

Medizinische Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin
aus der Klinik für Hals - Nasen und Ohren Heilkunde
Direktor: Prof. Dr. Hans Scherer

**Vergleich verschiedener rechnergestützter
Nystagmusanalyse-Methoden
anhand unterschiedlicher Nystagmusauslöser**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
Charité – Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin

vorgelegt von
Klaudia Brauner

aus Leipzig

Referent : Prof. Dr. med. H. Scherer

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. med. M. Jungehülsing

Gedruckt mit der Genehmigung der Charité – Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin

Promoviert am: 22.02.2008

meiner Familie gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	7
1.1	DAS GLEICHGEWICHTSORGAN.....	7
1.1.1	Die Bogengänge	7
1.1.2	Die Otolithenapparate	8
1.2	DIE ZENTRALE GLEICHGEWICHTSBAHN UND DER VESTIBULOOKULÄRE REFLEX (VOR).....	9
1.3	DER NYSTAGMUS	10
1.3.1	Spontannystagmus	11
1.3.2	Akuter einseitiger Funktionsverlust des Gleichgewichtsorgans.....	12
1.3.3	Kompensationssysteme	13
1.3.4	Therapie akuter peripher-vestibulärer Funktionsstörungen.....	13
1.3.5	Definition des Nystagmus als Meßgröße.....	14
1.3.6	Diagnostische Untersuchungsmethoden	14
1.3.7	Thermische Untersuchungen des Gleichgewichtsorgans	15
1.3.8	Okulomotorische Untersuchungen	16
1.3.9	Drehprüfungen	17
1.4	REGISTRIERMETHODEN VON AUGENBEWEGUNGEN	18
1.5	NYSTAGMUSANALYSEMETHODEN.....	19
1.5.1	Geschwindigkeit der langsamen Nystagmusphase	19
1.5.2	Manuelle Nystagmusanalyse.....	20
1.5.3	Halbautomatische Nystagmusanalyse.....	21
1.5.4	Vollautomatische Nystagmusanalyse	21
2	FRAGESTELLUNG	24
3	PROBANDEN.....	25
4	MATERIAL UND METHODEN	26
4.1	METHODEN	26
4.2	VIDEOOKULOGRAPHIE.....	27
4.2.1	Apparative Voraussetzung	27
4.2.2	Durchführung	27
4.3	THERMISCHE REIZUNG.....	28
4.3.1	Apparative Voraussetzung	28
4.3.2	Durchführung	29

4.4	OPTOKINETISCHE NYSTAGMUSPRÜFUNG.....	31
4.4.1	Apparative Voraussetzung	31
4.4.2	Durchführung	31
4.5	DREHPRÜFUNG.....	32
4.5.1	Apparative Voraussetzungen	32
4.6	BERECHNUNG DER AUFGEZEICHNETEN DATEN	33
4.6.1	Geschwindigkeit der langsamen Nystagmusphase	33
4.6.2	Handauswertung.....	33
4.6.3	Vollautomatische Nystagmusanalyse.....	34
4.6.3.1	Diskrete Nystagmusanalyse.....	34
4.6.3.2	Kontinuierliche Nystagmusanalyse.....	35
4.7	STATISTIK	36
4.7.1	Einfache lineare Regression.....	36
4.7.2	Betrachtung der Differenzen.....	36
4.7.3	t-Test.....	37
4.7.4	Bestimmung der Korrelation.....	37
5	ERGEBNISSE	38
5.1	NYSTAGMUSAUSWERTUNG KALORIK.....	38
5.1.1	Manuelle versus computergestützte kontinuierliche Nystagmus-Auswertung.....	38
5.1.2	Manuelle versus computergestützte diskrete Nystagmus-Auswertung	41
5.2	NYSTAGMUSAUSWERTUNG OPTOKINETIK.....	44
5.2.1	Manuelle versus computergestützte kontinuierliche Nystagmus-Auswertung für 15%sec.....	44
5.2.2	Manuelle versus computergestützte kontinuierliche Nystagmus-Auswertung für 30%sec.....	47
5.2.3	Manuelle versus computergestützte kontinuierliche Nystagmus-Auswertung für 45%sec.....	50
5.2.4	Manuelle versus computergestützte diskrete Nystagmus-Auswertung für 15%sec	53
5.2.5	Manuelle versus computergestützte diskrete Nystagmus-Auswertung für 30%sec	56
5.2.6	Manuelle versus computergestützte diskrete Nystagmus-Auswertung für 45%sec	59
5.2.7	Zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse	62

6	DISKUSSION	63
7	ZUSAMMENFASSUNG	66
8	LITERATURVERZEICHNIS	67
	ANHANG	73
I.	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	73
II.	TABELLENVERZEICHNIS	76
III.	DIAGRAMMVERZEICHNIS.....	76
IV.	ABKÜRZUNGEN.....	76
V.	LEBENS LAUF	77
VI.	DANKSAGUNG.....	79
VII.	ERKLÄRUNG AN EIDES STATT	80

1 Einleitung

1.1 Das Gleichgewichtsorgan

1.1.1 Die Bogengänge

Die Bogengänge sind oval geformte Kapillaren von 0,2 x 0,3mm Durchmesser, die mit Endolymphe gefüllt sind. Jeder Bogengang besitzt eine Erweiterung, die Ampulle. In ihr befindet sich eine in das Lumen ragende Leiste, die Crista Ampullaris. Sie trägt an ihrer Oberfläche ein Epithel, das die primären Sinneszellen mit ihren Sinneshärchen enthält. Die Ampulle wird von einer Membran aus Gallerte, der Kupula (Abb. 1), abgeschlossen. Sie befindet sich beweglich gelagert direkt auf der Crista Ampullaris, deren Sinneshärchen in sie hinein ragen.

Neben den 60-80 Steriocilien auf einer Rezeptorzelle hebt sich eine Cilie, das Kinocilium, hervor, das in seiner Länge dominiert.

Entsteht durch eine Bewegung des Kopfes eine Strömungsänderung der Endolymphe in dem Bogengang, der in der Ebene der Bewegung liegt, wird die Cupula scharnierartig über die Crista Ampullaris bewegt. Die Abscherung der Sinneshärchen ist der adäquate Reiz für die primären Sinneszellen und führt zu einer Drehempfindung. Somit enthält die Ampulle des Bogenganges das Drehbeschleunigungsmessgerät des Gleichgewichtsorgans.

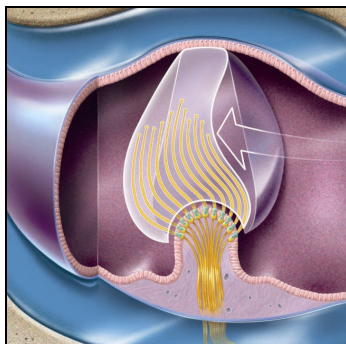


Abb. 1 : Die Kupula ist ein Beschleunigungsmessgerät. Das elektrische Resultat der Messung entspricht der Geschwindigkeit des Kopfes. (Abb. mit freundlicher Genehmigung von Hennig Arzneimittel)

Jeder Bogengang ist über das Axon des primären vestibulären Neurons und die vestibulären Kerne im Hirnstamm mit den Augenmuskelkernen so verbunden, dass die Reizung eines Bogenganges zu einer kompensatorischen Augenbewegung in derselben Ebene der Stimulierung führt. Die Augenmuskeln liegen ungefähr in derselben Ebene der Bogengänge, so

dass zum Beispiel die Richtung eines Spontannystagmus auf den betroffenen Bogengang Hinweis gibt (1). Zugleich existieren efferente Fasern, deren genaue Bedeutung noch nicht geklärt ist. Es wird eine Empfindlichkeitsänderung der Rezeptoren angenommen.

1.1.2 Die Otolithenapparate

Die Otolithenapparate Utriculus und Sacculus enthalten jeweils ein ovales Sinnesfeld, die Macula. Sie liegt als Macula Utriculi horizontal und steht als Macula Sacculi senkrecht zur Körperachse (Abb. 2). Das Neuroepithel der Macula ist dem der Crista Ampullaris ähnlich. Die Härchen der primären Sinneszellen (Cilien) reichen in eine gallertige Membran, die aus Mucopolisacchariden aufgebaut ist. Auf den Cilien der Otolithenapparate liegen feine Calcitkristalle. Eine Tangentialverschiebung der Otolithenmembran führt, wie bei der Cupula, zu einer Verschiebung der Sinneshärchen und damit zu einer Aktivierung oder Hemmung der Sinneszellen entsprechend der Bewegungsrichtung. Die Otolithenapparate stellen somit die Linearbeschleunigungsmessgeräte des Gleichgewichtsorgans dar und reagieren auf jede Änderung der Schwerkraft. Sie dienen der Erfassung geradliniger Translations- und Progressivbeschleunigung.

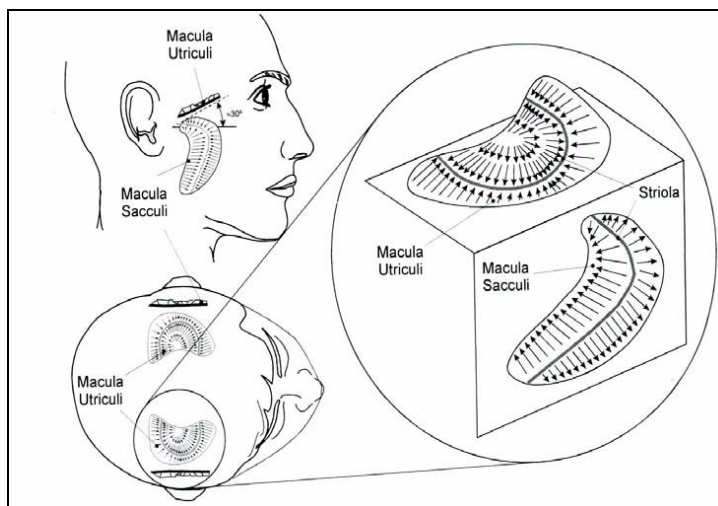


Abb. 2 : Lage und Anatomie von Macula Utriculi und sacculi mit spiegelsymmetrischer Anordnung der Haarzellen entlang der Lagena (Abb. aus Canalis und Lambert 2000)

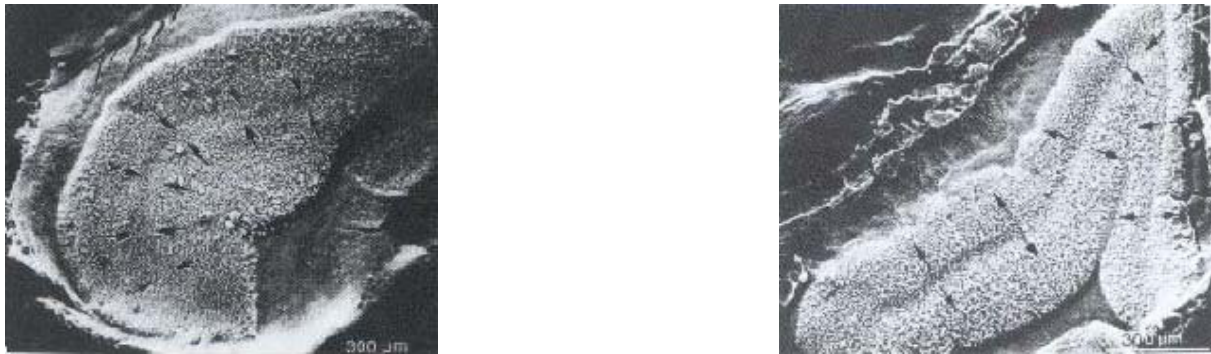


Abb. 3 : Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der Macula utriculi (links) und sacculi (rechts). Die Pfeile bezeichnen die Polarisierung der Kinozilien von der Striola weg (Abb. aus Scherer Das Gleichgewicht 1997)

1.2 Die zentrale Gleichgewichtsbahn und der vestibulookuläre Reflex (VOR)

Für eine effektive Gleichgewichtskontrolle sind zwei Hauptreflexe zuständig, der vestibulookuläre Reflex (VOR) und der vestibulo-spinale Reflex. Jede Kopf- oder Körperbewegung führt zu einer Beeinflussung der Gleichgewichtsorgane auf beiden Seiten des Kopfes und somit zu einer bidirektionalen Haarzellantwort. Dem ZNS werden also korrelierte aber unterschiedliche Informationen aus beiden Labyrinthen zugeleitet. Die Verrechnung dieser unterschiedlichen Eingänge bildet somit die Voraussetzung, die Körperbalance aufrecht zu halten, koordinierte Kopf- und Körperbewegungen durchzuführen und die Augen auf einen Punkt fixiert zu halten, wenn das fixierte Objekt oder unser Körper bewegt wird (2).

Die afferenten Nervenfasern des N. vestibularis verbinden das Neuroepithel der Crista ampullaris und der Macula staticae über das Ganglion vestibulare mit dem Vestibulariskerngebiet in der Rautengrube des Hirnstammes. Die hier entspringenden zweiten Neurone stellen Verbindungen zum Rückenmark, dem Kleinhirn, der Formatio reticularis und den Augenmuskelkernen her. Diese anatomische Anordnung ermöglicht die Erkennung jeder beliebigen Drehbewegung des Kopfes im 3-dimensionalen Raum und somit den vestibulookulären Reflex (VOR). Die optische Fixierung eines Objektes, auch bei Kopfbewegung, wird durch ein genaues Zusammenwirken des vestibulären Zentrums, der Augenmuskelkerne, des Kleinhirns und der Halsmuskulatur erreicht. Diese Koordination löst reflektorische Muskelbewegungen aus, die zur Erhaltung einer normalen Kopf-, Augen- und Rumpfstellung nötig sind. Der Körper kann somit über Muskelreflexe sein Gleichgewicht halten, seine Körperhaltung im Raum wahrnehmen und die Augen bei Bewegungsabläufen auf seine

Umwelt fixieren. Je besser die sensomotorische Leistung des VOR ist, desto geringer ist die retinale Bildverschiebung während einer Kopfbewegung.

Theoretische Modelle des vestibulookulären Systems helfen, die komplexen Bogengangs-Otolithen-Interaktionen bei willkürlichen Kopfbewegungen im Raum vorherzusagen und diese anhand experimenteller Untersuchungen zu prüfen (3).

1.3 Der Nystagmus

Der Nystagmus wird definiert als eintönige und rhythmische Bewegungen des Auges (4).

Wird der menschliche Körper gedreht oder geradlinig beschleunigt, kommt es bei dabei nicht bewegten Augen zu einer Verschiebung des Umweltbildes auf der Netzhaut und somit zu einer Unschärfe im Sehen. Das ZNS versucht diesem Phänomen entgegen zu wirken, in dem es die Augen entgegen der Beschleunigungsrichtung bewegt. Dadurch soll das Bild in der Fovea, dem Bereich des schärfsten Sehens auf der Netzhaut, gehalten werden. Das Gleichgewichtsorgan misst die Geschwindigkeit der Kopfbewegung und sendet seine Informationen an das Gleichgewichtskerngebiet. Von dort wird es zu den Augenmuskelkernen geleitet, welche eine kompensatorische Gegenbewegung der Augen durch eine Innervation der motorischen Augenmuskeln bewirken. Liegt eine so schnelle Kopfdrehung vor, die die kompensatorische Gegenbewegung der Augen übersteigt, so werden die Augen in einer schnellen, kaum wahrnehmbaren reflektorischen Ruckbewegung zurückgestellt. Die ursprüngliche Gegenbewegung der Augen kann danach bis zur nächsten reflektorischen Rückstellung der Augen wieder erfolgen. Es liegen bei der Drehbewegung eines Körpers somit zwei Bewegungskomponenten vor:

- a) eine *langsame*, von der Kopfbewegung ausgelöste und ihrem Tempo entsprechende, aber entgegen gerichtete *Komponente* mit Geschwindigkeiten bis ca. 100°/s, und
- b) eine *schnelle Komponente*, d.h. eine der Kopfbewegung gleichgerichtete, reflektorische Rückstellbewegung mit Geschwindigkeiten bis ca. 700°/s.

Diese Art der Augenbewegung wird Nystagmus genannt. Er entsteht durch einen reflektorischen Vorgang und ist somit unwillkürlich. Seine Richtung wird durch die Richtung der schnellen Komponente bestimmt. Das Erscheinungsbild des Nystagmus kann man als Sägezahnform beschreiben. Ungefähr 50 verschiedene Nystagmusarten wurden bisher

beschrieben (4). Die Unterschiede der Nystagmusarten basieren auf den Einteilungen nach der Form, der Richtung, der Geschwindigkeit, der Amplitude, der Dauer und der Intensität.

Wird ein Nystagmus durch Kopfbewegungen, experimentelle Reize am Gleichgewichtsorgan oder durch Erkrankungen im Gleichgewichtssystem verursacht, spricht man von vestibulärem Nystagmus. Er ist unwillkürlich, da er Folge eines reflektorischen Vorganges ist.

Die Haupteigenschaft des vestibulären Nystagmus ist eine kurze Reaktionszeit von unter 16ms. Sie ermöglicht es schnelle Augenbewegungen zu koordinieren, um schnelle Kopf- oder Körperbewegungen kompensieren zu können (5).

Die Bedeutung des vestibulären Nystagmus für das tägliche Leben erkennt man am besten an Patienten, denen dieser Reflex durch Erkrankungen ihrer Gleichgewichtsorgane verloren gegangen ist. Bei diesen Patienten führen die Mikrobewegungen des Herzschlages dazu, dass ein stabiles Abbild der Umwelt auf der Retina nicht zustande kommt.

1.3.1 Spontannystagmus

Frenzel definiert einen Spontannystagmus als einen Nystagmus, der wirklich spontan und ohne weiteres Zutun vorhanden ist. Er ist gekennzeichnet durch die rhythmische Abfolge langsamer und schneller Augenbewegungen, wobei die Richtung des Nystagmus nach seiner schnellen Komponente benannt wird. Ein auftretender Spontannystagmus bei Patienten mit Gleichgewichtsstörungen deutet auf eine vestibulo-okuläre Dysfunktion hin. Ein latenter Spontannystagmus kann durch unspezifische Provokationsmaßnahmen aufgezeigt werden. Dazu zählt man Kopfschütteln, Körperlagerung, aber auch alle anderen Reize, die unspezifisch die Vigilanz erhöhen (6). Der spontan vorhandene oder durch Provokationsmaßnahmen auslösbare Nystagmus spiegelt ein pathologisches Ungleichgewicht der neuronalen Aktivität in den Vestibulariskernen und/oder in den okulomotorischen Kernen wider. Diese Ursache kann peripher oder zentral liegen.

Ein Spontannystagmus kann allerdings auch bei völlig gesunden Menschen auftreten und gilt in diesen Fällen als physiologisch. Diese Art physiologischer Spontannystagmus wird nur bei nystagmographischer Registrierung in völliger Dunkelheit sichtbar und unterscheidet sich daher eindeutig von einem pathologischen Nystagmus (7). Die Ursache dieser Nystagmusart ist nicht bekannt.

Ein weiteres zu beurteilendes Kriterium ist die Richtung des Nystagmus. Wegen der besseren Erkennbarkeit wird diese nach der Richtung der schnellen Phase bezeichnet. Ein Nystagmus

kann in der frontalen Ebene rein horizontal, rein vertikal, rein rotierend, rein horizontal rotierend, diagonal und in der anterior-posterioren Ebene schlagen. Nur in seltenen Fällen kann aus der Schlagrichtung des Nystagmus auf den Läsionsort geschlossen werden. Bei einer peripher-vestibulären Läsion schlägt der Nystagmus in der Ebene des ausgefallenen Bogenganges, bei einer Erkrankung des gesamten Vestibularapparates einer Seite ergibt sich summarisch ein horizontal-rotatorischer Nystagmus.

Als signifikant wird ein Spontannystagmus dann betrachtet, wenn aufeinander folgende Nystagmen für die Dauer von mindestens 30 sec aufgezeichnet oder beobachtet werden können (8) (9) (10) (11).

1.3.2 Akuter einseitiger Funktionsverlust des Gleichgewichtsorgans

Normalerweise senden die afferenten Nervenfasern der Otolithenapparate und der Bogengänge beider Gleichgewichtsorgane einen gleichmäßigen und tonischen Signalstrom in das Gleichgewichtskerngebiet. Eine Asymmetrie dieses Grundtonus irgendwo in den peripheren und zentralen Nervenbahnen führt zu einem Schwindelgefühl. Schnelle Kopfbewegungen lösen generell ein Schwindelgefühl beim Menschen aus, da sie die Seitendifferenz der neuronalen Aktivität besonders hervorheben (12). Im Falle eines einseitigen Funktionsverlustes eines Gleichgewichtsorgans kommt es zu einer Senkung der Spontanaktivität im Gleichgewichtsnerv der betroffenen Seite und daraus resultierend zu einer Abnahme des afferenten Informationsstromes zum Gleichgewichtskerngebiet. Daraus resultieren Symptome wie Spontannystagmus und eine Abnahme der vestibulären Reaktion in der Dynamik (13).

Eine Seitendifferenz der neuronalen Aktivität, wie sie bei physiologischen Drehbeschleunigungen auftritt, findet dadurch statt. Diese Seitendifferenz setzt sich bis zu den Augenmuskelkernen fort und es kommt zu einem ipsilateralen Augenmuskeltonus. Die Augen werden synchron aus der Mittelstellung langsam zur kranken Seite gezogen (langsame Phase des Nystagmus) und stellen sich dann ruckartig zurück (schnelle Phase des Nystagmus). Die schnelle Phase des Nystagmus ist immer zur gesunden Seite gerichtet.

Über die Ätiologie der Erkrankung weiß man noch zu wenig. Neben Entzündungen, vaskulären Störungen, toxischen Einwirkungen und Traumen muss auch mit Störungen biochemischer Prozesse gerechnet werden.

1.3.3 Kompensationssysteme

Wenn die Störung ausschließlich peripher ist, kann der Körper eine Kompensation von Symptomen und Beschwerden zentral durchführen (13). Hierbei wirken verschiedene Systeme zusammen.

1. Das efferente vestibuläre System scheint die Empfindlichkeit der primären vestibulären Sinneszellen im Innenohr zu verändern. Im Verlauf der Kompensation tritt aller Wahrscheinlichkeit nach eine Drosselung der Erregbarkeit der primären vestibulären Sinneszellen der Gegenseite ein. Eine Verminderung der Seitendifferenz ist die Folge und die Beschwerden nehmen ab.
2. Das okulomotorische System speist seine Informationen im Rahmen der zentralen Kompensation vermehrt in die Haltungsregulation der Körpermuskulatur ein. Weiterhin kann das okulomotorische System dahingehend trainiert werden, dass ein auftretender Spontannystagmus durch Fixationsübungen unterdrückt wird.
3. Das somatische System wird verstärkt zur Gleichgewichtsregulation herangezogen, wenn die afferenten Informationen aus den Gleichgewichtsorganen das Gleichgewichtskerngebiet nicht mehr erreichen. Durch Balanceübungen kann dieses System trainiert werden.

STADIUM	DEFINITION	CHARAKTERISIERENDES SYMPTOM
Grad 0	keine Kompensation	Keine Änderung der Symptome
Grad I	Kompensation ist mangelhaft	Spontannystagmus unter Leuchtblinde
Grad II	Kompensation ist fortgeschritten	Spontannystagmus nur im ENG sichtbar
Grad III	Kompensation ist befriedigend	Kopfschüttelnystagmus
Grad IV	Kompensation ist komplett	Kein Symptom außer Seitendiff. der kalorischen Erregbarkeit

Tab. 1 : Einteilung der Nystagmusstadien

1.3.4 Therapie akuter peripher-vestibulärer Funktionsstörungen

Eine akute peripher-vestibuläre Funktionsstörung wird in mehreren Stufen behandelt. Symptomatisch wird ein starker Schwindel medikamentös behandelt bis er keine Übelkeit mehr

hervorrufen (14). Die kausale Therapie versucht die Ursache des Funktionsausfalles medikamentös oder operativ zu beseitigen. Die funktionelle Therapie sieht eine Beschleunigung der zentralen Kompensation durch das Trainieren der vestibulären Restfunktionen und seiner Ersatzsysteme vor. Dieses Training sollte sofort nach Abklingen des Übelkeitsgefühls begonnen werden. Viele der Übungen lösen einen erneuten Schwindel aus, der als nötiger Stimulus für die Kompensation betrachtet werden muss (14).

1.3.5 Definition des Nystagmus als Meßgröße

Ein Nystagmus ist der sichtbare Ausdruck eines physiologischen Regelmechanismus des Körpers, durch den Drehbewegungen des Kopfes durch gegengerichtete Augenbewegungen kompensiert werden. Dieser Mechanismus kommt bei allen Lebewesen mit beweglichen Augen vor. Er ist ein vestibulookulärer Reflex (VOR) (15).

1.3.6 Diagnostische Untersuchungsmethoden

Die Begutachtung von Gleichgewichtsstörungen gehört zu den schwierigsten Aufgaben des Hals-Nasen-Ohren- und des neurologischen Fachgebietes (15). Eine wichtige Voraussetzung zur Interpretation vestibulärer Augenbewegungsstörungen ist ein anatomisch-physiologisches Verständnis des vestibulären Systems (16;17). Zur Beurteilung der Gleichgewichtsstörungen kommen orientierende Untersuchungsverfahren, wie die Fingeruntersuchungen der Augenmotilität und Augenkoordination, der Abdeck- und Aufdecktest und die Leuchtbrillenuntersuchung, oder verschiedene Provokationsmanöver, wie das Kopfschüttelmanöver und rasche passive Kopfwendungen (18) in den Kanalebene zum Einsatz. Mit ihnen wird versucht, Erkrankungen im Vorfeld groß angelegter messtechnisch und zeitlich aufwendiger Untersuchungen aufzuspüren. In den letzten Jahren ist man zudem immer stärker dazu übergegangen, Videosysteme für die Nystagmusanalyse einzusetzen (19) (20) (21). Eine Vielzahl von Untersuchungsverfahren können bei klinischen Gleichgewichtsuntersuchungen benutzt werden. Da bei der Diagnostik von Gleichgewichtsstörungen nur selten die zugrunde liegende Erkrankung anhand eines Befundes gefunden wird, kommen experimentelle Gleichgewichtsprüfungen zum Einsatz. Drei

bedeutende Prüfungsmethoden für die klinischen Untersuchungen stellen die thermische Untersuchung des Gleichgewichtsorgans (22), die okulomotorische Untersuchung (Optokinetik) und die Drehprüfung (Pendelstuhl) dar. Die oft schwierigen Untersuchungen, mangelhafte Reproduzierbarkeit von Untersuchungsergebnissen, Probleme bei der Bewertung der Befunde und die subjektiven Empfindungen der Patienten machen die Begutachtung äußerst schwierig. Es gilt technische Möglichkeiten zu entwickeln und auf ihre Praxistauglichkeit zu untersuchen, die dem HNO-Arzt eine Vereinfachung des Untersuchungsherganges, eine verlässliche Reproduzierbarkeit und Bearbeitung von Untersuchungen erlauben.

1.3.7 Thermische Untersuchungen des Gleichgewichtsorgans

Die thermische Reizung ist eine der wichtigsten klinischen Untersuchungsmethoden. (23) (24) (25) (26) (27). Jedes Gleichgewichtsorgan kann einzeln auf seine Funktionstüchtigkeit geprüft werden. Der hierfür gesetzte Reiz ist, im Gegensatz zu den in dieser Studie ebenfalls durchgeführten Prüfungen, unphysiologisch.

Bei der Spülung des äußeren Gehörganges treten thermische Reaktionen auf. Diese äußern sich als Schwindel, Fallneigung zur gespülten Seite und Nystagmus. Die Auslöser der Symptome wurden in den letzten Jahrzehnten immer wieder diskutiert. Bárány ging seiner Zeit von einer weitgehend ungehinderten Endolymphströmung im Bogengang und entlang der Cupula aus. Er postulierte eine temperaturabhängige und unter dem Einfluss der Schwerkraft stehende Strömung (Konvektion) im Bogengang aufgrund einer Dichteänderung der Endolymph nach umschriebener Temperaturänderung (28) (29). Dieser Effekt ist von der so genannten Optimumstellung des Bogenganges abhängig. Bei der ersten Spacelab Mission 1983 wurde jedoch nachgewiesen, dass auch in Schwerelosigkeit die Auslösung eines Nystagmus möglich ist, obwohl hier keine Thermokonvektion existiert. Es müssen also noch andere Auslösemechanismen existieren. Von Baumgarten et al (30) zeigten an Versuchen mit Tauben, dass ein mit dem kalorischen Nystagmus identischer Augenausschlag allein durch Veränderung des hydrostatischen Druckes im horizontalen Bogengang erzeugt werden kann. Dies bestätigten auch Havada et al (31). Sie zeigten, dass durch Dichteänderung und eine damit verbundene Änderung des hydrostatischen Druckes die Entladungsraten der Sinneszellen der Ampullen beeinflusst werden können. Die größte Wahrscheinlichkeit wird heute der direkten Wirkung von Kälte und Wärme auf das Sinnesepithel zuerkannt. Dies gilt

besonders seitdem bekannt ist, dass vestibuläre Sinneszellen unter veränderten Temperaturbedingungen ihre Lage ändern können (32).

Die thermische Prüfung dient, bedingt durch die räumliche Anordnung, in erster Linie der Funktionstestung der horizontalen Bogengänge. Die Untersuchung erfolgt mit warmem Wasser (44°C) oder kaltem Wasser (30°C), wobei der Patient sich in sitzender Position befindet. Bei Trommelfeldefekten kann auch auf ein geschlossenes System in Form eines in den Gehörgang eingeführten Latexballons zurückgegriffen werden (6) (33).

Die Augen bewegen sich nach der Spülung mit heißer Luft schnell zur gereizten Seite und bei Reizung mit kalter Luft zur kontralateralen Seite und stellen sich dann mit einer langsamen Bewegung zurück.

1.3.8 Okulomotorische Untersuchungen

Durch die Prüfung der Okulomotorik können die zentral verarbeitenden vestibulären Zentren, die mit dem visuellen System in Verbindung stehen, beurteilt werden (34).

Pathologische Befunde des okulomotorischen Systems findet man bei Läsionen im Bereich des Auges und der Augenmuskeln, des Cerebellums, der Pons, des Mesencephalons und des Stammhirns oder auch höher gelegener Hirnabschnitte (35).

Reizung der peripheren Retina mit bewegten Objekten bis zu 40°/s führen zu einer langsamen Blickfolge ohne Sakkadierung. Beim Gesunden ist der Quotient aus Augenbewegung und Objektbewegung bis zu einer Geschwindigkeit von etwa 40-60°/s und einer Frequenz von etwa 1Hz gleich 1. Ist die Geschwindigkeit größer, entstehen Auffangsakkaden. Diese treten im pathologischen Fall schon ab 35°/s auf (6).

Ein Nystagmus kann also auch dann provoziert werden, wenn sich Kopf und Körper in Ruhe befinden und die Augen bewegte Bilder verfolgen. Dem Probanden wird ein bewegtes Umfeld simuliert. Der Reiz besteht aus sich bewegenden schwarzen und weißen Streifen, welche reflektorisch eine Folgebewegung der Augen bewirken, die wiederum von einer schnellen Rückstellbewegung gefolgt sind. Es entsteht also unwillkürlich ein so genannter optokinetischer Nystagmus. Diese Art des Nystagmus kann beispielsweise ausgelöst werden, indem ein Proband vor einer mit vertikalen Streifen versehenen rotierenden Trommel sitzt (36).

Im Gegensatz zum vestibulären Nystagmus, welcher nur durch Beschleunigung oder experimentelle Reizung des Gleichgewichtsorgans ausgelöst werden kann, reagiert das optokinetische System auch auf Bewegungen mit konstanter Geschwindigkeit. Es adaptiert und

habituert nicht. Die Testung des optokinetischen Nystagmus wird traditionell zur Diagnostik von Erkrankungen des zentralen Nervensystems genutzt (37-41).

1.3.9 Drehprüfungen

Die Drehstuhl-Prüfung ist ein physiologischer Test der Funktionsfähigkeit des horizontalen VOR. Sie ermöglicht zusammen mit der thermischen Prüfung eine detaillierte Aussage über die Bogengangsfunktion.

Der kontrollierte Reiz der verwendet wird, versucht die langsame Drehbeschleunigung nachzuahmen, die während des Stehens und Gehens zustande kommt. Bei der Drehpendelprüfung erfolgen sinusförmige, horizontale Drehpendelbewegungen alternierend nach links und rechts. Die während der Drehprüfung aufgezeichneten Augenbewegungen setzen sich aus zwei Phasen zusammen, einer langsamen und einer schnellen Phase. Die langsame Phase kennzeichnet die Fixation während der Rotation und die schnelle Phase stellt das Auge in die Ausgangsposition zurück. Die Aktivität des Gleichgewichtsorgans wird durch die langsame Phase wiedergespiegelt. Wo hingegen die schnelle Phase ausschließlich innerhalb des zentralen Nervensystems erzeugt wird. Dadurch hat sich mit der Untersuchung der Verbindung dieser Phasen eine weitere Möglichkeit der Funktionsprüfung des vestibulo-okulären Reflexes und seiner zentralen Kontrolle eröffnet. Es hat lediglich den Nachteil, dass beide labyrinthären Systeme gleichzeitig gereizt werden. Dieser Nachteil ist aber auch ein Vorteil, da hier die Fähigkeit, wie beide Labyrinth über das ZNS zusammenarbeiten, geprüft werden kann. Die Drehstuhl-Prüfung liefert zusätzliche Informationen im Vergleich zur kalorischen Prüfung, vor allem über die Stadien der Zentralkompensation eines unilateralen, peripher vestibulären Defizits (15;42-44).

Zur klinischen Diagnostik wird ein motorbetriebener Stuhl eingesetzt. Der automatische Drehstuhl führt, durch einen elektronisch gesteuerten Motor angetrieben, eine rotatorische Pendelbewegung um seine senkrechte Achse durch. Über ein Bedienelement können die Winkelgeschwindigkeit, die Anzahl der Pendelbewegungen und der Auslenkungsgrad vorgegeben werden. Alle drei Werte werden elektronisch verrechnet und an den Motor weitergeleitet. Die Trägheit der Endolymphe in den Bogengängen der auf dem Stuhl befindlichen Person während der Beschleunigungsphase reizt die Kupula und es wird ein Nystagmus ausgelöst.

1.4 Registriermethoden von Augenbewegungen

Die sehr häufig verwendeten Verfahren zur Beobachtung der Augenbewegungen ohne Hilfsmittel oder mit der Lupenbrille nach Frenzel stellen lediglich subjektive Beobachtungsmethoden dar. Sie sind nicht reproduzierbar oder vergleichbar, so wie das aus wissenschaftlicher Sicht bei gutachterlichen Fragestellungen oder für die klinische Routine und Dokumentation gefordert wird. Aus diesem Grund wurde die Elektronystagmographie entwickelt und stand rund 50 Jahre im Vordergrund der Registriermethoden. Sie galt viele Jahre als bewährte Methode für die Registrierung von Augenbewegungen (45). Dabei werden die Dipoleigenschaften des Auges genutzt. Die Ladungsverteilung im Bereich der Kornea ist mehr positiv und im Bereich der Retina befinden sich mehr negative Ladungsträger. Durch die Registrierung der bei Augenbewegungen auftretenden Spannungsveränderungen und deren entsprechende Verstärkung ist es möglich, horizontale und vertikale Augenbewegungen zu erfassen. Durch eine vorangegangene Eichung wird auch eine Quantifizierung möglich. Diese Methode lässt allerdings keine Aufzeichnung rotierender Augenbewegungen zu.

Seit ungefähr 15 Jahren steht eine weitere Registriermethode zur Verfügung. Hierbei handelt es sich um die Videookulographie. Die Ableitung erfolgt mittels kontaktloser Videokamera der Position der dunklen Pupille des Auges. Mit ihr sollen einige Probleme der EOG gelöst werden (46) (20).

So ist es durch die Videookulographie unter anderem möglich geworden, torsionale Augenbewegungen zu registrieren. Eine Untersuchung der Otholithenapparate, die für diese Art der Augenbewegungen mitverantwortlich sind und auf die schon Bárány und Frenzel hingewiesen haben, ist mit der Videookulographie ebenfalls möglich geworden.

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die digitale Archivierbarkeit der originalen Augenbewegungen. Ein Vorteil gegenüber allen anderen Methoden.

Bei der Videookulographie kommen Helme oder Masken zum Einsatz, welche mit Sensoren zur Messung der Kopfbeschleunigung in allen drei Ebenen des Raumes ausgestattet sind. Gleichzeitig werden die Augenbewegungen durch Infrarotleuchtdioden einer Videokamera registriert. Aus diesen Daten werden die Augenbewegungen in den Ebenen horizontal und vertikal errechnet, woraus sich die Qualität des vestibulären Reflexes bestimmen lässt. Die Signale können zur Dokumentation durch einen Videorekorder aufgenommen oder in digitaler Form auf einem Rechner abgespeichert werden.

Eine dritte Ableitungsmöglichkeit liefert die Infrarotokulographie. Sie erfolgt mit einem kontaktlosen Array von lichtempfindlichen Dioden, die die Position der Grenze zwischen der

dunklen Pupille und der helleren Iris des Auges ableitet (47). Die Differenz des Ausgangs dieses Arrays wird benutzt, um eine Differenzspannung zu bilden, die der Drehung des Auges entspricht. Wegen technischer Begrenzung ist dieses Ableitungssystem auf eine Augenbewegungsamplitude von 20 Grad in der horizontalen und 15 Grad in der vertikalen Richtung limitiert.

Im Jahr 2002 stellten Clarke, Ditterich und Druen et al. einen CMOS-Sensor zur so genannten 3-Dimensionalen Erfassung von Augenbewegungen vor (48). Dabei wird die Rotation des Auges aufgezeichnet. Genau genommen handelt es sich somit nicht um die 3. Dimension.

1.5 Nystagmusanalysemethoden

1.5.1 Geschwindigkeit der langsamen Nystagmusphase

Seit Anfang des 19. Jahrhunderts ist bekannt, dass die Geschwindigkeit der langsamen Nystagmusphase (GLP) eng mit der Auslenkung der Kupula und damit direkt mit dem vestibulären Reiz korreliert. Außerdem steht die GLP in Abhängigkeit zur Nystagmusamplitude (49). Die GLP ist somit der Standardparameter in der Nystagmographie. Er kann nur bei der Registrierung des Nystagmus bestimmt werden.

Kommen keine halb- oder vollautomatischen Nystagmusanalysen zum Einsatz, die die gesamte vestibuläre Reaktion auswerten, empfiehlt es sich, festgelegte Zeiträume zur Auswertung heran zu ziehen (15). Diese variieren je nach Art der Reizung. Für die Kalorik empfiehlt sich die 60.-70. Sekunde nach Spülbeginn oder noch genauer der Zeitraum von 10 s am Maximum der Reaktion. Bei der optokinetischen Reaktion genügen bei Reizung mit konstanter Geschwindigkeit 3 Nystagmusschläge.

Für die Drehpendelprüfung empfiehlt sich ein Zeitraum von 10s in der 2.Hälfte der Beschleunigungsphase. Sollten benachbarte Nystagmusschläge eine sehr unterschiedliche GLP aufweisen, müssen entsprechend mehr Schläge ausgewertet und daraus der Mittelwert gebildet werden. Grundvoraussetzung für die Berechnung ist eine horizontale Grundlinie der Ableitung. Eine ansteigende Linie, auch als Drift bezeichnet, verstärkt die GLP, wo hingegen eine fallende sie verringert. Da die GLP stark mit dem vestibulären Reiz korreliert und leicht zu bestimmen ist, stellt sie einen beliebten Parameter der Nystagmographie dar. Trotzdem gelten hier einige Einschränkungen. So ist zum Beispiel die GLP in starkem Maße vom Wachheitsgrad des zu testenden Patienten abhängig. Bei Müdigkeit sinkt die GLP weit ab. Auch bei einem sich

schnell ändernden Reiz, wie z.Bsp. der Stopp aus einer Drehung oder ein schneller Pendelreiz, stellt die GLP allein nicht den geeigneten Parameter dar. Hier ist ein Hinzuziehen der Amplitude notwendig, um die maximale Kupula-Auslenkung wiedergeben zu können.

1.5.2 Manuelle Nystagmusanalyse

Bei der manuellen Nystagmusanalyse werden die Amplitude, die Frequenz, die Dauer und die Geschwindigkeit der Nystagmusphasen zur Befundung erhoben (50).

Die langsame Nystagmusphase ist leicht mit Lineal und Bleistift zu bestimmen. Voraussetzung dazu ist eine Eichung der Augenbewegung. Hierbei ist eine biologische Eichung anzustreben, da die Winkelgrade der Augenbewegung direkt mit dem aufgezeichneten Ausschlag in Millimetern übereinstimmen.

Bei der manuellen Nystagmusanalyse wird die langsame Phase des Nystagmus auf dem Papier verlängert und ihre Schnittpunkte A und B werden mit zwei Senkrechten a und b markiert (Abb. 4). Durch den Schnittpunkt A wird eine Horizontale gelegt und ihr Schnittpunkt mit der Senkrechten b wird mit C bezeichnet. Die Strecke B-C dividiert durch die Strecke A-C entspricht dann dem Winkel der Augenbewegung pro Sekunde (15).

$$\text{GLP} = \text{Strecke (B-C)} / \text{Strecke (A-C)}$$

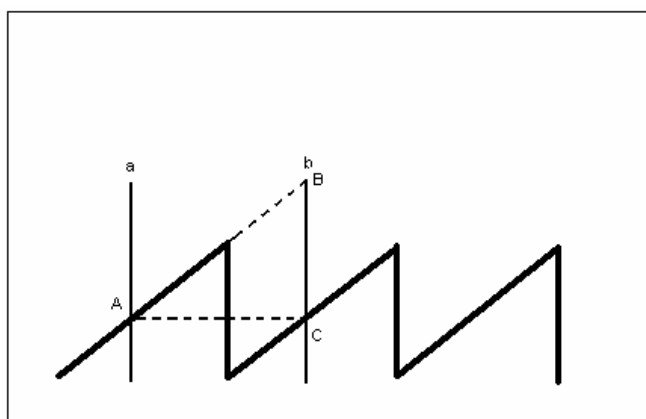


Abb. 4: Berechnung der GLP (Abb. aus Scherer Das Gleichgewicht 1997)

1.5.3 Halbautomatische Nystagmusanalyse

Voraussetzung für den klinischen Einsatz eines Analyseprogramms ist die Möglichkeit einer ähnlich genauen und zuverlässigen Bestimmung der einzelnen Nystagmusparameter wie bei der manuellen Auswertung. Die Hauptschwierigkeit stellt dabei die exakte Erkennung der einzelnen Nystagmusschläge dar. Bei den halbautomatischen oder interaktiven Verfahren zur Nystagmusanalyse, unter anderem von Scherer et al. (51) bzw. Anzaldi et al. (52) vorgestellt, treten diese Probleme nicht auf. Für diese Art der Analyse werden hauptsächlich die Umkehrpunkte des Nystagmus herangezogen. Die aufgezeichneten Kurven werden digitalisiert und zur Bearbeitung auf einem Monitor eingelesen. Die Umkehrpunkte können so mit einer Maus markiert werden und dienen als Basis für die Berechnung der verschiedenen Nystagmusparameter. Die halbautomatischen Systeme, bei denen der Untersucher jeden Nystagmusschlag identifizieren und ausmessen musste, erwiesen sich aber als zu aufwendig für den klinischen Alltag (53) (51) (54).

1.5.4 Vollautomatische Nystagmusanalyse

In den letzten 20 Jahren hat man sich verstärkt darauf konzentriert, vollautomatische Nystagmusanalyse - Verfahren zu entwickeln. Die Voraussetzung für die rechnergestützte Nystagmusanalyse ist auch hier die Digitalisierung des Nystagmussignals und die Nystagmuserkennung analog dem Vorgehen bei der so genannten manuellen Nystagmusanalyse. Die Verfahren basieren auf verschiedenen Algorithmen die zur Auswertung der Nystagmuskurven herangezogen werden. Diese Analysemethoden weisen einen hohen Grad an Genauigkeit auf, sind dabei allerdings unterschiedlich zuverlässig. Problematisch sind vor allem schwierige, Artefakt beladene Nystagmuskurven. Das Erkennen und Herausrechnen von Artefakten aus der erhobenen Datenmenge durch die digitalen Analyseprogramme stellt die größte Herausforderung dar und ist gleichzeitig von größter Bedeutung (55). Das erste vollautomatische analoge Analysesystem wurde von Torok und Nykiel 1962 vorgestellt (56). Mit ihrer Methode konnten allerdings nur einzelne Parameter errechnet werden. Andere analoge Systeme basieren auf der von Henriksson entwickelten Methode zur Erkennung der langsamen Phase (57)(58)(59). Sie führten eine Analogfilterung und Differenzierung des Messsignals durch, waren aber nur unter optimalen Ableitbedingungen in der Lage, ein zuverlässiges Ergebnis zu liefern. Das erste vollautomatische digitale System wurde von Herberts et al. (60)

beschrieben. Mit der rechnergestützten Analyse können die Nystagmusparameter umfassend analysiert und bei bestimmten Untersuchungen in Beziehung zu den Reizparametern gesetzt werden (61).

Ein zweistufiges System, vorgestellt durch Wortmann 1983, besteht aus einer Mustererkennung und einer Selektionsstufe. Dabei sucht die Mustererkennung nach Dreiecken beliebiger Form und in der Selektionsstufe wird geprüft, ob bestimmte Bedingungen erfüllt werden und ein gültiger Nystagmus vorliegt. Bedingt durch diese feste Vorgabe der zu erfüllenden Kriterien scheint der Algorithmus nicht flexibel genug, um den gesamten Dynamikbereich von Nystagmusreaktionen abzudecken.

Der von Keck 1983 vorgestellte und in den folgenden Jahren ständig weiterentwickelte Algorithmus arbeitet nach dem Prinzip der Minimum-Maximum-Suche (62). Dabei wird die Entscheidung darüber, ob ein gültiger Nystagmusschlag dargestellt wird, an Hand von zwei Kriterien getroffen. Das 1. Kriterium stellt die Dauer der langsamen Nystagmusphase dar. Sie muss wenigstens 100ms betragen. Das 2. Kriterium ist die Geschwindigkeit der schnellen Nystagmusphase, die wiederum in einem bestimmten Verhältnis zur Geschwindigkeit der langsamen Nystagmusphase stehen muss. Durch den hier angewandten Algorithmus ist das Erkennen von schnellen Phasen innerhalb langsamer Phasen möglich.

1988 stellen Juhola und Pyykkö (63) ein Programm vor mit dem sich eine Glättung und Analyse der Augengeschwindigkeit durchführen lassen. Die eingehenden Signale werden dabei in 20ms lange Abschnitte aufgeteilt und die Augengeschwindigkeit wird innerhalb dieser Intervalle nach der Methode der kleinsten Quadrate bestimmt.

Allum et al. stellten 1989 eine weiterentwickelte Version des Programms MITNYS II von 1975 (61), das Analysesystem TENA IV (64), vor. Die Datenerfassung ist mit einer Abtastfrequenz von 100 Hz vorgegeben. Das Programm versucht, schnelle Nystagmusphasen mit Hilfe von 3 berechneten Schätzwerten (α , β , ψ) für die Augengeschwindigkeit zu erkennen.

Wie auch dieses Analyseprogramm arbeiten die anderen Programme ebenfalls mit fest vorgegebenen Abtastfrequenzen von 100 Hz. Im Wesentlichen sind sie für die Echtzeitanalyse im Routinebetrieb der Gleichgewichtsdagnostik entwickelt worden. Für die Analyse von Daten aus Videobildern der Augenbewegung und auch für wissenschaftliche Zwecke benötigt man allerdings eine jeweils angepasste Abtastfrequenz (65).

Die Firma SMI SensoMotoric Instruments GmbH stellt 1996 ein weiteres vollautomatisches Analyse-Programm vor. Die Software bietet dabei 2 verschiedene Herangehensweisen an. Zum einen können die aufgezeichneten Daten mittels einer diskreten Methode ausgewertet werden. Dabei wird nach „sägezahn-ähnlichen“ Nystagmus-Bewegungsformen des Auges gesucht. Zusätzlich werden mehrere Formkriterien, wie die minimale Beschleunigung während der

Umkehrphase, die minimale Amplitude, die maximale Geschwindigkeit und die maximale Dauer der langsamen Phase zur Erkennung eines gültigen Nystagmus genutzt.

Zum anderen bietet das Programm die Möglichkeit, nach der so genannten kontinuierlichen Methode auszuwerten. Dabei wird die Geschwindigkeit des Auges zu jedem Zeitpunkt ermittelt und somit eine kontinuierliche, vestibulär-okulomotorische Reaktion untersucht. Sobald die Geschwindigkeit des Auges einen maximalen Geschwindigkeitswert übersteigt, wird der Beginn einer schnellen Phase und nach Unterschreiten eines minimalen Geschwindigkeitswertes ihr Ende erkannt. Die Ermittlung der Geschwindigkeit der langsamen Phase erfolgt aus der zeitlichen Glättung der ermittelten Geschwindigkeit außerhalb von erkannten Sakkaden.

Es ist bisher unklar, welche der beiden Analyse-Methoden in ihrer Genauigkeit dem Goldstandard, der Handauswertung, am nächsten kommt.

2 Fragestellung

In dieser Arbeit sollen zwei Nystagmusanalysemethoden, die im 2D-VOG-System der Firma SMI integriert sind, mit der Handauswertung der provozierten Nystagmen verglichen werden. Bei diesen zwei Methoden handelt es sich um von einander unabhängige Verfahren, die kontinuierliche Nystagmusanalyse und die diskrete Nystagmusanalyse.

Als Nystagmusauslöser dienen dabei der optokinetische Reiz mit vertikalen Streifen, der kalorische Reiz mit einer beidseitigen Warmspülung von 44°C und der Drehpendelreiz. Als Vergleichswert wird die Geschwindigkeit der langsamen Nystagmusphase (GLP) herangezogen.

Folgende Fragen möchte diese Arbeit beantworten:

- Wie stark weichen die durch die kontinuierliche Nystagmusanalyse ermittelten GLP-Werte von denen durch die Handauswertung ermittelten ab?
- Wie stark weichen die durch die diskrete Nystagmusanalyse ermittelten GLP-Werte von denen durch die Handauswertung ermittelten ab?
- Weichen die beiden automatischen Analysemethoden in ihrer Genauigkeit voneinander ab?
- Sind die Analysemethoden in ihrer Genauigkeit abhängig von der Art der Reizauslösung?
- Stellen die verglichenen Analysemethoden für die Praxis eine Alternative zur Handauswertung dar?

3 Probanden

An den Untersuchungen nahmen 30 Probanden teil. Es wurden 17 Männer und 13 Frauen untersucht. Das Durchschnittsalter betrug 33,3 Jahre. Davon waren 6 Probanden, jeweils 3 Frauen und 3 Männer, über 50 Jahre alt.

Gemäß des ethischen Standards der Helsinki-Deklaration 1964 wurden alle Probanden um ihre Einwilligung gebeten, an der Studie teilzunehmen.

Es wurden ausschließlich gesunde Personen zu dieser Studie zugelassen. Keiner der Probanden wies anamnestisch und bei der Spontannystagmusprüfung oder der Nystagmusanalyse der verschiedenen Prüfungen Hinweise auf eine zentrale, periphere oder vestibulocochleäre Erkrankung auf.

Die Probanden nahmen im Zeitraum der Versuchsdurchführung keine Medikamente ein und waren 2 Tage vor den Prüfungen alkoholabstinent und ausgeschlafen. Mit diesen Maßnahmen sollte eine höchst mögliche Vigilanz erreicht werden (66-69).

Zusammenfassung der Probanden

Geschlecht		
männlich	N	17
	Mittelwert / Alter	33,18
	Standardabweichung	13,422
weiblich	N	13
	Mittelwert / Alter	33,54
	Standardabweichung	14,004
Insgesamt	N	30
	Mittelwert / Alter	33,33
	Standardabweichung	13,438

Tab. 2 : Aufstellung der Probanden nach Alter und Geschlecht

4 Material und Methoden

4.1 Methoden

Im Rahmen der Untersuchungen wurden an jedem Probanden eine thermische Vestibularorganreizung, eine optokinetische Prüfung und eine automatische Drehpendelprüfung durchgeführt. Vor der Durchführung der Tests erfolgte eine Kontrolle auf einen Spontannystagmus bei den Probanden. Dazu wurden die Teilnehmer aufgefordert, die abgedunkelte Brille aufzusetzen, beide Augen offen zu halten, und ohne die Augen zu schließen oder zu blinzeln 60 sec gerade aus zu schauen. Die etwaigen Bewegungen der Pupille wurden aufgezeichnet. Ein Spontannystagmus, der ein Ausschlusskriterium dargestellt hätte, konnte bei keinem Teilnehmer registriert werden.

Die Reihenfolge der Tests orientiert sich grundsätzlich an der Dauer ihrer Nachwirkungen und ihrer Provokation von vegetativen Symptomen. Da die okulomotorische Prüfung und die Drehpendelprüfung nahezu nebenwirkungsfrei sind, entschied hier das Los über den Beginn der Prüfmethode. Die thermische Untersuchung des Gleichgewichtsorgans stand jedoch immer an letzter Stelle, da sie den größten Reiz auf das Gleichgewichtsorgan ausübt, und alle nachfolgenden Untersuchungen verfälschen kann.

Nach jeder der einzelnen Prüfungsmethoden wurde eine Pause von mindestens 15 Minuten eingehalten. Auch bei der kalorischen Prüfung hielten die Probanden zwischen den Testungen der beiden Seiten eine Pause von mindestens 15 Minuten ein, um hier ebenfalls eine mögliche Reizüberlappung zu vermeiden.

4.2 Videookulographie

4.2.1 Apparative Voraussetzung

Für die Videookulographie (VOG) wurde das 2D-VOG-System der Firma SMI-Sensomotoric Instruments GmbH Teltow, Deutschland, sowie die Software 2D-VOG-Videookulographie TM Version 3.02 verwendet. Es besteht aus einer lichtdichten taucherbrillenähnlichen Maske, mit integrierter CCD-Miniaturkamera für das linke Auge und einem abnehmbaren Verschluss für das rechte Auge.



Abb. 5 : Brille mit Infrarotkameraeinsatz (links) und Bewegungssensoreinsatz (rechts)

4.2.2 Durchführung

Die integrierte CCD-Miniaturkamera ist direkt vor einem der Augen des Probanden in die Maske eingearbeitet.

Auf der anderen Seite befindet sich ein abnehmbarer Verschluss, so dass diese Brille auch in der Optokinetik Anwendung finden kann. Das hinter der Kamera befindliche Auge wird über, für den Probanden unsichtbare Infrarotleuchtdioden beleuchtet. Der Sitz der VOG-Brille wird über einen Videomonitor kontrolliert. Das Auge erscheint in der Mitte des auf dem Monitor links oben befindlichen Fensters in Echtzeit. Das Videosignal wird digital verarbeitet. Der Kreis der Pupille

wird durch die Software als dunkelste Fläche im Videobild erkannt. Augenbewegungen in zweidimensionaler Richtung (2D-) können somit durch fortlaufende Bestimmung von Ortsveränderungen des Pupillenmittelpunktes in jedem Bild zeitgerecht bestimmt werden (46).

4.3 Thermische Reizung

4.3.1 Apparative Voraussetzung

Es wurde eine auf dem Prinzip eines Durchlauferhitzers basierende Zirkulationstechnik nach Dohlman zur Spülung des äußeren Gehörganges mit Wasser definierter Temperatur verwendet. Das kalorische Reizgerät der Firma Otopront enthält einen Durchlauferhitzer der die Wassertemperatur konstant auf 44°C hält. Zur Spülung des äußeren Gehörganges dient eine Spülpistole. Durch sie wird eine bessere Handhabung und schonendere Wasserapplikation gewährleistet. Des Weiteren ist eine Messzeituhr in dem Gerät integriert, so dass eine exakte Spülzeit von 30s möglich ist.



Abb. 6 : Spüleinheit der Firma Otopront

4.3.2 Durchführung

Für die thermische Spülung des Ohres wurde eine Spülpistole in den knöchernen Anteil des äußeren Gehörganges eingeführt. Ein sehr vorsichtiges Vorgehen war dabei angezeigt, da der Gehörgang nur mit einer zarten Haut ausgekleidet ist.

Um Verletzungen des Trommelfells zu vermeiden, darf eine Spülpistole nur 1,5cm in den Gehörgang eingeführt werden. An ihr befindet sich zu Kontrollzwecken eine entsprechende Markierung. Liegt diese Markierung auf Höhe des Tragus, ist die Pistolenspitze noch ca. 8-10mm vom Trommelfell entfernt, liegt aber trotzdem weit genug im Gehörgang um eine adäquate Spülung durchführen zu können.

Die Spülung des Ohres erfolgte dann mit einer Wassertemperatur von 44°C für eine Dauer von 30s.

Grundsätzlich werden Spülungen mit Wasser von 30°C als Kaltreiz oder Spülungen mit Wasser von 44°C als Warmreiz durchgeführt. Diese Temperaturen sind theoretisch gleich weit von der Körpertemperatur von 37°C entfernt und sollten eine gleich starke, entgegengesetzt gerichtete Reaktion hervorrufen. Da die Körpertemperatur aber nicht konstant 37°C beträgt ist dies auch nicht immer der Fall. Ein bei der Warmspülung auftretender Schreckeffekt erhöht außerdem die Vigilanz. Dies ist positiv, da für eine adäquate Reizantwort ein hoher Wachheitsgrad erforderlich ist.

Es wurde sich in dieser Studie für die, den stärkeren Reiz hervorrufende Warmspülung entschieden. Nach jeder Spülung folgte eine kurze Pause von 30s (22) innerhalb derer die Brille aufgesetzt werden musste. Hierbei wurde auf einen korrekten Sitz der Brille besonderer Wert gelegt, da mögliche Lichteinbrüche in die Maske zum Außerkraftsetzen des vestibulären Nystagmus führen können. Nach der Pause von 30s begann eine nystagmographische Aufzeichnung über 60s (Abb. 7). Danach wurde die Brille sofort abgesetzt und vor der Spülung des Ohres der anderen Seite eine Pause von 15min eingehalten.

Dies orientiert sich an den Untersuchungen von Kleinfeld und Dahl von 1974, die nach thermischer Reizung des Gleichgewichtsorgans einen Temperaturgradienten am lateralen Bogengang noch 10min nach dem Ende einer Reizung durch direkte Messungen nachweisen konnten (70). Dieser Temperaturgradient erzeugt zwar keinen Nystagmus mehr, kann aber das Ergebnis weiterer Untersuchungen beeinflussen. Für wissenschaftliche Arbeiten wird somit eine Pause von mindestens 10min gefordert.

Nach 15min schloss sich die Spülung und Registrierung der Gegenseite in gleicher Weise an.

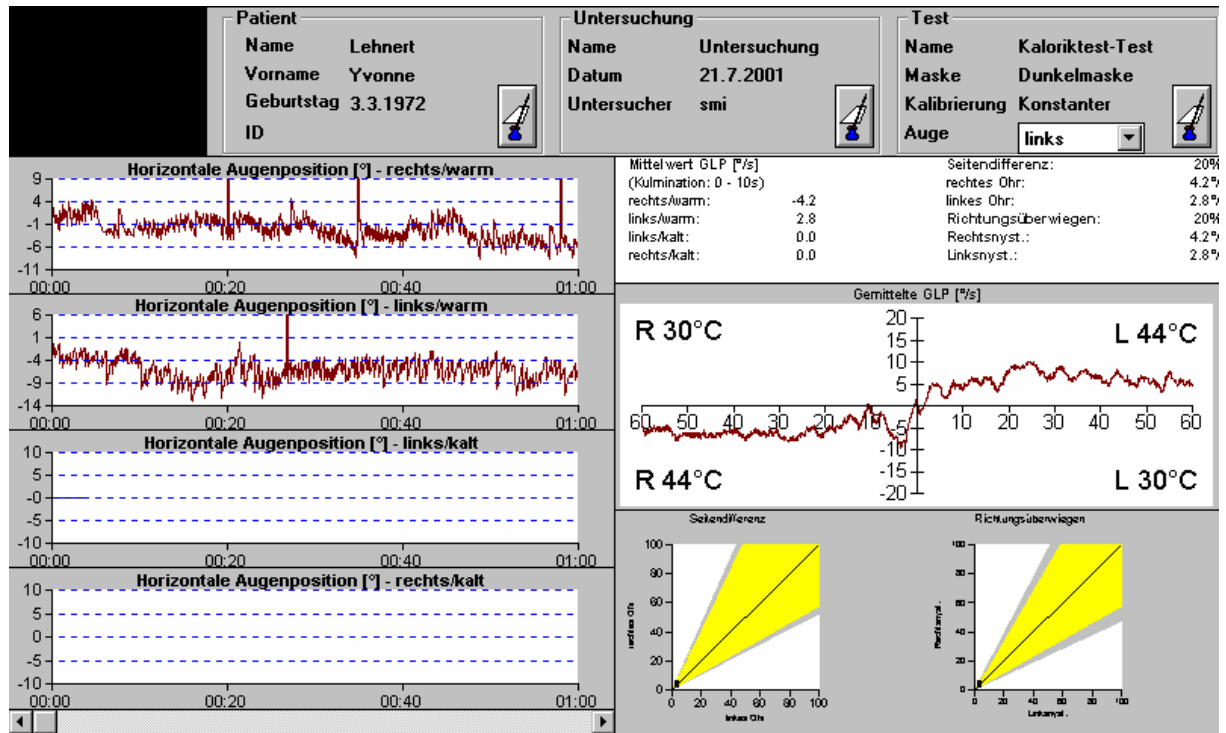


Abb. 7 : Screenshot der Testaufzeichnungen während der kalorischen Reizung

4.4 Optokinetische Nystagmusprüfung

4.4.1 Apparative Voraussetzung

Ein Fernseher diente als Reizauslöser. Er stellte die Projektionsfläche für ein bewegtes Bild aus schwarzen Schattenstreifen bestehend dar. Die Generierung dieser Streifen erfolgte durch die Software Visual Lab der Firma SMI auf einem externen Rechner. Weiterhin wurde ein PC mit installierter VOG-2D Software und VOG-2D Brille benötigt. Der Rechner mit der Software Visual Lab wurde dabei über eine serielle Schnittstelle durch den PC mit der VOG-2D-Software gesteuert.



Abb. 8 : Bildschirm für die optokinetische Prüfung

4.4.2 Durchführung

Die Probanden nahmen ca. 90 cm vor dem Bildschirm Platz. Die Brille wurde aufgesetzt, wobei das rechte Auge freie Sicht auf den Bildschirm hatte. Der Sitz der Brille wurde über den Monitor geprüft und es fand eine Kalibrierung statt.

Das Programm zur Generierung der Streifen, sowie das Aufzeichnungsprogramm wurden gestartet (Abb. 9). Die Streifen bewegten sich mit konstanter Geschwindigkeit 20s lang. Danach wurde eine Pause von 10s eingehalten, um einen physiologischen Nachnystagmus abklingen

zu lassen. Im Anschluss an die Pause erfolgte die Reizung in entgegengesetzter Richtung. Insgesamt wurden nacheinander 3 verschiedene Reizstärken, 15%, 30% und 45% verwendet. Der auftretende optokinetische Nystagmus wurde über die gesamte Testdauer auf dem Monitor beobachtet.

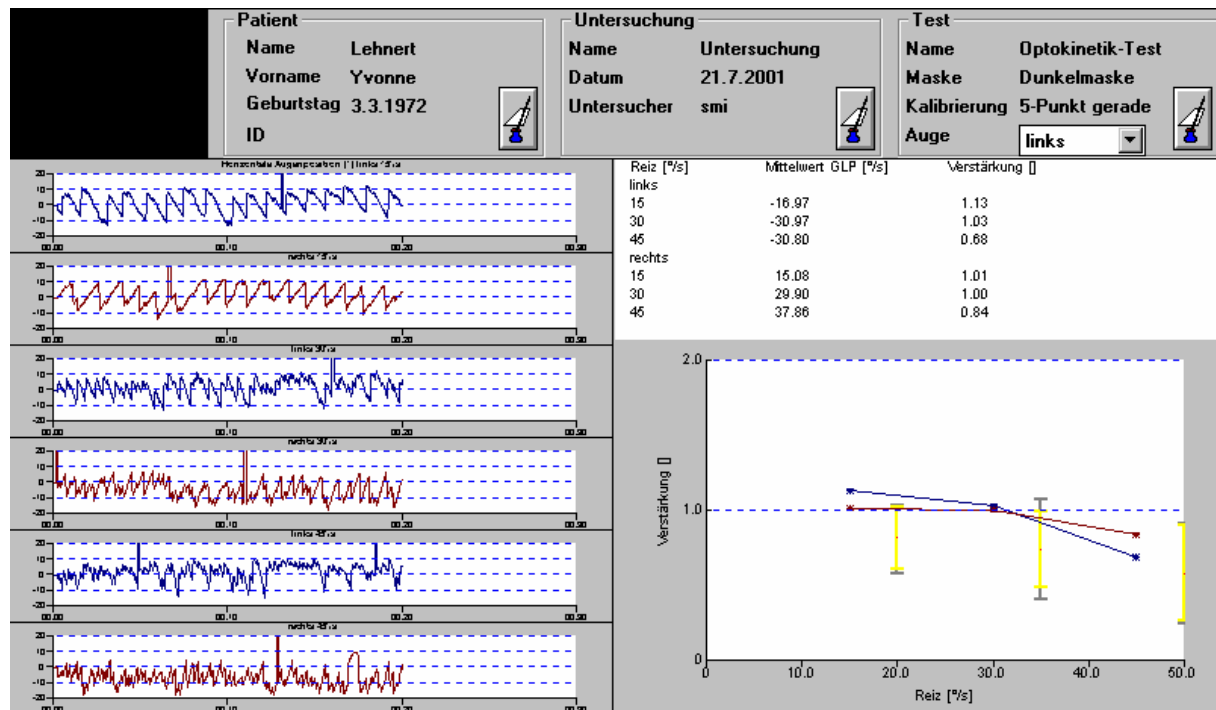


Abb. 9 : Screenshot der Testaufzeichnungen während der optokinetischen Reizung

4.5 Drehprüfung

4.5.1 Apparative Voraussetzungen

Die automatische Drehpendelbewegung konnte in dieser Studie nicht herangezogen werden, da die Software hier nur die maximale GLP errechnet und nicht die durchschnittliche GLP, wie bei der Kalorik oder der Optokinetik. Ein statistischer Vergleich zwischen Handauswertung und den durch die automatische Auswertung gewonnenen Ergebnisse war somit nicht möglich.

4.6 Berechnung der aufgezeichneten Daten

4.6.1 Geschwindigkeit der langsamen Nystagmusphase

Seit Anfang des 19. Jahrhunderts ist bekannt, dass die Geschwindigkeit der langsamen Nystagmusphase eng mit der Auslenkung der Kupula und damit direkt mit dem vestibulären Reiz korreliert (71). Außerdem steht die GLP in Abhängigkeit zur Nystagmusamplitude (49). Die GLP ist somit der Standardparameter in der Nystagmographie. Sie kann leicht mit Lineal und Bleistift ausgewertet werden.

4.6.2 Handauswertung

Die GLP wird gemessen, indem man die langsame Nystagmusphase auf dem Registrierpapier verlängert und durch ihre Schnittpunkte A und B jeweils ein Lot a und b fällt. Durch Punkt A legt man eine Horizontale und markiert deren Schnittpunkt C mit dem Lot b.

Die Strecke zwischen den Punkten C-B gibt an, um wieviel sich das korneoretinale Potential in 1s verändert hat. Diese Veränderung muss dann anhand der Eichung in Winkelgrad Augenbewegung umgerechnet werden. Scherer empfiehlt die so genannte biologische Eichung mit 1mm gleich 1 Winkelgrad. Somit entspricht die Strecke C-B in Millimetern dem Winkel der Augenbewegung pro Sekunde (15).

Es müssen mindestens 3 oder mehr Nystagmusschläge ausgewertet und daraus ein Mittelwert gebildet werden, wenn benachbarte Nystagmusschläge stark voneinander abweichen.

Eine wichtige Voraussetzung zur Berechnung der GLP ist eine horizontale Grundlinie der Ableitung. Eine fallende verringert die GLP und eine ansteigende Grundlinie verstärkt sie.

Gründe für ein Absinken der GLP kann z.B. ein geringer Wachheitsgrad sein.

Durch die Handauswertung der vestibulären Reaktion wurde für die unterschiedlichen Testungen folgendes ausgewertet:

- a) Bei der optokinetischen Nystagmusanalyse erfolgte die Auswertung der Reaktion durch die Bestimmung der durchschnittlichen GLP anhand aller Nystagmusschläge in einem Zeitraum von 5s.
- b) Bei der thermischen Reizung erfolgte die Auswertung in einem Zeitraum von 20s ebenfalls anhand aller Nystagmusschläge, aber frühestens 70s nach Spülbeginn. Auch hier wurde die durchschnittliche GLP bestimmt.

4.6.3 Vollautomatische Nystagmusanalyse

4.6.3.1 Diskrete Nystagmusanalyse

Bei dieser Art der Analyse wird nach „sägezahn-ähnlichen“ Nystagmus-Bewegungsformen der Augen gesucht. Diese sind daran zu erkennen, dass einer schnellen Bewegung eine langsamere in die entgegengesetzte Richtung voraus geht.

Dazu werden die Augenpositionsdaten kontinuierlich analysiert und festgestellt, ob

- die berechnete Geschwindigkeit größer ist als die minimale Geschwindigkeit der schnellen Phase
- die Amplitude der schnellen Phase größer ist als die minimale Amplitude der schnellen Phase
- seit der letzten schnellen Phase wenigstens die minimale Zeitdauer der langsamen Phase vergangen ist.

Ist dies der Fall, werden weitere Formkriterien untersucht, um einen Nystagmusschlag gültig zu erkennen. Diese sind die minimale Beschleunigung während der Umkehrphase (wie spitz ist der Umkehrpunkt), die minimale Amplitude der langsamen Phase, die maximale Geschwindigkeit der langsamen Phase und die maximale Dauer der langsamen Phase.

Die hier genannten Parameter konnten durch den Dialog konfiguriert werden (Abb. 10).

Konfiguration der Nystagmusanalyse - Kaloriktest

Verwendete Analyse

kontinuierlich diskret

Parameter der diskreten Nystagmusanalyse

Meßwerte pro Sekunde :	<input type="text" value="50"/>	
min. Beschleunigung :	<input type="text" value="800"/>	[*/s ²]
min Geschw. der schnellen Phase :	<input type="text" value="50."/>	[*/s]
min. Amplitude der schnellen Phase :	<input type="text" value="1."/>	[*]
min. Amplitude der langsamen Phase :	<input type="text" value="1."/>	[*]
max. Geschw. der langsamen Phase :	<input type="text" value="70."/>	[*/s]
min. Dauer der langsamen Phase :	<input type="text" value="100"/>	[ms]
max. Dauer der langsamen Phase :	<input type="text" value="1500"/>	[ms]

OK
Abbruch
Hilfe
Speichern als Standard
Lade Standardwerte

Abb. 10 : Dialog der voreingestellten Parameter für die Nystagmuserkennung

Diese Parameter erlauben eine Mustererkennung von einzelnen Nystagmusschlägen, welche jeweils zu Beginn und am Ende einer langsamen Nystagmusphase markiert werden.

Zu der Analyse unserer Ergebnisse haben wir die voreingestellten Standardwerte herangezogen, die erfahrungsgemäß ein Maximum an Nystagmuserkennung bieten.

4.6.3.2 Kontinuierliche Nystagmusanalyse

Bei dieser Nystagmusanalyse wird zu jedem Zeitpunkt einer Messung, d.h. 50(PAL)/ 60(NTSC) Mal pro Sekunde, die derzeitige Geschwindigkeit der Augen berechnet. Sobald die Geschwindigkeit des Auges einen maximalen Geschwindigkeitswert übersteigt, wird der Beginn einer schnellen Phase erkannt. Nach Ermittlung des Beginns einer schnellen Phase wird auf das Unterschreiten eines Geschwindigkeitswertes gewartet und damit das Ende einer schnellen Phase erkannt.

Die Schwellwerte für die Erkennung von Anfang und Ende einer schnellen Phase werden automatisch angepasst und die erkannten Zeitpunkte graphisch dargestellt.

Die Ermittlung der Geschwindigkeiten der langsamen Phase erfolgt aus der zeitlichen Glättung (Tiefpaßfilterung) der ermittelten Geschwindigkeit außerhalb von erkannten Sakkaden. Während der Dauer der Sakkaden wird ein Geschwindigkeitswert aus dem Mittelwert vor Beginn der Sakkade und nach deren Beendigung genommen. Die Tiefpassfilterung der Geschwindigkeiten ist den entsprechenden Anforderungen der Tests angepasst, um ungewünschte Verfälschungen der Testergebnisse zu vermeiden.

Bei dieser Art der Nystagmusanalyse wird die Geschwindigkeit des Auges zu jedem Zeitpunkt ermittelt und somit eine kontinuierliche, vestibulär-okulomotorische Reaktion untersucht. Bei Tests, die eine geringe Nystagmusaktivität erzeugen, wird die Geschwindigkeit zwar zu jedem Zeitpunkt ermittelt, jedoch kein separater Messwert für einen einzelnen sägezahnähnlichen Nystagmusschlag erzeugt.

Für die optokinetische Testung wurde die gesamte Testdauer herangezogen, um die durchschnittliche GLP zu bestimmen. Nur bei der Auswertung des kalorischen Tests konnte zur Bestimmung der durchschnittlichen GLP ein Zeitfenster eingegeben werden, das auch für die Handauswertung vollständig genutzt wurde. Dies gilt sowohl für die diskrete als auch für die kontinuierliche Nystagmusanalyse.

4.7 Statistik

Bei der hier erhobenen Statistik handelt es sich um eine Methodenevaluierung. Dabei bieten sich verschiedene statistische Verfahren an.

4.7.1 Einfache lineare Regression

Hier werden zur grafischen Veranschaulichung die Messwerte der diskreten bzw. der kontinuierlichen Nystagmusanalyse auf der X-Achse eines Koordinatensystems abgetragen und die zugehörigen handausgewerteten „Goldstandard“ - Werte auf der Y-Achse. Durch die so entstehende Punktwolke wird die nach der Methode der kleinsten Quadrate berechnete Regressionsgerade $Y=a+bX$ gelegt. Im Optimalfall hat diese Gerade die Form $Y=X$, also eine Gerade mit dem Achsenabschnitt 0 und der Steigung 1 und alle Punkte (Messwertpaare) liegen auf dieser Geraden. In diesem Fall ist auch der Korrelationskoeffizient $r = 1$. Hier bieten sich Vergleichsmöglichkeiten zwischen den beiden Messmethoden an. Je größer der Achsenabschnitt und je weiter von 1 entfernt die Steigung und je kleiner r , desto schlechter ist das Ergebnis des Programms.

4.7.2 Betrachtung der Differenzen

Es werden die Differenzen zwischen den Werten Handauswertung und den Messwerten der diskreten bzw. der kontinuierlichen Nystagmusanalyse berechnet und zur grafischen Veranschaulichung gegen die Goldstandard- Werte aufgetragen. Hier lassen sich Ausreißer (besonders starke Abweichungen) erkennen und man sieht, ob überwiegend positive oder negative Abweichungen auftreten.

4.7.3 t-Test

Mit Hilfe des t-Tests lässt sich ferner prüfen, ob die Differenzen den Erwartungswert 0 haben, d.h., dass keine systematische Über- oder Unterschätzung des richtigen Wertes (Goldstandard) auftritt.

4.7.4 Bestimmung der Korrelation

Eine Korrelation, auch Produkt/Moment Korrelation oder Pearson Korrelation genannt, misst, wie stark der lineare Zusammenhang, die lineare Übereinstimmung zwischen der manuellen und der automatischen Auswertung ist.

Die Korrelation r wird durch diese Normierung mit den Standardabweichungen von den Masseeinheiten unabhängig und ist damit besser interpretierbar.

Eigenschaften:

$$-1 \leq r \leq 1$$

$r = 1$ = deterministisch positiver linearer Zusammenhang zwischen manueller und automatischer Auswertung

$r = -1$ = deterministisch negativer linearer Zusammenhang zwischen manueller und automatischer Auswertung

$r = 0$ = kein linearer Zusammenhang

Allgemein gibt das Vorzeichen die Richtung des Zusammenhangs an und die Größe gibt die Intensität des Zusammenhangs wieder.

5 Ergebnisse

5.1 Nystagmusauswertung Kalorik

5.1.1 Manuelle versus computergestützte kontinuierliche Nystagmus-Auswertung

Die manuell bzw. computergestützt nach der kontinuierlichen Methode ausgewerteten Geschwindigkeiten der langsamen Phasen (%s) der kalorisch provozierten Nystagmen kommen unten in einem XY-Diagramm zur Darstellung. Der Korrelationskoeffizient beträgt für die linke Seite 0,95 und für die rechte Seite 0,92 (Die Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,001 (2-seitig) signifikant.).

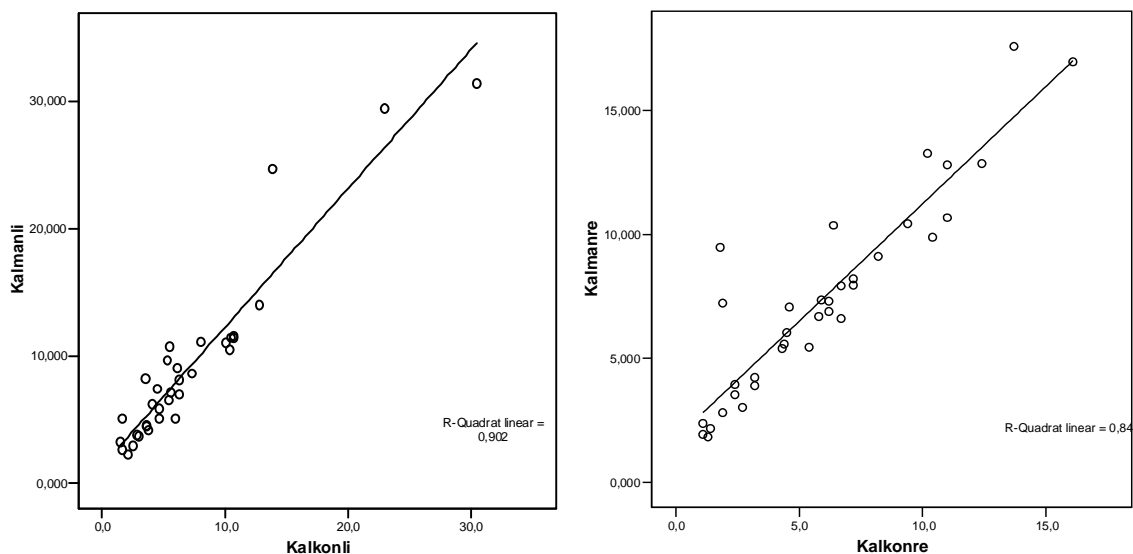


Abb.11: Kalmanli = manuelle Auswertungsdaten des kalorischen Tests links und Kalkonli = kontinuierliche Auswertungsdaten des kalorischen Tests links (mittlere GLP in %s)

Regressionsgerade: $Y=1.36+1.09 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r=0.95$ ($p=0.000$)

Abb.12: Kalmanre = manuelle Auswertungsdaten des kalorischen Tests rechts und Kalkonre = kontinuierliche Auswertungsdaten des kalorischen Tests rechts (mittlere GLP in %s)

Regressionsgerade: $Y=1.77+0.95 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r=0.92$ ($p=0.000$)

Zur besseren Übersicht wurden zusätzlich die Differenzen der GLP der kontinuierlichen und der manuellen Messung bestimmt und grafisch dargestellt. Falls die meisten Punkte oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie) liegen, bedeutet dies einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

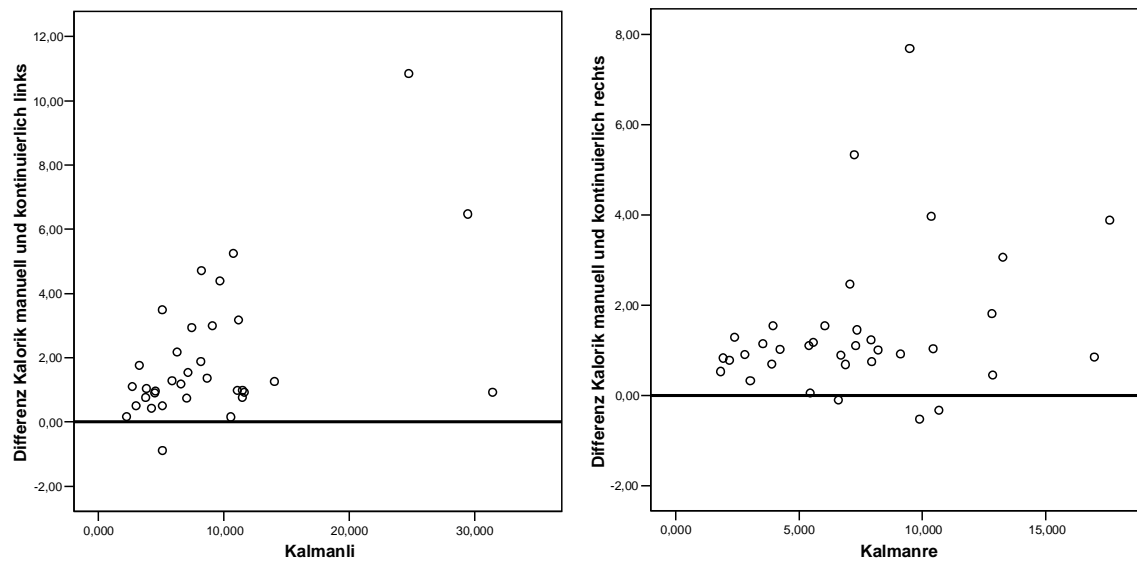


Abb. 13 : Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungs-Programms und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

Der Student's t-Test zeigt hierbei einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) zwischen der manuellen und kontinuierlichen Auswertung für beide Seiten.

Paare	Gepaarte Differenzen					Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		
				Untere	Obere	
Manuelle Auswertung Kalorik links – kontinuierliche Auswertung links	1,99	2,23	,38	1,21	2,77	,0000
Manuelle Auswertung Kalorik rechts – kontinuierliche Auswertung Kalorik rechts	1,45	1,62	,27	,89	2,00	,0000

Tab. 3 : Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der kontinuierlichen Auswertung für die kalorische Reizung

Die Signifikanz des Unterschiedes zeigt sich auch darin, dass die 95%-Konfidenzintervalle, [1,21 – 2,77] und [0,89 – 2,00], den Nullpunkt nicht enthalten. Man kann aus den 95%-Konfidenzintervallen schließen, dass der „wahre Mittelwert“, der unbekannte Erwartungswert der Differenz manuelle und kontinuierliche Auswertung links, mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 1,21 und 2,77 liegt, dass also die Werte der manuellen Auswertung systematisch höher sind als die der kontinuierlichen Auswertung Kalorik links, dass aber der Unterschied mit einer großen Wahrscheinlichkeit (95%) nicht höher als 2,77 ist.

Für das rechte Gleichgewichtsorgan ist die Stichprobenstreuung etwas geringer, was zur Folge hat, dass das entsprechende 95%-Konfidenzintervall etwas kürzer ist. Dies bewirkt wiederum eine präzisere Aussage.

Hier kann man folgern, dass der Unterschied mit einer großen Wahrscheinlichkeit (95%) nicht höher als 2,00 ist.

5.1.2 Manuelle versus computergestützte diskrete Nystagmus-Auswertung

Die manuell bzw. computergestützt nach der diskreten Methode ausgewerteten Geschwindigkeiten der langsamen Phasen (%s) der kalorisch provozierten Nystagmen kommen nachfolgend in einem XY-Diagramm zur Darstellung. Der Korrelationskoeffizient beträgt für die linke Seite 0,97 und für die rechte Seite 0,97 (Die Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,001 (2-seitig) signifikant).

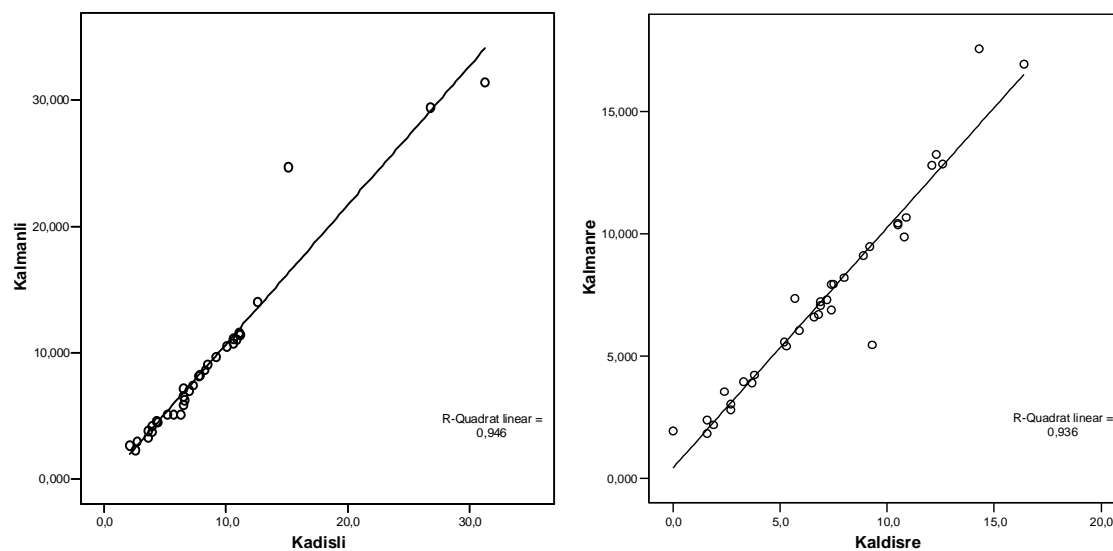


Abb. 14 : Klamani = manuelle Auswertungsdaten des kalorischen Tests links und Kadisli = diskrete Auswertungsdaten des kalorischen Tests links (mittlere GLP in %s)

Regressionsgerade: $Y = -0,35 + 1,10 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r = 0,97$ ($p = 0,000$)

Abb. 15 : Klamane = manuelle Auswertungsdaten des kalorischen Tests rechts und Kaldisre = diskrete Auswertungsdaten des kalorischen Tests rechts (mittlere GLP in %s)

Regressionsgerade: $Y = 0,43 + 0,98 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r = 0,97$ ($p = 0,000$)

Zur besseren Übersicht wurden zusätzlich die Differenzen der GLP der kontinuierlichen und der manuellen Messung bestimmt und grafisch dargestellt. Falls die meisten Punkte oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie) liegen, bedeutet dies einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

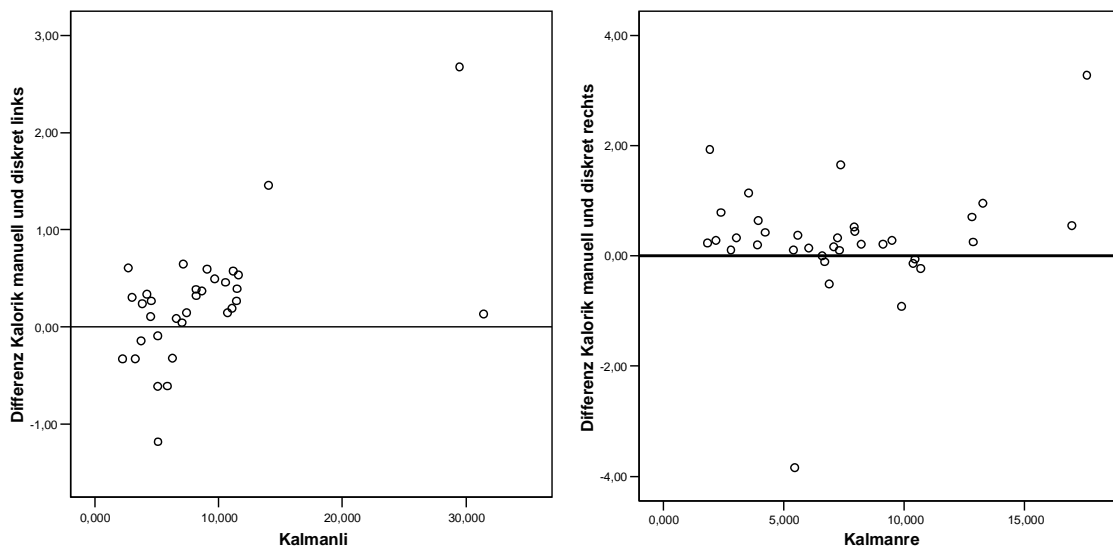


Abb. 16 : Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des diskreten Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

Der Student's t-Test zeigt hierbei keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$) zwischen der manuellen und diskreten Auswertung für beide Seiten.

Paare	gepaarte Differenzen					Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		
				untere	obere	
manuelle Auswertung Kalorik links – diskrete Auswertung Kalorik links	,52	1,73	,30	-,08	1,13	,0870
manuelle Auswertung Kalorik rechts – diskrete Auswertung Kalorik rechts	,30	1,02	,17	-,05	,65	,0881

Tab. 4 : Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der diskreten Auswertung für die kalorische Reizung

Das 95%-Konfidenzintervall, [0,08 – 1,13] und [0,05 – 0,65], enthält für beide Seiten den Nullpunkt. Es ist somit kein signifikanter Unterschied zwischen der manuellen und der diskreten Auswertung gegeben.

Man kann aus den 95%-Konfidenzintervallen schließen, dass der Absolutwert des „wahren Mittelwertes“, des unbekanntes Erwartungswertes der Differenz manuelle und kontinuierliche Auswertung rechts und links, mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% kleiner als 1,13 rechts bzw. 0,65 links ist,

Die Stichprobenstreuung für das rechte Gleichgewichtsorgan ist etwas geringer, was zur Folge hat, dass das entsprechende 95%-Konfidenzintervall etwas kürzer ist. Dies bewirkt wiederum eine präzisere Aussage.

5.2 Nystagmusauswertung Optokinetik

5.2.1 Manuelle versus computergestützte kontinuierliche Nystagmus-Auswertung für 15%sec

Die manuell bzw. computergestützt nach der kontinuierlichen Methode ausgewerteten Geschwindigkeiten der langsamen Phasen (%s) der optokinetisch provozierten Nystagmen kommen in einem XY-Diagramm zur Darstellung. Der Korrelationskoeffizient beträgt für die linke Seite 0,84 und für die rechte Seite 0,92 (Die Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,001 (2-seitig) signifikant.).

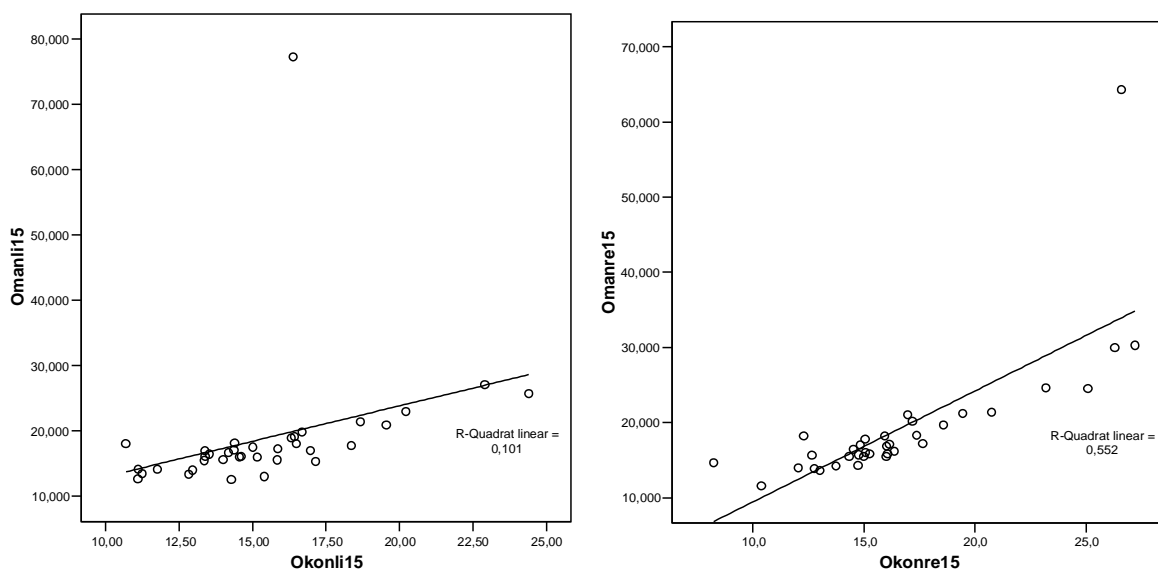


Abb. 17: Omanli 15 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Okonli 15 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in %s)

Regressionsgerade: $Y = + * X$; Korrelationskoeffizient $r = 0,84$ ($p = 0,000$)

Abb. 18: Omanre 15 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Okonre 15 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in %s)

Regressionsgerade: $Y = -5,4 + 1,48 * X$; Korrelationskoeffizient $r = 0,92$ ($p = 0,000$)

Zur besseren Übersicht wurden zusätzlich die Differenzen der GLP der kontinuierlichen und der manuellen Messung bestimmt und grafisch dargestellt. Falls die meisten Punkte oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie) liegen, bedeutet dies einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

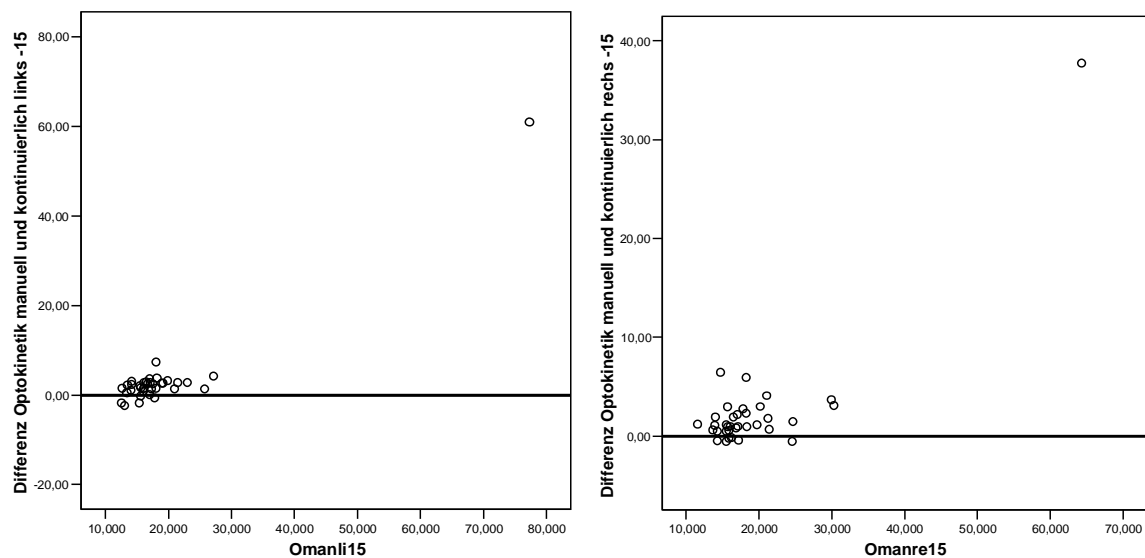


Abb. 19 : Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

Der Student's t-Test zeigt hierbei einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) zwischen der manuellen und kontinuierlichen Auswertung für beide Seiten.

Paare	gepaarte Differenzen					Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		
				untere	obere	
manuelle Auswertung Optokinetik 15°s rechts- kontinuierliche Auswertung Optokinetik 15°s rechts	1,56	1,68	,29	,97	2,15	,0000
manuelle Auswertung Optokinetik 15°s links – kontinuierliche Auswertung Optokinetik 15°s links	1,83	1,84	,31	1,20	2,46	,0000

Tab. 5 : Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der kontinuierlichen Auswertung für die optokinetische Reizung mit 15°s

Die Signifikanz des Unterschiedes zeigt sich auch darin, dass die 95%-Konfidenzintervalle, $[0,97 - 2,15]$ und $[1,20 - 2,46]$, den Nullpunkt nicht enthalten.

Man kann aus den 95%-Konfidenzintervallen schließen, dass der „wahre Mittelwert“, der unbekannte Erwartungswert der Differenz manuelle und kontinuierliche Auswertung rechts und links, mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 0,97 und 2,15 rechts und 1,20 und 2,46 links liegt, dass also die Werte der manuellen Auswertung systematisch höher sind als die der kontinuierlichen Auswertung Optokinetik, dass aber der Unterschied mit einer großen Wahrscheinlichkeit (95%) nicht höher als 2,15 für die GLP bei der Streifenbewegung nach rechts und als 2,46 nach links ist. Die Stichprobenstreuung für die GLP bei der Streifenbewegung nach rechts ist etwas geringer, was zur Folge hat, dass das entsprechende 95%-Konfidenzintervall etwas kürzer ist. Dies bewirkt wiederum eine präzisere Aussage.

5.2.2 Manuelle versus computergestützte kontinuierliche Nystagmus-Auswertung für 30%sec

Die manuell bzw. computergestützt nach der kontinuierlichen Methode ausgewerteten Geschwindigkeiten der langsamen Phasen (%s) der optokinetisch provozierten Nystagmen bei 30%sec kommen unten in einem XY-Diagramm zur Darstellung. Der Korrelationskoeffizient beträgt für die linke Seite 0,95 und für die rechte Seite 0,96 (Die Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,001 (2-seitig) signifikant.).

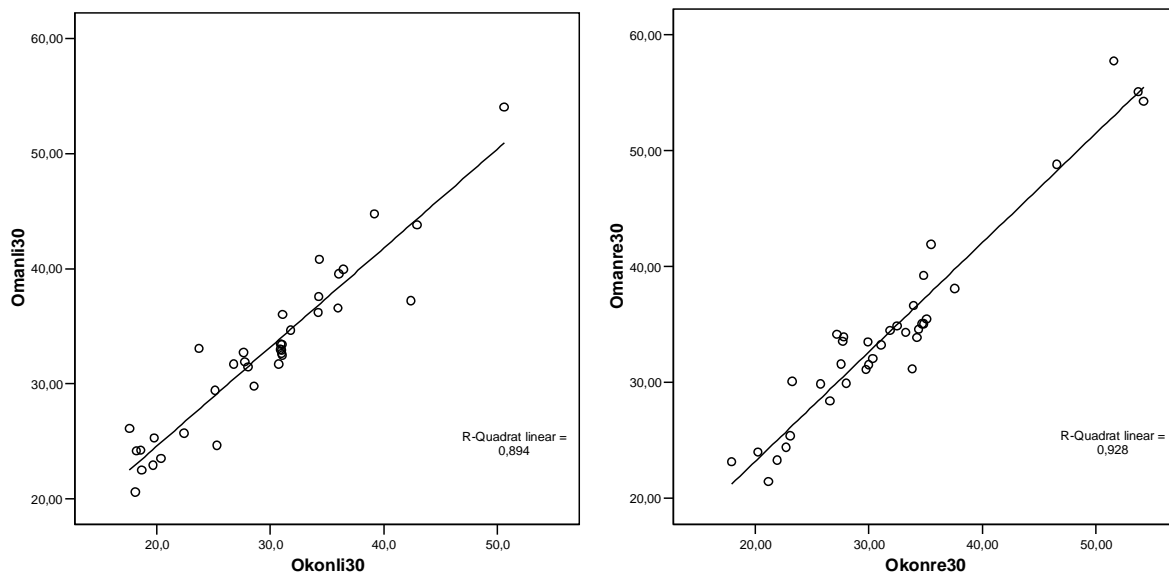


Abb. 20 : Omanli 30= manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Okonli 30 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in %s)

Regressionsgerade: $Y = -7,41 + 0,86 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r = 0,95$ ($p = 0,000$)

Abb. 21 : Omanre 30 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Okonre 30 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in %s)

Regressionsgerade: $Y = -4,37 + 0,94 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r = 0,96$ ($p = 0,000$)

Zur besseren Übersicht wurden zusätzlich die Differenzen der GLP der kontinuierlichen und der manuellen Messung bestimmt und grafisch dargestellt. Falls die meisten Punkte oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie) liegen, bedeutet dies einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

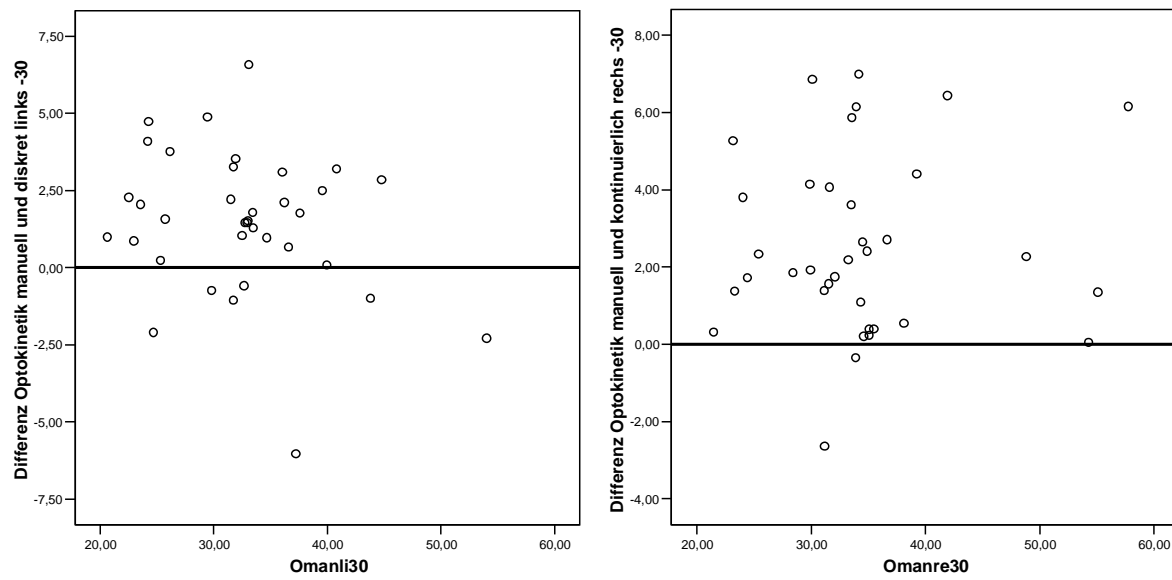


Abb. 22 : Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

Der Student's t-Test zeigt hierbei einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) zwischen der manuellen und kontinuierlichen Auswertung für beide Seiten.

Paare	gepaarte Differenzen					Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		
				untere	obere	
manuelle Auswertung Optokinetik 30% rechts- kontinuierliche Auswertung Optokinetik 30% rechts	2,54	2,32	,39	1,75	3,33	,0000
manuelle Auswertung Optokinetik 30% links – kontinuierliche Auswertung Optokinetik 30% links	3,31	2,57	,43	2,44	4,18	,0000

Tab. 6 : Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der kontinuierlichen Auswertung für die optokinetische Reizung mit 30%
s

Die Signifikanz des Unterschiedes zeigt sich auch darin, dass die 95%-Konfidenzintervalle, [1,75 – 3,33] und [2,44 – 4,18], den Nullpunkt nicht enthalten.

Man kann aus den 95%-Konfidenzintervallen schließen, dass der „wahre Mittelwert“, der unbekannte Erwartungswert der Differenz manuelle und kontinuierliche Auswertung rechts und links, mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 1,75 und 3,33 rechts und 2,44 und 4,18 links liegt, dass also die Werte der manuellen Auswertung systematisch höher sind als die der kontinuierlichen Auswertung Optokinetik, dass aber der Unterschied mit einer großen Wahrscheinlichkeit (95%) nicht höher als 3,33 für die GLP der Streifenbewegung nach rechts und 4,18 nach links ist .

Die Stichprobenstreuung für die GLP bei der Streifenbewegung nach rechts ist etwas geringer, was zur Folge hat, dass das entsprechende 95%-Konfidenzintervall etwas kürzer ist. Dies bewirkt eine präzisere Aussage für die rechte Seite.

5.2.3 Manuelle versus computergestützte kontinuierliche Nystagmus-Auswertung für 45°/sec

Die manuell bzw. computergestützt nach der kontinuierlichen Methode ausgewerteten Geschwindigkeiten der langsamen Phasen (°/s) der optokinetisch provozierten Nystagmen bei 45°/sec kommen unten in einem XY-Diagramm zur Darstellung. Der Korrelationskoeffizient beträgt für die linke Seite 0,92 und für die rechte Seite 0,63 (Die Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,001 (2-seitig) signifikant.).

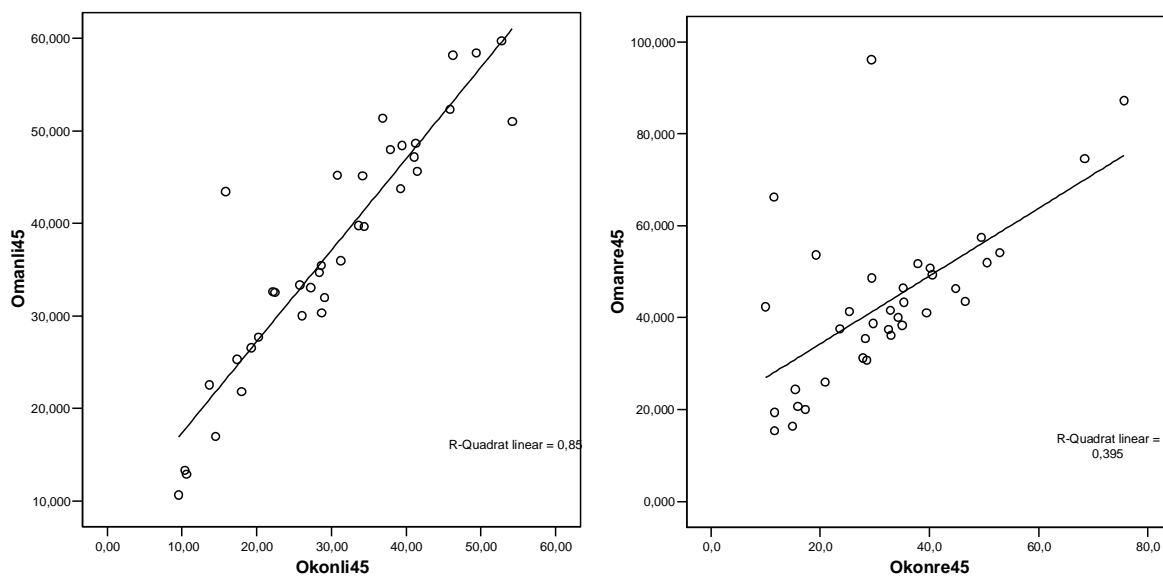


Abb. 23: Omanli 45 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Okonli 45 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in °/s)

Regressionsgerade: $Y=7,46+0,99 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r=0,92$ ($p=0,000$)

Abb. 24: Omanre 45 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Okonre 45 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in °/s)

Regressionsgerade: $Y=19,57+0,74 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r=0,63$ ($p=0,000$)

Zur besseren Übersicht wurden zusätzlich die Differenzen der GLP der kontinuierlichen und der manuellen Messung bestimmt und grafisch dargestellt. Falls die meisten Punkte oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie) liegen, bedeutet dies einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

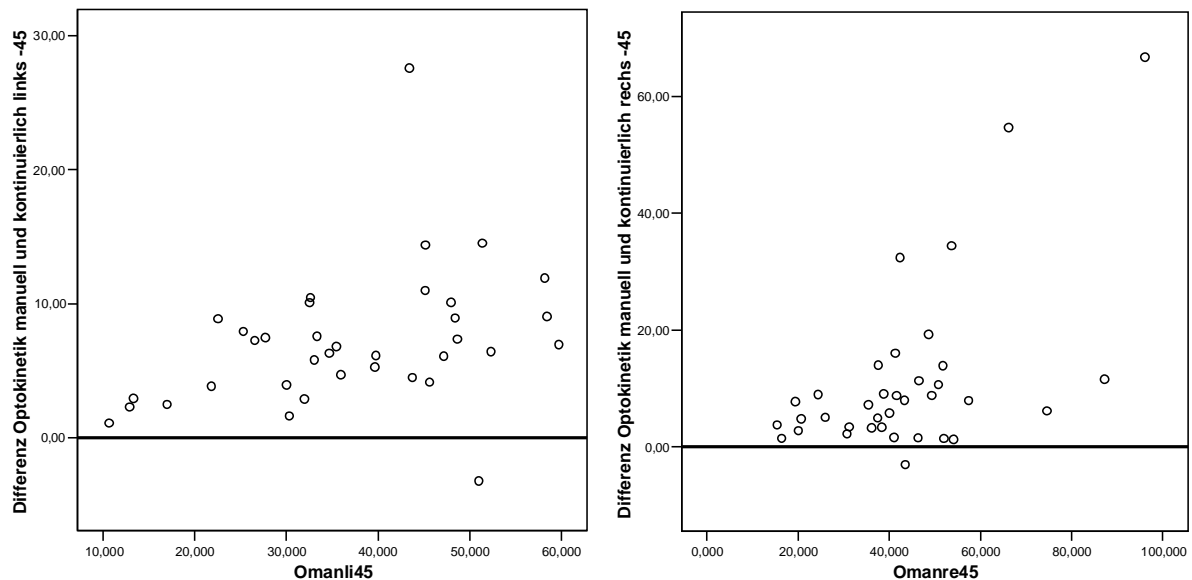


Abb. 25 : Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

Der Student's t-Test zeigt hierbei einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) zwischen der manuellen und kontinuierlichen Auswertung für beide Seiten.

Paare	gepaarte Differenzen					Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		
				untere	obere	
manuelle Auswertung Optokinetik 45°s rechts- kontinuierliche Auswertung Optokinetik 45°s rechts	11,14	14,52	2,42	6,23	16,05	,0001
manuelle Auswertung Optokinetik 45°s links – kontinuierliche Auswertung Optokinetik 45°s links	6,71	12,01	2,00	2,64	10,77	,0019

Tab. 7 : Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der kontinuierlichen Auswertung für die optokinetische Reizung mit 45°s

Die Signifikanz des Unterschiedes zeigt sich auch darin, dass die 95%-Konfidenzintervalle, [6,23 – 16,05] und [2,64 – 10,77], den Nullpunkt nicht enthalten.

Man kann aus den 95%-Konfidenzintervallen schließen, dass der „wahre Mittelwert“, der unbekannte Erwartungswert der Differenz manuelle und kontinuierliche Auswertung rechts und links, mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 6,23 und 16,05 rechts und 2,64 und 10,77 links liegt, dass also die Werte der manuellen Auswertung systematisch höher sind als die der kontinuierlichen Auswertung Optokinetik, dass aber der Unterschied mit einer großen Wahrscheinlichkeit (95%) nicht höher als 16,05 für die GLP bei der Streifenbewegung nach rechts und 10,77 nach links ist .

Die Stichprobenstreuung für die GLP der Streifenbewegung nach links ist etwas geringer, was zur Folge hat, dass das entsprechende 95%-Konfidenzintervall etwas kürzer ist. Dies bewirkt eine präzisere Aussage.

5.2.4 Manuelle versus computergestützte diskrete Nystagmus-Auswertung für 15°/sec

Die manuell bzw. computergestützt nach der diskreten Methode ausgewerteten Geschwindigkeiten der langsamen Phasen (°/s) der optokinetisch provozierten Nystagmen bei 15°/sec kommen unten in einem XY-Diagramm zur Darstellung. Der Korrelationskoeffizient beträgt für die linke Seite 0,85 und für die rechte Seite 0,94 (Die Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,001 (2-seitig) signifikant.).

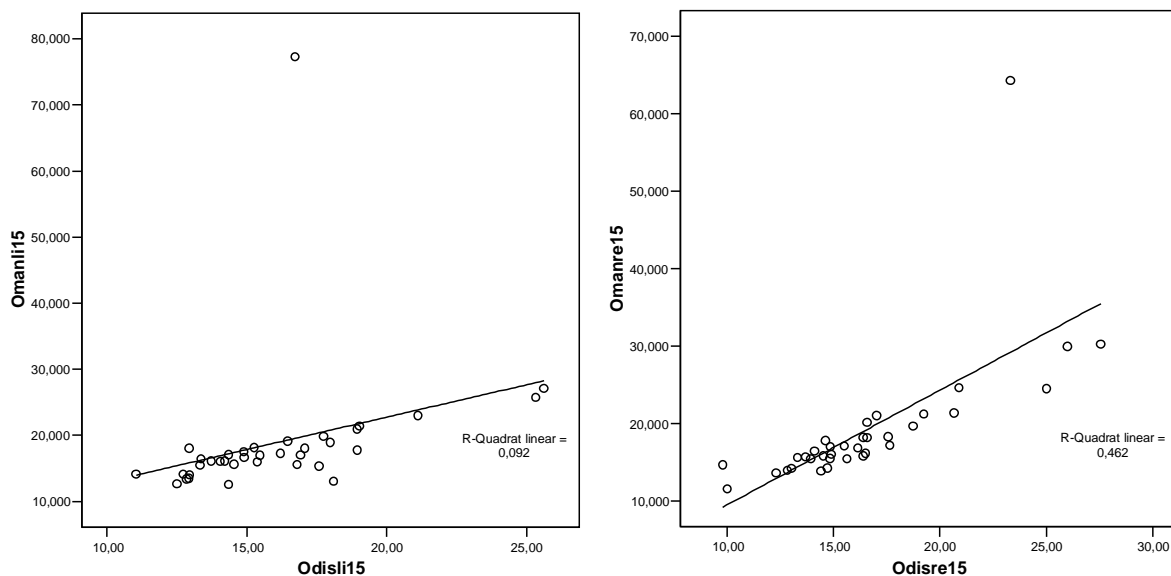


Abb. 26 : Omanli 15 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Odisli 15 = diskrete Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in °/s)

Regressionsgerade: $Y=3,2+0,98 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r=0,85$ ($p=0,000$)

Abb. 27 : Omanre 15 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Odisre 15 = diskrete Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in °/s)

Regressionsgerade: $Y= -5,3+1,48 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r=0,94$ ($p=0,000$)

Zur besseren Übersicht wurden zusätzlich die Differenzen der GLP der kontinuierlichen und der manuellen Messung bestimmt und grafisch dargestellt. Falls die meisten Punkte oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie) liegen, bedeutet dies einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

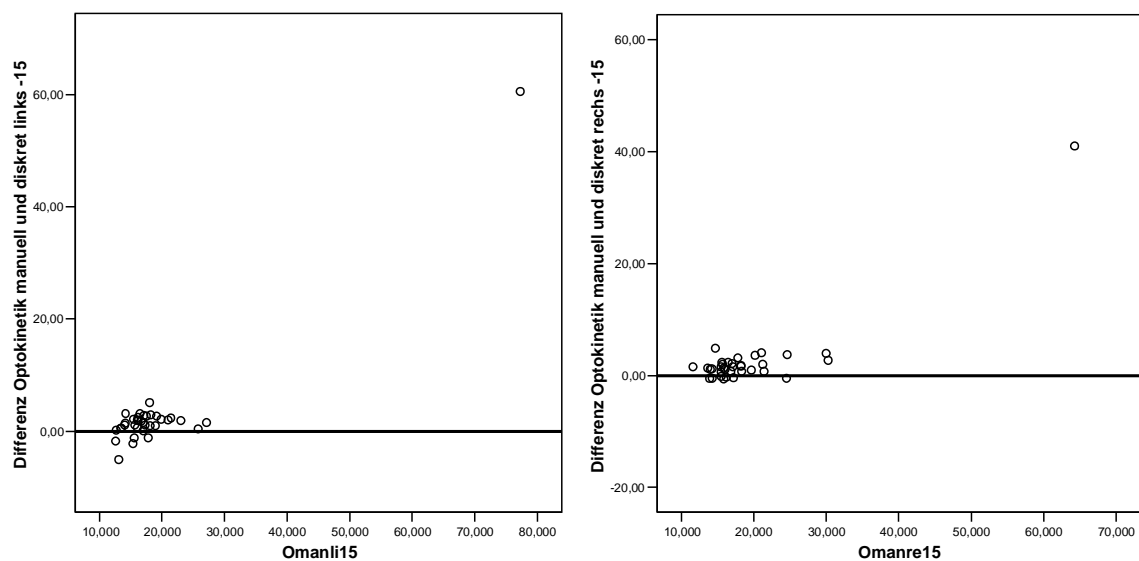


Abb. 28 : Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

Der Student's t-Test zeigt hierbei einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) zwischen der manuellen und diskreten Auswertung für beide Seiten.

Paare	gepaarte Differenzen					Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		
				untere	obere	
manuelle Auswertung Optokinetik 15°s rechts- diskrete Auswertung Optokinetik 15°s rechts	1,53	1,45	,25	1,02	2,04	,0000
manuelle Auswertung Optokinetik 15°s links – diskrete Auswertung Optokinetik 15°s links	1,19	1,84	,31	,56	1,82	,0005

Tab. 8 : Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der diskreten Auswertung für die optokinetische Reizung mit 15°s

Die Signifikanz des Unterschiedes zeigt sich auch darin, dass die 95%-Konfidenzintervalle, [1,02 – 2,04] und [0,56 – 1,82], den Nullpunkt nicht enthalten.

Man kann aus den 95%-Konfidenzintervallen schließen, dass der „wahre Mittelwert“, der unbekannte Erwartungswert der Differenz manuelle und diskrete Auswertung rechts und links, mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 1,02 und 2,04 rechts und 0,56 und 1,82 links liegt, dass also die Werte der manuellen Auswertung systematisch höher sind als die der diskreten Auswertung Optokinetik, dass aber der Unterschied mit einer großen Wahrscheinlichkeit (95%) nicht höher als 2,04 für die GLP der Streifenbewegung nach rechts und 1,82 nach links ist .

Die Stichprobenstreuung für die GLP der Streifenbewegung nach rechts ist etwas geringer, was zur Folge hat, dass das entsprechende 95%-Konfidenzintervall etwas kürzer ist. Dies bewirkt wiederum eine präzisere Aussage.

5.2.5 Manuelle versus computergestützte diskrete Nystagmus-Auswertung für 30%sec

Die manuell bzw. computergestützt nach der diskreten Methode ausgewerteten Geschwindigkeiten der langsamen Phasen (%s) der optokinetisch provozierten Nystagmen bei 30%sec kommen unten in einem XY-Diagramm zur Darstellung. Der Korrelationskoeffizient beträgt für die linke Seite 0,96 und für die rechte Seite 0,98 (Die Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,001 (2-seitig) signifikant.).

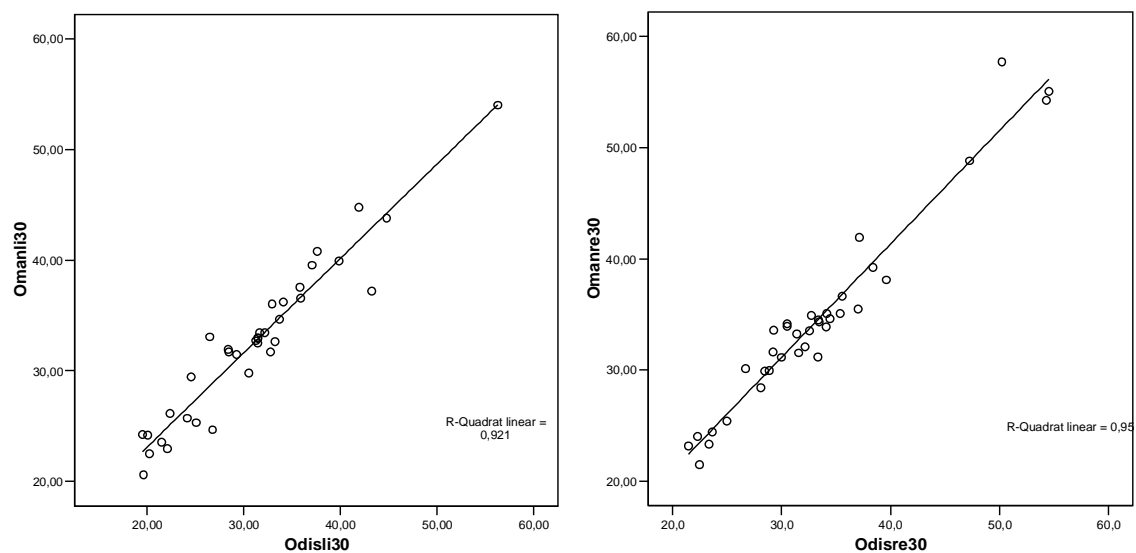


Abb. 29: Omanli 30 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Odisli 30 = diskrete Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in %s)

Regressionsgerade: $Y = -6,04 + 0,85 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r = 0,96$ ($p = 0,000$)

Abb. 30: Omanre 30 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Odisre 30 = diskrete Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in %s)

Regressionsgerade: $Y = 0,51 + 1,02 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r = 0,98$ ($p = 0,000$)

Zur besseren Übersicht wurden zusätzlich die Differenzen der GLP der kontinuierlichen und der manuellen Messung bestimmt und grafisch dargestellt. Falls die meisten Punkte oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie) liegen, bedeutet dies einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

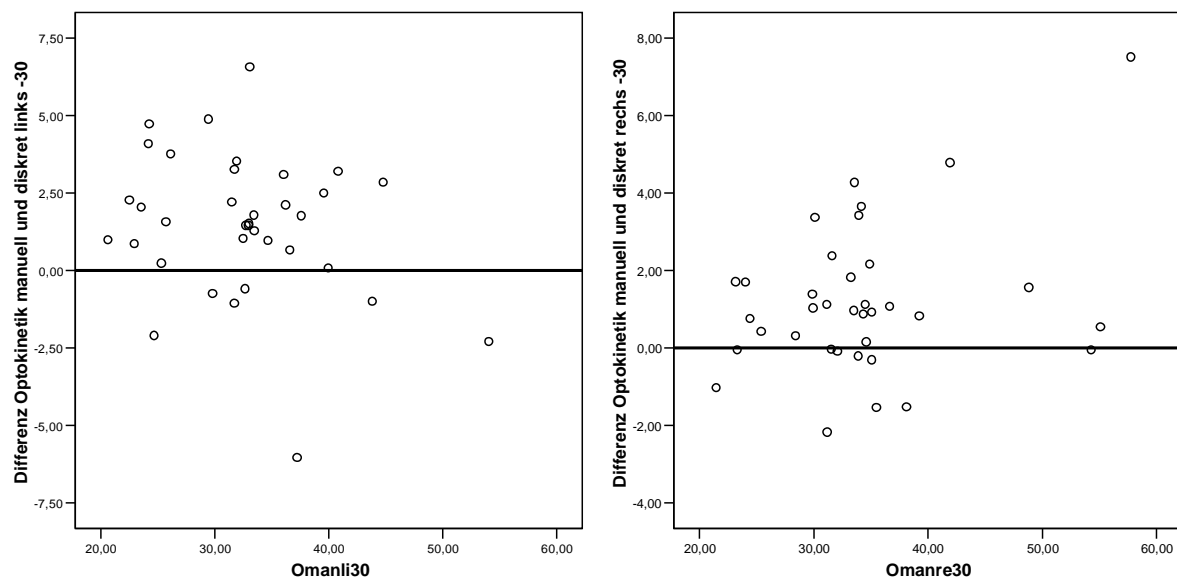


Abb. 31 : Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungs-Programms und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

Der Student's t-Test zeigt hierbei einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) zwischen der manuellen und diskrete Auswertung für beide Seiten.

Paare	gepaarte Differenzen					Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		
				untere	obere	
manuelle Auswertung Optokinetik 30% rechts- diskrete Auswertung Optokinetik 30% rechts	1,20	1,90	,32	,55	1,84	,0006
manuelle Auswertung Optokinetik 30% links – diskrete Auswertung Optokinetik 30% links	1,48	2,32	,39	,69	2,26	,0005

Tab. 9 : Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der diskreten Auswertung für die optokinetische Reizung mit 30%

Die Signifikanz des Unterschiedes zeigt sich auch darin, dass die 95%-Konfidenzintervalle, [0,55 – 1,84] und [0,69 – 2,26], den Nullpunkt nicht enthalten.

Man kann aus den 95%-Konfidenzintervallen schließen, dass der „wahre Mittelwert“, der unbekannte Erwartungswert der Differenz manuelle und diskrete Auswertung rechts und links, mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 0,55 und 1,84 rechts und 0,69 und 2,26 links liegt, dass also die Werte der manuellen Auswertung systematisch höher sind als die der diskreten Auswertung Optokinetik, dass aber der Unterschied mit einer großen Wahrscheinlichkeit (95%) nicht höher als 1,84 für die GLP der Streifenbewegung nach rechts und 2,26 nach links ist .

Die Stichprobenstreuung für die GLP der Streifenbewegung nach rechts ist etwas geringer, was zur Folge hat, dass das entsprechende 95%-Konfidenzintervall etwas kürzer ist. Dies bewirkt wiederum eine präzisere Aussage.

5.2.6 Manuelle versus computergestützte diskrete Nystagmus-Auswertung für 45°/sec

Die manuell bzw. computergestützt nach der diskreten Methode ausgewerteten Geschwindigkeiten der langsamen Phasen (°/s) der optokinetisch provozierten Nystagmen bei 45°/sec kommen unten in einem XY-Diagramm zur Darstellung. Der Korrelationskoeffizient beträgt für die linke Seite 0,91 und für die rechte Seite 0,74. Die Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,001 (2-seitig) signifikant.

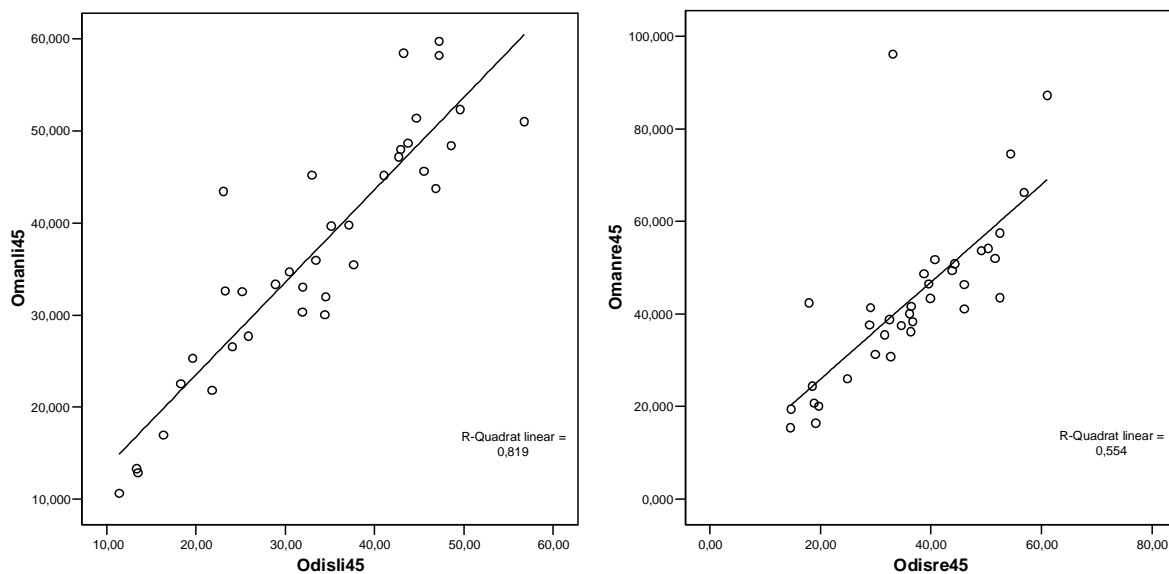


Abb. 32: Omanli 45 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Odisli 45 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in °/s)

Regressionsgerade: $Y=3,47+1,0 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r=0,91$ ($p=0.000$)

Abb. 33: Omanre 45 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Odisre 45 = diskrete Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in °/s)

Regressionsgerade: $Y=4,85+1,05 \cdot X$; Korrelationskoeffizient: $r=0,74$ ($p=0.000$)

Zur besseren Übersicht wurden zusätzlich die Differenzen der GLP der kontinuierlichen und der manuellen Messung bestimmt und grafisch dargestellt. Falls die meisten Punkte oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie) liegen, bedeutet dies einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

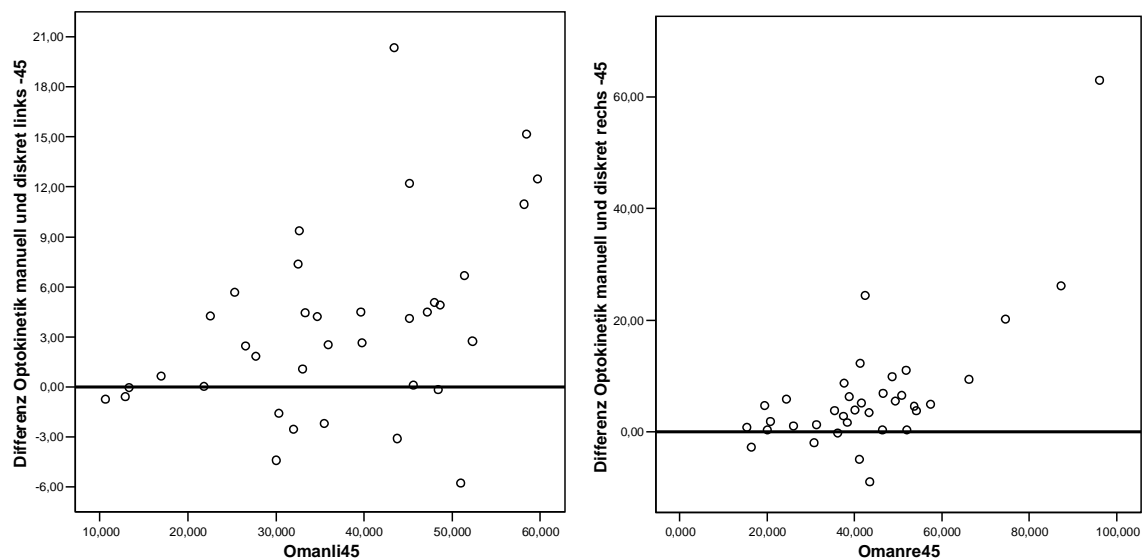


Abb. 34 : Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen.

Der Student's t-Test zeigt hierbei einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) zwischen der manuellen und diskreten Auswertung für beide Seiten.

Paare	gepaarte Differenzen					Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		
				untere	obere	
manuelle Auswertung Optokinetik 45°s rechts- diskrete Auswertung Optokinetik 45°s rechts	6,71	12,01	2,00	2,64	10,77	,0019
manuelle Auswertung Optokinetik 45°s links – diskrete Auswertung Optokinetik 45°s links	3,58	5,60	,93	1,69	5,48	,0005

Tab. 10 : Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der diskreten Auswertung für die optokinetische Reizung mit 45°s

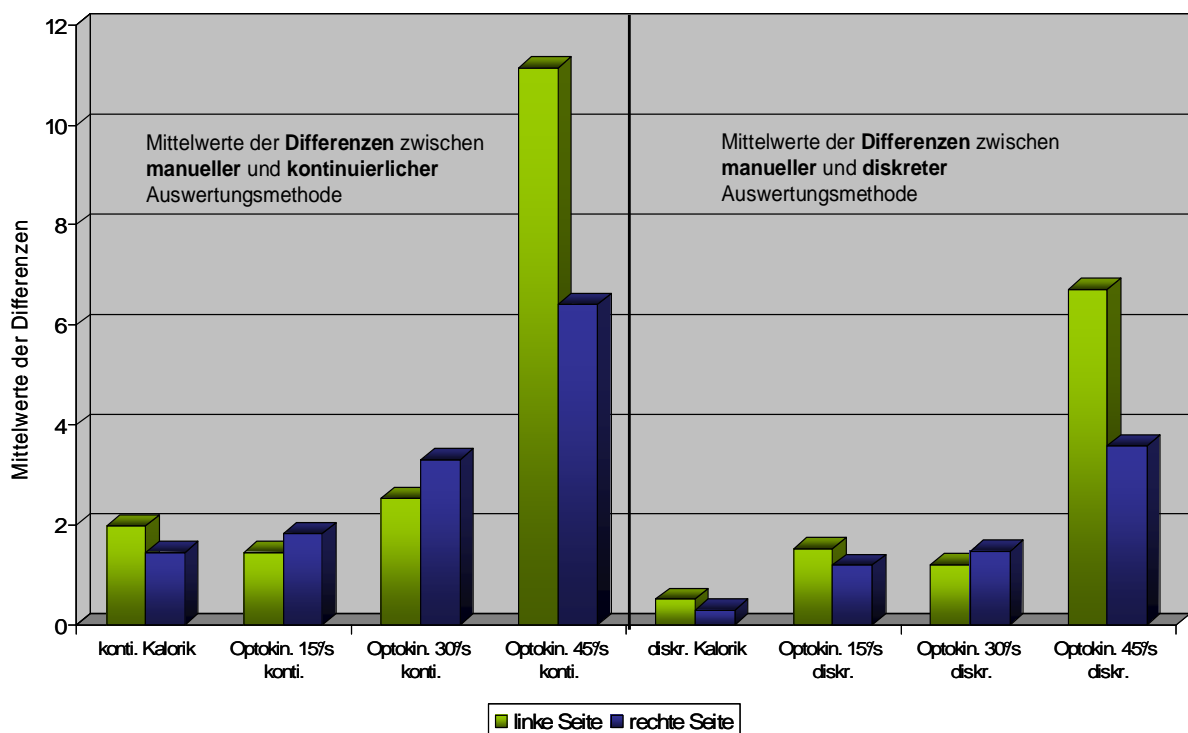
Die Signifikanz des Unterschiedes zeigt sich auch darin, dass die 95%-Konfidenzintervalle, [2,64 – 10,77] und [1,69 – 5,48], den Nullpunkt nicht enthalten.

Man kann aus den 95%-Konfidenzintervallen schließen, dass der „wahre Mittelwert“, der unbekannte Erwartungswert der Differenz manuelle und kontinuierliche Auswertung rechts und links, mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 2,64 und 10,77 rechts und 1,69 und 5,48 links liegt, dass also die Werte der manuellen Auswertung systematisch höher sind als die der diskreten Auswertung Optokinetik, dass aber der Unterschied mit einer großen Wahrscheinlichkeit (95%) nicht höher als 10,77 für die GLP der Streifenbewegung nach rechts und 5,48 nach links ist.

Die Stichprobenstreuung für die GLP der Streifenbewegung nach links ist deutlich geringer, was zur Folge hat, dass das entsprechende 95%-Konfidenzintervall kürzer ist, somit eine präzisere Aussage getroffen werden kann.

5.2.7 Zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse

Im Folgenden werden die Mittelwerte der Differenzen der manuellen und der computergestützten Auswertungen für die Kalorik und die Optokinetik dargestellt. Die diskrete Auswertung zeigt bei allen Tests eine deutlich kleinere Differenz zur manuellen Auswertung als die kontinuierliche Auswertung. Darüber hinaus besteht bei der kalorischen Prüfung kein signifikanter Unterschied zwischen der diskreten und der manuellen Auswertung.



Diag. 1 : Säulendiagramm der Ergebnisse der kontinuierlichen und der diskreten Auswertung (mittlere GLP in %))

6 Diskussion

Es existiert eine Vielzahl von Nystagmusanalyseverfahren. Trotz dieser Tatsache sind Untersuchungen über deren Genauigkeit nur selten durchgeführt worden. Einige Autoren, wie Bergenius et al. (72) publizierten, dass ihrer Erfahrung nach eine große Übereinstimmung zwischen der manuellen und der von ihnen genutzten automatischen Auswertung besteht. Auch McClure et al. (73) führten eine gründliche Untersuchung der Genauigkeit ihrer Methode durch und fanden dabei einen Korrelationskoeffizienten von 0,85. Keck (62) testete das Programm NYSLYS und zeigte an Hand seiner Ergebnisse, mit einer Korrelation von 0,97 für die Geschwindigkeit der langsamen Phase und 0,95 bei der Schlagzahl/10 s, dass dieses Programm zur Auswertung des Elektronystagmogramms klinisch eingesetzt werden kann.

Gegenstand dieser Studie war es, die Genauigkeit zweier automatischer Nystagmusanalysen im Vergleich zur manuellen Analyse zu untersuchen und zusätzlich zu bestimmen, ob die beiden automatischen Analyseverfahren in ihrer Genauigkeit voneinander abweichen und ob eine Abhängigkeit von der Reizauslösung besteht. Es wurde ein Zeitfenster von 10sec zur manuellen Auswertung herangezogen. Die Geschwindigkeit der langsamen Phase diente dabei als Kenngröße, da sie die eigentliche Reaktion auf einen vestibulären Reiz darstellt, wie bereits von Groen (74) und etwas später auch von Henriksson (75) und Dohlmann (76) festgestellt wurde. Die entscheidende Frage, welcher Parameter als der günstigste zur Auswertung von Nystagmuskurven herangezogen werden sollte, wurde in den letzten Jahrzehnten vielfach diskutiert. Der Nachweis der engen Korrelation der Geschwindigkeit der langsamen Phase mit der Reizintensität und die Tatsache, dass die langsame Nystagmuskomponente und damit auch ihre Geschwindigkeit, als der wesentliche Teil der Reizantwort anzusehen ist, führten zu zunehmender Popularität dieses Parameters. Meyer schreibt in einer Veröffentlichung der „Gesellschaft deutschsprachiger Audiologen und Neurootologen“ ADANO, dass heute kein Zweifel mehr bestünde, dass der günstigste Parameter die Geschwindigkeit der langsamen Phase sei. Selbst ein Großteil der amerikanischen Autoren wie Stockwell (77), Baloh (12) und Jacobsen (78) favorisieren die GLP.

Um die Genauigkeit der automatischen Nystagmusanalyseprogramme der Firma SMI SensoMotoric Instruments GmbH zu überprüfen, wurde ein Vergleich der durchschnittlichen Geschwindigkeit der langsamen Phase durchgeführt. Anhand der erstellten Korrelationsstatistik kann man einen guten Zusammenhang der automatischen und der manuell ermittelten durchschnittlichen Geschwindigkeit der langsamen Phase erkennen. Die hier gefundenen

Ergebnisse zeigen in den meisten Fällen eine sehr enge Korrelation zwischen den manuellen und den diskreten als auch zwischen den manuellen und kontinuierlichen Analyseergebnissen. Dabei konnte die diskrete Nystagmusanalyse mit durchschnittlich 0,94 eine engere Korrelation als die kontinuierliche Nystagmusanalyse mit 0,92 erzielen. Für die kalorische Testung konnte sogar gezeigt werden, dass zwischen der manuellen Auswertung und der diskreten Nystagmusanalyse kein signifikanter Unterschied existiert. Die Korrelation lag hier bei 0,97. Bei der optokinetischen Testung konnten diese sehr guten Ergebnisse nicht ganz erzielt werden. Die durchschnittliche Korrelation für die optokinetischen Testungen liegt bei 0,93. Bei der optokinetischen Testung mit 30% wurden die besten Reizantworten innerhalb der verschiedenen optokinetischen Reizungen erzielt. Am wenigsten geeignet erscheint die Testung mit 45%. Hier kam es häufig zu unregelmäßigen Reaktionen, was die spätere Auswertung erheblich erschwerte.

Eine Ursache für die besseren Ergebnisse bei der Beurteilung der kalorischen Testung liegt in der Wahlmöglichkeit des Auswertungsbereiches. Bei der manuellen Auswertung wurde aus dem aufgezeichneten Kurvenbereich ein 10sec Intervall ausgewählt. Hieraus erfolgte die Ermittlung der durchschnittlichen Geschwindigkeit der langsamen Phase. Dies war korrespondierend bei der automatischen Auswertung der Kalorik ebenfalls möglich. Lediglich bei der automatischen Auswertung der Optokinetik zog das Programm den gesamten Testzeitraum, der insgesamt 60sec beträgt, zur Berechnung der GLP heran. Somit stellt das Ergebnis der manuellen Auswertung nur 1/6 der Gesamtauswertung bei der automatischen Analyse dar, es werden also 1/5 der Testzeit nicht in der Handauswertung erfasst.

Die Auswertung nur eines Teils der optokinetischen Prüfung ist nicht als optimal anzusehen, da der Einfluss des geistigen Aktivitäts- und Wachheitszustandes auf den Nystagmus, durch Sokolovski (79), Proctor und Glackin (80) dokumentiert, eine Verfälschung des Ergebnisses verursachen kann. Auch Gewöhnungseffekte können zu einer solchen Beeinflussung führen. Eine optokinetische Testung vor einem Bildschirm ist für hohe Frequenzbereiche, wie z.Bsp. 45%, ebenfalls ungünstig. Hier ist die Wahrnehmungsfähigkeit sehr schneller Bildfolgen der limitierende Faktor. Für diese Frequenzbereiche eignen sich Streifentrommeln sehr viel besser. Einen weiteren Einfluss auf die Testergebnisse und die nachfolgenden Auswertungen haben willentliche Augenbewegungen, optische Fixation und Blinzeln. Sie führen häufig zu Artefakten in den aufgezeichneten Kurven. Auch sehr dichte und dunkle Wimpern sowie Makeup stellen einen Schwierigkeitsfaktor bei der korrekten Pupillenerkennung durch die Software dar. Makeup sollte daher nach Möglichkeit vor einer Untersuchung entfernt werden. Dennoch lieferte der Vergleich Ergebnisse auf hohem Korrelationsniveau. Der generell geringere Unterschied zwischen der Handauswertung und der automatischen Auswertung bei der kalorischen Prüfung

lässt sich mit der Auswertung eines identischen Zeitabschnittes erklären. Die diskrete Nystagmusanalyse stellt die am besten geeignete Methode zur Auswertung des Nystagmus im Vergleich zur kontinuierlichen Nystagmusanalyse, unabhängig von der Art der Reizauslösung, dar. Selbst bei der ungenaueren Reizung bei der optokinetischen Prüfung mit 45°/s zeigt die diskrete Auswertungsmethode eine deutliche Überlegenheit gegenüber der kontinuierlichen Methode.

Diese Untersuchung bestätigt die klinische Alltagstauglichkeit. Die automatische diskrete Nystagmusanalyse der hier untersuchten Auswertungsprogramme der Firma SMI SensoMotoric Instruments GmbH ist ein sicheres und zuverlässiges Verfahren und kann der kontinuierlichen Methode vorgezogen werden. In einzelnen Fällen können aber Artefakte oder unregelmäßige Nystagmusreaktionen die Nystagmuserkennung erschweren. Es sollte daher auf eine Aufzeichnung der Originalkurven nicht verzichtet werden. Eine Kontrolle und gegebenenfalls Korrektur des Analyseprogrammes wäre so trotzdem möglich.

7 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden 30 Probanden untersucht. Es handelte sich dabei um ausschließlich gesunde Personen mit einer guten Nystagmusantwort auf alle Reize der kalorischen und der optokinetischen Prüfung. Es wurde sowohl eine manuelle als auch eine computergestützte automatische Auswertung der Reaktionen mit Hilfe der Videookulographie durchgeführt.

Voraussetzung für den klinischen Einsatz eines Programms für die automatische Nystagmusanalyse ist die Möglichkeit, einzelne Nystagmusparameter ähnlich exakt wie bei der manuellen Auswertung bestimmen zu können. Um diese Zuverlässigkeit und Anwendbarkeit der computergestützten automatischen Nystagmusanalyse im klinischen Alltag zu überprüfen, wurde für die manuellen und automatisch ermittelten Durchschnittswerte der Geschwindigkeit der langsamen Phase, mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS 13.0, eine Korrelationsstatistik erstellt. Zusätzlich sollte geklärt werden, welcher der beiden automatischen Auswertungsmethoden der Vorrang zu geben ist.

Die Ergebnisse zeigen, dass sowohl die diskrete als auch die kontinuierliche Auswertung auf einem hohen Korrelationsniveau liegen. Die diskrete Auswertung korreliert dabei auf dem höheren Niveau. Die Anwendung der computergestützten diskreten Nystagmusanalyse der Firma SMI SensoMotoric Instruments GmbH ist somit der kontinuierlichen Nystagmusanalyse vorzuziehen. Die automatische Analyse kann, wie diese Ergebnisse zeigen, in den meisten Fällen die aufwendige Handauswertung ersetzen. Ein Ausdruck der Originalkurven wird zur Kontrolle allerdings weiterhin empfohlen, da besonders Artefakte oder unregelmäßige Nystagmusreaktionen die Auswertung in Einzelfällen erschweren können.

8 Literaturverzeichnis

- 1 Helmchen C. Vestibulär ausgelöste Augenbewegungen und ihre Störungen. *Klin Neurophysiol* 2000; 31: 237-246.
- 2 Samandari F, Mai K. Curriculum Funktionelle Anatomie für Zahnmediziner. Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Tokio, Moskau, Prag und Warschau: Quintessenz Verlags-GmbH, 1995.
- 3 Glasauer S, Merfeld DM, Fetter M. Modelling three-dimensional vestibular responses during complex motion stimulation. Harwood: Academics Publishers. 1997; 387-398.
- 4 Bender MB, Joynt RJ. Neurology of the visual and oculomotor systems. Philadelphia, PA, Lippincott-Raven. 1997.
- 5 Maas EF, Huebner WP, Seidman SH, et al. Behavior of human horizontal vestibulo-ocular reflex in response to high-acceleration stimuli. *Brain Res* 1989; 499(1): 153-156.
- 6 Scherer H. Das Gleichgewicht I. Berlin Heidelberg New York: Springer Verlag. 1984.
- 7 Mulch G, Lewitzki W. Spontaneous and positional nystagmus in healthy persons demonstrated only by electronystagmography: physiological spontaneous nystagmus or "functional scar"? *Arch Otorhinolaryngol* 1977; 215(2): 135-145.
- 8 Eviatar L, Eviatar A. The normal nystagmic response of infants to caloric and perrotatory stimulation. *Laryngoscope* 1979; 89: 1036-1045.
- 9 Coats AC, Smith SY. Body position and the intensity of caloric nystagmus. *Acta Otolaryngol* 1967; 63(6): 515-532.
- 10 Bos JH, Oosterveld WJ, Philipszoon AJ, et al. On pathological spontaneous and positional nystagmus. *Pract Otorhinolaryngol* 1963; 25: 282-90.
- 11 Takahashi J, Kitamura K, Miyata M. Spontaneous nystagmus in normal subjects. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 1996; 58(1): 42-45.
- 12 Baloh RW, Honrubia V. Clinical neurophysiology of the vestibular system. *Contemp Neurol Ser* 1979; 18: 1-21.
- 13 Fetter M, Dichgans J. Adaptive mechanisms of VOR compensation after unilateral peripheral vestibular lesions in humans. *J Vestib Res* 1990; 1(1): 9-22.
- 14 Baloh R. Clinical neurophysiology of the vestibular system. Philadelphia: Davis, 1979.
- 15 Scherer H. Das Gleichgewicht. 2 ed. Berlin: Springer Verlag, 1997.

-
1996. 16 Baloh R. Disorders of the vestibular system. Oxford: University Press,
1999. 17 Leigh J. The neurology of eye movements. 3. ed. Philadelphia: Davis,
- 737-739. 18 Halmagyi GM. A clinical sign of canal paresis. Arch Neurol 1988; 45:
- 19 Kitamura K, Ishida T, Kaminaga C, et al. Infrared/video ENG recording of positional nystagmus in subjects with peripheral vestibular disease. Acta Otolaryngol Suppl 1995; 430-433.
- 20 Vitte E, Semont A. Assessment of vestibular function by videonystagmoscopy. J Vestib Res 1995; (5): 377-383.
- 21 Vitte E, Semont A, Freyss G, et al. Videonystagmoscopy: its use in the clinical vestibular laboratory. Acta Otolaryngol Suppl 1995; 423-426.
- 22 Pyykko I. Computing variability of Caloric Nystagmus in Man. Autotmedia 2000; 19: 81-99.
- 23 Bohmer A. Effects of Semicircular Canal Plugging on Caloric Nystagmus Recorded in Three Dimensions. Acta Otolaryngol (Stockh) 1995; Suppl 520: 178-180.
- 24 Allum JH, Ura M, Honegger F, et al. Classification of peripheral and central (pontine infarction) vestibular deficits. Selection of a neuro-otological test battery using discriminant analysis. Acta Otolaryngol 1991; 111(1): 16-26.
- 25 Baloh R. Caloric testing. III Patients with peripheral and central vestibular lesions. Ann Otol Rhinol Laryngol 1977; 86 (Suppl 43): 24-30.
- 26 Kühn AG. Heutiger Stellenwert audiologischer, vestibulärer und radiologischer Untersuchungsverfahren bei der Diagnostik von Kleinhirnbrückenwinkeltumoren. Otorhinolaryngol 1994; 4: 135-142.
- 27 Wei G. Electronystagmographic features in some peripheral and central vestibular disorders: Application of multiple discriminant analysis of electronystamographic parameters. ORL 1992; 54: 71-77.
- 28 Barany R. Untersuchungen über den vom Vestibularisapparat des Ohres reflektorisch ausgelösten rhythmischen Nystagmus und seine Begleiterscheinungen. Mschr. Ohrenheilk. 1906; 40: 193-297.
- 29 Bárány R. Funktionelle Prüfung des Vestibularisapparates. Jena: Fischer, 1911.
- 30 Baumgarten R von, Graham M. A nonthermoconvective mechanism generating caloric nystagmus. New York, Raven Press.
- 31 Havada Y. Graham M. A new theory on thermal endolymphatic flow. New York, Raven Press.

-
- 32 Zenner P. Motile responses of vestibular hair cells following caloric, electrical or chemical stimuli. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1991; 111: 291-297.
- 33 Westhofen M. Balloon method and water irrigation in thermal vestibular assessment. Electronystagmographic comparison of both methods. *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)* 1987; 66(8): 424-427.
- 34 Demer JL. Evaluation of vestibular and visual oculomotor function. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery* 1995; 112[1]: 16-35.
- 35 Haid CT. Vestibularisprüfung und vestibuläre Erkrankungen Ein Leitfaden für Praxis und Klinik zur Diagnostik und Therapie von Schwindel und Gleichgewichtsstörungen. Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong: Springer Verlag, 1990.
- 36 Adams RD. Principles of Neurology. 5 ed. New York: McGraw Hill, 1993.
- 37 Enoksson P. Optokinetic nystagmus in brain lesions. *Acta Ophthalmol (Copenh)* 1956; 34(3):163-184.
- 38 Suzuki J, Komatsuzaki A, Tokumasu K, et al. A clinical test utilizing optokinetic nystagmus. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho* 1961; 64: 1422-1425.
- 39 Davidoff RA, Atkin A, Anderson PJ, et al. Optokinetic nystagmus and cerebral disease; clinical and pathological study. *Arch Neurol* 1966; 14(1): 73-81.
- 40 Kato I, Watanabe J, Nakamura T, et al. Mapping of brainstem lesions by the combined use of tests of visually-induced eye movements. *Brain* 1990; 113: 921-935.
- 41 Kato I, Ishikawa M, Nakamura T, et al. Quantitative assessment of influence of aging on optokinetic nystagmus. *Acta Otolaryngol Suppl* 1994; 511: 99-103.
- 42 Allum JH, Ledin T. Recovery of vestibulo-ocular reflex-function in subjects with an acute unilateral peripheral vestibular deficit. *J Vestib Res* 1999; 9(2): 135-144.
- 43 Rubin W. Harmonic acceleration tests as a measure of vestibular compensation. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1982; 91: 489-492.
- 44 Krückels G. Verfahren zur Abschätzung der vestibulären Kompensationsleistung - Klinische Beobachtung/ quantitative Neurootometrie. *Laryngol Rhinol Otol* 1999; 78: 204-209.
- 45 Jung R. Zur objektiven Registrierung und Analyse verschiedener Nystagmusformen: Vestibulärer, optokinetischer und spontaner Nystagmus in ihrer Wechselbeziehung. *Arch Ohrenheilkd* 1939; 145: 410-435.
- 46 Scherer H, Teiwes W, Clarke AH. Measuring three dimensions of eye movement in dynamic situations by means of videooculography. *Acta Otolaryngol* 1991; 111(2): 182-187.

-
- 47 Kumar A. Binocular infra-red oculography. *Laryngoscope* 1992; 102: 135-142.
- 48 Clarke AH, Ditterich J, Druen K, et al. Using high frame rate CMOS sensors for three-dimensional eye tracking. *Behav Res Methods Instrum Comput* 2002; 34(4): 549-560.
- 49 Mulch G, Leonardy B, Petermann W. Which are the parameters of choice from the evaluation of caloric nystagmus? *Arch Otorhinolaryngol* 1978; 221(1): 23-35.
- 50 Mittermaier R, Ebel B, Kubler A, et al. Electrographic nystagmus recording. *Z Laryngol Rhinol Otol* 1952; 31(3): 115-124.
- 51 Scherer H. Die halbautomatische Nystagmusanalyse. *Arch Oto Rhino Laryngol* 1976; 231: 484-486.
- 52 Anzaldi E, Mira E. An interactive program for the analysis of ENG tracings. *Acta Otolaryngol* 1975; 80(1-2): 120-127.
- 53 Guedry FE, Turnipseed GT. Two devices for analysis of nystagmus. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1968; 77(6): 1071-1085.
- 54 Pedersen P. Ein Analysator zur halbautomatischen, quantitativen Nystagmusauswertung. *Arch Oto Rhino Laryngol* 1978; 219.
- 55 Hanson JM. Comparison of manual whole-body and passive and active head-on-body rotational testing with conventional rotary chair testing. *Journal of Vestibular Research* 1998; 8[3]: 273-282.
- 56 Torok N. Frequency meter for nystagmus analysis. *Acta Otolaryngol* 1962; 54: 363-368.
- 57 Greiner GF, Conraux C, Collard M. The automatic measurement of the rate of slow jerk of nystagmus. Equipment. Value for the study of reflectivity and nystagmus threshold. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)* 1970; 91: 828-832.
- 58 Blauert J. The electro-nystagmometer - a new aid in quantitative vestibulometry. *Z Laryngol Rhinol Otol* 1972; 51(2): 110-117.
- 59 Täumer R. An Analog Nystagmus Analyser for Clinical Routine. *ORL* 1975; 37: 280-289.
- 60 Herberts G. Computer Analysis of Electronystagmo-graphic. *Data Acta Otolaryngol* 1968; 65: 200-208.
- 61 Allum JH, Tole JR, Weiss AD. MITNYS-II--a digital program for on-line analysis of nystagmus. *IEEE Trans Biomed Eng* 1975; 22(3): 196-202.
- 62 Keck W. Agreement of automatically and manually determined parameters of the electronystagmogram. *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)* 1983; 62(10): 476-480.

-
- 63 Juhola M. A syntactic method for analysis of nystagmus and smooth pursuit eye movement. *Comput Methods Programs Biomed* 1988; 26(1): 53-62.
- 64 Allum JH, Honegger F, Ura M, et al. Automatic electronystagmus analysis and documentation: recent advances in the study of vestibular, optokinetic and pursuit tracking function. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 1989; 51(1): 14-32.
- 65 Schultze C. Entwurf und Implementierung eines klinischen Meß- und Auswertungssystems für die Nystagmusanalyse. Techn Univ Berlin, 1991.
- 66 Akiyama I. The effect of alcohol on the control of the vestibulo-ocular reflex and gaze. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho* 1989; 92(2): 239-245.
- 67 Scherer H, Holtmann S. Modification of vestibular tests by alcohol. *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)* 1983; 62(12): 558-560.
- 68 Scherer H. Side effects of drugs on the equilibrium. *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)* 1986; 65(9): 467-469.
- 69 Tianwu H, Watanabe Y, Asai M, et al. Effects of alcohol ingestion on vestibular function in postural control. *Acta Otolaryngol Suppl* 1995; 519: 127-131.
- 70 Kleinfeldt D, Dahl D. Changes of temperature on the canalis semicircularis lateralis and their influence of the nystagmus at thermic irritations of vestibular organ (author's transl). *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)* 1974; 53(9): 687-692.
- 71 Dohlman GF. Physikalische und physiologische Studien zur Theorie des kalorischen Nystagmus. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1925; Suppl 5.
- 72 Bergenius J, Gransberg L, Borg E. Automatic analysis of electro-oculographic (EOG) recordings. Application to audio-vestibular diagnosis. *Scand Audiol* 1981; 10(3):193-196.
- 73 McClure JA, Fingrut P, Lycett P. An analog technique for nystagmus display. *Adv Otorhinolaryngol* 1973; 19: 266-275.
- 74 Groen J. The mechanics of the labyrinth. *Int Course in Vest Exam Utrecht* 1953.
- 75 Henriksson NG. Speed of slow component and duration in caloric nystagmus. *Acta Otolaryngol Suppl* 1956; 125: 1-29.
- 76 Andren G, Dohlman G, Henriksson NG. A method for direct registration of the speed of the eye-movements in nystagmic reactions. *Acta Otolaryngol* 1956; 46(4): 323-333.
- 77 Stockwell CW. Vestibular testing: past, present, future. *Br J Audiol* 1997; 31(6): 387-398.
- 78 Jacobsen G. Jacobsen G. Interpretation and usefulness of caloric testing. *St. Louis, Mosby Year Book*. 1993; 193-233.

79 Sokolovski A. The influence of mental activity and visual fixation upon caloric-induced nystagmus in normal subjects. *Acta Otolaryngol* 1966; 61(3): 209-220.

80 Proctor L, Glackin R. Factors contributing to variability of caloric test scores. *Acta Otolaryngol* 1985; 100(3-4): 161-171.

Anhang

I. *Abbildungsverzeichnis*

Abb. 1 :	Die Kupula ist ein Beschleunigungsmessgerät. Das elektrische Resultat der Messung entspricht der Geschwindigkeit des Kopfes. (Abb. mit freundlicher Genehmigung von Hennig Arzneimittel) _____	7
Abb. 2 :	Lage und Anatomie von Macula Utriculi und sacculi mit spiegelsymmetrischer Anordnung der Haarzellen entlang der Lagena (Abb. aus Canalis und Lambert 2000) _____	8
Abb. 3 :	Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der Macula utriculi (links) und sacculi (rechts). Die Pfeile bezeichnen die Polarisierung der Kinozilien von der Striola weg (Abb. aus Scherer Das Gleichgewicht 1997) _____	9
Abb. 4 :	Berechnung der GLP (Abb. aus Scherer Das Gleichgewicht 1997) _____	20
Abb. 5 :	Brille mit Infrarotkameraeinsatz (links) und Bewegungssensoreinsatz (rechts) _____	27
Abb. 6 :	Spüleinheit der Firma Otopront _____	28
Abb. 7 :	Screenshot der Testaufzeichnungen während der kalorischen Reizung_	30
Abb. 8 :	Bildschirm für die optokinetische Prüfung _____	31
Abb. 9 :	Screenshot der Testaufzeichnungen während der optokinetischen Reizung _____	32
Abb.10 :	Dialog der voreingestellten Parameter für die Nystagmuserkennung _____	34
Abb.11 :	Klamanli = manuelle Auswertungsdaten des kalorischen Tests links und Kalkonli = kontinuierliche Auswertungsdaten des kalorischen Tests links (mittlere GLP in %s) _____	38
Abb.12 :	Klamanre = manuelle Auswertungsdaten des kalorischen Tests rechts und Kalkonre = kontinuierliche Auswertungs-daten des kalorischen Tests rechts (mittlere GLP in %s) _____	38
Abb.13 :	Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungs-Programms und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen. _____	39
Abb.14 :	Klamanli = manuelle Auswertungsdaten des kalorischen Tests links und Kaldisli = diskrete Auswertungsdaten des kalorischen Tests links (mittlere GLP in %s) _____	41

Abb.15 :	Klamanre = manuelle Auswertungsdaten des kalorischen Tests rechts und Kaldisre = diskrete Auswertungsdaten des kalorischen Tests rechts (mittlere GLP in %s) _____	41
Abb.16 :	Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des diskreten Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen. _____	42
Abb.17 :	Omanli 15 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Okonli 15 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in %s) _____	44
Abb.18 :	Omanre 15 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Okonre 15 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in %s) _____	44
Abb.19 :	Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen. _____	45
Abb.20 :	Omanli 30= manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Okonli 30 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in %s) _____	47
Abb.21 :	Omanre 30 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Okonre 30 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in %s) _____	47
Abb.22 :	Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen. _____	48
Abb.23 :	Omanli 45 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Okonli 45 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in %s) _____	50
Abb.24 :	Omanre 45 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Okonre 45 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in %s) _____	50
Abb.25 :	Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen	

	oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen. _____	51
Abb.26 :	Omanli 15 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Odisli 15 = diskrete Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in %s) _____	53
Abb.27 :	Omanre 15 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Odisre 15 = diskrete Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in %s) _____	53
Abb.28 :	Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen. _____	54
Abb.29 :	Omanli 30 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Odisli 30 = diskrete Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in %s) _____	56
Abb.30 :	Omanre 30 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Odisre 30 = diskrete Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in %s) _____	56
Abb.31 :	Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungs-Programms und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen. _____	57
Abb.32 :	Omanli 45 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links und Odisli 45 = kontinuierliche Auswertungsdaten des optokinetischen Tests links (mittlere GLP in %s) _____	59
Abb.33 :	Omanre 45 = manuelle Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts und Odisre 45 = diskrete Auswertungsdaten des optokinetischen Tests rechts (mittlere GLP in %s) _____	59
Abb.34 :	Darstellung der Differenzen der Ergebnisse des kontinuierlichen Auswertungsprogrammes und der manuellen Messung auf der Y-Achse und der manuellen Messung auf der X-Achse. Die meisten Punkte liegen oberhalb der Bezugslinie (Nulllinie), dies bedeutet einen positiven Bias, das heißt, die Werte des Programms fallen systematisch größer aus als die manuell gemessenen. _____	60

II. Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Einteilung der Nystagmusstadien _____	13
Tab. 2:	Aufstellung der Probanden nach Alter und Geschlecht _____	25
Tab. 3:	Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der kontinuierlichen Auswertung für die kalorischen Reizung _____	40
Tab. 4:	Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der diskreten Auswertung für die kalorische Reizung _____	43
Tab. 6:	Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der kontinuierlichen Auswertung für die optokinetische Reizung mit 30% _____	49
Tab. 7:	Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der kontinuierlichen Auswertung für die optokinetische Reizung mit 45% _____	52
Tab. 8:	Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der diskreten Auswertung für die optokinetische Reizung mit 15% _____	55
Tab. 9:	Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der diskreten Auswertung für die optokinetische Reizung mit 30% _____	58
Tab.10:	Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der manuellen und der diskreten Auswertung für die optokinetische Reizung mit 45% _____	61

III. Diagrammverzeichnis

Diag. 1:	Säulendiagramm der Ergebnisse der kontinuierlichen und der diskreten Auswertung (mittlere GLP in %s) _____	62
----------	--	----

IV. Abkürzungen

GLP	Geschwindigkeit der langsamen Phase
HNO	Hals-Nasen-Ohren
NTSC	
PAL	
VOG	Videookulographie
VOR	Vestibulookulärerreflex

V. *Lebenslauf*

Aus Gründen des Datenschutzes, ist mein Lebenslauf in der elektronischen Version meiner Dissertation nicht enthalten.

VI. Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Hans Scherer danke ich für die Überlassung des Themas und die Arbeitsmöglichkeit in seiner Abteilung.

Besonderer Dank geht an Herrn Dr. Ilkay Kazak für die Anregungen und die kritische Beurteilung der praktischen Arbeit im Gleichgewichtslabor sowie der Diskussion der Ergebnisse und der Durchsicht der Arbeit.

Frau Monika Heinzl, Diplom Statistikerin, verdanke ich wertvolle Ratschläge in Fragen der Statistik.

Mein herzlicher Dank gilt auch meinem Freund Torsten Wegner für die gute Zusammenarbeit während der gemeinsamen Testungen der Probanden.

Ich danke allen meinen Freunden und Freiwilligen, die mich für die Testungen als Probanden tatkräftig unterstützt haben.

Auch meinen Eltern, Klaus und Karin Brauner, und meiner Schwester, Kerstin Brauner, möchte ich an dieser Stelle herzlich danken. Sie haben mich geduldig während der Entstehung dieser Arbeit unterstützt.

VII. Erklärung an Eides Statt

„Ich, Klaudia Brauner, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema:

**Vergleich verschiedener rechnergestützter Nystagmusanalyse-Methoden
anhand unterschiedlicher Nystagmusauslöser**

selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmitteln benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer dargestellt habe.“

Datum

Unterschrift