

Dynamic Visual Acuity

Dominik Angehrn

27. Februar 2009

Diplomarbeit am Institut für biomedizinische Technik (IBT)
unter der Betreuung von PD Dr. Kai-Uwe Schmitt und Prof. Dr. Peter Bösiger

Departement für Elektrotechnik und Informationstechnologie (D-ITET)
an der ETH Zürich

Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurde ein computergesteuertes Gerät zur Beurteilung des vestibulookulären Reflex (VOR) entwickelt, welches es ermöglicht, Optotypen auf einem separaten Bildschirm während einer Kopfdrehung anzuzeigen. Durch das Erkennen von verschieden grossen Landoltringen errechnet das Programm die dynamische Sehschärfe (DVA), welche ausschlaggebend für die Beurteilung des VOR ist. Zur Validierung und Erprobung des Geräts wurde eine klinische Studie mit 49 Probanden und 26 Patienten durchgeführt.

Mit der entwickelten DVA-Apparatur und der durchgeführten Studie bietet dieser DVA-Test ein erprobtes System, um den VOR und somit das damit verbundene Gleichgewichtsorgan zu überprüfen. Für eine bestmögliche Kategorisierung in vestibulären Ausfall, vestibuläre Unterfunktion und gesund, wurden Tests mit verschiedenen Kriterien durchgeführt und analysiert - mit dem Ergebnis, dass passive DVA-Tests mit einer Kopfrationsgeschwindigkeit von $150^\circ/\text{s}$ die besten Resultate liefern. Der DVA-Test stellt durch einfaches Tragen eines Headset und mittels Durchführung weniger Kopfdrehungen eine komfortable Alternative zum Kopf-Impuls-Test (KIT) dar.

Abstract

In this diploma thesis a computer-controlled device to investigate the vestibulo-ocular reflex (VOR) was developed. This device is able to present optotypes during head rotations on a separate display. With the recognition of differently sized landolt-circles the program calculates the dynamic visual acuity (DVA), which is crucial to determine the VOR. Tests with 49 healthy and 26 pathologic subjects were conducted to validate and testing the device.

Within the scope of this study, subjects were categorized as healthy, patient with vestibular loss and patient with vestibular hypofunction. The study has shown that the DVA-device developed here is well suited to measure VOR and thus to assess the function of the equilibrium organ. A head rotation velocity of $150^\circ/\text{s}$ was identified as best differentiator. Statistical analysis of our results has shown that this condition allows to differentiate patients with high discriminatory power.

Just wearing a headset and executing few head rotations makes the DVA-test to a comfortable alternative to the head impulse test (HIT).

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	5
1.1. Aufgabenstellung	6
1.2. Vestibulookulärer Reflex (VOR)	8
1.3. Literaturübersicht	8
2. Methodik	11
2.1. Landoltringe	11
2.2. logMAR	12
2.3. Sehschärfenabstufung	14
2.4. Reduzierung der Kopfdrehungen	15
2.5. Feedback	17
3. Umsetzung	19
3.1. Sensor	19
3.1.1. Xsens	20
3.1.2. SparkFun	20
3.1.3. Headset	23
3.2. Bildschirm	24
3.2.1. Minimale Sehschärfe	24
3.2.2. Minimale Auflösungsdichte	24
3.2.3. Beamer	26
3.3. Eingabegerät	27
3.4. Latenz	28
4. Programm	31
4.1. Laptop	31
4.2. Betriebssystem	31
4.3. Programmiersprache	31
4.4. Benutzerhandbuch	31
4.5. Patientenangaben	32
4.6. Statischer Visustest (SVA)	32
4.7. DVA Parameter	32
4.8. Resultate	32
5. Studiendesign	33
5.1. Nullhypothesen	33
5.2. Versuchsprotokoll	35
5.3. Ausschlusskriterien	36
5.4. Weitere Studienkriterien	36
6. Resultate	37
6.1. Zeitraum	37
6.2. Teilnehmende Personen	37

6.3. Altersabhängigkeit: Nullhypothesen A) und B)	37
6.4. Aktiver und passiver DVA-Test: Nullhypothese C)	39
6.5. Rotationsgeschwindigkeit 150°/s und 100°/s: Nullhypothese D)	40
6.6. Asymmetrie: Nullhypothese E)	41
6.7. Kategorisierung mittels DVA-Test: Nullhypothesen F) und G)	42
6.8. Korrelation zwischen KIT und DVA: Nullhypothesen H) und I)	45
6.9. Schwellendefinition für den DVA-Test {passiv, 150°/s}	45
6.10. Anzahl der Kopfrotationen	49
6.11. Durchschnittskurve der Kopfrotationen {passiv, 150°/s}	50
7. Diskussion	51
A. Benutzerhandbuch	56
B. Einverständniserklärung	82

1. Einleitung

DVA DVA steht für die dynamische Sehschärfe (dynamic visual acuity) und beschreibt die Sehschärfe während Kopfdrehungen. Damit das Auge trotz Kopfdrehung etwas sieht, muss es die Kopfdrehung kompensieren. Anders ausgedrückt muss das Auge, um einen Punkt im Raum zu fixieren, dieselbe Drehung wie der Kopf ausführen, jedoch in die entgegengesetzte Richtung. Um diese Gegenbewegung auszuführen, besitzt der Mensch mehrere Systeme, unter anderem der vestibulookuläre Reflex (VOR). Dessen Definition steht im Kapitel 1.2.

Motivation Grund für die Durchführung dieser Arbeit ist es, eine Alternative zum Kopf-Impuls-Test (KIT) zu finden. Dieser KIT ist ein semi-invasiver Test zur Messung des VOR. Dabei wird dem/r Patienten/in¹ eine Kontaktlinse mit integrierter Spule eingesetzt, mit welcher die Augenbewegung relativ zum Kopf gemessen wird. Eine genaue Beschreibung des KIT befindet sich in der Literaturübersicht (Kapitel 1.3). Da das Tragen dieser Linse für den Patienten sehr mühsam ist, wird eine angenehmere Möglichkeit gesucht, den VOR zu messen. Weil mit Hilfe der dynamischen Sehschärfe ebenfalls der VOR beurteilt werden kann, bietet sich der DVA-Test an.

Entwicklung der DVA-Apparatur Um die dynamische Sehschärfe, und damit den VOR zu messen, muss ein Gerät entwickelt werden, welches in der Lage ist, Kopfdrehungen zu detektieren. Wird eine gewisse Drehgeschwindigkeit überschritten, soll dem Patienten ein Optotyp als Stimulus präsentiert werden, der vom Patienten (während der Kopfdrehung) erkannt werden muss. So kann - wie in einem statischen Sehtest - die dynamische Sehschärfe gefunden werden. Das Finden der dynamischen Sehschärfe kann also als dynamischer Sehtest beschrieben werden, der DVA-Test. Wie genau ein solcher DVA-Test ablaufen muss, was genau die Voraussetzungen sind, welche wissenschaftlichen und medizinischen Aspekte der Test erfüllen muss, sind in der Methodik in Kapitel 2 zusammengefasst. Die technischen Details, z.B. die Messung der Kopfdrehung und das Anzeigen des Optotypen auf einem Bildschirm sind in der Umsetzung, Kapitel 3 beschrieben. Damit der Untersucher dann die entwickelte Apparatur anwenden kann, musste ein Programm geschrieben werden, welches die einzelnen Geräte steuert und den Testablauf automatisiert. Anforderungen an das Programm und die Programmierung sind in Kapitel 4 ersichtlich, das dazugehörige Benutzerhandbuch befindet sich im Anhang A.

Durchführung einer Studie Für die Validierung und die Erprobung des entwickelten DVA-Systems wurde in einem zweiten Teil der Arbeit eine klinische Studie in der ORL-Klinik des Universitätsspitals Zürich durchgeführt. Das Design der Studie mit den verschiedenen Parametern befindet sich in Kapitel 5 und die Resultate in Kapitel 6. Zum Schluss wurden die Resultate in der Diskussion (Kapitel 7) analysiert und mit bisherigen DVA-Studien verglichen. Das entwickelte DVA-System, sowie die gefundenen Resultate wurden abschliessend in einem Vortrag an der ORL-Klinik präsentiert.

¹Nachfolgend wird anstelle beider Geschlechter nur noch das männliche Geschlecht verwendet.

1.1. Aufgabenstellung



PD Dr. Kai-Uwe Schmitt
ETH Zürich, ETZ F90
Gloriastrasse 35
8092 Zürich
Tel. +41 44 632 7536
Fax +41 44 632 1193
schmitt@biomed.ee.ethz.ch
www.biomed.ee.ethz.ch

DIPLOMARBEIT

Departement Informationstechnologie und Elektrotechnik (D-ITET)

HS 2008

Angehrn, Dominik

ENTWICKLUNG EINES VERSUCHSAUFBAUS ZUR MESSUNG DER "DYNAMIC VISUAL ACUITY" (DVA)

Einführung:

In der HNO-Klinik des Universitätsspitals Zürich werden u.a. auch das Gleichgewichtssystem und Schwindelerscheinungen untersucht. Eine in der Literatur beschriebene Möglichkeit zur Diagnostik ist die Messung der sogenannten „dynamic visual acuity (DVA). Hierbei wird neben dem vestibulären auch das optische System beansprucht, d.h. ein Patient muss während einer Kopfdrotation eine visuelle Aufgabe lösen. Im Rahmen dieser Diplomarbeit soll ein Aufbau zur Durchführung von DVA-Messungen entwickelt und durch Probandenversuche validiert werden.

Aufgabenstellung:

Es ist ein Versuchsstand aufzubauen, mit dem es möglich ist, die sogenannte „dynamic visual acuity (DVA)“ zu messen. Der Aufbau besteht dabei grundsätzlich aus einem Sensor zur Messung der Drehbeschleunigung, einen Monitor für den/die Untersucher/in und einem Monitor für den/die Proband/in. Der Sensor ist in geeigneter Form am Kopf des/r Proband/in zu fixieren. Während der Messung führt der/die Proband/in eine rasche Kopfdrehung aus. Wird dabei eine Mindestgeschwindigkeit erreicht, erscheint auf dem Monitor des/r Proband/in ein Landolt-Ring. Der/die Untersucher/in gibt vor wie gross der Ring sein soll und in welcher Richtung er geöffnet sein soll. Der Proband/in muss während des Kopfdrehens versuchen, den Ring zu erkennen. Der Ring erscheint jedoch nur für einen sehr kurzen Zeitraum. Das Experiment wird mit verschiedenen grossen

Landolt-Ringen mehrfach durchgeführt. Im Rahmen der Aufgabe ist die gesamte Steuerung des Versuchs sowie eine automatische Auswertung zu entwickeln.

Anschliessend sind mit dem Versuchsaufbau verschiedene Probandenversuche durchzuführen. Zur Validierung sind unauffällige Probanden zu messen und deren Ergebnisse mit Resultaten aus Messungen mit der Scleral-Search-Coil-Methode zu vergleichen. Des Weiteren sind Patienten mit verschiedenen Pathologien zu testen. Die Arbeit erfolgt in Zusammenarbeit mit der HNO-Klinik des Universitätsspitals Zürich.

Arbeitsschritte:

- Erstellen eines Pflichtenhefts /Projektplans
- Entwicklung und Implementierung des Versuchsaufbaus
- Anwendung im Universitätsspital, Durchführung von Messungen an Probanden und Patienten
- Verfassen eines Berichts

Beginn der Arbeit: 01.09.08

Ende der Arbeit: 27.02.09

Zürich, 26.06.08

PD Dr. Kai-Uwe Schmitt / Prof. Dr. Peter Bösiger

1.2. Vestibulookulärer Reflex (VOR)

Nebst dem visuellen System, Rückstellsakkaden und Adaptionvorgängen ist der vestibulookuläre Reflex (VOR) die Hauptursache für die Augenbewegungskompensation während einer Kopfbewegung.

Zu den wichtigsten Efferenzen der Vestibulariskerne gehören die Verbindung zu den motorischen Augenmuskelkerngebieten. Die reflektorische Beeinflussung der Bewegung und Stellung der Augen durch das Vestibularorgan hilft der räumlichen, visuellen Orientierung, indem der optische Horizont immer wieder kompensatorisch eingestellt wird (bzw. ein fixiertes Objekt im Blickfeld bleibt). Bei schnellen Kopfbewegungen mit kleiner Amplitude, wie sie bei vielen Tätigkeiten häufig auftreten, ist die Korrektur nur durch das visuelle System für die Stabilisation zu langsam. Für rasche Korrekturen werden die vestibulären Signale den Augenmuskeln über direkte Efferenzen von den Vestibularis- zu den Augenmuskelkernen zugeleitet.

Definition 'Vestibulookulärer Reflex' aus Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde[1], S. 274.

1.3. Literaturübersicht

Der vestibulookuläre Reflex (VOR) trägt unter anderem dazu bei, bei schnellen Kopfdrehungen die Augenbewegung entgegengesetzt zur Kopfdrehung zu steuern. Damit das Auge während einer Kopfdrehung stets den selben Punkt fixieren kann, ist ein intaktes Schwindelorgan und Gleichgewichtssystem vorausgesetzt. Um diese Organe, insbesondere aber den VOR, auf seine Funktionsfähigkeit zu überprüfen, wurde 1994 von J. L. Demer ein entsprechender Test entwickelt, der dynamic-visual-acuity DVA[2] Test. Während dieses DVA-Tests werden schnelle Kopfdrehungen in horizontaler Richtung durchgeführt und dabei die Augen-Fixation beurteilt. Dies geschieht entweder durch Beobachtung eines Untersuchers oder durch einen Stimulus während der Kopfdrehung. Dabei wird während der Kopfdrehung für eine sehr kurze Zeit ein Optotyp präsentiert und der Patient versucht, diesen zu erkennen.

Dieser DVA-Test von Demer wurde weiterentwickelt und mit wachsender Verfügbarkeit elektronischer Geräte in einem computergesteuerten Verfahren implementiert. S. J. Herdman et al.[3] machten es somit möglich, den DVA-Test mittels einer Computersteuerung zu vereinheitlichen. Ein Testprotokoll wurde vorgegeben und mit 42 Probanden und 55 Patienten (29 mit einseitigem Ausfall, 26 mit beidseitiger Unterfunktion) validiert.

Vertikale Kopfdrehungen

Schubert untersuchte im Jahr 2002 Kopfdrehungen in vertikaler Richtung[4] und zeigte darin, dass keine Unterschiede zwischen Drehungen in horizontaler und vertikaler Ebene bestehen. Dies zeigte er durch Tests mit 30 Probanden und 34 Patienten (13 mit einseitiger Unterfunktion, 11 mit beidseitigem Ausfall und 10 mit Schwindel).

Aktiv, Passiv

Mit dem computergesteuerten DVA-Test war es möglich, auch andere Kriterien in den Test einzubringen. So befasste sich S. J. Herdman 2001 mit der zentralen Vorprogrammierung bei voraussagbaren und bei unvoraussagbaren Kopfrotationen[5]. Unvoraussagbare Kopfdrehungen wurden durchgeführt, indem ein Untersucher den Kopf des Probanden bzw. des Patienten drehte. Die Resultate zeigten eindeutig, dass die Testergebnisse mit unvoraussagbaren Drehungen wesentlich schlechter ausfielen als bei voraussagbaren Kopfdrehungen. Auch wurde erkannt, dass Patienten, welche seit längerer Zeit einen beidseitigen Ausfall haben, sich gut adaptieren können, also einen geringeren Unterschied zwischen den Testergebnissen bei unvoraussagbaren und voraussagbaren Kopfdrehungen aufweisen. Herdman untersuchte 26 gesunde Personen, 20 Personen mit einseitiger Unterfunktion und 7 Personen mit beidseitiger Unterfunktion.

Unvoraussagbare, vom Untersucher durchgeführte Kopfdrehungen werden als passiv bezeichnet, da der Proband bzw. der Patient die Kopfbewegung nicht selbst durchführt. Aktiv ist dementsprechend eine Kopfrotation, welche vom Probanden bzw. vom Patienten selbst durchgeführt wird, also voraussagbar. Mit dieser Thematik beschäftigen sich nebst Herdman auch Tian, Shubayev und Demer ein Jahr später[6] und Schubert et al. im Jahr 2006[7]. Tian (15 Probanden und 11 Patienten mit einseitiger vestibulärer Erkrankung) führte die Kopfrotationen mit relativ langsamen Rotationsgeschwindigkeiten von $50^\circ/s$ und $75^\circ/s$ durch. Zusätzlich führte er Tests mit Search Coils[8] durch und erhielt bei beiden Tests Ergebnisse, dass passive Kopfdrehungen höhere DVA Werte aufzeigten als aktive Kopfdrehungen. Schubert (19 Probanden, 5 Patienten vor -, 6 Patienten nach Abkoppelung eines Bogengangs und 2 Patienten mit einseitiger Unterfunktion) testete alle drei Rotationsebenen und führte ebenso Search Coil Tests[8] durch. Auch er erkannte, dass passive Kopfrotationen schlechtere Ergebnisse aufzeigten als bei aktiven Rotationen. Zusätzlich wurde aufgezeigt, dass in allen drei Rotationsebenen gleiche Resultate erzielt wurden.

Altersabhängigkeit

Herdman untersuchte in [3, 5] nicht nur passive und aktive DVA-Tests, sondern auch die Altersabhängigkeit. In beiden Studien wurde gezeigt, dass ältere Leute höhere DVA-Werte aufweisen.

Ganz-Körper Rotationen

Nebst den schnellen, transienten² Kopfdrehungen in eine Richtung, wurden von Tian, Shubayev und Demer auch Ganz-Körper Rotationen untersucht[9]. Dafür wird der Patient auf einen Drehstuhl gesetzt, der dann mit 2Hz sinusförmig nach links und rechts dreht, maximal mit $130^\circ/s$. 17 Probanden und 11 Patienten mit einseitigem, vestibulärem Ausfall absolvierten den Ganz-Körper Rotationstest und einen DVA-Test mit schnellen,

²Transient meint hier eine ruckartige, kurze Kopfdrehung in eine Richtung, so wie sie beim DVA-Test vorkommt.

transienten Kopfdrehungen, sowie einen Search Coil Test[8] zur Kontrolle. In beiden voraussagbaren Tests waren die Patienten keineswegs schlechter als die Probanden. Nur in danach durchgeführten, unvoraussagbaren, also passiven Tests, resultierte ein Unterschied zwischen Kopfdrehungen gesunder Personen und Kopfdrehungen kranker Personen in die Richtung der erkrankten Seite. Die Ergebnisse bei Drehungen in Richtung zur gesunden Seite waren dieselben wie bei den Probanden.

Blickstabilisierung während Kopfschütteln

Ein weiterer Test, die Funktionalität des VOR zu überprüfen, wurde 2006 von Goebel et al. entwickelt[10]. In diesem Test schüttelt der Proband bzw. der Patient den Kopf mit einer vorgegebenen Rotationsgeschwindigkeit. Ist diese Rotationsgeschwindigkeit erreicht, wird zufällig in einer Rechts- oder Linksrotation ein Optotyp (E) präsentiert. Der Proband bzw. der Patient muss dann bestimmen, in welche Richtung die Öffnung des Optotypen zeigt. Nach 5 Wiederholungen wird die Geschwindigkeit mit $+10^\circ/\text{s}$ oder $-10^\circ/\text{s}$ angepasst, je nach dem ob der Optotyp richtig erkannt wurde oder nicht. So wird eine Geschwindigkeitsschwelle ermittelt, mit der die präsentierten Optotypen gerade noch gesehen werden. 14 Probanden und 14 Patienten mit einseitigem Ausfall wurden in die Validierung mit einbezogen. Die Probanden erreichten im Durchschnitt eine Schwelle von $147^\circ/\text{s}$, Patienten in Richtung zur erkrankten Seite $84^\circ/\text{s}$ und in die Richtung zur gesunden Seite $112^\circ/\text{s}$. Nachteil dieses Tests ist das ständige Kopfschütteln des Patienten, was verständlicherweise nicht als angenehm empfunden wird. Der Test weist eine Spezifität von 93% (vergleichbar mit bisherigen DVA-Tests) und eine Sensitivität von 64% (deutlich niedriger als bei bisherigen DVA-Tests) auf.

Scleral Search Coils und Kopf Impuls Test (KIT)

Um die tatsächlichen Augenbewegungen zu erfassen, wurde ein semi-invasiver Test entwickelt, bei welchem dem Patienten eine Kontaktlinse aufs Auge gesetzt wird[8]. Der Patient sitzt während des KIT innerhalb eines konstanten Magnetfeldes, welches dauernd gemessen wird. Die eingesetzte Linse enthält eine kleine Spule, welche den Strom durch ein kleines Kabel bezieht, das von der Kontaktlinse aus dem Auge führt. Bei einer Augenbewegung verändert die Spule das Magnetfeld, was dann detektiert wird.

Beim KIT wird diese Augenbewegung erfasst und im Verhältnis zur Kopfbewegung aufgezeichnet[11]. Bei einer schnellen, transienten Kopfdrehung resultiert dann aus diesem Verhältnis von Augengeschwindigkeit zu Kopfgeschwindigkeit der sogenannte 'Gain'. Ist dieser Wert 1, so hat das Auge die Kopfbewegung vollständig kompensiert. Je tiefer der Gain, desto schlechter kann das Auge die Kopfbewegung ausgleichen. Gesunde Personen weisen einen Gain grösser als 0.7 auf, Patienten mit einer Unterfunktion einen Gain von 0.3 bis 0.7, und Patienten mit einem vollständigen vestibulären Ausfall einen Gain von kleiner als 0.3.³ Der KIT ist zurzeit das Standardverfahren, vestibuläre Krankheiten zu diagnostizieren. Hohe Kosten und das Einsetzen einer relativ grossen, meist unverträglichen Kontaktlinse mit Kabel stellen die Nachteile dieser Methode dar.

³Diese Grenzen sind nicht als scharf zu betrachten. Abweichungen kommen durchaus vor.

2. Methodik

2.1. Landoltringe

Während eines DVA-Tests wird dem Patienten mehrmals ein Stimulus in Form eines Optotypen präsentiert. Der Patient soll diesen erkennen und dem Untersucher melden, was er erkannt hat. In den meisten bisherigen DVA-Studien wurde als Optotyp der Buchstabe 'E' verwendet (Abbildung 1). Wegen seiner quadratischen Form liegt es nahe, ihn in vier verschiedenen Richtungen darzustellen (Öffnung rechts, unten, links oder oben).



Abbildung 1: Optotyp: 'E' in vier Richtungen

Sollte der Patient den Optotypen nicht gesehen haben, muss er trotzdem eine Wahl abgeben (Forced Choice). Die Wahrscheinlichkeit, einen Optotypen aus vier verschiedenen orientierten Optotypen zu erraten, liegt bei 25%. Da ein Block aus fünf Wiederholungen besteht und bei drei korrekt erkannten Optotypen als bestanden angesehen wird, ergibt sich eine Ratewahrscheinlichkeit von ca. 1.5 Prozent (gemäß Formel 1). Statistisch gesehen wird so jedes 64. Mal ein Block fälschlicherweise als erkannt betrachtet. Bei durchschnittlich acht Blöcken (vier auf die rechte Seite, vier auf die linke Seite) tritt dieser Fall bei jedem achten Patienten ein.

$$\begin{aligned} P_{E'} &= \left(\binom{5}{3} + \binom{5}{4} + \binom{5}{5} \right) * \left(\frac{1}{4} \right)^5 \\ P_{E'} &= (10 + 5 + 1) * \left(\frac{1}{4} \right)^5 \\ P_{E'} &= 0.0156 \end{aligned} \tag{1}$$

In heutigen Sehtests wird kaum noch der Buchstabe 'E' verwendet. Vielmehr muss der Patient Zahlen, Buchstaben oder Landoltringe in verschiedenen Größen erkennen. Landoltringe sind genormte Kreisringe mit einer Öffnung im Ring (Abbildung 2).

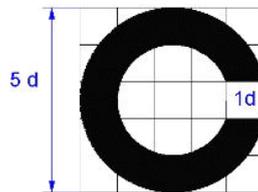


Abbildung 2: Dimensionen eines Landoltrings[12]

Der Aussendurchmesser entspricht fünf Einheiten, der Innendurchmesser drei Einheiten. Die Öffnung weist eine Breite von einer Einheit auf.

Für Sehtests eignen sich Landoltringe, da die Öffnung theoretisch in beliebig vielen Richtungen präsentiert werden kann. In der Praxis sind jedoch nur acht verschiedene Landoltringe gemäss Abbildung 3 gebräuchlich, da so eine Rückmeldung noch möglich ist. Im Vergleich zu Zahlen und Buchstaben können Landoltringe wegen ihrer Einfachheit auch bei Kindern und Analphabeten eingesetzt werden.



Abbildung 3: Optotyp: Landoltring in acht Richtungen

Bei acht verschiedenen Richtungen reduziert sich die Ratewahrscheinlichkeit bei fünf Wiederholungen um das 32-fache im Vergleich zur Ratewahrscheinlichkeit bei vier Richtungen, auf ca. ein halbes Promill (gemäss Formel 2). Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Patient drei von fünf Landoltringe richtig errät, kommt statistisch gesehen nur noch etwa jedes 2000. Mal vor.

$$\begin{aligned}
 P_{\text{Landoltring}} &= \left(\binom{5}{3} + \binom{5}{4} + \binom{5}{5} \right) * \left(\frac{1}{8} \right)^5 \\
 P_{\text{Landoltring}} &= (10 + 5 + 1) * \left(\frac{1}{8} \right)^5 \\
 P_{\text{Landoltring}} &= 0.000488 \tag{2}
 \end{aligned}$$

Die Reduzierung der Ratewahrscheinlichkeit und die einfache Skalierung der Ringe auf die gewünschte Sehschärfe veranlassten uns, den Landoltring als Optotypen für den DVA-Test zu wählen.

2.2. logMAR

Die Sehschärfe - auch Visus genannt - kann in verschiedenen Einheiten gemessen werden. Gebräuchlich sind Sehschärfe, Snellen, MAR und logMAR. Tabelle 1 beinhaltet ausgewählte diskrete Sehschärfewerte in allen vier Einheiten.

Der wohl intuitivste, jedoch am wenigsten gebräuchliche Wert ist der MAR⁴. Beschrieben wird damit der kleinste noch wahrnehmbare Auflösungsinkel in der Einheit Bogenminute [']⁵. Mit zunehmender Sehstärke nimmt der MAR-Wert deshalb ab, da dann das Auge einen noch kleineren Winkel auflösen kann.

In der Skala umgekehrt ist die Einheit Sehschärfe. Sie bildet den Kehrwert des MAR-Wertes und wird als Dezimalzahl angegeben. Wird ein Objekt vom Betrachter in einem

⁴MAR steht für 'minimum angle of resolution'.

⁵Eine Bogenminute ['] ist der 60. Teil eines Winkelgrads [°].

Sehschärfe	Snellen	MAR	logMAR
2.0	6/3	0.5'	-0.3
1.6	6/3.75	0.63'	-0.2
1.25	6/4.8	0.8'	-0.1
1.0	6/6	1.0'	0.0
0.8	6/7.5	1.3'	0.1
0.63	6/10	1.6'	0.2
0.5	6/12	2.0'	0.3
0.4	6/15	2.5'	0.4
0.32	6/20	3.2'	0.5
0.25	6/24	4.0'	0.6
0.2	6/30	5.0'	0.7
0.16	6/38	6.3'	0.8
0.12	6/48	7.9'	0.9
0.1	6/60	10.0'	1.0
0.08	6/75	12.6'	1.1
0.06	6/100	15.8'	1.2
0.05	6/120	20.0'	1.3

Tabelle 1: Sehschärfe in dezimalen Sehschärfewerten, Snellen, MAR und logMAR[13]

Winkel von 2' gerade noch gesehen, so wird die Sehschärfe mit 0.5 angegeben. Die Sehschärfe nimmt mit zunehmender Sehkraft zu.

Snellen stellt die Sehschärfe nicht als Dezimalzahl, sondern als Bruch dar, welcher der Sehschärfe entspricht. Im Zähler steht die Distanz zwischen Auge und Objekt (Prüfdistanz), im Nenner die Distanz, in welcher das Objekt mit einer Sehschärfe von 1.0 wahrgenommen würde. Die Snellen-Angabe beinhaltet also eine Information mehr, nämlich die Prüfdistanz.

Am aussagekräftigsten für die Wissenschaft ist die Angabe des Visus in logMAR. Dieser ist der zur Basis 10 logarithmierte Wert des MAR und stellt die Sehschärfe somit in einer logarithmischen Skala dar. Grund dafür ist die bessere Handhabung für statistische Auswertungen und die Sehschärfeabstufung (Kapitel 2.3).

Wenn man z.B. den geometrischen Mittelwert aus mehreren Visuswerten bilden möchte, braucht man nur das arithmetische Mittel der entsprechenden logMAR-Werte zu bilden und dann das Ergebnis zu delogarithmieren. Beispiel: Der Mittelwert von Visus 0.1 und Visus 0.4 beträgt nicht 0.25, sondern 0.2.

Auszug aus 'Strategien der Visusbestimmung'[13].

Visusbestimmung mit Landoltringen

In Kombination mit Landoltringen lässt sich der Visus bzw. der minimale Auflösungs- winkel leicht bestimmen. Dazu wird die Öffnung im Landoltring betrachtet: Wird diese

gerade noch erkannt bzw. vom Auge gerade noch aufgelöst, entspricht die Öffnung dem MAR. Für eine Sehschärfe von 1.0 (MAR = 1), ist die Öffnung in einer Entfernung von fünf Metern 1.45 Millimeter gross, der Durchmesser des Landoltrings dementsprechend fünf Mal grösser, 7.3mm.

Die Grösse des Landoltrings wird so lange variiert, bis die Öffnung gerade noch erkannt wird. Mit Hilfe der Prüfdistanz d und der Grösse des Landoltrings, bzw. dessen Öffnung h kann dann der MAR mit einer der unten stehenden Formeln berechnet werden.⁶⁷

$$\begin{aligned} \text{MAR} &= \frac{h}{d} * \frac{180^\circ}{\pi} * 60 \\ \text{MAR} &= \arctan\left(\frac{h}{d}\right) * 2 * 60 \\ \text{MAR} &= \arctan\left(\frac{h}{d}\right) * 60 \end{aligned} \tag{3}$$

2.3. Sehschärfenabstufung

Würde man die Sehschärfenabstufung mit Hilfe der Einheit 'Sehschärfe' oder Snellen unterteilen, so hätte man im oberen, guten Sehbereich eine unnötige, viel zu genaue Abstufung, im unteren, schlechten Sehbereich jedoch eine zu grobe Abstufung. Eine Sehschärfendifferenz von 0.1 im guten Sehbereich (von z.B. 2.0 zu 1.9) ist ein sehr kleiner Sprung, im schlechten Sehbereich (von z.B. von 0.2 zu 0.1) ein sehr grosser Sprung. Von 0.1 zu 0.0 würde der Sprung sogar alle weiteren Sehschärfen miteinbeziehen und es gäbe keine Abstufung mehr.

Bei einer Abstufung auf der MAR-Skala würde sich die Abstufung genau vertauschen, also im guten Sehbereich eine zu grobe Abstufung, im schlechten Sehbereich eine zu genaue Abstufung. Zwischen MAR = 10.0' und MAR = 20.0' würden 100 Schritte von 0.1 liegen, im aussagekräftigeren Bereich zwischen MAR = 0.5' und MAR = 1.0' liegen jedoch nur 5 Abstufungsschritte von 0.1.

Dieses Ungleichgewicht in der Abstufung wird behoben, indem die Stufung nicht arithmetisch, sondern geometrisch erfolgt. Damit ist gemeint, dass eine Visusverschlechterung nicht mit der Subtraktion von 0.1 in der Sehschärfe oder mit der Addition von 0.1' MAR beschrieben wird, sondern mittels eines Faktors. Wählt man eine aussagekräftige Abstufung, wie sie in Tabelle 1 aufgelistet ist, so erkennt man, dass von Stufe zu Stufe die Sehschärfen jeweils dasselbe Verhältnis aufweisen, nämlich 1.25 in Richtung gute Sehschärfe, bzw. 0.8 in Richtung schlechte Sehschärfe. Diese Schritte entsprechen auf der logMAR-Skala einer Addition bzw. Subtraktion von logMAR = 0.1, da diese Skala logarithmisch ist und somit eine Multiplikation auf der MAR-Skala in eine Addition auf der

⁶Bei solch kleinen Winkeln spielt es keine Rolle, ob man die Berechnung mittels $h = (\text{Winkel in [rad]}) * (\text{Radius})$ oder mit dem Tangens durchführt, der Fehler ist verschwindend klein. Absolut korrekt wäre die mittlere Formel.

⁷Faktor 60 für die Umrechnung von Grad [°] in Bogenminuten ['].

logMAR-Skala umwandelt.

Von einer Optikusneuritis genesen, wird ein Patient auf die Frage, wann die Hälfte der Besserung von Visus 0.04 bis 1.0 erreicht war, sicher nicht die Zeit nennen, als der Visus 0.5 betrug, sondern die, als er etwa bei 0.2 lag, also dem 5fachen des Anfangswertes und einem Fünftel des Erreichten.

Auszug aus 'Strategien der Visusbestimmung'[13].

Die 'Hälfte' liegt deshalb nicht beim arithmetischen Mittel, sondern beim geometrischen Mittel. (In der logMAR-Skala dementsprechend beim arithmetischen Mittel.)

Aus diesen oben genannten Gründen ist 0.1 logMAR auch die Abstufung, die beim Durchführen eines DVA-Tests dieser Arbeit verwendet wurde.

2.4. Reduzierung der Kopfdrehungen

Ziel dieses DVA-Tests ist es, eine günstigere, schnellere und trotzdem zuverlässige Alternative zum Kopf Impuls Test (KIT) zu bieten. Damit der Test schneller, bzw. effizienter wird, muss die Anzahl Kopfdrehungen möglichst klein sein. Bei bisherigen DVA-Tests und Sehtests ist es üblich, jeweils fünf Wiederholungen pro Sehschärfe-Stufe zu durchlaufen, und bei drei von fünf richtig erkannten Optotypen in die nächst bessere Stufe, ansonsten in die nächst schlechtere Stufe zu wechseln. Um die Vergleichbarkeit der diagnostischen Ergebnisse zu gewährleisten, verwenden wir dieselbe Methodik.

Die einzige Anpassung innerhalb eines Blocks, die vorgenommen wurde, ist der Abbruch einer Stufe, wenn die ersten drei Optotypen richtig erkannt wurden, und somit die nächsten zwei verbleibenden Optotypen keinen Einfluss mehr haben auf das Resultat dieses Blocks. Dasselbe gilt, wenn nach vier Optotypen schon drei erkannt wurden. Auch dann kann der letzte verbleibende Optotyp weggelassen werden. Mit dieser Methode können vor allem bei Blöcken mit Sehschärfen, welche vom Patienten ohne Probleme gesehen werden, die Anzahl Kopfdrehungen um bis zu 40% reduziert werden.

Einsparungen in der Anzahl der Kopfdrehungen können zudem gemacht werden, wenn sich das Programm schneller an die gesuchte Sehschärfe herantastet. Für eine grobe Antastung an die Visus-Schwelle beginnt unser Algorithmus mit dem ersten Block bei 0.4 logMAR über dem statischen Visus des Patienten. Solange der Block nicht bestanden wird (weniger als drei Optotypen richtig erkannt), so wird die Sehschärfe des nächsten Blocks wiederum um 0.4 logMAR verschlechtert, also um 0.4 logMAR erhöht. Auf diese Weise wird schnell eine obere Grenze ermittelt. Wird der Block nach der groben Antastung bestanden (drei oder mehr Optotypen richtig erkannt), so wird die Sehschärfe mit der feinen Abstufung von nun an nur noch verbessert, und zwar für den nächsten Block um 0.1 logMAR, also um 0.1 logMAR verringert. Dieses Prozedere wird solange weitergeführt, bis ein Block nicht mehr bestanden wird. Dann ist die Schwelle gefunden und der Test wird beendet.

Mit diesem Algorithmus (zuerst Grobantastung mit 0.4 logMAR Schritten und der Verfeinerung mit 0.1 logMAR Schritten) wird effizient an die dynamische Sehschärfe (DVA) hin gearbeitet.

Beispiel

Angenommen, der statische Visus (SVA) eines Patienten sei $-0.1 \log\text{MAR}$. Der DVA-Test beginnt bei $-0.1 \log\text{MAR} + 0.4 \log\text{MAR}$, also bei $0.3 \log\text{MAR}$. Nehmen wir an, er hat eine Unterfunktion auf dieser Seite, so wird er keinen der Optotypen dieses Blocks erkennen. Somit verschlechtert sich der Visus für den nächsten Block nochmals um $0.4 \log\text{MAR}$ auf $0.7 \log\text{MAR}$. Diese Sehschärfe stellt für den Patienten keine Herausforderung dar und er erkennt einen Optotypen nach dem anderen. Nach drei erkannten Optotypen wird der Block beendet, da die letzten zwei nicht mehr relevant sind. Der Visus für den nächsten Block wird nun um $0.1 \log\text{MAR}$ auf $0.6 \log\text{MAR}$ verbessert. Bei diesem Block erkennt der Patient gerade noch drei Optotypen und erreicht somit den nächsten Block mit $0.5 \log\text{MAR}$. An diesem Block scheitert der Patient, da er nur noch einen Optotypen erkannt hat. Der DVA-Test ist mit vier Blocks beendet, davon drei Blöcke mit fünf Optotypen und ein Block mit drei Optotypen, also insgesamt 18 Optotypen bzw. Kopfdrehungen. Der Verlauf dieses Beispiels ist in Abbildung 4 als Stufendiagramm dargestellt.

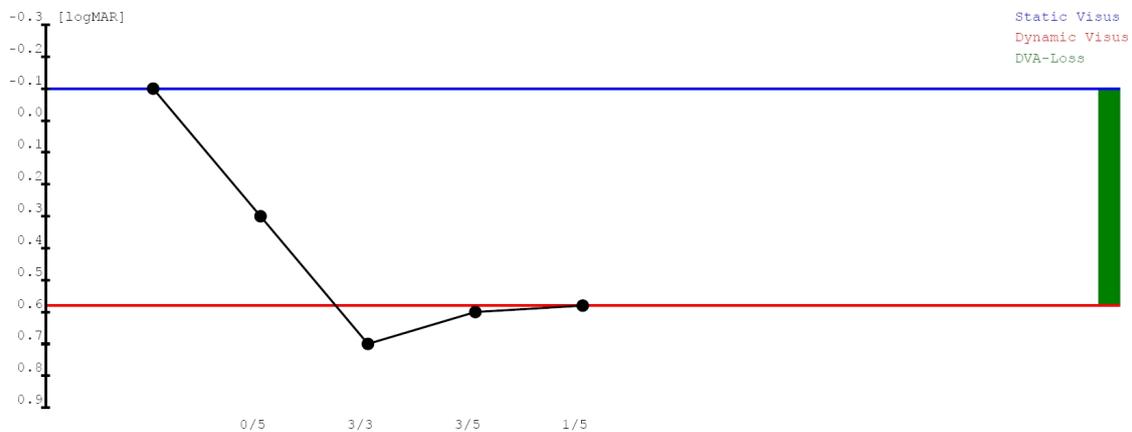


Abbildung 4: Stufendiagramm: Verlauf der einzelnen Stufen eines Tests

Auf der x-Achse ist von links nach rechts der zeitliche Verlauf des Tests aufgetragen, auf der y-Achse die Sehschärfe in $[\log\text{MAR}]$. Der erste Punkt im Verlauf stellt den statischen Visus dar, gekennzeichnet mit einer blauen horizontalen Linie bei $\log\text{MAR} = -0.1$. Die folgenden Punkte beschreiben die durchlaufenen Blöcke, jeweils auf der Höhe des entsprechenden Visus. Unterhalb der Punkte ist aufgezeigt, wie viele Optotypen erkannt wurden und wie viele Optotypen der Block enthielt. Enthielt der Block fünf Optotypen und wurden drei davon richtig erkannt, so steht $3/5$. Der letzte Punkt, bei dem der Test beendet ist, stellt zugleich den dynamischen Visus (DVA) dar, zusätzlich gekennzeichnet mit einer roten horizontalen Linie. Eigentlich wurde der letzte Block mit einem Visus von $0.5 \log\text{MAR}$ durchgeführt und müsste auch dort liegen. Da dieser Block nicht erkannt wurde, der Block zuvor (bei $0.6 \log\text{MAR}$) jedoch schon, muss der DVA dazwischen liegen. Wo genau zwischen $0.5 \log\text{MAR}$ und $0.6 \log\text{MAR}$ der DVA liegt, wird anhand der Anzahl erkannter Optotypen im letzten Block bestimmt: Der Visus des zuletzt erkannten

Blocks (0.6 logMAR) wird um 0.02 logMAR pro erkanntem Optotyp des letzten Blocks verbessert, also nach unten korrigiert. In diesem Beispiel wurde im letzten Block noch ein Optotyp erkannt und somit wird der DVA mit $0.6 \text{ logMAR} - 0.02 \text{ logMAR} = 0.58 \text{ logMAR}$ berechnet.

Auf der rechten Seite des Stufendiagramms ist grün der DVA-Loss dargestellt. Dieser stellt die Differenz aus DVA und SVA dar, in diesem Fall $0.58 \text{ logMAR} - 0.1 \text{ logMAR} = 0.68 \text{ logMAR}$.

alternativer Algorithmus

Während der Entwicklung und der Testphase der Arbeit wurde ein anderer Algorithmus untersucht. Dieser tastet sich auch grob über die dynamische Sehschärfe mit 0.4 logMAR Schritten. Danach wird zunächst mit einem 0.2 logMAR Schritt verbessert. Wird diese Stufe erkannt, so wird in einem letzten Schritt um 0.1 logMAR verbessert, ansonsten um 0.1 logMAR verschlechtert.

Der Nachteil dieses Algorithmus liegt jedoch darin, dass die Sehschärfe-Schwelle nach der Grobantastung eingeschränkt wird, da die Feinabstimmung mit 0.2 logMAR und 0.1 logMAR maximal 0.3 logMAR verbessert werden kann. Wenn nun zu Beginn ein Block fälschlicherweise nicht erkannt wurde, und somit der nächste Block um 0.4 logMAR verschlechtert wird, ist es unmöglich, nochmals an die wirkliche Schwelle heranzutasten.

Einen Vorteil hat dieser Algorithmus jedoch: Durch den 0.2 logMAR Schritt kann bei 50% aller Fälle eine Stufe eingespart werden. Wenn man den zuvor beschriebenen Nachteil ausser Betracht lässt, so braucht man mit diesem Verfahren nach der Grobantastung im Durchschnitt nur noch zwei Blöcke, mit dem verwendeten Algorithmus im Durchschnitt 2.5 Blöcke (Abbildung 5).

2.5. Feedback

Nach jedem präsentierten Optotyp muss der Patient eine Antwort abgeben. Um nicht den Umweg über den Untersucher zu nehmen, welcher das Ergebnis in das Programm einspeist, und um eine potentielle Fehlerquelle und Verfälschung der Resultate zu vermeiden, sollte die Möglichkeit bestehen, das Feedback direkt vom Patienten zu erhalten. Die einfachste und zuverlässigste Lösung ist ein Eingabegerät mit entsprechenden Tasten für die Optotyp-Rückmeldung.

Für eine einfache Durchführung des Tests mit Patienten mit schlechtem Visus sollten diese Tasten möglichst gross sein. Dadurch wird das zeitgleiche Drücken zweier Tasten verhindert.

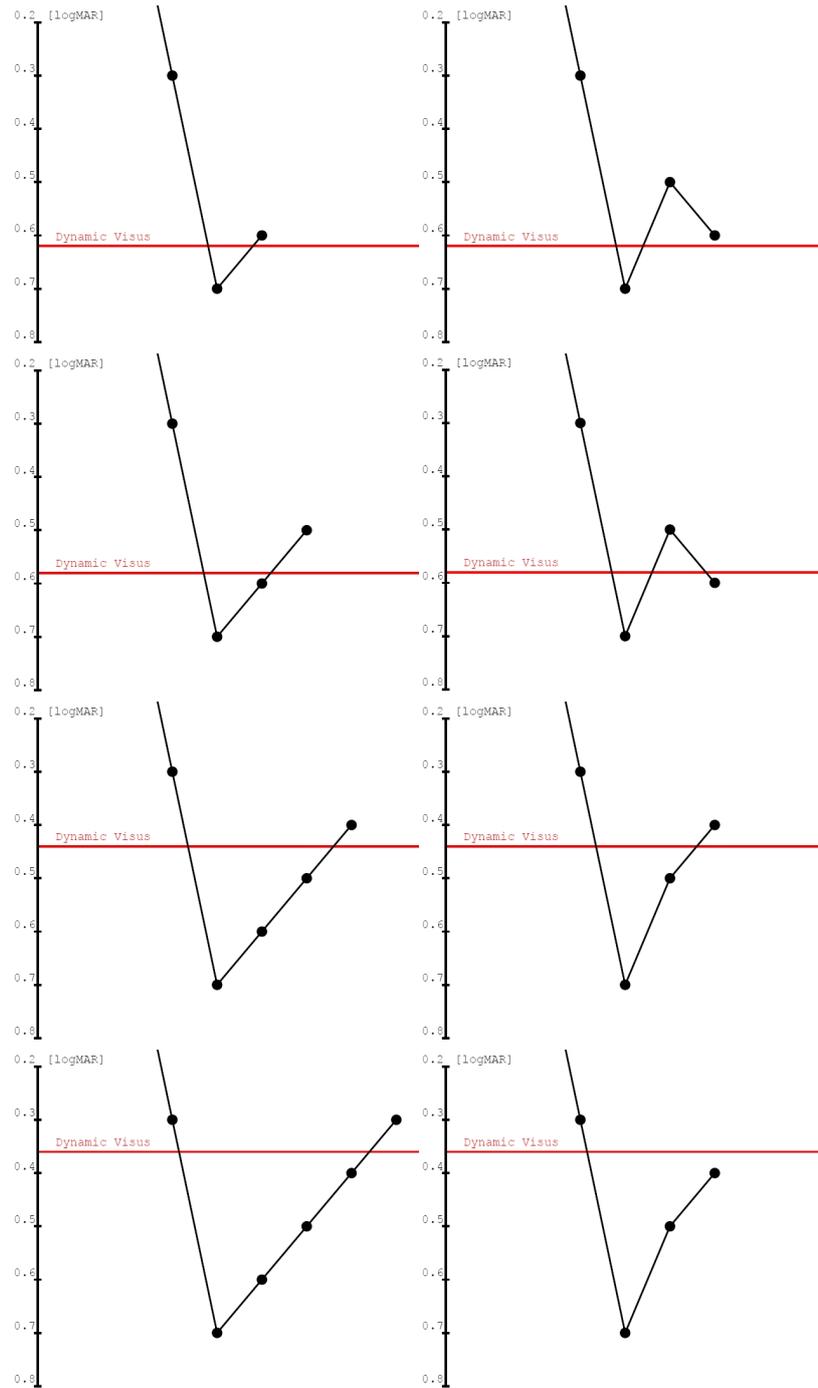


Abbildung 5: Vergleich der beiden Algorithmen. Links: verwendeter Algorithmus, Rechts: alternativer Algorithmus. Von oben nach unten: Alle vier möglichen Abstände des DVA (zw. 0.7 und 0.6, zw. 0.6 und 0.5, zw. 0.5 und 0.4 und zw. 0.4 und 0.3 logMAR).

3. Umsetzung

3.1. Sensor

Wichtiger Bestandteil des DVA-Tests ist die Messung der Kopfrotation. Diese Messwerte werden nicht nur gebraucht, um ab einer gewissen Rotationsgeschwindigkeit den Optotypen anzuzeigen, sondern auch, um dem Untersucher eine Vorstellung zu geben, auf welche Art und Weise der Kopf gedreht wurde. Dabei interessieren vor allem die Drehrichtung, Orientierung und die Maximalgeschwindigkeit, mit der gedreht wurde.

In erster Linie ist es wichtig, Drehungen in horizontaler Ebene (Yaw) zu erfassen, da diese Drehungen aus medizinischer Sicht⁸ die besten Resultate liefern. Des Weiteren sind horizontale Kopfdrehungen die natürlichsten Bewegungen des menschlichen Kopfes und können mit bisherigen DVA-Tests[2, 3, 4, 5, 6, 7, 9] verglichen werden. Nebst der horizontalen Kopfdrehung interessiert aber auch die Drehung in vertikaler Ebene (Pitch)[4, 7], welche z.B. beim Kopfnicken vollführt wird. Drehungen in der dritten Rotationsebene (Roll) sind eher uninteressant, da solche Bewegungen (Kopf zur Seite kippen) im Alltag kaum vorkommen. Diese Achse dient bei unserem DVA-Test nur als Kontrollachse, denn bei horizontalen und vertikalen Kopfrotationen wird nie zu 100% in genau der entsprechenden Rotationsachse gedreht. Jede Drehung um eine Achse weist einen kleinen Anteil in den beiden anderen Achsen auf. Um dem Untersucher eine Rückmeldung zu geben, wie gross der Anteil in der Roll-Ebene während einer horizontalen bzw. vertikalen Drehung war, wird der Maximalwert des Roll-Anteil angezeigt. In Abbildung 6 sind die drei Drehachsen veranschaulicht.

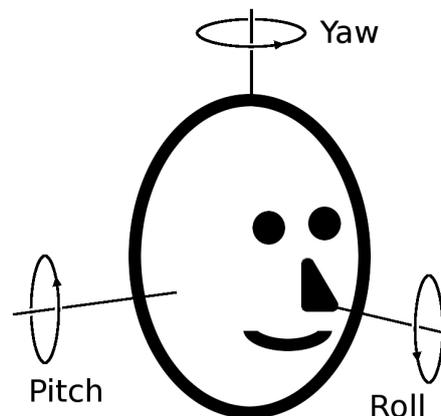


Abbildung 6: Rotationsachsen: Yaw, Pitch und Roll

Kopfdrehungen erreichen eine Geschwindigkeit bis ca. $400^\circ/s$, weshalb unsere Anforderung an den Sensor bei mindestens $500^\circ/s$ liegt. Im übrigen soll der Sensor eine Übertragungsrate von mindestens 100Hz aufweisen, da innerhalb sehr kurzer Zeit die Geschwindigkeitsschwelle, bei welcher der Optotyp angezeigt wird, ermittelt werden muss.

⁸Horizontale Kopfrotationen sprechen nur einen Bogengang an. Vertikale Drehungen werden mit den zwei anderen Bogengängen registriert[4].

3.1.1. Xsens

Aus einer früheren Semesterarbeit[14] stand uns ein Xsens[15] MTx[16] Sensor zur Verfügung (Abbildung 7), der die Rotationsgeschwindigkeit aller drei Rotationsachsen misst. Darüber hinaus misst dieser Sensor die Beschleunigung in allen drei Richtungen, sowie das Magnetfeld und die Temperatur.



Abbildung 7: Xsens MTx Sensor

Der MTx ist fähig, Rotationsgeschwindigkeiten bis $1200^\circ/\text{s}$ zu messen und liefert die Messdaten mit einer Frequenz von 512Hz , für unseren Gebrauch also mehr als genügend. Angeschlossen wird der MTx via USB und mit dem vollumfänglichen SDK⁹ ist die Ansteuerung des Sensors via serieller Schnittstelle sehr einfach.

Um Störanfälligkeiten (häufig ausgelöst durch Schwankungen des gemessenen Magnetfeldes durch Stromleitungen und grossen Eisenvorkommen) des komplexen Xsens MTx Sensors zu vermeiden und wegen dem hohen Preis wurde nach einer günstigeren Alternative gesucht. Der DVA-Test funktioniert jedoch auch mit dem Xsens Sensor, jedoch muss dieser geeignet auf dem Kopf des Patienten positioniert werden.

3.1.2. SparkFun

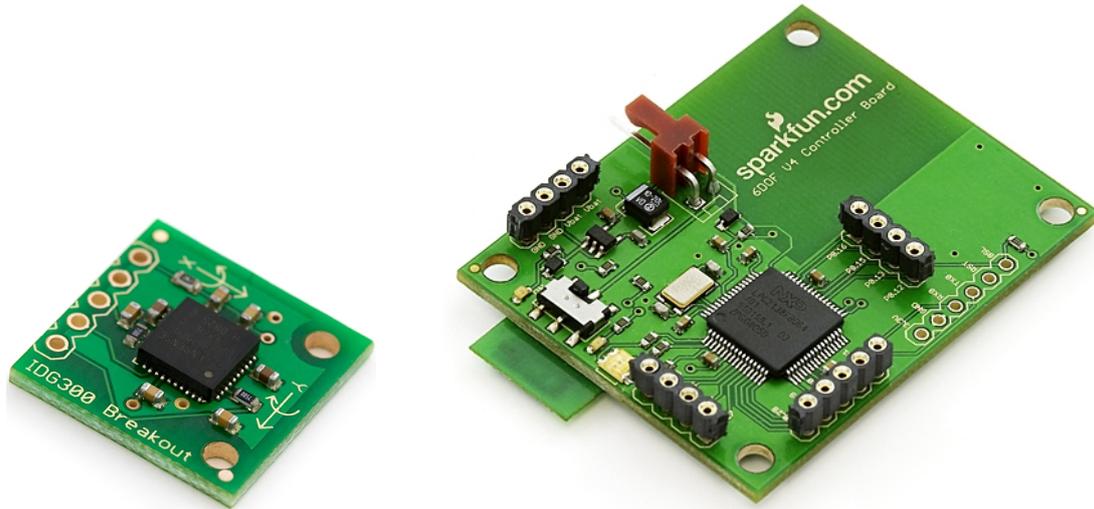
SparkFun[17] bietet eine ganze Palette von Beschleunigungs- und Geschwindigkeitssensoren. Darunter befindet sich ein zweiachsiger Rotationssensor[18], der via Kommunikations-Einheit[19] angesteuert wird. Da wir für unsere Zwecke alle drei Achsen benötigen, werden an der Kommunikationsplatine zwei Rotationssensoren angeschlossen.

Rotationssensor

Der Rotationssensor kann Winkelgeschwindigkeiten bis zu $500^\circ/\text{s}$ messen. Weil pro Sensor nur zwei Achsen gemessen werden, werden zwei dieser Sensoren benötigt. Diese müssen rechtwinklig zu einander am Kopf angebracht werden, damit alle drei Rotationsachsen gemessen werden. Da bei zwei mal zwei Achsen eine Achse überflüssig ist, wird beim zweiten Sensor nur eine Achse angeschlossen.

⁹SDK = Software Development Kit.

Bei einer Kopfdrehung in horizontaler Ebene soll nur eine einzige Achse angesprochen werden, nämlich die Yaw-Achse, ebenso bei einer Drehung in vertikaler Ebene. Um diese zwei Achsen mit einem Sensor abzudecken, muss dieser entweder vorne an der Stirn oder am Hinterkopf platziert und so ausgerichtet werden, dass keine Überschneidung der beiden Achsen möglich ist. Der zweite Sensor, welcher nur eine Achse (Roll) misst, kann entweder an einer Seite des Kopfes oder oben auf dem Kopf angebracht werden. In Abbildung 8(a) ist ein solcher Rotationssensor zu sehen.



(a) Rotationssensor

(b) Kommunikationsplatine mit Bluetooth-Adapter

Abbildung 8: Sensor und Kommunikations-Einheit von SparkFun

Kommunikationsplatine

Abbildung 8(b) zeigt die Kommunikations-Einheit, an welcher die einzelnen Sensoren angeschlossen werden. Nebst Rotationssensoren können auch kompatible Beschleunigungssensoren und Magnetfeldsensoren angebracht werden. Ein integrierter Bluetooth-Adapter mit Antenne in der Platine ermöglicht die Übertragung der Sensordaten via serieller Kommunikation an ein beliebiges Bluetooth-Gerät mit einer maximalen Frequenz von 120Hz.

Da die einzelnen Sensoren nicht zwingend auf die Kommunikationsplatine gesetzt werden müssen, können sie auch abgesetzt davon platziert werden und mit einem Kabel verbunden werden. Dies ermöglicht die Verwendung des Bluetooth-Adapters abseits vom Kopf des Patienten, was wegen der Strahlung und Erwärmung der Antenne sinnvoll ist. So führt ein ca. 1.5 m langes Kabel von der Kommunikations-Einheit zum Kopf des Patienten, wo es sich zu den zwei kleinen Rotationssensoren aufteilt. Da ein solches Kabel einen sehr kleinen Widerstand aufweist, sind keine Störungen zu erwarten. Für eine einfachere Handhabung und eine allfällige Demontage oder Auswechslung der Sensoren wurden am Kabel und an den Sensoren kleine Steckverbindungen angelötet.

Nebst dem Bluetooth-Adapter und den Anschlüssen für die Sensoren befinden sich auf der Platine ein Anschluss für die Stromversorgung, ein Ein-Aus-Schalter, zwei Leuchtdioden (LED) für Stromversorgung und Bluetooth-Konnektivität, sowie eine dreifarbige Status-LED für Fehlermeldungen und Datenübertragungsanzeige (Abbildung 9).

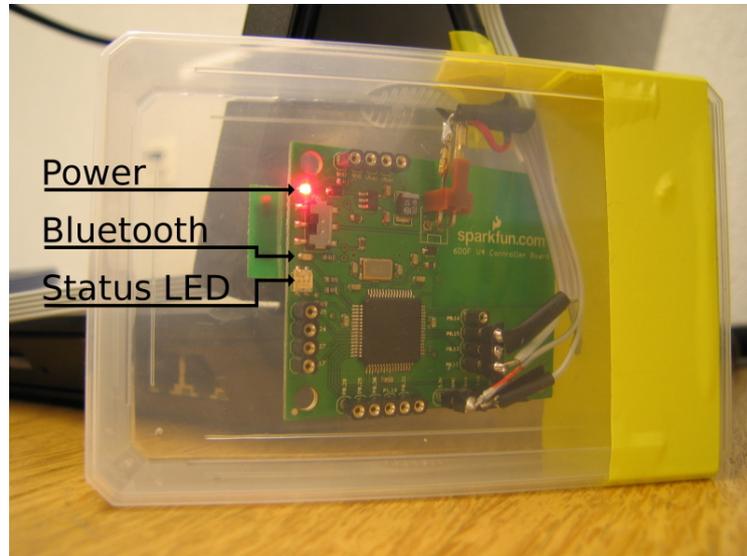


Abbildung 9: Kommunikationsplatine in Plastikgehäuse

Die LED für die Stromversorgung leuchtet, wenn die Platine mit Strom versorgt und der Schalter eingeschaltet ist. Die Bluetooth-LED leuchtet, sobald eine Bluetooth-Verbindung mit den Sensoren hergestellt ist. Während der Datenübertragung blinkt die Status-LED abwechselnd rot-grün-blau.

Bluetooth-Kennung Bluetooth-Geräte besitzen standardmässig eine Kennung (Passwort). Die Kennung dieses SparkFun-Sensors lautet „1234“ und ist somit ein Fabrikationsstandard. Um eine Verbindung mit einem Bluetooth-Gerät aufzubauen, müssen die beteiligten Bluetooth-Geräte (Sensor und Laptop) einmalig gekoppelt werden. Dazu muss das Passwort des zu koppelnden Geräts am Laptop eingegeben werden.

Stromversorgung

Um die Kommunikationsplatine und die Sensoren mit Strom zu versorgen, muss eine Stromquelle mit 4.2 bis 7 Volt angeschlossen werden. Da der Strom von Batterien sehr teuer ist und man das Gerät jedes Mal abschalten oder die Batterien entfernen muss, wurde entschieden, den Strom vom Laptop zu beziehen. Dieser wird für DVA-Tests sowieso benötigt und seine USB-Buchsen beliefern angeschlossene Geräte mit 5 Volt, was für unsere Zwecke ausreicht. Bei einem maximalen Stromverbrauch von 150 mA besitzt die Kommunikationsplatine eine Leistungsaufnahme von 750 mW bei 5 Volt, wovon der Hauptanteil für die Bluetooth-Antenne aufgebracht wird.

3.1.3. Headset

Die beiden Rotationssensoren können nicht ohne Weiteres am Kopf des Patienten angebracht werden. Es wäre äusserst umständlich, sie bei jedem Patienten erneut an der Stirn und an der Seite des Kopfs so zu befestigen, dass die Achsen korrekt im Raum liegen. Ausserdem könnten die offenen Leiterplatinen den Patienten verletzen und sehen nicht vertrauenswürdig aus. Um auch Kurzschlüsse bei der Berührung mit der Haut zu vermeiden, müssten die Sensoren in ein Gehäuse eingebaut werden und dann auf dem Kopf befestigt werden. Die Befestigung muss so erfolgen, dass sich die Sensorgehäuse durch die Trägheit bei schnellen Kopfdrehungen nicht lösen können und keine Zeitverzögerung der Rotationskurve verursachen. Aus diesen Gründen und um eine einfache Bedienbarkeit für den Untersucher zu gewährleisten, wurden die Sensoren in ein bestehendes Headset der ORL-Klinik integriert (Abbildung 10(a)).



(a) Headset



(b) Headset auf dem Kopf des Patienten

Abbildung 10: Verstellbares Headset mit zwei integrierten Rotationssensoren

Das Headset wiegt 187 Gramm, was im Vergleich zum Gewicht eines Kopfs wenig ist. Bei Kopfdrehungen hindert es den Patienten nur unwesentlich. Durch die symmetrische Gewichtsverteilung erhöht sich das Trägheitsmoment des Kopfs minim.

Dieses Headset wird gemäss Abbildung 10(b) auf den Kopf des Patienten gesetzt und mit den zwei Einstellschrauben festgezurr. Dabei ist zu beachten, dass die horizontale Schraube am Hinterkopf positioniert ist, und nicht vorne an der Stirn.

Derjenige Sensor, welcher Yaw- und Pitch-Achsen misst, sitzt vorne an der Stirn unter der ledernen Abdeckung des Headsets. Der andere Sensor, zuständig für die Roll-Achse, sitzt rechts an der Seite des Headsets, wo das Kabel vom vorderen Sensor vorbeiführt. Von dort führt es nach hinten, wo es dann vom Headset weggeführt und so den Patienten nicht stört.

3.2. Bildschirm

Für die Darstellung der Optotypen bzw. der Landoltringe wird ein zusätzlicher Bildschirm benötigt, der in einem Abstand von fünf Metern¹⁰ vom Patienten positioniert wird.

3.2.1. Minimale Sehschärfe

Umso schlechter die Sehschärfe eines Patienten, desto grösser muss der Landoltring dargestellt werden. Irgendwann ist jedoch die Maximalgrösse - bedingt durch die Bildschirmabmessungen - erreicht. Bei einem Standard 19 Zoll TFT Bildschirm (Samsung SyncMaster 940ux[21]) betragen die Abmessungen Breite $W_{19\text{ Zoll}}$ und Höhe $H_{19\text{ Zoll}}$:¹¹

$$W_{19\text{ Zoll}} = 37.5\text{cm} \quad H_{19\text{ Zoll}} = 30.1\text{cm} \quad (4)$$

Der grösste darstellbare Landoltring weist also einen Durchmesser $\phi_{\text{Landoltring}} = 30.1\text{cm}$ auf, was gemäss Gleichung 5 mit Abstand zum Bildschirm $d = 5\text{m}$ einem Visus $V = 1.62 \log\text{MAR}$ entspricht. Dies ist die minimale Sehschärfe, welche ein Patient für diesen Bildschirm[21] haben muss. Sollte ein Patient eine noch schlechtere Sehschärfe aufweisen, müsste ein grösserer Bildschirm verwendet werden. Bei der in dieser Arbeit durchgeführten Studie mit diesem 19 Zoll Bildschirm kam dieser Fall genau einmal vor (mit $V = 1.88 \log\text{MAR}$).

$$V = \log \left(2 * 60 * \arctan \left(\frac{\phi_{\text{Landoltring}}}{2 * d * 5} \right) \right) \quad (5)$$

$$\phi_{\text{Landoltring}} = \tan \left(\frac{10^V}{60 * 2} \right) * 2 * d * 5 \quad (6)$$

Gleichung 6 rechnet einen Visus V in $[\log\text{MAR}]$ wieder zurück in den Durchmesser eines Landoltrings $\phi_{\text{Landoltring}}$.

3.2.2. Minimale Auflösungsdichte

Ein weiteres Kriterium ist die Auflösungsdichte ρ [Pixel/mm]. Diese Grösse beschreibt, wieviele Pixel ein Bildschirm pro Millimeter darstellen kann. Ein Standard 19 Zoll Bildschirm (Samsung SyncMaster 940ux[21]) besitzt eine Auflösung von 1280 x 1024 Pixeln. Die jeweilige Anzahl Pixel $\#Pixel$ dividiert durch die Abmessung W bzw. H (Gleichung 4) ergibt die Auflösungsdichte ρ zu:

¹⁰Fünf Meter ist der Standard-Abstand, um den Fernvisus zu testen. ([20], Begutachtung S. 570 - 578)

¹¹Achtung: Nicht alle 19 Zoll Bildschirme weisen dieselben Abmessungen auf.

$$\rho = \frac{\#Pixel}{\text{Abmessung}} \quad (7)$$

$$\rho_{W_{19 \text{ Zoll}}} = \frac{1280 \text{Pixel}}{375 \text{mm}} = 3.41 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$$

$$\rho_{H_{19 \text{ Zoll}}} = \frac{1024 \text{Pixel}}{301 \text{mm}} = 3.40 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$$

Horizontale und vertikale Auflösungsichte $\rho_{W_{19 \text{ Zoll}}}$ bzw. $\rho_{H_{19 \text{ Zoll}}}$ stimmen meist überein. Kleine Abweichungen können jedoch vorkommen.

Die Auflösungsichte wird erst bei sehr guten Sehschärfen wichtig, wo es darum geht, sehr kleine Landoltringe darzustellen. In Tabelle 2 sind gute Sehschärfen (besser als 0.0 logMAR) mit dazugehörigen Landoltringdurchmesser (gemäss Gleichung 6) aufgelistet. Spalte 3 zeigt die Anzahl Pixel, mit welchen ein Landoltring in fünf Metern auf einem Samsung SyncMaster 940ux[21] dargestellt wird ($\rho = 3.41 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$). In der vierten Spalte sind analog zur dritten Spalte die Anzahl Pixel aufgelistet, mit welchen ein Landoltring in fünf Metern auf einem 15.4 Zoll Laptop mit Auflösungsichte $\rho = 5.80 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$ dargestellt wird.

Sehschärfe V	Durchmesser ϕ	$\#Pixel$ bei $\rho = 3.41 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$	$\#Pixel$ bei $\rho = 5.80 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$
-0.4 logMAR	2.90 mm	9.9	16.8
-0.3 logMAR	3.64 mm	12.4	21.1
-0.2 logMAR	4.59 mm	15.7	26.6
-0.1 logMAR	5.78 mm	19.7	33.5
0.0 logMAR	7.27 mm	24.8	42.2
...
1.62 logMAR	30.1 cm	1027.4	1746.0

Tabelle 2: Sehschärfe V in logMAR, entsprechender Durchmesser des Landoltrings in 5m Abstand ϕ , Anzahl Pixel $\#Pixel$ bei $\rho = 3.41 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$ und Anzahl Pixel $\#Pixel$ bei $\rho = 5.80 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$

Wie in der Tabelle 2 ersichtlich, muss bei unserem Bildschirm[21] ein Landoltring bei -0.3 logMAR in 5m Abstand mit 12 Pixel (horizontal und vertikal) dargestellt werden. Mit so wenigen Pixel wird ein Kreis nicht mehr kreisrund, sondern eher achteckig dargestellt, veranschaulicht in Abbildung 11(a) (skaliert) und Abbildung 11(b) (Originalgrösse). Derselbe Landoltring wird mit einer Auflösungsichte von $5.80 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$ mit 21 Pixeln dargestellt (Abbildung 11(c) und 11(d)).

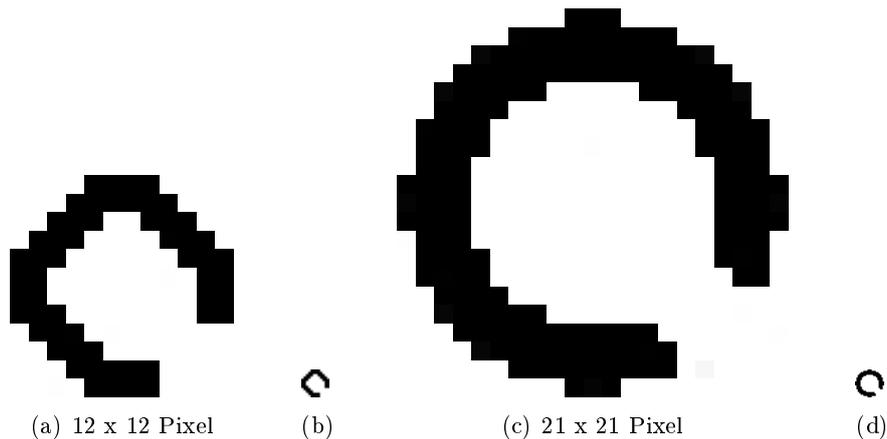


Abbildung 11: Landoltringe bei -0.3 logMAR

Auch die Öffnung im Ring entspricht nicht mehr der Norm (Abbildung 2), da bei solch kleinen Abmessungen zu wenige Pixel zur Verfügung stehen.

Nur wenige Patienten besitzen eine so gute statische Sehschärfe (SVA) von -0.3 logMAR. Bei der dynamischen Sehschärfe (DVA) wird diese Sehschärfe nicht erreicht¹².

Es wäre durchaus möglich, einen Bildschirm mit höherer Auflösungsdichte als $3.41 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$ zu benutzen, nur sind diese sehr teuer. Einige Laptopbildschirme, wie derjenige in Tabelle 2, Spalte 4 besitzen eine Auflösungsdichte von $5.80 \frac{\text{Pixel}}{\text{mm}}$. Diese Bildschirme sind jedoch zu klein für die DVA-Anwendung (Kapitel 3.2.1 - Minimale Sehschärfe).

3.2.3. Beamer

Während der Entwicklungsphase dieser DVA-Apparatur wurde auch ein Videobeamer mit einer Auflösung von 1920 x 1080 eingesetzt. Seine Vorteile liegen darin, dass die Position und somit der Abstand des Beamers zur Leinwand verstellt werden kann. Muss ein DVA-Test an einem Patienten durchgeführt werden, der einen schlechten Visus aufweist, so kann der Beamer weiter weg gestellt werden, um das Bild zu vergrößern. Sieht der Patient wiederum sehr gut, wird der Beamer näher an die Leinwand gestellt, um eine hohe Auflösungsdichte zu erreichen. Die Nachteile überwiegen jedoch die Vorteile massiv:

- Der Abstand zur Leinwand muss bei jedem DVA-Test neu vermessen und im Programm kalibriert werden, da der Beamer bei jedem Test neu positioniert wird.
- Trapezkorrektur muss bei jedem DVA-Test vorgenommen werden.
- Verschiebung der instabilen Leinwand verursacht Verzerrungen des Bildes.
- Sehr hohe Kosten.
- Kurze Lebensdauer.

¹²Selbst bei den Probanden dieser Studie hat niemand einen solch guten DVA-Wert erreicht.

3.3. Eingabegerät

Wie in Kapitel 2.5 beschrieben, soll für die Rückmeldung der präsentierten Optotypen ein Eingabegerät an die DVA-Apparatur angeschlossen werden. Eine Möglichkeit ist, ein solches Gerät mit acht Drucktaster selbst zu bauen. Die Tasten können dann so gross gewählt werden, dass sie den Ansprüchen genügen. Die schwierige Ansteuerung vom Laptop aus und die mit Kosten verbundene Herstellung eines solchen Geräts veranlassten uns, eine einfachere Variante zu suchen. In Abbildung 12(a) ist eine externe Zahlenfeldtastatur abgebildet, welche einfach per USB an den Laptop angeschlossen und angesteuert werden kann.

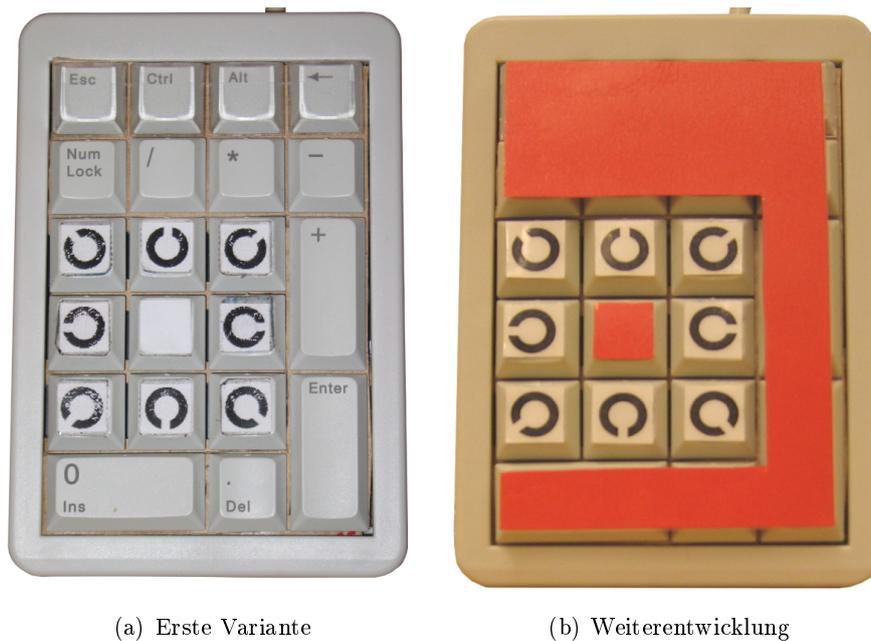


Abbildung 12: Externe Zahlenfeldtastatur als Eingabegerät

Die Tasten weisen eine herkömmliche Tastengrösse auf und sind somit einfach wählbar. Auf die Ziffern 1 bis 9 (exklusive 5) wurden Papierstücke geklebt, welche zuvor mit allen acht möglichen Landoltringen bedruckt wurden. Um zu verhindern, dass andere Tasten im und neben dem Zahlenfeld anwählbar sind, wurde eine Lage Karton so unter diese Tasten gelegt, dass diese nicht mehr gedrückt werden können und somit kein Signal mehr auslösen. Das Ablöten der nicht benötigten Tasten wurde unterlassen.

Nach einigen DVA-Tests mit Probanden und Patienten konnte man schon einige Abnutzungserscheinungen an den Tasten erkennen. Die Farbe und somit die Landoltringe auf dem bedruckten Papier sind mit der Zeit nicht mehr erkennbar und die Tasten müssten deshalb immer wieder neu beklebt werden. Um dies zu verhindern, wurden die bedruckten Landoltringe laminiert, d.h., in Plastik eingeschweisst und dann auf die Tasten geklebt. Die übrigen, nicht benötigten Tasten, wurden grossflächig mit einem roten, laminierten Papier abgedeckt (Abbildung 12(b)).

3.4. Latenz

Beim DVA-Test ist es sehr wichtig, bei erreichter Geschwindigkeitsschwelle während einer Kopfdrehung den Optotypen auf dem Bildschirm schnell anzuzeigen. Von der Detektion der Rotationsgeschwindigkeit bis zur Anzeige auf dem Bildschirm soll möglichst wenig Zeit verstreichen. In Abbildung 13 ist ein Blockdiagramm mit den relevanten Stationen des Signalverlaufs dargestellt.

Mit der Latenz ist die Zeitspanne vom Erreichen der gewünschten Kopfrationsgeschwindigkeit bis zur Anzeige des Optotypen gemeint.



Abbildung 13: Blockdiagramm zur Latenz der DVA Apparatur

Rotationssensor Wir gehen davon aus, dass das Headset fest auf dem Kopf des Patienten sitzt und somit eine vernachlässigbare Trägheit aufweist. Die Rotationsgeschwindigkeit entspricht also exakt der Rotationsgeschwindigkeit des Headset bzw. des Sensors.

$$t_1 = 0ms$$

Bluetooth Verbindung Die Sensordaten werden via Bluetooth mit 115.2 kHz übertragen. Dadurch entsteht eine Zeitverzögerung von ca. 0.01 ms, welche vernachlässigbar ist.

$$t_2 = 0ms$$

Laptop Weil der Sensor eine Datenpunktübertragung von 100 Hz hat, kommen alle 10 ms Geschwindigkeitsdaten im Laptop an. Sendet der Sensor die aktuellen Daten gerade dann, wenn die Geschwindigkeitsschwelle überschritten wurde, ist die Verzögerung 0 ms. Wird die Geschwindigkeitsschwelle unmittelbar nach dem Senden eines Datenpunktes erreicht, so verstreichen jedoch bis zu 10 ms, bis die tatsächliche Geschwindigkeit beim Programm angekommen ist. Der Durchschnitt liegt hier beim arithmetischen Mittel, also bei 5 ms.

$$t_3 = \frac{0ms + 10ms}{2} = 5ms$$

Windowsprogramme werden in sogenannten Threads ausgeführt. Dabei handelt es sich um einzelne Ausführungsprozesse, welche der Reihe nach aufgerufen werden, um ihre Arbeit zu verrichten. Kommt das Sensorsignal im Laptop an und wird noch in demselben Thread ausgeführt, so existiert keine erwähnenswerte Zeitverzögerung. In seltenen Fällen kann es jedoch vorkommen, dass der Thread genau dann abgegeben wird, nachdem das

Signal vom Sensor angekommen ist, und erst später weiterarbeitet, wenn der Thread wieder aufgerufen wird. Bei einem solchen Thread-Unterbruch dauert es ca. 10 ms, bis alle anderen Threads ihre Zeit durchgearbeitet haben und der Thread unseres Programms wieder an der Ausführung ist. Die Wahrscheinlichkeit, dass der Thread genau zwischen Signalempfang und Signalweiterleitung unterbrochen wird, hängt von der Anzahl Befehle ab, die dazwischen ausgeführt werden müssen. In unserem Fall muss überprüft werden, ob die Geschwindigkeit im Datensignal vom Sensor die Schwelle überschritten hat. Dann ist der Befehl zum Neuzeichnen auf dem Bildschirm weiterzugeben. Als Abschätzung für einen Threadunterbruch für diese geringe Anzahl Befehle wurde eine Wahrscheinlichkeit von maximal 10% angenommen. Die durchschnittliche Zeitverzögerung, bedingt durch Threadunterbrüche lässt sich dann errechnen zu:

$$t_4 = \frac{90\% * 0ms + 10\% * 10ms}{100\%} = 1ms$$

VGA Kabel Die Grafikbefehle werden von der Grafikkarte des Laptops über das VGA Kabel zum Bildschirm übertragen. Dabei entsteht eine vernachlässigbare zeitliche Verzögerung von:

$$t_5 = 0ms$$

Bildschirm Bildschirme besitzen eine Reaktionszeit. Diese beschreibt die Zeit zwischen Ankommen des Signals vom Kabel bis zur Farbänderung des Pixels auf dem Bildschirm. Eine typische Reaktionszeit beträgt 5 ms. Der verwendete Bildschirm[21] weist ebenfalls eine Reaktionszeit von 5 ms auf.

$$t_6 = 5ms$$

Der Bildaufbau eines Bildschirms wird mit dessen Bildwiederholungsrate beschrieben. Bei TFT Monitoren beträgt diese Frequenz typisch 60 Hz. Von einem Bildaufbau zum nächsten Bildaufbau verstreichen also 16.7 ms. Je nachdem, wann der nächste Bildaufbau erfolgt, kann der neue Farbwert eines Pixel also mit 0 ms bis 16.7 ms Verzögerung auf dem Bildschirm erscheinen¹³. Im Durchschnitt ergibt das eine Zeitverzögerung von 8.3 ms.

$$t_7 = \frac{0ms + \frac{1}{60Hz}}{2} = 8.3ms$$

¹³Wenn die Verzögerung mehr als 5ms beträgt, kann theoretisch die Reaktionszeit t_6 weggelassen werden, weil die Reaktionszeit während des Bildaufbaus schon abgelaufen ist

Theoretische Latenz

Von der Kopfdrehung bis zum Anzeigen des Optotypen verstreicht also theoretisch eine durchschnittliche Zeit t_ϕ , eine minimale Zeit t_{min} und eine maximale Zeit t_{max} (Gleichungen 8).

$$\begin{aligned}t_\phi &= t_1 + t_2 + t_3 + t_4 + t_5 + t_6 + t_7 = 19.3ms & (8) \\t_{min} &= 5ms \\t_{max} &= 41.7ms\end{aligned}$$

Das menschliche Auge sieht mit einer Frequenz von ca. 60 Hz ([22], Visuelles System, S. 90 - 134), also wird alle 17 ms ein Bild wahrgenommen. Bei einer Latenz der DVA-Apparatur von ca. 20 ms heisst das, dass der Optotyp im zweiten oder dritten vom Auge wahrgenommenen Bild erscheint.

Praktische Latenz

Leider war es unmöglich, die tatsächliche Latenz in der Praxis zu messen. Dafür müsste man am Anfang und am Ende der Signalstrecke eine Zeitmessung installieren. Beim Bildschirm könnte man ein Helligkeitssensor anbringen, um die Zeit des Anzeigen eines Landoltrings zu detektieren. Am Sensor ist es jedoch unmöglich, eine Geschwindigkeitsüberschreitung direkt abzufragen.

4. Programm

Die einzelnen Peripheriegeräte (Tabelle 3) werden alle am Laptop angeschlossen und von diesem gesteuert. Um eine einfache Bedienbarkeit für den Untersucher zu gewährleisten, wurde ein Programm mit graphischer Benutzeroberfläche (GUI¹⁴) programmiert.

Gerät	Anschluss	Kommunikation
Sensor	Bluetooth	seriell
Bildschirm	VGA	Windows Plug & Play
Eingabegerät	USB	Windows Plug & Play

Tabelle 3: Peripheriegeräte der DVA-Apparatur

4.1. Laptop

Für die Entwicklung der DVA-Apparatur und für die Durchführung von DVA-Tests wurde ein Lenovo ThinkPad SL500[23] gekauft, welcher nur für die Benutzung im Zusammenhang mit DVA-Tests bestimmt ist.

4.2. Betriebssystem

Als Benutzerumgebung wurde das Betriebssystem Windows XP installiert, weil am Universitätsspital Zürich standardmässig dieses Betriebssystem eingesetzt wird und die zukünftigen Benutzer des DVA-Tests damit vertraut sind.

Beim Installieren des Betriebssystems wurde ein Benutzer mit Administrationsrechten ohne Passwort angelegt:

Benutzername: USZ-DVA

Passwort: -

4.3. Programmiersprache

Als Programmiersprache für die Entwicklung des DVA-Programms wurde C#¹⁵ gewählt, eine Weiterentwicklung von C++.

Visual Studio 2008 wurde als Programmierumgebung verwendet.

4.4. Benutzerhandbuch

Im Verlauf der Arbeit wurde ein Benutzerhandbuch für das DVA-Programm geschrieben. In diesem sind alle Funktionen des Programms, sowie alle benutzerspezifischen Einzelheiten und Fehlerbehandlungen beschrieben. Die Version 1.1 des Benutzerhandbuchs befindet sich im Anhang A.

¹⁴GUI = graphical user interface

¹⁵C# wird ausgesprochen als "C Sharp"

4.5. Patientenangaben

Für einen DVA-Test werden folgende Angaben des Patienten benötigt:

- Patientenummer
- Name und Vorname
- Adresse
- Geburtsdatum
- Sehhilfe (Brille oder Kontaktlinsen)

Diese Angaben können vor dem DVA-Test im Programm eingegeben werden und erscheinen nach dem Test auf dem Resultateblatt.

4.6. Statischer Visustest (SVA)

Vor dem dynamischen Visustest (DVA) muss ein SVA durchgeführt werden. Dieser Sehschärfentest wurde auf den Sehtest der ORL-Klinik abgestimmt¹⁶.

4.7. DVA Parameter

Für den DVA-Test müssen folgende Parameter bestimmt werden können:

- Richtung der Kopfdrehungen (nach links, nach rechts, nach oben, nach unten)
- Aktiver oder passiver Test
- Geschwindigkeits- oder Beschleunigungsdetektion
- Geschwindigkeits- bzw. Beschleunigungsschwelle
- Zeitspanne, wie lange der Optotyp sichtbar ist
- Distanz zum Optotyp

4.8. Resultate

Am Ende eines DVA-Tests soll ein Resultateblatt mit den Ergebnissen als PDF-Datei generiert und gespeichert werden. Darauf sollen alle Patientenangaben, Testbedingungen, Testparameter, SVA, DVA, DVA-Loss¹⁷, Durchschnittswerte der Kopfdrehungen und der Testverlauf als Stufendiagramm ersichtlich sein.

Zusätzlich zum Resultateblatt sollen alle Rotationskurven in einer Textdatei (*.csv) abgelegt werden.

¹⁶Der SVA wurde in Zusammenarbeit mit PD Dr. med. Oliver Bergamin-Rémy von der Augenklinik des USZ geeicht.

¹⁷Differenz aus DVA und SVA

5. Studiendesign

Das Ziel dieser Arbeit ist es, mit dem DVA-Test eine günstigere und angenehmere Alternative zum Kopf-Impuls-Test (KIT) zu bieten. Um das entwickelte DVA-Programm zu validieren und zu erproben, wurden sowohl KIT als auch DVA-Tests an Probanden und Patienten der ORL-Klinik des Universitätsspitals Zürich in einer klinischen, prospektiven Studie durchgeführt.

Die Probanden- und Patienteninformationen zu den in der Studie durchgeführten Tests, sowie die Einverständniserklärung, welche jeder Studienteilnehmer unterzeichnen musste, befinden sich im Anhang B.

5.1. Nullhypothesen

Die Studie wurde in verschiedene Hypothesen gegliedert, wovon hier die Nullhypothesen aufgelistet sind. Diese gilt es zu widerlegen.

A) Die KIT-Werte bei Probanden sind über alle Altersgruppen gleich.

B) Die DVA-Loss-Werte bei Probanden sind über alle Altersgruppen gleich. Um keine Altersabhängigkeit der KIT- und DVA-Loss-Werte zu zeigen, wurden die Probanden in fünf Altersgruppen eingeteilt: unter 30 Jahre, 30 - 39 Jahre, 40 - 49 Jahre, 50 - 59 Jahre, über oder gleich 60 Jahre. In jeder Altersgruppe sollen mindestens 10 Probanden untersucht werden, um eine Altersabhängigkeit statistisch zu analysieren.

C) Die DVA-Loss-Werte bei Probanden sind bei aktiver und passiver Kopfbewegung gleich. Aufgrund durchgeführter DVA-Studien (1.3 Literaturübersicht) ist anzunehmen, dass sich die DVA-Loss-Werte bei aktiven DVA-Tests von denjenigen bei passiven DVA-Tests unterscheiden. Um dies zu untersuchen, wurden bei allen Probanden aktive sowie passive DVA-Tests durchgeführt.

D) Die DVA-Loss-Werte bei Probanden sind für Geschwindigkeitsschwellen von $100^\circ/\text{s}$ und $150^\circ/\text{s}$ gleich. Um ein unteres Limit für die Kopfrationsgeschwindigkeit zu ermitteln, wurden bei allen Probanden DVA-Tests mit einer Mindestrotationsgeschwindigkeit von $100^\circ/\text{s}$ bzw. $150^\circ/\text{s}$ durchgeführt.

E) Probanden mit einer Asymmetrie in den KIT-Werten weisen keine Asymmetrie in den DVA-Loss-Werten auf. Asymmetrien bei Kopfdrehungen zur rechten und linken Seite kommen bei Probanden vor. Bei einer Differenz der KIT-Gain-Werte zwischen rechts und links von mehr als 0.1^{18} ist eine Asymmetrie beim Probanden vorhanden. Diese sollte bei den jeweiligen DVA-Loss-Werten nicht ersichtlich sein.

¹⁸Nach Absprache mit Prof. Dr. med. Dominik Straumann der Neurologie

F) Probanden lassen sich aufgrund der DVA-Loss-Werte nicht von Patienten mit einer Unterfunktion unterscheiden.

G) Patienten mit einer Unterfunktion lassen sich aufgrund der DVA-Loss-Werte nicht von Patienten mit einem Ausfall unterscheiden. Die DVA-Loss-Werte sind dann aussagekräftig, wenn mit ihnen eine Person als gesund oder krank kategorisiert werden kann. Innerhalb der Patienten wird zudem zwischen Unterfunktion und Ausfall unterschieden. Somit existieren vier Kategorien: Proband (gesund), Patient gesund (nicht betroffene Seite), Patient mit Unterfunktion, Patient mit Ausfall.

H) Die DVA-Loss-Werte bei den Probanden korrelieren mit den KIT-Werten.

I) Die DVA-Loss-Werte bei den Patienten korrelieren mit den KIT-Werten. KIT-Werte und DVA-Loss-Werte stellen zwei Skalen dar, mit deren Hilfe Personen kategorisiert werden können. Wenn man einen Schritt weiter geht, kann man diese Skalen ineinander überführen, d.h. ein DVA-Loss-Wert kann einem KIT-Wert zugeordnet werden und umgekehrt. Es existiert sozusagen eine Umrechnungsformel von DVA-Loss zu KIT-Gain.

Zusammenfassung der Nullhypothesen

In Tabelle 4 sind die neun Nullhypothesen A) bis I) tabellarisch aufgelistet.

Nullhypothese	Zielpersonen	Test	DVA-Kriterium
A)	Probanden	KIT	-
B)	Probanden	DVA	alle
C)	Probanden	DVA	aktiv, passiv
D)	Probanden	DVA	100°/s, 150°/s
E)	Probanden	KIT und DVA	links, rechts
F)	Probanden und Patienten	DVA	alle
G)	Patienten	DVA	alle
H)	Probanden	KIT und DVA	alle
I)	Patienten	KIT und DVA	alle

Tabelle 4: Nullhypothesen

Um die drei verschiedenen DVA-Kriterien zu untersuchen, müssen folglich acht DVA-Tests je Versuchsperson durchgeführt werden (Tabelle 5).

	aktiv		passiv	
100°/s	links	rechts	links	rechts
150°/s	links	rechts	links	rechts

Tabelle 5: DVA-Kriterien

5.2. Versuchsprotokoll

- Als Erstes wird der SVA des Patienten bzw. des Probanden mit dessen Sehhilfe bestimmt. Dafür wird der im DVA-Programm implementierte SVA durchgeführt. (Alternativ kann der SVA auch eingegeben werden, wenn er bereits bekannt ist.)
- Im nächsten Schritt erfolgen die acht verschiedenen DVA-Tests. Hierfür wird dem Patienten bzw. dem Probanden das Headset mit dem Sensor auf den Kopf gesetzt. In fünf Meter Entfernung steht der Bildschirm für die Präsentation der Optotypen. In jede Richtung erfolgt zuerst ein Übungsdurchlauf, um den Patienten bzw. den Probanden mit dem DVA-Test vertraut zu machen.

Der Untersucher startet den DVA-Test, indem er den entsprechenden Button im Programm anklickt. Nach einer Kopfdrehung - beim aktiven Test dreht der Patient bzw. der Proband den Kopf selbst, beim passiven Test wird der Kopf vom Untersucher gedreht - erscheint ab einer vordefinierten Geschwindigkeit der Optotyp auf dem Bildschirm. Der Patient bzw. der Proband drückt die Taste auf dem Eingabegerät entsprechend dem Optotypen, den er während der Kopfdrehung gesehen hat. Dieser Vorgang wiederholt sich gemäss dem in Kapitel 2.4 beschriebenen Algorithmus, bis der DVA ermittelt ist. Am Ende jedes DVA-Tests wird der DVA-Loss berechnet.

- Nach den acht DVA-Tests wird der KIT durchgeführt. Beim KIT wird dem Patienten bzw. dem Probanden eine Kontaktlinse mit integrierter Spule (Search Coil) ins rechte Auge eingesetzt. Deshalb darf der Patient bzw. der Proband keine eigene Kontaktlinse tragen und diese erst zwei Stunden nach dem KIT wieder einsetzen. Weil der DVA mit korrigiertem Visus stattfinden muss, und weil nach dem KIT Sehstörungen auftreten können, wird der KIT nach dem DVA durchgeführt.

Nach dem Einsetzen der Search Coil wird der Kopf des Patienten bzw. des Probanden fixiert, indem er das Kinn auf eine Vorrichtung legt. An der Stirn wird ebenfalls eine Search Coil für die Berechnung der Relativbewegung angebracht. Nun erfolgt die Kalibrierung der Search Coils, wofür der Patient bzw. der Proband mit den Augen einem Laserpunkt folgt.

Wenn die Kalibrierung abgeschlossen ist, beginnt der eigentliche KIT. Hierfür bewegt sich der Laserpunkt nicht mehr. Die Aufgabe des Patienten bzw. des Probanden ist es nun, mit den Augen ständig den Laserpunkt zu fixieren. Der Untersucher dreht den Kopf des Patienten bzw. des Probanden zufällig nach links oder nach rechts, während die Augen auf den Laserpunkt fixiert sind.

Nach einigen Kopfdrehungen auf beide Seiten endet der KIT und dem Patienten bzw. dem Probanden werden die Search Coils wieder entfernt. Danach wird durch manuelle Analyse des Untersuchers der Gain in beide Richtungen (links und rechts) ermittelt.

5.3. Ausschlusskriterien

Personen, die mindestens eine der folgenden Ausschlusskriterien aufwiesen, wurden für die Studie als Proband nicht zugelassen.

- Schwangerschaft (> 4. Monat)
- hochgradige Sehstörung

Nicht in die Resultate mit einbezogenen wurde nur eine Person, welche eine Sehkorrektur von -22 Dioptrien aufwies.

5.4. Weitere Studienkriterien

Nebst den in dieser Studie einbezogenen Kriterien (horizontal, aktiv, passiv, $150^\circ/\text{s}$, und $100^\circ/\text{s}$) können mit der hier entwickelten Apparatur in zukünftigen Studien viele weitere Kriterien untersucht werden. Nachfolgend sind einige Möglichkeiten aufgelistet.

- vertikale Kopfdrehungen
- mit und ohne Sehhilfe
- andere Algorithmen zur Visusbestimmung
- Variation der Distanz zum Bildschirm (evtl. auch Nahvisus)
- Verwendung eines Videobeamers anstatt eines Bildschirms
- Veränderung der Ratewahrscheinlichkeit, z.B. nur vier verschiedene Landoltringe
- andere Optotypen, z.B. Buchstaben, Zahlen
- Variation der Zeitspanne, während welcher der Optotyp sichtbar ist

6. Resultate

6.1. Zeitraum

KIT sowohl DVA-Tests mit Probanden und Patienten wurden während drei Monaten durchgeführt, vom 12. November 2008 bis 11. Februar 2009.

6.2. Teilnehmende Personen

Im Rahmen dieser Studie wurden 49 Probanden und 26 Patienten untersucht. In Tabelle 6 sind die Altersinformationen der Subjekte aufgezeigt.

	Anzahl	Spannweite	Durchschnitt	Median
Probanden	49	19 - 80 Jahre	37 Jahre	32 Jahre
Patienten	26	27 - 72 Jahre	52 Jahre	56.5 Jahre

Tabelle 6: Altersinformation der Probanden und Patienten

Innerhalb der 26 Patienten wurden 4 Patienten mit beidseitigem Ausfall, 2 mit einem Ausfall und einer Unterfunktion, 4 mit beidseitiger Unterfunktion, 11 mit einseitigem Ausfall oder Unterfunktion links (4 Ausfälle und 7 Unterfunktionen) und 5 mit einseitiger Unterfunktion rechts untersucht.

Bei insgesamt 26 Patienten können 52 Seiten untersucht werden. Die Aufteilung der verschiedenen Kategorien der jeweiligen Seite ist aus Tabelle 7 ersichtlich¹⁹.

	links	rechts	gepoolt
Patienten (alle Kategorien)	26	26	52
Ausfall	8 (4 + 4)	6 (4 + 2)	14
Unterfunktion	13 (4 + 7 + 2)	9 (4 + 5)	22
nicht betroffene Seite	5	11	16
Probanden	49	49	98

Tabelle 7: Anzahl der Untersuchungen bei Aufteilung auf beide Seiten

6.3. Altersabhängigkeit: Nullhypothesen A) und B)

Für die Prüfung der Altersabhängigkeit wurden die Probanden in die beschriebenen fünf Altersgruppen unterteilt. Abbildung 14 zeigt den Verlauf der Mediane über die Altersgruppen für KIT und DVA. Die exakten Median-Werte von KIT-Gain und DVA-Loss sind in Tabelle 8 aufgelistet.

Wie schnell ersichtlich ist, besteht keine Abnahme der dynamischen Sehstärke mit zunehmendem Alter. Es konnte also keine Altersabhängigkeit gezeigt werden.

¹⁹Für die Untersuchungen der Kategorien wurden die beiden Seiten zusammengeführt (gepoolt).

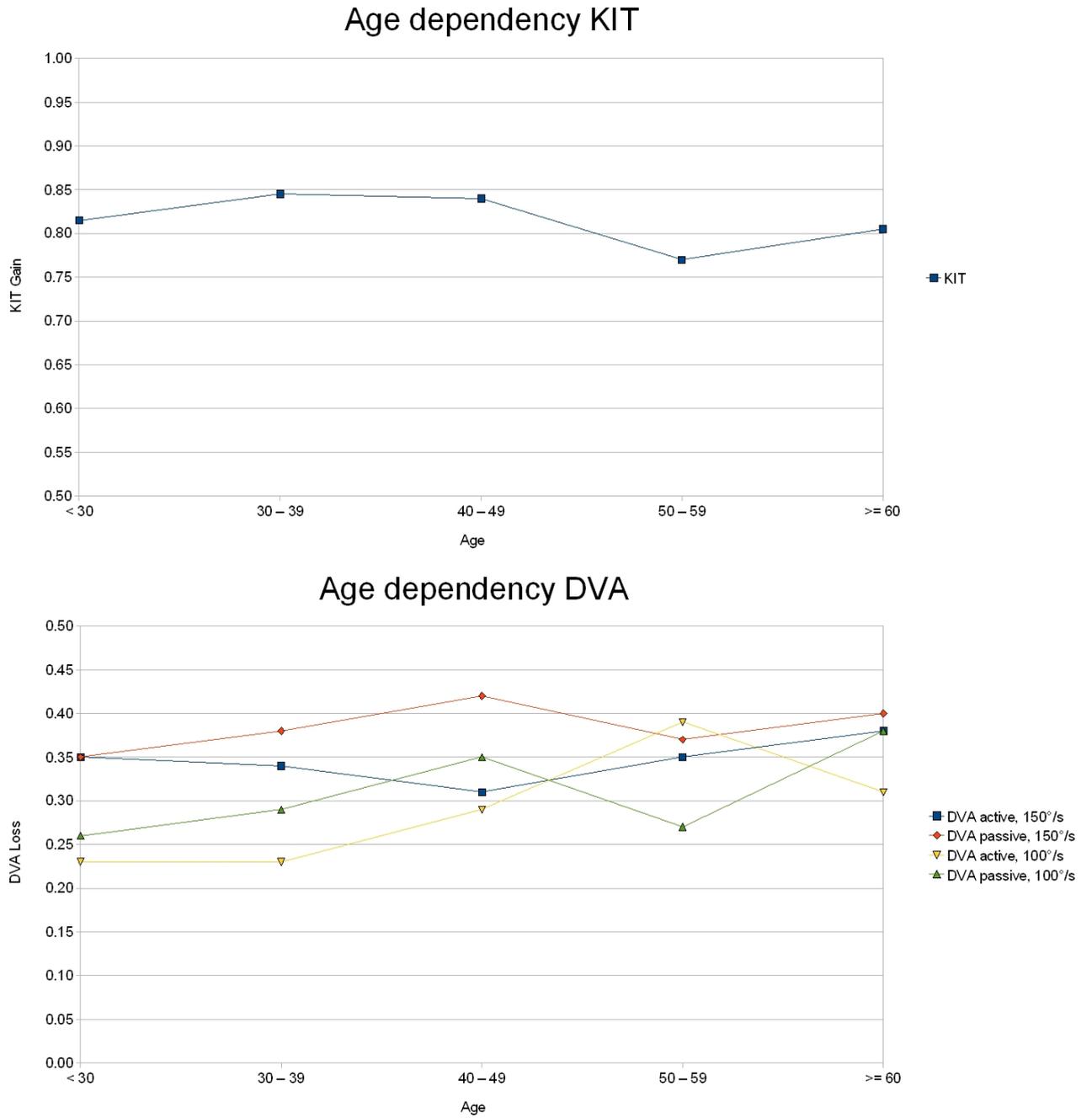


Abbildung 14: Altersabhängigkeit zwischen den fünf Altersgruppen

Altersgruppe	< 29	30 - 39	40 - 49	50 - 59	> 60
Anzahl Probanden	19	15	6	4	5
KIT Gain	0.815	0.845	0.84	0.77	0.805
DVA Loss - aktiv, 150°/s	0.35	0.34	0.31	0.35	0.38
DVA Loss - passiv, 150°/s	0.35	0.38	0.42	0.37	0.4
DVA Loss - aktiv, 100°/s	0.23	0.23	0.29	0.39	0.31
DVA Loss - passiv, 100°/s	0.26	0.29	0.35	0.27	0.38

Tabelle 8: Unterteilung der Probanden in die fünf Altersgruppen

6.4. Aktiver und passiver DVA-Test: Nullhypothese C)

In Abbildung 15 sind die DVA-Loss Werte der Probanden für die vier verschiedenen DVA-Kriterien (aktiv, passiv, 150°/s, 100°/s) in einem Boxplot dargestellt (Abgrenzungen der Boxen entsprechen dem 25%- bzw. dem 75%-Quartil). Dabei wurden die DVA-Loss Werte für Kopfdrehungen nach links und nach rechts zusammengeführt (gepoolt). Pro Fall sind 98 DVA-Loss Werte berücksichtigt. Da die jeweiligen Werte vom gleichen Probanden stammen, wurden gepaarte t-Tests (Signifikanzniveau $\alpha = 0.05$, zweiseitig) durchgeführt.

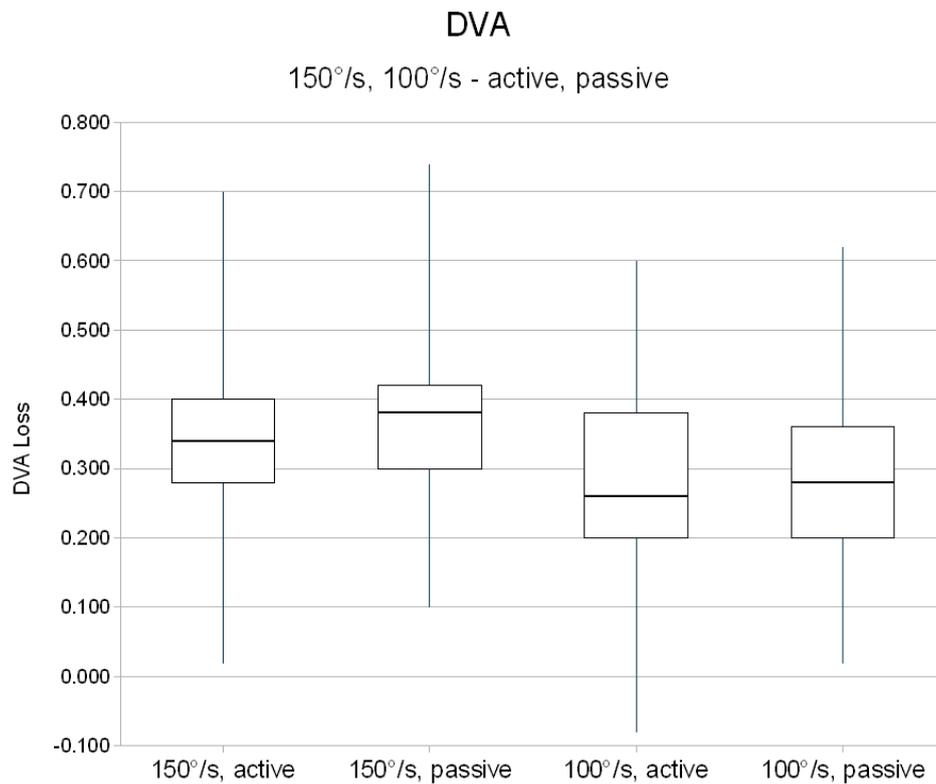


Abbildung 15: DVA-Loss für die vier verschiedenen DVA-Tests: Quartile

Abbildung 16 zeigt ebenfalls die vier verschiedenen DVA-Kriterien, jedoch stellen die Boxen nicht die Quartile, sondern die Konfidenzintervalle dar.

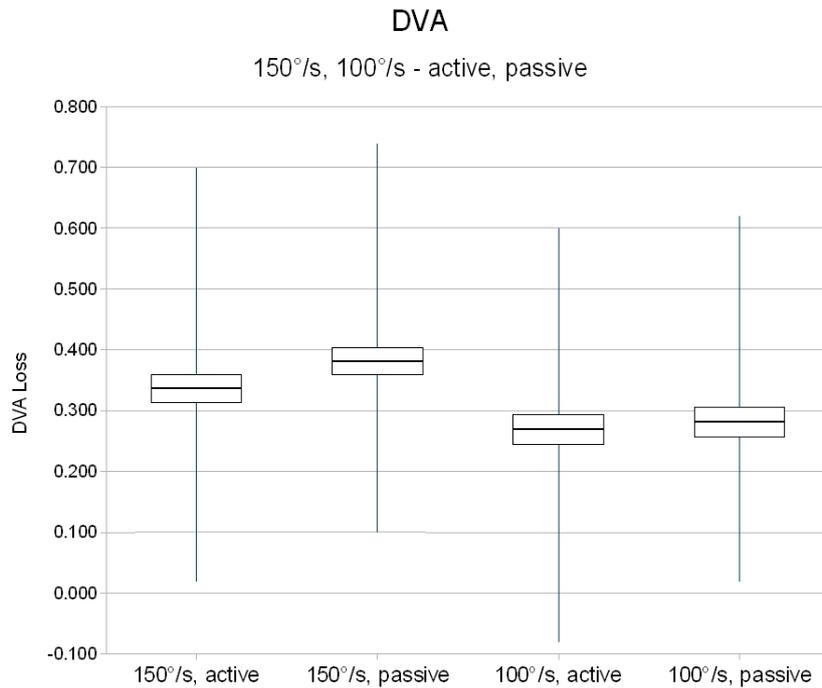


Abbildung 16: DVA-Loss für die vier verschiedenen DVA-Tests: Konfidenzintervalle

In Tabelle 9 sind die p-Werte für die statistisch signifikante Unterscheidung aufgelistet.

	aktiv	passiv
150°/s	p = 0.000000044	p = 0.000093
100°/s	p = 0.294	p = 0.0000000000000052

Tabelle 9: t-Tests für die Unterscheidung der vier DVA-Tests

Bei den zwei Testserien für 150°/s sind der aktive und passive DVA-Test statistisch signifikant unterschiedlich ($p = 0.000093$), bei den zwei Testserien für 100°/s zeigt der t-Test kein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0.294$). Damit wurde gezeigt, dass bei Drehgeschwindigkeiten von 150°/s passive Tests durchaus andere Resultate erzielen als aktive Tests.

6.5. Rotationsgeschwindigkeit 150°/s und 100°/s: Nullhypothese D)

Ganz deutlich sind die t-Tests für die Unterscheidung von Kopfdrehungen mit 150°/s und 100°/s. In Tabelle 9 sind die zwei entsprechenden p-Werte ersichtlich. Hier zeigt

sich eindeutig, dass sich DVA-Tests mit $150^\circ/\text{s}$ von denjenigen mit $100^\circ/\text{s}$ deutlich unterscheiden. Für aktive Drehungen ($p = 0.000000044$), sowohl für passive Drehungen ($p = 0.00000000000052$) sind die Drehungen mit $150^\circ/\text{s}$ und $100^\circ/\text{s}$ statistisch signifikant unterschiedlich.

6.6. Asymmetrie: Nullhypothese E)

Eine Asymmetrie bei einem Proband besteht, wenn die Differenz der KIT-Werte für links und rechts grösser ist als 0.1, was bei 9 Probanden (18%) der Fall war. Die Mediane für KIT-Gain und DVA-Loss sind in Tabelle 10 aufgelistet und in Abbildung 17 als Balkendiagramm dargestellt.

	KIT Gain	DVA Loss			
		150°/s		100°/s	
		aktiv	passiv	aktiv	passiv
bessere Seite (High)	0.93	0.38	0.38	0.3	0.32
schlechtere Seite (Low)	0.77	0.4	0.38	0.26	0.28

Tabelle 10: Auflistung der Mediane für Probanden mit Asymmetrie

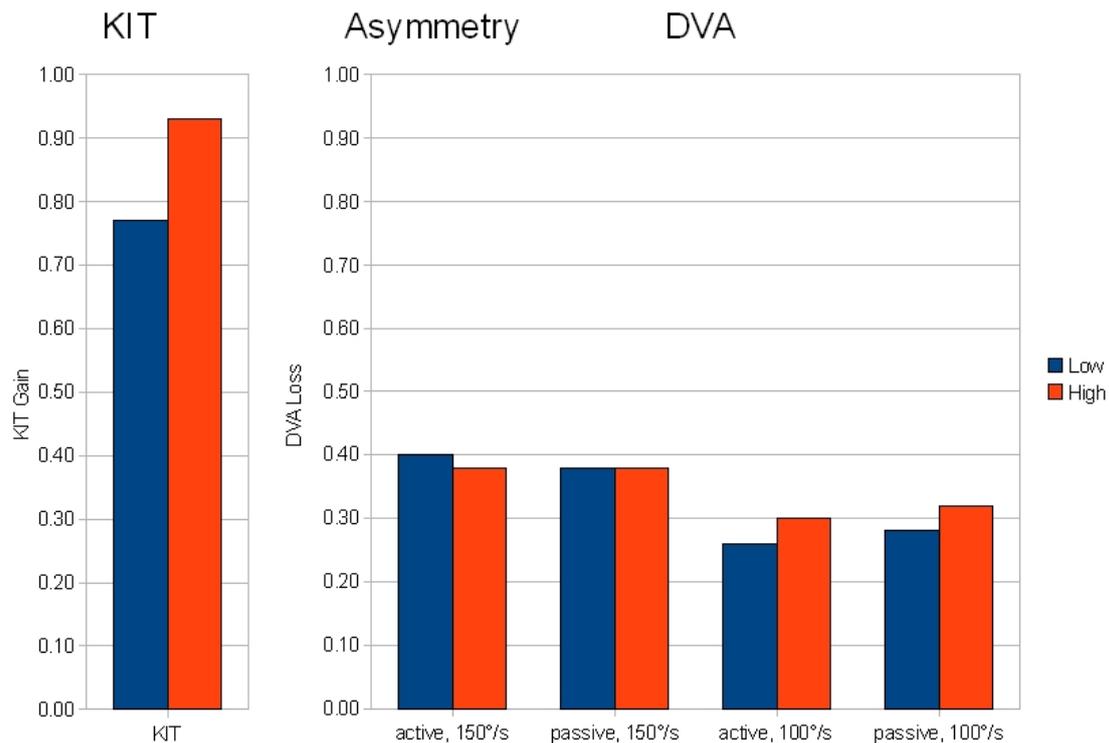


Abbildung 17: Probanten mit Asymmetrie: Mediane für KIT und DVA

Im Balkendiagramm ist ersichtlich, dass die Balkenhöhen (High und Low) bei den DVA-Tests sich nicht so deutlich unterscheiden wie beim KIT. Für $100^\circ/s$ (aktiv sowie passiv) ist sogar eine Umkehrung der Asymmetrie zu erkennen. Asymmetrien, welche mit dem KIT aufgezeigt werden, konnten mit dem DVA-Test hier nicht nachgewiesen werden.

6.7. Kategorisierung mittels DVA-Test: Nullhypothesen F) und G)

Beim KIT wurden Patienten (und Probanden) gemäss Tabelle 11 in drei Kategorien (gesund, Unterfunktion, Ausfall), wobei jedoch beachtet werden muss, dass die angegebenen Schwellen keine scharfen Abgrenzungen darstellen, sondern eher Richtlinien sind. Zudem weichen die linke und rechte Seite geringfügig voneinander ab²⁰.

KIT Gain	Kategorie
< 0.3	Ausfall
0.3 - 0.7	Unterfunktion
> 0.7	gesund

Tabelle 11: Kategorisierung mittels KIT

Eine weitere Kategorie, welche untersucht werden kann, sind die Kopfdrehungen von Patienten mit einseitigem Ausfall oder Unterfunktion hin zur gesunden Seite. Ob diese Seite wirklich „gesund“ ist, bzw. nicht von der anderen Seite beeinflusst wird, kann hier nicht beurteilt werden und wir verwenden für diese Kategorie die Bezeichnung „gesunde Seite“.

Abbildung 18 zeigt in einem Boxplot die Kategorisierung in die vier Gruppen mittels KIT. Dabei entsprechen die obere und untere Abgrenzung der Box dem 75%- bzw. dem 25%-Quartil. Somit liegt genau die Hälfte aller Werte innerhalb der Box. Die dickere Linie innerhalb der Box kennzeichnet den Median und die zwei dünnen Linien, welche oben bzw. unten von der Box weg führen, stellen die Spannweite aller Werte dar.

Wie zu erwarten ist, sind die vier Kategorien beim KIT deutlich voneinander getrennt, d.h., eine Kategorisierung ist möglich. Man kann jedoch auch sehen, dass sich die Spannweiten der Kategorien teilweise leicht und teilweise stark überlappen, denn wie oben erwähnt, sind die Abgrenzungen in Tabelle 11 nicht scharf einzuhalten. Wenn ein Patient kein Schwindelorgan mehr besitzt und einen KIT-Gain von 0.5 aufweist, so würde er theoretisch als Patient mit Unterfunktion eingestuft werden, obwohl er bestimmt einen Ausfall hat.

²⁰Beim KIT wird nur in ein Auge eine Search Coil gesetzt.

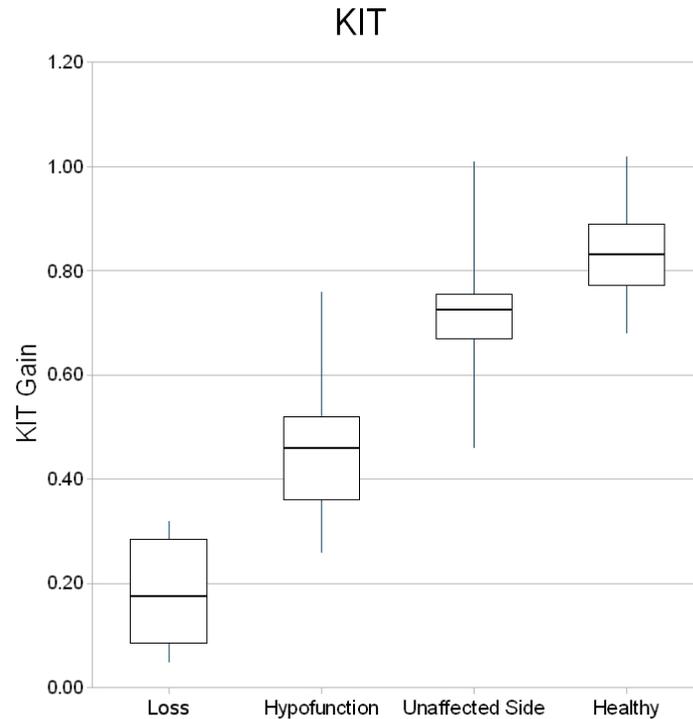


Abbildung 18: Kategorisierung mittels KIT

In Tabelle 12 sind für den KIT in der ersten Zeile die einzelnen p-Werte der t-Tests (Signifikanzniveau $\alpha = 5\%$, ungleiche Varianz, zweiseitig) aufgelistet, welche die statistisch signifikante Unterscheidung der benachbarten Kategorien aufzeigen.

Test	Ausfall - Unterfunktion	Unterfunktion - gesunde Seite	gesunde Seite - Proband
KIT	p = 0.000000061	p = 0.0000041	p = 0.0030
DVA - 150°/s, aktiv	p = 0.0017	p = 0.0025	p = 0.0083
DVA - 150°/s, passiv	p = 0.000017	p = 0.000081	p = 0.00015
DVA - 100°/s, aktiv	p = 0.000028	p = 0.13	p = 0.0044
DVA - 100°/s, passiv	p = 0.00013	p = 0.069	p = 0.0010

Tabelle 12: t-Tests: Kategorisierung mittels KIT und DVA

Ebenfalls sind die p-Werte für die Kategorisierung der vier verschiedenen DVA-Tests untereinander aufgelistet. Die entsprechenden Boxplots zur Kategorisierung sind in Abbildung 19 dargestellt. Daraus ist ersichtlich, dass der passive DVA-Test mit Kopfrationsgeschwindigkeiten von 150°/s die beste Kategorisierung liefert. Dies zeigt sich auch

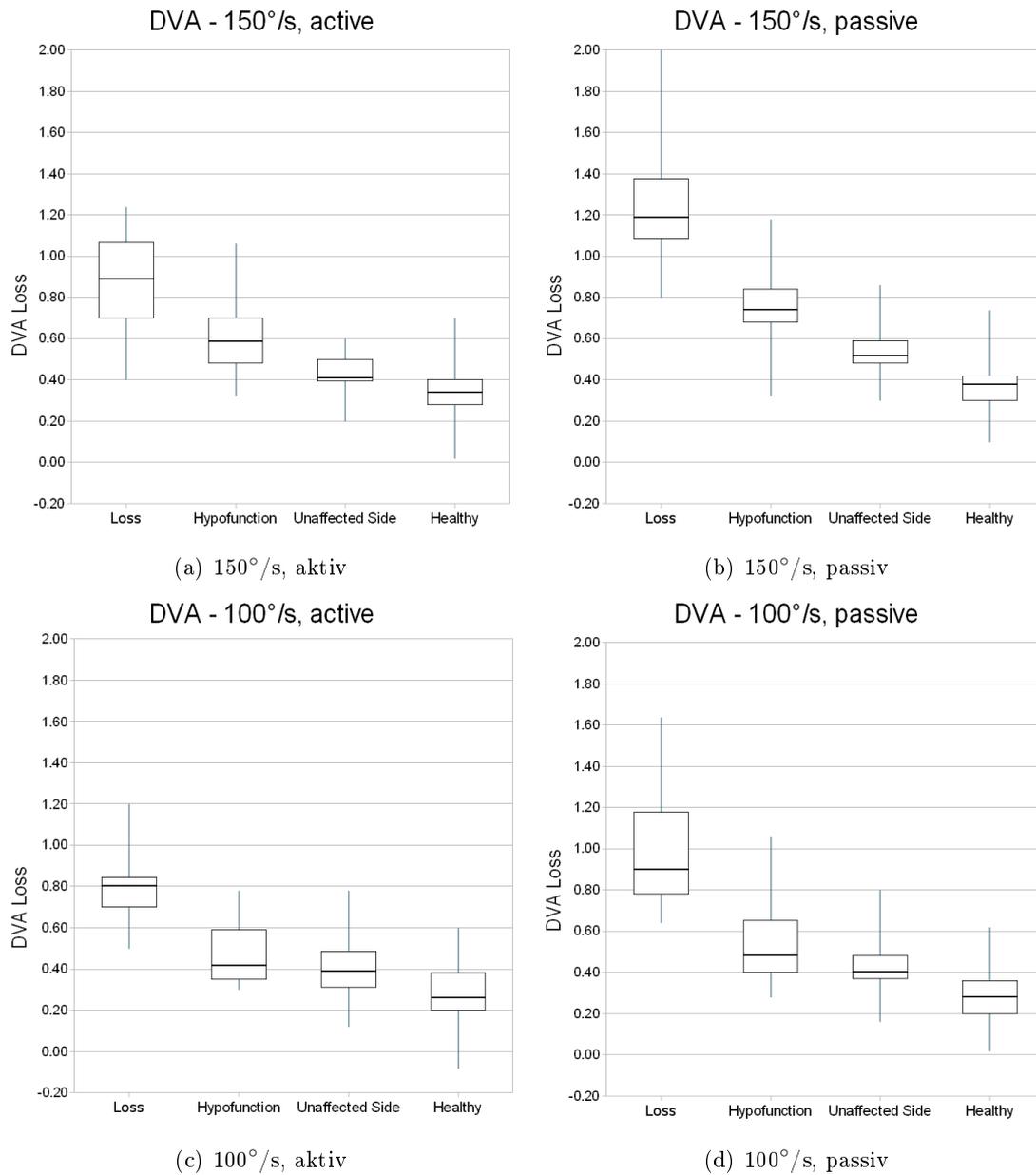


Abbildung 19: Kategorisierung mittels DVA

in Tabelle 12: Die t-Tests für den passiven DVA-Test mit $150^\circ/\text{s}$ weisen die geringsten p-Werte auf.

Zur Ergänzung sind in Abbildung 20 und 21 die einzelnen Datenpunkte aller Kategorien der vier DVA-Tests als Punktwolke aufgetragen. Der KIT-Gain ist auf der x-Achse aufgetragen, der DVA-Loss auf der y-Achse. Da die KIT-Werte bei allen vier Diagrammen die gleichen sind, ändern sich die Datenpunkte für die vier DVA-Tests nur in der Vertikalen. Auch hier ist ersichtlich, dass für den passiven DVA-Test mit $150^\circ/\text{s}$ die vier Kategorien am klarsten getrennt sind.

6.8. Korrelation zwischen KIT und DVA: Nullhypothesen H) und I)

Würden der DVA-Test und der KIT exakt dieselben Resultate liefern, so könnte man jedem KIT-Gain einen DVA-Loss zuordnen und somit die beiden Skalen aufeinander abbilden. Da sich jedoch schon innerhalb des DVA-Tests Abweichungen bei verschiedenen Testparameter zeigen, ist eine eindeutige Überführung der DVA-Werte in KIT-Werte unmöglich.

Trotzdem wurden für die vier DVA-Tests lineare Regression zwischen KIT-Gain und DVA-Loss durchgeführt, um die Stärke der Korrelation zu untersuchen. Abb. 22 zeigt die vier DVA-Tests in Punktdiagrammen, welche nebst den Datenpunkten auch die Regressionsgerade enthalten. Auch hier weist der passive DVA-Test mit $150^\circ/\text{s}$ die beste Korrelation auf ($R^2 = 0.68$).

6.9. Schwellendefinition für den DVA-Test {passiv, $150^\circ/\text{s}$ }

Eine Unterteilung in alle vier Kategorien ist in der Praxis wenig sinnvoll, weil bei Patienten mit einseitigem Ausfall oder Unterfunktion die nicht betroffene Seite nicht von der gesunden Seite eines Probanden unterschieden werden muss. Dafür kann man einfach die andere Seite testen, um zu eruieren, ob der Patient nun einen einseitigen Ausfall oder eine Unterfunktion aufweist. Dementsprechend existieren für die Praxis nur drei Kategorien: Ausfall, Unterfunktion und Normal.

In Tabelle 13 sind die bestmöglichen Schwellen definiert mit entsprechender Spezifität und Sensitivität. Wie beim KIT sind diese Schwellen mit Vorsicht zu geniessen und sollen nicht alleine ausschlaggebend für eine Diagnose verwendet werden.

Kategorien	Ausfall - Unterfunktion		Unterfunktion - Normal	
	DVA	KIT	DVA	KIT
Schwelle	1.0 logMAR	0.3	0.57 logMAR	0.7
Sensitivität	92.9%	78.6%	95.5%	90.9%
Spezifität	90.9%	81.8%	93.9%	96.9%

Tabelle 13: Schwellendefinition für den DVA-Test {passiv, $150^\circ/\text{s}$ }

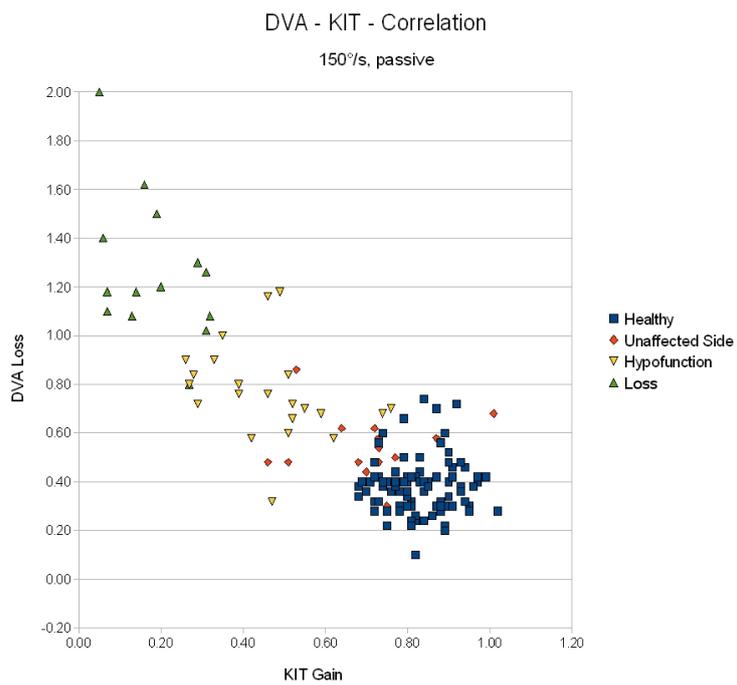
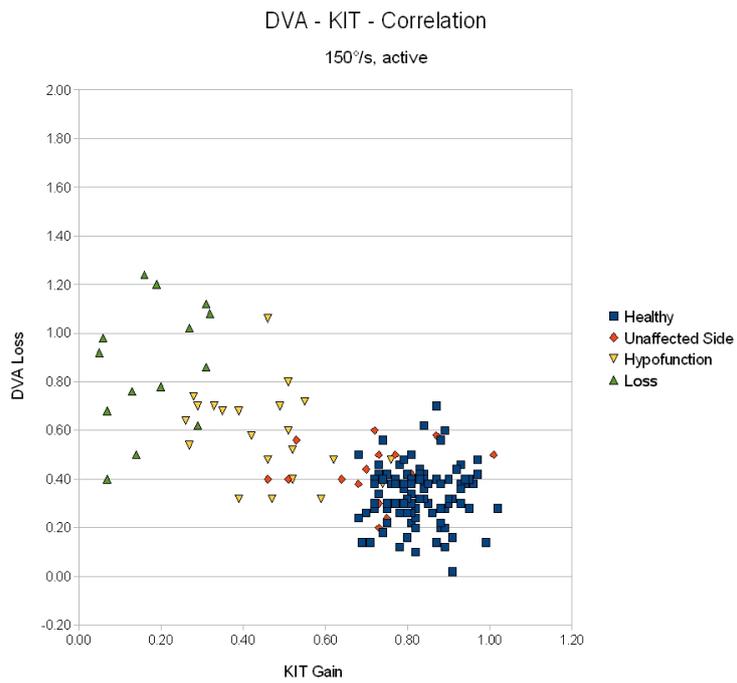


Abbildung 20: Vergleich der Kategorisierung mittels KIT und DVA (150°/s)

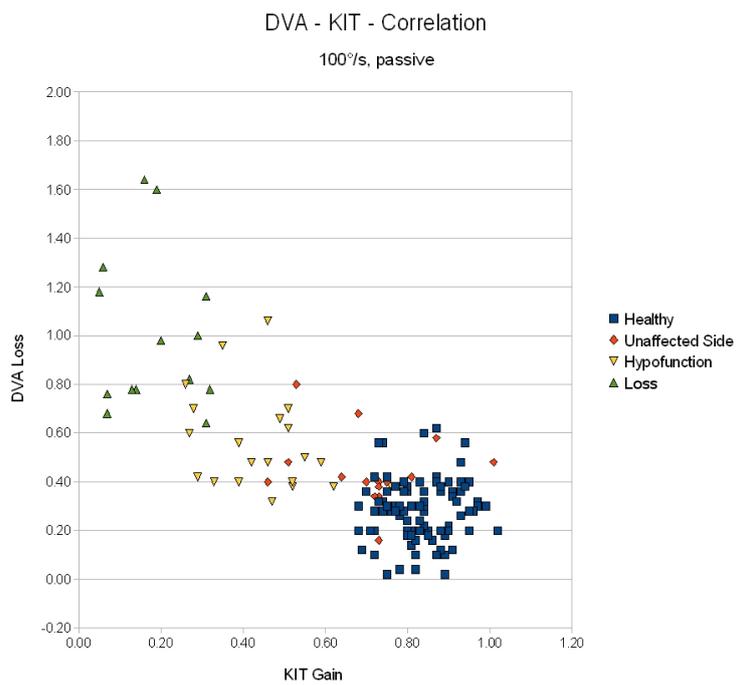
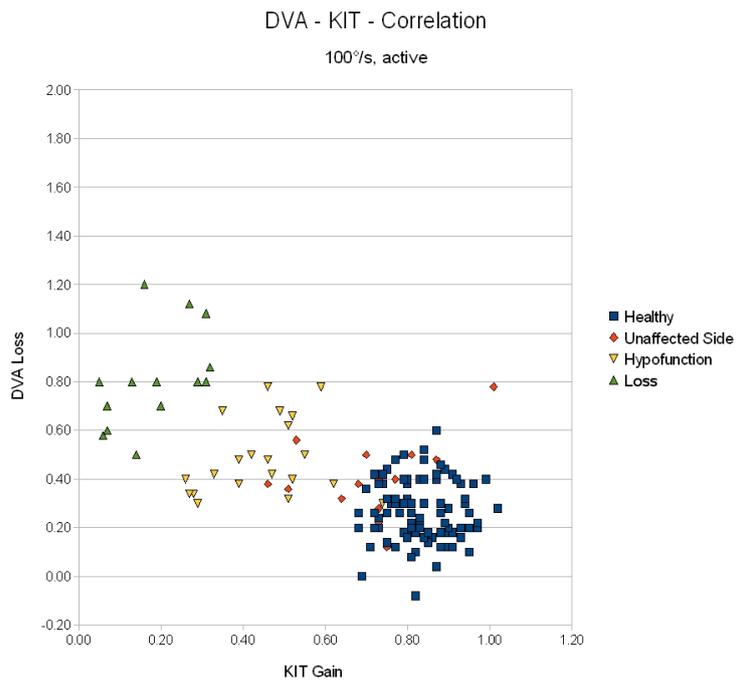
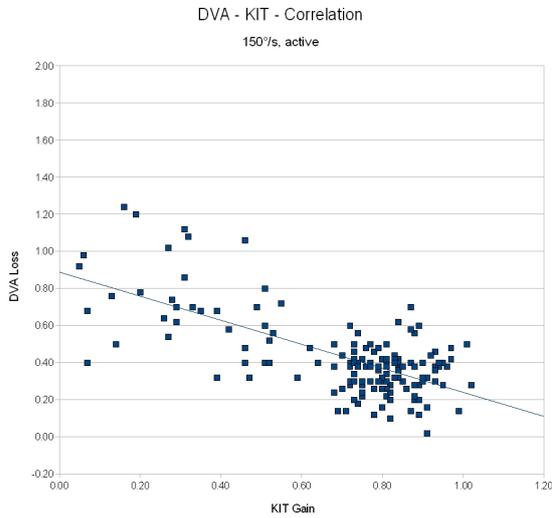
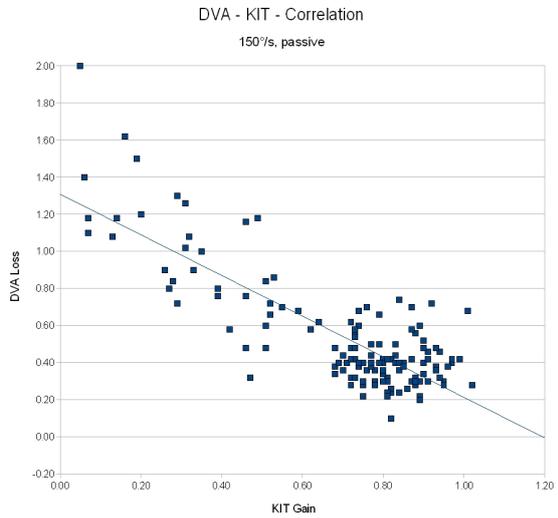


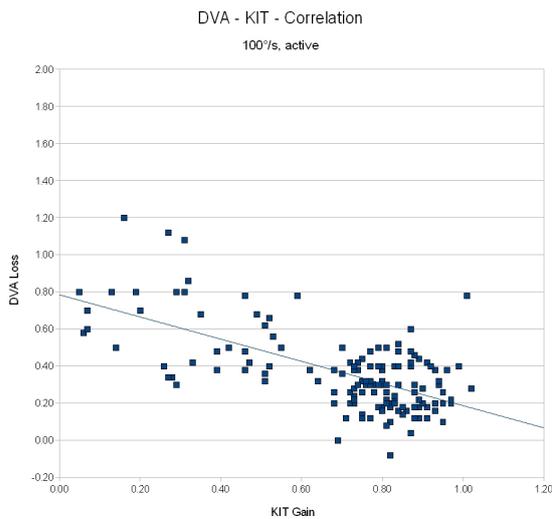
Abbildung 21: Vergleich der Kategorisierung mittels KIT und DVA (100°/s)



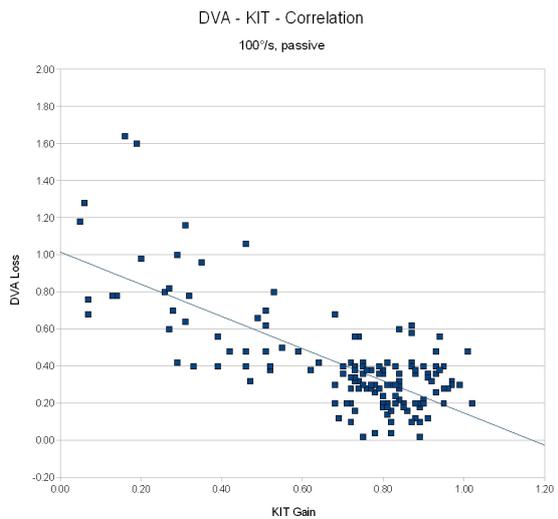
(a) 150°/s, aktiv - $R^2 = 0.47$



(b) 150°/s, passiv - $R^2 = 0.68$



(c) 100°/s, aktiv - $R^2 = 0.42$



(d) 100°/s, passiv - $R^2 = 0.55$

Abbildung 22: Lineare Regression von KIT-Gain mit DVA-Loss

Der Schwellenbereich wird umso grösser, je tiefer die Sensitivität bzw. die Spezifität angesetzt wird. Tabelle 14 listet die Schwellenbereiche bei verschiedenen Sensitivitäts- und Spezifitätsniveaus auf.

Sensitivität und Spezifität	Ausfall - Unterfunktion DVA-Loss Bereich		Unterfunktion - Normal DVA-Loss Bereich	
	von [logMAR]	bis [logMAR]	von [logMAR]	bis [logMAR]
maximal	1.00	1.02	0.56	0.58
> 90%	1.00	1.02	0.50	0.58
> 80%	0.90	1.08	0.44	0.66
> 70%	0.84	1.10	0.42	0.68
> 60%	0.80	1.18	0.40	0.70
> 50%	0.72	1.20	0.38	0.76

Tabelle 14: Schwellendefinition für den DVA-Test {passiv, 150°/s} für verschiedene Sensitivitäts- und Spezifitätsniveaus

6.10. Anzahl der Kopfrotationen

Eines der Ziele des DVA-Tests ist es, die Anzahl der Kopfrotationen zu reduzieren. Um eine Übersicht über die Anzahl Kopfdrehungen zu geben, wurden die ausgeführten Kopfdrehungen bei 33 Probanden und bei allen 26 Patienten gezählt. In Tabelle 15 sind die Durchschnitte angegeben.

	150°/s		100°/s		Total (links und rechts)
	aktiv	passiv	aktiv	passiv	
Probanden	18.1	17.5	20.9	19.0	151.0
Patienten	26.0	27.6	20.1	21.6	190.6

Tabelle 15: Durchschnittliche Anzahl Kopfrotationen

Bei der Zählung war der Algorithmus noch nicht implementiert, bei welchem direkt zur nächsten Visusstufe gewechselt wird wenn die ersten drei Optotypen erkannt wurden.

Man kann erkennen, dass bei den Patienten mehr Kopfrotationen nötig sind, um den DVA zu ermitteln. Dies liegt hauptsächlich daran, dass ein bis zwei Schritte von 0.4 logMAR mehr gebraucht werden, um in den DVA-Bereich eines Patienten vorzutasten.

Die Probanden dieser Studie mussten im Durchschnitt 151.0 Kopfdrehungen ausführen, die Patienten 190.6 Kopfdrehungen.

6.11. Durchschnittskurve der Kopffrotationen {passiv, 150°/s}

Weil der Optotyp nur während einer Kopfdrehung auf dem Bildschirm sichtbar sein soll, wurden die Kopffrotationskurven (Drehgeschwindigkeit) analysiert. Für den passiven Test mit einer Geschwindigkeitsschwelle von 150°/s ist in Abbildung 23(a) die Durchschnittskopffrotation für Probanden (n = 33) und in Abbildung 23(b) diejenige für Patienten (n = 26) abgebildet. Somit bildet sich die Durchschnittskurve bei den Probanden aus 1155 (= 33 Probanden * 17.5 Kopffrotationen * 2 Seiten) Kurven, bei den Patienten aus 1435 (= 26 Patienten * 27.6 Kopffrotationen * 2 Seiten) Kurven.

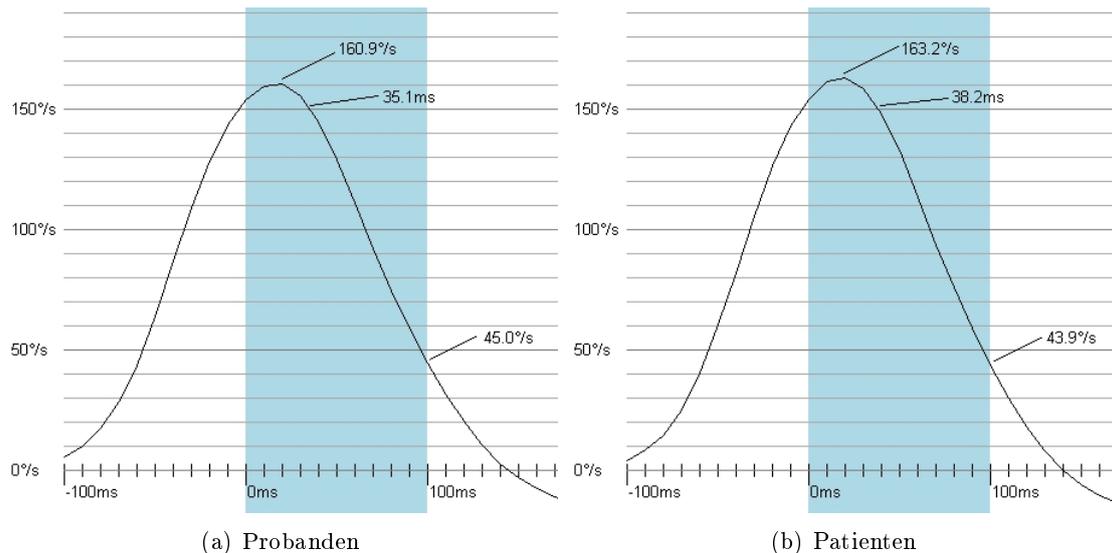


Abbildung 23: Durchschnittskurve der Drehgeschwindigkeit während passiven Kopffrotationen mit 150°/s

Hellblau markiert ist das Zeitfenster, während dem der Optotyp auf dem Bildschirm sichtbar war. Bei beiden Kurven erreichte der Kopf 100ms nach der Geschwindigkeitsdetektion noch nicht wieder 0°/s, d.h. der Kopf ist während der gesamten Dauer der Präsentation des Optotypen in Bewegung. Wie tief die Geschwindigkeit bis Ablauf der Sichtbarkeit des Optotypen sinken darf, um nach wie vor nur den VOR zu messen, ist eine medizinische Frage und müsste entsprechend geklärt werden.

Um die Geschwindigkeit nach der Optotyp-Zeitspanne immer noch hoch zu halten, könnte eine Peak-Geschwindigkeit festgelegt werden (z.B. 20°/s über der Detektionsgeschwindigkeit), welche für eine auswertbare Kopffrotation erreicht werden muss.

Eine andere Möglichkeit wäre, die Zeitspanne für die Präsentation des Optotypen zu verkürzen.

7. Diskussion

In den in dieser Studie durchgeführten DVA-Tests konnte keine **Altersabhängigkeit** (Kapitel 6.3) der DVA-Loss Werte gezeigt werden. Dies steht im Gegensatz zur Altersabhängigkeit der DVA-Werte von Probanden, die von Herdman in [3]($n = 42$) und [5]($n = 26$) gezeigt wurde. Es ist in beiden Artikeln nicht ersichtlich, wie viele Probanden in die jeweiligen Altersgruppen eingeteilt wurden. In unserer Studie wurden 4 Probanden in der Altersgruppe 50 - 59 Jahre und 5 Probanden in der Altersgruppe ≥ 60 Jahre untersucht. Mit solch kleiner Anzahl lässt sich keine aussagbare Statistik durchführen. Vorausgesetzt für diese Studie waren mindestens 10 Probanden pro Altersgruppe, um eine Altersabhängigkeit der DVA-Loss Werte zu analysieren.

Zu erwähnen bleibt, dass in dieser Studie DVA-Loss Werte untersucht wurden, in [3, 5] wurden jedoch DVA-Werte (bei auf 0 logMAR korrigiertem SVA) miteinander verglichen.

Eine Altersabhängigkeit würde die Schwellendefinition (Kapitel 6.9) deutlich erschweren, weil dann für jede Altersgruppe eigene Schwellen definiert werden müssten.

Aktive und passive Kopfdrehungen wurden in [5, 6] untersucht. [7] hingegen untersuchte nur passive DVA-Tests. Bei diesen zwei Studien wurde wie in der hier durchgeführten Studie gezeigt, dass sich passive und aktive Kopfdrehungen signifikant voneinander unterscheiden. In [5, 6] wird dies mit der Unvorhersehbarkeit der Kopfdrehungen begründet. Nicht nur die Richtung der Kopfdrehung sind unvorhersagbar, sondern auch der Zeitpunkt, wann der Kopf vom Untersucher gedreht wird. In der Studie dieser Arbeit kann als Grund nur die Unvorhersehbarkeit der Zeit genannt werden, weil die Richtung für jeden DVA-Test vorgegeben war.

Andere Gründe dafür, dass passive Kopfdrehungen höhere und somit schlechtere DVA-Loss Werte aufwiesen, sind Unaufmerksamkeit des Probanden bzw. des Patienten und mögliches Blinzeln bei initiierten, ruckartigen Kopfbewegungen. Weil der Optotyp nur sehr kurze Zeit sichtbar war, würde der Landoltring bei Unaufmerksamkeit nicht registriert und bei Augenzwinkern gar übersehen werden.

In Tabelle 16 sind die DVA-Werte der Studien von Tian et al.[6] und Herdman[5], sowie die DVA-Loss Werte dieser Studie aufgeführt.

		Tian et al.		Herdman	Diese Studie	
		50°/s	75°/s	120°/s	100°/s	150°/s
Patienten (kranke S.)	aktiv	n.a.	n.a.	0.25 ± 0.14	0.81 ± 0.41	0.87 ± 0.52
	passiv	0.66 ± 0.36	1.08 ± 0.47	0.32 ± 0.16	1.01 ± 0.65	1.27 ± 0.59
Patienten (gesunde S.)	aktiv	n.a.	n.a.	0.19 ± 0.12	0.40 ± 0.30	0.43 ± 0.23
	passiv	0.36 ± 0.22	0.47 ± 0.53	0.23 ± 0.15	0.44 ± 0.30	0.54 ± 0.25
Probanden	aktiv	n.a.	n.a.	0.03 ± 0.03	0.27 ± 0.28	0.34 ± 0.24
	passiv	0.26 ± 0.13	0.36 ± 0.14	0.05 ± 0.04	0.28 ± 0.24	0.38 ± 0.22

Tabelle 16: DVA-Werte in [logMAR] in Studien mit aktiven und passiven DVA-Tests.
(Durchschnitt ± 2 * Standardabweichung)

Es ist zu beachten, dass bei Tian et al. und Herdman DVA-Werte, bei unserer Studie jedoch DVA-Loss Werte aufgeführt sind. Diese beiden Werte sind vergleichbar, weil bei Tian et al. und Herdman der statische Visus auf 0 logMAR korrigiert wurde, und somit der DVA gleichzeitig dem DVA-Loss entspricht.

Weil Tian et al. in [6] hauptsächlich Rückstellsakkaden untersuchten, wurden die DVA-Werte für aktive Kopfdrehungen nicht für alle Kategorien im Artikel erwähnt und fehlen deshalb in Tabelle 16. DVA-Werte sind dort für aktive und passive Tests bei ausgeführter Sakkade und nicht ausgeführter Sakkade bei Probanden angegeben. Zu beachten ist, dass Tian et al. Untersuchungen mit Optotyppräsentation ab $50^\circ/\text{s}$ und $75^\circ/\text{s}$ machte, was im Vergleich zu unseren Tests mit $100^\circ/\text{s}$ und $150^\circ/\text{s}$ sehr tiefe Geschwindigkeiten sind und womöglich nicht dieselben Systeme zur Augenfixation beanspruchen. Die angegebenen DVA-Werte für die passiven Tests decken sich quantitativ mit den DVA-Loss Werten dieser Studie.

Herdman machte die DVA-Tests in [5] mit einer Detektionsgeschwindigkeit von $120^\circ/\text{s}$ und erreichte damit überraschend kleine DVA-Werte, selbst die Patienten wiesen kleinere DVA-Werte auf als unsere Probanden. Jedoch zeigte auch Herdman, dass sich passive DVA-Tests statistisch signifikant von aktiven DVA-Tests unterscheiden (mittels t-Test).

In dieser Studie wurden Kopfrotationen mit Optotyppräsentation ab einer **Drehgeschwindigkeit** von $100^\circ/\text{s}$ und $150^\circ/\text{s}$ durchgeführt, wobei mit $150^\circ/\text{s}$ die wesentlich bessere Kategorisierung erreicht wurde. Laut Dr. med. Hegemann und [6, 7] muss die Kopfrotationsgeschwindigkeit über $100^\circ/\text{s}$ liegen, um nur den VOR ansprechen zu können. Tabelle 17 zeigt die Detektionsgeschwindigkeiten der in Kapitel 1.3 erwähnten Studien.

Autor	Referenz	Jahr	Kopfrotationsgeschwindigkeit
Demer et al.	[2]	1994	$40^\circ/\text{s}$
Herdman et al.	[3]	1998	$120^\circ/\text{s}$
Tian, Demer et al.	[9]	2001	$1000^\circ/\text{s}^2$, $1600^\circ/\text{s}^2$, $2800^\circ/\text{s}^2$
Schubert et al.	[4]	2002	$120^\circ/\text{s}$
Tian, Demer et al.	[6]	2002	$50^\circ/\text{s}$, $75^\circ/\text{s}$
Schubert et al.	[7]	2006	$120^\circ/\text{s}$

Tabelle 17: Kopfrotationsgeschwindigkeiten (oder -beschleunigungen) bisheriger DVA-Studien

Tian et al. untersuchte in [9] Rotationsbeschleunigungen anstatt Geschwindigkeiten. Dabei kann eine Kopfdrehung mit einer Beschleunigung von $2800^\circ/\text{s}^2$ mit einer Kopfdrehung einer Geschwindigkeit von $150^\circ/\text{s}$ verglichen werden.

Bei DVA-Tests mit $40^\circ/\text{s}$, $50^\circ/\text{s}$ und $75^\circ/\text{s}$ wird der VOR zwar beansprucht, die Augenbewegung wird bei solch kleinen Drehgeschwindigkeiten jedoch auch von anderen vestibulären okulomotorischen Mechanismen beeinflusst[6, 7]. Ob bei DVA-Tests mit solch geringen Geschwindigkeiten also wirklich die Funktionalität des VOR beurteilt werden kann, ist deshalb und nach den Erkenntnissen dieser Studie fraglich. Man könnte sich

sogar überlegen, DVA-Tests mit einer Detektionsgeschwindigkeit von $200^\circ/\text{s}$ durchzuführen, was den DVA-Test jedoch unangenehmer macht.

In Tabelle 15 in Kapitel 6.10 sind die Durchschnitte der **Anzahl Kopfdrehungen** aufgelistet. Weil für die Studie der Testalgorithmus für Probanden und Patienten derselbe war, beide Gruppen jedoch unterschiedliche DVA-Loss Bereiche aufweisen, wurde der Algorithmus mit den $0.4 \log\text{MAR}$ Schritten eher den Probanden ($\text{DVA} \approx 0.38$) angepasst. So ist die Grobantastung meist nach einem Schritt bereits abgeschlossen. Bei Patienten allerdings müssen ca. zwei bis drei Schritte von $0.4 \log\text{MAR}$ durchgeführt werden, um in den Bereich des DVA von ca. $1.19 \log\text{MAR}$ vorzutasten. Wenn also der DVA-Test zur Diagnose verwendet wird und keine Probanden mehr untersucht werden müssen, können nochmals ca. fünf bis zehn Kopfrotationen eingespart werden, wenn bei der Grobantastung ein erster Schritt von z.B. $1.0 \log\text{MAR}$ durchgeführt wird. Dann würde sich der Durchschnitt der Anzahl Kopfrotationen für den passiven DVA-Test mit $150^\circ/\text{s}$ um 7.5 auf 20.1 ändern. Bei einer Untersuchung auf beide Seiten müsste ein Patient den Kopf dann im Durchschnitt 40 mal drehen.

Bei vielen langwierigen Tests erzielen die Versuchspersonen gegen Ende des Tests schlechtere Resultate, was auf eine Ermüdung hindeuten könnte. Bei dieser Studie können wir Müdigkeit jedoch ausschliessen, da die DVA-Tests und der KIT zusammen höchstens 1.5 Stunden dauerten und dazwischen zwangsläufig für die Präparation des KIT eine Pause eingelegt wurde. Ausserdem wurden alle Tests am Tag durchgeführt und die Probanden und Patienten erschienen fit zu den Tests.

Zusammenfassend konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, dass das neu entwickelte DVA-System durchaus eine Alternative zum KIT darstellt. Denn mit den durchgeführten DVA-Tests konnte gezeigt werden, dass gesunde Personen und Patienten ohne Gleichgewichtsorgan oder dessen Erkrankung als solche erkannt werden, und dies mit sehr hoher Sensitivität und Spezifität. Es wurde gezeigt, dass passive DVA-Tests mit Kopfrotationsgeschwindigkeiten von $150^\circ/\text{s}$ die besten Ergebnisse liefern.

Im Gegensatz zum KIT kann ein DVA-Test überall durchgeführt werden, ohne Einsetzen von Kontaktlinsen und ohne Hornhautbetäubung. Sowohl das simple Tragen eines Headsets, sowie die Durchführung weniger Kopfrotationen und eine kurze Testzeit sprechen für den DVA-Test.

Um mit dem DVA-Test Funktionsstörungen des VOR diagnostizieren zu können, müssen jedoch noch weitere DVA-Kriterien und -Parameter in Studien untersucht werden. Der Grundstein dafür wurde mit der Entwicklung dieser DVA-Apparatur gelegt.

Literatur

- [1] Rudolf Probst, Gerhard Grevers, and Heinrich Iro. *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. Thieme, 2004. 2. Auflage.
- [2] Joseph L. Demer, V. Honrubia, and R. W. Baloh. Dynamic visual acuity: a test for oscillopsia and vestibulo-ocular reflex function. *The American Journal of Otolaryngology*, 15(3):340–347, 1994.
- [3] Susan J. Herdman, Ronald J. Tusa, Philip Blatt, Alejandra Suzuki, Paul J. Venuto, and Dale Roberts. Computerized dynamic visual acuity test in the assessment of vestibular deficits. *The American Journal of Otolaryngology*, 19:790–796, 1998.
- [4] Michael C. Schubert, Susan J. Herdman, and Ronald J. Tusa. Vertical dynamic visual acuity in normal subjects and patients with vestibular hypofunction. *Otolaryngology and Neurotology*, 23:372–377, 2002.
- [5] Susan J. Herdman, Michael C. Schubert, and Ronald J. Tusa. Role of central pre-programming in dynamic visual acuity with vestibular loss. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 127:1205–1210, Oct 2001.
- [6] Jun ru Tian, Igor Shubayev, and Joseph L. Demer. Dynamic visual acuity during passive and self-generated transient head rotation in normal and unilaterally vestibulopathic humans. *Exp Brain Res*, 142:486–495, 2002.
- [7] Michael C. Schubert, Americo A. Migliaccio, and Charles C. Della Santina. Dynamic visual acuity during passive head thrusts in canal planes. *JARO*, 7:329–338, 2006.
- [8] Mark M. J. Houben, Janine Goumans, and Johannes van der Steen. Recording three-dimensional eye movements: Scleral search coils versus video oculography. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 47(1), Jan 2006.
- [9] Jun ru Tian, Igor Shubayev, and Joseph L. Demer. Dynamic visual acuity during transient and sinusoidal yaw rotation in normal and unilaterally vestibulopathic humans. *Exp Brain Res*, 137:12–25, 2001.
- [10] Joel A. Goebel, Nilubon Tungsiripat, Belinda Sinks, and Jaime Carmody. Gaze stabilization test: A new clinical test of unilateral vestibular dysfunction. *Otolaryngology and Neurotology*, 28:68–73, 2006.
- [11] M. Jorns-Häderli, Dominik Straumann, and A. Palla. Accuracy of the bedside head impulse test in detecting vestibular hypofunction. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 78:1113–1118, 2007.
- [12] Wikipedia. <http://de.wikipedia.org/wiki/Landoltring>.
- [13] Michael Gräf. Strategien der Visusbestimmung. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 221:557–565, 2004.

- [14] Dominik Angehrn. Entwicklung einer Bildsteuerung für ein Augen-Phantom, 2007. Semesterarbeit am Institut für Biomedizinische Technik, D-ITET, ETH Zürich.
- [15] Xsens. <http://www.xsens.com>.
- [16] Xsens MTx. http://www.xsens.com/en/products/human_motion/mtx.php.
- [17] SparkFun. <http://www.sparkfun.com>.
- [18] SparkFun IDG300 gyro sensor.
http://www.sparkfun.com/datasheets/Components/IDG-300_Datasheet.pdf.
- [19] SparkFun 6DOF bluetooth sensor board.
<http://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/DataSheet-6DOF-v4-Rev1.pdf>.
- [20] GK Lang. *Augenheilkunde*. Thieme, 2004. 3. Auflage.
- [21] Samsung SyncMaster 940ux. http://www.samsung.com/ch/consumer/detail/spec.do?group=computersperipherals&type=monitor&subtype=lcd&model_cd=LS19UBPESQ/EDC&fullspec=F.
- [22] P Deetjen, EJ Speckmann, and J Hescheler. *Physiologie*. Urban und Fisher, 2005. 4. Auflage.
- [23] Lenovo SL500. http://shop.lenovo.com/ISS_Static/merchandising/US/PDFs/sl400_and_sl500_datasheet.pdf.

A. Benutzerhandbuch

DVA Dokumentation

(Dynamic Visual Acuity)

Version 1.1

Dominik Angehrn

Diplomarbeit am IBT, ETH Zürich

12. Februar 2009

weitere Informationen und technische Details:

Einsicht der Diplomarbeit bei Kai-Uwe Schmitt, IBT, ETH Zürich

Inhaltsverzeichnis

1 Durchführung eines DVA Tests	2
2 Versuchsaufbau	5
2.1 Laptop	5
2.2 Bildschirm	6
2.3 Headset	7
2.4 Eingabegerät	8
3 Versuchsablauf	8
3.1 Geräteeinstellungen vor dem DVA-Test	8
3.1.1 Erkennung und Kalibrierung des Sensors	8
3.1.2 Erkennung und Kalibrierung des Bildschirms	11
3.2 Parametereinstellungen vor dem DVA-Test	15
3.2.1 Patientenangaben	15
3.2.2 Sehschärfetest (Static Visus Test)	16
3.2.3 DVA Parametereinstellungen	17
3.3 Starten eines DVA-Tests	19
3.4 Das Resultat eblatt	23
3.4.1 Patientenangaben	23
3.4.2 Testbedingungen und Resultat	24
3.4.3 Stufendiagramm	25

1 Durchführung eines DVA Tests

- Vergewissern, dass Bildschirm, Sensor und Eingabegerät am Laptop angeschlossen sind.
- Bildschirm einschalten.
- Laptop einschalten.
- Stuhl für Patient / Patientin so positionieren, dass die Augen des Patienten / der Patientin einen Abstand von 5 Metern zum Bildschirm haben.
- DVA Programm starten. (Doppelklick auf die Verknüpfung auf dem Desktop). Nach der Sensorsuche erscheint das Programm auf dem Laptop, gemäss Abbildung 1.

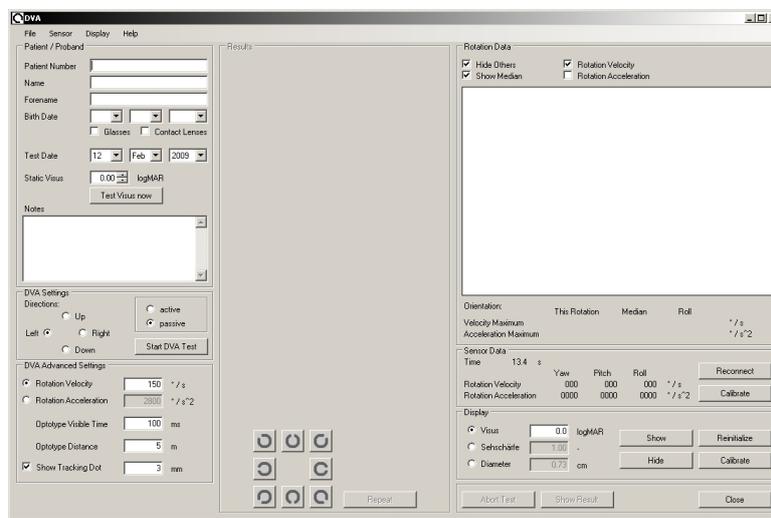


Abbildung 1: DVA Programm nach Programmstart

- Der Sensor wurde korrekt erkannt, wenn die Leuchtdioden im Sensorgehäuse abwechselnd rot-grün-blau leuchten. Die Sensorwerte werden im rechten Teil des Programms, bei 'Sensor Data' angezeigt.
- Patientenangaben im linken oberen Teil eingeben.
- Auf 'Test Visus now' klicken, um die statische Sehschärfe des Patienten / der Patientin zu ermitteln.
- Auf dem Bildschirm erscheint ein Landolt-Ring.
- Der Patient / Die Patientin muss die Taste auf dem Eingabegerät drücken, dessen Landolt-Ring demjenigen auf dem Bildschirm entspricht. Danach erscheint der nächste Ring.

- Nach fünf Landolt-Ringen (Abbildung 2) wird die Sehschärfe angepasst. Hat der Patient / die Patientin 3 oder mehr Ringe richtig erkannt, wird die Sehschärfe verbessert, ansonsten verringert.



Abbildung 2: 5 Landoltringe bilden einen Block.

- Der statische Visustest endet, sobald eine Stufe nicht mehr gesehen wird. Die statische Sehschärfe wird automatisch in logMAR eingetragen.
- Für den dynamischen Test muss nun das Headset auf den Kopf des Patienten / der Patientin aufgesetzt werden (Abbildung 3).



Abbildung 3: Headset auf dem Kopf des Patienten / der Patientin

- Bei 'DVA Settings' die Richtung angeben, in welche getestet werden soll.
- Aktiv / passiv auswählen (aktiv: Patient / Patientin dreht Kopf selbst, passiv: Kopf wird vom Untersucher / von der Untersucherin gedreht).
- Unten links eventuell Abweichungen vom Standardtest eingeben.
- Wenn alle Einstellungen vorgenommen sind, kann der DVA-Test mit einem Klick auf 'Start DVA Test' gestartet werden. **Achtung:** Der Kopf des Patienten / der Patientin muss beim Klicken auf diesen Knopf ruhig gehalten werden, damit das Programm den Sensor - wenn nötig - kalibrieren kann.

- Der Patient / Die Patientin dreht den Kopf (oder wird vom Untersucher / von der Untersucherin gedreht) kurz und relativ schnell in eine Richtung. Wurde die Schwelle (Standard: 150 °/sek) bei einer Drehung in die vorgegebene Richtung überschritten, erscheint für standardmässig 100 Millisekunden ein Landolt-Ring auf dem Bildschirm.
- Der Patient / Die Patientin drückt - wie beim statischen Test - die Taste auf dem Eingabegerät, welche dem gesehenen Landolt-Ring entspricht.
- Nach 5 Drehungen wird die Sehschärfe angepasst. Hat der Patient / die Patientin 3 oder mehr Ringe richtig erkannt, wird die Sehschärfe für die nächste Stufe verbessert, ansonsten verringert.
- Der dynamische Test endet, sobald eine Stufe nicht mehr gesehen wird. Die dynamische Sehschärfe wird nun berechnet.
- Das Programm generiert eine PDF-Datei mit den Resultaten dieses DVA Tests und öffnet diese (Abbildung 4). Oben stehen die Patientenangaben, im mittleren Teil die Testbedingungen mit den Resultaten, und im unteren Teil ein Stufendiagramm, das von der statischen Sehschärfe bis zur dynamischen Sehschärfe alle Stufen aufzeigt.

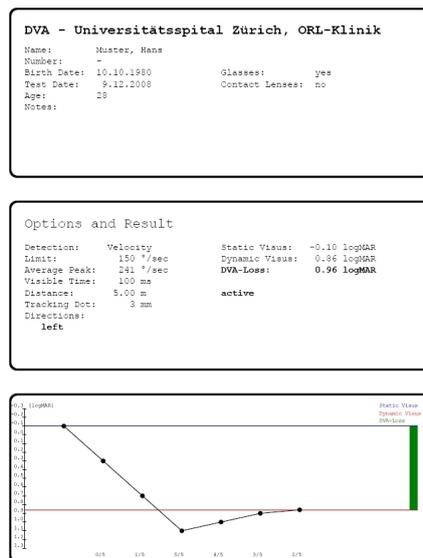


Abbildung 4: Resultate auf dem PDF

- Nun können noch weitere Tests unter anderen Testbedingungen durchgeführt werden.
- Nach den Tests das Programm schliessen, den Laptop herunterfahren und den Bildschirm ausschalten.

2 Versuchsaufbau

Um einen DVA-Test durchführen zu können, werden verschiedene Komponenten benötigt:

- Laptop
- Bildschirm
- Headset
- Eingabegerät

2.1 Laptop

Der Laptop, welcher vom Untersucher / von der Untersucherin¹ bedient wird, steht direkt neben oder hinter dem Patienten, so dass dieser nicht darauf sehen kann.



Abbildung 5: Lenovo SL500

Hardware

Für den DVA-Test wird ein Laptop benötigt, der über einen Bluetooth Adapter, mindestens zwei USB Anschlüsse und einen DVI oder VGA Anschluss verfügen muss.

Software

Um auf dem Laptop das DVA Programm zu benutzen, ist ein Windows XP Betriebssystem mit .NET-Framework 2.0 nötig. Um die Resultate, welche als PDF-Datei gespeichert werden, zu öffnen, wird ein entsprechendes Programm benötigt, z.b. Adobe Acrobat Reader[1].

Eine Installation des DVA Programms ist nicht erforderlich, es reicht aus, die Programmdateien auf den Laptop zu kopieren. (Standardmässig in das Programme Verzeichnis 'C:\Programme\DVA\').

Voraussetzung für die Benutzung des Sensors ist eine korrekt eingerichtete Bluetooth-Umgebung mit serieller Kommunikation (SPP).

¹Nachfolgend wird anstelle beider Geschlechter nur noch das männliche Geschlecht verwendet.

Lenovo SL500

Für die Entwicklungsarbeiten und die erste Studie wurde ein Lenovo SL500 Laptop[2] verwendet (Abbildung 5). Dieser Laptop erfüllt die gestellten Voraussetzungen und das DVA-Programm wurde darauf eingerichtet.

2.2 Bildschirm

Der zweite Bildschirm, auf welchem die Optotypen (Landolt-Ringe) angezeigt werden, steht i.A. in 5 Meter Entfernung zu den Augen des Patienten. Der Abstand kann variiert werden, jedoch muss für die richtige Darstellung der Optotypen ein Parameter im Programm geändert werden (siehe 3.2.3 DVA Parametereinstellungen - Distanz zum Bildschirm).



Abbildung 6: 19 Zoll Samsung SyncMaster 940ux [3]

Anforderungen

Der Bildschirm sollte eine möglichst hohe Auflösungsdichte (mindestens 34 Pixel / cm) haben, d.h. eine hohe Auflösung bei kleinen Abmessungen, um auch Landoltringe bei einer Sehschärfe von $-0.3 \log\text{MAR}$ anzuzeigen. (Entspricht in 5 Meter Entfernung einem Landolt-Ring mit 3.6 Millimeter Durchmesser.) Bei einem 19 Zoll Bildschirm und einer Auflösung von 1280 x 1024 (entspricht einer Pixeldichte von ca. 34.2 Pixel / cm) werden für einen Durchmesser von 3.6 Millimeter ca. 12 Pixel benötigt, was einen Ring schon ein bisschen 'kantig' aussehen lässt.

Die Grösse des Bildschirms beschränkt die Grösse der Landoltringe, d.h., um auch sehr schlechte Sehschärfen darzustellen, muss der Bildschirm möglichst gross sein.

Da die Optotypen beim dynamischen Test nur für sehr kurze Zeit angezeigt werden, benötigt der Bildschirm eine kleine Reaktionszeit. Standard sind hier 5 Millisekunden, welche nicht überschritten werden sollten.

Um den Bildschirm am Laptop anschliessen zu können, ist ein mindestens 8 Meter langes Bildschirmkabel nötig.

Kalibrierung

Wenn ein anderer Bildschirm verwendet wird, muss das Programm kalibriert werden, um auf dem Bildschirm wahrheitsgetreue Landolt-Ringe anzuzeigen, bzw. die Ringe in der richtigen Grösse darzustellen. Wie das DVA Programm mit dem neuen Bildschirm kalibriert wird, ist in '3.1.2 Erkennung und Kalibrierung des Bildschirms - Kalibrierung des Zweiten Bildschirms' beschrieben.

Samsung SyncMaster 940ux

Um die Optotypen anzuzeigen, wird ein 19 Zoll Samsung SyncMaster 940ux Bildschirm [4] mit einer Auflösung von 1280 x 1024 Pixel und 5 Millisekunden Reaktionszeit verwendet (Abbildung 6).

2.3 Headset

Das Headset (Abbildung 7) mit dem integrierten Sensor ist via Funkverbindung (Bluetooth) mit dem Laptop verbunden. Den Strom bezieht der Sensor über ein USB-Kabel, das am Laptop angeschlossen ist.



Abbildung 7: Headset mit integriertem Sensor

Sensor

Um die Kopfdrehungen zu messen, ist ein dreiachsiger Rotationssensor von SparkFun[5] im Headset eingebaut. Er besteht aus einem externen Board[6], welches die Daten via Funkverbindung zum Laptop schickt, und zwei kleinen Rotationsmessern[7], welche im Headset integriert sind. Mit diesen Sensoren sind Rotationen bis zu 500 °/s möglich. *Achtung: Das meint nicht, dass der Kopf des Patienten mit so hoher Geschwindigkeit gedreht werden soll.*

2.4 Eingabegerät

Das Eingabegerät ist ein herkömmliches Tastaturzahlenfeld, das via USB an den Laptop angeschlossen ist (Abbildung 8).

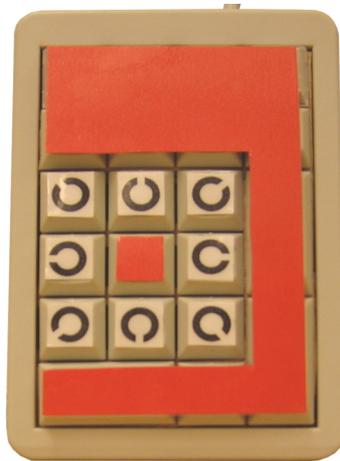


Abbildung 8: Eingabegerät

Auf den Zahlentasten 1 - 9 (ohne 5) sind jeweils Landolt-Ringe aufgeklebt, welche der Patient während eines DVA-Tests drücken muss.

3 Versuchsablauf

3.1 Geräteeinstellungen vor dem DVA-Test

Bevor ein DVA-Test durchgeführt werden kann, muss die Konnektivität des Sensors und die Anzeige auf dem zweiten Bildschirm gewährleistet sein.

3.1.1 Erkennung und Kalibrierung des Sensors

Beim Programmstart wird nach dem Sensor gesucht (gemäss Abbildung 9). Wird der Sensor korrekt erkannt, leuchten dessen Leuchtdioden abwechselnd rot-grün-blau und die aktuellen Sensorwerte erscheinen im rechten Teil des Programms bei 'Sensor Data'.

Sollte der Sensor nicht erkannt werden, bleibt das Fenster in Abbildung 9 geöffnet und auf dem Laptop erscheint eine entsprechende Fehlermeldung.

Neuerkennung des Sensors

- Das USB-Kabel des Sensors muss am Laptop angeschlossen sein. Über dieses Kabel wird der Sensor mit Strom versorgt, dient aber nicht für die Datenübermittlung. Der Sensor ist mit Strom versorgt, wenn mindestens eine Leuchtdiode auf dem

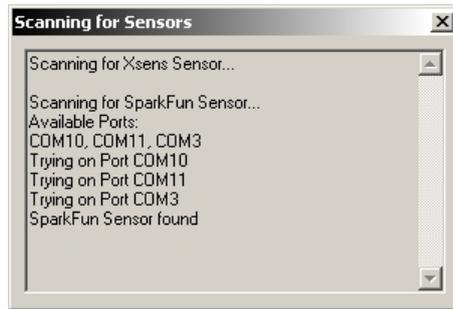


Abbildung 9: Sensorsuche

Sensor leuchtet (Abbildung 10). Sollte dies nicht der Fall sein, ist entweder der Sensor oder das USB-Kabel defekt.

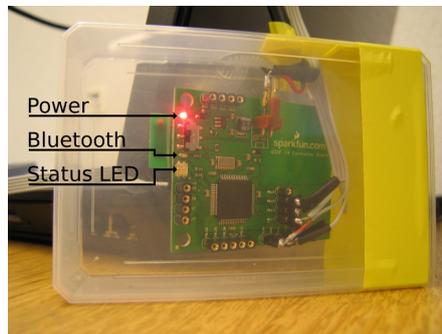


Abbildung 10: Sensor mit Stromversorgung

- Wenn der Sensor mit Strom versorgt ist, kann im Menu des Programms auf 'Sensor' und dann auf 'Reconnect' (Abbildung 11) geklickt werden, um den Suchvorgang zu starten. Dieser Vorgang kann auch gestartet werden, indem man auf den Button 'Reconnect' bei 'Sensor Data' im rechten Teil des Programms klickt. Danach erscheint wieder das Infowindow mit dem Suchvorgang (Abbildung 9).

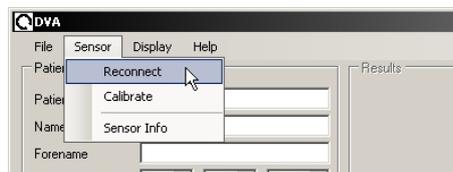


Abbildung 11: Neuerkennung des Sensors

- Sollte der Sensor nicht erkannt werden, obwohl er mit Strom versorgt ist, können keine Daten via Bluetooth gesendet werden. Eine korrekt funktionierende Bluetoothumgebung ist Voraussetzung für das Funktionieren des Sensors. Bluetoothgeräte müssen untereinander gekoppelt werden, damit sie eine sichere Verbindung aufbauen können. Der Kopplungs-PIN des Sensors lautet '1234'.
- Wenn der Sensor korrekt erkannt wird, schliesst sich das Suchfenster und die Sensordaten werden bei 'Sensor Data' angezeigt. Die Leuchtdioden des Sensors blinken zuerst ein paar Mal während der Initialisierung und Konfiguration. Bei der Datenübertragung leuchten sie dann abwechselnd rot-grün-blau.

Bei korrekt angeschlossenem und erkanntem Sensor können Sensorinformationen über das Programmmenu 'Sensor' und dann 'Sensor Info' (Abbildung 12) angezeigt werden.



Abbildung 12: Sensorinformation

Kalibrierung des Sensors

- Sollten die Sensorwerte ausserhalb eines akzeptablen Bereichs (mehr als $\pm 5^\circ/\text{s}$) liegen, muss der Sensor neu kalibriert werden. Wenn ein DVA-Test gestartet wird, prüft das Programm die Sensorwerte automatisch und fordert bei inakzeptablen Werten (Schwelle: $\pm 8^\circ/\text{s}$) den Untersucher auf, den Sensor zu kalibrieren.
- Um den Sensor manuell zu kalibrieren, muss im Menu des Programms auf 'Sensor' und dann auf 'Calibrate' (Abbildung 13) geklickt werden. Alternativ kann man auch den Button 'Calibrate' bei 'Sensor Data' im rechten Teil des Programms anklicken.

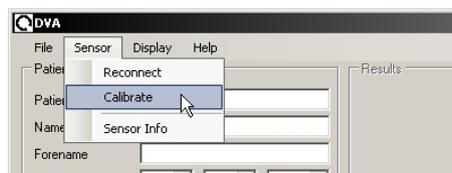


Abbildung 13: Kalibrierung des Sensors

- Eine Meldung am Laptop erscheint, dass das Headset für die Kalibrierung für zwei Sekunden ruhig gehalten werden muss. Wird also das Headset nicht mehr bewegt, kann auf 'OK' geklickt werden.

- Die Sensorwerte bei 'Sensor Data' im rechten Teil des Programms zeigen nach zwei Sekunden die neu kalibrierten Werte an, welche sich im Bereich $\pm 5^\circ/s$ bewegen sollten. Der Sensor ist nun kalibriert.

3.1.2 Erkennung und Kalibrierung des Bildschirms

Für den korrekten Betrieb des Programms und somit eines DVA-Tests muss ein zweiter Bildschirm angeschlossen sein. Um dies zu überprüfen, klickt man im Menu des Programms auf 'Display' und dann auf 'Display Info' (Abbildung 14).

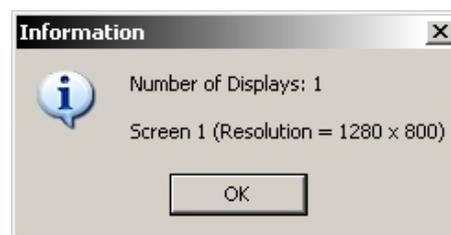


Abbildung 14: Menu: Display Info

Ein kleines Fenster öffnet sich, welches die angeschlossenen Bildschirme aufzeigt. Erscheint ein Fenster gemäss Abbildung 15(a), wurde der zweite Bildschirm korrekt erkannt. Erscheint ein Fenster gemäss Abbildung 15(b), wurde nur der Hauptbildschirm des Laptops erkannt. Der zweite Bildschirm muss noch angeschlossen werden.



(a) zweiter Bildschirm angeschlossen und erkannt.

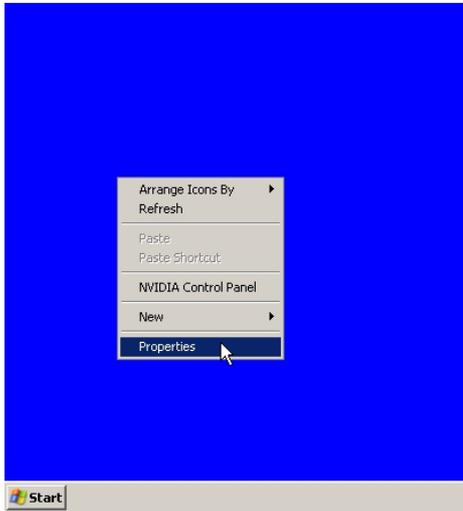


(b) zweiter Bildschirm nicht erkannt.

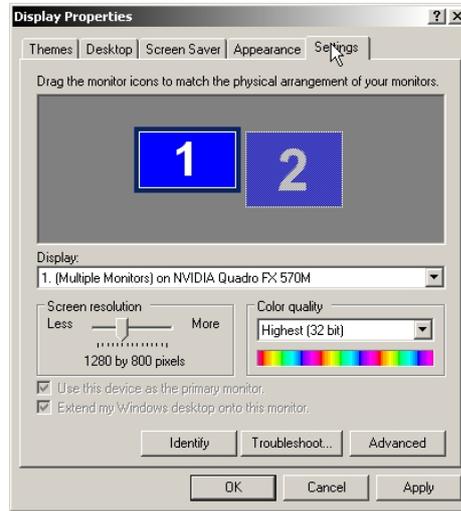
Abbildung 15: Bildschirm Information

Anschliessen und Erkennen eines zweiten Bildschirms unter Windows XP

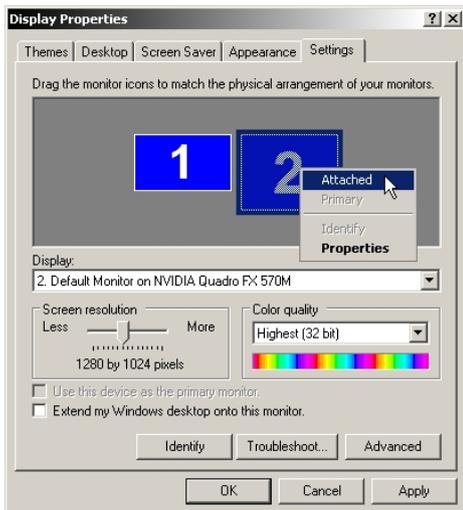
1. Bildschirmkabel anschliessen und Bildschirm einschalten.
2. Rechtsklick auf Desktop (Abbildung 16(a)).
3. 'Eigenschaften' auswählen.
4. Oben auf 'Eigenschaften'-Tab wechseln (Abbildung 16(b)).



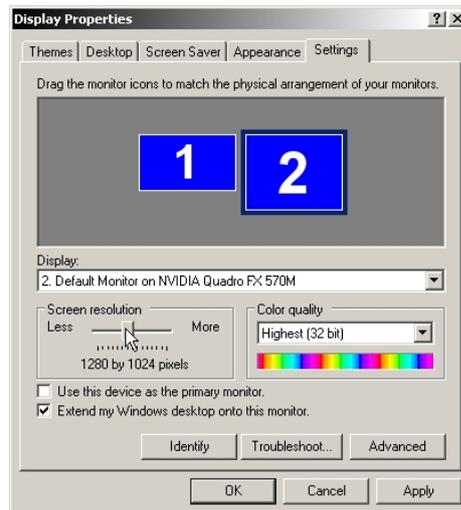
(a) Rechtsklick auf Desktop



(b) Klick auf 'Eigenschaften'-Tab



(c) Rechtsklick auf Bildschirm '2' - 'Angefügt'



(d) Einstellen der Auflösung

Abbildung 16: Anfügen eines zweiten Bildschirms

5. Rechtsklick auf den zweiten Symbol-Bildschirm (Abbildung 16(c)).
6. 'Angefügt' anwählen.
7. Falls noch nicht richtig erkannt, Standard-Auflösung des angeschlossenen Bildschirms einstellen (Abbildung 16(d)). (Standard 19 Zoll Bildschirm: 1280 x 1024)
8. Auf 'OK' klicken, um die Einstellungen zu übernehmen und das Fenster zu schließen.
9. DVA-Programm starten, falls es nicht mehr läuft.
10. Beim Klicken im Menu 'Display' - 'Display Info' erscheint nun ein Fenster gemäss Abbildung 15(a) (links). Der zweite Bildschirm wurde erkannt.
11. Wurde das DVA-Programm noch nicht neu gestartet, muss der zweite Bildschirm initialisiert werden, indem man im Menu auf 'Display' und dann auf 'Reinitialize' klickt (Abbildung 17(a)). Der angeschlossene Bildschirm weist jetzt eine weisse Hintergrundfarbe auf. Alternativ kann auch der Button 'Reinitialize' bei 'Display' im rechten Teil des Programms angewählt werden, oder das Programm schliessen und neu starten.

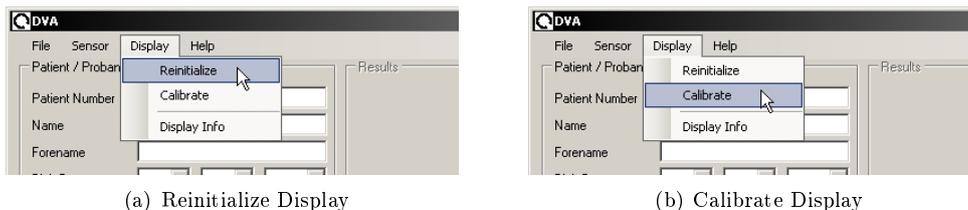


Abbildung 17: Display Menu

12. Der angeschlossene Bildschirm muss nun noch kalibriert werden.

Kalibrierung des zweiten Bildschirms

- Um die Landolt-Ringe auf dem angeschlossenen Bildschirm in der korrekten Grösse anzuzeigen, muss das Programm kalibriert werden. Standardmässig ist das Programm auf einen Samsung SyncMaster 940ux[4] kalibriert. **Achtung:** Nicht alle 19 Zoll Bildschirme weisen dieselben Bildschirmabmessungen auf. Deshalb sollte auch beim Anschliessen eines anderen 19 Zoll Bildschirms eine Kalibrierung vorgenommen werden.
- Im Menu 'Display' auf 'Calibrate' klicken (Abbildung 17(b))

- Auf dem zweiten Bildschirm erscheint eine schwarze, rechteckige Fläche gemäss Abbildung 18.

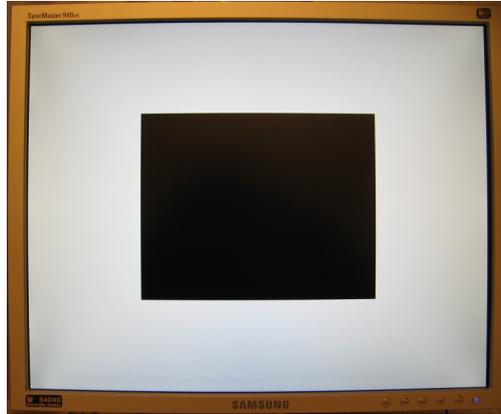


Abbildung 18: Kalibrierungsrechteck auf dem zweiten Bildschirm

- Auf dem Laptop erscheint ein kleines Eingabefenster gemäss Abbildung 19.

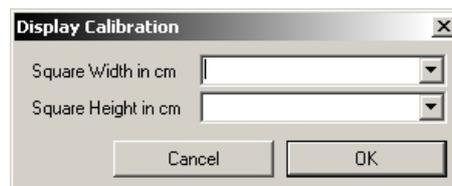


Abbildung 19: Kalibrierungseingabe auf dem Laptop

- Mit einem Massband oder Lineal müssen nun die Breite und die Höhe des schwarzen Rechtecks auf dem angeschlossenen Bildschirm abgemessen werden und auf dem Laptop im Kalibrierungsfenster unter 'Square Width in [cm]' und 'Square Height in [cm]' in Zentimeter eingegeben werden.
- Um die Kalibrierung abzuschliessen, auf 'OK' klicken. Das Programm weiss nun, wie gross der Bildschirm ist und kann die anzuzeigenden Landoltringe entsprechend skalieren, um sie in der richtigen Grösse anzuzeigen.
- Nach dem Kalibrieren wird der Benutzer gefragt, ob er die eingegebenen Werte beim nächsten Start des DVA-Programms beibehalten will. Dies sollte nur gewählt werden, wenn für längere Zeit ein anderer Bildschirm verwendet wird.

3.2 Parametereinstellungen vor dem DVA-Test

Nachdem die Hardware (Sensor und zweiter Bildschirm) korrekt angeschlossen und kalibriert sind, und bevor ein DVA-Test durchgeführt werden kann, müssen die Patientenangaben und die Parameter für den DVA-Test eingestellt werden.

3.2.1 Patientenangaben

Im linken oberen Teil des Programms befinden sich die Eingabefelder für die Patientenangaben (Abbildung 20).

The screenshot shows a window titled "Patient / Proband" with the following fields and controls:

- Patient Number: [Empty text box]
- Name: [Text box containing "Muster"]
- Forename: [Text box containing "Hans"]
- Birth Date: [Three dropdown menus showing "10", "Oct", "1970"]
- Test Date: [Three dropdown menus showing "11", "Dec", "2008"]
- Static Visus: [Spin box showing "0.00" and "logMAR" label]
- Buttons: Glasses, Contact Lenses, and a "Test Visus now" button.
- Notes: [Text area containing "Vd. a. peripher-vestibuläre Unterfunktion links"]

Abbildung 20: Patientenanbagen

Patientennummer (Patient Number) Hier kann die Patientennummer des Patienten eingegeben werden. Diese Nummer wird vom Programm nicht weiter verwendet, kommt jedoch auf das Resultateblatt.

Nachname (Name) Der Nachname des Patienten. Der Name erscheint auf dem Resultateblatt und wird für die Dateibenennung des Resultateblattes verwendet. Wie die Datei exakt benannt wird, ist in (3.3 Starten eines DVA-Tests - letzter Punkt) beschrieben.

Vorname (Forename) Der Vorname des Patienten. Wird gleich verwendet wie der Nachname.

Geburtsdatum (Birth Date) Hier muss das Geburtsdatum des Patienten eingegeben werden. Erscheint auf dem Resultateblatt, wird für die Altersberechnung verwendet und dient zur Dateibenennung.

Brille (Glasses), Kontaktlinsen (Contact Lenses) Diese zwei Checkboxes werden ausgewählt, wenn der Patient die entsprechende Sehhilfe im Alltag trägt. Der Test wird normalerweise mit der Sehkorrekturhilfe des Patienten durchgeführt. Diese Information erscheint auf dem Resultateblatt.

Test-Datum (Test Date) Das Test-Datum wird automatisch eingetragen, kann jedoch geändert werden. Dieses Datum wird für die Altersberechnung benötigt und dient zur Dateibenennung.

Sehschärfe (Static Visus) Die Sehschärfe ist die einzige Patienteninformation, die das Programm für eine Durchführung des DVA-Tests benötigt. Das Programm bietet die Möglichkeit, die Sehschärfe zu eruieren und einzutragen, kann jedoch auch von Hand eingetragen werden, wenn sie bekannt ist. Die Einheit ist [logMAR], die wissenschaftliche Angabe der Sehschärfe².

Notizen (Notes) In diesem Eingabefeld können Notizen vom Untersucher eingegeben werden, z.B., welche Krankheit der Patient hat, oder aufgetretene Schwierigkeiten während dem Test. Die Notizen erscheinen auf dem Resultateblatt.

3.2.2 Sehschärfetest (Static Visus Test)

Durch das Anklicken des Button 'Test Visus Now' wird ein statischer Sehschärfetest gestartet. Um ein exaktes Ergebnis zu erhalten, muss der Patient in genau fünf Meter Entfernung zum Bildschirm sitzen. Sollte diese Distanz nicht eingehalten werden können, muss unter 'Advanced Settings' der Wert 'Distance' angepasst werden (Siehe 3.2.3 DVA Parametereinstellungen - Distanz zum Bildschirm).

Auf dem Bildschirm erscheint der erste Landoltring in einer Grösse, so dass die Lücke im Ring einer Sehschärfe von 0.4 logMAR entspricht. Die Lücke wird zufällig in eine von acht Richtungen angezeigt. Der Patient muss nun auf dem Eingabegerät die Taste drücken, auf welcher der von ihm gesehene Ring abgebildet ist. (Alternativ kann auch der Untersucher den entsprechenden Knopf im unteren, mittleren Teil des Programms anklicken.)

Sollte das Eingabegerät die Eingabe des Patienten nicht registrieren, muss geprüft werden, ob der 'NumLock' aktiviert ist. Wenn ja, muss der 'NumLock' deaktiviert werden, damit die Zifferntasten nicht gesperrt sind.

²MAR steht für 'Minimum Angle of Resolution' und beschreibt die kleinste noch wahrnehmbare Auflösung in [Bogenminuten]. logMAR ist der zur Basis 10 logarithmisierte Wert vom MAR. Die klinische Angabe erfolgt meistens als Sehschärfe, welche durch den Kehrwert des MAR-Wertes ausgedrückt wird. Eine Sehschärfe von 2.0 entspricht also einem MAR von 0.5 und einem logMAR von -0.3

Danach erscheint der nächste Landoltring, und der Patient drückt wieder auf die entsprechende Taste. Die Resultate werden im mittleren Teil des Programms veranschaulicht. Nach spätestens fünf Landoltringen ist der erste Block fertig (Abbildung 21).

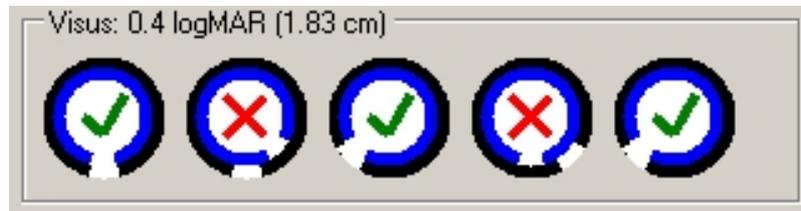


Abbildung 21: Bestandener Block mit 5 Landoltringen, 3 erkannt

In dieser Abbildung sind drei korrekt erkannte Landoltringe und zwei nicht erkannte Landoltringe zu sehen. Der schwarze, äussere Ring zeigt den tatsächlichen Landoltring, wie er auf dem Bildschirm gezeigt wurde. Der blaue, innere Landoltring zeigt den vom Patienten gedrückten Ring. Stimmen die Lücken des äusseren und des inneren Rings überein, wurde der Landoltring richtig erkannt und ein grünes Häkchen erscheint in der Mitte. Hat der Patient den Landoltring falsch erkannt, stimmen die Lücken nicht überein und ein rotes Kreuz ist in der Mitte abgebildet.

Wenn drei von fünf Landoltringen richtig erkannt wurden, gilt der Block als bestanden und die Sehschärfe für den nächsten Block wird um -0.1 logMAR verbessert. Werden hingegen weniger als drei Landoltringe richtig erkannt, wird die Sehschärfe für den nächsten Block um $+0.4$ logMAR herabgesetzt.

Werden die ersten drei Ringe schon richtig erkannt, so wird gleich zum nächsten Block gewechselt, weil die verbleibenden zwei Ringe im Block keinen Einfluss mehr haben. Dasselbe gilt, wenn nach vier Ringen schon drei richtig erkannt wurden.

Der statische Sehschärfentest endet, sobald der Patient einen Block nicht mehr besteht. Die Sehschärfe des Patienten ist gleich der Sehschärfe vom zuletzt bestandenen Block. Davon werden noch 0.02 logMAR pro gesehenen Landoltring im nicht bestandenen Block abgezogen. Wenn also z.B. der Patient bei einer Sehschärfe von -0.1 logMAR noch vier von fünf Landoltringen erkennt, im nächsten Block nur noch zwei von fünf erkennt, so wird von der Sehschärfe -0.1 logMAR noch 2 mal 0.02 logMAR abgezogen, bzw. verbessert, was eine statische Sehschärfe von -0.14 logMar ergibt.

Dieses Resultat wird dann bei den Patientenangaben automatisch eingetragen und kann für diesen Patienten nicht mehr geändert werden.

3.2.3 DVA Parametereinstellungen

Nachdem die Patientenangaben eingetragen sind und die statische Sehschärfe bestimmt ist, können die Einstellungen für den dynamischen Test gemacht werden. Abbildung 22 zeigt den unteren, linken Teil des Programms.

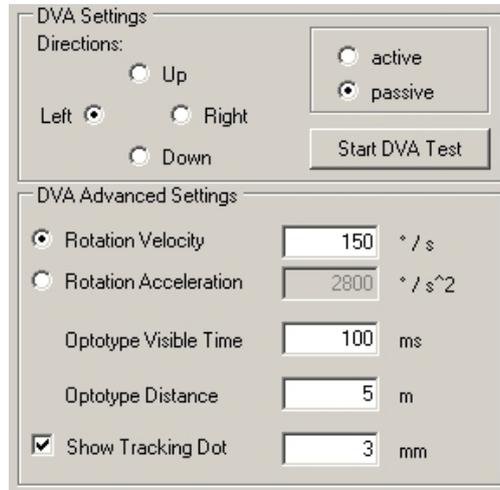


Abbildung 22: Erweiterte Einstellungen

Richtungen (Directions) Mit den vier kleinen runden Checkboxes kann die Richtung angegeben werden, in welche das Programm reagieren soll. Das Programm zeigt jedoch immer einen Landoltring an, egal in welche Richtung der Kopf / das Headset gedreht wird. Es werden jedoch nur Drehungen in die Richtung *ausgewertet*, welche der angewählten Checkbox entspricht. Somit können Patienten-blinde Tests durchgeführt werden, d.h., der Patient weiss nicht, in welche Richtung ausgewertet wird.

Die Standardeinstellung ist 'links'.

Aktiv, Passiv (passive) Es kann entweder die runde Checkbox 'active' oder die Checkbox 'passive' angewählt werden, um einen aktiven bzw. passiven Test durchzuführen.

aktiv Der Patient dreht den Kopf selbst.

passiv Der Kopf des Patienten wird vom Untersucher gedreht.

Diese Einstellung hat keinen Einfluss auf den DVA-Test, wird jedoch auf dem Resultatblatt angegeben.

Die Standardeinstellung ist 'passive'.

Geschwindigkeit, Beschleunigung (Rotation Velocity, Rotation Acceleration) Bei den zwei runden Checkboxes 'Rotation Velocity' und 'Rotation Acceleration' ist stets eine angewählt. Hier kann man zwischen den zwei Detektionsmoden gewählt werden: entweder wird die Geschwindigkeit oder die Beschleunigung detektiert.

Standardmässig wird die Geschwindigkeit detektiert.

Geschwindigkeitslimit, Beschleunigungslimit (Rotation Velocity, Rotation Acceleration) Je nachdem, ob die Geschwindigkeit oder die Beschleunigung detektiert wird, ist eines der beiden Felder rechts davon aktiv, die andere ist grau hinterlegt. In das aktive Feld kann ein Limit eingegeben werden, ab der eine Drehung detektiert werden soll. Die Einheit ist [$^{\circ}/s$] für die Geschwindigkeit und [$^{\circ}/s^2$] für die Beschleunigung.

Die Standardeinstellung für die Geschwindigkeit ist $150^{\circ}/s$, für die Beschleunigung $2800^{\circ}/s^2$.

Sichtbare Zeitspanne des Landoltrings (Optotype Visible Time) In diesem Textfeld kann die Zeitspanne in Millisekunden angegeben werden, wie lange der Landoltring auf dem Bildschirm angezeigt werden soll.

Standardmässig beträgt diese Zeitspanne 100ms.

Distanz zum Bildschirm (Optotype Distance) Sollte die Distanz zum Bildschirm nicht fünf Meter betragen, kann sie hier eingestellt werden. Es muss jedoch beachtet werden, dass die Landoltringe im Fernfeld des Patienten gesehen werden, und dass die Landoltringe immer kleiner werden, je kleiner die Distanz ist und somit keine Möglichkeit besteht, extrem kleine Ringe wahrheitsgetreu darzustellen.

Diese Einstellung beeinflusst auch den statischen Sehschärfentest, d.h. auch bei einem statischen Sehtest muss die Distanz angepasst werden, sollten die fünf Meter nicht eingehalten werden können.

Standardmässig beträgt die Distanz vom Bildschirm zum Patienten 5m.

Führungspunkt (Show Tracking Dot) Mit dieser Checkbox kann der Führungspunkt an- und abgeschaltet werden. Rechts von der Checkbox kann zudem der Durchmesser des Punktes in Millimeter angegeben werden.

Der Führungspunkt erscheint in der Mitte des Bildschirms, wo auch die Landoltringe angezeigt werden. Er dient dazu, die Mitte des Bildschirms besser fixieren zu können. Wenn ein Landoltring angezeigt wird, verschwindet der Führungspunkt und erscheint wieder, sobald kein Landoltring mehr angezeigt wird.

Der Führungspunkt wird standardmässig mit einem Durchmesser von 3mm angezeigt.

3.3 Starten eines DVA-Tests

Nachdem die Funktionalität des Sensors und des zweiten Bildschirms gewährleistet sind, sowie die optionalen Testeinstellungen vorgenommen wurden (inklusive statischer Sehschärfentest), kann nun ein DVA-Test durchgeführt werden.

- Dafür wird das Headset auf den Kopf des Patienten gesetzt und mittels den zwei Einstellschrauben festgemacht (Abbildung 3), so dass die eine Einstellschraube nach oben zeigt, die andere nach hinten.
- Der Patient sitzt auf einem Stuhl, so dass seine Augen einen Abstand von fünf Meter zum Bildschirm haben. Sollte ein anderer Abstand gewählt werden, muss die

Distanz im Programm angepasst werden (gemäss '3.2.3 DVA Parametereinstellungen, Paragraph Distanz zum Bildschirm'). Der Patient sollte nicht auf den Laptop sehen können.

- Für die Landoltring-Rückmeldungen erhält der Patient das Eingabegerät in die Hände (Abbildung 23(a)).



(a) aktiver DVA-Test



(b) passiver DVA-Test

Abbildung 23: Patient während dem DVA-Test

- Durch einen Klick auf 'Start DVA Test' im linken Teil des Programms wird der DVA-Test gestartet.
- Beim Drücken dieses Start-Button überprüft der Sensor, ob die Sensorwerte akzeptabel sind oder ob der Sensor neu kalibriert werden muss. Deshalb muss der Kopf des Patienten beim Drücken des Start-Button ruhig gehalten werden.
- Das Programm ist nun bereit für die erste Kopfbewegung. Bei einem aktiven Test dreht der Patient seinen Kopf selbst in die ausgewählte Richtung (Abbildung 23(a)), bei einem passiven Test wird der Kopf des Patienten vom Untersucher gedreht (Abbildung 23(b)). Dabei fixiert der Patient mit den Augen ständig die Mitte des Bildschirms, wo während der Kopfdrehung ein Landoltring erscheint.

- Nach der Drehung gibt der Patient seine Antwort auf dem Eingabegerät ab. Dazu drückt er diejenige Taste, welche dem gesehenen Landoltring entspricht.
- Oben rechts im Programm erscheint nach jeder Drehung ein Diagramm mit der Kurve zur Drehung, sowie die Richtung und die dazugehörigen Maximalwerte (Abbildung 24).

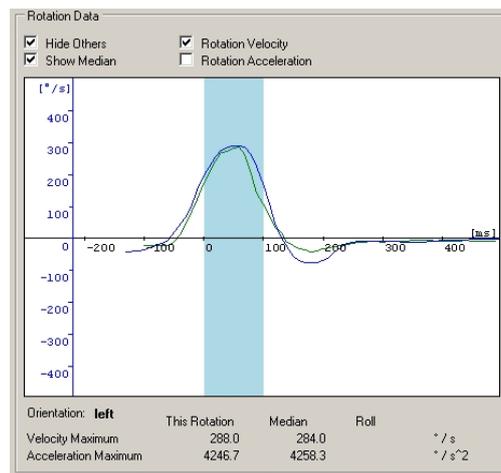


Abbildung 24: Kurve zur Kopfdrehung

- Oberhalb der Kurve kann angewählt werden, was auf dem Diagramm angezeigt wird (Geschwindigkeit / Beschleunigung, Median, andere ausblenden).
 - * Geschwindigkeit dieser Drehung: blau
 - * Geschwindigkeit anderer Drehungen: silber
 - * Geschwindigkeit des Median: grün
 - * Beschleunigung dieser Drehung: dunkelblau
 - * Beschleunigung anderer Drehungen: grau
 - * Beschleunigung des Median: dunkelgrün
- Unterhalb des Diagramms bei 'Orientation' wird angezeigt, in welche Richtung die Drehung erfolgte.
- Zuunterm werden Maximumwerte der Geschwindigkeit und Beschleunigung für diese Drehung, den Median und den Roll-Anteil angezeigt.
- Durch einen Klick auf das Diagramm öffnet sich ein Textfenster mit den Rohdaten dieser Drehung.
- Um die Daten vorheriger Kopfdrehungen anzusehen, kann man auf das entsprechende Landolt-Symbol im mittleren Teil des Programms klicken.

- Im mittleren Bereich des Programms werden die Resultate der einzelnen Kopfdrehungen angezeigt (Abbildung 25), genau wie beim statischen Sehschärfentest. Die äusseren schwarzen Ringe zeigen den tatsächlichen, auf dem Bildschirm erschienenen Landoltring, der innere blaue Ring zeigt den vom Patienten gedrückte Landoltring.

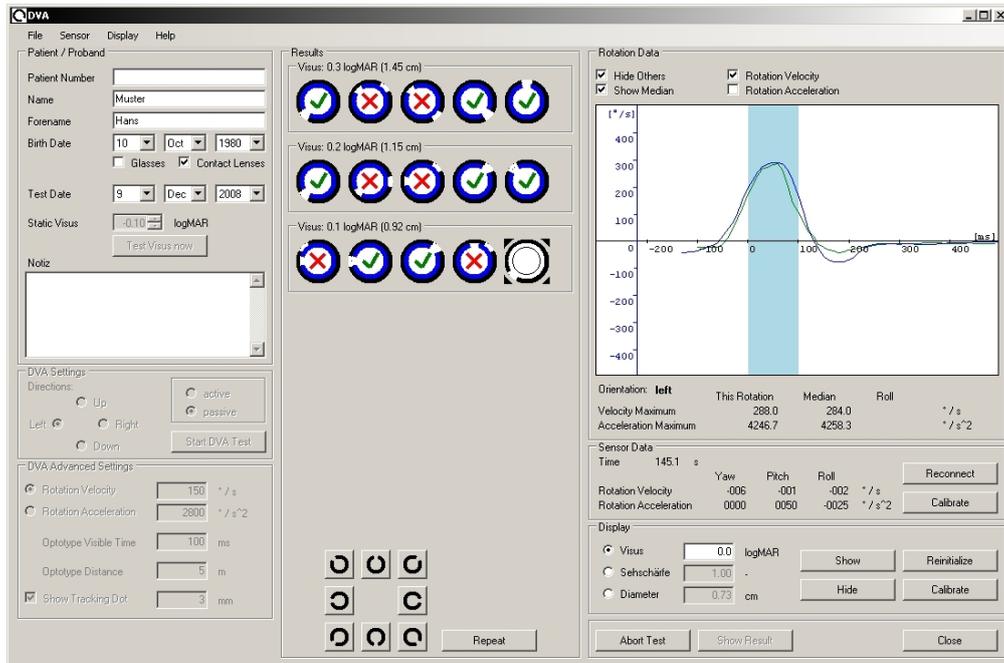


Abbildung 25: Während dem DVA-Test

- Alternativ zum Eingabegerät kann der Untersucher auf dem Laptop im unteren, mittleren Bereich auf den vom Patienten gesehenen Landoltring klicken. Ausserdem kann der Untersucher hier eine Drehung wiederholen, indem er auf 'Repeat' klickt.
- Die Sehschärfe des ersten Fünferblocks entspricht der statischen Sehschärfe des Patienten plus 0.4 logMAR.
- Nach spätestens fünf Kopfdrehungen ist ein Block beendet und die Sehschärfe wird angepasst. Hat der Patient drei oder mehr Ringe richtig erkannt, wird die Sehschärfe für den nächsten Block um -0.1 logMAR verbessert. Hat der Patient jedoch nur zwei oder weniger Ringe erkannt, so wird die Sehschärfe für den nächsten Block um 0.4 logMAR verringert.
- Hat der Patient bereits die ersten drei Ringe richtig erkannt, so wird sofort zum nächsten Block übergegangen, da die beiden verbleibenden Ringe keinen Einfluss

mehr haben. Dasselbe gilt, wenn nach vier Ringen schon drei erkannt wurden.

- Sobald der Patient einen Block nicht mehr sieht, also nur noch zwei oder weniger Ringe erkennt, endet der Test und die dynamische Sehschärfe wird auf die gleiche Weise wie beim statischen Test berechnet.
- Der DVA-Loss wird dann berechnet, indem von der dynamischen Sehschärfe (DVA) die statische Sehschärfe (SVA) abgezogen wird. Hat der Patient eine statische Sehschärfe von $-0.1 \log\text{MAR}$ und eine dynamische Sehschärfe von $0.24 \log\text{MAR}$, so ist sein DVA-Loss gleich $0.24 \log\text{MAR} - (-0.1 \log\text{MAR})$, was $0.34 \log\text{MAR}$ entspricht.
- Das Programm generiert nach dem DVA-Test automatisch eine PDF-Datei, in der sämtliche Daten dieses Tests gespeichert werden, sowie eine CSV-Datei, in welcher die Rohdaten aller Drehungen sowie des Median gespeichert sind. Diese Dateien werden in einem Verzeichnis gespeichert, welches folgende Struktur aufweist: `C:\DVA-Results\Nachname_Vorname_Geburtsdatum_Untersuchungsdatum\`. Die generierten Dateien werden in diesem Verzeichnis gespeichert unter dem Dateinamen 'active, left, 150.pdf' bzw. 'active, left, 150.csv', abhängig von den Testbedingungen aktiv / passiv, Richtung, Geschwindigkeitsdetektionslimit. Diese zwei Dateien können durch einen Klick auf den 'Show Result' Button im unteren, rechten Bereich des Programms neu generiert werden. Der Untersucher wird dann aufgefordert, einen Speicherort für die Dateien festzulegen.

3.4 Das Resultateblatt

Nach dem Beenden eines DVA-Tests wird automatisch die PDF-Datei mit den Resultaten generiert, gespeichert und geöffnet (Abbildung 4).

3.4.1 Patientenangaben

Im oberen Drittel (Abbildung 26) des Resultateblattes werden alle Patientenangaben, die im Programm eingegeben wurden, übernommen.

```
DVA - Universitätsspital Zürich, ORL-Klinik
Name:      Muster, Hans
Number:    -
Birth Date: 10.10.1980      Glasses:      yes
Test Date:  9.12.2008      Contact Lenses: no
Age:       28
Notes:
```

Abbildung 26: Patientenangaben

- Nachname und Vorname (Name)
- Patientenummer (Number)
- Geburtsdatum (Birth Date)
- Untersuchungsdatum (Test Date)
- Alter (Age)
- Notizen (Notes)
- Brille (Glasses)
- Kontaktlinsen (Contact lenses)

3.4.2 Testbedingungen und Resultat

Im mittleren Drittel (Abbildung 27) sind links alle Testbedingungen, bzw. Parameter-einstellungen wiedergegeben, rechts die Resultate.

Options and Result			
Detection:	Velocity	Static Visus:	-0.10 logMAR
Limit:	150 °/sec	Dynamic Visus:	0.86 logMAR
Average Peak:	241 °/sec	DVA-Loss:	0.96 logMAR
Visible Time:	100 ms		
Distance:	5.00 m	active	
Tracking Dot:	3 mm		
Directions:			
	left		

Abbildung 27: Testbedingungen und Resultat

Testbedingungen

- Detektionstyp (Detection)
- Detektionsschwelle (Limit)
- Durchschnittlicher Maximalwert (Average Peak). Hier wird der Maximalwert des Median aller Geschwindigkeits- bzw. Beschleunigungskurven eingetragen.
- Sichtbare Zeit des Optotypen (Visible Time)
- Distanz vom Patienten zum Bildschirm (Distance)

- Führungspunkt (Tracking Dot)
- Auflistung der Richtungen, in welche detektiert wurde (Directions)
- aktiv / passiv (active / passive). Erscheint auf der rechten Seite unterhalb des DVA-Loss, da links kein Platz mehr war.

Resultate

- Statische Sehschärfe (Static Visus). Hier wird der Wert vom statischen Sehschärfentest eingetragen.
- Dynamische Sehschärfe (Dynamic Visus). Entsprechend die dynamische Sehschärfe vom DVA-Test.
- DVA-Loss. Entspricht der Differenz von der dynamischen und der statischen Sehschärfe.

Die wichtigen Werte weisen eine fette Schriftart auf.

3.4.3 Stufendiagramm

Im unteren Drittel (Abbildung 28) veranschaulicht ein Stufendiagramm die Resultate, wobei die x-Achse den Testverlauf und die y-Achse die Sehschärfe darstellt. Da die Sehschärfe nach oben zunimmt, bzw. sich verbessert, nehmen die logMAR-Werte nach oben ab.

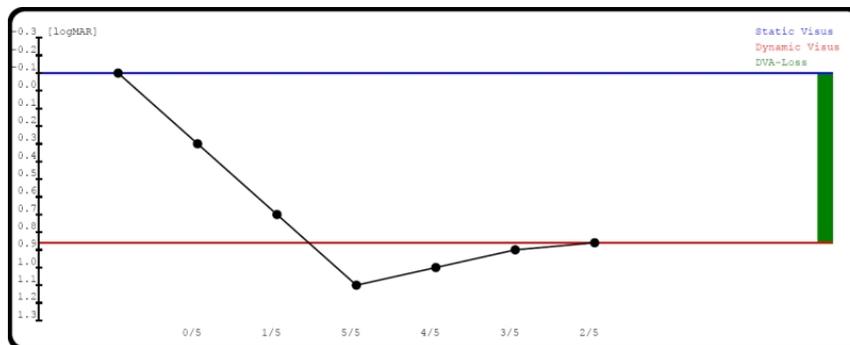


Abbildung 28: Stufendiagramm

Die blaue, horizontale Linie veranschaulicht die statische Sehschärfe. Auf ihr liegt der erste Punkt.

Die nächsten Punkte symbolisieren jeweils einen Block von fünf Kopfdrehungen. Unterhalb der Punkte ist angegeben, wieviele Landoltringe gesehen wurden. Steht z.B. '3/5', so heisst das, dass drei von fünf Ringen richtig erkannt wurden und dieser Block somit bestanden ist. Wurde ein Block nicht bestanden, so führt die Linie zu einem Punkt,

dessen Sehschärfe um 0.4 logMAR schlechter ist, die Linie geht also nach unten. Wurde ein Block bestanden, so führt die Linie zum nächsten Punkt, dessen Sehschärfe um -0.1 logMAR besser ist, die Linie geht also nach oben.

Die Linie steigt dann solange an, bis ein Block wieder nicht mehr gesehen wird. Dieses Niveau des letzten Punktes entspricht dann der dynamischen Sehschärfe und ist als horizontale, rote Linie eingezeichnet.

Der DVA-Loss entspricht der Differenz der dynamischen und der statischen Sehschärfe und ist grün dargestellt.

Literatur

- [1] Adobe Acrobat Reader. <http://get.adobe.com/reader/>.
- [2] Lenovo SL500.
http://shop.lenovo.com/ISS_Static/merchandising/US/PDFs/sl400_and_sl500_datasheet.pdf.
- [3] Bild von Samsung SyncMaster 940ux.
http://www.productwiki.com/upload/images/samsung_syncmaster_940ux.jpg.
- [4] Samsung SyncMaster 940ux.
http://www.samsung.com/ch/consumer/detail/spec.do?group=computersperipherals&type=monitor&subtype=lcd&model_cd=LS19UBPESQ/EDC&fullspec=F.
- [5] SparkFun. <http://www.sparkfun.com>.
- [6] SparkFun 6DOF bluetooth sensor board.
<http://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/DataSheet-6DOF-v4-Rev1.pdf>.
- [7] SparkFun IDG300 gyro sensor.
http://www.sparkfun.com/datasheets/Components/IDG-300_Datasheet.pdf.

B. Einverständniserklärung

Information für Versuchspersonen (Patienten- und Probanden)

Studie: Untersuchungen der Augenbewegungen und der Sehschärfe während Kopfbewegungen bei gesunden Freiwilligen und Patienten mit Störungen eines oder beider Gleichgewichtsorgane. Studie zur Erforschung der Anpassungsmechanismen des menschlichen Gehirns an Änderungen der Gleichgewichtsfunktion.

Sehr geehrte Patientin / Probandin, sehr geehrter Patient / Proband,

nachfolgend finden Sie Informationen zur Studie, an der Sie teilnehmen möchten.

1. Einleitung und Ziel der Untersuchung

In diesem Experiment untersuchen wir die Stabilisierung der Augen und damit des Sehens bei schnellen Kopfbewegungen. Es wird Ihr Kopf passiv und für Sie unvorhersehbar vom Untersucher gedreht während Sie erstens einen Laserpunkt fixieren und dabei Ihre Kopf- und Augenbewegung gemessen werden und während Sie zweitens in der Bewegung ein Sehziel auf einem Bildschirm angeboten bekommen, dessen Orientierung Sie dem Untersucher mitteilen sollen. In einem dritten Versuch bewegen Sie den Kopf ruckartig selbst und sehen auch dabei ein Sehziel, dessen Orientierung Sie angeben sollen. Diese Studie findet im Rahmen eines größeren Projektes statt mit dem Ziel, die Mechanismen der Eigen- und Raumorientierung sowie der Steuerung der Augenbewegungen und deren Fehlfunktionen bei Schäden der Gleichgewichtsorgane, aber auch die Kompensationsmechanismen besser zu verstehen und damit behandeln zu können.

2. Untersuchungsablauf:

Vor dem Experiment werden wir Ihnen den Untersuchungsablauf mündlich genau erklären. Zur Untersuchung setzen Sie sich dann bequem auf einen Stuhl. Zur Messung der Bewegungen Ihrer Augen werden wir Ihnen eine spezielle Kontaktlinse auf ein oder beide Augen legen. Diese Kontaktlinse hat ein Loch in der Mitte, so dass die Hornhaut nicht bedeckt wird. Um das Tragen der Linse so angenehm wie möglich zu machen, wird das Auge zuvor mit Tropfen unempfindlich gemacht. Der Kopf wird anschließend im abgedunkelten Raum in verschiedene Richtungen bewegt. Dabei müssen Sie entweder einen leuchtenden Punkt anschauen, oder die Orientierung eines Sehzieles angeben, welches nur bei einer Kopfgeschwindigkeit grösser als $150^\circ/\text{s}$ für 80 ms auf einem Bildschirm aufleuchtet. Während des ganzen Experimentes bleibt der Untersucher bei Ihnen und erklärt Ihnen, was Sie genau machen müssen.

Die Untersuchung dauert maximal 30 Minuten, die gesamte Untersuchung (beinhaltet das Setzen in den Stuhl, das Anlegen der Kontaktlinse und deren Eichung durch gezielte Augenbewegungen) maximal 60 Minuten. Mehrmals während des Versuchs fragen wir Sie ob Sie mit dem Experiment weiterfahren möchten.

Sie können zu jedem Zeitpunkt während der Untersuchung deren Abbruch verlangen. Wir werden Ihren Wunsch voll respektieren, die Kontaktlinsen sofort entfernen und Ihnen aus dem Stuhl helfen.

3. Risiken

Bei wenigen Menschen kann es durch die Bewegungen zu einer leichten Verspannung der Halswirbelsäule kommen, die sich aber von alleine bald wieder lösen wird und meist nach Ende der Untersuchung innerhalb weniger Minuten verschwindet. Einige Studienteilnehmer (ca. 10%) haben im Anschluss an die Untersuchung während mehrerer Stunden ein Fremdkörpergefühl in den Augen, das aber nach spätestens 24 Stunden verschwindet. Es besteht ein geringes Risiko (weniger als 1% der Studienteilnehmer), dass es zu einem kleinen Kratzer an der Hornhaut kommt. In diesem Fall werden wir Sie von einem Augenarzt untersuchen lassen, der Ihnen eventuell das Tragen eines Augenverbands während eines Tages verordnet. Solche Hornhautverletzungen heilen ohne Schaden aus. Ausser bei Auftreten dieser beschriebenen seltenen Komplikationen kann problemlos ein Auto gelenkt werden. Bei Auftreten von Komplikationen ist hingegen darauf zu verzichten, bevor nicht der Prüfärzt die Fahrtauglichkeit bestätigt hat. Eine Teilnahme bei fortgeschrittener Schwangerschaft (> 4. Monat), hochgradiger Sehstörung oder erhöhtem Augendruck ist nicht möglich.

4. Studien-Zeitplan

Vorgesehen sind drei Experimente, eines, bei dem die Augenbewegung mittels der Kontaktlinse gemessen wird und zwei, bei denen Sie die Position des Sehzieles beurteilen. Die Experimente finden auf Wunsch an 2 verschiedenen Tagen statt; das Intervall zwischen beiden Experimenten sollte nicht mehr als 2 Wochen betragen. Bei Patientinnen und Patienten mit akuten / subakuten Läsionen der

Gleichgewichtsorgane (Erkrankungsbeginn < 3 Monate; erste Testung frühestens 1 Woche nach Erkrankungsbeginn) sind weitere 6 Monate und 1 Jahr nach Erkrankungsbeginn vorgesehen. Bei Patientinnen und Patienten mit Erkrankungsbeginn > 3 Monaten bez. bei gesunden Probandinnen und Probanden sind keine weiteren Verlaufskontrollen vorgesehen.

5. Rücktritt von der Studie

Die Teilnahme an der Studie ist absolut freiwillig. Ein direkter persönlicher Nutzen entsteht für sie nicht. Sie können jederzeit ohne Angabe von Gründen von der Studie zurücktreten. Falls Sie als Patient teilnehmen, hätte dieses keinerlei negative Folgen für ihre weitere Betreuung. Selbstverständlich haben Sie auch eine Bedenkfrist.

6. Versicherung

Sie sind während Ihrer Teilnahme an dieser Studie speziell versichert. Diese Versicherung übernimmt die Kosten aller möglichen Schäden, die im Rahmen dieser Studie auftreten können. Ihr Prüfarzt wird in diesem Falle die notwendigen Schritte einleiten.

7. Datenschutz

Ihre Daten dieser Studie werden vertraulich behandelt. Zugang haben nur die involvierten Personen und die staatlichen Behörden, sofern ein Grund zur Kontrolle der Daten gegeben ist. Im Falle einer Wissenschaftlichen Publikation werden Daten nur anonymisiert zugänglich sein.

8. Kosten

Im Rahmen des klinischen Versuchs werden Ihnen oder Ihrer Krankenkasse keine Kosten entstehen.

9. Leitung der Studie

Dr. med. Stefan Hegemann, Oberarzt der Klinik für Ohren-, Nasen-, Hals- und Gesichtschirurgie und Prof. Dr. med. Dominik Straumann, Leitender Arzt Neurologische Klinik und Poliklinik.

10. Kontaktperson

Bei Unklarheiten, Notfällen oder unerwarteten oder unerwünschten Ereignissen, die während der Studie oder nach Abschluss auftreten, können Sie sich jederzeit an die untenstehende Kontaktperson wenden:

Dr. med. S. Hegemann, Klinik für Ohren-, Nasen-, Hals- und Gesichtschirurgie, Frauenklinikstrasse 24, 8091 Zürich; Tel: +41 255 58 00

Zürich, 29. August 2008

Schriftliche Einverständniserklärung der Patientin / Probandin bez. des Patienten / Probanden zur Teilnahme an einer Studie

- Bitte lesen Sie dieses Formular sorgfältig durch und beantworten die Fragen gewissenhaft.
- Bitte fragen Sie, wenn Sie etwas nicht verstehen oder wissen möchten.

Titel der Studie: Die Bedeutung der dynamischen visuellen Genauigkeit (dynamic visual acuity, DVA) für die Bestimmung der vestibulären Unterfunktion und ihrer zentralen Adaptation	
Ort der Studie: Vestibulo-okulomotorisches Labor, Universitätsspital Zürich	
Prüfarzt: Dr. Stefan Hegemann	
Proband Name und Vorname:	
Geburtsdatum:	Geschlecht:

- Ich wurde von Dr. med. S. Hegemann mündlich und schriftlich über die Ziele, den Ablauf der Studie und über die zu erwartenden Wirkungen, über mögliche Vor- und Nachteile sowie über eventuelle Risiken informiert.
- Ich habe die zur oben genannten Studie abgegebene schriftliche Probandeninformation vom 17.07.2008 gelesen und verstanden. Meine Fragen im Zusammenhang mit der Teilnahme an dieser Studie sind mir zufriedenstellend und verständlich beantwortet worden. Ich kann die schriftliche Patienten / Probandeninformation behalten und erhalte eine Kopie meiner schriftlichen Einverständniserklärung.
- Ich hatte genügend Zeit, um meine Entscheidung zu treffen.
- Ich bin darüber informiert, dass eine Versicherung Schäden deckt, falls solche im Rahmen der Studie auftreten sowie dass mir die Reisespesen rückerstattet werden.
- Ich bin einverstanden, dass die zuständigen Fachleute des Studienauftraggebers, der Behörden und der Ethikkommissionen zu Prüf- und Kontrollzwecken in meine Originaldaten Einsicht nehmen dürfen, jedoch unter strikter Einhaltung der Vertraulichkeit.
- Ich nehme an dieser Studie freiwillig teil. Ich kann jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Zustimmung zur Teilnahme widerrufen, ohne dass dies Folgen für meine weitere Betreuung haben wird.
- Ich bin mir bewusst, dass während der Studie die in der Patienten / Probandeninformation genannten Anforderungen und Einschränkungen einzuhalten sind. Im Interesse meiner Gesundheit kann mich der Prüfarzt jederzeit von der Studie ausschliessen.
- Ich bin informiert, dass eine Teilnahme bei Schwangerschaft nicht möglich ist.

- Haben Sie erhöhten Augendruck? Ja Nein
- Hatten Sie früher eine Verletzung des Auges? Ja Nein
- Sind Sie am Kopf oder am Herzen operiert worden? Ja Nein
- Gibt es Gründe, dass Sie nicht längere Zeit still sitzen können? Ja Nein

Ort, Datum	Unterschrift des Probanden
Ort, Datum	Unterschrift des Prüfarztes