter die ST-Variante zumeist als beanspruchender empfunden wurde.

Allgemein lässt sich ein Trend dahingehend identifizieren, dass die empfundene Beanspruchung während eines Arbeitspakets fast ausnahmslos ansteigt und nach den Pausen (15 Minuten nach dem zweiten AP, sonst 5 Minuten), während der das HMD nicht getragen wurde, stark reduziert ist. Hierbei zeigt sich, dass die längere Pause nach dem zweiten Arbeitspaket bei den Probanden der AG₂ zu einer größeren Erholung führt, während bei den Probanden der AG₁ kein Einfluss der Pausendauer zu identifizieren ist. Dieser Effekt tritt lediglich gegen Ende des vierten Arbeitspakets

nicht mehr auf, was wahrscheinlich durch die Aussicht auf den baldigen Abschluss der Montagetätigkeiten verursacht wurde.

Tab. 5.16 Mittelwerte (Standardabweichungen) für die zu den zwölf Messzeitpunkten, differenziert nach Alter und Displaytyp

	Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
AG ₁	HMD ST	16,6 (12,6)	31,0 (14,9)	41,7 (21,1)	20,0 (15,5)	35,9 (15,1)	43,0 (19,2)	23,1 (20,0)	34,5 (19,1)	41,8 (21,7)	23,6 (21,2)	37,9 (23,1)	47,2 (25,0)
	HMD LA	18,2 (18,1)	39,9 (17,5)	40,8 (16,0)	26,0 (16,1)	43,1 (36,3)	55,4 (25,0)	26,1 (9,1)	43,4 (16,9)	53,9 (24,5)	30,3 (11,6)	50,9 (18,6)	63,1 (27,1)
	Bildschirm	14,7 (14,9)	30,0 (16,6)	31,0 (12,8)	24,1 (18,3)	36,6 (20,6)	37,7 (18,9)	17,0 (9,4)	31,4 (13,1)	29,3 (12,0)	20,4 (12,2)	34,8 (17,1)	33,6 (15,2)
AG ₂	HMD ST	13,5 (12,0)	25,3 (20,7)	48,2 (21,1)	25,7 (23,2)	44,5 (40,1)	52,7 (47,4)	20,7 (16,6)	37,2 (24,4)	52,2 (49,9)	29,0 (20,7)	53,5 (48,0)	55,0 (53,3)
	HMD LA	18,2 (25,0)	32,6 (21,5)	39,7 (31,4)	25,9 (26,9)	43,2 (36,3)	47,7 (42,2)	21,0 (18,6)	38,2 (25,4)	36,2 (26,1)	24,0 (13,8)	39,6 (31,7)	38,9 (24,0)
	Bildschirm	10,1 (13,3)	29,3 (24,0)	25,4 (18,3)	17,1 (11,7)	27,7 (24,0)	31,2 (18,1)	19,7 (14,0)	31,6 (20,5)	31,1 (17,3)	30,6 (18,6)	38,1 (28,0)	35,2 (21,1)

5.3.11 NASA-TLX

Die retrospektive Auswertung der subjektiven Beanspruchung der Probanden basiert auf den individuellen Bewertungen der sechs abgefragten Dimensionen nach Abschluss der Montageaufgaben, sowie einem paarweisen Vergleich, der die Berechnung eines gewichteten Gesamtwertes ermöglichte. Hierzu konnten die Daten von 59 Probanden (HMD ST: 19; HMD LA: 20; Bildschirm: 20; AG₁: 30; AG₂: 29) verwendet werden. Die Reduzierung der Stichprobengröße geschah aufgrund des Versuchsabbruchs eines Probanden.

Die inferenzstatistische Auswertung des gewichteten Gesamtwertes ergibt hierbei einen knapp nicht signifikanten Unterschied zwischen den beiden Altersgruppen ($p = 0,12$) sowie einen klar nicht signifikanten Unterschied zwischen den drei Displaytypen ($p = 0,86$). Weder Alter noch verwendeter Displaytyp haben somit einen signifikanten Einfluss auf die subjektive, während der Aufgabe empfundene Beanspruchung. Die Hypothese H_{11} kann somit nicht bestätigt werden.

Eine deskriptive Analyse zeigt die Tendenz auf, dass jüngere Personen bei zwei von drei Displaytypen eine höhere Beanspruchung empfunden haben (siehe Abb. 5.32). Besondere Relevanz für die mit dieser Studie fokussierten Fragestellungen hat hierbei Tatsache, dass für HMDs im LA Modus ein starker Unterschied zwischen den beiden Altersgruppen auftrat. Die deskriptive Analyse hinsichtlich möglicher Unterschiede zwischen den drei untersuchten Displaytypen unabhängig vom Alter der Probanden zeigt keinerlei Auffälligkeiten.

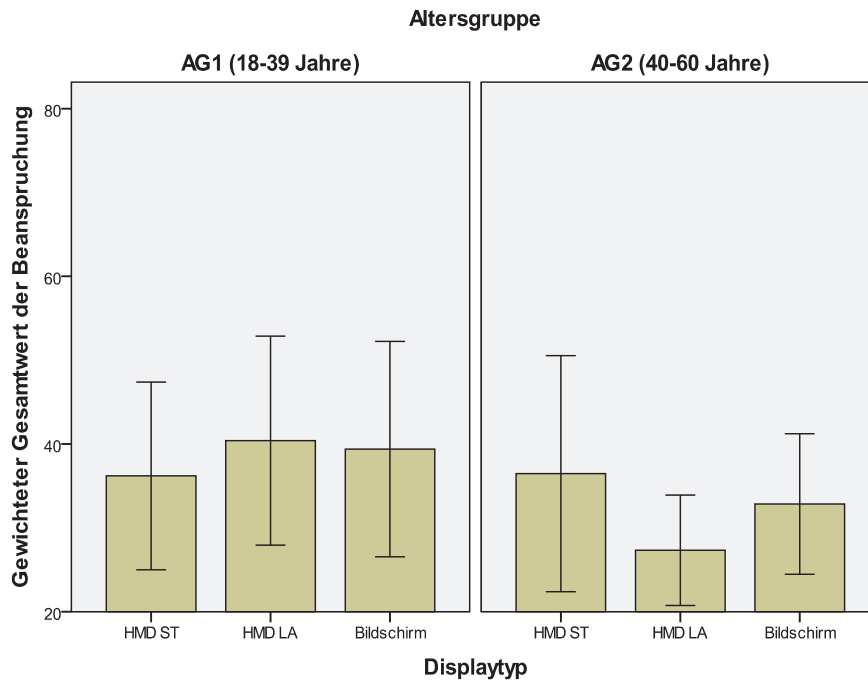


Abb. 5.32 Subjektiv Empfundene Beanspruchung während der gesamten Arbeitsaufgabe, differenziert nach Altersgruppe und Displaytyp

Die deskriptiven Daten der sechs ungewichteten Subskalen sind in Abb. 5.33 dargestellt. Hierbei zeigt sich unabhängig vom Alter, dass sich das HMD im LA Modus sowie Bildschirm hinsichtlich der körperlichen Anforderung kaum unterscheiden, dass das HMD im ST Modus jedoch zu einer geringeren körperlichen Anforderung führte, als die beiden Alternativen. Hinsichtlich des Einflusses des Alters kann festgestellt werden, dass die Probanden der jüngeren Altersgruppe unabhängig vom Displaytyp zu einer im Durchschnitt um zehn Punkte (entspricht ca. 30%) höheren Bewertung ihrer körperlichen Anforderung neigten.

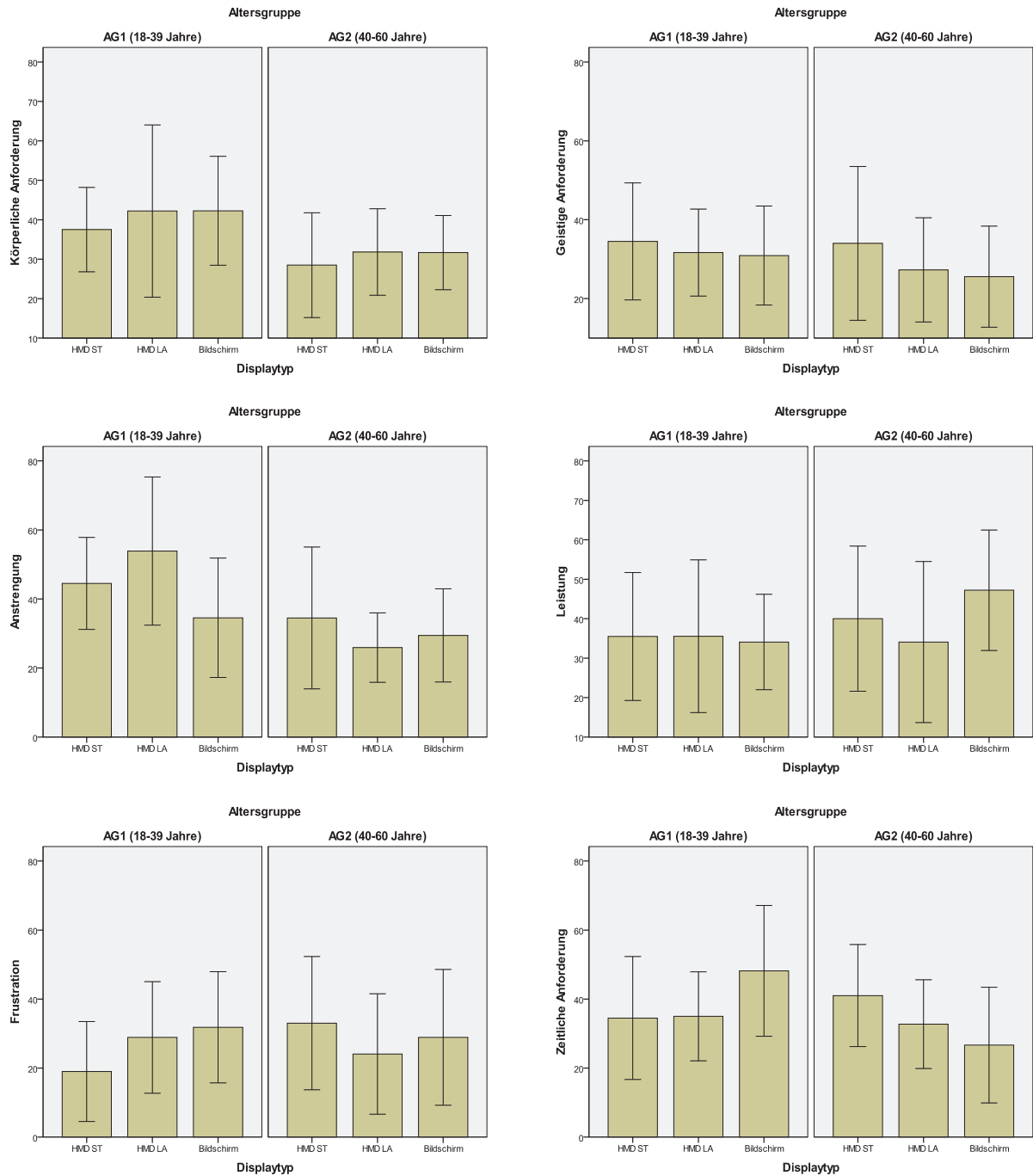


Abb. 5.33 Subjektiv empfundene Beanspruchung in den sechs untersuchten Subskalen, differenziert nach Altersgruppe und Displaytyp

Die Auswertung der geistigen Anforderung zeigt, dass die Verwendung des HMD im ST Modus zur höchsten Beanspruchung führte, gefolgt vom HMD im LA Modus und dass die Verwendung eines Bildschirms zur Informationsdarstellung bei Montageaufgaben zur geringsten Beanspruchung führte. Die jüngeren Probanden neigen wie bereits bei der körperlichen Anforderung zur Angabe einer höheren Beanspruchung als Probanden der älteren Altersgruppe, jedoch ist der Unterschied im Vergleich zur körperlichen Anforderung geringer.

Hinsichtlich der benötigten Anstrengung zeigt sich analog ein klarer Unterschied zwischen den beiden Altersgruppen, der insbesondere beim HMD im LA Modus besonders stark ausgeprägt ist. Die geringste Anforderung ruft das HMD im LA Modus hervor, gefolgt vom Bildschirm während das HMD im ST Modus zur höchsten Anforderung führt.

Die eigene Leistung wurde von den Probanden aus der jüngeren Altersgruppe relativ konstant auf einem mittleren Niveau bewertet. Die Probanden der älteren Altersgruppe hingegen haben Ihre Leistungen je nach verwendetem Displaytyp sehr inhomogen eingeschätzt. Die Leistung beim Einsatz des Bildschirms wurde hierbei fast fünfzehn Punkte besser eingeschätzt als beim Einsatz des HMDs im LA Modus, was einem Unterschied von nahezu 50 % entspricht. Die Einschätzung der Leistung bei Verwendung des HMDs im ST Modus lag mittig zwischen den beiden anderen Werten.

Die bei der Durchführung der Aufgaben aufgetretene Frustration zeigt keine klaren Effekte. Bei HMD LA sowie Bildschirm haben die Probanden der jüngeren Altersgruppe eine etwas höhere Beanspruchung angegeben als die Probanden der älteren Altersgruppe. Beim HMD ST jedoch war die Frustration der älteren Probanden im Vergleich zu den jüngeren Probanden stark erhöht.

Bei der zeitlichen Anforderung liegen die Probanden der jüngeren Altersgruppe analog zur Frustration über der Einschätzung der Probanden der älteren Altersgruppe. Hier ist jedoch die Differenz der Werte bei Verwendung des Bildschirms am stärksten ausgeprägt, während die beiden HMD Varianten nur geringfügige Unterschiede aufweisen.

Die zugrundeliegenden deskriptiven Daten sind in Tab. 5.18 dargestellt und zeigen, dass bei allen Subskalen lediglich mittlere Beanspruchungen auftraten. Hierbei traten jedoch hohe Standardabweichungen auf, die darauf hindeuten, dass die subjektiv empfundene Beanspruchung sehr inhomogen ist. Über alle Probanden hinweg waren die Werte zur Einschätzung der eigenen Leistung am höchsten, während die der Skala Frustration am geringsten ausgeprägt waren.

Hinsichtlich der beiden Altersgruppen lässt sich die Tendenz erkennen dass die älteren Probanden der AG₂ in den meisten Skalen zu einer niedrigeren Bewertung der jeweiligen Beanspruchung tendieren als die Probanden der AG₁. Hierbei existieren jedoch auch Ausnahmen (z.B. Subskala Leistung) so dass keine klare Systematik identifiziert werden kann.

Hinsichtlich des Einflusses des Displaytyps liefert die deskriptive Analyse keine Erkenntnisse bzgl. möglicher Wirkzusammenhänge.

Tab. 5.17 F-Werte (Freiheitsgrad) der durchgeführten Varianzanalysen für den Innersubjektfaktor (ISF), die beiden Zwischensubjektfaktoren Alter und Displaytyp (DT) sowie Interaktionen erster und zweiter Ordnung zwischen den Variablen.

Arbeitsabschn.		ISF	Zwischensubjektfaktor		Interaktion		
			Alter	DT	ISF - Alter	ISF - DT	2. Ordnung
5.3.1	Leistung		0,24 (1,0)	4,33 (2,0)			
5.3.2	Nahvisus rechts	5,23 (1,0)	23,78 (1,0)	1,13 (2,0)	0,16 (1,0)	2,95 (2,0)	1,57 (2,0)
	Nahvisus links	4,28 (1,0)	6,67 (1,0)	1,14 (2,0)	0,72 (1,0)	1,32 (2,0)	2,03 (2,0)
	Fernvisus rechts	3,10 (1,0)	2,52 (1,0)	0,93 (2,0)	0,29 (1,0)	0,57 (2,0)	0,84 (2,0)
	Fernvisus links	3,02 (1,0)	3,72 (1,0)	1,31 (2,0)	4,60 (1,0)	1,42 (2,0)	1,60 (2,0)
5.3.4	Lidschlussrate	0,54 (2,0)	0,59 (1,0)	0,87 (2,0)	0,52 (2,0)	0,94 (4,0)	4,85 (4,0)
5.3.5	Lidschlussdauer	0,05 (3,0)	0,26 (1,0)	1,96 (2,0)	1,72 (3,0)	0,54 (6,0)	1,96 (6,0)
5.3.6	Schmerzen in/um Augen	5,10 (1,4)	0,27 (1,0)	3,52 (2,0)	0,07 (1,4)	1,80 (2,8)	2,29 (2,8)
	Schwere Augen	2,61 (2,0)	0,37 (1,0)	0,86 (2,0)	2,70 (2,0)	2,92 (4,0)	1,55 (4,0)
	Kopfschmerzen	11,24 (1,6)	0,02 (1,0)	1,31 (2,0)	0,35 (1,6)	3,84 (3,2)	3,05 (3,2)
	Nackenschmerzen	16,67 (1,5)	0,36 (1,0)	2,30 (2,0)	0,09 (1,5)	4,10 (3,1)	0,49 (3,1)
	Geistige Ermüdung	15,06 (1,5)	0,01 (1,0)	0,06 (2,0)	0,10 (1,5)	1,07 (3,1)	1,32 (3,1)
5.3.7	Aktivität M. trap. rechts	17,07 (1,2)	5,48 (1,0)	0,20 (2,0)	0,60 (1,2)	1,34 (2,3)	1,25 (2,3)
	Aktivität M. trap. links	9,69 (3,0)	2,08 (1,0)	0,09 (2,0)	3,25 (3,0)	1,16 (6,0)	0,87 (6,0)
	Aktivität M. splen. rechts	2,07 (2,5)	< 0,01 (1,0)	0,97 (2,0)	0,32 (2,5)	1,68 (5,1)	0,36 (5,1)
	Aktivität M. splen. links	7,59 (1,8)	< 0,01 (1,0)	0,94 (2,0)	1,38 (1,8)	0,75 (3,7)	2,17 (3,7)
	Ermüd. M. trap. rechts	1,12 (4,0)	3,76 (1,0)	0,34 (2,0)	0,79 (4,0)	2,15 (8,0)	0,64 (8,0)
	Ermüd. M. trap. links	0,43 (4,0)	4,11 (1,0)	0,11 (2,0)	0,41 (4,0)	1,07 (8,0)	0,32 (8,0)
	Ermüd. M. splen. rechts	0,87 (3,2)	0,10 (1,0)	0,26 (2,0)	1,03 (3,2)	1,21 (6,3)	0,41 (6,3)
	Ermüd. M. splen. links	0,54 (3,1)	1,25 (1,0)	0,11 (2,0)	0,77 (3,1)	0,48 (6,1)	0,31 (6,1)
5.3.8	Haltungswechsel	0,78 (2,4)	4,18 (1,0)	29,85 (2,0)	0,25 (2,4)	1,33 (4,9)	1,46 (4,9)
5.3.9	Nausea	9,32 (1)	0,05 (1,0)	0,82 (2,0)	0,10 (1,0)	2,36 (2,0)	0,32 (2,0)
	Desorientierung	9,57 (1,0)	0,98 (1,0)	0,81 (2,0)	0,16 (1,0)	3,27 (2,0)	1,92 (2,0)
	Okulomotor	13,02 (1,0)	< 0,01 (1,0)	0,18 (2,0)	0,03 (1,0)	2,79 (2,0)	1,89 (2,0)
	Gesamtwert	13,02 (1,0)	< 0,01 (1,0)	< 0,01 (2,0)	0,02 (1,0)	3,16 (2,0)	1,60 (2,0)
5.3.10	RSME	30,08 (4,7)	0,03 (1,0)	1,28 (2,0)	0,41 (4,7)	1,35 (9,3)	1,37 (9,3)
5.3.11	NASA-TLX		2,49 (1,0)	0,16 (2,0)			

Tab. 5.18 Mittelwerte (Standardabweichung) der sechs ungewichteten Subskalen sowie des gewichteten Gesamtwerts, differenziert nach Altersgruppe und Displaytyp

		geistige Anforderung	körperliche Anforderung	zeitliche Anforderung	Leistung	Anstrengung	Frustration	Gesamtwert
AG ₁	HMD ST	34,5 (20,7)	37,5 (15,0)	34,5 (24,8)	35,5 (22,7)	44,5 (18,6)	19,0 (20,2)	36,2 (15,7)
	HMD LA	31,7 (14,4)	42,2 (28,4)	35,0 (16,8)	35,6 (25,2)	53,9 (27,9)	28,9 (21,0)	40,4 (16,2)
	Bildschirm	30,9 (18,7)	42,3 (20,5)	48,2 (28,2)	34,1 (18,0)	34,5 (25,7)	31,8 (24,0)	39,4 (19,1)
AG ₂	HMD ST	34,0 (27,3)	28,5 (18,6)	41,0 (20,7)	40,0 (25,7)	34,5 (28,7)	33,0 (27,0)	36,5 (19,7)
	HMD LA	27,3 (19,7)	31,8 (16,3)	32,7 (19,2)	34,1 (30,4)	25,9 (15,0)	24,1 (26,0)	27,3 (9,8)
	Bildschirm	25,6 (16,7)	31,7 (12,2)	26,7 (21,8)	47,2 (19,9)	29,4 (17,6)	28,9 (25,6)	32,9 (10,9)

5.3.12 Interviews

Das Ziel der qualitativen Analyse der Interviews im Abschluss an die experimentellen Untersuchungen war es, ein erweitertes Bild der Stichprobe sowie relevanter Einflussgrößen und Wirkzusammenhänge aus Sicht der Probanden zu gewinnen. Hierzu wurde ein induktives Vorgehen mithilfe offener Fragen eingesetzt, bei dem die individuellen Aussagen auf Häufigkeit von bestimmten Worten und Ausdrücken hin untersucht wurden und anschließend hieraus allgemeingültige Aussagen abgeleitet wurden. Aufgrund einer sehr langen Versuchsdurchführungszeit wurde das Interview auf 13 Fragen reduziert, die durch die Probanden in kurzen Sätzen beantwortet werden konnten. Hierbei wurden folgende Kategorien erfasst:

- Vorerfahrung mit Datenbrillen
- Vorerfahrung mit Montagetätigkeiten
- Aufgabenverständnis
- Darstellung
- Trageeigenschaften
- Verbesserungsvorschläge
- Wahrnehmungsveränderungen
- Potentielle Einsatzgebiete
- Versuchsablauf und nochmalige Teilnahme

Für die Auswertung konnten die Ergebnisse von 59 Probanden (HMD ST: 19; HMD LA: 20; Bildschirm: 19; AG₁: 30; AG₂: 29) berücksichtigt werden. Die Reduzierung der Stichprobengröße geschah aufgrund des Versuchsabbruchs eines Probanden. Für die 20 Probanden, die den Versuch ohne Head-Mounted Display durchgeführt haben, wurden Fragen zu entsprechenden Einschätzungen ausgelassen.

Hinsichtlich der Vorerfahrung mit Datenbrillen gab lediglich eine Person an schon einmal mit einer Datenbrille gearbeitet zu haben.

Bezüglich individueller Vorerfahrungen mit Montagetätigkeiten verfügten 32 Probanden über Alltagserfahrungen mit Montagetätigkeiten (z.B. Heimwerken). 17 Probanden hatten berufliche Vorerfahrung und 11 Teilnehmer gaben an, keinerlei Vorerfahrung mit Montagetätigkeiten zu haben.

Nach Abschluss des Versuchs gaben 48 Probanden an, keinerlei Schwierigkeiten mit dem Aufgabenverständnis gehabt zu haben. Lediglich 4 Versuchspersonen hatten größere Schwierigkeiten, da teilweise die Reihenfolge nicht richtig eingehalten wurde bzw. Schrauben vertauscht wurden. Insgesamt musste der Versuch nur einmal wegen nicht kompensierbarer Schwierigkeiten abgebrochen werden.

Bezüglich der Qualität der Darstellung auf dem HMD ergab sich kein eindeutiges Meinungsbild. 23 Probanden empfanden die Darstellung als „ok“, während 15 Personen angaben, die Darstellung als „störend“ oder „schlecht“ empfunden zu haben. 28 Probanden gaben an alles scharf gesehen zu haben 12 Probanden klagten über Spiegelungen, ein fehlendes „Gefühl für Distanz“ oder mussten schielen um die Darstellung adäquat erkennen zu können. Diese Beschwerden traten vermehrt in der ST Modus Variante auf.

Demgegenüber ergab sich ein klares Meinungsbild bzgl. der Trageeigenschaften, welche nur von 5 Probanden als „ok“ bewertet wurde. 25 Versuchsteilnehmer beschwerten sich über das Gewicht und klagten über Nackenschmerzen, welche jedoch zumeist nach den Pausen nachließen oder gänzlich aufhörten. Die anfängliche Akzeptanz für das HMD stellte sich als sehr hoch dar, welches jedoch aufgrund des mangelnden Tragekomforts im Verlauf der Studie nachließ. Häufig stellte sich die Kalibrierung und Fixierung am Kopf als schwierig dar, sodass sich 3 Probanden ein Gegengewicht am Hinterkopf wünschten. 6 Probanden empfanden das Kabel als störend und gaben an sich in ihrer Bewegungsfreiheit eingeschränkt zu fühlen. Weitere Verbesserungsvorschläge umfassten eine leichtere und flexiblere Gestaltung (23), Verbesserung des Displays hinsichtlich des Kontrasts (6) sowie ein der Augenbewegung folgendes Bild (3). Ein Proband schlug vor eine Lichtquelle direkt am Motor zu installieren, um so Reflexionen im Bildschirm auszuschließen.

Die Mehrheit der Befragten (22) hat keine Veränderung der Wahrnehmung bemerkt. Bei den meisten der 14 Probanden die in der Eingewöhnungsphase über Schwierigkeiten berichteten, haben die Symptome nach ca. der Hälfte (6) bzw. nach Abschluss des ersten Arbeitspaketes (5) stark nachgelassen bzw. waren nicht mehr wahrnehmbar. 27 Probanden berichteten, dass nach den Pausen die Augen deutlich entspannter waren. 7 Probanden klagten im Laufe des Versuchs über Kopfschmerzen.

19 der Probanden konnten sich vorstellen ein HMD bei ihrer Arbeit zu tragen. Die meisten Versuchsteilnehmer (27) konnten sich als potentielle Einsatzgebiete eines HMDs primär die Industrie und Montage vorstellen. Weitere Nennungen betrafen Militär, Polizei, Medizin, Navigation, EDV oder Callcenter. Ein Teilnehmer bezweifelte die grundsätzliche Einsetzbarkeit, da das Tiefensehen zu stark beeinträchtigt wurde. 43 Probanden empfanden den Versuch als „strukturiert“ bzw. „ok“ und lediglich 9 bewerteten den Versuch als „langweilig“ oder „zu anstrengend“. 49 Probanden gaben an, eine nochmalige Versuchsteilnahme nicht auszuschließen.

Das übergeordnete Fazit der meisten Teilnehmer war, dass noch sehr viel Verbesserungsbedarf/potenzial besteht, HMDs aber grundsätzlich einen hohen praktischen Nutzen aufweisen können, wenn die Aufgabe z.B. das zweihändige Arbeiten erfordert.

5.4 Diskussion

Physiologische Einflussfaktoren ausgehend von einem HMD wurden im Rahmen dieser Studie zum ersten Mal in einer kontrollierten Laborumgebung quantitativ untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass der Einfluss des HMDs beziehungsweise seiner beiden Modi See-Through und Lookaround im langzeitigen Einsatz keine Auswirkungen auf die Empfindlichkeit des Gesichtsfeldes die subjektive Beanspruchung (RSME, NASA-TLX) und die Muskelaktivität des M. splenius capitis und M. trapezius pars descendens hat. Im Unterschied dazu zeigen sich bei subjektiver Beanspruchung des visuellen Systems, Kopfschmerzen und Nackenschmerzen (VFQ, SSQ) signifikant höhere Werte. Die Leistung der Teilnehmer mit HMD ist signifikant niedriger, als die Leistung der Teilnehmer die die Aufgabe mit dem Bildschirm durchführen.

Auf Basis der in Kapitel 5.3 vorgestellten Ergebnisse wird deutlich, dass sich die Aufgabendurchführungszeit der Teilnehmer mit HMD signifikant von der mit Bildschirm unterscheidet. Die Teilnehmer mit Lookaround HMD benötigen durchschnittlich 6902 Sekunden (1,9 Stunden), mit See-Through HMD 7390 Sekunden (2 Stunden) und bei Einsatz des Bildschirms 6275 Sekunden (1,7 Stunden). Die Aufgabendurchführungszeit bezieht sich auf die Gesamtzeit, die ein Teilnehmer während der vier Arbeitsabschnitte an der Hauptaufgabe gearbeitet hat. Mit Bildschirm ist diese Dauer am geringsten. Demnach sind Teilnehmer mit HMD grundsätzlich deutlich langsamer oder die Eingewöhnungsphase bis zum Zeitpunkt ab dem sie produktiv arbeiten können ist deutlich länger als 3,5 Stunden. Aufschluss über eine potentielle produktivitätsrelevante Eingewöhnungsphase können mehrwöchige oder mehrmonatige Felduntersuchungen liefern. Neben produktivitätsrelevanter Eingewöhnungsphase, weisen Rückmeldungen der Teilnehmer in den Interviews auf eine physiologische Eingewöhnungsphase hin. In der 20-30-minütigen Phase scheint sich der Körper an Display und Kopfhaltung zu gewöhnen, sodass anfängliche Kopf- und Augenschmerzen nach dieser Zeit nicht existieren. Weitere Untersuchungen dieser Phase. Leistungsunterschiede zwischen Teilnehmern mit See-Through und Lookaround HMD könnten durch einen erhöhten kognitiven oder perzeptiven Aufwand entstehen, der nötig ist die durchscheinende Realsicht, mit ihrer farb- und kontrastabhängigen Unregelmäßigkeit, von der digitalen Information auf dem Bildschirm zu unterscheiden. Die Ergebnisse der Aufgabendurchführungszeit der vorliegenden Studie stimmen mit dem von Iben et al. (2009) beobachteten Trend überein, dass Teilnehmer mit HMD Kommissionier-Tätigkeiten langsamer durchführen, verglichen mit papierbasierten Arbeitsanweisungen. Die Ergebnisse der Aufgabendurchführungszeit bei Pfendler (2005) hingegen zeigen eine Leistungszunahme bei der Verwendung eines HMDs während einer Navigationsaufgabe.

Die Ergebnisse allgemein auf HMDs zu übertragen oder der direkte Vergleich von Studienergebnissen erfordert eine Berücksichtigung unterschiedlicher Hardware, Arbeitsaufgaben und Einsatzszenarien. Für Montagetätigkeiten mit HMD gibt es keine

vergleichbaren Studien. Einzig Wille (2013) unterstützen Teilnehmer bei der Montage von Lego-Modellen durch auf einem HMD dargestellte Arbeitsanleitungen. Auch hier sind die Teilnehmer mit HMD langsamer, verglichen mit denen die einen Tablet PC nutzten.

Das Alter der Teilnehmer hat keinen signifikanten Effekt auf die Aufgabendurchführungszeit. Tendenziell benötigen jüngere Teilnehmer weniger Zeit zur Erfüllung der Aufgabe. Interessanter Untersuchungsgegenstand wären gruppen- und altersabhängige Gewöhnungseffekte innerhalb der Aufgabendurchführungszeit.

Die Messwerte der Empfindlichkeit des Gesichtsfeldes werden weder durch den Displaytyp noch durch das Alter der Teilnehmer oder den Messzeitpunkt beeinflusst. Es kann kein Einfluss der langzeitigen Verwendung eines HMDs im industriellen Kontext auf das Gesichtsfeld und damit die Sehfähigkeit des Trägers nachgewiesen werden. Interessant wäre auch hier die Auswirkung von mehrwöchigen/ mehrmonatigen Tragezeiten. Soll festgestellt werden in welchem Grad das Liteye A 705 das Gesichtsfeld des Trägers einschränkt, kann eine Untersuchung ähnlich der von Woods et al. (2003) herangezogen werden.

Die Sehschärfe (Nah- und Fernvisus), gemessen auf linkem und rechtem Auge wird durch den Displaytyp nicht beeinflusst. Ein signifikanter Einfluss der Altersgruppe auf die Sehschärfe konnte ebenfalls nicht festgestellt werden. Diese Ergebnisse der langzeitigen Studie korrespondieren mit den Ergebnissen der kurzzeitigen von Peli (1998), der keinen Einfluss von HMDs auf Sehschärfe festgestellt hat. Nicht auszuschließen ist, ob der Einfluss auf die Sehschärfe der Teilnehmer so kurzfristig war, dass sie vor dem Beginn der Messung bereits nicht mehr vorhanden war. Eine schnelle Entfernung der Hautoberflächenelektroden der elektromyographischen Messungen erforderte jedoch abschließende Ermüdungsmessungen vor der Sehschärfenmessung. Diskutabel ist in dem Fall die praktische Relevanz einer für besonders kurze Zeit eingeschränkten Sehfähigkeit.

Die Lidschlussrate wies in keinem der vier Arbeitspakete signifikante Unterschiede abhängig vom Alter, Displaytyp und Zeitpunkt der Messung auf. Auffällig ist, dass unabhängig vom Displaytyp über die Zeit keine Ermüdung festzustellen ist. Schwachpunkt der Datenanalyse ist die nicht vorgenommene Trennung des Blinksignals von Artefakten. Artefakte können durch Muskelaktivität im Augenbereich oder den von der HMD-Kopfhaltung ausgehenden Druck zustande kommen/ bedingt sein. Berechnungen der Lidschlussrate müssen unter Einbezug weiterer und der in Kapitel 3.2.3 dargelegten Parameter betrachtet werden.

Weiterhin wurde kein Einfluss des Alters oder Displaytyps auf die Muskelaktivität des M. trapezius descendens nachgewiesen. Es zeigt sich jedoch ein Trend zur höheren Muskelaktivität des linken M. splenius capitis der Teilnehmer in AG2 mit HMD ($p = 0,06$). Wir vermuten die Ursache hierfür in einer ungleichen Gewichtsverteilung des HMDs. Der M. splenius capitis älterer Teilnehmer könnte demnach bestrebt sein das Displaygewicht an der rechten Seite auszugleichen. Weitere Studien zu diesem Aspekt sind erforderlich. Sollte sich die Vermutung bestätigen, ist beim industriellen Einsatz von HMDs insbesondere für Nutzer im Alter von 40-60 Jahren auf eine ausgeglichene Gewichtsverteilung des HMDs zu achten.

Anders verhält es sich bei der Kopfhaltung erfasst nach der OWAS-Methode. Hier zeigt sich einen stark signifikanter Einfluss des Displaytyps auf die Anzahl Haltungswechsel sowie ein signifikanter Einfluss des Alters und des Displaytyps. Damit identifiziert diese Untersuchung erstmalig und deutlich den von HMDs ausgehenden Nachteil einer starren Kopfhaltung bei langzeitiger Montagetätigkeit. Das Hochblicken von der Arbeitsaufgabe findet wie angenommen nicht mehr statt. Stattdessen hält der Arbeiter inne um Informationen aufzunehmen und arbeitet weiter, wenn die Handlungsanleitung verstanden wurde. Ein HMD führt also nicht dazu, dass zeitgleich zur Arbeit Informationen aufgenommen werden können.

Der Einfluss von Displaytyp und Alter auf physiologische, objektive Größen ist vergleichsweise gering angesichts der subjektiv erfassten Beanspruchungsparameter. Besonders deutlich wird bei Letzteren der Einfluss des Displaytyps auf die Beanspruchung des visuellen Systems, Kopfschmerzen und Nackenschmerzen. Insbesondere die subjektiven Parameter des VFQ Schmerzen in und um die Augen, Schwere Augen, Kopfschmerzen und „Nackenschmerzen und der SSQ zeigen deutliche Abhängigkeit vom Displaytyp. Warum bilden diese auf das HMD zurückzuführenden Auffälligkeiten sich nicht in den objektiven Parametern für das visuelle und muskuläre System ab)? Kann durch folgende Gründe verursacht werden: (1) objektive und subjektive Methoden erfassen unterschiedliche Konstrukte (2) objektive Methoden bilden das Konstrukt welches sie untersuchen nicht ab, (3) physiologische Beanspruchung findet nicht statt oder, (4) die subjektiven Methoden erfassen Belastung die nicht existiert. Prüft man jeden dieser Fälle entsprechend den erhobenen Methoden, stellt man fest, dass abgesehen von (2) jede Möglichkeit anteilig zutrifft. Schmerzen können objektiv bestenfalls mit fMRI abgebildet werden und lassen sich nicht mittels Sehschärfe, Gesichtsfeldempfindlichkeit oder Lidschlussrate/-dauer quantifizieren. Sehfähigkeit wiederum, wird in den Fragebögen nicht abgefragt. Manches subjektiv erfasste Konstrukt wird darüber hinaus nicht nur durch das objektiv untersuchte Pendant (überbeanspruchte Nackenmuskulatur) verursacht. So könnten Kopfschmerzen zusätzlich durch den Druck der Kopfhalterung erzeugt worden sein. Zusätzlich verbergen sich hinter den subjektiven Ergebnissen, die unabhängig von Alter und Display über die Zeit ansteigen, Suggestiveffekte oder aufgabeninduzierte Auswirkungen. Es war jedoch kein erklärtes Ziel der Studie Belastungsparameter gleichzeitig subjektiv und objektiv abzubilden. Vielmehr sollte sich dem breiten Konstrukt Belastung und Beanspruchung ausgehend von HMDs mittels bisher eingesetzter Methoden genähert werden. Dies ist gleichzeitig ein Punkt in dem die Studie am stärksten kritisiert werden darf. Nicht Reliabilität im Zusammenhang mit untersuchtem Konstrukt, sondern ihr bisheriger Einsatz in anderen Studien zur Belastung und Beanspruchung durch HMDs stellte das Auswahlkriterium für Methoden dar. Zusätzlich verwehrt die umfangreiche Methodenauswahl eine vollständige Analyse aller intervenierenden Faktoren. Zwar wurden Alter und Geschlecht berücksichtigt, eine zusätzliche Analyse von Training, Erfahrung, Ausbildung, Konstitution, Tagesrhythmus und Vorerrmüdung wären jedoch zu aufwändig gewesen.

Der Forderung nach einem Einsatz aktueller leichtgewichtiger Geräte im industriellen Bereich, stehen andersartige Kontextanforderungen entgegen. Unreinheiten und physikalische Kräfte unterscheiden sich von denen des Konsumentenkontexts und erfordern dadurch strapazierfähiger Materialien und Verbindungen. Weniger als die Ästhetische Gestaltung steht hier die Funktionalität im Vordergrund.

Der Versuch und insbesondere die Experimentalaufgabe zielen auf größtmögliche ökologische Validität, um dadurch einen Mehrwert für Industrieunternehmen zu liefern. Das Experiment könnte jedoch im Hinblick auf eine Verbesserung der internen Validität modifiziert werden. Größtes Potential dazu bietet eine Methodenreduktion. Statt Belastung und Beanspruchung umfassend (subjektiv, objektiv, visuell, muskulär, mental) und methodenorientiert in Abhängigkeit vom Alter, Zeitpunkt und Displaytyp in einem Experiment abzubilden, könnte jedes Beanspruchungskonstrukt in einer separaten Untersuchung betrachtet und eine Beeinflussung der Ergebnisse durch die Untersuchung vermieden werden. Die besonders lange Versuchsaufgabe, als Alleinstellungsmerkmal für den Versuch, erlaubt allerdings nicht, das Experiment für jede Beanspruchungsform gesondert zu wiederholen ohne eine unrealistische Dauer der Versuchsreihe zu erzeugen. Damit kann der umfangreiche Einsatz der Methoden gerechtfertigt werden.

Weiterhin hätte man die HMD-Einstellungen standardisieren können. Im vorliegenden Fall wurden die Teilnehmer angeleitet sich das HMD inklusive Kopfhaltung und Displayeinstellungen so einzustellen, dass es für sie angenehm ist. Viele Teilnehmer versuchten dabei das Gewicht vom Display durch engere Einstellung der Kopfhaltung auszugleichen. Dies wiederum führt zu ungleichen Voraussetzungen, Da eine engere Kopfhaltung unter Umständen zu Kopfschmerzen führen kann. Zukünftige Untersuchungen sollten Einstellungsparameter wie Tiefenfokus und Einstellung der Kopfhaltung daher berücksichtigen.

Inwieweit beobachtete Effekte dem Displaytyp zugeordnet werden können und nicht Gruppenunterschiede reflektieren, ist ein wichtiger Faktor für die Aussagekraft. Um vergleichbare Gruppen zu erhalten, wurden die Teilnehmer dem Displaytyp, Geschlecht und Alter nach äquivalent auf beide Gruppen verteilt (Normative Group Equivalence). Die Teilnahme an dem Experiment war freiwillig und in vielen Fällen initiiert durch Zeitungsberichte und Flyer mit einer Beschreibung des Versuchs. Zusätzlich wurden Teilnehmer im Umkreis des Forschungsinstituts und der Uni geworben. Es wurde eine Entlohnung in Höhe von ca. 10 EUR in der Stunde angeboten. Diese Faktoren verzerren die Ergebnisse dahingehend, dass sich verstärkt Menschen melden, die der Technik oder der Arbeitsaufgabe aufgeschlossener gegenüberstehen, aus finanziellen Gründen teilnehmen oder höhere Bildungsabschlüsse haben. Daher möchten die im Experiment implementierten Prä- und Post-Tests Gruppenunterschiede schon vor der Manipulation aufdecken. Ein komplett randomisiertes Versuchsdesign war aus logistischen Gründen wenig praktikabel. Ein Quasi-Experiment-Charakter wird bei der Datenanalyse im Allgemeinen dadurch berücksichtigt, dass Störvariablen identifiziert und deren Einfluss auf die abhängige Variable aus den Messergebnissen herausgerechnet werden. Weiterführende Datenanalyse könnte eine solche Identifikation von Störvariablen und deren Exklusion beinhalten. Mehrere abhängige Variablen pro Konstrukt dienen im vorliegenden Fall als Kontrolltechnik zur Erhöhung der Aussagekraft, sind wie besprochen der internen Validität jedoch nicht zuträglich.

6 Handlungsanleitungen und Gestaltungsempfehlungen

1. Hardwaregestaltung
 - 1.1. Für HMDs wird eine gleichmäßige Gewichtsverteilung empfohlen, da insbesondere bei älteren Menschen ein ausgleichendes Verhalten der Muskeln und damit eine höhere Muskelaktivität auftreten kann (vgl. Kapitel 5.3.7).
 - 1.2. Die Verwendung eines HMDs mit Kopfhalterung führt für den Arbeitnehmer zu einer zusätzlichen Belastung durch die Kopfhalterung. Dies gilt in anderem Umfang bei Tätigkeiten, bei denen Schutzhelme getragen werden müssen, denn hier kann das HMD direkt am Helm befestigt werden (vgl. Kapitel 5.3.12).
 - 1.3. HMDs sind derart zu gestalten, dass sie einerseits schnell und präzise auf die persönlichen Präferenzen und Arbeitsanforderungen eingestellt werden können, andererseits aber nicht aufwändig kalibriert werden müssen. Dies gilt insbesondere mit Hinblick auf praktikabel in den Ablauf zu integrierende Pausen (vgl. Kapitel 5.3.12).
 - 1.4. Nicht zu unterschätzen ist der Tragekomfort und die ästhetische Gestaltung des HMDs. Auf diese Weise kann die Akzeptanz erhöht werden. In den Versuchen zeigte sich, dass anfängliches Interesse und Begeisterung der Teilnehmer durch mangelnden Tragekomfort, störende Kopfhalterung und ungleiche Gewichtsverteilung abnahmen (vgl. Kapitel 5.3.12).
 - 1.5. Wird eine Kopfhalterung benötigt, sollte diese weich sein, wenig Druck verursachen und Transpiration reduzieren.
 - 1.6. Einschränkungen der Bewegungsfreiheit werden durch kabelgebundene HMDs begünstigt. Nach Möglichkeit sollten kabellose Geräte verwendet oder Kabel so zugeführt werden, dass sie keine zusätzliche Belastung darstellen.
2. Einsatz
 - 2.1. Die Informationsdarstellung auf einem Bildschirm bleibt auch weiterhin eine praktikable Alternative zum HMD. Hierzu ist allerdings eine Anbringung des Bildschirms am Arbeitsplatz erforderlich. Für Überkopfarbeiten scheidet die Informationsdarstellung auf einem Bildschirm aus (vgl. Kapitel 5.3.1).
 - 2.2. Zur sicheren und beanspruchungsoptimierten Nutzung und raschen Kalibrierung der HMDs sind zusätzlich leicht verständliche Anleitungen bereitzustellen (vgl. Kapitel 5.3.12).
 - 2.3. Trotz fehlender physiologischer Wirkung ist aufgrund der subjektiv wahrgenommenen und beschriebenen Beanspruchung ausgehend von HMDs eine Eingewöhnungsphase vorzusehen. In dieser Phase soll der Benutzer durch Aufgaben und Darstellungen in die Benutzung des HMDs eingeführt werden, ohne produktiv arbeiten zu müssen (vgl. Kapitel 5.3.12).
 - 2.4. Partiiell auftretende Kopfschmerzen, Nackenschmerzen und Schmerzen um die Augen konnten nicht auf eine übermäßige Belastung der Nackenmuskulatur, Beeinträchtigungen der Gesichtsfeldempfindlichkeit oder der Sehschärfe zurückgeführt werden. Diesbezüglich werden jedoch weitere Untersuchungen angeraten (vgl. Kapitel 5.3.6, 5.3.7, 5.3.2, 5.3.3, 5.3.4 und 5.3.5).
 - 2.5. Aus der Studie ergeben sich keine Hinweise auf negative Auswirkung des HMD-Einsatzes auf ein anschließendes Führen von Fahrzeugen (vgl. Kapitel 5.3.9).

- 2.6. Bei einem industriellen Einsatz von HMDs ist für weitgehend konstante Lichtverhältnisse zu sorgen. Gegenlicht und Spiegelungen können den Nutzer behindern und unter Umständen zu gefährdenden Situationen führen (vgl. Kapitel 5.3.12).
- 2.7. Bei einem industriellen Einsatz von HMDs ist für weitgehend konstante Temperaturverhältnisse zu sorgen. Eine Kopfhaltung, wie sie häufig eingesetzt wird, kann in Kombination mit schwerer körperlicher Tätigkeit ansonsten zu erhöhter Transpiration und mangelndem Komfort führen (vgl. Kapitel 5.3.12).
- 2.8. Es ist eine Möglichkeit zur raschen Modifikation von Kontrast, Schärfe und Leuchtdichte durch den Nutzer oder durch ein adaptives System vorzusehen (vgl. Kapitel 5.3.12).
- 2.9. HMDs führen zu einer starren Kopfhaltung, dies kann sich negativ auf eine ergonomische Bewertung des Arbeitsplatzes auswirken. Von einem Einsatz für Arbeiten bei bereits mehrere Körperteile starr gehalten werden ist daher abzusehen (vgl. Kapitel 5.3.8)
- 2.10. Beim Tragen von HMDs wird empfohlen, mehrere, kurze Pausen einzulegen. Dies reduziert die subjektiv wahrgenommen Beanspruchung und entlastet das visuelle System (vgl. Kapitel 5.3.10).

7 Zusammenfassung

Smartphones, Tablets und Head-Mounted Displays (HMDs)/Datenbrillen haben sich von Nischen- zu kommerziellen Produkten für einen breiten privaten und beruflichen Markt entwickelt. Insbesondere aktuelle HMDs sind für eine industrielle Anwendung ausreichend leistungsfähig, leicht und miniaturisiert. Umso wichtiger ist es, für den sicheren und beanspruchungsoptimierten Einsatz aus Sicht der Ergonomie relevante Handlungsempfehlungen und Gestaltungsrichtlinien bereitzustellen. Informationen hierzu sind teilweise bereits bekannt, sie beschränken sich jedoch auf einen kurzfristigen Einsatz. Ergebnisse, die ein typisches industrielles Einsatzszenario über einen langen Zeitraum betrachten, waren bisher nicht vorhanden und wurden daher in dieser Arbeit mit einem zweistufigen Experiment adressiert. Unterschiedliche HMD-Typen wurden mit einem Bildschirm verglichen. Die Entwicklungen des Demographischen Wandels erforderte zusätzlich die Unterschiede zwischen jüngeren und älteren Arbeitnehmern in die Analyse einfließen zu lassen.

Die Ergebnisse zeigen, dass der Einfluss des HMDs im langzeitigen Einsatz keine Auswirkungen auf die Empfindlichkeit des Gesichtsfeldes, die Sehschärfe, die Symptome der Simulatorkrankheit, die subjektive Beanspruchung und die Muskelaktivität des M. splenius capitis und M. trapezius pars descendens hat. Weiterhin wurde kein Einfluss des Alters oder Displaytyps auf die Muskelaktivität des M. trapezius pars descendens nachgewiesen. Es zeigt sich jedoch ein Trend zur höheren Muskelaktivität des linken M. splenius capitis der Teilnehmer in AG2 mit HMD. Wir vermuten die Ursache hierfür in einer ungleichen Gewichtsverteilung des HMDs. Der M. splenius capitis älterer Teilnehmer könnte demnach bestrebt sein das Displaygewicht an der rechten Seite auszugleichen. Im Unterschied dazu zeigt sich die Leistung der Teilnehmer mit HMD signifikant schlechter, als die der Teilnehmer mit Bildschirm. Mit Lookaround HMD benötigen sie gemittelt 1,9 Stunden, mit See-Through 2 Stunden und bei Einsatz des Bildschirms 1,7 Stunden für die Hauptaufgabe. Demnach sind Teilnehmer mit HMD entweder grundsätzlich langsamer oder die Eingewöhnungsphase bis zum Zeitpunkt ab dem sie produktiv arbeiten können ist deutlich länger als 3,5 Stunden. Neben produktivitäts-relevanter Eingewöhnungsphase, weisen Rückmeldungen der Teilnehmer anschließend durchgeführten Interviews auf eine 20-30-minütige physiologische Eingewöhnungsphase hin. In dieser Phase scheint sich der Körper an Display und Kopfhaltung zu gewöhnen, sodass anfängliche Kopf- und Augenschmerzen nach dieser Zeit nicht mehr auftreten. Zusätzlich zeigt sich die Kopfhaltung als stark signifikant durch den Displaytyp beeinflusst. Damit identifiziert diese Untersuchung deutlich den von HMDs ausgehenden Nachteil einer starren Kopfhaltung bei langzeitiger Montagetätigkeit. Ein Hochblicken von der Arbeitsaufgabe findet nicht statt. Stattdessen hält der Arbeiter inne, um Informationen aufzunehmen und arbeitet weiter sobald die Anleitung verstanden wurde. Ein HMD führt also nicht dazu, dass zeitgleich zur Arbeit Informationen aufgenommen werden können.

Vor allem die Interviews weisen gezielt auf Verbesserungspotentiale hin: Werden HMDs eingesetzt, so ist auf jeden Fall ausreichend Freiraum zur Gewöhnung an die neue Art der Informationsdarstellung sicherzustellen. Eine verständliche Anleitung kann dies unterstützen. Dies betrifft nicht nur die eigentlichen Arbeitsschritte, sondern auch die Einstellung und Kalibrierung des HMDs. Neben der Positionierung ist eine Möglichkeit zur individuellen Einstellung und Anpassung von Leuchtdichte und

Kontrast des HMDs vorzusehen. Wie auch bei Bildschirmarbeitsplätzen sind mehrere, kleinere Pausen vorzusehen, um die Belastung und Beanspruchungen zu reduzieren und gleichzeitig Zeit für Erholung zu geben. Die Erholungspausen können eventuell auftretende Kopf-, Nacken- oder Augenschmerzen präventiv vermeiden. Allerdings konnten diese nicht auf Verspannungen der entsprechenden Muskeln zurückgeführt werden.

Aufgrund der Kopfhalterung kommt es stets zu einer Zusatzbelastung, die das Komfortempfinden und damit die Akzeptanz der Benutzer negativ beeinflusst. Dies gilt für Arbeiten, bei denen Helme getragen werden, nicht. In diesem Falle kann das HMD durch geeignete Halterungen am Helm befestigt werden. Bei der Weiterentwicklung ist jedoch stets die technische Gestaltung zu beachten; dies gilt ebenso für die Ausbalancierung und Gewichtsverteilung des HMDs.

Anforderungen an die Arbeitsumgebung bestehen dahingehend, als dass konstante Licht- und Temperaturverhältnisse erforderlich sind. Blendung und Spiegelung im HMD sind zu vermeiden. Außerdem verhindern extreme Lichtverhältnisse wie sie beispielsweise in Außenbereichen vorliegen den Einsatz von HMDs. Diese sind für derartige Anwendungsbereiche nicht ausreichend leuchtstark.

Es wird geschlossen, dass die Ergebnisse einen Beitrag leisten, der jedoch nicht den Anspruch erheben kann, umfassend und für sämtliche industriellen Tätigkeiten Gültigkeit zu besitzen. Jedoch wurde eine typische Montagetätigkeit ausgewählt, die über einen längeren Zeitraum durchgeführt wurde. Die Ergebnisse leisten damit einen praxisnahen und konkreten Beitrag zur Ableitung von Empfehlungen zum Einsatz und zur Gestaltung zukünftiger HMDs.

8 Ausblick

Gemeinsam mit weiteren Arbeiten zum Thema „Sicherer und beanspruchungsoptimaler Einsatz von Head-Mounted Displays“ arbeitet die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin an Empfehlungen für HMD Arbeitsplätze. Kontext- und Aufgabenvielfalt stellen hierbei eine Herausforderung dar. Eine Weiterentwicklung der in vorliegender Arbeit präsentierten Handlungsanleitungen und Gestaltungsempfehlungen erfordert zusätzliche Beanspruchungsanalysen weiterer Tätigkeiten. Unterschiedliche Geräte und ihre Eigenschaften dürfen zusätzlich nicht außer Acht gelassen werden. Eine Kombination aus Feld- und Laborstudien könnte dazu vielfältigere Sichtweisen erschließen. Konkrete Ansatzpunkte für weitere Untersuchungen liefern zuerst die in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse. So bleibt die Frage nach der subjektiv wahrgenommenen Belastung von Geräten ohne die vielfach monierte Kopfhaltung. Empfinden Teilnehmer auch leichtgewichtige Datenbrillen als störend oder treten hier gar neue Einschränkungen auf? Weiterhin berichteten Teilnehmer partiell von Kopfschmerzen, die jedoch nicht durch die untersuchten, physiologischen Größen abgebildet werden konnten. Hier stellt sich die Frage nach der Ursache. Besteht ein Kausalzusammenhang eher zu den Einschränkungen des visuellen Systems, zu der ungleichen Gewichtsverteilung oder zu dem auf den Schädel ausgeübten Druck der Kopfhaltung? Vorliegende Ergebnisse weisen darüber hinaus auf unterschiedliche Eingewöhnungsphasen hin. In einigen Fällen berichteten Teilnehmer über starke Kopf- und Augenschmerzen die nach den ersten zwanzig bis dreißig Minuten nachlassen. Die Existenz der Eingewöhnungsphasen (physiologisch, leistungs-abhängig) sowie entsprechende Einflussgrößen müssten objektiv nachgewiesen und parametrisiert werden. Interessant für industrielle Einsatzszenarien ist insbesondere die Eingewöhnungsdauer bis zum Beginn produktiven Arbeitens. Neben der Bewertung bereits existierender HMD Eigenschaften suggerieren vorgelegte Ergebnisse, dass eine frühzeitige Einbeziehung des Nutzers in den Produktentwicklungsprozess der HMDs förderlich sein könnte. Im Zuge dessen robuste Industrie HMDs kostengünstig und ergonomisch gestalten zu können, würde einen nicht unerheblichen Beitrag zur Integration digitaler und physischer Produktionssystemen leisten. Neben hardwareabhängigen Untersuchungen stellen Interaktion und Informationsrepräsentationen für den Wearable Computing Bereich wichtige Untersuchungsgegenstände dar.

Literatur

- Alexander, T. (2007). Virtuelle Umgebungen. In Schmidke (Ed.), *Handbuch der Ergonomie*. Koblenz: Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung.
- Bach, M.: Der Freiburger Visustest. *Der Ophthalmologe*, 1995; 92: 174-178.
- Bangor, A. W. (2000). *Display Technology and Ambient Illumination Influences on Visual Fatigue at VDT Workstations*.
- Bao, S., Mathiassen, S. E., & Winkel, J. (1996). Ergonomic effects of a management-based rationalization in assembly work - a case study. *Applied ergonomics*, 27(2), 89–99. Retrieved from www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15677048 [September 2012]
- Baumann, H., Starner, T., Iben, H., Lewandowski, A., & Zschaler, P. (2011). Evaluation of Graphical User-Interfaces for Order Picking Using Head-Mounted Displays. In ACM (Ed.), *ICMI* (pp. 377–384). Alicante, Spain: ACM Press.
- Bowman, D. A., Kruijf, E., Jr., J. J. L., & Poupyrev, I. (2004). *3D User Interfaces. Theory and Practice*. Addison-Wesley.
- Bongwald, O., Luttman, A., Laurig, W.: Leitfaden für die Beurteilung von Hebe- und Tragetätigkeiten Gesundheitsgefährdung, gesetzliche Regelungen, Messmethoden, Beurteilungskriterien und Beurteilungsverfahren“, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, 1995.
- Brown, M., Marmor, M. and Vaegan, ISCEV Standard for Clinical Electrooculography (EOG) (2006), in: *Documenta Ophthalmologica*, 113:3(205--212)
- Burdea, G., Coiffet, P. (1994). *Virtual Reality Technology*. John Wiley & Sons, New York.
- Cakmakci, O., Rolland, J. (2006). Head-Worn Displays: A Review. *Journal of Display Technology*, Vol. 2(3), IEEE.
- DIN 58220-3 (2009). Sehschärfebestimmung-Teil 3: Prüfung für Gutachten. Deutsches Institut für Normung e.V., Alleinverkauf der Normen durch Beuth GmbH, 19772 Berlin.
- Donahue, S.P.: Perimetry techniques in neuro-ophthalmology. *Curr Opin Ophthalmol*. 1999; 10420- 428
- DOG. (2006). *Stellungnahme der DOG zu den Voraussetzungen zur Bewertung von Gesichtsfeldbefunden* (p. 2006). Retrieved from www.dog.org/wp-content/uploads/2009/08/Stellungnahme_DOG_Perimetrie.pdf

- Ehmann, M. (2005). Visual Guided Picking – ergonomische und wirtschaftliche Unterstützung in der Intra- logistik, 23–28.
- Ellis, S.R. (1991). Pictorial communication in virtual and real environments. New York: Taylor and Francis.
- Ellis, S. (1996). Virtual Environments and Environmental Instruments, In *Simulated and Virtual Realities*, Taylor & Francis.
- Endsley, M. R. (2003). *Designing for situation awareness: An approach to user-centered design*. Taylor & Francis US.
- Ergoneers (2012). ErgoLab Software. Retrieved from www.ergoneers.com/en/products/ergolab/overview.html [September 2012].
- Europäische Norm Augenoptik - Sehschärfeprüfung - Das Normsehzeichen und seine Darbietung, EN ISO 8596:2009. Berlin, Beuth-Verlag.
- Ferris F.L. 3rd, Kassoff A., Bresnick G.H., Bailey I.: New visual acuity charts for clinical research. *Am J Ophthalmol* 94:91-96.
- Forbes, T. W., Katz, M. S., Cullen, J. W., & Deterline, W. A. (1958). SLEEP DEPRIVATION EFFECTS ON COMPONENTS OF DRIVING BEHAVIOR. *Highway Research Abstracts Highway Research Board*, 28(1), 21–26. Retrieved from <http://trid.trb.org/view.aspx?id=113495>
- Friedrich, W., Jahn, D., & Schmidt, L. (2002). ARVIKA - Augmented Reality for Development , Production and Service. In *ISMAR* (pp. 3–4).
- Grehn, F.: *Augenheilkunde*. 29. Auflage. Springer, Heidelberg 2006.
- Grubert, J., Hamacher, D., Mecke, R., Bockelmann, I., Schega, L., Huckauf, A., ... Tumler, J. (2010). Extended investigations of user-related issues in mobile industrial AR. *2010 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, 1, 229–230. doi:10.1109/ISMAR.2010.5643581
- Google (2012). Google Project Glass. Retrieved from <http://plus.google.com/+projectglass/about> [Oktober 2012].
- Hägg, G. M., Luttmann, a, & Jäger, M. (2000). Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 301–12. Retrieved from www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11018440
- Hargutt, V. (2003). *Das Lidschlussverhalten als Indikator für Arufmerksamkeits- und Müdigkeitsprozesse bei Arbeitshandlungen*.

- Hargutt, Volker. (2001). *Das Lidschlussverhalten als Indikator für Aufmerksamkeits- und Müdigkeitsprozesse bei Arbeitshandlungen*. VDI-Fortschritt-Bericht Nr. 17, Germany. Retrieved from www.psychologie.uni-wuerzburg.de/izvw/texte/2003_hargutt_Das_Lidschlussverhalten.pdf
- Hart, S. G. (2006). Nasa-Task Load Index (NASA-TLX); 20 Years Later. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 50(9), 904–908. doi:10.1177/154193120605000909
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–74. Retrieved from www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11018445
- Howart, P. A. & Costello, P. J. (1996). The Nauseogenicity of Using a Head-Mounted Display, Configured as a Personal Viewing System, for an Hour. In: *Proceedings of the Second FIVE International Conference Palazzo dei Congressi, Pisa, Italy*.
- Iben, H., Baumann, H., Ruthenbeck, C., & Klug, T. (2009). Visual Based Picking Supported by Context Awareness. In *The Eleventh International Conference on Multimodal Interfaces and the Sixth Workshop on Machine Learning for Multimodal Interaction* (pp. 281–288). Cambridge MA, USA: ACM.
- Ishihara, S. (1974). *Tests for Colour Blindness*. Kanehara, Shuppan, Tokyo.
- Janß, A., & Eschweiler, J. (2012a). *Untersuchungskonzeption und Empfehlung zur Analyse der körperlichen und visuellen Belastung bei der Arbeit an einem Automotor* (pp. 1–12).
- Janß, A., & Eschweiler, J. (2012b). *Untersuchungskonzeption und Empfehlung zur Analyse der körperlichen und visuellen Belastung bei der Arbeit an einem Automotor* (pp. 1–12). Aachen.
- Kagermann, H., Wahlster, W., & Helbig, J. (2013). *Umsetzungsempfehlungen für das Zukunftsprojekt Industrie 4.0*. Berlin. Retrieved from www.bmbf.de/pubRD/Umsetzungsempfehlungen_Industrie4_0.pdf
- Karhu, O., Kansii, P. & Kuorinka, I. (1977). Correcting working postures in industry: a practical method for analysis. *Applied ergonomics*, 8(4), 199–201.
- Kawai, T., Hakkinen, J., Oshima, K., Saito, H., Yamazoe, T., Morikawa, H., & Nyman, G. (2011). Psycho-physiological effects of head-mounted displays in ubiquitous use. In L. K. David Akopian, Reiner Creutzburg, Cees G. M. Snoek, Nicu Sebe (Ed.), *Multimedia on Mobile Devices 2011; and Multimedia Content Access: Algorithms and Systems V* (Vol. 7881). doi:10.1117/12.878864

- Kennedy, R. S., Berbaum, K. S., Lilienthal, M. G. (1993). Simulator Sickness Questionnaire: An Enhanced Method for Quantifying Simulator Sickness. *The International Journal of Aviation Psychology*, 3(3), 203-220.
- Kleiber, M., Alexander, T. (2011). Evaluation of a mobile AR tele-maintenance system. *Proceedings of the 6th international conference on Universal access in human-computer interaction: applications and services - Volume Part IV*, pp 253-262.
- Kollenberg, T., Hermann, T., Neumann, A., Ritter, H., Dierker, A., & Koesling, H. (2010). Visual Search in the (Un) Real World : How Head-Mounted Displays Affect Eye Movements , Head Movements and Target Detection, 1(212), 121–124.
- Künstler, B. (1980). Psychische Belastung durch die Arbeitstätigkeit – Theoretisches Rahmenkonzept der Entwicklung eines Fragebogens zum Belastungserleben. In: *Probleme und Ergebnisse der Psychologie*, 74, S. 45-67.
- Laramee, R. S., & Ware, C. (2002). Rivalry and interference with a head-mounted display. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, 9(3), 238–251. doi:10.1145/568513.568516
- Leuret, F., & Pottier, M. (1971). VIGILANCE AS A SAFETY INDICATOR IN CAR-DRIVING. *Travail Humain*, 4(2), 122.
- Leger, A., Jennings, S., Roumes, C., Gidel, E., Thorndykraft, D., Hecker, P., Kolletzki, D., Pfendler, C., Kooi, F., Bailey, R., Pinkus, A. R., Rash, C. E. (2008). Common Methodological Basis for Evaluation and Testing of Visionic Devices. RTO-TR-HFM-091. AC/323 (HFM-091) TP/76. RTO (NATO), BP 25, F-92201, Neuilly-sur-Seine Cedex, France.
- Link, D., Tietze, H., Schmidt, L., Sievert, A., Gorges, W., & D., L. (2008). Berührungslose Augen- und Blickbewegungsmessung. In L. Schmidt, M. C. Schlick, & J. Grosche (Eds.), *Ergonomie und Mensch-Maschine-Systeme* (pp. 371–391). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Luczak, H., Wiedenmaier, S., Oehme, O., & Schlick, C. (2000). Augmented Reality in Design, Production and Service – Requirements and Approach. In T. Marek & W. Karwowski (Eds.), *Manufacturing Agility and Hybrid Automation – III. Proceedings of the HAAMAHA*.
- Luttmann, A., Schmidt, K.-H., & Jäger, M. (2010). Working conditions, muscular activity and complaints of office workers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(5), 549–559. doi:10.1016/j.ergon.2010.04.006
- Meehan, J. W. (2001). *Advanced Display Technologies: What have we lost?* Wright-Patterson AFB, OH.
- Meinold, P. E. (2005). *Psychologie des Lidschlags*.

- Moss, J. D., & Muth, E. R. (2011). Characteristics of Head-Mounted Displays and Their Effects on Simulator Sickness. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 53(3), 308–319. doi:10.1177/0018720811405196
- Nakamori, K., Odawara, M., Nakajima, T., Mizutani, T., & Tsubota, K. (1997). Blinking is controlled primarily by ocular surface conditions. *American journal of ophthalmology*, 124(1), 24–30. Retrieved from <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=2717521>
- Oculus Rift (2012). Produktinformation Oculus Rift: Step Into the Game. Retrieved from www.kickstarter.com/projects/1523379957/oculus-rift-step-into-the-game. [Oktober 2012].
- Orchard, L. N., & Stern, J. a. (1991). Blinks as an index of cognitive activity during reading. *Integrative physiological and behavioral science : the official journal of the Pavlovian Society*, 26(2), 108–16. Retrieved from www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1878317
- Palagia, G.P.: Die Bestimmung der Sehschärfe. Quintessenz-Verlag, 1993.
- Patterson, R. (2009). Review Paper: Human factors of stereo displays: An update. *Journal of the Society for Information Display*, 17(12), 987. doi:10.1889/JSID17.12.987
- Park, M. (2007). Hand-Auge-Koordination bei videobasierten Augmented-Reality-Systemen in der Schweiß- und Medizintechnik. Shaker: Aachen.
- Park, M., Schlick, C. (2006). Untersuchung der Hand-Auge-Koordination bei einer industriellen Anwendung von Augmented Reality. In: A.M. Heinecke; H. Paul (Hrsg.): Mensch & Computer 2006: Mensch und Computer im Strukturwandel. Oldenbourg, München, S. 243-252.
- Peli, E. (1998). The visual effects of head-mounted display (HMD) are not distinguishable from those of desk-top computer display. *Vision research*, 38(13), 2053–66. Retrieved from www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9797951 [September 2012]
- Petersen J. Zur Fehlerbreite der subjektiven Visusmessung. *Fortschr Ophthalmol* 1990; 87:69-608.
- Pfeifer, K., Vogt, L., Banzer, W.: Kinesiologische Elektromyographie (EMG)“, Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Jahrgang 54, Nr. 11, 2003
- Pfendler, C. (2005). Eignung verschiedener Displaytechnologien für elektronische Karten im mobilen Einsatz. Wachtberg: Forschungsinstitut für Kommunikation Informationsverarbeitung und Ergonomie.
- Pfendler, C., Brandt, M., Kinder, V., Renkewitz, H., & Alexander, T. (2011). *Ergonomie der Informationsdarstellung für mobile Einsatzkräfte*. Wachtberg.

- Pfendler, C., & Thun, J. (2010). *Geografische Orientierung mit egozentrischen und geozentrischen Karten auf einem Head-Mounted-Display und einem Personal Digital Assistant*. Wachtberg.
- Pfendler, C., & Widdel, H. (2008). Psychological Effects of Work with a Helmet-Mounted Display. In *Ergonomie und Mensch-Maschine-Systeme* (pp. 393–404).
- Pfendler, Claudius. (2007). Bewertung mobiler Displays zur Darstellung von Karten für geografische Orientierungsaufgaben. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaften*, 04(61), 235–244.
- Produktinformationen Oculus Rift: Step Into the Game. (2012). Retrieved from www.kickstarter.com/projects/1523379957/oculus-rift-step-into-the-game
- Rash, C., Suggs, C., Mora, J. C., Pol, C. Van De, Reynolds, B. S., & Rowley, J. S. (2002). *Visual Issue Survey of AH-64 Apache Aviators*. USAARL Report. Fort Rucker, Alabama: Army Aeromedical Research Laboratory.
- Renkewitz, H., & Alexander, T. (2007). Perceptual issues of Virtual & Augmented Realities. In T. Alexander & S. Goldberg (Eds.), *Virtual Environments for Intuitive Human-System Interaction – Human Factors Consideration in the Design, Use, and Evaluation of AMVETechnology* (Vol. 323, pp. 2.1–2.23). Neuilly-sur-Seine: NATO RTO.
- Riggs L.A.: Visual acuity. In: Graham CH (Hrsg) Vision and visual perception. Wiley and sons, New York, 1966, 321-349
- Rohmert, W. & Rutenfranz, J. (1975). Arbeitswissenschaftliche Beurteilung der Belastung und Beanspruchung an unterschiedlichen industriellen Arbeitsplätzen. Bonn: Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung, Referat Öffentlichkeitsarbeit.
- Schmidt, L., Beu, A., Edelmann, M., Epstein, A., Oehme, O., Quaet-Faslem, P., Rottenkolber, B., Triebfürst, G., Wiedenmaier, S., Wohlgemuth, W. (2004). Benutzerzentrierte Systemgestaltung, In: ARVIKA - Augmented Reality für Entwicklung, Produktion und Service. Friedrich, W., Publicis Corporate Publishing: Erlangen, S. 28-51.
- Schulte, E.: Nichtinvasive Erfassung elektrophysiologischer Parameter zur Beurteilung von Muskelermüdung unter isometrischen und dynamischen Kontraktionen, Dissertation, Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik, RWTH Aachen, 2005
- Schreiber, W., & Zimmermann, P. (2011). *Virtuelle Techniken im industriellen Umfeld*. (W. Schreiber & P. Zimmermann, Eds.). Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer. doi:10.1007/978-3-642-20636-8

- Sheedy, J., & Bergstrom, N. (2002). Performance and comfort on near-eye computer displays. *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry*, 79(5), 306–12. Retrieved from www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12035988
- Skipper, J. H., & Wierwille, W. W. (1986). Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society. doi:10.1177/001872088602800503
- Stanney, K. (2002). Handbook of Virtual Environments. Design, Implementation, and Applications. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum.
- Stereo3d (2012). Stereoscopic 3D Virtual Reality Homepage - Complete Market Surveys of 3D-Glasses VR-Helmets 3D-Software. Retrieved from: www.stereo3d.com [Oktober 2012].
- Strasser, H., Wang, B. & Hoffmann, A. (1996). Case study Electromyographic and subjective evaluation of hand tools: The example of masons' trowels. *International Journal of Industrial Ergonomics* 18, 91–106.
- Stüdeli, T. & Alexander, T. (2008). Actual Ergonomic Research On Applied Virtual And Mixed Reality Systems - With A Special Focus On Navigation And Control Aids In 3d. In: Casciaro & Samset (Hrsg.): Minimally Invasive Technologies and Nanosystems for Diagnosis and Therapies. Lupiensis Biomedical Publications: Lecce, IT.
- Sutherland, I. (1965). The Ultimate Display, *International Federation of Information Processing*, 2, pp 506.
- Summala, H., Hakkanen, H., Mikkola, T., & Sinkkonen, J. (1999). Task effects on fatigue symptoms in overnight driving. *Ergonomics*, 42(6), 798–806.
- Theis, S., Alexander, T., & Wille, M. (2013). Voruntersuchung zur Bewertung des sicheren und beanspruchungsoptimalen Einsatzes von Head-Mounted Displays. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 67(3), 147–155.
- Trendelenburg, W., Schütz, E., Monjé, M., & Schmidt, I. (1961). Lehrbuch der Physiologie - Der Gesichtssinn (pp. 263–265). Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer Verlag.
- Trivisio (2012). ARvision-3D HMD Technical Specifications. Retrieved from www.trivisio.com/tech_ARvision3DHMD.html [Mai 2012].
- Velger, M. (1998). *Helmet-mounted displays and sights* (p. xix, 291 p.). Boston: Artech House.
- Volk, G.F., Guntinas-Lichius, O.: Diagnostik und Therapie des Schwindels. *Laryngo-Rhino-Otol*; 90(5): 301-324, 2011

- Wallbott, H. G., & Scherer, K. R. (1985). Person x Reaktion x Situation: Zur Versuchsplanung in der Stressforschung. *Psychologische Rundschau*, 36.3, 43–152. Retrieved from www.affective-sciences.org/system/files/biblio/1985_Wallbott_PsyRund_Stress.pdf
- Weijland, A., Fankhauser, F., Bebie, H., & Flammer, J. (2004). *Automated Perimetry*.
- Werkhoven, P., Alexander, T., Breux, R., Goldberg, S.L., Hue, P., Kaye, M., Myhrer, T. (2001). (Eds.): Proceedings of the NATO Workshop on What Is Essential for Virtual Reality Systems? NATO RTO-MP-058. Neuilly-sur-Seine: NATO RTA.
- Wickens, C. D., & McCarley, J. S. (2010). *Applied Attention Theory*. CRC Press.
- Wille, M. (2013) Head-Mounted Displays - Beanspruchung im Langzeiteinsatz. In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaften e.V., Bericht zum 59. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 27. Februar - 1. März 2013 an der Hochschule Niederrhein, Krefeld. Dortmund: GfA-Press, 401-405.
- Woods, R. L., Vargas-Martín, F., & Peli, E. (2003). The impact of non-immersive head-mounted displays (HMDs) on the visual field. *Journal of the SID*, 11(1), 191–198.
- Zijlstra, F.R.H. (1993). Efficiency in work behaviour: a approach for modern tools. PHD Thesis, Delft University of Technology. Retrieved from: <http://repository.tudelft.nl/view/ir/uuid:d97a028b-c3dc-4930-b2ab-a7877993a17f/> [September 2012].

Anhang

Anhang 1 Mitschriften Interviews aus dem Vorversuch

HMD-LA

- Das Display ist angenehm, weil man drauf gucken kann wann man möchte, man aber nicht gezwungen wird drauf zu gucken.
- Gleichzeitig Arbeiten zu können ist sehr angenehm, man muss das Werkzeug nicht aus der Hand legen.
- Mit meiner Leistung bin ich zufrieden.
- Das Display empfinde ich als angenehmer als ein Handbuch.
- Es wäre besser, wenn man beim Langzeiteinsatz die Interaktion selber vornehmen kann.
- Ich habe keine emotionalen Änderungen bemerkt, ich war weder frustriert noch aggressiv.
- Die Gesichtsfeldmessung war viel anstrengender als die Arbeitsaufgabe, besonders weil meine Augen angefangen haben zu Tränen. Während der Tests konnte ich mich nicht mehr gut konzentrieren.

HMD-ST

- Ich habe das Display nicht als störend empfunden.
- Es war während der Durchführung der Arbeitsaufgabe sehr warm, ich hätte in der Zeit gerne das HMD abgenommen.
- Der größte Vorteil des HMDs lag für mich darin, dass man während der Arbeit Informationen bekommt, ohne dafür in einem Buch oder ähnlichem nachlesen zu müssen, allerdings wäre es einfacher, wenn man selber bestimmt, wann man welche Informationen bekommt.
- Das Einzige, was ich an dem HMD ändern würde, wäre die Kopfhaltung. Man schwitzt stark während der körperlichen Arbeit und die Kopfhaltung trägt dazu bei, dass man dies als noch schlimmer empfindet.
- Das HMD hat meine Leistung nicht beeinflusst
- Ich war relativ entspannt über den ganzen Arbeitszeitraum hinweg.
- Manchmal, wenn ich nichts erkennen konnte, habe ich einfach ein Auge geschlossen, dann war es kein Problem.

HMD-LA

- Nach anfänglichem Unbehagen habe ich das Gerät als sehr hilfreich empfunden.
- Es hat etwas gedauert, bis ich das Display für mich angenehm eingestellt hatte.
- Anfangs hatte ich Kopfschmerzen und konnte die Ränder auf dem Display nicht gut erkennen.

- Innerhalb der ersten halben Stunde sind die anfänglichen Kopfschmerzen verschwunden.
- Ich hätte mir die Arbeit interessanter vorgestellt, dadurch, dass jeder Arbeitsschritt im Detail erklärt, was man machen muss, brauchte man selber nicht mehr überlegen.
- Man führt nur noch Arbeit aus, dazu könnte man auch eine Maschine verwenden.

BS

- Ich habe das Display nicht als störend empfunden, eine Eingewöhnungszeit war nicht notwendig.
- Längeren Zeitraum mit so einer Art von Display bin ich durch meine Tägliche Arbeit gewöhnt, ich könnte mir dies auch für Montagetätigkeiten in der Werkstatt vorstellen. Allerdings, sollte dann der Monitor schmutzresistent sein und auch mit dreckigen Fingern zu bedienen.
- Wenn ich Verbesserungen an dem Display vornehmen sollte, dann würde ich es größer gestalten und dem Arbeiter die Möglichkeit zur Interaktion geben.

HMD-LA

- Am Anfang der Arbeitsaufgabe hat mich das HMD sehr gestört, innerhalb der ersten Stunde habe ich mich aber dann an die Arbeit mit dem Display gewöhnt.
- Das Sichtfeld wird durch das Display eingeschränkt, ich konnte die Teile an denen ich gearbeitet habe nicht immer gut erkennen.
- Die Arbeitsanleitungen waren gut beschrieben.
- Ich konnte die Ränder der Inhalte auf dem Display nicht immer gut erkennen.
- Über einen Zeitraum von 8 Stunden mit dem Gerät arbeiten zu müssen, kann ich mir nicht vorstellen. Meiner Meinung nach würde dies zu viel Konzentration erfordern.
- Manchmal habe ich das linke Auge geschlossen, dann konnte ich die Inhalte besser wahrnehmen.
- Ich würde meine Leistungen als gleichbleibende über den gesamten Zeitraum hinweg beurteilen, das Gerät hatte keinen Einfluss auf meine Leistung.
- Die Arbeitsaufgabe selber empfand ich als langweilig. Es fühlte sich an wie eine Arbeitsbeschaffungsmaßnahme und bringt einem persönlich wenig. Die Arbeitsschritte waren viel zu genau beschrieben.
- Emotionale Änderungen im Laufe der Zeit konnte ich nicht feststellen.

Anhang 2 Beobachtungen aus den Vorversuchen

- Teilnehmer kneift das Auge zusammen um das Display fixieren zu können.
- Füllaufgaben sollten farblich auch als solche kenntlich gemacht werden, damit die Teilnehmer deutlicher erkennen, wann sie an den Tisch mit den Füllaufgaben wechseln sollen.
- Teilnehmer klappt das HMD zu Seite.
- Teilnehmer will HMD absetzen, bedingt durch starke Transpiration.
- Temperatur steigt stark während der Versuchszeit.
- Der Teilnehmer hebt den Kopf um Inhalte auf dem HMD zu erfassen.
- Drehrichtung beim Befestigen der Zylinderkopfschrauben ist falsch abgebildet.
- Nockenwellengehäuse montieren: Schritt T55 doppelt.
- Nockenwellengehäuse montieren: Pin an dem das Nockenwellenrad aufgesetzt wird, muss oben positioniert sein, damit automatisch die Kerbe des Nockenwellenrades mit dem des Gehäuses übereinstimmt.
- Zündkerzeneinbau: Einzelschritte zusammenfügen, Teilnehmer sind genervt von zu detaillierten Anleitungen.
- Kabelführungsklammer Reihenfolge beachten: 3-2-1-0.
- Teilnehmer klagt über Kopfschmerzen.
- Einführungsfolien („In den folgenden Schritten werden sie....“) führen zu Verwirrung.
- Teilnehmer lesen die Anleitung nicht immer genau durch.
- Motorblock reinigen: nur Abwischen; Schaben streichen im Hinblick auf 60 Teilnehmer die die Aufgabe durchführen sollen.
- Beim Zusammenbauen arbeitet der Teilnehmer ohne die Arbeitsanleitungen zu lesen.
- Kamera erfasst nicht die komplette Körperhaltung > während der Hauptversuche ausreichend großes Labor nötig.
- Erste RSME Bewertung evtl. so hoch, weil die Vorbereitungen so anstrengend sind.
- Eventuell wäre es sinnvoll den Teilnehmern vorher den Umgang mit jedem Werkzeug zu erklären.
- HMD-Kabel verdreht sich während der Aufgabe, trotz Kabelhalterung.
- Bessere Reihenfolge der Arbeitsaufgaben: Einlass- und Auslasskrümmer vor dem Entfernen der Zylinderkopfschrauben durchführen, das sonst der Zylinderkopf bei der Montage zu instabil wird.

Anhang 3 Probandeninformation

Probandeninformation zur Vorbereitung der mündlichen Aufklärung durch den behandelnden Prüfer für das Forschungsvorhaben „Head-Mounted Displays - Bedingungen des sicheren und beanspruchungsoptimalen Einsatzes“

Das Forschungsvorhaben beschäftigt sich mit der Untersuchung physischer Beanspruchung beim Einsatz von Head-Mounted Displays (HMDs) über einen längeren Zeitraum. Es sollen Ursachen und die Entwicklung von Strategien zu ihrer Vermeidung identifiziert werden. Im Fokus stehen industrielle Anwendungen, bei denen das am Auge getragene Display den Arbeiter durch die Anzeige von Zusatzinformationen unterstützt.

Ziel der Studie ist es, subjektiv und objektiv wahrnehmbare Belastung innerhalb eines Montageszenarios zu untersuchen. Die Ergebnisse werden hinsichtlich des Displaytyps und des Alters des Teilnehmers differenziert.

Insgesamt muss mit einem zeitlichen Aufwand von ca. sechs Stunden pro Teilnehmer gerechnet werden. Dieser setzt sich aus zwei Stunden für die medizinischen Messungen und Befragungen, sowie einer vierstündigen Arbeitsaufgabe zusammen. Nach dem Zufallsprinzip wird ein Teilnehmer dem Displaytyp „Bildschirm“, „HMD-See-Through“ oder „HMD-Lookaround“ zugeordnet, auf welchem im späteren Verlauf die Arbeitsanleitungen in Bild und Text angezeigt werden. Die Arbeitsaufgabe umfasst Montagetätigkeiten an einem Automotor, Vergaser, Anlasser und an einer Lichtmaschine. Vorwissen im KFZ- oder Montagebereich ist, bedingt durch die detaillierten Arbeitsanweisungen, nicht erforderlich.

Die subjektive Belastung wird mittels Fragebögen vor, nach und während der Arbeitsaufgabe ermittelt. Elektromyographische Messungen dienen der objektiven Betrachtung der Muskelaktivität, während die visuelle Belastung mittels Sehtest, Gesichtsfeldmessung und Elektrookulographie identifiziert werden soll. Für das Elektromyo- und Elektrookulogramm werden kleine Elektroden auf die Hautoberfläche geklebt – je Körperseite zwei Elektroden am Auge, zwei im Schulterbereich und zwei im Nacken. Diese messen, die durch Lidschlag und Muskelaktivität hervorgerufenen Spannungswechsel und werden nach kurzer Gewöhnungsphase nicht mehr als störend empfunden. Eine einwandfreie Weiterleitung der elektrischen Signale erfordert saubere und leitfähige Haut. Daher müssen kleine Bereiche des unteren Nackens und der Schultern rasiert und gereinigt werden. Für den Versuch ist es nicht erforderlich Hautpartien im Gesicht zu rasieren.

Auch wenn der persönliche Nutzen einer Teilnahme möglicherweise nur bei zukünftiger Verwendung von HMDs gegeben ist, trägt sie dennoch dazu bei, zukunftsweisende Arbeitsmittel für den Menschen angenehmer zu gestalten.

Nebenwirkungen der Versuchsteilnahme bestehen in Hautrötungen, verursacht durch Hautvorbereitung und Elektroden. Die Haut kann unter Umständen mehrere Stunden gereizt bleiben. Darüber hinaus führt die Nutzung von HMDs möglicherweise zu allgemeinem Unwohlsein, Ermüdung, Kopfschmerzen, Schwindel, Übelkeit, Magenbeschwerden, Augenbrennen, Sehen von Doppelbildern und allgemeinen

Sehbeschwerden. Symptome dieser Art können noch Stunden nach der Nutzung auftreten.

Die Teilnahme an der Studie ist ganz und gar freiwillig. Sie können jederzeit und ohne Angabe von Gründen ihr Einverständnis zur Teilnahme zurücknehmen, ohne dass Ihnen hieraus irgendwelche Nachteile entstehen.

In Auftrag gegeben wurde das Forschungsvorhaben von der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), Friedrich-Henkel-Weg 1-25, D-44149 Dortmund,

Telefon: +49 (0) 231 9071-0, Telefax: +49 (0) 231 9071-2454.

Da es sich bei Teilnehmern der Vorversuche um Angestellte des FKIE/FHR handelt, wird der Versicherungsschutz durch die gesetzliche Unfallversicherung abgesichert:

Verwaltungs-Berufsgenossenschaft (VBG), Deelbögenkamp 4, 22297 Hamburg

Tel. 040 - 5146-0, Fax 040 - 5146-2146

Abgesichert sind berufsgenossenschaftliche Leistungen in Form von medizinischer Hilfe im Falle von Arbeitsunfällen und Wegeunfälle. Bei Vorsatz besteht kein Versicherungsschutz.

Die mündliche Aufklärung wurde durchgeführt am _____

Von _____ (in Druckbuchstaben ausfüllen)

Unterschrift des Prüfers _____

Anhang 4 Einwilligungserklärung

Einwilligungserklärung zur Teilnahme an dem Forschungsvorhaben „Head-Mounted Displays - Bedingungen des sicheren und beanspruchungsoptimalen Einsatzes“

Ich bestätige hiermit, dass ich durch den behandelnden Prüfer, Herrn/Frau _____ mündlich über Wesen, Bedeutung, Risiken und Tragweite der Studie aufgeklärt wurde und für meine Entscheidung genügend Bedenkzeit hatte.

Ich habe die Probandeninformation gelesen, ich fühle mich ausreichend informiert und habe verstanden, worum es geht. Der Prüfer hat mir ausreichend Gelegenheit gegeben, Fragen zu stellen, die alle für mich ausreichend beantwortet wurden. Ich hatte genügend Zeit mich zu entscheiden.

Mir wurde mitgeteilt, dass für den Fall einer Gesundheitsschädigung infolge meiner Teilnahme im Rahmen der Vorversuche eine Versicherung bei der nachfolgend genannten Versicherungsgesellschaft zu meinen Gunsten besteht:
Verwaltungs-Berufsgenossenschaft (VBG), Deelbögenkamp 4, 22297 Hamburg
Tel. 040 - 5146-0, Fax 040 - 5146-2146,
Über die mir in diesem Zusammenhang obliegenden Verpflichtungen wurde ich informiert.

Meine Einwilligung, an diesem Forschungsvorhaben als Proband teilzunehmen, erfolgt ganz und gar freiwillig. Ich wurde darauf hingewiesen, dass ich meine Einwilligung jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen kann, ohne dass mir dadurch irgendwelche Nachteile für mich entstehen.

Ich erkläre, dass ich mit der im Rahmen des Versuchs erfolgenden Aufzeichnung von Studiendaten und ihrer anonymisierten Weitergabe zur Überprüfung an den Auftraggeber, an die zuständige Überwachungsbehörde oder die zuständige Bundesbehörde, und, soweit es sich um personenbezogene Daten handelt, mit deren Einsichtnahme durch zur Verschwiegenheit verpflichtete Beauftragte des Auftraggebers oder der Behörde einverstanden bin.

Ich habe eine Kopie der Probandeninformation und dieser unterschriebenen Einwilligungserklärung erhalten.

Unterschrift des Probanden: _____ Datum

Anhang 5 Anleitung zum Versuchsablauf

- 1.) Bitten Sie den Versuchsteilnehmer die Probandeninformation durchzulesen.
- 2.) Lassen Sie den Probanden die Einwilligungserklärung unterschreiben.
- 3.) Händigen Sie dem Probanden eine Kopie der Probandeninformation und der Einwilligungserklärung aus.
- 4.) Notieren Sie Name, Versuchsbedingung, Alter, Geschlecht, Vorerfahrung mit HMDs Montagetätigkeiten und ID des Teilnehmers in den Versuchsleiter-Unterlagen.
- 5.) Prüfen Sie mit dem Ishihara-Test ob der Teilnehmer von Rot-Grün-Blindheit betroffen ist und tragen Sie das Ergebnis in die Versuchsleiter-Unterlagen ein.
- 6.) Bestimmen Sie das dominante Auge des Versuchsteilnehmers mithilfe des Daumentests und tragen Sie die Angabe in die Versuchsunterlagen ein. (Daumentest: Die Versuchsperson wird darum gebeten, ein näheres und ein ferneres Objekt aufeinander abzustimmen und das nähere Objekt zu fixieren. Nun sollen die Augen abwechselnd geschlossen werden. Schließt die Versuchsperson das dominante Auge verändert sich die Position der Objekte zueinander. Verwendet werden kann zum Beispiel der eigene Daumen bei ausgestrecktem Arm und ein senkrechter Strich an einer Wand.)
- 7.) Messen Sie den Visus des Teilnehmers und versehen Sie den Datensatz mit Teilnehmer ID, Name, Datum, Zeitpunkt (Prätest) und Versuchsbedingung.
- 8.) Nehmen Sie die Gesichtsfeldmessung des linken und rechten Auges vor, versehen Sie beide Datensätze mit Name, Geburtsdatum, Teilnehmer ID, Zeitpunkt (Prätest) und Versuchsbedingung.
- 9.) Erklären Sie dem Teilnehmer den SSQ, geben Sie in der Software die vorher festgelegte Teilnehmer ID, Name, Zeitpunkt (Prätest) und Versuchsbedingung an und lassen Sie den Probanden die Fragebögen der Software ausfüllen.
- 10.) Erklären Sie dem Teilnehmer den VFQ, geben Sie in der Software die vorher festgelegte Teilnehmer ID, Name, Zeitpunkt (Prätest) und Versuchsbedingung an und lassen Sie den Probanden die Fragebögen der Software ausfüllen.
- 11.) Erklären Sie dem Teilnehmer die RSME-Befragung und tragen Sie seine Teilnehmer ID, Name, Versuchsbedingung und Zeitpunkt (1-6) auf allen sechs RSME-Bögen ein.
- 12.) Bereiten Sie mit den folgenden Schritten die EMG-Messungen vor:
 - a. Bestimmen und markieren sie anhand anatomischer Landmarks beidseits die Elektrodenlokalisationen für M. Trapezius descendens, M. Sternocleidomastoideus sowie M. splenius capitis
 - b. Rasieren Sie die Haut des Teilnehmers an den unter a. definierten Punkten mit einem unbenutzten Einwegrasierer.
 - c. Reinigen Sie die betreffenden Stellen mit „fussselfreien Tüchern“ und abrasiver Paste.

- d. Kleben Sie die Elektroden mit 20mm Interelektrodenabstand parallel zum Muskelfaserverlauf auf die betreffenden Stellen. Drücken Sie die Ränder der Elektroden fest.
- e. Kleben Sie die Proben, so auf die Haut des Teilnehmers, dass diese ihn während der Arbeitsaufgabe möglichst wenig behindern, unnötige Kraftausübung auf die Elektroden vermieden wird, der Range of Motion nicht eingeschränkt wird und ggf. das HMD problemlos getragen werden kann.
- f. Überprüfen Sie das Baseline-Signal der beiden Trapezius-Kanäle indem Sie den Probanden bitten, die Schultern „locker hängen zu lassen“ und nehmen Sie evtl. Korrekturen vor.
- g. Führen Sie die Referenzmessung für den jeweils linken und rechten M. Trapezius desc. wie folgt durch.
- i. Bitten Sie den Probanden sich auf die Messvorrichtung zu stellen.
- ii. Legen Sie die Gurte über die Schultern des Probanden und justieren die Länge so, dass die Gurte in Neutral-Null-Stellung leicht gespannt sind um ein verrutschen zu vermeiden. Setzen sie die Peak-Werte des Dynamometers zurück.
- iii. Starten Sie das EMG und beginnen sie die MVC-Messung, indem Sie den Probanden auffordern die Schultern mit maximaler Kraft (nicht explosiv) nach oben zu ziehen. Feuern Sie den Probanden dabei lautstark an! Die Dauer der Messung beträgt ca. 3 Sek.
- iv. Notieren Sie die Maximalwerte des Dynamometers (Kraftmessgeräts) und speichern Sie die EMG-Messungen als einzelne Datei nach folgendem Schema ab: TeilnehmerID_Versuchsbedingung_Muskel_Messung (ID3_2_LTRAP_MVC1); Verwenden sie aus Gründen der Automatisierung folgende Abkürzungen für die einzelnen Muskeln:
 Linker Trapezius: LTRAP, rechter Trapezius: RTRAP, linker Splenius Capitis: LSPLN, rechter Splenius Capitis: RSPLN, rechter Sternocleidomastoideus: RSCM, linker Sternocleidomastoideus: LSCM
- v. Führen Sie iii.-iv. 3x durch und bitten Sie den Probanden durch Beugen der Knie die Gurte abzulegen (ohne diese zu verstellen!)
- vi. Bitten Sie den Probanden sich auf der Platte umzudrehen und legen Sie ihm die Gurte wieder an.
- vii. Führen Sie Schritt iii.-iv. erneut durch
- viii. Notieren Sie den höchsten Peak-Wert des Dynamometers für die linke und rechte Seite
- h. Führen Sie die im Folgenden beschriebenen Ermüdungsmessungen (in dieser Reihenfolge) für jeden Muskel 1x durch und speichern Sie diese Messungen nach bekanntem Schema (z.B. ID3_2_LTRAP_EM0). Die Ermüdungsmessungen sollten eine Dauer von mindestens 5 Sek. aufweisen.
- i. Musculus Splenius Capitis: Der Teilnehmer liegt in Bauchlage, den Kopf im Überhang, die Arme neben den Körper auf der Liege liegend, auf der Behandlungsliege. Als Last für die Messung fungiert das Eigengewicht des Kopfes. Der Teilnehmer soll den Kopf auf einer imaginären Achse, parallel zur Liege/Rumpf, positionieren. Dabei ist eine moderate, hochzervikale Extension der Wirbelsäule erwünscht.

ii. M. Sternocleidomastoideus (SCM): Der Teilnehmer liegt in Rückenlage, den Kopf auf der horizontalen Liege abgelegt, die Arme befinden sich neben dem Rumpf. Zur Messung des linken SCM dreht der Proband den Kopf submaximal nach rechts und hebt diesen von der Unterlage ab. Zur Messung des rechten SCM wird seitenverkehrt verfahren.

iii. M. Trapezius descendens: Der Proband wird gebeten sich erneut auf die Messvorrichtung zu stellen und bekommt erneut die Gurte über die Schultern gelegt. Dem Proband wird eine Range von 60% des Maximalwertes \pm 2,5kg vorgegeben in deren Bereich der mindestens 5Sek. Kraft ausüben muss. Anschließend wird der Proband gebeten sich umzudrehen und das Prozedere für die kontralaterale Seite wiederholt.

13.) Stimmen Sie die Höhe des Motorhubtisches, gemäß DIN 33406: 1988-07(D) „Arbeitsplatzmaße im Produktionsbereich“, auf die Körpergröße des Teilnehmers ab.

14.) Positionieren Sie bei Versuchsbedingung 3 (Monitor) den Monitor auf Augenhöhe des stehenden Probanden und neigen Sie ihn zu 20° nach hinten (GUV 17.8 Abs. 4.8.2).

15.) Zur Untersuchung von Versuchsbedingung 1 (HMD: See-Through) oder 2 (HMD: Lookaround) wird dem Teilnehmer jetzt das HMD aufgesetzt.

16.) Erklären Sie dem Teilnehmer folgenden Versuchsablauf:

Das Experiment besteht aus Montagetätigkeiten an einem Automotor, einem Vergaser, einem Anlasser und einer Lichtmaschine. Auf dem Monitor/HMD werden einzelne Arbeitsschritte, bestehend aus Text und Bild angezeigt. Der Teilnehmer soll die Arbeitsanleitung durchlesen und dann den Arbeitsschritt mit dem vom Versuchsleiter angegebenen Werkzeug ausführen. Hat er den Arbeitsschritt ausgeführt, bittet er den Versuchsleiter die Anleitung des nächsten Schrittes aufzurufen. Der Proband wird darüber hinaus in seiner Arbeit nicht durch den Versuchsleiter unterstützt und darf keine Fragen stellen. Es gibt fünf Arbeitsabschnitte à 48 Min., auf die je eine RSME-Befragung, die EMG-Ermüdungsmessungen sowie eine 5-minütige Pause folgen.

(Anmerkung für den Versuchsleiter: Sollte der Teilnehmer in Ausnahmefällen sehr große Schwierigkeiten haben und einen Arbeitsschritt nicht ausführen können, so darf ihm geholfen werden, um zu gewährleisten, dass die Gesamtaufgabe fortgeführt werden kann. Der Versuchsleiter sollte daher mit der Arbeitsaufgabe intensiv vertraut sein. Das Eingreifen des Versuchsleiters muss in den Versuchsunterlagen notiert und während der Datenanalyse berücksichtigt werden.)

17.) Starten Sie den Viewer. Auf beiden Bildschirmen wird die Start-Folie angezeigt. Der Teilnehmer kann mit dieser Folie das HMD scharfstellen.

18.) Starten Sie die EMG-/EOG-Messung des ersten Arbeitsabschnittes. Benennen Sie die Datei nach folgendem Schema: TeilnehmerID_Versuchsbedingung_Muskel_Arbeitsabschnitt (Bsp.: ID01_3_RTRAP_AA1).

19.) Entnehmen Sie den Versuchsleiter-Unterlagen welches Werkzeug für den ersten Arbeitsschritt benötigt wird.

20.) Rufen Sie innerhalb der Software die erste Arbeitsanleitung auf.

21.) Reichen Sie dem Teilnehmer das passende Werkzeug.

- 22.) Entnehmen Sie den Versuchsleiter-Unterlagen welches Werkzeug für den nächsten Arbeitsschritt benötigt wird.
- 23.) Rufen Sie auf Anweisung des Probanden die nächste Arbeitsanweisung auf.
- 24.) Reichen Sie dem Teilnehmer das passende Werkzeug.
- 25.) Schritte 21-23 werden wiederholt, bis der letzte Arbeitsschritt der Hauptaufgabe ausgeführt ist. Die letzte Arbeitsanweisung der Hauptaufgabe ist daran zu erkennen, dass in der Software zusätzlich der Button „Arbeitsaufgabe beenden“ eingeblendet wird.
- 26.) Entnehmen Sie den Versuchsleiter-Unterlagen, während der Teilnehmer den letzten Arbeitsschritt des Arbeitsabschnittes ausführt, welches Werkzeug für den ersten Füllaufgabenschritt benötigt wird.
- 27.) Wenn die Hauptaufgabe in einem Arbeitsabschnitt beendet wird, klicken Sie in der Software auf den Button „Arbeitsaufgabe beendet“. Der erste Schritt der Füllaufgabe wird dadurch angezeigt.
- 28.) Reichen Sie dem Teilnehmer das Werkzeug für den ersten Füllaufgabenschritt.
- 29.) Entnehmen Sie den Versuchsleiter-Unterlagen welches Werkzeug für den nächsten Füllaufgabenschritt benötigt wird.
- 30.) Rufen Sie auf Anweisung des Probanden die nächste Arbeitsanweisung der Füllaufgabe auf.
- 31.) Reichen Sie dem Teilnehmer das Werkzeug für den nächsten Füllaufgabenschritt.
- 32.) Schritte 29-31 werden ausgeführt, bis die Software das Ende des 48-minütigen Arbeitsabschnittes und den Beginn der RSME/EMG-Pause anzeigt.
- 33.) Im Viewer wird angezeigt, wie lange es bis zur nächsten RSME-Befragung und EMG-Messung dauert. Halten Sie vor dem Zeitpunkt die erste Kopie des RSME-Bogens bereit.
- 34.) Beenden Sie die EMG-/EOG-Messung des Arbeitsabschnittes, wenn die RSME/EMG-Pause angezeigt eingeblendet wird.
- 35.) Führen Sie die RSME-Befragung durch, notieren Sie den Wert auf dem ersten RSME-Bogen des Teilnehmers.
- 36.) Führen Sie die EMG-Ermüdungsmessungen für jeden Muskel durch. Benennen Sie die Datei nach folgendem Schema: Teilnehmer-ID_Versuchsbedingung_Muskel_Ermüdungsmessung (Bsp.: ID1_3_TRAP_EM1)
- 37.) Weisen Sie den Probanden darauf hin, wie lange die Pause noch dauert. Dies wird durch den Timer angezeigt. Kurz vor Ablauf der Pause sollten alle Beteiligten bereit sein, den Versuch fortsetzen zu können.
- 38.) Von der Software wird nach Ablauf der Pause die nächste Arbeitsanleitung der Hauptaufgabe eingeblendet. Der oben beschriebene Prozess (18-38) wiederholt sich für jeden weiteren 48-minütigen Arbeitsabschnitt.
- 39.) Nach der gesamten Versuchsaufgabe, der letzten Ermüdungsmessung und Speicherung der Datei nach dem unter Schritt 11.i) beschriebenen Schema, führen Sie die zweite SSQ-Befragung durch. Geben Sie dabei vorher festgelegte Teilnehmer-ID, Name, Zeitpunkt (Posttest) und Versuchsbedingung an.

- 40.) Nehmen Sie die zweite VFQ-Befragung vor. Geben Sie die vorher festgelegte Teilnehmer-ID, Name, Zeitpunkt (Posttest) und Versuchsbedingung an.
- 41.) Erklären Sie dem Teilnehmer den NASA-TLX und führen Sie die Befragung mithilfe der dafür vorgesehenen Software auf dem Versuchsleiter-Rechner durch. Geben Sie vorher festgelegte Teilnehmer-ID, Name und Versuchsbedingung an.
- 42.) Entfernen Sie EMG-/EOG-Elektroden von der Haut des Teilnehmers.
- 43.) Messen Sie den Visus des Teilnehmers und versehen Sie den Datensatz mit Teilnehmer-ID, Name, Datum, Zeitpunkt (Posttest) und Versuchsbedingung.
- 44.) Nehmen Sie die Gesichtsfeldmessung für das linke und rechte Auge vor, versehen Sie beide Datensätze mit Name, Geburtsdatum, Teilnehmer ID, Zeitpunkt (Posttest) und Versuchsbedingung.
- 45.) Übertragen Sie die Daten des Perimeters an den Rechner auf dem die EyeSuite Perimetry „Lite“ installiert ist.
- 46.) Führen Sie das Interview zur Nutzerakzeptanz durch.

Anhang 6 Dokumentationsvorlage

Teilnehmer ID: _____ Datum: _____ Versuchsbedingung:

Arbeitsaufgabe 1: Nockenwellengehäuse demontieren

1. Länge der Zylinderkopfschrauben: _____ mm

Arbeitsaufgabe 2: Abgaskrümmter demontieren

2. Durchmesser der Abgaskrümmter-Öffnung im Zylinderkopf: _____ mm

Arbeitsaufgabe 3: Einlasskrümmer demontieren

3. Durchmesser der Einlasskrümmer-Öffnungen im Zylinderkopf:
- _____ mm
 - _____ mm
 - _____ mm
 - _____ mm
 - _____ mm

Arbeitsaufgabe 4: Nockenwelle demontieren

- Höhe des Nockenwellengehäuse-Deckels: _____ mm
- Breite des Nockenwellengehäuse-Deckels: _____ mm
- Innendurchmesser der Nockenwellengehäuse-Dichtung: _____ mm
- Breite der Nockenwellenarretierung: _____ mm
- Höhe der Nockenwellenarretierung: _____ mm
- Dicke der Nockenwelle (schmalste Stelle): _____ mm
- Dicke der Nockenwelle (dickste Stelle): _____ mm

Arbeitsaufgabe 5: Zylinderkopf demontieren

- Breite der Kipphebel: _____ mm
- Höhe der Kipphebel: _____ mm
- Anzahl der Kipphebel: _____
- Durchmesser der Druckstücke: _____ mm
- Anzahl der Druckstücke: _____
- Durchmesser der hydraulischen Ventilspielausgleicher: _____ mm
- Höhe der hydraulischen Ventilspielausgleicher: _____ mm
- Durchmesser aller runden Öffnungen in der Zylinderkopfdichtung:
 - _____ mm
 - _____ mm
- Gibt es Unebenheiten im Motorblock: ja nein

Arbeitsaufgabe 13: Einspritzanlage demontieren

- Durchmesser der vier Luftmassenmesser-Öffnungen im Einlasskrümmer: _____ mm
- Durchmesser des Druckreglers ohne Halteschelle: _____ mm
- Höhe der Einspritzventile: _____ mm
- Breite der Einspritzventile: _____ mm
- Durchmesser der Einspritzventil-Dichtung: _____ mm
- Durchmesser der vier Schläuche am Einlasskrümmer:
 - _____ mm

- b. _____ mm
- c. _____ mm
- d. _____ mm

Füllaufgabe 1: Vergaser

- 26. Durchmesser der Schwinge: _____ mm
- 27. Länge der Schwinge: _____ mm
- 28. Durchmesser der Drosselklappe: _____ mm
- 29. Außendurchmesser der Ansaugkammer-Dichtung: _____ mm
- 30. Innendurchmesser der Ansaugkammer-Dichtung: _____ mm
- 31. Durchmesser des Luftregelventil-Rohrs: _____ mm
- 32. Durchmesser Federringe der Schwimmerkammer: _____ mm
- 33. Länge der Schrauben der Schwimmerkammer: _____ mm
- 34. Höhe des Schwimmerkammer-Deckels: _____ mm
- 35. Breite des Schwimmerkammer-Deckels: _____ mm
- 36. Durchmesser der Öffnung im Schwimmerkammer-Deckel: _____ mm
- 37. Länge des Schwimmerstifts: _____ mm
- 38. Durchmesser des Schwimmerstifts: _____ mm

Füllaufgabe 15: Lichtmaschine demontieren

- 39. Länge der Gehäuseschrauben: _____ mm
- 40. Durchmesser der Federringe an den Gehäuseschrauben: _____ mm
- 41. Durchmesser der drei Isolatoren:
 - a. _____ mm
 - b. _____ mm
 - c. _____ mm

Füllaufgabe 16: Anlasser demontieren:

- 42. Durchmesser des Magnetschalter-Bolzens: _____ mm
- 43. Höhe des Magnetschalter-Bolzens: _____ mm
- 44. Breite des Gummipuffers: _____ mm
- 45. Höhe des Gummipuffers: _____ mm
- 46. Durchmesser des Ausrückmechanismus: _____ mm
- 47. Durchmesser der Öffnung im Ausrückmechanismus-Gehäuse: _____ mm
- 48. Durchmesser des Ankers 1: _____ mm
- 49. Durchmesser des Ankers 2: _____ mm
- 50. Durchmesser des Ankers 3: _____ mm
- 51. Anzahl der Widerstände des Ankers: _____
- 52. Durchmesser der sechs Öffnungen in der Bürstenscheibe:
 - a. _____ mm
 - b. _____ mm
 - c. _____ mm
 - d. _____ mm
 - e. _____ mm
 - f. _____ mm

Anhang 7 Inventarliste des Versuchsaufbaus

1. Motor auf höhenverstellbarem Hubtisch montiert
2. Anlasser
3. Lichtmaschine
4. Vergaser
5. Werkzeugkasten mit folgenden Bestandteilen:
 - 5.1. Steckschlüsselaufsatz ¼" PH2
 - 5.2. ½" Ratsche
 - 5.3. ½" Verlängerung, 130mm
 - 5.4. 12-kant Steckschlüssel-Einsatz, ½", 17mm
 - 5.5. 12-kant Steckschlüssel-Einsatz für Zündkerzen, ½", 16mm
 - 5.6. Digitaler Messschieber, 150mm
 - 5.7. ¼" Knarre umschaltbar
 - 5.8. ¼" Verlängerung, 150mm
 - 5.9. 12-kant Steckschlüssel-Einsatz, ¼", 13mm
 - 5.10. 12-kant Steckschlüssel-Einsatz, ¼", 10mm
 - 5.11. Flachrundzange, 140mm
 - 5.12. Gekröpfter Ringschlüssel, 17mm
 - 5.13. Ring-Maulschlüssel, 17mm
 - 5.14. Torx-Schraubendreher-Einsatz TX30
 - 5.15. Torx-Schraubendreher-Einsatz TX55
 - 5.16. Fühlehre
 - 5.17. Universalschaber mit Köcher
 - 5.18. ¼" Handgriff
 - 5.19. ¼" 12-kant Steckschlüssel 14mm
 - 5.20. Innentorx 8 ¼"
 - 5.21. Innentorx E8 ¼"
 - 5.22. ¼" 12-kant Steckschlüssel 8mm
 - 5.23. Innentorx E11 ¼"
 - 5.24. Torx T30 ¼"
 - 5.25. Schlitzschraubendreher (groß)
 - 5.26. Schlitzschraubendreher (klein)
 - 5.27. Steckschlüssel Torx FX48
 - 5.28. Ring-Maulschlüssel 7mm
 - 5.29. Ring-Maulschlüssel 8mm
 - 5.30. Ring-Maulschlüssel 10mm
 - 5.31. Ring-Maulschlüssel 13mm
 - 5.32. Ring-Maulschlüssel 22mm
 - 5.33. Hammer
 - 5.34. Steckschlüssel, Innensechskant ¼" HX5
 - 5.35. Gebogene Flachrundzange
 - 5.36. Kneifzange
 - 5.37. 1 Tube Mehrzweckfett
 - 5.38. 1 Paar Handschuhe
 - 5.39. 10x Schraubenkästen (rot)
6. 4x Microfasertücher
7. Papiertücher
8. Rasierklingen

9. Abrasive Paste
10. 2x Microsoft LifeCam Studio
11. 2x Hama Kamerastativ Star 16
12. Höhenverstellbare, fahrbare Monitorhalterung
13. 1x Dynamometer/Kraftmessgerät
14. Vorrichtung zur Ermüdungsmessung (Holzplatte mit Gurt)
15. 2x DTS-Einzeltransmitter inkl. 2-Pinch für Elektroofokulogramm
16. 2x DTS lange Ersatz-Sensorkabelenden (16mm)
17. 1x HMD Liteye A750 monokulares Display + Interface zur Farb- und Kontrasteinstellung
18. 2x Monitore 15" (Teilnehmer und Versuchsleiter)
19. 1 USB Hub, 7-Port
20. 2x DVI-Kabel
21. 2x USB-Verlängerung (für HMD-Stromversorgung) 5m
22. 1x USB Verlängerung 3 m
23. 2 Monitor-Netzkabel
24. 1x VGA Kabel 10m
25. 1x DVI auf VGA Adapter
26. Perimeter (-zubehör):
 - 26.1. 1x Perimeter, Octopus 1-2-3, Haag-Streit
 - 26.2. 1x höhenverstellbarer Perimeter-Tisch
 - 26.3. 1x Bedienungsanleitung für das Perimeter
 - 26.4. Verbindungskabel, 5 m
27. Software des Versuchsleiter Rechners:
 - 27.1. Viewer Software
 - 27.2. Ergo-Lab inkl. Lizenz USB-Stick
 - 27.3. Software "EyeSuite Perimetry LITE" zum Datenimport vom Perimeter
 - 27.4. MyoResearch XP Clinical Applications für EMG/EOG Messungen
 - 27.5. SSQ-Software
 - 27.6. NASA-TLX Software
 - 27.7. VFQ-Software
28. Unterlagen des Tests zur Rot-/Grün-Blindheit nach S. Ishihara (1968)
29. PC Versuchsleiter
30. PC für EMG Messungen
31. Maus
32. Tastatur
33. Feldbett

Anhang 8 Empfehlungen des Helmholtz-Instituts, RWTH-AC



Untersuchungskonzeption und Empfehlung zur Analyse der körperlichen und visuellen Belastung bei der Arbeit an einem Automotor

1. Analyse und Messung der körperlichen Belastung

Zu den geplanten Messverfahren:

- | | |
|----------------------------|-----------|
| 1. Elektromyographie (EMG) | 10 Kanäle |
|----------------------------|-----------|

Definition EMG:

Die EMG ist eine elektrophysiologische Methode, bei der die elektrische Muskel-Aktivität gemessen wird.

Mit Hilfe von Elektroden (Oberflächen- oder Nadelelektroden) lassen sich die Potentialschwankungen motorischer Einheiten der Muskulatur ableiten. Mit Spezialnadeln lassen sich bei Bedarf einzelne Muskelfasern erfassen. Messungen der Potentialänderungen auf der Haut werden mit Oberflächenelektroden durchgeführt, sind, bedingt durch die Ableitungsform, unpräziser, da diese Technik das Summen-Aktionspotential eines ganzen Muskels oder sogar mehrerer Muskeln misst.

Diese Methodik soll für eine erste Analyse und Messung der körperlichen Belastung, während Arbeiten an einem Automotor durchgeführt werden, eingesetzt werden.

Dazu werden folgende Ableitpunkte von EMG-Oberflächen-Elektroden vorgeschlagen (Abbildung 1):

Position 1 jeweils rechts und links	2 Kanäle
-------------------------------------	----------

⇒ Detektion der Extensoren der Halswirbelsäule/ des Kopfes

Position 2 jeweils rechts und links	2 Kanäle
-------------------------------------	----------

⇒ Detektion des Musculus (M.) trapezius pars descendens

(Eventuell kann man die Extensoren der Halswirbelsäule auch zusammenfassen nach Position 23!

⇒ Globale Messung der Halsextensoren	dadurch Reduktion auf	2 Kanäle)
--------------------------------------	-----------------------	-----------

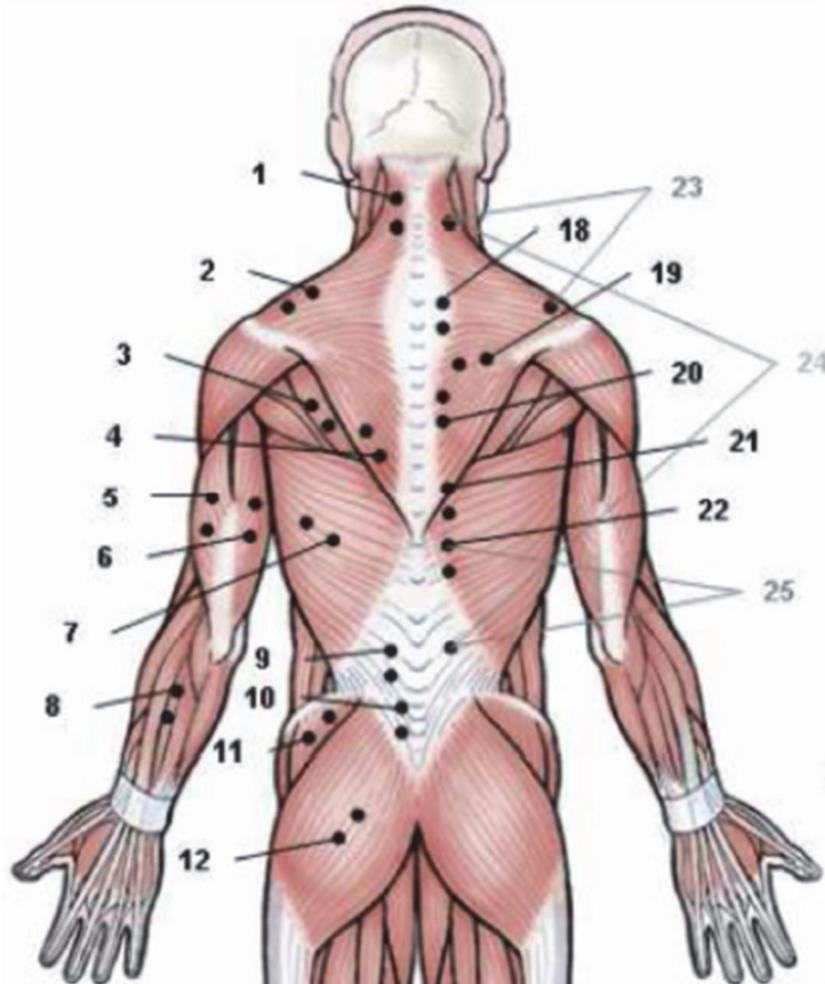


Abbildung 1: EMG-Elektroden-Positionierung dorsal [1]

Weiterhin werden folgende Ableitpunkte von EMG-Oberflächen-Elektroden vorgeschlagen (Abbildung 2):

Position 29 jeweils rechts und links	2 Kanäle
⇒ Detektion des M. deltoideus	
Position 37 jeweils rechts und links	2 Kanäle
⇒ Detektion des M. pectoralis major	
Position 38 jeweils rechts und links	2 Kanäle

LEHRSTUHL FÜR MEDIZINTECHNIK

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Klaus Radermacher

⇒ Detektion des M. biceps brachii

Position 25 jeweils rechts und links

2 Kanäle

⇒ Detektion (global) der Muskulatur der Lendenwirbelsäule

Insgesamt:

12 (bzw. 10) EMG-Kanäle

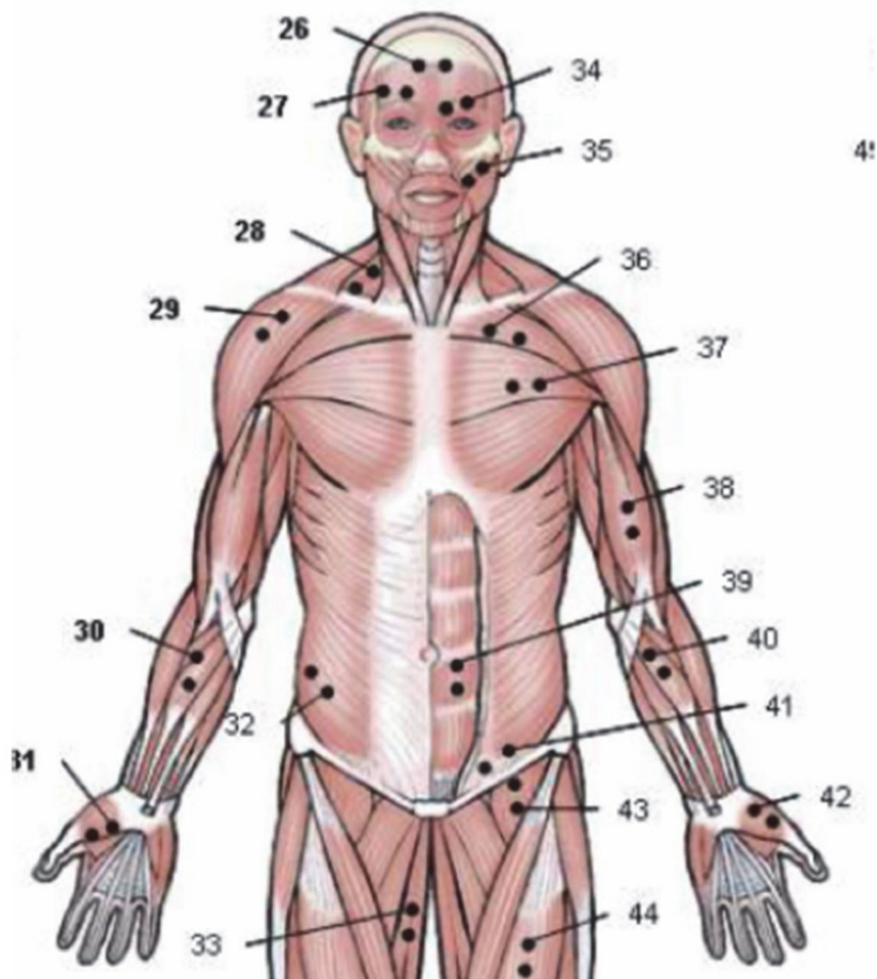


Abbildung 2: EMG-Elektroden-Positionierung frontal [1]

**LEHRSTUHL FÜR MEDIZINTECHNIK**Univ.-Prof. Dr.-Ing. Klaus Radermacher

Funktionen der jeweiligen Muskeln:*Extensoren der Halswirbelsäule/ des Kopfes*

- ⇒ Streckung und Neigung/Fixation der Halswirbelsäule

M. trapezius

- ⇒ Heben, Senken, nach hinten Ziehen, Drehen der Schulter, Fixation der Scapula am Thorax

M. deltoideus

- ⇒ Hebt Arm (nur bis zur Horizontalen, danach eine Scapula-Bewegung)

M. pectoralis major

- ⇒ Adduktion, Innenrotation

M. biceps brachii

- ⇒ Beugung, Supination im Ellenbogengelenk

Extensoren der Lendenwirbelsäule

- ⇒ Streckung und Fixierung der Lendenwirbelsäule

2. Winkelmessung

- | | |
|-----------------------------------|--------------------|
| a. Bewegung der Halswirbelsäule | 2 Kanäle (1 Kanal) |
| b. Bewegung der Lendenwirbelsäule | 2 Kanäle (1 Kanal) |

Goniometrie (Winkelmessung) nach der Neutral-Null-Methode (NNM):

Die NNM ist ein standardisierter orthopädischer Bewertungs- und Dokumentationsindex für die Beweglichkeit von Gelenken. Sie wird als Code ausgedrückt, der das Bewegungsmaß eines Gelenks in Winkelgraden um eine bestimmte Achse wiedergibt.

Bewegung der Halswirbelsäule:

Zu entscheiden ist hier noch im Detail, welche Bewegungen genau gemessen werden sollen. Das sollte anhand der Vorversuche abgeklärt werden. Hier sollte geschaut werden, in welcher Richtung die größten Bewegungen stattfinden und diese dann genauer untersucht werden.

Die Goniometer arbeiten im 2D-Bereich.

Eine 3D-Bewegungserfassung müsste bei Bedarf ergänzt werden, wenn bei den Vorversuchen herauskommt, dass dies relevant ist. Hier ist dann eine (wahrscheinlich kostenintensive) Methode zu wählen, bspw. Inertialsensoren, mit der die komplexe 3D-Bewegung der Halswirbel- und Lendenwirbelsäule erfasst werden kann. Optisches Tracking könnte eventuell auch eine Option sein.

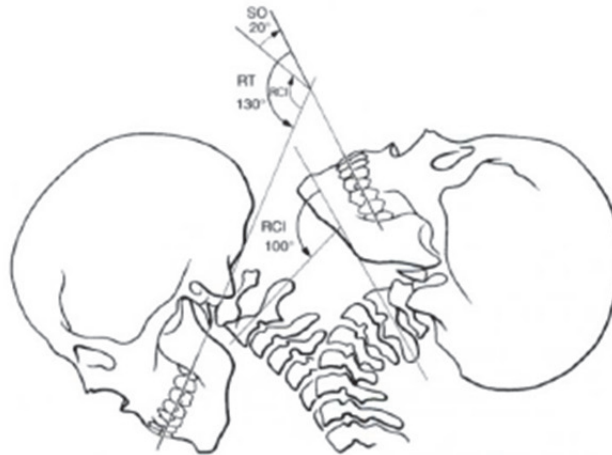


Abbildung 3: Bewegung der Halswirbelsäule Flexion/ Extension [3]

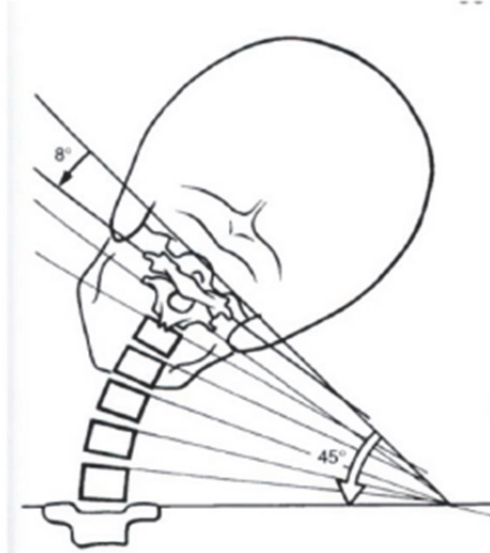


Abbildung 4: Bewegung der Halswirbelsäule in der Frontalebene [3]

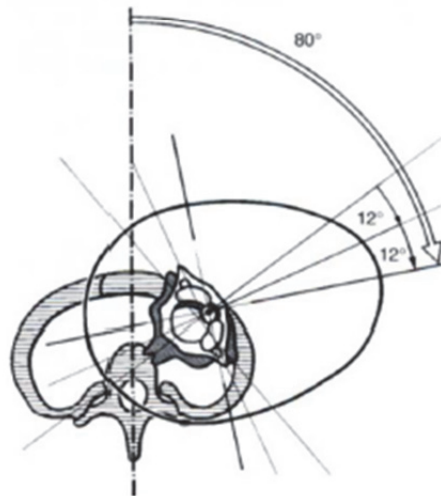


Abbildung 5: Bewegung der Halswirbelsäule Rotation [3]

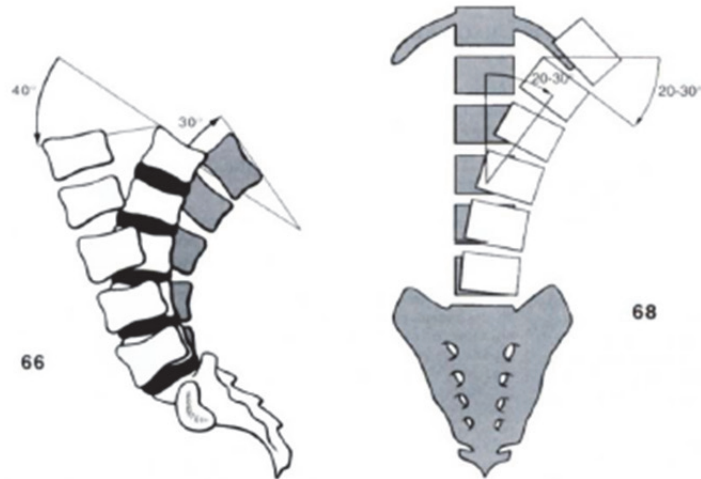
Bewegung der Lendenwirbelsäule:

Abbildung 6: Bewegung der Lendenwirbelsäule in der Sagittalebene (66) und der Frontalebene (68) [3]

Diese Messungen würde man als Zusatz ansehen, da hier eventuell Zwangshaltungen abgeleitet werden können, bzw. mit dem jeweiligen Arbeitsschritt verbunden werden können. Daraus ergibt sich die Möglichkeit, Extremhaltungen herauszufinden.

2. Analyse und Messung der visuellen Belastung

1. Elektrookulogramm (EOG)

2 Kanäle

Definition EOG:

„Nach YOUNG & SHEENA (1975) ist das corneoretinale Potential eine Potentialdifferenz von max. 1 mV zwischen der Cornea und Retina; die Cornea ist dabei positiv geladen. Dieses Potential wird als Basis für die Elektrookulographie genutzt. Das Messprinzip basiert sozusagen auf einer Batteriespannung zwischen der Retina (Netzhaut) als negativem elektrischen Pol und der Cornea (Hornhaut) als positiven elektrischen Pol des Auges, die durch mehrere Millionen gleich ausgerichteter Rezeptorzellen in der Netzhaut zustande kommt. Verschiebt sich das Auge oder aber das Lid über dem Auge, ändert sich die Spannung an den rechts und links am Auge beim horizontalem und oben und unten vom Auge beim vertikalem EOG positionierten Elektroden.“ [4]

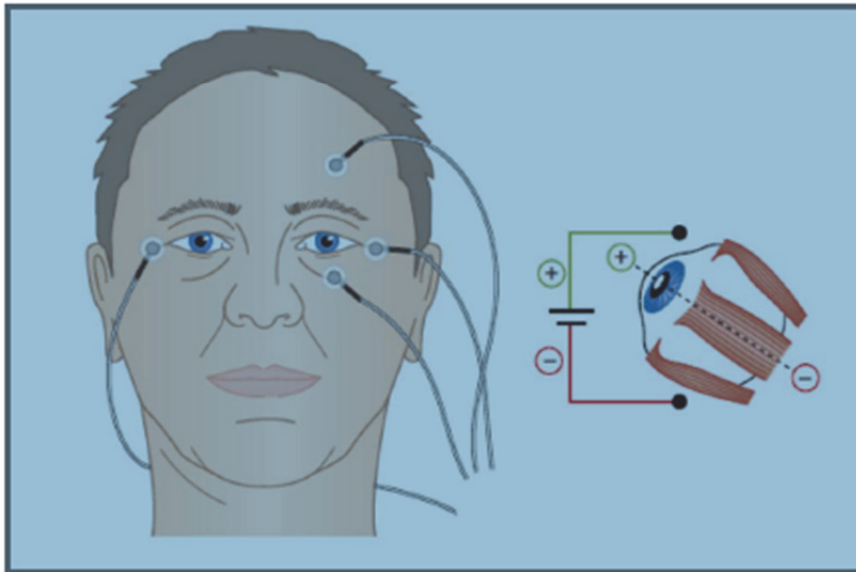


Abbildung 7: Elektrodenplatzierung bei der EOG [2]

Speziell ist angedacht, mittels EOG den Lidschlag bzw. die Anzahl der Lidschläge zu detektieren. Für den Lidschlag kommt das vertikale EOG in Frage [4].

Hierzu werden 2 Kanäle benötigt.


LEHRSTUHL FÜR MEDIZINTECHNIK

 Univ.-Prof. Dr.-Ing. Klaus Radermacher

2. Orthoptischer Status
Definition Orthoptischer Status:

Bestimmung des Schielstatus.

Bei bestimmten Beschwerden werden das Zusammenspiel beider Augen und die Verarbeitung in den speziellen Hirnzentren geprüft.

Anwendung:

- ⇒ asthenopische Beschwerden
- ⇒ Doppelbildsehen
- ⇒ Schielen
- ⇒ Kopfschmerzen
- ⇒ rote oder müde Augen

3. Visusbestimmung
Definition der Visusbestimmung:

Messung der Sehschärfe.

4. Gesichtsfeldmessung (Perimetrie)
Definition Perimetrie:

Eine Perimetrie ist die Überprüfung des Bereichs, den man wahrnehmen kann, ohne das Auge zu bewegen – das Gesichtsfeld. Hierbei unterscheiden sich das Gesichtsfeld eines Auges (monokulares Gesichtsfeld) und das beider Augen (binokulares Gesichtsfeld).

Ausfälle im Gesichtsfeld werden mit der Gesichtsfeldmessung bestimmt. Diese erfasst das gesamte Sehfeld vom Zentrum bis zum äußersten Rand.

 Diese Tests/ Untersuchungen wurden von Seiten der Mediziner (Augenklinik UK Aachen) als sinnvoll erachtet, vorher sowie nachher jeweils zu kontrollieren. Es wird im Normalfall keine Veränderung erwartet.


LEHRSTUHL FÜR MEDIZINTECHNIK

 Univ.-Prof. Dr.-Ing. Klaus Radermacher

Geräteempfehlung:
EMG/EOG:

Telemyo2400G2, 16 Kanäle, Firma Velamed GmbH, ca. 25.000,00 bis 30.000,00 € netto je nach Zubehör.

Wir stehen aber bezüglich eines konkreten Angebots in Kontakt. Dies sollte in den nächsten Tagen hoffentlich bei uns eingehen.

Gesichtsfeldmessung:

High End Lösung:

- Humphrey Field Analyzer HFA II i
- (Halbkugel-Projektionsperimeter Oculus Modell Twinfield 2 (Kosten ca. 20.000,00 €))

Ansonsten:

- Humphrey 710
- Octopus 1-2-3

Bei <http://www.opthalworld.de> gibts auch jede Menge gebrauchte Geräte. (Evtl. auch eine Lösung???)

- Manuelles Goldmann Perimeter Haag-Streit Modell 940 mit Tisch und Perimeter Probiergläser-Satz, gebraucht, guter Zustand (5.700€)
- Automatik Perimeter Haag-Streit Interzeag Octopus 1-2-3, gebraucht, guter Zustand (4775€)

Eventuell besteht auch die Möglichkeit, solche Geräte auszuleihen. Dies wird von Seiten der Mediziner bzw. der Augenklinik in Aachen noch genauer abgeklärt.

LEHRSTUHL FÜR MEDIZINTECHNIK

 Univ.-Prof. Dr.-Ing. Klaus Radermacher

Flimmerverschmelzungsfrequenz (FVF)

„Die Flimmerverschmelzungsfrequenz (FVF), auch Flimmerfusionsfrequenz, ist „die Frequenz, bei der eine Folge von Lichtblitzen als ein kontinuierliches Licht wahrgenommen wird.“ [1] Bei unvollständiger Verschmelzung tritt Flimmern auf. Für den Ablauf der chemischen Prozesse in der Netzhaut des Auges, die bei der Lichtreizung ausgelöst werden und zur Erregung führen, ist eine Mindestzeit erforderlich. Ist das Zeitintervall zwischen zwei Reizen kürzer als diese Mindestzeit, so können die Reize nicht getrennt wahrgenommen werden.“ [5]

- ⇒ Dieser Test wird von Medizinerseite als nicht relevant eingestuft. Wird in der Klinik selten bis gar nicht eingesetzt. Die Aussagekraft ist begrenzt und die FVF ist auch kein Parameter für Belastung des visuellen Systems.

Belastungsverlaufstest (BLV)

Der Belastungsverlaufstest (BLV) ist ja eher ein allgemeines Verfahren zur subjektiven Beanspruchungsmessung (physisch und psychisch) (Fragebogen).

- ⇒ Das könnte etwas Interessantes für später sein, aber jetzt bei der Auswahl der Geräte eher uninteressant.

LEHRSTUHL FÜR MEDIZINTECHNIKUniv.-Prof. Dr.-Ing. Klaus Radermacher

Literatur

- [1] Shewmann, T., Ableitpunkte für Oberflächen-EMG. Velamed Medizintechnik GmbH, 2008
- [2] Volk, G.F., Guntinas-Lichius, O., Diagnostik und Therapie des Schwindels. Laryngo-Rhino-Otol 2011; 90(5): 301-324
- [3] Kapandji, A.I., Fisiología Articular. 5. Edition, Editorial Medica Panamericana, 1998
- [4] Meinold, P.E., Psychologie des Lidschlags, Dissertation, Philosophische Fakultät Köln, 2005
- [5] <http://de.wikipedia.org/wiki/Flimmerverschmelzungsfrequenz> (30.01.2012)

Anhang 9 Ethikvotum

ETHIK-KOMMISSION AN DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
 DER RHEINISCH-WESTFÄLISCHEN TECHNISCHEN HOCHSCHULE AACHEN
 Pauwelsstr. 30, 52074 Aachen - Tel. 0241-80 89 963 – FAX 0241-80 82 012
 E-Mail: ekaachen@ukaachen.de

Ethik-Kommission an der Medizinischen Fakultät
 der RWTH Aachen – Pauwelsstr. 30 – D - 52074 Aachen

Aachen, den 11.12.2012

Herrn
 Dipl.-Ing. Marcel Mayer
 Institut für Arbeitswissenschaft der RWTH Aachen
 Bergdriesch 27
 52062 Aachen

Schmal/pre

Betrifft:

EudraCT-Nr. -
 Protokoll-Nr: -
 Titel: F 2288 Head-Mounted Displays - Bedingungen des sicheren
 und beanspruchsoptimalen Einsatzes.
 Sponsor: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin,
 Gruppe Z2b, Friedrich-Henkel-Weg 1-25, 44149 Dortmund
 Eingereicht von: Dipl.-Ing. Marcel Mayer, Institut für Arbeitswissenschaft
 der RWTH Aachen, Bergdriesch 27, 52062 Aachen
 Antragsteller: Dipl.-Ing. Marcel Mayer, s.o.
 LKP: -
 Lokaler Hauptprüfer: Dipl.-Ing. Marcel Mayer, s.o.
 Internes Aktenzeichen: EK 272/12

Hier: Anschreiben zum Votum

Sehr geehrter Herr Mayer,

Sie haben bezüglich der o. g. Studie um eine Beratung durch die Ethik-Kommission an
 der hiesigen Medizinischen Fakultät der RWTH Aachen gebeten.
 Als Anlage übersende ich Ihnen das Votum mit der Bitte um Kenntnisnahme.
 Für das Forschungsvorhaben wünschen wir Ihnen viel Erfolg.

Mit freundlichen Grüßen



Prof. Dr. med. G. Schmalzing
 Vorsitzender

Univ.-Prof. Dr. med. U. Büll
 Stellvertr. Vorsitzender
 Vice-Chairman

Anlage

**ETHIK-KOMMISSION AN DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER RHEINISCH-WESTFÄLISCHEN TECHNISCHEN HOCHSCHULE AACHEN**
Pauwelsstr. 30, 52074 Aachen - Tel. 0241-80 89 963 – FAX 0241-80 82 012
E-Mail: ekaachen@ukaachen.de

VOTUM

zu dem Forschungsantrag

EudraCT-Nr.	-
Protokoll-Nr:	-
Titel:	F 2288 Head-Mounted Displays - Bedingungen des sicheren und beanspruchsoptimalen Einsatzes.
Sponsor:	Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Gruppe Z2b, Friedrich-Henkel-Weg 1-25, 44149 Dortmund
Eingereicht von:	Dipl.-Ing. Marcel Mayer, Institut für Arbeitswissenschaft der RWTH Aachen, Bergdriesch 27, 52062 Aachen
Antragsteller:	Dipl.-Ing. Marcel Mayer, s.o.
LKP:	-
Lokaler Hauptprüfer:	Dipl.-Ing. Marcel Mayer, s.o.
Internes Aktenzeichen:	EK 272/12

vom 31.10.2012 und vom 04.12.2012, eingegangen bei der Ethik-Kommission am 06.11.2012 und am 10.12.2012 mit folgenden Unterlagen:

Initiale Einreichung:

- Anschreiben vom 31.10.2012
- Prüfplan, Version 1.0
- Probandeninformation und Einwilligungserklärung, Version 1.0
- Lebensläufe
- Gebrauchsanweisungen

Nachreichung vom 04.12.2012:

- Prüfplan Version 1.1 erstellt am 03. Dezember 2012
- Probandeninformation Version 1.1 erstellt am 03. Dezember 2012
- Einwilligungserklärung Version 1.1 erstellt am 03. Dezember 2012
- Lebensläufe M. Mayer erstellt am 08. November 2012
- Rückmeldung zu den Kommentaren der Mitglieder der Ethik-Kommission
- Versicherungsbestätigung
- Hart & Staveland - NASA-TLX
- Kennedy et al 1993 – SSQ
- Zijlstra 1993 - RSME

Der Antrag wurde unter Beteiligung von Herrn Professor Dr. med. G. Schmalzing als Vorsitzenden und den Mitgliedern Proffs. Dr. U. Büll, Dr. G. Jakse, Dr. R. Osieka sowie Kanzler a.D. Keßler, Dr. G. Souvignier und I. Wiegand beraten und wie folgt bewertet:

Gegen das Forschungsvorhaben sind aus ethischer und berufsrechtlicher Sicht keine Bedenken zu erheben.

Die Bewertung ist für folgende Prüfer und Prüfstelle gültig:

Prüfstelle:

- Institut für Arbeitswissenschaften der RWTH Aachen, Bergdriesch 27, 52062 Aachen

Prüfer:

- Dipl.-Ing. Marcel Mayer
- Dr. rer. medic. Dipl.-Inform. Alexander Mertens
- Dipl.-Ing. Christopher Brandl

Für dieses Votum gelten die nachfolgenden Auflagen und Empfehlungen (von deren Erfüllung die Wirksamkeit der positiven Bewertung abhängt):

1. Auflagen:

- a. Die Ethik-Kommission bittet darum, Mitteilungen über schwerwiegende und unerwartete unerwünschte Ereignisse, die während der Studie auftreten und welche die Sicherheit der Studienteilnehmer oder die Durchführung der Studie beeinträchtigen könnten, zu übersenden, mit einer Stellungnahme, ob sich damit die Nutzen/Risiko-Relation des Forschungsvorhabens verändert hat.
- b. Ethisch relevante Änderungen im Prüfplan und in der Phase der Umsetzung sind der Kommission mitzuteilen; geänderte Passagen sollten deutlich kenntlich gemacht werden.
- c. Der Antragsteller hat sicherzustellen, dass die Akten und Unterlagen nach dem Abschluss des Vorhabens in seinem derzeitigen Arbeitsbereich verwahrt und ordnungsgemäß verwaltet werden.
- d. Der Antragsteller eines Zentrums hat dafür Sorge zu tragen, dass alle nachrangig in die Studie involvierten ärztlichen Mitarbeiter angemessen qualifiziert sind. Dies gilt auch für die erforderlichen Kenntnisse des Studienprotokolls.

2. Hinweise:

- a. Es wird darauf hingewiesen, dass unabhängig vom Beratungsergebnis der Ethik-Kommission die ethische und rechtliche Verantwortung für die Durchführung

einer klinischen Prüfung beim Leiter der klinischen Prüfung und auch bei allen an der Prüfung teilnehmenden Ärzten liegt.

- b. Es wird empfohlen, bei Studienteilnehmerinnen vor der Studienteilnahme einen Test zum Schwangerschaftsausschluss durchzuführen.
- c. Die Ethik-Kommission sollte vom Ergebnis der Studie unterrichtet werden. Im Falle einer Publikation der Ergebnisse könnte auch ein Sonderdruck eingereicht werden.

Aachen, den 11.12.12



Univ.-Prof. Dr. med. U. Büll
Stellvertr. Vorsitzender
Vice-Chairman

Prof. Dr. med. G. Schmalzing
Vorsitzender

Die Ethik-Kommission ist nach Landesrecht konstituiert und bei den zuständigen Landesbehörden, beim Bundesamt für Arzneimittel (BfArM) sowie beim Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) registriert. Sie berät unabhängig nach den Regeln des Weltärztebundes in der Deklaration von Helsinki über Forschung am Menschen in der Fassung von 1996 in Somerset West, nach nationalen Gesetzen, Vorschriften und der ICH-GCP-Leitlinie in der jeweils gültigen Fassung (siehe Homepage der Ethik-Kommission unter www.ethikkommission.ukaachen.de).

Anhang 10 F-Werte Tabelle der Ergebnisse

F-Werte (Hypothesenfreiheitsgrad, Fehlerfreiheitsgrad) und p-Werte der durchgeführten Varianzanalysen für den Innersubjektfaktor, die beiden Zwischensubjektfaktoren Alter und Displaytyp sowie Interaktionen erster und zweiter Ordnung zwischen den Variablen.

Ab-schnitt		Innersubjekt-faktor	Zwischensubjektfaktor		Interaktion		2. Ord-nung
			Alter	Displaytyp	Innersubjekt-faktor - Alter	Innersubjekt-faktor - Display-typ	
5.3.1	Leistung		$F(1, 42) = .248, p = .623$	$F(2, 42) = 4.133, p = .023$			
5.3.2	Nahvisus rechts	$F(1, 45) = 5.233, p = .027$	$F(1, 45) = 23.788, p < .001$	$F(2, 45) = 1.136, p = .330$	$F(1, 45) = .167, p = .684$	$F(2, 45) = 2.956, p = .062$	$F(2, 45) = 1.579, p = .217$
	Nahvisus links	$F(1, 44) = 4.288, p = .044$	$F(1, 44) = 6.671, p = .003$	$F(2, 44) = 1.142, p = .329$	$F(1, 44) = .728, p = .398$	$F(2, 44) = 1.329, p = .275$	$F(2, 44) = 2.032, p = .143$
	Fernvisus rechts	$F(1, 47) = 3.106, p = .084$	$F(1, 47) = 2.523, p = .119$	$F(2, 47) = .931, p = .401$	$F(1, 47) = .298, p = .588$	$F(2, 47) = .578, p = .565$	$F(2, 47) = .842, p = .437$
	Fernvisus links	$F(1, 48) = 3.026, p = .088$	$F(1, 48) = 3.722, p = .059$	$F(2, 48) = 1.310, p = .279$	$F(1, 48) = 4.605, p = .037$	$F(2, 48) = 1.421, p = .252$	$F(2, 48) = 1.603, p = .212$
5.3.4	Lidschlussrate	$F(2.019, 72.685) = .996, p = .372$	$F(1, 36) = .630, p = .432$	$F(2, 36) = .627, p = .534$	$F(2.019, 72.685) = .973, p = .394$	$F(4.038, 72.685) = .875, p = .482$	$F(4.038, 72.685) = .902, p = .470$
5.3.5	Lidschlussdauer	$F(3, 159) = .0722, p = .997$	$F(1, 53) = .083, p = .774$	$F(2, 53) = 1.926, p = .151$	$F(3, 159) = 1.922, p = .132$	$F(6, 159) = .615, p = .723$	$F(6, 159) = .394, p = .883$
5.3.6	Schmerzen in/um Augen	$F(1.409, 63.409) = 5.104, p = .017$	$F(1, 45) = .278, p = .600$	$F(2, 45) = 3.525, p = .038$	$F(1.409, 63.409) = .078, p = .861$	$F(2.818, 63.409) = 1.802, p = .159$	$F(2.818, 63.409) = 2.299, p = .090$
	Schwere Augen	$F(2, 90) = 2.616, p = .079$	$F(1, 45) = .377, p = .542$	$F(2, 45) = .863, p = .429$	$F(2, 90) = 2.706, p = .076$	$F(4, 90) = 2.928, p = .025$	$F(4, 90) = 1.556, p = .193$
	Kopfschmerzen	$F(1.608, 72.374) = 11.248, p < .001$	$F(1, 45) = .020, p = .887$	$F(2, 45) = 1.312, p = .282$	$F(1.608, 72.374) = .358, p = .654$	$F(3.217, 72.374) = 3.848, p = .011$	$F(3.217, 72.374) = 3.054, p = .0$

							31
	Nackenschmerzen	$F(1.589, 71.502) = 16.671, p < .001$	$F(1, 45) = .366, p = .547$	$F(2, 45) = 2.306, p = .111$	$F(1.589, 71.502) = .100, p = .862$	$F(3.178, 71.502) = 4.102, p = .008$	$F(3.178, 71.502) = .490, p = .702$
	Geistige Ermüdung	$F(1.536, 67.583) = 15.062, p < .001$	$F(1, 44) = .012, p = .914$	$F(2, 44) = .062, p = .940$	$F(1.536, 67.583) = .103, p = .852$	$F(3.072, 67.583) = 1.070, p = .369$	$F(3.072, 67.583) = 1.323, p = .274$
5.3.7	Aktivität M. trap. rechts	$F(1.159, 50.989) = 17.071, p < .001$	$F(1, 44) = 5.481, p = .024$	$F(2, 44) = .202, p = .818$	$F(1.159, 50.989) = .601, p = .465$	$F(2.318, 50.989) = 1.347, p = .265$	$F(2.318, 50.989) = 1.255, p = .292$
	Aktivität M. trap. links	$F(3, 138) = 9.692, p < .001$	$F(1, 46) = 2.090, p = .155$	$F(2, 46) = .090, p = .914$	$F(3, 138) = 3.071, p = .033$	$F(6, 138) = 1.162, p = .330$	$F(6, 138) = .872, p = .516$
	Aktivität M. splen. rechts	$F(2.530, 101.189) = 1.915, p = .144$	$F(1, 40) < .001, p = .998$	$F(2, 40) = .931, p = .402$	$F(2.530, 101.189) = .410, p = .714$	$F(5.059, 101.189) = 1.572, p = .171$	$F(5.059, 101.189) = .444, p = .823$
	Aktivität M. splen. links	$F(1.848, 72.087) = 7.980, p < .001$	$F(1, 39) < .001, p = .952$	$F(2, 39) = .934, p = .402$	$F(1.848, 72.087) = 1.398, p = .254$	$F(3.697, 72.087) = .694, p = .590$	$F(3.697, 72.087) = 2.385, p = .064$
	Ermüd. M. trap. rechts	$F(4, 184) = 1.126, p = .342$	$F(1, 46) = 3.761, p = .059$	$F(2, 46) = .342, p = .712$	$F(4, 184) = .795, p = .510$	$F(8, 184) = 2.154, p = .037$	$F(8, 184) = .643, p = .741$
	Ermüd. M. trap. links	$F(4, 176) = .431, p = .786$	$F(1, 44) = 4.117, p = .049$	$F(2, 44) = .117, p = .887$	$F(4, 176) = .418, p = .770$	$F(8, 176) = 1.076, p = .382$	$F(8, 176) = .327, p = .944$
	Ermüd. M. splen. rechts	$F(3.158, 142.095) = .871, p = .462$	$F(1, 45) = .101, p = .753$	$F(2, 45) = .263, p = .773$	$F(3.158, 142.095) = 1.040, p = .379$	$F(6.315, 142.095) = 1.212, p = .302$	$F(6.315, 142.095) = .416, p = .876$
	Ermüd. M. splen. links	$F(3.089, 135.917) = .545, p = .658$	$F(1, 44) = 1.255, p = .269$	$F(2, 44) = .109, p = .894$	$F(3.089, 135.917) = .772, p = .515$	$F(6.178, 135.917) = .486, p = .823$	$F(6.178, 135.917) = .312, p = .933$
5.3.8	Haltungswechsel	$F(2.491, 112.086) = .780, p = .486$	$F(1, 45) = 4.181, p = .042$	$F(2, 45) = 29.855, p < .001$	$F(2.491, 112.086) = .259, p = .818$	$F(4.982, 112.086) = 1.339, p = .253$	$F(4.982, 112.086) = 1.460, p = .2$

							09
5.3.9	Nausea	$F(1, 49) = 9.321, p = .004$	$F(1, 49) = .241, p = .634$	$F(2, 49) = .722, p = .492$	$F(1, 49) = .052, p = .831$	$F(2, 49) = 2.361, p = .104$	$F(2, 49) = .275, p = .768$
	Desorientierung	$F(1, 49) = 9.765, p = .003$	$F(1, 49) = .029, p = .894$	$F(2, 49) = .032, p = .974$	$F(1, 49) = .234, p = .632$	$F(2, 49) = .633, p = .534$	$F(2, 49) = 1.584, p = .208$
	Okulomotor	$F(1, 49) = 12.352, p < .001$	$F(1, 49) = .002, p = .982$	$F(2, 49) = .243, p = .778$	$F(1, 49) = .094, p = .764$	$F(2, 49) = 2.89, p = .063$	$F(2, 49) = 1.894, p = .161$
	Gesamtwert	$F(1, 49) = 12.172, p = .001$	$F(1, 49) = .013, p = .904$	$F(2, 49) = .111, p = .902$	$F(1, 49) = .064, p = .802$	$F(2, 49) = 3.21, p = .049$	$F(2, 49) = 1.604, p = .212$
5.3.10	RSME	$F(4.655, 251.348) = 30.089, p < .001$	$F(1, 54) = .039, p = .843$	$F(2, 54) = 1.281, p = .277$	$F(4.655, 251.348) = .413, p = .827$	$F(9.309, 251.348) = 1.358, p = .205$	$F(9.309, 251.348) = 1.370, p = .200$
5.3.11	NASA-TLX		$F(1, 54) = 2.505, p = .119$	$F(2, 54) = .150, p = .861$			