

Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde
Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
Direktor: Prof. Dr. G. Richard

**Untersuchung eines Eye Tracker Prototypen
zur automatischen Operationsmikroskopsteuerung**

Dissertation
Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von

Thomas Lischka
aus Braunschweig

Hamburg 2007

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am:

Sprecher:

Referent:

Koreferent:

Für Monika

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. G. Richard danke ich für die interessante Aufgabenstellung und die Überlassung des wissenschaftlichen Themas. Des Weiteren stellte er freundlicherweise den Kontakt zur Firma Möller-Wedel und der TU-HH her. Den Herren Dr. M. Schmidt und Dr. J. Koetke danke ich für die freundliche Überlassung des Prototyps und Hilfestellung bei technischen Problemen. Insbesondere danke ich Herrn Dipl.-Ing. M. Raschdorf, der unermüdlich und trotz anderer Projekte immer für Rückfragen zur Verfügung stand. Kleinere und auch größere Wünsche wurden stets erfüllt. Herrn Prof. Dr.-Ing. R.-R. Grigat danke ich für die Einführung in die digitale Bildverarbeitung sowie Programmierarbeit, zwei mir bis dahin völlig unbekannte Gebiete, sowie die gute Zusammenarbeit und stetige Unterstützung durch seine Abteilung. Herrn Dipl.-Ing. S. Schulz danke ich für die gute Zusammenarbeit, informative Gespräche und praktische Unterstützung. Herrn cand.-Ing. Y. Sattar Muneera danke ich für die Entwicklung des Mauseinterface. Ohne diese Anwendung wäre die Auswertung der Daten so nicht möglich gewesen.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. rer. nat. J. Bednarz. Er hat wie selbstverständlich die Betreuung dieser Arbeit übernommen, nachdem der eigentliche Betreuer aus der Augenklinik ausgeschieden war. Ihm verdanke ich wertvolle Ratschläge und umfassende Unterstützung.

Nicht zuletzt gebührt meiner Familie und allen meinen Freunden Dank, die mir in vielfältiger Weise zur Seite standen.

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG	7
1.1 THEMATIK	7
1.2 EYE TRACKER IN DER DIAGNOSTIK	7
1.3 EYE TRACKER IN DER HORNHAUTCHIRURGIE.....	14
1.4 EYE TRACKER IN DER NETZHAUTCHIRURGIE.....	20
1.5 ZIEL DER ARBEIT	22
2. MATERIAL UND METHODEN	23
2.1 EYE TRACKING SYSTEM (ETS).....	23
2.1.1 <i>Systemaufbau</i>	23
2.1.2 <i>Bildverarbeitungsalgorithmen und Integration in das ETS</i>	25
2.1.3 <i>Güteparameter</i>	27
2.1.4 <i>Toleranz der automatischen Operationsmikroskopsteuerung</i>	28
2.1.5 <i>Bildmaterial</i>	29
2.1.6 <i>Protokolldateien</i>	29
2.2 STUDIENDESIGN.....	31
2.3 UNTERSUCHTE OPERATIONEN	32
2.3.1 <i>pars-plana-Vitrektomie und EIBOS</i>	32
2.3.2 <i>Kombinierte Operationen</i>	33
2.4 DATENERFASSUNG	33
2.5 DATENAUSWERTUNG.....	34
2.5.1 <i>Modus der Bildverarbeitung</i>	34
2.5.2 <i>EIBOS</i>	35
2.5.3 <i>Mausinterface</i>	35
2.5.4 <i>Bestimmung der Koordinaten von Irismittelpunkt und Helligkeitszentrum</i>	36
2.5.5 <i>Grenzwerte der Irissuche</i>	36
2.5.6 <i>Genauigkeit der automatisch bestimmten Irismittelpunkte</i>	37
2.5.7 <i>Genauigkeit der automatisch bestimmten Helligkeitszentren</i>	38
2.5.8 <i>Güteparameter und Schwellenwerte</i>	38
2.5.9 <i>Zeitdauer der Operationen</i>	38
2.5.10 <i>Mikroskopzentrierung durch den Operateur</i>	39
2.5.11 <i>Mikroskopzentrierung durch das ETS</i>	39
2.5.12 <i>Mikroskopzoom</i>	40
2.5.13 <i>Genauigkeit der Bildzentrierung</i>	40
3. ERGEBNISSE	42
3.1 DATENBASIS.....	42
3.1.1 <i>Patienten und Operationen</i>	42
3.1.2 <i>Bildmaterial, Systemmodus und EIBOS</i>	42
3.1.3 <i>Operationsdauer</i>	43
3.1.4 <i>Aktivität der automatischen Operationsmikroskopsteuerung</i>	44
3.2 BILDVERARBEITUNGSGRUNDLAGEN.....	44
3.2.1 <i>Überprüfung der Grenzwerte der Irissuche</i>	44
3.2.2 <i>Genauigkeit der Bestimmung des Irismittelpunktes</i>	45
3.2.3 <i>Genauigkeit der Bestimmung des Helligkeitsschwerpunktes</i>	46
3.2.4 <i>Güteparameter und Schwellenwerte</i>	47

3.3	MIKROSKOPZENTRIERUNG.....	52
3.3.1	<i>Häufigkeit der Mikroskopzentrierungen durch den Operateur.....</i>	52
3.3.2	<i>Häufigkeit der Mikroskopzentrierungen durch das ETS.....</i>	53
3.3.3	<i>Summe der Mikroskopzentrierungen.....</i>	54
3.3.4	<i>Zuverlässigkeit der automatischen Mikroskopzentrierung.....</i>	55
3.3.5	<i>Entfernung des Irismittelpunktes vom Blickfeldmittelpunkt.....</i>	56
3.3.6	<i>Entfernung des Helligkeitsschwerpunkts vom Blickfeldmittelpunkt.....</i>	56
4.	DISKUSSION	58
5.	ZUSAMMENFASSUNG.....	67
6.	LITERATURVERZEICHNIS	68

Abkürzungen und Akronyme

BLI	Binary Laplacian Image
BVR	Bildverarbeitungsrechner
CCD	Charge Coupled Device
DRF	Difference of Recursive Filters
EIBOS	Erect Indirect Binocular Ophthalmoscope System
EOG	Elektrookulographie
ETS	Eye Tracking System
Excimer	Excited Dimer
FDA	U.S. Food and Drug Administration
HT	Hough Transformation
IROG	Infrarotokulographie
ISEF	Infinite Size Symmetrical Filter
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LASIK	Laser in situ Keratomileusis
LDV	Laser Doppler Velocimeter
LED	Light Emitting Diode
MI	Mausinterface
OCT	Optical Coherence Tomography
PC	Personal Computer
Pixel	Picture Element
ppV	pars-plana-Vitrektomie
PRK	Photorefraktive Keratektomie
TUHH	Technische Universität Hamburg-Harburg
UKE	Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
VOG	Videookulographie

1. Einleitung

1.1 Thematik

Eye-Tracking beschreibt allgemein das technische Problem der Verfolgung des menschlichen Auges. Das so genannte Tracking oder tracken (engl. für verfolgen, nachgehen) von Augen oder Augenbewegungen ist eine weit verbreitete und komplexe technische Herausforderung. In der operativen Augenheilkunde, insbesondere der intraokularen Chirurgie, ist das Operationsmikroskop ein unverzichtbares Hilfsmittel. Die Einstellung des Bildausschnittes erfolgt durch die so genannte x-y-Kupplung, die der Operateur mit dem Fuß bedient. Durch Elektromotoren wird die Mikroskopoptik entsprechend den empfangenen Impulsen positioniert.

Bei Operationen in örtlicher Betäubung können Kopfbewegungen oder Augenbewegungen des Patienten eine Änderung des Bildausschnitts verursachen. Zusätzlich kann auch der Operateur durch Manipulation am Kopf bzw. Auge des Patienten Bewegungen und damit eine Änderung des Bildausschnitts verursachen. Das Blickfeld durch das Operationsmikroskop ist daher im Operationsverlauf nicht statisch. Dieser Effekt wird durch höhere Vergrößerungsstufen verstärkt. Die interessierenden Strukturen befinden sich aus diesen Gründen nicht immer im zentralen Blickfeld der Mikroskopoptik. Ein hinreichend großer Überblick über das Operationsgebiet ist von der Position der Mikroskopoptik relativ zum Patientenaugum abhängig. Je weiter der Operationsbereich vom Blickfeldmittelpunkt entfernt ist, desto ungünstiger sind die Arbeitsbedingungen. Der Operateur kann dies in Kauf nehmen oder die Mikroskopoptik neu positionieren. Diese Kontrolle und ggf. die Neujustierung des Bildausschnittes ist während des gesamten Verlaufs der Operation notwendig und kann die Aufmerksamkeit des Operateurs von der eigentlichen Operation ablenken. Durch Tracking und automatische Positionierung des Operationsmikroskops könnten die Operationsbedingungen verbessert werden.

1.2 Eye Tracker in der Diagnostik

Das historisch erste klinische Einsatzgebiet für Eye Tracker war die Erfassung und Auswertung von Augenbewegungen. Eine Übersicht über dieses Forschungsgebiet wird in den Arbeiten von Young und Sheena (1975) und Collewijn (1999) gegeben. Im Bereich

der Augenheilkunde können insbesondere neuroophthalmologische Erkrankungen durch die Analyse der unterschiedlichen Augenbewegungstypen zuverlässiger diagnostiziert werden (Yee 1983). Die Augenbewegungen werden in Sakkaden, Folgebewegungen, Vergenzbewegungen, Optokinetik und vestibuläre Bewegungen unterteilt. Diese Augenbewegungstypen haben jeweils ihr eigenes anatomisches Substrat und erfüllen spezifische Aufgaben (Steffen 2006), so dass bei einzelnen Erkrankungen entsprechend charakteristische pathologische Augenbewegungsmuster entstehen können. Bei Augenbewegungsstörungen kann z.B. durch genaue Analyse der einzelnen Augenbewegungstypen die diagnostische Abgrenzung zwischen Myasthenia gravis, chronisch progressiver externer Ophthalmoplegie, Nervenlähmungen und Orbitaerkrankungen erleichtert werden (Yee 1983).

Augenbewegungen wurden zu Beginn der Forschung mechanisch mittels am Bulbus (oculi) bzw. direkt an der Hornhaut befestigter Hebel gemessen. In einer Arbeit von Ohm (1928) werden die Anfänge dieser Methode nachgezeichnet. Zunächst wurden die Augenbewegungen durch eine feste Verbindung zwischen dem Bulbus und einem Registriergerät aufgezeichnet. Die Methode ermöglichte erste Messungen, war jedoch für die Probanden äußerst unangenehm. Eine Weiterentwicklung dieser Methode stellte die Verwendung von Spiegeln dar. Die Spiegel wurden durch eine Saugkappe oder mittels einer Kontaktlinse mit Unterdruck am Bulbus befestigt (Delabarre 1898). Zur Messung der Augenbewegungen wurde ein Lichtstrahl verwendet. Die Ableitung des reflektierten Lichtstrahls wurde entweder fotografisch oder elektrisch aufgezeichnet. Mit dieser Methode konnten horizontale, vertikale und erstmals auch torsionale Augenbewegungen gemessen werden. Nachteile der Methode waren das erforderliche Expertenwissen über Kontaktlinsen sowie über optische Techniken. Problematisch war zudem die unerwünschte Beweglichkeit der mittels Saugkappe oder Kontaktlinse befestigten Spiegel, die die Untersuchung schneller und großer Augenbewegungen unmöglich machte. Auch das Problem des direkten Kontakts der Untersuchungsgeräte mit dem Bulbus der Probanden war nicht gelöst und bedeutete erhebliche Unannehmlichkeiten. Dieses gravierende Problem wurde erst durch die Verwendung der Elektroofukulographie (EOG) zum Zweck der Registrierung von Augenbewegungen gelöst (Schott 1922). Die Grundlage der Elektroofukulographie ist die Spannungsdifferenz zwischen dem hinteren Augenpol und der Hornhaut. Die Messung erfolgte ursprünglich mittels in den Lidwinkeln eingelegter Elektroden, später mittels neben den Lidwinkeln angebrachter Hautelektroden. Der Bulbus konnte so ungehindert und unbeeinträchtigt bewegt werden. Durch Fenn und Hursh (1936)

wurde diese Methode zur Registrierung von Augenbewegungen bei geschlossenen Lidern verwendet. Direkter Augenkontakt durch die Untersuchungsgeräte ist dabei nicht erforderlich, so dass die Probanden wenig beeinträchtigt werden. Die EOG kann zudem auch bei geschlossenen Augenlidern und in absoluter Dunkelheit angewendet werden. Ein weiterer Vorteil der Elektrookulographie ist der geringe Kostenaufwand. Klinisch interessierende hochfrequente Phänomene, wie Sakkaden oder Nystagmen, können mittels EOG gut dargestellt werden. Das Konzept des symmetrischen Dipols, der sich in einem homogenen Medium bewegt, ist jedoch stark vereinfacht. Unterschiede in den Beleuchtungsbedingungen, der schwankende Hautwiderstand und Kontraktionen der Gesichtsmuskulatur sind nur einige Ursachen für mögliche verfälschte Messwerte (Collewijn 1999). Die Domäne der EOG sind horizontale Augenbewegungen sowie insbesondere Untersuchungen mit geschlossenen Lidern oder in Dunkelheit. Vertikale oder torsionale Augenbewegungen können sehr schlecht erfasst werden.

Eine sehr präzise Methode, um Augenbewegungen zu erfassen, ist die Messung mittels Spulen in einem Magnetfeld (Robinson 1963). Die notwendigen Spulen werden dazu in eine Kontaktlinse eingebaut. Durch die Erzeugung eines Unterdrucks von -40 bis maximal -60 mmHg wird der exakte Sitz der Kontaktlinse kontrolliert. Kleinste und größte Augenbewegungen können in horizontaler, vertikaler und torsionaler Richtung mit höchster Präzision gemessen werden. Der Kopf der Probanden muss nicht fixiert werden und das Gesichtsfeld wird nicht beeinträchtigt. Messungen sind auch mit geschlossenen Lidern sowie in absoluter Dunkelheit möglich. Nachteil der Methode sind die sehr hohen Gerätekosten. Das für die Erzeugung des Unterdrucks notwendige Saugrohr ist störend für die Probanden und kann Dislokationen der Kontaktlinse verursachen. Insgesamt bedeutet die verwendete Kontaktlinse erhebliche Unbequemlichkeiten für die Probanden. Die Methode wurde durch Collewijn et al. (1975) mit dem Ziel weiterentwickelt, die Unbequemlichkeiten zu minimieren. Die zur Erfassung der Augenbewegungen notwendigen Spulen werden dazu in einen ringförmigen „speziellen Träger“ integriert, der die Fläche der Hornhaut ausspart. Die zum Auge gewendete Seite des elastischen Ringes ist konkav, mit einem in Bezug zum Bulbus kleineren Krümmungsradius. Zur Fixierung wird der Ring auf den Bulbus gedrückt, so dass, bedingt durch den kleineren Radius und die Eigenelastizität des Ringes, ein Unterdruck erzeugt wird. Dieser Unterdruck gewährleistet einen guten und festen Sitz. Die Hornhaut des Probanden wird durch den elastischen Ring nicht berührt, die Unbequemlichkeiten für die Probanden können so auf ein Minimum reduziert werden.

Als weitere Methode zur Messung von Augenbewegungen wird die Reflektion des sichtbaren Lichts von der Augenoberfläche verwendet. Zwei Arten von Reflektion können unterschieden werden: Die erste Art sind Glanzlichter, die durch Reflektion des einfallenden Lichts von glatten Oberflächen entsprechend des Einfallswinkels und ohne Streuung entstehen. Dieses Phänomen tritt insbesondere an Grenzflächen auf. An der Vorder- sowie der Rückfläche der Hornhaut und der Linse entstehen daher insgesamt vier Glanzlichter. Diese Glanzlichter werden Purkinje-Bilder genannt und von eins bis vier durchnummeriert. Die zweite Art sind diffuse Reflektionen, die durch gestreute Reflektion des einfallenden Lichts von weniger glatten Oberflächen entstehen. Demgegenüber absorbieren pigmentierte Gewebeanteile das einfallende Licht. Als Erweiterung der Methode wurde anstelle des sichtbaren Lichts später auch Infrarotlicht verwendet. Infrarotlicht hat den Vorteil, dass die Probanden subjektiv nicht gestört werden. Nachteilig ist jedoch die begrenzte Bestrahlungsdauer, da durch Infrarotlicht Schäden der Netzhaut induziert werden können. Lokale Verteilungsunterschiede der diffusen Reflektion im Bereich des Limbus, der Grenze zwischen Sklera und Iris, werden von der Gruppe der sogenannten Limbustracker genutzt. Durch die Sklera wird das Licht reflektiert, durch die Iris in Abhängigkeit vom Pigmentierungsgrad absorbiert. Diese Methode wird von einer Reihe kommerziell erhältlicher Tracker (Collewijn 1999) benutzt. Die Messung von Augenbewegungen ist mit Limbustrackern in der klinischen Routine mit hoher Zuverlässigkeit möglich. Bei nur unbedeutenden Gerätekosten kann zudem die simultane Messung beider Augen erfolgen. Die einfache Anwendbarkeit und die nur geringe Beeinträchtigung des Sehfeldes begründen ihr weites Einsatzgebiet. Da der obere und untere Limbusbereich in der Regel durch die Lider verdeckt wird, können jedoch vertikale Augenbewegungen nur unzureichend gemessen werden. Problematisch sind auch die erforderlichen speziellen Brillengestelle bzw. Kopfhalterungen, die die notwendige nahe Positionierung der Lichtquellen und der Sensoren gewährleisten. Das Tragen einer eventuellen eigenen Sehhilfe wird dadurch meist unmöglich. Die stabile Fixierung der Messinstrumente über einen längeren Zeitraum stellt ein weiteres gravierendes Problem dar.

Jones (1973) entwickelte einen Limbustracker, der Augenbewegungen in horizontaler und insbesondere zusätzlich in vertikaler Richtung messen konnte. Das Auge wurde mit Infrarotlicht beleuchtet und die rezeptiven Felder der Sensoren kreuzten im unteren Bereich der Iris den Limbus. Die rezeptiven Felder der Sensoren sollten sich im Drehpunkt des Auges treffen. Dieser Ansatz erforderte eine individuelle Gerätejustierung bzw.

Winkelanpassung an jeden Probanden. Das Gerät wurde auf einem Probierbrillengestell montiert und fest mit dem Kopf verbunden. Der Vorteil der Messung von Augenbewegungen in zwei Dimensionen konnte jedoch nur für ausschließlich horizontale bzw. vertikale Bewegungen realisiert werden. Die Messung war von der Positionierung der rezeptiven Felder abhängig, die für jeden Probanden auf empirischer und damit wenig reproduzierbarer Basis erneut vorzunehmen war.

Durch Pruehsner und Enderle (1999, 2002) sowie Pruehsner et al. (2003) wurde ein weiterer Limbustracker vorgestellt. Der Tracker arbeitete mit Infrarotlicht und sollte der Messung und Aufzeichnung insbesondere sakkadischer Augenbewegungen dienen, um die Okulomotorik zu studieren. Die verwendete Infrarotlichtquelle und die Sensoren waren dazu an ein Probierbrillengestell montiert, welches eine zentrale Sehöffnung enthielt. Mit einem Regressionsalgorithmus wurden aus den gewonnenen Daten in Echtzeit horizontale, vertikale und torsionale Sakkaden gemessen. Die Vor- und Nachteile dieses Geräts entsprachen den oben genannten für diese Gerätegruppe.

Neuere Entwicklungen zur Messung von Augenbewegungen basieren meist auf digitaler Bildverarbeitung. Um Eye Tracking zu realisieren, wurden verschiedene Ansätze gewählt: Tracken von Markierungen, Kontrasttracking und Objektkorrelation bzw. Pattern Recognition (engl. für Mustererkennung). Markierungen sind leicht zu tracken, da sie den Erfordernissen entsprechend gestaltet werden können. Probleme können allerdings bei der Verwendung von z.B. Farbmarkierungen durch Farb- und Strukturänderungen entstehen. Solide Markierungen müssen mit speziellen Halterungen befestigt werden, sind somit relativ invasiv und können die Probanden merklich stören. Kontrasttracking nutzt die unterschiedliche Helligkeit der unterschiedlichen Gewebe, die sich in digitalen Bildern in entsprechend unterschiedlichen Grauwertstufen widerspiegelt. Die Methode ist nicht invasiv, jedoch ist die Helligkeit kein konstantes Merkmal sondern von der Pigmentierung und insbesondere der Beleuchtung abhängig. Gerade die Beleuchtung ist oft nicht konstant, wodurch ggf. auch das getrackte Merkmal variabel wird.

Bei der Objektkorrelation wird ein bestimmter Bereich bzw. Ausschnitt eines Bildes als Referenz gespeichert. Dieser Referenzbereich wird dann in den nachfolgenden Bildern gesucht, um Relativbewegungen zu erfassen und zu messen. Als Referenzbereich können Bildausschnitte des vorderen Augenabschnitts aber auch des Augenhintergrunds (Fundus) dienen. Die Methode ist ebenfalls nicht invasiv, das gewählte Referenzbild kann sich jedoch bei chirurgischen Interventionen in diesem Bereich ändern. Die Ansprüche an die

verwendete Bildverarbeitungssoftware und die Rechenkapazität der Hardware sind hoch und waren zu Beginn in diesem Bereich ein stark limitierender Faktor.

Eine weit verbreitete, und auf digitaler Bildverarbeitung basierende Methode zur Messung von Augenbewegungen ist die Videookulographie (VOG). Ein Überblick über die VOG und andere auf digitaler Bildverarbeitung beruhende Methoden wird in einem Buchbeitrag von Clarke (1994) gegeben. Die Herangehensweise der VOG ist im Allgemeinen in einem ersten Schritt die Detektion der Pupille, um dann in einem zweiten Schritt den Pupillenn Mittelpunkt zu berechnen. Zusätzlich wird die Torsion des Auges mittels der natürlichen Iristextur bestimmt, dies entspricht dem Tracken einer natürlichen Landmarke. Eine Variante der VOG ist die Infrarotokulographie (IROG), bei der das Auge mit Infrarotlicht beleuchtet wird. Die Zuverlässigkeit der Geräte ist hoch. Im Gegensatz zu den Techniken mit in Kontaktlinsen integrierten Spulen (Problem der verrutschenden Kontaktlinsen) sind die erhobenen Messwerte immer zuverlässig. Augenbewegungen mit hohen Geschwindigkeiten wie z.B. Sakkaden können jedoch nicht hinreichend erfasst werden. Dies liegt in erster Linie an den technischen Spezifikationen der Videotechnologie, die mit einer Bildaustauschrate von 25 bis 30 pro Sekunde arbeitet. Ein weiterer Nachteil sind die notwendigen speziellen Kopfhalterungen der jeweils verwendeten Infrarotkamera und der Infrarotlichtquellen. Es resultieren Unbequemlichkeiten und der Proband kann seine gewohnte Sehhilfe nicht tragen. Die zusätzliche Einschränkung des Gesichtsfelds ist insbesondere für Anwendungen in der Augenheilkunde problematisch.

Durch Kingma et al. (1995) wurde ein 3D Eye Tracker vorgestellt, der mittels IROG insbesondere torsionale Augenbewegungen messen sollte. Neben den oben genannten Nachteilen zeigte sich in dieser Untersuchung, dass die Erfassung der Iristextur nicht zuverlässig war. Dies resultierte aus Änderungen der Iristextur bedingt durch das Pupillenspiel und die entsprechend der Augenstellung unterschiedliche Beleuchtung der Iris. Trotz der Verwendung von Infrarotlicht war dadurch die Anwendung des Trackers bei Dunkelheit nicht möglich.

Neben der Bestimmung von Augenbewegungen stellt die Ermittlung der exakten Blickrichtung, wie sie zum Beispiel für die objektive Perimetrie notwendig ist, ein weiteres Einsatzgebiet für Eye Tracker dar. Um die Blickrichtung bestimmen zu können, wurde an einem Augenmodell mittels digitaler Bildverarbeitung die genaue räumliche Lage eines pupillenähnlichen Objektes bestimmt (Markert et al. 2002). Das Augenmodell wurde dazu mit Infrarotlicht beleuchtet und aus unterschiedlichen Richtungen mit zwei Kameras

aufgenommen. In den untersuchten Bildsequenzen wurden durch einen Algorithmus die Pupillenlage und der Pupillenmittelpunkt des Modellauges ermittelt, was der Methode der IROG entsprach. Der Blickwinkel wurde durch Integration der beiden Messergebnisse berechnet. Das Ergebnis war zuverlässig, die Differenz zwischen eingestelltem und gemessenem Blickwinkel betrug im Mittel $0,5^\circ$. Eine Kalibrierung des Systems war nicht erforderlich. Die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf Messungen an menschlichen Augen wurde jedoch in dieser experimentellen Arbeit nicht untersucht.

Im Bereich der Schielbehandlung konnte durch den Einsatz eines Trackers und einer Shutter-Brille zum Zweck der Fusionstherapie eine Weiterentwicklung der herkömmlichen Haploskope erreicht werden (Carmesin et al. 2003). Der Tracker erfüllte hier die Aufgabe, während der Übungsbehandlung die einzustellende Disparität automatisiert und kontinuierlich zu bestimmen. Es wurden dazu durch eine speziell entwickelte Software die Pupillenmittelpunkte und die daraus folgenden Fixationspunkte auf einem Monitor (entspricht der Blickrichtung), auf dem die Übungsbilder dargeboten wurden, berechnet. Durch die verwendete Shutter-Brille wurde das Monitorbild entsprechend der durch einen Algorithmus vorgegebenen Disparität abwechselnd für das linke und das rechte Auge verschoben dargestellt. Das System konnte des Weiteren für eine Vielzahl von Untersuchungen verwendet werden: Es war möglich, die Fusionsbreite zu messen, den Ab- und Aufdecktest durchzuführen, den subjektiven Schielwinkel zu messen, eine Konvergenzprüfung durchzuführen und den Schielwinkel permanent aufzuzeichnen. Durch das vorgestellte Gerät konnte die Fusionstherapie für jeden Patienten individuell angepasst durchgeführt werden. Als größter Vorteil des Geräts muss wohl die mögliche Behandlung auch außerhalb einer Sehschule bezeichnet werden. Der Einsatz war an Computerarbeitsplätzen, an Computern im Heimbereich und auch beim Fernsehen und mit beliebigem Bildmaterial möglich.

Ein weiterer Einsatzbereich für Tracker sind Konstanthalteaufgaben, die bestimmte Untersuchungen erst ermöglichen oder deren Qualität entscheidend verbessern. Mit Hilfe von Laser Doppler Velocimetern (LDV) wird die okuläre Hämodynamik untersucht. Um die genaue Positionierung des verwendeten Laserstrahls auf den zu messenden Gefäßabschnitt zu gewährleisten, wurde von Mendel et al. (1993) ein LDV mit einem kommerziellen Tracker gekoppelt. Der Tracker war ein Purkinje-Tracker und verwendete das erste sowie das vierte Purkinje-Bild (Crane und Steele 1985), um den Laserstrahl des LDV in zwei Ebenen zu stabilisieren. Messungen wurden sowohl ohne als auch mit Unterstützung des Trackers vorgenommen, bei denen die Probanden willkürlich

Augenbewegungen in horizontaler Richtung ausführten. Es konnte gezeigt werden, dass die Messung der pulsatilen arteriellen Wellenform mit Trackerunterstützung trotz Augenbewegungen kontinuierlich aufgezeichnet werden konnte. Die durch Augenbewegungen induzierten Artefakte konnten so minimiert werden. Ohne Trackerunterstützung war dies nicht möglich. Ein noch zu lösendes Problem des vorgestellten Systems waren die Störungen der Messungen durch das Blinzeln.

Durch Ferguson et al. (2004) wurde ein experimenteller Tracker-Prototyp eines optischen Kohärenz Tomographen (OCT) vorgestellt. Durch den in einen kommerziellen OCT (OCT II, Carl Zeiss Meditec) implementierten Tracker sollte der Untersuchungsbereich stabilisiert werden, um die Güte der aus mehreren Einzelmessungen zusammengesetzten und gemittelten Bilder entscheidend zu verbessern. Der Tracker verwendete natürliche Landmarken des Augenhintergrundes (Fundus). In der zitierten Studie wurde die Lamina cribrosa als stabiles und robustes Merkmal ausgewählt. Durch den Tracker konnte die Abbildungsqualität verbessert werden. Dies zeigte sich in einer besseren und schärferen Abgrenzbarkeit der einzelnen Schichten der Netzhaut. Nur mit Tracker war es möglich, Gefäßdetails, und hier insbesondere das Gefäßlumen, darzustellen. Die Möglichkeit, exakt die gleiche Netzhautstelle in konsekutiven Untersuchungen zu vermessen, konnte realisiert werden. Die Abweichung betrug ohne Tracker 3,71 Pixel und mit Tracker nur 0,45 Pixel. Somit werden bessere Verlaufsuntersuchungen ermöglicht. Die Grenzen des Systems wurden durch die relativ niedrige Auflösung des OCT II bestimmt.

1.3 Eye Tracker in der Hornhautchirurgie

Die refraktive Chirurgie der Hornhaut ist ein Spezialgebiet der Augenheilkunde, in dem in hohem Maße Bedarf an Konstanthalteaufgaben bzw. Nachsteuerung besteht. Bei der Behandlung ist die exakte Positionierung der Laserenergie unbedingt erforderlich, um das Operationsziel zu erreichen. Dezentrierungen des Ablationsprofils können Astigmatismen oder Brechfehler höherer Ordnung verursachen (Mrochen et al. 2001). Diese können zusammen mit Streulicht und verminderter Kontrastsensitivität für verminderte postoperative Sehkraft verantwortlich sein. Die modernen Operationsverfahren, die mittels eines kleinen Laserspots und repetitiver Laserpulse individuell an den Patienten angepasste Ablationsprofile erzeugen, wären ohne Tracking in dieser Form nicht durchführbar.

Durch Preußner und Richard (1990) sowie Preußner und Leukefeld (1992) wurde ein Prototyp vorgestellt, der der Kompensation von Augenbewegungen bei der Laserkeratotomie dienen sollte. Mit Hilfe einer künstlichen Landmarke wurde die Position des zu behandelnden Auges kontrolliert. Die Landmarke bestand aus einem Bezugsmarkenträger, der mittels feiner Häkchen am Limbus der Hornhaut eingesetzt wurde und ca. 0,3 mm in die Hornhaut eindrang. Auf dem Bezugsmarkenträger befand sich ein LED-Chip (light emitting diode), der Infrarotlicht aussendete. Durch Messung der Bezugsmarkenposition und entsprechender Justierung des Therapielaserstrahls mittels Stellspiegeln wurde eine Genauigkeit zwischen der Soll- und der Istposition von 5 µm erreicht. Bei zu großen Abweichungen erfolgte eine Sperrung des Lasers. Die experimentellen Ergebnisse deuteten auf einen Vorteil durch Verwendung des Trackers hin, über klinische Anwendungen wurde jedoch nicht berichtet. Als größter Nachteil des vorgestellten Prototyps ist der invasive Charakter der Bezugsmarkenträgerbesfestigung zu nennen.

Die Excimer Laser der ersten Generationen, die zur photorefraktiven Keratektomie (PRK) verwendet wurden, konnten Augenbewegungen der Patienten nicht automatisch verfolgen und demzufolge den Behandlungsbereich nicht stabilisieren. Dies veranlasste Gobbi et al. (1995), einen kommerziellen Excimer Laser mit einem Eye Tracker auszurüsten. Der eigentliche Laser wurde nicht wesentlich verändert. Mit einer schwarz-weiß CCD-Kamera (charge coupled device) wurden Bilder des zu behandelnden Auges mit einer Frequenz von 50 Hz aufgezeichnet. Mittels digitaler Bildverarbeitung wurde der Pupillenrand detektiert und es wurden die Koordinaten des Pupillenmittelpunkts berechnet. Diese Daten wurden automatisch mit einem zu Beginn der Behandlung gespeicherten Referenzbild und den entsprechenden Koordinaten verglichen. Bei einer erkannten Abweichung erfolgten die Nachsteuerung des Laserstrahls sowie die Rezentrierung des Kamerabildes mittels Stellspiegeln. Mit der entwickelten Software konnte der Behandlungsbereich erfolgreich und berührungsfrei getrackt werden. Die Untersuchung erfolgte am Modell sowie an Freiwilligen, ohne tatsächliche Durchführung einer Laserbehandlung. Das Ziel, den kommerziellen Laser nicht zu verändern, sondern nur eine Erweiterung zu entwickeln, konnte umgesetzt werden. Die vollständige Unterbindung der Applikation dezentrierter Lasereffekte wurde jedoch nicht erreicht. Zumindest ein Effekt konnte von der geplanten Lokalisation abweichen, bevor eine automatische Nachsteuerung dies verhinderte.

Die Arbeit von Schwiegerling und Snyder (2000) verfolgte das Ziel, Dezentrierungen und die Varianz der Augenposition während einer Laser in situ Keratomileusis (LASIK) zu

erfassen. Zu diesem Zweck wurden die Videoaufzeichnungen von fünf Operationen untersucht. In den digitalisierten Videobildern wurde eine Landmarke definiert, die dann mittels digitaler Bildverarbeitung durch einen speziell entwickelten Algorithmus getrackt wurde. Zusätzlich wurde auch der Pupillenmittelpunkt berechnet. Der vorgestellte Tracker konnte jedoch nicht während der LASIK angewendet werden, er diente lediglich späteren Untersuchungen der Operationen. Nachsteuerungen oder die zuverlässige Platzierung der Laserenergie wurden durch den Tracker nicht ermöglicht.

Tsai und Lin (2000) sowie Tsai et al. (2004) untersuchten die Zentrierung der Laserablation bei PRK und LASIK, die mit aktiver Eye Tracker Unterstützung durchgeführt worden waren. Der Tracker verwendete eine nicht näher bezeichnete Infrarotmethode, um den Pupillenrand zu verfolgen. Bei erkannter Abweichung konnte der Laserstrahl innerhalb von 20 Millisekunden an der neuen Stelle platziert werden. Wenn die Abweichung größer als 1,5 mm war, wurde der Laser automatisch abgeschaltet. Durch die Verwendung des Trackers wurde im Vergleich zu bisherigen Untersuchungsergebnissen ohne Verwendung eines Trackers eine geringere mittlere Dezentrierung erzielt.

Taylor et al. (1999, 2000) entwickelten und untersuchten einen aktiven Eye Tracker für PRK und LASIK. Das Ziel der 2000 vorgestellten und an Schweineaugen durchgeführten Studie war, die Genauigkeit des Trackers bezüglich der Pupillenmittelpunkterkennung zu messen. Der Tracker arbeitete mit digitaler Bildverarbeitung und berechnete aus digitalisierten Videobildern den Pupillenmittelpunkt. Im Modellversuch mit Schweineaugen betrug die Dezentrierung des Ablationsmittelpunkts vom tatsächlichen Pupillenmittelpunkt bei intakter Hornhaut im Mittel 0,06 mm. Der für die LASIK erforderliche, mit einem Mikrokeratom erzeugte Flap erhöhte die Dezentrierung auf im Mittel 0,1 mm. Diese Ergebnisse waren gegenüber Literaturangaben für die Dezentrierung des abladierten Bereichs bei alleiniger Fixation durch den Patienten besser. Die Erfassung schneller Augenbewegungen, wie z.B. Sakkaden, war bei einer möglichen Frequenz von 10 bis 12,5 Hz nicht möglich.

Die derzeit aktuellen Modelle der Excimer Laser, die von der U.S. Food and Drug Administration (FDA) für eine LASIK zugelassen sind¹, verfügen ausnahmslos über einen Eye Tracker. Der Excimer Laser der Firma Schwind, der nur in Europa jedoch nicht in den USA zugelassen ist, verfügt ebenfalls über einen serienmäßigen Eye Tracker. Die Unterschiede zwischen den Trackern bezüglich der Trackfrequenz sind in der Tabelle 1.1 dargestellt.

¹ <http://www.fda.gov/cdrh/lasik/lasers.htm> (Stand 10.12.2007)

Hersteller	Laser	Frequenz
Alcon Pharma GmbH	Excimer Laser LADARVision®6000	4000 Hz ¹
Bausch&Lomb GmbH	Technolas® 217z Zyoptix® System	120 Hz ²
NIDEK CO., LTD	Excimer Laser System EC- 5000CX Series	200Hz ³
SCHWIND eye-tech-solutions GmbH & Co. KG	ESIRIS	330Hz ⁴
VISX	STAR S4 IR Excimer Laser System	60Hz ⁵
WaveLight AG	ALLEGRETTO WAVE	200Hz ⁶
WaveLight AG	ALLEGRETTO WAVE Eye-Q	400Hz ⁷
WaveLight AG	CONCERTO	500Hz ⁸
Carl Zeiss Meditec AG	MEL 80™ Excimer Laser	250Hz ⁹

Tab. 1.1: Derzeitige kommerzielle Excimer Laser und ihre Trackfrequenz.

Die Trackfrequenz wird von allen Herstellern angegeben, diese reicht von 60Hz bis 4000Hz. Demgegenüber werden durch die Hersteller kaum detaillierte Angaben zur eigentlichen Reaktionszeit der Tracker mitgeteilt. Der Eye Tracker des Zyoptics 100 Systems der Firma Bausch & Lomb hat eine Reaktionszeit von 6,6 ms¹⁰. Der Tracker des ESIRIS der Firma Schwind wird mit einer Reaktionszeit von wenigen ms beworben¹¹. Für eines der Vorgängermodelle mit einer Trackfrequenz von 50Hz ist demgegenüber in der Literatur eine Reaktionszeit von 20 ms veröffentlicht (Tsai und Lin 2000, Tsai et al. 2004). Die Reaktionszeit des LADARVision Tracking Systems wird in der Literatur mit <10 ms (Krueger 1999) bzw. <3 ms (Salz und Stevens 2002) angegeben.

¹ <http://www.ladarvision.com/pros/ladarvision/ladar-vision-correction.asp> (Stand 19.12.2007)

² http://www.bausch.com/en_US/ecp/surgical/product/refractive/technolas_z_eep.aspx (Stand 19.12.2007)

³ <http://www.nidek.com/2004617.html> (Stand

⁴ <http://www.eye-tech-solutions.de/cms/fileadmin/PDF/Produkte/Behandeln/ESIRIS.pdf> (Stand 19.12.2007)

⁵ persönliche Mitteilung (Steve Morton, Advanced Medical Optics)

⁶ http://www.wavelight-laser.net/admin.tool/_cms/de/Content/na/ZxzGFSnuEy7c4jlb4jqxquammnX8AAAEAAfkyRYcAAAAD/1459,0.html (Stand 19.12.2007)

⁷ http://www.wavelight-laser.net/admin.tool/_cms/de/Content/na/ZxzGFSnuEy7c4jlb4jqxquammnX8AAAEAAfkyRYcAAAAD/1460,0.html (Stand 19.12.2007)

⁸ http://www.wavelight-laser.net/admin.tool/_cms/de/Content/na/ZxzGFSnuEy7c4jlb4jqxquammnX8AAAEAAfkyRYcAAAAD/1461,0.html (Stand 19.12.2007)

⁹ [http://www.meditec.zeiss.de/88256DE40004A9B4/0/83F9622777FA3ADCB882572270000A6F5/\\$file/mel_80_de.pdf](http://www.meditec.zeiss.de/88256DE40004A9B4/0/83F962277FA3ADCB882572270000A6F5/$file/mel_80_de.pdf) (Stand 19.12.2007)

¹⁰ http://www.bausch-lomb.de/surgical/lasik/eye_tracker.htm (Stand 19.12.2007)

¹¹ <http://www.eye-tech-solutions.de/cms/fileadmin/PDF/Produkte/Behandeln/ESIRIS.pdf> (Stand 19.12.2007)

Insgesamt sind über die Funktionsweise der einzelnen Tracker und ihre Zuverlässigkeit nur wenige Informationen veröffentlicht. Im Zusammenhang mit der hier vorgestellten Arbeit ist mit Zuverlässigkeit insbesondere die Zuverlässigkeit der automatischen Erkennung der getrackten Zielstruktur gemeint.

Krueger (1999) beschrieb das LADARVision Tracking System, welches wohl die Basis des aktuellen Trackers des Excimer Laser LADARVision®6000 (Alcon) darstellt. Das Tracking System besteht aus zwei Subsystemen. Subsystem eins beinhaltet den Laser Radar Transmitter und den Sensor, der die Messung der Augenposition vornimmt. Der Transmitter bestrahlt das Auge mit gepulstem Infrarotlicht (905 nm) und analysiert die Charakteristik der reflektierten Laserstrahlung (Physician's Booklet 2000). Gemessen wird die Position des pharmakologisch erweiterten Pupillenrandes. Die refraktive Laserenergie soll entsprechend der Lage des Pupillenrades appliziert werden. Subsystem zwei besteht aus den in zwei Ebenen beweglichen Stellspiegeln, die Positionsfehler ausgleichen, um die exakte Applikation der Laserenergie zu gewährleisten. Der Vorteil des Trackers sind die mit 4000Hz extrem hohe Trackfrequenz, die Reaktionszeit ist demgegenüber mit weniger als 10 ms jedoch nicht extrem niedrig. Nach Angaben der Autoren können durch die außergewöhnlich hohe Performance Augenbewegungen bzw. Sakkaden mit Geschwindigkeiten von bis zu 700°/Sekunde bzw. 150mm/Sekunde getrackt werden. Der maximale Positionsfehler der Ablationszone beträgt etwa 30µm (McDonald und Vanhorn 1997, Krueger 1999). Als nachteilig kann die zwingend notwendige Pupillenerweiterung, ohne die der Tracker nicht arbeitet, betrachtet werden. Über die Zuverlässigkeit des Trackers sind keine Daten veröffentlicht.

Das Technolas® 217z Zyoptix® System (Bausch & Lomb) verfügt über einen videobasierten Infrarottracker. Der Tracker arbeitet mit einer Frequenz von 120Hz und trackt die nicht erweiterte Pupille¹. Der Tracker kann Augenbewegungen in der horizontalen, vertikalen und in der 3. Dimension, der so genannten Z-Ebene, verfolgen. Die Reaktionszeit beträgt 6,6 ms². Details über den verwendeten Algorithmus oder die Zuverlässigkeit des Trackers sind nicht publiziert.

Der Tracker des Excimer Laser System EC-5000CX Series (Nidek) verwendet eine 200Hz CCD-Kamera und Infrarotlicht, um die Iris bzw. die undilatierte Pupille zu tracken³. Der verwendete Algorithmus berechnet mittels „vermutlich Mustererkennung“ den

¹ http://www.bausch.com/en_US/ecp/surgical/product/refractive/technolas_z_eep.aspx (Stand 19.12.2007)

² http://www.bausch-lomb.de/surgical/lasik/eye_tracker.htm (Stand 19.12.2007)

³ <http://www.nidek.com/2004617.html> (Stand 19.12.2007)

Pupillenmittelpunkt¹. Über die detaillierte Funktionsweise, die Reaktionszeit sowie die Zuverlässigkeit des Trackers sind keine Informationen veröffentlicht.

Der Tracker des ESIRIS (Schwind) arbeitet mit einer 330Hz Infrarotkamera und entsprechender Trackfrequenz². Der verwendete Bildverarbeitungsalgorithmus berechnet den Pupillenmittelpunkt. Durch den Algorithmus werden dazu in einem ersten Schritt tangentielle Linien an die Pupille gelegt. Von den Berührungspunkten ausgehend werden dann in einem zweiten Schritt weitere Linien erzeugt, die die tangentialen Linien im rechten Winkel schneiden. Wenn die Pupille kreisförmig ist, treffen sich die rechtwinkligen Linien alle in einem Punkt. Dieser Punkt entspricht dem Pupillenmittelpunkt. Der Algorithmus sucht nach Ansammlungen solcher Schnittpunkte³. Die Reaktionszeit setzt sich aus der Kamerafrequenz, der benötigten Rechenzeit des Bildverarbeitungsalgorithmus sowie der benötigten Zeit, um die Spiegel des Behandlungslasers neu zu positionieren, zusammen. Sie beträgt insgesamt mehr als 6 ms (De Ortueta 2006). Genauere Daten über die Zuverlässigkeit des Trackers sind nicht veröffentlicht.

Der Eye Tracker S4 Activ Trak des Star S4 IR Excimer Laser System (VISX) trackt mit Infrarotkameras und einem nicht näher klassifiziertem Algorithmus die Pupille mit einer Frequenz von 60Hz⁴. Daten über die Reaktionszeit oder die Zuverlässigkeit des Trackers sind nicht öffentlich zugänglich.

Der Eye Tracker des WaveLight ALLEGRETTO WAVE (WaveLight) arbeitet mit einer Infrarotkamera. Die Trackfrequenz beträgt 200Hz. Mit einem nicht näher bezeichneten Algorithmus werden die Position sowie die Größe der Pupille ermittelt. Mit dieser Information wird die exakte Positionierung der Laserenergie sichergestellt. Die Reaktionszeit ist <10ms⁵. Die weiteren Laser der Produktfamilie, der ALLEGRETTO WAVE und der ALLEGRETTO WAVE Eye-Q, verwenden Tracker mit einer Trackfrequenz von 400Hz bzw. 500Hz. Informationen über die Reaktionszeiten sind nicht frei zugänglich. Untersuchungen über die Zuverlässigkeit der Tracker wurden bisher nicht veröffentlicht.

¹ persönliche Mitteilung, Stefan Pieger, Clinical Support Manager, Nidek Co. Ltd.

² <http://www.eye-tech-solutions.de/cms/fileadmin/PDF/Produkte/Behandeln/ESIRIS.pdf> (Stand 19.12.2007)

³ persönliche Mitteilung, Thomas Magnago, Head of Division Customer Support, SCHWIND eye-tech-solutions GmbH & Co. KG

⁴ persönliche Mitteilung, Steve Morton, Advanced Medical Optics

⁵ <http://www.fda.gov/cdrh/pdf2/P020050S004b.pdf> (Stand 19.12.2007)

Der Eye Tracker des MEL 80TM Excimer Laser (Carl Zeiss Meditec) arbeitet mit Infrarotbeleuchtung und trackt den Limbus. Die Trackfrequenz beträgt 250Hz¹. Weitere Details über die genaue Funktionsweise und die Zuverlässigkeit des Algorithmus wurden nicht veröffentlicht.

1.4 Eye Tracker in der Netzhautchirurgie

Die Laserkoagulation der Netzhaut ist eine häufige Therapieform, die bei unterschiedlichen Netzhauterkrankungen Anwendung findet. Die diabetische Retino- und Makulopathie, Netzhautforamina oder eine Netzhautablösung sind typische Indikationen für die Laserkoagulation. Insbesondere diabetische Netzhautveränderungen erfordern oft eine Behandlung mittels mehrerer tausend Laserkoagulationsherde. Die Behandlung erfolgt am sitzenden Patienten mittels in die Spaltlampe integrierte bzw. an sie angekoppelte Laser. Wenn eine hohe Herdanzahl erforderlich ist, sind oft mehrere Sitzungen notwendig, um die Belastung für den Patienten zu reduzieren. Der Kopf wird in einer Kinn- und Stirnstütze positioniert, für die ruhige Stellung des Auges ist der Patient selbst verantwortlich. Der therapierende Augenarzt muss daher Bewegungen ausgleichen und darf unter keinen Umständen die Makula, den Sehnerv oder die Gefäße durch Laserenergie schädigen. Es wurde daher schon vielfach versucht, die Gefahr der Koagulation dieser sensiblen Bereiche durch Entwicklung automatisierter Laserkoagulationssysteme zu eliminieren. Die hieraus resultierenden technischen Probleme sind die Erkennung der entsprechenden Netzhautstrukturen und insbesondere der Ausgleich von unerwünschten Augenbewegungen.

Die Entwicklung eines Systems, das die rechnergesteuerte Laserstrahlpositionierung zur Behandlung der Netzhaut oder anderer Augenstrukturen ermöglicht, ist Gegenstand der Arbeiten von Jean et al. (1987a, 1987b, 1991). Der vorgestellte Tracker verwendete digitale Bildverarbeitung um mittels Objektkorrelation die Zielstrukturen zu tracken. Das System arbeitete in Echtzeit. Mit dem System konnte unter Laborbedingungen die Zielstruktur in über 90% getrackt werden (Jean et al. 1991).

Yu et al. (1991) stellten ein weiteres Tracking-System zur computerunterstützten Photokoagulation vor. Durch digitale Bildverarbeitung der Spaltlampenbilder und Objektkorrelation wurde die Position der Netzhaut getrackt. Zum Ausgleich der

¹ [http://www.meditec.zeiss.de/88256DE40004A9B4/0/83F962277FA3ADCB882572270000A6F5/\\$file/mel80_de.pdf](http://www.meditec.zeiss.de/88256DE40004A9B4/0/83F962277FA3ADCB882572270000A6F5/$file/mel80_de.pdf) (Stand 19.12.2007)

Bewegungen wurde der Ablenkspiegel des Lasers entsprechend verstellt. Die Systemgeschwindigkeit betrug lediglich 1 bis 2 Hz, so dass ein Echtzeitbetrieb nicht realisiert werden konnte.

Naess et al. (2002) berichteten über CALOSUS (computer aided laser optical system for ophthalmic surgery). Die Bilder einer CCD-Kamera, die an eine Funduskamera gekoppelt war, wurden digitalisiert. Mittels digitaler Bildverarbeitung wurden Gefäßgabelungen der retinalen Gefäße getrackt. Das System bestand aus drei Subsystemen: Jeweils ein digitales und ein analoges Subsystem erfüllten Trackingaufgaben, das dritte Subsystem diente der Kontrolle der Photokoagulation. Das digitale Tracking-Subsystem arbeitete mit einer Frequenz von 30 Hz, was einer Reaktionszeit von 33 ms entsprach. Die angestrebte Reaktionszeit von 5 ms konnte durch die Implementierung des zweiten, analogen Tracking-Subsystems erreicht werden. Die Platzierung der Laserkoagulationsherde konnte automatisiert erfolgen. Die Fovea bzw. die Makula, der Sehnervkopf, die Gefäße und die zum Tracken verwendeten Netzhautbereiche wurden ausgespart. Die Software kontrollierte die Bewegung des Laserstrahls von einem geplanten Laserkoagulationsherd zum nächsten und steuerte bei Bewegungen nach bzw. stellte den Laser ab. Ein klinischer Prototyp war jedoch noch nicht untersucht worden.

Azzolini et al. (1996) entwickelten einen Tracker für die vitreoretinale Chirurgie, der den Operationsbereich automatisch im Blickfeldmittelpunkt halten und den Chirurgen so von der üblichen manuellen Blickfeldjustierung des Operationsmikroskops entlasten sollte. Die speziell entwickelte Software verwendete die digitalen Bilder einer CCD-Kamera. Mittels digitaler Bildverarbeitung wurde das Kamerabild in 64 so genannte Megapixel unterteilt und die mittlere Helligkeit in jedem Megapixel gemessen. Danach wurde der Schwerpunkt der Helligkeitsverteilung kalkuliert. Der am besten und somit hellsten ausgeleuchtete Netzhautbereich wurde als der den Chirurgen interessierende Bereich angenommen. Wenn der gefundene Schwerpunkt nicht innerhalb des definierten Toleranzbereichs der zentralen 16 Megapixel lag, erfolgte eine automatische Nachsteuerung der Mikroskopoptik. Der Tracker konnte das Mikroskopbild schnell und zuverlässig zentrieren, dies wurde jedoch nicht durch Daten belegt. Als geringeres Problem erwies sich die hohe Helligkeitsintensität der eingebrachten Beleuchtung. Dies führte dazu, dass die Beleuchtungsquelle und nicht die beleuchtete Netzhaut getrackt wurde. Durch die Erfahrung des Operateurs wurde dieser Nachteil kompensiert.

1.5 Ziel der Arbeit

Im Rahmen dieser Arbeit wurde unter realistischen Bedingungen der Prototyp eines speziell für die intraokulare Mikrochirurgie entwickelten Eye Trackers untersucht.

Das Eye Tracking System (ETS) war softwarebasiert und für Operationen am vorderen sowie am hinteren Augenabschnitt konzipiert. Bei Prozeduren am vorderen Augenabschnitt sollte durch einen Bildverarbeitungsalgorithmus der Irismittelpunkt getrackt werden. Bei Prozeduren am hinteren Augenabschnitt sollte durch einen weiteren Bildverarbeitungsalgorithmus entsprechend das Helligkeitszentrum getrackt werden. Ziel war dabei, den Irismittelpunkt bzw. das Helligkeitszentrum anhand der berechneten Koordinaten durch Positionierung der Mikroskopoptik automatisch im Blickfeldzentrum zu halten.

Durch diese Arbeit sollte die Funktionstüchtigkeit des untersuchten Prototyps bewertet werden. Es galt also zu überprüfen, ob die beiden Bildverarbeitungsalgorithmen die jeweiligen Koordinaten zuverlässig ermitteln. Daran anschließend wurde die Funktionstüchtigkeit der im System implementierten Kontrolle, die richtig von falsch bestimmten Koordinaten separieren sollte, untersucht. Es wurde angenommen, dass sich die Benutzung der x-y-Kupplung durch die Verwendung des aktiven ETS verändern würde. Es sollte insbesondere untersucht werden, ob durch das aktive ETS die x-y-Kupplung nicht mehr benötigt wird und der Operateur von dieser Tätigkeit entbunden werden kann. Eine weitere Fragestellung war, ob durch die Verwendung des aktiven ETS die Zentrierung des Irismittelpunktes bzw. des Helligkeitszentrums im Blickfeld gesteigert werden konnte. Um über Vergleichsdaten der zu untersuchenden Parameter zu verfügen, mussten zunächst Operationen unter konventionellen Bedingungen analysiert werden.

2. Material und Methoden

2.1 Eye Tracking System (ETS)

Im Rahmen einer Diplomarbeit im Bereich Technische Informatik 2 der Technischen Universität Hamburg-Harburg (TUHH) wurde in Kooperation mit der Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf (UKE) ein Bildverarbeitungs-Algorithmus entwickelt (Wiehler 1996). Der Algorithmus verarbeitete Situationsbilder von Operationen am vorderen Augenabschnitt, die aus dem Strahlengang eines Operationsmikroskops ausgelesen wurden. Mittels digitaler Bildverarbeitung wurden kreisförmiger Strukturen gesucht. Der Algorithmus trackte die Iris und berechnete den Irismittelpunkt. Durch einen industriellen Hersteller wurde als Erweiterung ein eigenständiger zweiter Algorithmus entworfen, der Situationsbilder von Operationen am hinteren Augenabschnitt verarbeitete. Dieser Algorithmus detektierte den am hellsten ausgeleuchteten Blickfeldbereich und berechnete das Helligkeitszentrum. Basierend auf diesen zwei Algorithmen erfolgte durch den industriellen Hersteller die Realisierung eines aktiven Eye Trackers: Das Eye Tracking System (ETS). Das ETS sollte durch automatisierte Mikroskopsteuerung in der Lage sein, in beiden Systemmodi das Mikroskopblickfeld auf den Irismittelpunkt bzw. das Helligkeitszentrum zu zentrieren. Der Prototyp des Systems wurde in dieser Arbeit untersucht.

Das ETS verfügte entsprechend der zwei Bildverarbeitungsalgorithmen über zwei Modi: Bei Operationen unter Verwendung der normalen Mikroskopbeleuchtung arbeitete der Prototyp im so genannten Normalmodus. Als Ergebnis wurden die Koordinaten des Irismittelpunktes berechnet. Bei Operationen unter Verwendung einer intraokularen Beleuchtungsquelle arbeitete der Prototyp im so genannten Vitrektomiemodus. Als Ergebnis wurden die Koordinaten des Helligkeitszentrums berechnet. Der Wechsel zwischen den beiden Systemmodi erfolgte bei dem untersuchten Prototyp nicht automatisiert.

2.1.1 Systemaufbau

Der untersuchte Prototyp des Eye Tracking System bestand aus einem Personal Computer (PC) und einem Laptop. (Abb. 2.1)

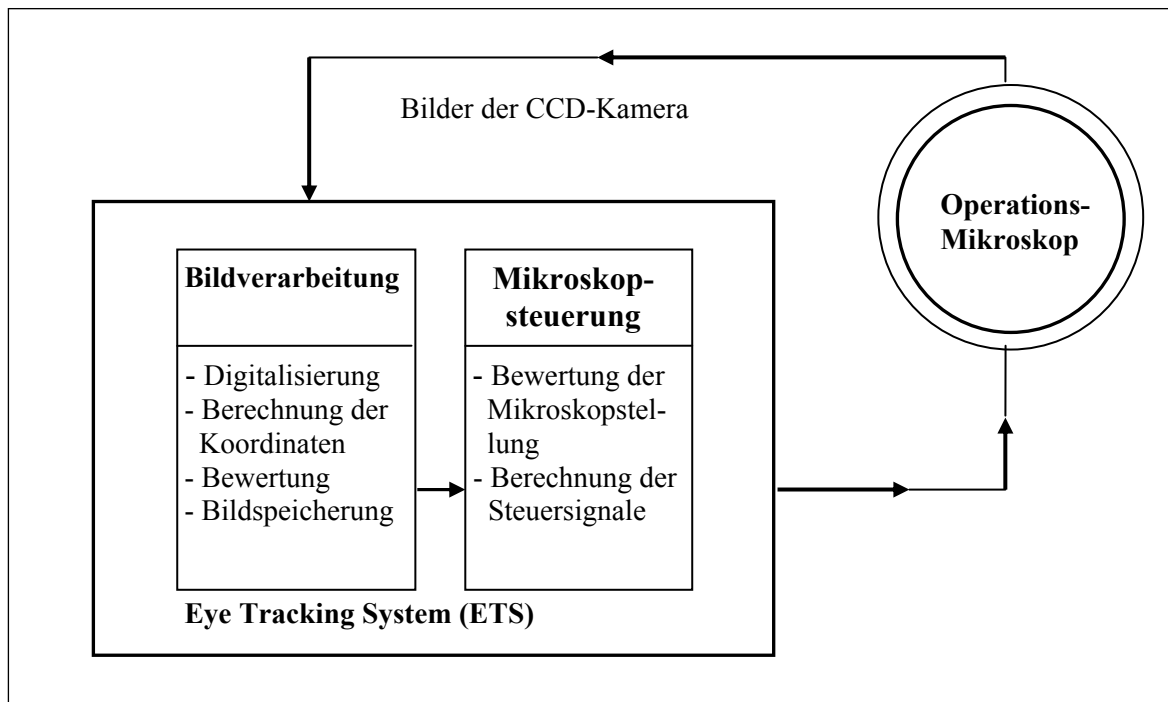


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung des Eye Tracking System (ETS) bestehend aus PC und Laptop. Der PC fungiert als Bildverarbeitungsrechner (BVR) und empfängt die aus dem Strahlengang des Mikroskops ausgelesenen Situationsbilder. Der Laptop empfängt die berechneten Koordinaten des BVR und dient der Mikroskopsteuerung. Bei aktiver Steuerungsautomatik wird die Mikroskopoptik durch Steuersignale auf die berechneten Koordinaten zentriert.

Der PC (Betriebssystem Windows NT) empfängt die Videosignale des Operationsmikroskops und digitalisierte diese mittels einer eingebauten Framegrabber-Karte. Die Originalbilder hatten eine Größe von 768x576 Pixel. Um den Rechenaufwand zu reduzieren, wurde mit vierfach unterabgetasteten Bildern (192x144 Pixel) gearbeitet. Nach der Digitalisierung wurden durch die Algorithmen im Normalmodus die Koordinaten des Irismittelpunktes bzw. im Vitrektomiemodus die Koordinaten des Helligkeitszentrums berechnet. Die ermittelten Koordinaten wurden dann an den Laptop (Betriebssystem MS-DOS) weitergeleitet. Der PC war hauptsächlich für die Bildverarbeitung zuständig und wird daher im Folgenden Bildverarbeitungsrechner (BVR) genannt. Des Weiteren war der BVR auch für die Datenarchivierung zuständig. Es wurden Protokolldateien (siehe 2.1.6), das digitalisierte Bildmaterial und die Parameter der Mikroskopeinstellung gespeichert. Der Laptop bildete die Verbindung zum Operationsmikroskop und schloss so den Regelkreis. Er führte Vergleiche der übermittelten Koordinaten mit den Koordinaten des Blickfeldmittelpunktes und der vorgegebenen Toleranzeinstellung durch (siehe 2.1.4). War die aktuelle Position außerhalb der voreingestellten Toleranz, wurde die notwendige

Mikroskopbewegung berechnet. Bei aktiver automatischer Operationsmikroskopsteuerung wurde die Mikroskopoptik auf die errechneten Koordinaten zentriert.

2.1.2 Bildverarbeitungsalgorithmen und Integration in das ETS

Bei Operationsabschnitten unter Verwendung der normalen Mikroskopbeleuchtung wurde der Algorithmus für den Normalmodus verwendet. Die aus dem parallelen Strahlengang des Operationsmikroskops bereitgestellten Videosignale wurden eingelesen. Es folgte eine Digitalisierung des Originalbilds mittels Framegrabber-Karte (Abb. 2.2, linker Bildteil). Danach wurde das digitalisierte Bild in ein Kantenbild transformiert (Abb. 2.2, rechter Bildteil).

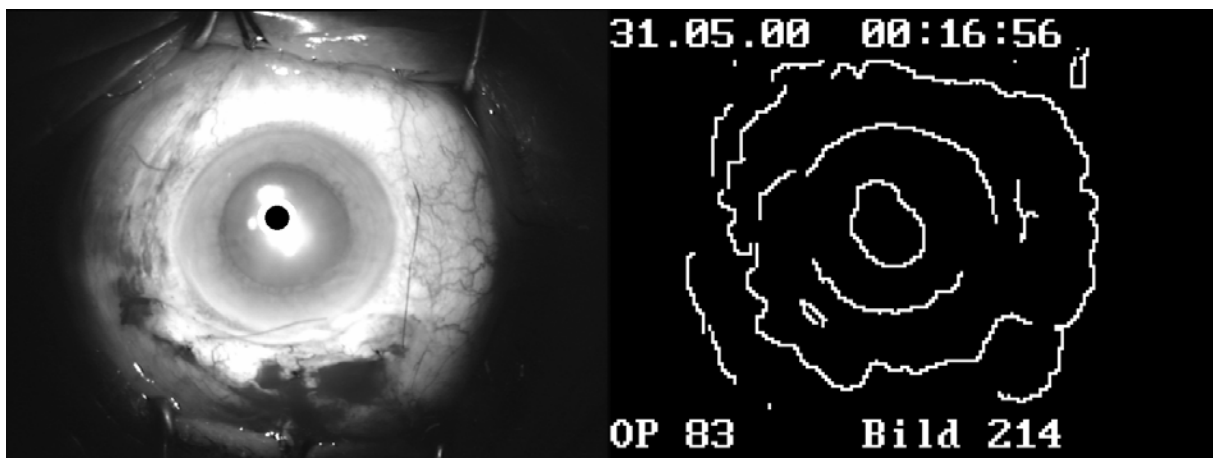


Abbildung 2.2: Digitalisiertes Original-Videobild mit nachträglich erfolgter Markierung des durch das ETS berechneten Irismittelpunktes (links), transformiertes Kantenbild (rechts)

Für die Kantendetektion wurde ein DRF-Kantenfilter (engl.: Difference of Recursive Filters) angewendet. Das zuvor eingelesene und digitalisierte Originalkamerabild wurde zunächst mit einem Exponentialfilter bearbeitet. Hierzu wurde ein ISEF-Filter (engl.: Infinite Size Symmetrical Filter) benutzt. Die Differenz zwischen Originalbild und gefiltertem Bild wurde berechnet. Das Ergebnis der DRF-Methode war ein binäres Laplace-Bild (BLI; engl.: Binary Laplacian Image). In diesem Bild wurden alle positiven Werte auf eins, alle negativen auf null gesetzt. Die Übergänge von null auf eins kennzeichneten den Kantenverlauf (Wiehler 1996). Es erfolgte zusätzlich eine Berechnung der Gradientenstärke, da durch Verwendung dieser Information die Leistungsfähigkeit der nachfolgenden Algorithmen gesteigert werden konnte. Die Gradientenstärke wurde aus der

gemittelten Differenz der links und rechts vom Kantenverlauf liegenden Punkte ermittelt. Die Berechnung schloss mit einem Hysterese-Schwellenwertverfahren ab. Mittels zweier Schwellenwerte und einer vorgegebenen Mindestkantenlänge wurde die Zahl der berechneten Kanten reduziert und so das endgültige Kantenbild erzeugt (Abb. 2.2, rechter Bildteil). In diesem Kantenbild wurde dann nach kreisförmig gebogenen Kantensegmenten mit Krümmungsradien innerhalb eines vorgegebenen Intervalls gesucht (Wiehler 1996). Die Vorgabe für das Suchintervall der Irissuche erfolgte durch den Anwender über eine Eingabemöglichkeit am Bildverarbeitungsrechner. Nach dem Einschwenken der Mikroskopoptik konnte in einem kleinen Fenster auf dem Monitor des BVR der aktuelle Bildausschnitt online betrachtet werden. Über dieses Bild waren virtuell die Ober- sowie Untergrenze des Suchintervalls für die Irissuche gelegt. Mittels der Computermaus und drag and drop („ziehen“) konnte die Größe des Suchintervalls verändert werden. Die Einstellungen für die Ober- und Untergrenze wurden gespeichert und bei Neustart des Systems aus dem Speicher übernommen.

Die Suche nach kreisförmigen Kantensegmenten erfolgte durch Mustererkennung, es wurde eine erweiterte Hough-Transformation (HT) verwendet. Ursprünglich wurde die HT zur Detektion von Geraden bzw. Teilchenverläufen in einer Gasentladungskammer entwickelt (Hough 1962). Durch Weiterentwicklung kann die HT zur Detektion beliebiger parametrisierter Kurvenzüge verwendet werden (Ballard 1981). In dem hier untersuchten Algorithmus wurde die kantenbasierte HT für Kreise verwendet. Ein Kreis wird durch Mittelpunkt (x_0, y_0) und Radius r parametrisiert, es ergibt sich somit ein dreidimensionaler Suchraum. Der Suchraum kann durch die Aufakkumulation über einen vorgegebenen Radiuskorridor auf zwei Dimensionen reduziert werden. Es ist dann ausreichend, den parametrisierten Kreis pixelweise über das zu transformierende Bild zu schieben. Das zu transformierende Bild war das zuvor erzeugte Kantenbild. Durch die HT wurde die Anzahl der Pixel gezählt, an denen der gesuchte parametrisierte Kreis über Kanten des Kantenbildes lag. Dies entsprach einem Patternmatching (engl.: Mustererkennung). Der maximale Wert der HT wurde erreicht, wenn der parametrisierte Kreis im Kantenbild über einem Kreis oder Kreissegmenten mit entsprechendem Radius lag. Um aus dieser Berechnung die Koordinaten des gesuchten Kreises zu erhalten, wurde eine Maximumsuche auf der Transformierten durchgeführt. Der Wert der HT entsprach dem Grad der Übereinstimmung zwischen dem gesuchten Kreis und den Inhalten des Kantenbildes für diese Mittelpunktkoordinaten (Wiehler 1996). Gleichzeitig wurden zwei

Güteparameter berechnet. Der berechnete Irismittelpunkt wurde mittels dieser Güteparameter als richtig oder falsch klassifiziert.

Fanden Operationsabschnitte unter Verwendung einer intraokularen Lichtquelle statt, wurde der Algorithmus für den Vitrektomiemodus verwendet. Das Einlesen des Videosignals und die Digitalisierung erfolgten wie im Normalmodus (Abb. 2.3, linker Bildteil). Danach wurde eine Umwandlung in ein Graustufenbild durchgeführt (Abb. 2.3, rechter Bildteil). In diesem Graustufenbild war jedem einzelnen Pixel genau ein Helligkeitswert im Wertebereich von 0 bis 255 zugeordnet. Es wurde zunächst eine Schwellenwertoperation durchgeführt, um sehr helle sowie sehr dunkle Pixel auszuschließen. Danach wurden die Koordinaten der verbliebenen Bildpunkte mit ihren Grauwerten multipliziert und aufsummiert. Diese Summe wurde durch die Gesamtzahl der betrachteten Bildpunkte dividiert, um aus diesem Ergebnis die Koordinaten des Helligkeitszentrums zu ermitteln (persönliche Mitteilung, Michael Raschdorf, Möller-Wedel). Es wurde gleichzeitig ein Güteparameter berechnet, der das Helligkeitszentrum als richtig oder falsch klassifizierte.



Abbildung 2.3: Digitalisiertes Original-Videobild mit Markierung des durch das ETS berechneten Helligkeitszentrums (links). Auf der rechten Seite ist das umgewandelte Graustufenbild zu sehen.

2.1.3 Güteparameter

Zur Bewertung der berechneten Irismittelpunkte bzw. Helligkeitszentren wurden insgesamt drei Güteparameter berechnet: zwei Güteparameter für den Normalmodus, ein

Güteparameter für den Vitrektomiemodus. Die Güteparameter sollten sicherstellen, dass falsch berechnete Koordinaten nicht für eine automatische Mikroskopzentrierung herangezogen wurden.

Im Normalmodus wurden ht-max und n-connect als Güteparameter verwendet. Hohe Parameterwerte sollten ein richtiges Rechenergebnis, also einen zutreffend bestimmten Irismittelpunkt, erwarten lassen. Der berechnete Wert für ht-max entsprach der Höhe des gefundenen Maximums in der Parameterebene der Hough-Transformation. Der Güteparameter n-connect gab an, wie viele der gefundenen Kantenpunkte eine Gradientenrichtung hatten, die auf den berechneten Kreismittelpunkt zeigten (Wiehler 1996). Die beiden Güteparameter waren gleichwertig. Der errechnete Mittelpunkt wurde nur dann als richtig klassifiziert, wenn beide Güteparameter den entsprechend voreingestellten Grenzwert überschritten.

Im Vitrektomiemodus wurde v-connect als Güteparameter verwendet. V-connect gab an, wie viel Prozent aller hellen Bildpunkte mit dem errechneten Helligkeitsschwerpunkt verbunden waren. V-connect war klein, wenn z.B. mehrere helle Lichtflecke im Bild waren und nicht eindeutig ein Helligkeitsschwerpunkt zu finden war (persönliche Mitteilung, Michael Raschdorf, Möller-Wedel).

Die Güteparameter mussten jeweils die vorgegebenen Schwellenwerte übersteigen, damit die errechneten Koordinaten durch das ETS als richtig eingestuft wurden. Nur dann erfolgte eine Weitergabe der Werte an den das Mikroskop steuernden Laptop. Die Voreinstellung der Schwellenwerte erfolgte über ein Menü am Bildverarbeitungsrechner. Als Güteparameter-Schwellenwerte wurden in dieser Untersuchung Werte benutzt, die sich in einer früheren Versuchsreihe als brauchbar erwiesen hatten (persönliche Mitteilung, Dr. med. Andreas Walter, UKE). Der Schwellenwert für ht-max war in dieser Untersuchung auf 1,2, der Schwellenwert für n-connect auf 140 eingestellt. Der Schwellenwert für v-connect betrug 60.

2.1.4 Toleranz der automatischen Operationsmikroskopsteuerung

Um den Irismittelpunkt bzw. das Helligkeitszentrum zentral im Blickfeld zu halten, wurde eine Grenze definiert. Für die Toleranzvorgabe wurde in dieser Untersuchung ein virtueller Kreis um den Blickfeldmittelpunkt gelegt. Der Irismittelpunkt bzw. das Helligkeitszentrum sollten innerhalb dieses Kreises gehalten werden. Bei aktiver automatischer Operationsmikroskopsteuerung sollten errechnete Koordinaten, die außerhalb des

Toleranzkreises lagen, zu einer automatischen Zentrierung des Operationsmikroskops führen. Die Größe des Toleranzkreises wurde in der Einheit Pixel eingegeben, eine Abstufung war in Schritten von 10 Pixeln möglich. Die Einstellung erfolgte am Laptop. Es wurde mit drei abgestuften Toleranzkreisradien gearbeitet: 40, 50 und 60 Pixel. Jede Toleranzkreisgröße wurde in fünf Operationen erprobt. Die Größe des Toleranzkreises war statisch, d.h. sie war unabhängig von Änderungen des Zoomfaktors.

2.1.5 Bildmaterial

Die Software des ETS bot die Möglichkeit, in sekundengenau zu wählenden Intervallen eine Bilddatei der momentanen Operationssituation zu speichern. Als Speicherort diente der Bildverarbeitungsrechner. Bei den Operationen dieser Untersuchung wurde ein Intervall von 5 Sekunden gewählt. Zusätzlich wurde automatisch eine Bilddatei gespeichert, wenn bei aktiver automatischer Operationsmikroskopsteuerung eine Nachführung ausgelöst wurde.

Die Bilddatei enthielt im Normalmodus die digitalisierten Originalbilder und die zugehörigen Kantenbilder (Abb. 2.2). Im Vitrektomiemodus wurden die digitalisierten Original- und Graustufenbilder gespeichert (Abb. 2.3). Diese Bilder hatten jeweils die Größe 768x576 Pixel. Der errechnete Irismittelpunkt bzw. das errechnete Helligkeitszentrum wurde im Originalbild durch einen schwarzen, weiß unterlegten Punkt gekennzeichnet. Im Kantenbild wurden zusätzlich Datum, Zeit, Operationsnummer und Bildnummer angezeigt.

2.1.6 Protokolldateien

Das Eye Tracking System erstellte zu jeder durchgeführten Operation drei Protokolldateien. Eine so genannte Dat-Datei, ein Protokoll des Bildverarbeitungsrechners sowie ein Protokoll des Laptops. In der Dat-Datei und dem Protokoll des BVR wurden zu jedem archivierten Bild die entsprechenden Rechenergebnisse der Bildverarbeitungsalgorithmen sowie die durch den Benutzer eingestellten Werte protokolliert. Im Protokoll des Mikroskopsteuerungsrechners wurden chronologisch die Änderungen der Mikroskopparameter sowie jede Benutzung der x-y-Kupplung durch den Operateur dokumentiert.

Die Dat-Datei enthielt im Normalmodus folgende Daten:

- Systemmodus
- Toleranzkreisgröße
- Aktuelle Parameter der Hough-Transformation
- Aktuelle Parameter der Kantendetektion
- Gemessener Wert für den Güteparameter ht-max
- Schwellenwert für den Güteparameter ht-max
- Gemessener Wert für den Güteparameter n-connect
- Schwellenwert für den Güteparameter n-connect
- x-Koordinate des errechneten Irismittelpunktes
- y-Koordinate des errechneten Irismittelpunktes

Die Dat-Datei enthielt im Vitrektomiemodus folgende Daten:

- Systemmodus
- Toleranzkreisgröße
- Aktuelle Parameter der Schwerpunktmethod
- Gemessener Wert für den Güteparameter v-connect
- Schwellenwert für den Güteparameter v-connect
- x-Koordinate des errechneten Helligkeitszentrums
- y-Koordinate des errechneten Helligkeitszentrums

Das Protokoll des Bildverarbeitungsrechners enthielt im Normalmodus folgende Daten:

- Operationsnummer
- Bildnummer
- Zoomwert
- Zeitpunkt
- Systemmodus (Normalmodus/ Vitrektomiemodus)
- Art des Protokolleintrags (geplanter Intervalleintrag/ durch automatische Nachführung ausgelöst)
- Status der automatischen Operationsmikroskopsteuerung (aktiv/ inaktiv)
- Toleranzkreisgröße
- Gemessener Wert für den Güteparameter ht-max
- Schwellenwert für den Güteparameter ht-max

- Gemessener Wert für den Güteparameter n-connect
- Schwellenwert für den Güteparameter n-connect
- x-Koordinate des errechneten Mittelpunktes
- y-Koordinate des errechneten Mittelpunktes

Das Protokoll des Bildverarbeitungsrechners enthielt im Vitrektomiemodus folgende Daten:

- Operationsnummer
- Bildnummer
- Zoomwert
- Zeitpunkt
- Systemmodus (Normalmodus/ Vitrektomiemodus)
- Art des Protokolleintrags (geplanter Intervalleintrag/ durch automatische Nachführung ausgelöst)
- Status der automatischen Operationsmikroskopsteuerung (aktiv/ inaktiv)
- Toleranzkreisgröße
- Gemessener Wert für den Güteparameter v-connect
- Schwellenwert für den Güteparameter v-connect
- x-Koordinate des errechneten Mittelpunktes
- y-Koordinate des errechneten Mittelpunktes

Das Protokoll des Mikroskopsteuerungsrechners enthielt folgende Daten:

- Zeitpunkt des Ein-/ Ausschaltens des ETS
- Zeitpunkt der Änderung der Zoomeinstellung
- Zeitpunkt der Änderung der Fokuseinstellung
- Zeitpunkt der Bewegungen der Mikroskopmotoren

2.2 Studiendesign

Die hier vorgestellte Untersuchung wurde als klinisch-experimentelle Studie geplant. Der untersuchte Prototyp wurde von einem einzigen Operateur angewendet. Es wurden vitreoretinale Operationen - so genannte pars-plana-Vitrektomien (ppV) - untersucht. Eingeschlossen wurden auch kombinierte Operationen, bei denen zusätzlich zur ppV eine

Phakoemulsifikation mit Hinterkammerlinsenimplantation durchgeführt wurde. Die untersuchten Operationen wurden in eine Untersuchungs- und eine Kontrollgruppe unterteilt. Die Zuteilung in die beiden Gruppen erfolgte anhand einer Liste, die im Vorfeld durch ein Losverfahren erstellt worden war (Zufallszuteilung). Dem Operateur wurde erst unmittelbar vor Beginn der Operation mitgeteilt, ob sich das ETS in aktivem oder inaktivem Status befand. In der Untersuchungsgruppe war die automatische Operationsmikroskopsteuerung aktiv. Mittels unterschiedlicher Toleranzvorgaben der automatischen Operationsmikroskopsteuerung wurde die Untersuchungsgruppe weiter unterteilt (vgl. Abschnitt 1.2.4). In der Kontrollgruppe wurde mit der konventionellen Operationsmikroskopsteuerung mittels x-y-Kupplung gearbeitet. Bei den Operationen der Kontrollgruppe war die automatische Operationsmikroskopsteuerung des ETS inaktiv. Das ETS wurde jedoch zur Datenspeicherung verwendet.

2.3 Untersuchte Operationen

Es wurden insgesamt 45 Operationen aufgezeichnet. Die Protokolldateien wurden bei 15 Operationen fehlerhaft gespeichert, so dass die Daten dieser Operationen aus der Auswertung ausgeschlossen werden mussten.

2.3.1 pars-plana-Vitrektomie und EIBOS

Die pars-plana-Vitrektomie (ppV) ist ein Operationsverfahren, bei dem der Zugang zum Auginnenen über die Pars-Plana gewählt wird. Bei sechs der untersuchten Operationen wurde im Verlauf der Vitrektomie ein spezielles Weitwinkel-Fundus-Beobachtungssystem verwendet, das so genannte EIBOS (Erect Indirect Binocular Ophthalmoscope System). Hauptbestandteile sind eine 90dpt-Linse und ein Prismensystem. Das EIBOS dient insbesondere der Visualisierung peripherer Netzhautbereiche. Das Zusatzgerät berührt die Hornhaut des Patienten und lässt ein invertiertes Bild entstehen.

Die einzelnen Operationsschritte werden im Folgenden kurz skizziert: Zu Beginn der Operation wurden die geraden Augenmuskeln fixiert und danach die Konjunktiva eröffnet. Es folgte eine Sklerotomie in ca. 3,5 mm Limbusdistanz, der anatomische Lage der Pars-Plana. Zur Tonisierung des Bulbus wurde in diese erste Sklerotomie eine Infusion eingesetzt und fixiert. Danach wurden ebenfalls in 3,5 mm Limbusdistanz zwei weitere

Sklerotomien gesetzt, durch welche die intraokulare Kaltlichtquelle und die Operationsinstrumente in den Bulbus eingeführt werden konnten. Die Position der Sklerotomien lag etwa bei 9, 10 sowie 2 Uhr. Nachdem Infusion und Beleuchtung in den Bulbus eingeführt waren, wurde mit dem Vitrektom zunächst der Glaskörper meist entfernt. Im weiteren Verlauf wurden je nach Operationsindikation im Austausch gegen das Vitrektom die weiter benötigten Instrumente (z.B. Mikropinzette, Mikroschere oder Endolaser) eingeführt. Nach Beendigung der intraokularen Arbeiten wurden die Sklerotomien mit Kreuzstichnähten verschlossen und die Konjunktiva wurde readaptiert.

2.3.2 Kombinierte Operationen

Bei den untersuchten kombinierten Operationen wurde zunächst die Linse mittels Phakoemulsifikation entfernt. Im Folgenden werden kurz die einzelnen Operationsschritte beschrieben: Zuerst wurden die geraden Augenmuskeln mit Seidenfäden fixiert. Es folgte die Eröffnung der Konjunktiva und Präparation in die vordere Augenkammer. Über den so genannten Tunnel und eine Parazentese wurde mittels einer Rhexispinzette der Linsenkapselsack eröffnet (Kapsulorhexis). Die Linse wurde durch Eingabe von viskoelastischer Flüssigkeit mobilisiert. Durch Ultraschall wurde die Linse dann zertrümmert (Phakoemulsifikation). Das emulsifizierte Linsenmaterial wurde durch ein Irrigations-/Aspirationssystem entfernt. Die Kunstlinse wurde danach durch den Tunnel in den Kapselsack implantiert. Dem Linsentyp und der Implantationsart entsprechend (z.B. Falllinse, via Injektor) wurde der Tunnel ggf. vorher erweitert. Nach Spülung und der Entfernung von Resten der viskoelastischen Flüssigkeiten wurde mit der Vitrektomie fortgefahren. Als letzter Schritt der kombinierten Operation wurde die Konjunktiva readaptiert.

2.4 Datenerfassung

Die durch das ETS erzeugten Bild- sowie Protokolldateien (vgl. 2.1.5 und 2.1.6) wurden auf der Festplatte des Bildverarbeitungsrechners archiviert. Die Situationsbilder mit den zugehörigen Daten wurden in Intervallen von 5 Sekunden gespeichert. Automatische Operationsmikroskopzentrierungen durch das ETS lösten gleichzeitig einen akzidentiellen Protokolleintrag und die Speicherung des Situationsbildes aus.

2.5 Datenauswertung

Zur Auswertung wurden die Dat-Dateien sowie die Protokolle des Bildverarbeitungsrechners aller Operationen in einer Tabelle zusammengeführt. Für jedes der gespeicherten Situationsbilder lag ein Datensatz vor. Diese Datensätze wurden dann weiter bearbeitet und durch Ableitungen, Berechnungen oder Klassifizierungen ergänzt. Diese Ergänzungen wurden in neue Spalten der Tabelle eingepflegt.

Grundlage für die weiteren Datenauswertungen war die daraus resultierende Datentabelle. Mit dem Programm MS Query wurden Datenbankabfragen entsprechend der jeweiligen Fragestellung aus der Datentabelle erstellt. Die statistischen Auswertungen wurden mit den in MS Excel angebotenen Statistikoptionen durchgeführt. Im Folgenden werden die einzelnen Auswertungsschritte genauer beschrieben

2.5.1 Modus der Bildverarbeitung

Die Bearbeitung der Situationsbilder durch die Bildverarbeitungssoftware wurde überprüft. Der Wechsel zwischen Normal- und Vitrektomiemodus war während der Operationen durch einen Bediener erfolgt. Durch Umschalten im Menü des Bildverarbeitungsrechners wurde der Algorithmus vorgegeben. Welcher der beiden Bildverarbeitungsalgorithmen verwendet worden war, wurde in der Spalte „Systemmodus“ im Protokoll des Bildverarbeitungsrechners gespeichert. Eine Kontrolle des verwendeten Algorithmus erfolgte durch Betrachtung der gespeicherten Situationsbilder. Nicht eindeutig zuzuordnende Situationsbilder wurden als „nicht zu beurteilen“ klassifiziert. Die resultierende Klassifikation, „Normalmodus“, „Vitrektomiemodus“ oder „nicht zu beurteilen“, wurde numerisch in einer neuen Spalte der Datentabelle dokumentiert. Durch Vergleich des protokollierten Modus mit dem tatsächlich erforderlichen Modus wurde die Systemeinstellung beurteilt: „Modus richtig“, „Modus falsch“ oder „Modus nicht zu beurteilen“. Der entsprechende numerische Wert wurde in einer neuen Spalte der Datentabelle dokumentiert.

Als Ergebnisse wurden aus der Datentabelle die Anzahl der Situationsbilder in den beiden Systemmodi sowie die Anzahl der nicht eindeutig einem Modus zuzuordnenden Bilder

ermittelt. Des Weiteren wurde ermittelt, wie häufig der zutreffende bzw. der falsche Bildverarbeitungsalgorithmus verwendet wurde.

2.5.2 EIBOS

Die Verwendung der einschwenkbaren Weitwinkeloptik (EIBOS) wurde durch das ETS nicht automatisiert dokumentiert. Durch Betrachtung der gespeicherten Situationsbilder sowie Vergleich mit während der Operation angefertigten handschriftlichen Notizen wurde die Verwendung des EIBOS beurteilt. In einer neuen Spalte der Datentabelle wurde numerisch „EIBOS eingeschwenkt“ oder „kein EIBOS verwendet“ dokumentiert.

Als Ergebnis wurde in der Datentabelle die Anzahl der Situationsbilder im Vitrektomiemodus, bei denen das EIBOS verwendet wurde, ermittelt.

2.5.3 Mausinterface

Zur Überprüfung der automatisch berechneten Koordinaten der Irismittelpunkte war eine spezielle Software notwendig. Die TUHH entwickelte für diese Studie ein entsprechendes Programm (Sattar Muneera 2002). Dieses Programm trägt den Namen Mausinterface (MI). Es ist eine in der Programmiersprache C++ programmierte Anwendung. Sie diente der Bestimmung der Koordinaten des Irismittelpunktes und der Vermessung der Irisgröße in den gespeicherten Situationsbildern.

Nach dem Start des Programms wurden die gespeicherten Situationsbilder geladen. Das jeweils zu bearbeitende Situationsbild wurde in einem Programmfenster angezeigt, die Operationsnummer und die Bildnummer wurden ausgelesen. Über das Situationsbild wurde ein farbiger (Mess-) Kreis gelegt, der in Größe und Position variiert werden konnte. Die mögliche Radiusabstufung des Kreises betrug ein Pixel. Die Änderungen der Größe und der Position des Kreises erfolgten durch Mausbewegungen. Das Ziel war eine möglichst exakte manuelle Anpassung des Kreises an die abgebildete äußere Irisbegrenzung. Der Radius sowie die Koordinaten des so bestimmten Kreismittelpunktes wurden gespeichert. Wenn es nicht möglich war, den Kreis an die Iris anzupassen, konnte für alle Messwerte durch eine speziell belegte Taste der Wert Null gespeichert werden.

2.5.4 Bestimmung der Koordinaten von Irismittelpunkt und Helligkeitszentrum

Für die Koordinatenbestimmung wurden alle gespeicherten Situationsbilder jeweils einer Operation in das Mausinterface geladen. Die Bilder wurden dann entsprechend des Systemmodus weiter bearbeitet. Bei Bildern des Normalmodus wurde der Kreis so genau wie möglich an die Iris angepasst. Bei Verdeckung der Irisgrenze durch ein aufgesetztes Kilp-Glas, wurde der Irismittelpunkt im Zentrum des Glases angenommen. Die Irisgröße wurde in diesem Sonderfall auf Null gesetzt. War die Iris z.B. durch die Hand des Operateurs vollständig verdeckt, wurde für alle Messwerte Null gespeichert. In einem zweiten Durchgang erfolgte in identischer Weise eine Bestimmung des Pupillenradius und des Pupillenmittelpunkts.

Bei Bildern des Vitrektomiemodus war die objektive Überprüfung der Koordinaten des Helligkeitszentrums nicht möglich. Das tatsächliche Helligkeitszentrum wurde daher geschätzt. Der Radius des Messkreises wurde auf Null gesetzt, so dass nur noch der Mittelpunkt des Messkreises sichtbar war. Dieser wurde mittels Mausbewegungen im subjektiv hellsten Bildbereich positioniert, um die Koordinaten des Helligkeitsschwerpunkts zu bestimmen. Wenn die durch das ETS erzeugte Markierung an einer subjektiv akzeptablen Stelle lag, wurde der „Messpunkt“ an dieser Stelle platziert. Bei offensichtlich falsch bestimmten Helligkeitszentren wurde das geschätzte Helligkeitszentrum mittels des Messpunktes bestimmt. In einigen Situationsbildern konnte die Lage des Helligkeitszentrums nicht beurteilt werden, da das Bild insgesamt zu dunkel war oder die eingefügte Markierung das Helligkeitszentrum verdeckte. In solchen Fällen wurde für alle Messwerte Null gespeichert.

Das MI erzeugte eine Protokolldatei, in der für jedes untersuchte Situationsbild die Operationsnummer, die Bildnummer und die ermittelten Werte für den Radius und die Koordinaten gespeichert waren. Diese Daten wurden in neue Spalten der Datentabelle eingepflegt.

2.5.5 Grenzwerte der Irissuche

Die automatische Bestimmung des Irismittelpunktes durch das ETS erfolgte mittels der Suche nach der äußeren Irisbegrenzung. Der Anwender musste dem ETS einen unteren sowie einen oberen Grenzwert vorgeben, innerhalb dessen nach Kreisen oder

Kreissegmenten gesucht werden sollte. Diese Grenzwerte wurden für jedes Situationsbild in der Dat-Datei gespeichert. Die tatsächlichen Werte der Irisradien sind durch die Messungen mit dem Mausinterface bekannt und in der Datentabelle gespeichert.

In den Datensätzen des Normalmodus wurde untersucht, ob die Iris innerhalb der vorgegebenen Grenzwerte für die Irissuche lag. Die gespeicherten oberen und unteren Grenzwerte wurden dazu mit den gemessenen Irisradien verglichen. Wenn der Irisradius zwischen dem oberem und dem unterem Grenzwert lag oder mit einem von beiden identisch war, wurde in einer neuen Spalte der Datentabelle „Grenzwert richtig“ dokumentiert. War dies nicht zutreffend, wurde stattdessen „Grenzwert falsch“ eingetragen. Datensätze, bei denen die Messung des Irisradius oder die eindeutige Bestimmung des Systemmodus nicht möglich war, wurden als „nicht zu beurteilen“ klassifiziert. Des Weiteren wurde analog untersucht, ob die Pupille innerhalb der vorgegebenen Grenzwerte für die Irissuche lag.

Als Ergebnis wurde in der Datentabelle ermittelt, wie häufig der gemessene Irisradius bzw. der Pupillenradius innerhalb bzw. außerhalb der voreingestellten Grenzwerte lag.

2.5.6 Genauigkeit der automatisch bestimmten Irismittelpunkte

Die durch das ETS in jedem Bild berechneten Mittelpunktkoordinaten der Iris wurden mit den mittels Mausinterface bestimmten Koordinaten verglichen. Unter Anwendung des Satzes des Pythagoras wurde die Strecke zwischen dem berechneten und dem tatsächlichen Irismittelpunkt berechnet. Es resultierte eine Strecke in der Einheit Pixel. Die Genauigkeit wurde anhand der Entfernung des durch das ETS berechneten Mittelpunkts vom tatsächlichen Irismittelpunkt beurteilt. Zu diesem Zweck wurde der Irisradius gedrittelt. Als richtig wurden Mittelpunkte bewertet, die im zentralen Irisdrittel lagen. Irismittelpunkte im intermediären und äußeren Irisdrittel sowie Irismittelpunkte außerhalb des Irisradius wurden als falsch klassifiziert. Wenn die Irisvermessung mit dem Mausinterface nicht möglich gewesen war, wurden solche Bilder als „nicht beurteilbar“ klassifiziert. Dies war z.B. bei dunklen bzw. schlecht beleuchteten Bildern oder bei Verdeckung der Iris der Fall. Die Klassifikation wurde für jeden Datensatz numerisch in einer neuen Spalte der Datentabelle dokumentiert.

2.5.7 Genauigkeit der automatisch bestimmten Helligkeitszentren

Die automatisch durch das ETS berechneten Koordinaten der Helligkeitszentren wurden mit den mittels des Mausinterface ermittelten Koordinaten verglichen. Unter Anwendung des Satzes des Pythagoras wurde die Distanz zwischen dem beiden Koordinatenpunkten berechnet. Auch hier resultierte eine Strecke in der Einheit Pixel. Wenn diese Strecke kleiner oder gleich 10 Pixel war, wurde der Helligkeitsschwerpunkt als „richtig“ klassifiziert. Größere Strecken wurden als „falsch“ beurteilt. Wenn diese Berechnungen nicht möglich waren, wurde die Güte des Helligkeitszentrums als „nicht zu beurteilen“ klassifiziert. Diese Klassifikation wurde numerisch in einer neuen Spalte der Datentabelle dokumentiert.

Als Ergebnis wurde die Anzahl der als „richtig“, „falsch“ oder „nicht beurteilbar“ klassifizierten Helligkeitsschwerpunkte ermittelt.

2.5.8 Güteparameter und Schwellenwerte

Im Normalmodus wurden die Daten der Situationsbilder untersucht, bei denen die Grenzwerte der Irissuche zutreffend eingestellt worden waren (vgl. Abschnitt 2.5.4). Diese Bilder wurden dann in zwei Gruppen, entsprechend richtig bzw. falsch bestimmtem Irismittelpunkt gegliedert und getrennt untersucht.

Zur Bewertung des Güteparameters und des Schwellenwerts im Vitrektomiemodus wurden die Datensätze untersucht, die durch das ETS tatsächlich im Vitrektomiemodus bearbeitet worden waren. Die Bilder im Vitrektomiemodus wurden in drei Gruppen, entsprechend richtig, falsch bzw. nicht zu bestimmender Helligkeitsschwerpunkte unterteilt.

Als Ergebnis wurden die absolute Ausprägung sowie die relative Häufigkeit der drei Güteparameter ermittelt.

2.5.9 Zeitdauer der Operationen

Der Zeitpunkt jedes Dateneintrags wurde im Protokoll des Bildverarbeitungsrechners automatisch gespeichert, der erste Eintrag entsprach dem Zeitpunkt Null. In dieser Untersuchung war ein Intervall von 5 Sekunden vorgegeben, es konnten jedoch zusätzliche Einträge durch automatische Mikroskopzentrierung ausgelöst werden. In der Rohdatentabelle wurden anhand der gespeicherten Zeitpunkte die Intervalle zwischen den

Protokolleinträgen bestimmt. Die Dauer der Intervalle in Sekunden wurde in einer neuen Spalte der Datentabelle dokumentiert. Zur Auswertung wurden für jede Operation die ermittelten Zeitspannen getrennt für beide Modi summiert.

Als Ergebnis wurde die Gesamtdauer der einzelnen Operationen ermittelt.

2.5.10 Mikroskopzentrierung durch den Operateur

Der exakte Beginn einer durch den Operateur mittels x-y-Kupplung ausgeführten Mikroskopjustierung wurde im Protokoll des Laptops gespeichert. Die genaue Erfassung der einzelnen manuellen Mikroskopzentrierungen erfolgte nachträglich anhand dieses Protokolls. Die Mikroskopzentrierungen durch den Operateur setzten sich häufig aus mehreren Bewegungen der Mikroskopoptik zusammen. Nachsteuerungen über mehrere Sekunden sowie kurze Pausen waren möglich. Um die Nachsteuerungen zusammenzufassen und gegeneinander abzugrenzen, wurde willkürlich ein Zeitraum von 3 Sekunden als Grenze definiert. Eine neue Nachsteuerung wurde dokumentiert, wenn mindestens 3 Sekunden seit der letzten Benutzung der x-y-Kupplung verstrichen waren. Im Gegensatz zu den automatischen Mikroskopzentrierungen wurde bei manueller Zentrierung nicht automatisch das entsprechende Situationsbild gespeichert. Da nur alle 5 Sekunden ein Situationsbild gespeichert wurde, war nur in wenigen Fällen genau zum Zeitpunkt der manuellen Zentrierung ein Protokolleintrag erfolgt. Die Dokumentation der manuellen Mikroskopnachsteuerung wurde aus diesem Grund bei dem Datensatz vorgenommen, welcher dem ermittelten Beginn der Mikroskopzentrierung unmittelbar nachfolgt. Die manuellen Mikroskopnachsteuerungen wurden in einer neuen Spalte der Datentabelle eingefügt.

Als Ergebnis wurde die Anzahl der Mikroskopzentrierungen im Normal- und im Vitrektomiemodus ermittelt.

2.5.11 Mikroskopzentrierung durch das ETS

Bei aktiver automatischer Mikroskopsteuerung wurden Nachführungen als zusätzliche Einträge im Protokoll des Bildverarbeitungsrechners gespeichert. Die 15 Operationen mit aktivem ETS wurden entsprechend der unterschiedlichen Toleranzradien gegliedert und untersucht. Zusätzlich wurde überprüft, ob die automatische Nachführung durch richtig

berechnete Koordinaten ausgelöst worden war. Falls die Nachführung durch einen falsch berechneten Irismittelpunkt bzw. Helligkeitsschwerpunkt ausgelöst worden war, wurde dies entsprechend dokumentiert.

Als Ergebnis wurde für jede Operation die Häufigkeit der automatischen Nachführungen, getrennt für beide Systemmodi, ermittelt. Des Weiteren wurde für jede Operation die Anzahl der richtig bzw. falsch durchgeführten automatischen Nachführungen ermittelt.

2.5.12 Mikroskopzoom

Das verwendete Operationsmikroskop verfügte serienmäßig über ein stufenloses Zoom. Der minimale Vergrößerungsfaktor war 4,5-fach, der maximale 29-fach. Der gerundete Zoomwert wurde im Protokoll des Bildverarbeitungsrechners erfasst. Während der Auswertung wurde deutlich, dass der protokollierte Zoomfaktor nicht laufend aktualisiert worden war. Erst bei einer Änderung des Zoomwerts wurde auch der Spalteneintrag in der Protokolldatei aktualisiert, bis zum Eintritt dieses Ereignisses wurde der zuletzt gespeicherte Wert übernommen. Dies hatte zur Folge, dass bei erneuter Inbetriebnahme des ETS der zuletzt gespeicherte Wert ungeprüft als „aktueller“ Zoomfaktor aus dem Speicher übernommen wurde. Wenn zwischen den Aufzeichnungen für diese Untersuchung andere Operationen mit Änderung des Zoomwerts stattgefunden hatten, wurde demzufolge der falsche Zoomwert protokolliert.

Da der Zeitpunkt einer Änderung des Zoomfaktors durch den Operateur im Protokoll des Laptops abgelesen werden konnte, konnten Zoomwerte, die nach diesem Zeitpunkt gespeichert worden waren, als richtig klassifiziert werden. Der protokollierte Zoomwert wurde in der Datentabelle in einer zusätzlichen Spalte numerisch klassifiziert: „Zoomwert falsch“ bzw. „Zoomwert richtig“.

2.5.13 Genauigkeit der Bildzentrierung

Die tatsächlichen Koordinaten der Irismittelpunkte sowie Helligkeitsschwerpunkte waren durch die Bearbeitung mit dem Mausinterface bekannt. Um die Genauigkeit der Bildzentrierung zu beurteilen, wurde die Entfernung des Irismittelpunkts bzw. des Helligkeitsschwerpunkts vom Blickfeldmittelpunkt bestimmt. Diese Strecke wurde in allen gespeicherten Situationsbildern, bei denen eindeutig der Irismittelpunkt bzw.

Helligkeitsschwerpunkt bestimmt werden konnte, unter Verwendung des Satzes des Pythagoras berechnet. Das Ergebnis ist eine Strecke in der Einheit Pixel. Um die Ergebnisse vergleichen zu können, wurden in einem weiteren Schritt die Zoomfaktoren herausgerechnet. Die Größe der Strecke wurde entsprechend des Faktors korrigiert und auf null Stellen gerundet. Die Ergebnisse wurden in zwei neuen Spalten der Ergebnistabelle dokumentiert. Wenn die Bestimmung der Koordinaten mit dem Mausinterface nicht möglich gewesen war oder der dokumentierte Zoomwert nicht stimmte, konnte kein Wert für die Entfernung vom Blickfeldmittelpunkt berechnet werden. Es wurde dann in den Ergebnisspalten „nicht zu beurteilen“ vermerkt.

Die weitere Auswertung erfolgte getrennt für den Normal- bzw. den Vitrektomiemodus. Als Ergebnis wurden die Maximalentfernung, der Mittelwert sowie die Häufigkeit der jeweiligen Entfernung vom Blickfeldmittelpunkt ermittelt.

3. Ergebnisse

3.1 Datenbasis

3.1.1 Patienten und Operationen

Das Alter der 15 Patienten der Untersuchungsgruppe betrug im Mittel 67 ± 18 Jahre und reichte von 13 bis 87 Jahre. In der Kontrollgruppe betrug das Patientenalter der 15 Patienten im Mittel 71 ± 20 Jahre und reichte von 4 bis 88 Jahre. In der Tabelle 3.1 sind weitere Eckdaten der Operationen dargestellt.

	Seitenlokalisierung		Operationstyp		Narkoseart	
	rechts	links	ppV	ppV+Phako	lokal	allgemein
Untersuchungsgruppe (n=15)	10	5	7	8	13	2
Kontrollgruppe (n=15)	10	5	6	9	12	3

Tab. 3.1: Gegenüberstellung von Untersuchungsgruppe und Kontrollgruppe bezüglich Seitenlokalisierung des operierten Auges, durchgeführtem Operationstyp sowie verwendeter Narkoseart.

Sowohl in der Untersuchungsgruppe als auch in der Kontrollgruppe wurde in 10 von 15 Operationen das rechte Auge operiert. In beiden Gruppen wurde häufiger eine kombinierte Operation durchgeführt. Die Häufigkeit der verwendeten Narkoseart war in beiden Gruppen etwa gleich verteilt. Es wurde hauptsächlich in Lokalanästhesie (Retrobulbäranästhesie) operiert.

3.1.2 Bildmaterial, Systemmodus und EIBOS

In den 30 untersuchten Operationen wurden insgesamt 12121 Situationsbilder gespeichert. Von diesen Bildern wurden 65,3% (n=7911) im Normalmodus sowie 33,6% (n=4075) im Vitrektomiemodus aufgezeichnet. Bei den restlichen 1,1% (n=135) der Bilder war keine eindeutige Zuordnung zu einem der beiden Modi möglich. Die Bilder im Normalmodus

wurden zu 99,7%, die Bilder im Vitrektomiemodus zu 99,8% mit dem richtigen Algorithmus bearbeitet. Der Anteil der mit dem falschen Algorithmus bearbeiteten Bilder betrug im Normalmodus 0,3% (n=20), im Vitrektomiemodus 0,2% (n=8).

Das EIBOS wurde bei 22,3% (n=909) der insgesamt 4075 Bilder des Vitrektomiemodus verwendet.

3.1.3 Operationsdauer

Die mittlere Operationsdauer in Minuten ist in den Tabellen 3.2 für die Untersuchungsgruppe und in der Tabelle 3.3 für die Kontrollgruppe dargestellt. In der Untersuchungsgruppe betrug die mittlere Operationsdauer für die Durchführung einer reinen Vitrektomie 24,3 Minuten. Die entsprechende Zeitdauer für eine Vitrektomie betrug in der Kontrollgruppe 30,3 Minuten. Die mittlere Zeitdauer für die Durchführung einer kombinierten Operation betrug in der Untersuchungsgruppe 33,3 Minuten, in der Kontrollgruppe 40,1 Minuten.

Untersuchungsgruppe	ppV (n=7)	ppV+Phako (n=8)
Normalmodus	13,4 (±4,3)	25,2 (±3,3)
Vitrektomiemodus	10,6 (±4,9)	7,9 (±4,6)
Gesamtdauer	24,3 (±8,8)	33,3 (±6,9)

Tab. 3.2: Mittelwerte (±SD) der Operationsdauer in Min. für die Untersuchungsgruppe.

Kontrollgruppe	ppV (n=6)	ppV+Phako (n=9)
Normalmodus	16,1 (±7,1)	28,4 (±5,5)
Vitrektomiemodus	13,6 (±8,5)	11,2 (±7,9)
Gesamtdauer	30,3 (±12,7)	40,1 (±10,9)

Tab. 3.3: Mittelwerte (±SD) der Operationsdauer in Min. für die Kontrollgruppe.

3.1.4 Aktivität der automatischen Operationsmikroskopsteuerung

Die automatische Operationsmikroskopsteuerung war bei den 15 Operationen der Untersuchungsgruppe im Mittel für 87,0% ($\pm 17,6$) der Gesamtzeitdauer der einzelnen Operationen aktiv. Es zeigte sich eine Spannweite von 41,4% bis 99,7%.

Die Auswertung für die beiden Systemmodi ist gegliedert nach der Toleranz in den Tabellen 3.4 und 3.5 dargestellt. Die automatische Operationsmikroskopsteuerung war im Normalmodus im Mittel für 79,8% bis 95,4% und im Vitrektomiemodus für 74,6% bis 93,8% der Gesamtzeitdauer aktiv.

Normalmodus	Min.	Max.	Mittelwert	SD
aktiv/Toleranz 40 (n=5)	60,0	98,3	79,8	$\pm 16,9$
aktiv/Toleranz 50 (n=5)	93,0	98,8	95,4	$\pm 2,2$
aktiv/Toleranz 60 (n=5)	68,5	99,7	92,0	$\pm 13,2$

Tab. 3.4: Aktivität der automatischen Operationsmikroskopsteuerung im Normalmodus in Prozent.

Vitrektomiemodus	Min.	Max.	Mittelwert	SD
aktiv/Toleranz 40 (n=5)	22,8	100,0	82,5	$\pm 33,5$
aktiv/Toleranz 50 (n=5)	69,4	100,0	93,8	$\pm 13,6$
aktiv/Toleranz 60 (n=5)	34,5	100,0	74,6	$\pm 34,5$

Tab. 3.5: Aktivität der automatischen Operationsmikroskopsteuerung im Vitrektomiemodus in Prozent.

3.2 Bildverarbeitungsalgorithmen

3.2.1 Überprüfung der Grenzwerte der Irissuche

In den Bildern des Normalmodus konnte bei 98,8% (n=7818) der Irisradius mittels Mausinterface bestimmt werden. Der Irisradius lag bei 9,7% (n=759) der Bilder innerhalb der voreingestellten Grenzwerte für die Irissuche. Bei den verbleibenden 90,3% (n=7059) lag der Irisradius nicht innerhalb der voreingestellten Grenzwerte für die Irissuche.

Es wurde daraufhin eine ergänzende Analyse für die Pupillenradien durchgeführt. Der Pupillenradius konnte mittels Mausinterface bei 97,9% der Bilder (n=7745) bestimmt werden. Er lag in 90,2% (n=6984) der Fälle innerhalb der voreingestellten Grenzwerte für die Irissuche. Bei den verbleibenden 9,8% (n=761) der Bilder lag der Pupillenradius nicht innerhalb der voreingestellten Grenzwerte für die Irissuche.

3.2.2 Genauigkeit der Bestimmung des Irismittelpunktes

Das Prinzip des ETS beruhte auf der Suche nach der äußeren Irisbegrenzung. Um diese zu finden, suchte das ETS nach Kreisen innerhalb bestimmter Grenzwerte, die durch den Benutzer einzustellen waren. Es wurde daher untersucht, ob die Grenzwerte für eine Irissuche richtig vorgegeben waren (vgl. 3.2.1). Die Zuverlässigkeit der Bestimmung der Irismittelpunkte wurde unter Berücksichtigung dieser Informationen analysiert. Das Ergebnis ist in der Tabelle 3.7 dargestellt. Mit richtig gesetzten Grenzwerten wurden 64,2% der Irismittelpunkte richtig bestimmt. Bei den verbleibenden 35,8% konnte der Irismittelpunkt nicht richtig bestimmt werden. Demgegenüber wurde in der Gruppe mit falsch vorgegebenen Grenzwerten der Irismittelpunkt in 76,8% der Bilder richtig, bzw. in 23,3% der Bilder falsch bestimmt.

Irismittelpunkt	Grenzwerte richtig		Grenzwerte falsch	
	%		%	
richtig	64,2	(n=487)	76,8	(n=5423)
falsch	35,8	(n=272)	23,2	(n=1636)
nicht beurteilbar	0,0	(n=0)	0,0	(n=0)
Summe	100,0	(n=759)	100,0	(n=7059)

Tab. 3.7: Zuverlässigkeit der automatisch bestimmten Irismittelpunkte in Prozent, unterteilt nach richtigen oder falschen Grenzwerten für eine Suche nach der Iris.

Da mit den gewählten Grenzwerten nur in 9,7% der Bilder tatsächlich nach der Iris gesucht worden war, wurde untersucht, ob alternativ die eingestellten Grenzwerte für eine Suche nach dem Pupillenmittelpunkt zutreffend waren. Tatsächlich wurde mit den verwendeten Einstellungen bei 6984 Bildern nach der Pupille anstatt der Iris gesucht. Dies entspricht einem Anteil von 90,2%. Bei den verbleibenden 761 Bildern waren die Grenzwerte für eine Suche nach der Pupille falsch eingestellt (vgl. 3.2.1). Das Ergebnis der nicht beabsichtigten Bestimmung des Pupillenmittelpunkts unter Berücksichtigung der

Grenzwerte ist in der Tabelle 3.8 dargestellt. Mit den verwendeten Grenzwerten konnte in 77,9% der Pupillenmittelpunkt richtig bestimmt werden. Dem stehen 22,1% falsch bestimmte Pupillenmittelpunkte gegenüber. Bei Verwendung falscher Grenzwerte wurden nur 56,9% der Pupillenmittelpunkte richtig, dafür 43,0% der Pupillenmittelpunkte falsch bestimmt.

Pupillenmittelpunkt	Grenzwerte richtig		Grenzwerte falsch	
	%		%	
richtig	77,9	(n=5438)	56,9	(n=433)
falsch	22,1	(n=1545)	43,0	(n=327)
nicht beurteilbar	0,0	(n=1)	0,1	(n=1)
Summe	100,0	(n=6984)	100,0	(n=761)

Tab. 3.8: Ergebnis der automatisch bestimmten Pupillenmittelpunkte in Prozent, unterteilt nach richtigen oder falschen Grenzwerten für eine Suche nach der Pupille.

3.2.3 Genauigkeit der Bestimmung des Helligkeitsschwerpunkts

Die Überprüfung der Genauigkeit des Helligkeitsschwerpunkts wurde anhand der Verwendung des EIBOS untergliedert. In der Tabelle 3.9 ist das Ergebnis bezüglich der Bestimmung des Helligkeitsschwerpunkts ohne Verwendung des EIBOS dargestellt. Der Helligkeitsschwerpunkt wurde in 91,0% richtig bestimmt. Bei 3,7% der Bilder wurde der Helligkeitsschwerpunkt falsch bestimmt. Die verbleibenden 5,3% der Bilder konnten nicht beurteilt werden. Der Anteil der sicher oder potenziell falsch bestimmten Helligkeitsschwerpunkte belief sich summiert auf 9,0%.

Tab.3.9:

Genauigkeit der automatisch bestimmten Helligkeitsschwerpunkte (ohne EIBOS).

Helligkeitsschwerpunkt	%
richtig	91,0 (n=281)
falsch	3,7 (n=177)
nicht beurteilbar	5,3 (n=168)
Summe	100,0 (n=3166)

Die Auswertung für die Untergruppe von Bildern, bei denen das EIBOS verwendet wurde, ist in der Tabelle 3.10 dargestellt. Der Helligkeitsschwerpunkt wurde in 76,1% richtig bestimmt. Der Anteil der sicher oder potenziell falsch bestimmten Helligkeitsschwerpunkte beläuft sich summiert auf 23,9 %.

Tab.3.10:

Genauigkeit der automatisch bestimmten Helligkeitsschwerpunkte bei Verwendung des EIBOS.

Helligkeitsschwerpunkt	%
richtig	76,1 (n=692)
falsch	4,0 (n=36)
nicht beurteilbar	19,9 (n=81)
Summe	100,0 (n=909)

3.2.4 Güteparameter und Schwellenwerte

Die Güteparameter im Normalmodus sollten sicherstellen, dass nur richtig bestimmte Irismittelpunkte für die automatische Mikroskopzentrierung zugelassen werden. Als Schwellenwert war für ht-max der Wert 1,2 und für n-connect der Wert 140 eingestellt. Insgesamt reichte die Ausprägung des Güteparameters ht-max bis 5,7. Die Ausprägung des Güteparameters n-connect reichte bis 650. Die Häufigkeitsverteilungen der Güteparameterausprägungen sind in den Abbildungen 3.1 und 3.3 dargestellt.

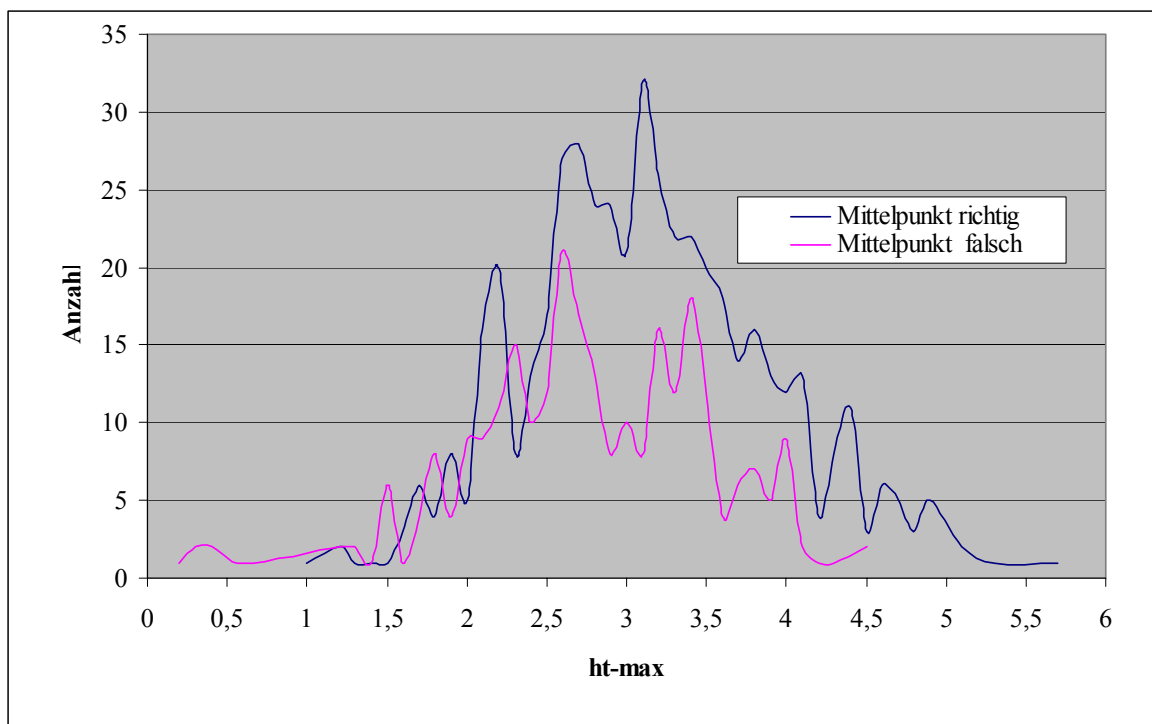


Abb. 3.1: Häufigkeitsverteilung des Güteparameters ht-max für richtig und falsch bestimmte Irismittelpunkte (n=759).

Untersucht wurden die Werte der 759 Bilder, bei denen die Grenzwerte für die Suche nach der Iris richtig eingestellt waren. In dieser Gruppe wurde der Irismittelpunkt in 64,2% (n=487) richtig und entsprechend in 35,8% (n=272) falsch bestimmt. Durch die gleichzeitige Anwendung der Güteparameter ht-max und n-connect wurden 92,6% (n=451) der richtig bestimmten Irismittelpunkte als richtig klassiert. Entsprechend wurden 7,4% (n=36) der richtig bestimmten Irismittelpunkte als falsch klassiert. Ein falsch bestimmter Irismittelpunkt wurde in 54,0% (n=147) auch als falsch klassiert, die verbleibenden 46,0% (n=125) wurden als zutreffend eingestuft.

An den weiten Überschneidungen der Kurven für ht-max (Abb. 3.2) wird ersichtlich, dass mit dem Schwellenwert von 1,2 die Unterscheidung zwischen falsch und richtig bestimmten Irismittelpunkten nicht getroffen werden kann. Für den Schwellenwert 1,2 liegt die Sensitivität (Rate der richtig positiven Resultate (Hüsler und Zimmermann 2006) bzw. die korrekte Klassierung der falsch berechneten Irismittelpunkte als falsch) bei 0,02. Die entsprechende Spezifität (Rate der richtig negativen Resultate (Hüsler und Zimmermann 2006) bzw. die korrekte Klassierung der richtig berechneten Irismittelpunkte als richtig) liegt bei 1,0 (Abb. 3.2). Falsch berechnete Irismittelpunkte werden nur minimal unterdrückt, die richtig berechneten konnten vollständig für die automatische Mikroskopsteuerung verwendet werden.

Um eine Sensitivität von 0,99 zu erhalten, muss man anhand der vorliegenden Daten den Schwellenwert 4,2 verwenden. Die entsprechende Spezifität beträgt dann 0,10. Falsche Rechenergebnisse können so unterdrückt werden, konsekutiv wird aber der akzeptierte Anteil der richtig bestimmten Rechenergebnisse sehr klein (Abb. 3.2).

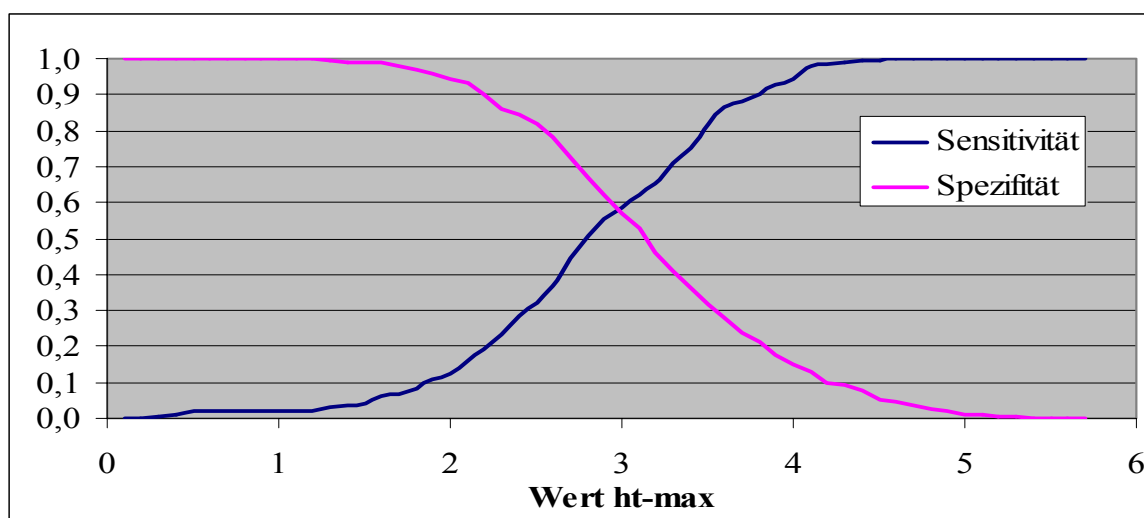


Abb. 3.2 Sensitivität und Spezifität des Güteparameters ht-max.

Auch die Kurven für den Güteparameter n-connect zeigen Überschneidungen. Jedoch weisen falsch bestimmte Irismitelpunkte eher niedrige, richtig bestimmte Irismitelpunkte eher höhere Werte für n-connect auf (Abb. 3.3).

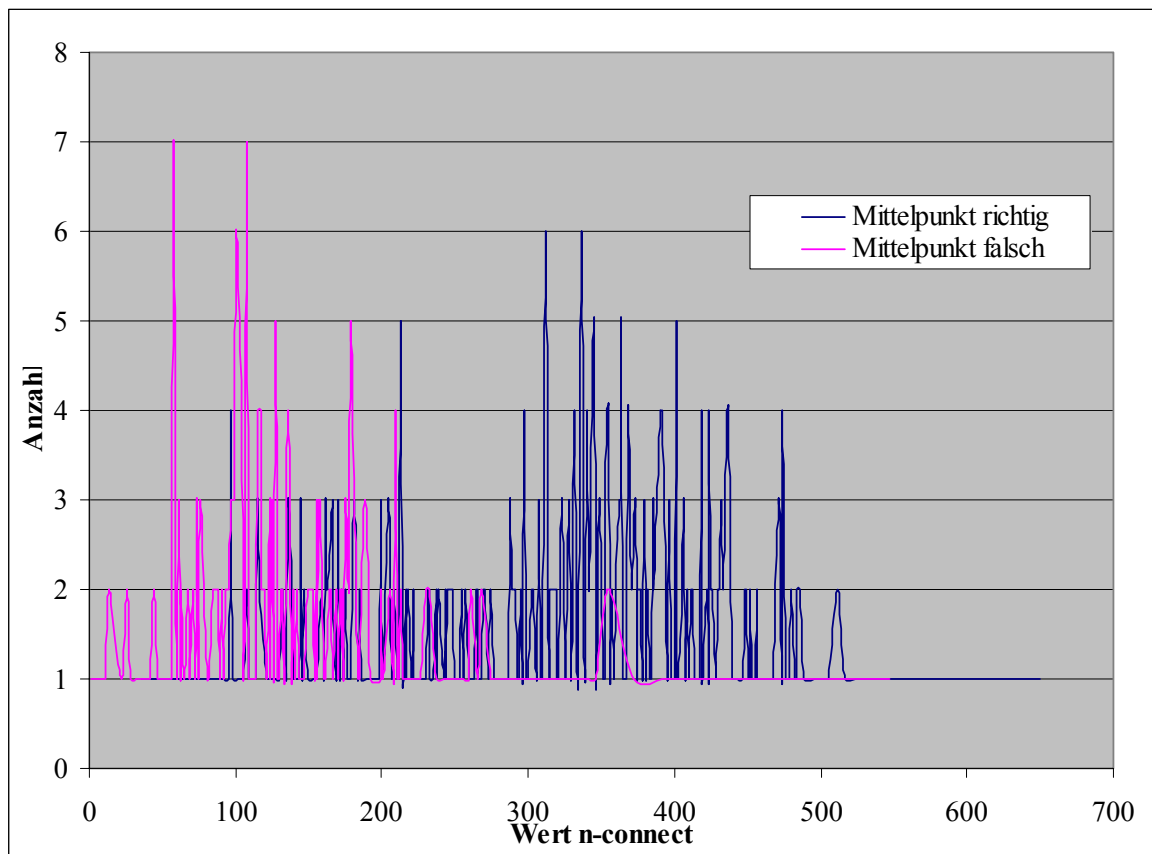


Abb. 3.3: Häufigkeitsverteilung des Güteparameters n-connect für richtig und falsch bestimmte Irismitelpunkte (n=759).

Die Sensitivität für den Güteparameter n-connect mit einem Schwellenwert von 140 liegt bei 0,54, die Spezifität bei 0,93 (Abb. 3.4). Nur etwa die Hälfte der falsch berechneten Irismitelpunkte wurde durch n-connect mit dem Schwellenwert 140 unterdrückt. Die richtig bestimmten Irismitelpunkte wurden demgegenüber fast vollständig für die automatische Mikroskopsteuerung verwendet.

Legt man für n-connect die Sensitivität bei 0,99 fest, resultiert nach Datenlage ein Schwellenwert von 410. Die Spezifität beträgt dann 0,22. Falsche Rechenergebnisse könnten unterdrückt werden. Es ist jedoch zu erwarten, dass weniger als ein Viertel der richtig bestimmten Irismitelpunkte für die automatische Mikroskopsteuerung verwendet werden.

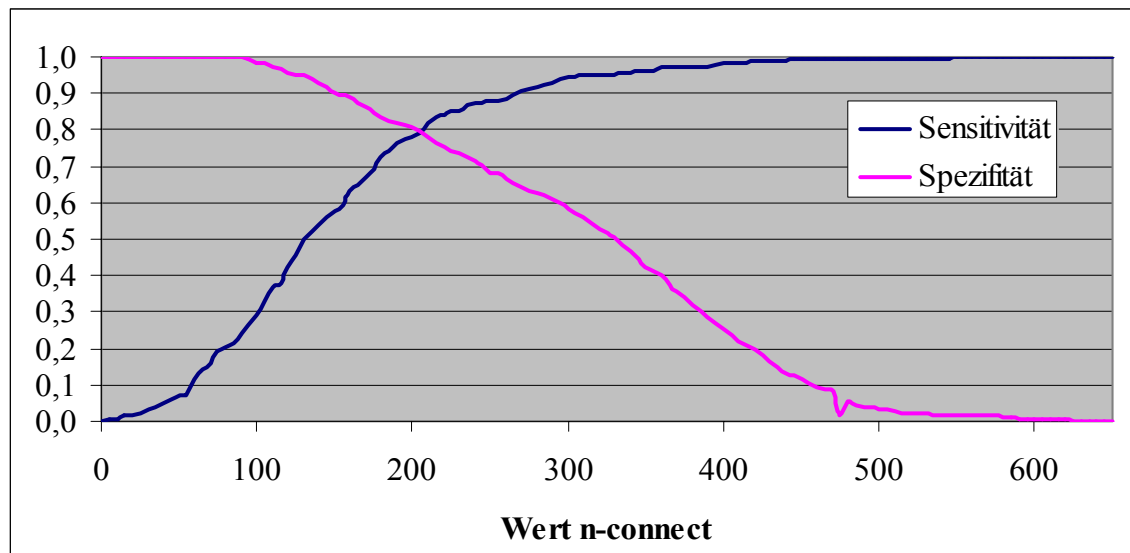


Abb. 3.4 Sensitivität und Spezifität des Güteparameters n-connect

Von den Bildern des Vitrektomiemodus wurden 8 Bilder ausgeschlossen, da sie mit dem falschen Algorithmus bearbeitet worden waren. Der Helligkeitsschwerpunkt wurde bei 87,9% der Bilder ($n=3573$) richtig bestimmt. Bei 3,6% der Bilder ($n=145$) wurde der Helligkeitsschwerpunkt falsch bestimmt und bei 8,6% der Bilder ($n=349$) konnte der Helligkeitsschwerpunkt nicht eindeutig als richtig oder falsch klassiert werden. Durch den Güteparameter v-connect wurden 87,8% ($n=3136$) der richtig bestimmten Helligkeitsschwerpunkte richtig klassiert. Von den falsch bestimmten Helligkeitsschwerpunkten wurden 58,6% ($n=85$) sowie von den nicht eindeutig beurteilbaren Helligkeitsschwerpunkten 42,7% ($n=149$) als richtig klassiert.

Für den Güteparameter v-connect war als Schwelle der Wert 60 vorgegeben. Insgesamt reichte die Ausprägung des Güteparameters über seine gesamte Bandbreite von 0 bis 100. Die Häufigkeitsverteilung der Güteparameterausprägungen für den Güteparameter v-connect ist in der Abbildung 3.5 dargestellt.

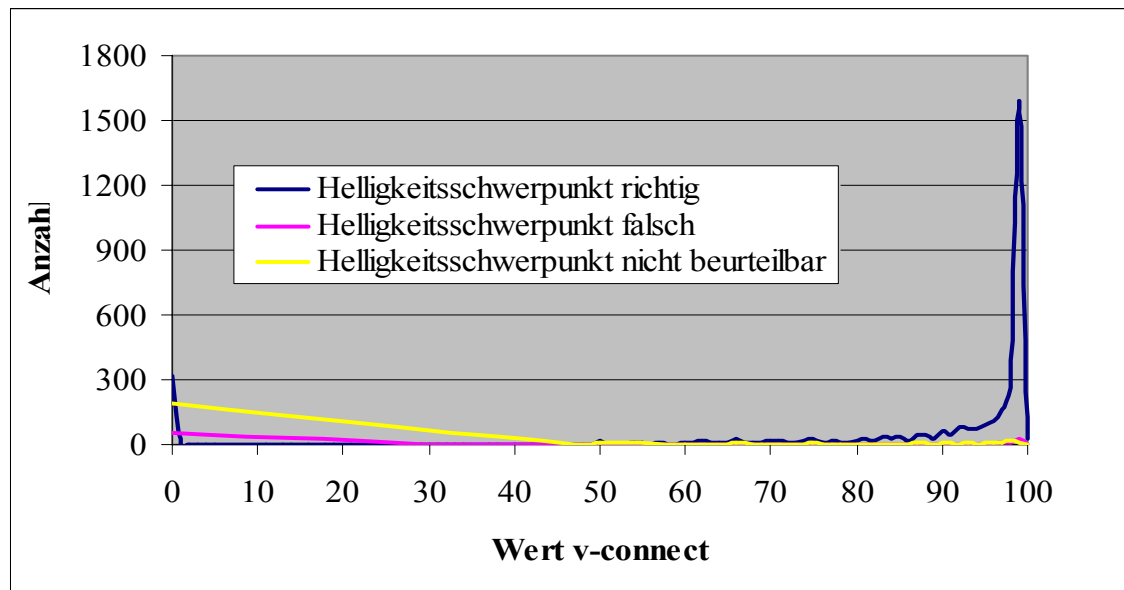


Abb. 3.5: Häufigkeitsverteilung des Güteparameters $v\text{-connect}$ für richtige, falsche, sowie nicht beurteilbare Helligkeitsschwerpunkte ($n=4067$).

Die Sensitivität des Güteparameters $v\text{-connect}$ mit dem Schwellenwert 60 lag bei 0,41 mit einer Spezifität von 0,88. Für die Gruppe der nicht beurteilbaren Helligkeitsschwerpunkte, die wie falsch bestimmte Helligkeitsschwerpunkte behandelt werden sollten, beträgt die Sensitivität 0,57. Der gesamte Verlauf der Sensitivität bzw. Spezifität über den Wertebereich ist in der Abbildung 3.6 dargestellt. Legt man für $v\text{-connect}$ die Sensitivität bei 0,99 fest, resultiert nach Datenlage ein Schwellenwert von 100. Die Spezifität beträgt dann 0,0. Richtig und falsch bestimmte Helligkeitsschwerpunkte können durch Verwendung des Güteparameters $v\text{-connect}$ nicht automatisch klassiert werden.

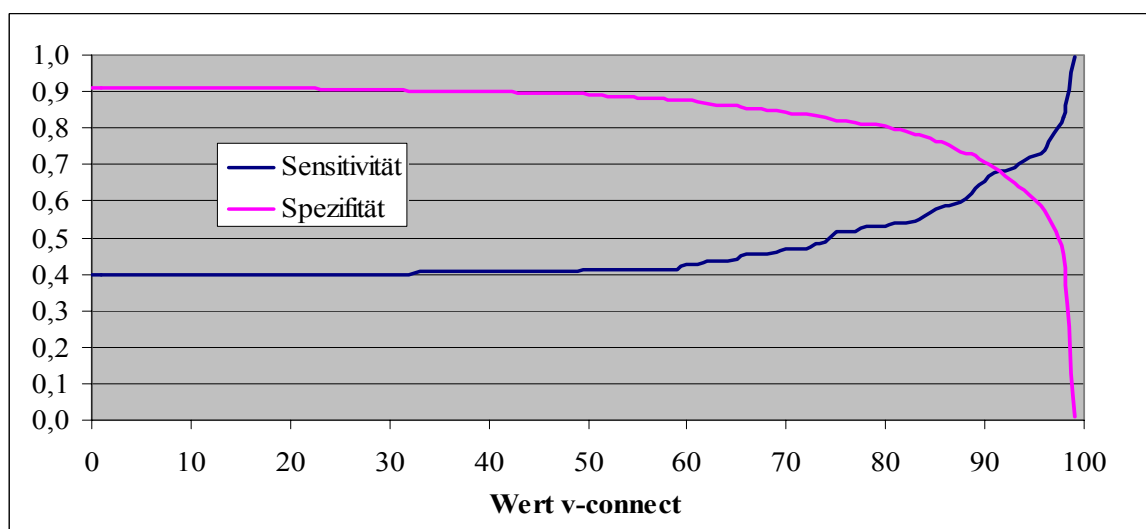


Abb. 3.6: Sensitivität und Spezifität des Güteparameters $v\text{-connect}$.

3.3 Mikroskopzentrierung

3.3.1 Häufigkeit der Mikroskopzentrierungen durch den Operateur

Die Anzahl der Mikroskopzentrierungen durch den Operateur ist für den Normalmodus in der Tabelle 3.11 dargestellt. Zur besseren Vergleichbarkeit wird die Anzahl pro Minute angegeben. Im Normalmodus wurde die x-y-Kupplung ohne aktive automatische Operationsmikroskopzentrierung im Mittel 0,2-mal pro Minute betätigt. Bei Verwendung der aktiven automatischen Operationsmikroskopzentrierung wurde die x-y-Kupplung im Mittel 0,2 bis 0,3-mal pro Minute betätigt. Die Häufigkeit von Mikroskopzentrierungen durch den Operateur konnte mittels der aktiven automatischen Operationsmikroskopzentrierung nicht gesenkt werden. Die Häufigkeit ist bei kleinster Systemtoleranz (40 Pixel) stabil. Bei mittlerer und größter Toleranz war eine Steigerung der mittleren Häufigkeit um 50% zu verzeichnen.

Normalmodus	Min.	Max.	Mittelwert	SD
ETS inaktiv (n=15)	0,1	0,5	0,2	±0,1
ETS aktiv/Toleranz 40 (n=5)	0,0	0,5	0,2	±0,3
ETS aktiv/Toleranz 50 (n=5)	0,0	0,8	0,3	±0,4
ETS aktiv/Toleranz 60 (n=5)	0,0	0,6	0,3	±0,3

Tab. 3.11: Anzahl der manuellen Mikroskopzentrierungen durch den Operateur pro Minute im Normalmodus.

Die Ergebnisse für den Vitrektomiemodus sind in der Tabelle 3.12 dargestellt. Ohne aktive automatische Operationsmikroskopzentrierung wurde die x-y-Kupplung im Mittel 0,3-mal pro Minute verwendet. Bei Operationen mit aktiver automatischer Operationsmikroskopzentrierung wurde die Benutzung der x-y-Kupplung gesenkt. Bei kleinster Systemtoleranz wurde die Anzahl der manuellen Mikroskopzentrierungen auf 0,2-mal pro Minute gesenkt. Eine weitere Verminderung der Häufigkeit war bei mittlerer und höchster Systemtoleranz feststellbar. Bei einer Toleranz von 50 Pixeln wurde das Mikroskop im Mittel 0,1-mal pro Minute manuell zentriert. Bei einer Toleranz von 60 Pixeln waren keine manuellen Mikroskopzentrierungen zu verzeichnen. Dies entspricht

einer mittleren Verminderung der manuellen Mikroskopzentrierungen um 33 bis 100 Prozent.

Vitrektomiemodus	Min.	Max.	Mittelwert	SD
ETS inaktiv (n=15)	0,1	1,3	0,3	±0,3
ETS aktiv/Toleranz 40 (n=5)	0,0	0,3	0,2	±0,2
ETS aktiv/Toleranz 50 (n=5)	0,0	0,4	0,1	±0,1
ETS aktiv/Toleranz 60 (n=5)	0,0	0,0	0,0	±0,0

Tab. 3.12: Anzahl der manuellen Mikroskopzentrierungen durch den Operateur pro Minute im Vitrektomiemodus.

3.3.2 Häufigkeit der Mikroskopzentrierungen durch das ETS

Die Anzahl der Mikroskopzentrierungen durch das ETS wird in den Tabellen 3.13 und 3.14 dargestellt. Im Normalmodus wurden im Mittel 0,1 bis 0,6 Mikroskopzentrierungen pro Minute registriert.

Normalmodus	Min.	Max.	Mittelwert	SD
ETS aktiv/Toleranz 40 (n=5)	0,4	0,9	0,6	±0,2
ETS aktiv/Toleranz 50 (n=5)	0,0	0,8	0,4	±0,4
ETS aktiv/Toleranz 60 (n=5)	0,0	0,2	0,1	±0,1

Tab. 3.13: Anzahl der automatischen Mikroskopzentrierungen durch das ETS pro Minute im Normalmodus.

Im Vitrektomiemodus wurden höhere Werte ermittelt. Es wurden im Mittel 0,8 bis 3,2 Mikroskopzentrierungen pro Minute registriert. Bei geringer Toleranz waren in beiden Systemmodi mehr Zentrierungen zu verzeichnen als bei großer Toleranz. Im Vitrektomiemodus traten im Vergleich zum Normalmodus mehr automatische Mikroskopbewegungen auf.

Vitrektomiemodus	Min.	Max.	Mittelwert	SD
ETS aktiv/Toleranz 40 (n=5)	0,3	4,7	3,2	±1,8
ETS aktiv/Toleranz 50 (n=5)	0,4	2,0	1,3	±0,6
ETS aktiv/Toleranz 60 (n=5)	0,0	1,2	0,8	±0,5

Tab. 3.14: Anzahl der automatischen Mikroskopzentrierungen durch das ETS pro Minute im Vitrektomiemodus.

3.3.3 Summe der Mikroskopzentrierungen

Die Summe der automatischen und manuellen Mikroskopzentrierungen ist in den Tabellen 3.15 und 3.16 dargestellt. Die Summe der Zentrierungen bei Operationen unter Verwendung der aktiven Nachführung wurde der Anzahl der manuellen Zentrierungen bei Operationen ohne aktive Nachführung gegenübergestellt. Ohne aktive Nachführung wurden im Normalmodus im Mittel 0,2, im Vitrektomiemodus im Mittel 0,3 Mikroskopzentrierungen pro Minute registriert (Tabelle 3.11 und 3.12).

Normalmodus	Min.	Max.	Mittelwert	SD
Nachf. aktiv/ Toleranz 40 (n=5)	0,5	1,0	0,7	±0,2
Nachf. aktiv/Toleranz 50 (n=5)	0,1	0,7	0,6	±0,7
Nachf. aktiv/Toleranz 60 (n=5)	0,1	0,4	0,5	±0,3

Tab. 3.15: Summe der Mikroskopzentrierungen pro Minute durch den Operateur und das ETS im Normalmodus.

Vitrektomiemodus	Min.	Max.	Mittelwert	SD
Nachf. aktiv/Toleranz 40 (n=5)	0,6	4,7	3,4	±1,7
Nachf. aktiv/Toleranz 50 (n=5)	0,8	1,4	1,4	±0,5
Nachf. aktiv/Toleranz 60 (n=5)	0,0	0,8	0,8	±0,5

Tab. 3.16: Summe der Mikroskopzentrierungen pro Minute durch den Operateur und das ETS im Vitrektomiemodus.

Die Anzahl der Mikroskopzentrierungen pro Minute stieg bei aktiver Nachführung in beiden Systemmodi an. Im Normalmodus stieg die Anzahl von 0,2 Zentrierungen pro Minute auf Werte von 0,5 bis 0,7 Zentrierungen pro Minute. Dies entspricht einer

Steigerung um 150 bis 250%. Im Vitrektomiemodus fiel die Steigerungsrate noch deutlicher aus: Der Wert von im Mittel 0,3 Zentrierungen pro Minute ohne aktive Nachsteuerung stieg mit aktiver Nachführung auf Werte von im Mittel 0,8 bis 3,4 Zentrierungen pro Minute. Die Steigerung betrug somit 266 bis 1033%. Anders ausgedrückt stieg die Häufigkeit der Mikroskopzentrierung pro Minute im Vitrektomiemodus im Maximum um ca. den Faktor 10.

3.3.4 Zuverlässigkeit der automatischen Mikroskopzentrierung

Eine automatische Mikroskopzentrierung wurde bei aktiver Nachführautomatik dann ausgelöst, wenn der berechnete Irismitelpunkt bzw. der Helligkeitsschwerpunkt außerhalb der vorgegebenen Toleranz lag. In den 15 mit aktiver Nachführung durchgeführten Operationen der Untersuchungsgruppe wurden insgesamt 343 automatische Mikroskopbewegungen registriert. Um die Zuverlässigkeit der automatischen Mikroskopzentrierung zu untersuchen, wurde überprüft, ob der die Nachführung auslösende Koordinatenpunkt (Irismitelpunktkoordinaten bzw. Koordinaten des Helligkeitsschwerpunkts) durch das ETS richtig oder falsch bestimmt worden war. Das Ergebnis ist in der Tabelle 3.18 dargestellt.

	richtig		falsch	
Normalmodus	39,6	(n=40)	60,4	(n=61)
Vitrektomiemodus	89,3	(n=216)	10,7	(n=26)
gesamt	74,6	(n=256)	25,4	(n=87)

Tab. 3.17: Zuverlässigkeit der automatischen Mikroskopzentrierung im Normal- und Vitrektomiemodus.

Insgesamt waren 25,4% der automatischen Mikroskopzentrierungen falsch, sie basierten auf falsch berechneten Koordinaten. Von allen Nachsteuerungen im Normalmodus sind 60,4% falsch. Im Vitrektomiemodus sind von allen Zentrierungen 10,7% falsch. Diese 10,7% enthalten auch jene Nachführungen, deren Zuverlässigkeit weder eindeutig verifiziert noch falsifiziert werden konnte („nicht beurteilbar“; 10,3%, n=25).

3.3.5 Entfernung des Irismittelpunktes vom Blickfeldmittelpunkt

Im Normalmodus wurden insgesamt 7911 Situationsbilder gespeichert. Um die Vergleichbarkeit der Entfernung zwischen Irismittelpunkt und Blickfeldmittelpunkt herzustellen, wurden die Zoomfaktoren herausgerechnet. Der Zoomfaktor war bei 28,5% der Bilder nicht zuverlässig gespeichert, so dass diese Bilder aus der Auswertung ausgeschlossen wurden. Unter Verwendung des Satzes des Pythagoras wurde in den verbleibenden 71,5% (n=5657) der Bilder die Strecke zwischen Irismittelpunkt und Blickfeldmittelpunkt berechnet. Das Ergebnis ist in der Tabelle 3.18 dargestellt. Die Entfernung des Irismittelpunktes vom Blickfeldmittelpunkt betrug ohne aktive Nachführung im Mittel 25 Pixel. Mit aktiver Nachführung betrug die Entfernung vom Blickfeldmittelpunkt im Mittel 18 bis 22 Pixel. Dies entspricht einer Reduktion der mittleren Entfernung um ca. 12 bis 28%.

	Minimum	Maximum	Mittelwert	SD
Nachführung Inaktiv (n= 3216)	0	84	25	±14
Nachf. aktiv/ Toleranz 40 (n= 944)	0	90	18	±14
Nachf. aktiv/ Toleranz 50 (n= 792)	1	65	22	±15
Nachf. aktiv/ Toleranz 60 (n= 705)	2	67	22	±11

Tab 3.18: Entfernung des Irismittelpunktes vom Blickfeldmittelpunkt in Pixel.

3.3.6 Entfernung des Helligkeitsschwerpunkts vom Blickfeldmittelpunkt

Im Vitrektomiemodus wurden insgesamt 4075 Situationsbilder gespeichert. Der für die Berechnung der Strecke zwischen Helligkeitsschwerpunkt und Bildmittelpunkt notwendige Zoomfaktor war bei 79,7% (n=3249) der Bilder bekannt. Aus diesen Datensätzen konnte unter Verwendung des Satzes des Pythagoras die Entfernung zwischen dem Helligkeitszentrum und dem Blickfeldmittelpunkt berechnet werden. Die gemittelten Entfernungen sind in der Tabelle 3.19 zusammengefasst. Sie betrug bei Operationen ohne aktive Nachführung im Mittel 20 Pixel. Im Vergleich dazu betrug die Entfernung bei Operationen mit aktiver Nachführung in Abhängigkeit von der Toleranzvorgabe im Mittel 13-22 Pixel. Bei kleinster und mittlerer Toleranzvorgabe entspricht dies einer Reduktion der mittleren Entfernung um 5 bis 35%. Eine Steigerung um 10% war demgegenüber bei größter Toleranz zu verzeichnen.

	Minimum	Maximum	Mittelwert	SD
Nachführung inaktiv (n=1871)	0	77	20	±13
Nachf. aktiv/ 40(n=612) Toleranz	1	76	19	±12
Nachf. aktiv/ 50(n=584) Toleranz	0	51	13	±9
Nachf. aktiv/ 60(n=182) Toleranz	1	52	22	±12

Tab 3.19: Entfernung des Helligkeitsschwerpunkts vom Blickfeldmittelpunkt in Pixel.

4. Diskussion

Das Eye Tracking System ist als unterstützendes Gerät für den Einsatz bei mikrochirurgischen Operationen in der Augenheilkunde konzipiert. Es dient der automatischen Operationsmikroskopsteuerung und ist sowohl bei Operationen am vorderen, als auch am hinteren Augenabschnitt einsetzbar. Um den Effekt des ETS zu bewerten, wurden konventionell durchgeführte Operationen mit Operationen verglichen, bei denen mit automatischer Operationsmikroskopsteuerung gearbeitet wurde. Das untersuchte System wurde bei beiden Gruppen zur Datenerhebung und Datenspeicherung verwendet.

Für diese Untersuchung wurden 30 Operationen aufgezeichnet. Die Bildverarbeitungsalgorithmen des ETS verarbeiten die Kamerabilder mit einer Frequenz von ca. 1 Hz. Die zu erwartende Dauer einer Operation liegt etwa im Bereich zwischen 15 und 60 Minuten und hängt vom Schwierigkeitsgrad der geplanten Intervention sowie dem intraoperativen Verlauf ab. Es waren also Datensätze in der Größenordnung von etwa 900 bis 3600 pro Operation zu erwarten. Zur Reduktion der Datenmenge auf ein handhabbares Maß wurde daher nur jeder fünfte Datensatz gespeichert. Insgesamt wurden 12121 Situationsbilder gespeichert. Diese Bilder dienen dieser Untersuchung als Basis. Im Normalmodus wurden 7911 Bilder (65,3%), im Vitrektomiemodus 4075 Bilder (33,6%) gespeichert. Bei 135 Bildern (1,1%) war keine eindeutige Zuordnung zu einem Modus möglich.

Für den Betrieb des ETS war ein Bediener erforderlich, der die Grenzwerte zur Irissuche vorgab. Die Überprüfung ergab, dass der tatsächliche Irisradius in 9,7% (n=759) der Datensätze innerhalb der voreingestellten Grenzwerte lag. Bei den restlichen 90,3% (n=7059) der Datensätze lag der Irisradius nicht innerhalb der voreingestellten Grenzwerte. Um diese mögliche Fehlerquelle zu eliminieren, sollte die Vorgabe des Suchintervalls für die Suche nach der Iris automatisiert werden. Die zu erwartende reale Größe der Iris kann anhand Angaben in der Literatur geschätzt werden und beträgt etwa 12 mm (Burk und Burk 2005, Seitz et al. 2004). Die Größe des entsprechenden standardisierten Suchintervalls sollte in vorbereitenden Simulationen ermittelt werden.

Des Weiteren musste der Bediener bei laufendem Betrieb den zu verwendenden Algorithmus vorgeben und daher den Operationsverlauf aufmerksam verfolgen. Die Bilder des Normalmodus wurden zu 99,7%, die Bilder des Vitrektomiemodus zu 99,8% mit dem richtigen Algorithmus bearbeitet. Der verbleibende Anteil der mit einem falschen

Algorithmus bearbeiteten Bilder beträgt 0,5%. Es ist empfehlenswert, die Vorgabe des Algorithmus in folgenden ETS-Generationen zu automatisieren, um den hohen Bedienungsaufwand zu eliminieren.

Die dokumentierte Aktivität der automatischen Operationsmikroskopsteuerung kann als Indiz für die Funktionstüchtigkeit des ETS herangezogen werden. Das ETS war im Normalmodus im Mittel während 79,8% bis 95,4% der Operationszeit aktiv. Inaktive Phasen wurden durch die Betätigung der x-y-Kupplung und die dadurch bedingte Inaktivierung der automatischen Operationsmikroskopsteuerung verursacht. Des Weiteren wurde nach einer fehlerhaften Zentrierung der Operationsmikroskopoptik in schwierigen Operationssituationen das ETS auf Wunsch des Operateurs für einige Zeit inaktiv belassen. Für die Betätigung der x-y-Kupplung gibt es im Wesentlichen zwei Ursachen: eine falsche Zentrierung der Operationsmikroskopoptik oder das Ausbleiben einer eigentlich notwendigen Zentrierung. Der Anteil inaktiver Phasen deutet auf eine nicht optimale Funktionstüchtigkeit im Normalmodus des ETS hin. Im Vitrektomiemodus war das ETS im Mittel während 74,6% bis 93,8% der Operationszeit aktiv. Analog zum Normalmodus wurden inaktive Phasen durch die Betätigung der x-y-Kupplung verursacht. Inaktive Phasen auf Wunsch des Operateurs waren ebenfalls zu verzeichnen. Eine Besonderheit des Vitrektomiemodus war die Verwendung des EIBOS. Hier wurde vom Operateur häufiger die Inaktivierung der automatischen Operationsmikroskopsteuerung veranlasst, da der Eindruck einer nur geringen Verlässlichkeit entstanden war. Dieser Eindruck konnte durch die Untersuchung der Genauigkeit bestätigt werden. Ohne EIBOS wurden 91,0% der Helligkeitsschwerpunkte richtig bestimmt. Die verbleibenden 9,0% der Helligkeitsschwerpunkte wurden eindeutig falsch bestimmt oder konnten nicht beurteilt werden. Nicht eindeutig zu beurteilende Ergebnisse werden als wahrscheinlich falsch gewertet. Mit EIBOS wurden nur 76,1% der Helligkeitsschwerpunkte richtig bestimmt. Der fehlerhafte Anteil betrug entsprechend 23,9% und ist im Vergleich zu dem Ergebnis ohne EIBOS mehr als doppelt so hoch.

Die Funktionstüchtigkeit des Prototyps wurde mittels der Genauigkeit der Irismittelpunktbestimmung bzw. des Helligkeitszentrums bewertet. Als weiteres Kriterium wurden die Sensitivität und die Spezifität der systeminternen Kontrolle betrachtet.

Der Irismittelpunkt wurde im Normalmodus in 64,2% der ausgewerteten Datensätze richtig bestimmt. Die verbleibenden 35,8% waren falsch. Die Sensitivität betrug für den Güteparameter ht-max 0,02 und für den Güteparameter n-connect 0,54. Lediglich etwas mehr als die Hälfte der falsch berechneten Irismittelpunkte wurden durch das ETS auch als

falsch bewertet. Daraus resultierten Dezentrierungen oder Systeminaktivität. Konsekutiv erfolgten Korrekturen der Mikroskopzentrierung durch den Operator. Die Spezifität betrug für den Güteparameter ht-max 1,0 und für den Güteparameter n-connect 0,93. Da die Güteparameter gleichwertig sind, wurde durch die niedrigere Spezifität von n-connect ein kleiner Teil der richtig berechneten Irismittelpunkte abgelehnt. Die überwiegende Mehrzahl der richtig berechneten Irismittelpunkte konnte also für die automatische Operationsmikroskopsteuerung verwendet werden. Wie bereits von Wiehler (1996) festgestellt, sollten falsch berechnete Irismittelpunkte möglichst vollständig unterdrückt werden. Demgegenüber ist für die beabsichtigte automatische Operationsmikroskopsteuerung ein hoher Anteil akzeptierter und richtig berechneter Irismittelpunkte erforderlich. Bezüglich eines Tracking Systems im medizinischen Einsatzbereich ist eine maximale Sensitivität unabdingbar und eine hohe Spezifität wünschenswert. Anhand der untersuchten Daten kann für ht-max mit dem Schwellenwert 4,2 eine Sensitivität von 0,99 erreicht werden. Die entsprechende Spezifität beträgt dann 0,10. Für n-connect wird mit dem Schwellenwert 410 eine Sensitivität von 0,99 erreicht. Die entsprechende Spezifität beträgt dann 0,22.

In der Literatur wird die Funktionstüchtigkeit von Trackern in Arbeiten, die sich *expressis verbis* mit der Genauigkeit (engl.: accuracy) eines Eye Trackers beschäftigen sowie in Untersuchungen, die unterschiedliche Fragestellungen im Zusammenhang mit Eye Tracking bearbeiten, mit unterschiedlichen Methoden bewertet. In einigen Arbeiten wird den Trackern zum Teil eine gute Funktionstüchtigkeit attestiert (Jean et al. 1991, Azzolini et al. 1996). Daten, die Vergleiche oder eine Reproduktion ermöglichen würden, werden allerdings nicht publiziert. In anderen Arbeiten wird die Funktionstüchtigkeit indirekt über die Größe der Dezentrierung des Ablationsprofils, jedoch ohne direkten Vergleich mit Operationen ohne Tracker, bewertet (Molebny et al. 1994; Gobbi et al. 1995; Taylor et al. 2000; Tsai und Lin 2000, Tsai et al. 2004). Dem in der hier vorgestellten Arbeit gewählten Ansatz kommt einzig der Ansatz der Arbeit von Taylor et al. (1999) nahe. In dieser Arbeit werden fünf Bildverarbeitungsalgorithmen, die den Pupillenmittelpunkt bestimmen sollen, untersucht. Als Vergleichsdaten dienen die manuell bestimmten Pupillenmittelpunkte, die mit einer mittleren Standardabweichung von 1,7 Pixeln bestimmt werden konnten. Die Genauigkeit der untersuchten Algorithmen wurde dementsprechend auch in Pixel angegeben und bezog sich auf den tatsächlichen Pupillenmittelpunkt. Diese Vorgehensweise ist am besten geeignet, um die Genauigkeit eines Trackers zu quantifizieren. Besonders interessant wäre im Zusammenhang mit der hier vorgestellten

Arbeit ein Vergleich mit der Genauigkeit der Eye Tracker in den rezenten Excimer-Lasern. Es liegen jedoch keinerlei publizierte Daten vor, da es sich um sensible Firmengeheimnisse der Laserhersteller handelt.

Die Genauigkeit der Irismittelpunktbestimmung beträgt in dieser Untersuchung 64,2%. Dies bedeutet, dass der Operateur bei suffizienter Unterdrückung der falschen Ergebnisse und gleichzeitiger Akzeptanz der richtigen Ergebnisse durch die interne Kontrolle nur für 2/3 der Operationszeit mit der automatischen Mikroskopzentrierung rechnen kann. Da bedingt durch die systeminterne Kontrolle der Anteil richtig bestimmter und akzeptierter Irismittelpunkte weiter reduziert wurde, ist die Ausbeute für eine automatische Operationsmikroskopsteuerung zu gering. Unter Berücksichtigung der Ergebnisse dieser Arbeit kann der bei optimaler interner Kontrolle verbleibende Anteil der richtig bestimmten Irismittelpunkte für die automatische Operationsmikroskopsteuerung berechnet werden. Bei einer Spezifität von 0,10 würden im besten Fall 10% der richtig bestimmten Irismittelpunkte für die automatische Operationsmikroskopsteuerung zugelassen werden. Dieses wäre ein noch schlechteres Ergebnis als das dieser Untersuchung, da nur noch eine minimale automatische Operationsmikroskopsteuerung erwartet werden kann.

Durch falsch berechnete Irismittelpunkte besteht die Gefahr von unerwarteten Zentrierungen der Mikroskopoptik auf nicht gewünschte Bildausschnitte. Der Anteil unerwarteter und falscher Mikroskopzentrierungen des ETS ist mit 60,4% hoch. Weniger gravierend, aber dennoch negativ zu bewerten ist die Inaktivität des ETS.

Der Bildverarbeitungsalgorithmus des Normalmodus sollte verbessert werden, um den Anteil richtig bestimmter Irismittelpunkte zu steigern. Eine Möglichkeit wäre die Einbeziehung der Pupille, da sich in dieser Untersuchung gezeigt hat, dass die Bestimmung des Pupillenmittelpunkts effektiver möglich war als die Bestimmung der Irismittelpunkte (77,9% richtig bestimmter Pupillenmittelpunkte versus 64,2% richtig bestimmter Irismittelpunkte). Des Weiteren sollte die systeminterne Kontrolle verbessert werden. Wenn richtig bestimmte Irismittelpunkte nicht hinreichend für die automatische Operationsmikroskopzentrierung zulassen werden, schaltet sich das ETS quasi selbst ab, ohne dass es dem Operateur bewusst wird. Die eigentlich beabsichtigte Funktion des ETS kann so nicht erreicht werden. Wie bisher unter konventionellen Bedingungen, müsste der Operateur in den inaktiven Phasen selbst mittels x-y-Kupplung für die Mikroskopzentrierung sorgen. Es sollte untersucht werden, ob mit Modifikationen an den Bildverarbeitungsalgorithmen und/ oder durch veränderte Einstellungen der Hardware die

zur Bewertung der Zuverlässigkeit herangezogenen Parameter beeinflusst werden können. Wie bereits vorgeschlagen, könnten auch weitere Parameter ausgewertet und ggf. die zeitliche Konsistenz der Parameter mit einbezogen werden (Wiehler, 1996). Das Ziel sollte die möglichst exakte Trennung von falsch und richtig berechneten Irismittelpunkten sein. Eine Sensitivität von mindestens 0,99 ist zu fordern, die entsprechende Spezifität sollte zumindest deutlich über 0,5 liegen. Dies ist eine unbedingte Voraussetzung für die sichere und sinnvolle Anwendung des ETS.

Der Helligkeitsschwerpunkt wurde in 87,7% der Datensätze richtig bestimmt. 3,6% der Helligkeitsschwerpunkte wurden falsch bestimmt, 8,6% konnten nicht eindeutig beurteilt werden. Die Sensitivität des Güteparameters v-connect betrug 0,41. Die Spezifität lag bei 0,88. Mehr als die Hälfte der falsch bestimmten Helligkeitsschwerpunkte wurde für die automatische Operationsmikroskopsteuerung zugelassen. Es resultieren entsprechend des geringen Fehlers relativ wenige unerwartete und falsche Mikroskopzentrierungen (10,7%). Wie im Normalmodus ist auch im Vitrektomiemodus eine hohe Sensitivität unabdingbar und eine hohe Spezifität wünschenswert. Anhand der untersuchten Daten kann für v-connect nur mit dem Schwellenwert 100 eine Sensitivität von 0,99 erreicht werden. Dies entspricht der Maximalausprägung des Güteparameters v-connect. Die Spezifität wäre dementsprechend Null. Der Güteparameter v-connect ist daher unbrauchbar und muss durch einen besser geeigneten ersetzt werden, um die Funktionstüchtigkeit der internen Kontrolle sicher zu stellen.

Die Genauigkeit der berechneten Helligkeitsschwerpunkte (ohne EIBOS) erscheint mit 91% auf den ersten Blick hoch. Der eindeutig falsche Anteil ist mit 3,7% gering, der verbleibende Graubereich der nicht eindeutig zu beurteilenden Bilder ist mit 5,3% moderat. Im Zusammenhang mit einer medizinischen Anwendung sollte der Anteil nicht eindeutig zu beurteilender Bilder jedoch als potentiell falsch bewertet werden. Die Methode, ein Helligkeitszentrum zu bestimmen, wurde auch in der Arbeit von Azzolini et al. (1996) beschrieben. Die Zentrierung wird dort als „immer rechtzeitig, schnell und in allen chirurgischen Situationen korrekt“ bewertet. In dieser Arbeit werden keinerlei Kriterien für diese Bewertung angegeben. In der Arbeit von Taylor et al. (1999) werden vier Algorithmen hinsichtlich ihrer Eignung für ein Pupillentracking untersucht. Die Genauigkeit wurde durch Vergleich mit manuell ermittelten Daten angegeben und ein mittlerer Fehler in Pixel genannt. Einer dieser Algorithmen berechnete ein Helligkeitszentrum, als genaueste Methode zeigte sich jedoch ein Mustererkennungsverfahren unter Verwendung einer koaxialen Infrarotbeleuchtung. Die

Arbeiten von Azzolini und Taylor unterscheiden sich wesentlich in der Überprüfbarkeit der Ergebnisse. Der per Hand vermessene Irismittelpunkt kann gut mit automatischen Ergebnissen verglichen werden. Ein Helligkeitszentrum zu überprüfen ist demgegenüber sehr schwierig, da der Begriff Helligkeitszentrum in digitalen Bildern nicht klar definiert werden kann. Die maximale Helligkeit eines einzelnen Pixels hat den Wert 255. Wenn mehrere helle Pixel nebeneinander liegen oder gar eine größere Fläche sehr hell angeleuchtet wird, kann ein eindeutiges Zentrum nicht bestimmt werden. Entsprechende Ergebnisse können dementsprechend schlecht überprüft bzw. reproduziert werden. Des Weiteren ist auch die zugrunde liegende Annahme, dass der am hellsten ausgeleuchtete Bildbereich auch die Stelle ist, die den Operateur interessiert, fraglich. Bei der Durchführung einer Vitrektomie ist zunächst in der Regel der Glaskörper zu entfernen. Es werden mit dem Vitrektom schnelle Bewegungen ausgeführt und keine besonderen Anforderungen an die Beleuchtung gestellt. In diesem Operationsabschnitt den hellsten Bereich als Fixpunkt für die Operationsmikroskopzentrierung zu definieren ist fraglich. Den unterschiedlichen Bereichen, die den Operateur interessieren könnten, kann mit diesem Konzept nicht Rechnung getragen werden. Bei Prozeduren an der Makula, den Gefäßen oder peripheren Anteilen der Netzhaut ist die Wahrscheinlichkeit, dass die interessierende Struktur direkt beleuchtet wird höher, jedoch ebenfalls keine unbedingte Voraussetzung. Das von Azzolini et al. (1996) vorgeschlagene System nutzte die helle Erleuchtung der Zielstrukturen zum Tracken. Durch gezieltes Anleuchten bestimmter Bereiche wurde eine Mikroskopnachsteuerung ausgelöst. Die Positionierung der Mikroskopoptik wurde also mittels gezielter Beleuchtung gesteuert, denselben Effekt kann der Operateur mittels x-y-Kupplung erreichen. Die Aufgabe wurde vom Fuß bzw. von der x-y-Kupplung auf die Positionierung der Lichtquelle verlagert. Eine Entlastung für den Operateur ist nicht erkennbar, allenfalls kann von einer Vereinfachung gesprochen werden. Ein weiterer Kritikpunkt hinsichtlich der Verwendung des Helligkeitszentrums zum Tracken geht auf die Eigenschaften des okulären Gewebes zurück. Der Sehnervenkopf (Papille), Narben oder frische Laserkoagulationsherde bestehen aus hellerem Gewebe und reflektieren mehr Licht. Wenn diese Strukturen angeleuchtet werden, ist ein Helligkeitsmaximum zu erwarten, welches nicht zwingend das Zentrum des beleuchteten Bereiches repräsentiert. Solche Helligkeitsmaxima entsprechen nicht dem hier vorgeschlagenen Konzept des Helligkeitsschwerpunkts, welcher den interessierenden Bereich repräsentieren sollte. Reproduzierbar zu überprüfen, ob der berechnete Helligkeitsschwerpunkt richtig bestimmt wurde, ist nicht möglich. Es können lediglich

Schätzungen durchgeführt werden. Für weitere Systeme sollte das Konzept überarbeitet werden. Um reproduzierbare und vorhersagbare Ergebnisse zu erreichen, könnte statt des Helligkeitsschwerpunkts z.B. die von innen erleuchtete kreisrunde Pupille getrackt werden. Der berechnete Pupillenmittelpunkt wäre einer Überprüfung gut zugänglich. Der Operateur könnte mit einiger Übung zudem abschätzen, wann mit einer automatischen Zentrierung zu rechnen wäre.

Die Genauigkeit der Bestimmung des Helligkeitszentrums zeigt in der Gruppe der Bilder, bei denen das EIBOS verwendet worden war, eine andere Verteilung: Der Helligkeitsschwerpunkt wurde in dieser Untergruppe mit 76,1% weniger häufig richtig bestimmt. 4,0% der Helligkeitsschwerpunkte waren falsch bestimmt. Mit 19,9% konnten deutlich mehr Situationsbilder nicht eindeutig beurteilt werden. Die Zuverlässigkeit der Bestimmung des Helligkeitsschwerpunkts ist in dieser Untergruppe niedriger. Der Anteil falsch bestimmter Helligkeitsschwerpunkte liegt etwa in der Größenordnung des Anteils bei Situationsbildern ohne Verwendung des EIBOS. Der Anteil der nicht eindeutig zu beurteilenden Helligkeitsschwerpunkte ist jedoch mehr als doppelt so hoch. Die Genauigkeit sinkt bei Verwendung des EIBOS und der Anteil der falsch oder fraglich bestimmten Helligkeitszentren steigt auf insgesamt 23,9%. Der Bildverarbeitungsalgorithmus für den Vitrektomiemodus sollte daher entsprechend des unterschiedlichen Bildmaterials überarbeitet werden. Ggf. sollte ein weiterer Algorithmus für die spezielle Situation des EIBOS entwickelt werden.

Um die Auswirkungen des ETS auf die Arbeitsbedingungen des Operateurs zu bewerten, wurden die Anzahl der manuellen sowie der automatischen Mikroskopzentrierungen untersucht.

Zur Bewertung der automatischen Mikroskopzentrierung wurden als Vergleichsbasis die Anzahl der manuellen Mikroskopzentrierungen der Kontrollgruppe ausgewertet. Im Normalmodus wurde im Vergleich zu diesem Ergebnis in den drei nach Toleranzgröße gegliederten Untersuchungsgruppen die mittlere Anzahl der Mikroskopzentrierungen durch die Verwendung der automatischen Mikroskopzentrierung nicht gesenkt. Bei kleinster Toleranzvorgabe war der Anteil mit im Mittel 0,2 Mikroskopzentrierungen pro Minute konstant. Bei mittlerer und größter Toleranz wurde der mittlere Anteil demgegenüber um 50% auf 0,3 Mikroskopzentrierungen pro Minute gesteigert. Die Entbindung des Operateurs von der manuellen Operationsmikroskopsteuerung konnte im Normalmodus nicht nachgewiesen werden. Ursächlich für die manuellen

Mikroskopzentrierungen trotz aktiver automatischer Operationsmikroskopsteuerung ist der hohe Anteil falscher Mikroskopzentrierungen, der im Normalmodus 60,4% beträgt.

Im Vitrektomiemodus wurden im Vergleich der Kontrollgruppe mit den drei Untersuchungsgruppen die mittlere Anzahl der manuellen Mikroskopzentrierungen pro Minute von 0,3 auf 0,0 bis 0,2 gesenkt. Dies entspricht einer Senkung um 33 bis 100%. Unerwartet ist an diesem Ergebnis der Aspekt, dass mit kleinster Toleranz die häufigsten Eingriffe durch den Operateur zu verzeichnen waren. Bei kleinster Toleranz ist durch die hohe Nachführungsfrequenz die Wahrscheinlichkeit, den interessierenden Bildausschnitt nicht optimal im Blickfeld zu zentrieren, hoch. Das Blickfeld wird ständig bewegt, so dass der Operateur schließlich eingreift. Im Vitrektomiemodus konnte durch die automatische Operationsmikroskopsteuerung die Entlastung des Operateurs nachgewiesen werden. Der geringere Anteil manueller Mikroskopzentrierungen kann durch den nur geringen Anteil falscher automatischer Mikroskopzentrierungen (10,7%) erklärt werden und verdeutlicht das Potential des ETS. Das Ergebnis wird jedoch durch die suboptimale Systemtoleranz verzerrt.

Es ist zu erwarten, dass durch die Optimierung der Irismittelpunktbestimmung bzw. der Bestimmung des Helligkeitszentrums die Funktionalität des ETS weiter gesteigert werden kann. Die verbesserte Funktionalität sollte zur vollständigen automatischen Mikroskopsteuerung führen, der Anteil manueller Mikroskopzentrierungen sollte dann gegen Null tendieren. Ein weiterer wichtiger Aspekt ist in diesem Zusammenhang auch die Toleranzvorgabe (s.u.).

Die Summe der manuellen und automatischen Mikroskopbewegungen ist im Normalmodus sowie im Vitrektomiemodus im Vergleich zu den konventionellen Operationen mindestens verdoppelt, im Vitrektomiemodus bei kleinster Toleranz sogar um den Faktor 10 gesteigert. Dieses Ergebnis muss negativ bewertet werden, da sich der Operateur im Vergleich zur konventionellen Arbeitsweise auf eine sich ständig bewegende Mikroskopoptik einstellen muss. Diese Bewegungen sind zudem für den Operateur zeitlich nicht vorhersagbar. Im Normalmodus ist durch Verbesserung der Irismittelpunktbestimmung mit einer Reduktion der Mikroskopbewegungen zu rechnen. Die Toleranzkreisgröße hat den zu erwartenden Effekt: Je kleiner der Toleranzkreis desto wahrscheinlicher sind automatische Zentrierungen. Für weitere Untersuchungen wird basierend auf den erhobenen Daten für den Normalmodus ein Toleranzkreis zwischen 50 und 60 Pixel empfohlen. Im Vitrektomiemodus ist die hohe Anzahl automatischer Operationsmikroskopzentrierungen durch die Toleranzkreisgröße bedingt. Weitere

Untersuchungen sollten mit einer Toleranz von nicht weniger als 60 Pixel durchgeführt werden. Der Toleranzkreis sollte in zukünftigen Systemen jedoch unbedingt auch mit der Mikroskopvergrößerung (Zoom) gekoppelt werden.

Die Arbeitsbedingungen des Operateurs werden durch die Zentrierung des Blickfeldes determiniert. Im Normalmodus konnte die Zentrierung des Irismittelpunktes durch das aktive ETS verbessert werden. Die mittlere Entfernung des Irismittelpunktes vom Blickfeldmittelpunkt wurde um 12 bis 28% reduziert. Jedoch sind weiterhin auch Irismittelpunkte in den peripheren Blickfeldbereichen lokalisiert. Dies wird hauptsächlich durch falsche Mikroskopzentrierungen und inaktive Phasen der Nachführautomatik bedingt. Nach der Beseitigung der Fehlerquellen und mittels optimierter Toleranzeinstellung ist zu erwarten, dass der Anteil peripher lokalisierter Irismittelpunkte weiter abnimmt. Der Anteil zentral lokalisierter Irismittelpunkte sollte weiter ansteigen und die mittlere Entfernung weiter sinken. Im Vitrektomiemodus wurde bei aktivem ETS nur mit einer Toleranz von 40 bzw. 50 Pixel die Zentrierung des Helligkeitszentrums verbessert. Die mittlere Entfernung des Helligkeitszentrums wurde um 5 bzw. 35% reduziert. Bei aktivem ETS und einer Toleranz von 60 Pixel war die mittlere Entfernung des Helligkeitszentrums vom Blickfeldmittelpunkt um 10% höher (im Mittel 2 Pixel). Auch im Vitrektomiemodus sind weiterhin Helligkeitszentren in den peripheren Blickfeldbereichen lokalisiert. Analog zum Normalmodus kann diese Tatsache ebenfalls durch inaktive Phasen der Nachführautomatik und falsche Mikroskopzentrierungen erklärt werden.

5. Zusammenfassung

Die Durchführung mikrochirurgischer Operationen wird erst durch die Verwendung von Operationsmikroskopen möglich. Die Mikroskopoptik wird mittels einer Fußsteuerung zentriert. Der hier untersuchte Prototyp eines Eye Tracking Systems (ETS) verwendete zwei separate Bildverarbeitungsalgorithmen, um in Situationsbildern am vorderen Augenabschnitt den Irismittelpunkt bzw. in Situationsbildern am hinteren Augenabschnitt das Helligkeitszentrum zu berechnen. Die Zentrierung der Mikroskopoptik wurde mittels dieser Berechnungen automatisiert. Die Funktionstüchtigkeit des Prototyps sollte unter realistischen Bedingungen untersucht werden. Des Weiteren waren die Auswirkungen des Prototyps auf die Arbeitsbedingungen des Operateurs Gegenstand dieser Untersuchung. 30 pars-plana-Vitrektomien, teilweise in Kombination mit Phakoemulsifikation und Hinterkammerlinsenimplantation, wurden in diese Untersuchung eingeschlossen. Die durch den Prototyp berechneten Koordinaten der Irismittelpunkte bzw. der Helligkeitszentren wurden mit den tatsächlichen Koordinaten verglichen. Des Weiteren wurde die interne Qualitätskontrolle des Prototyps untersucht. Die Häufigkeit von Operationsmikroskopzentrierungen durch den Operateur und die Zentrierung des Blickfeldes unter konventionellen Bedingungen wurden mit den Ergebnissen der Operationen unter Verwendung der automatischen Operationsmikroskopsteuerung verglichen. 64,2% der Irismittelpunkte sowie 91,0% der Helligkeitszentren konnten durch den Prototyp richtig bestimmt werden. Die interne Qualitätskontrolle des Prototyps war mit den verwendeten Systemparametern nicht in der Lage, den Anteil falsch bestimmter Irismittelpunkte bzw. Helligkeitszentren ausreichend zu unterdrücken. Die Häufigkeit von Operationsmikroskopzentrierungen durch den Operateur wurde bei Prozeduren am vorderen Augenabschnitt durch das ETS nicht vermindert sondern sogar noch um 50% gesteigert. Bei Prozeduren am hinteren Augenabschnitt konnte demgegenüber eine Verminderung um bis zu 100% festgestellt werden. Die mittlere Zentrierung des Blickfeldes wurde bei Prozeduren am vorderen Augenabschnitt leicht verbessert. Bei Prozeduren am hinteren Augenabschnitt war das Ergebnis inkonsistent: in zwei der nach Toleranz gegliederten Gruppen war eine bessere Zentrierung feststellbar, in der dritten zeigte sich jedoch eine leichte Verschlechterung. Die Ergebnisse deuten auf den möglichen Nutzen sowie die Realisierbarkeit eines Eye Tracking Systems hin. Um das untersuchte Gerät im klinischen Alltag erfolgreich einsetzen zu können, sind die Beseitigung der herausgearbeiteten Fehlerquellen sowie die Verbesserung der Funktionstüchtigkeit erforderlich.

6. Literaturverzeichnis

Azzolini C, Gobbi PG, Brancato R, Carena M, Fortini A (1996) Automatic centering of the microscope image for vitreoretinal surgery. *Retina*. 16:333-6

Ballard DH (1981) Generalizing the Hough transform to detect arbitrary shapes. *Pattern Recognition*. 13:111-22

Burk A, Burk R (2005) *Checkliste Augenheilkunde*. 3. Auflage, Thieme, Stuttgart

Carmesin HO, Kallenberger S, Schmidt C (2003) Shutter-BrillenHaploskop mit Eye-Tracker-Regelung zum Zweck der Fusionstherapie. *Klin Monatsbl Augenheilkd*. 220:629-33.

Clarke AH (1994) Image Processing Techniques for the Measurement of Eye Movement. In: *Eye movements in reading*; Pergamon, Oxford; 21-38

Collewijn H, van der Mark F, Jansen TC (1975) Precise recording of human eye movements. *Vision Res*. 15:447-50.

Collewijn H (1999) Eye movement recording. In: *Vision Research. A practical guide to laboratory methods*. Oxford U. Press; Oxford UK; 245-85

Crane HD, Steele CM (1985) Generation-V dual-Purkinje eyetracker. *Applied Optics*. 24:527-37

Delabarre EB (1898) A method of recording eye-movements. *American Journal of Psychology*. 9:572-4

De Ortueta D (2006) Laser Frequency with the Schwind Eye Tracker. *Cataract & Refractive Surgery Today Europe*; November/ December 40-1.

Fenn WO, Hursh JB (1936) Movements of the eyes when the lids are closed. *American Journal of Physiology*. 118:8-14.

Ferguson RD, Hammer DX, Paunescu LA, Beaton S, Schuman JS (2004) Tracking optical coherence tomography. *Opt Lett.* 29:2139-41.

Gobbi PG, Carones F, Brancato R, Carena M, Fortini A, Scagliotti F, Morico A, Venturi E (1995) Automatic eye tracker for excimer laser photorefractive keratectomy. *J Refract Surg.* 11(3 Suppl):337-42.

Hough PVC (1962) Method and Means for Recognising Complex Patterns. U.S. Patent No. 3069654

Hüsler J, Zimmermann H (2006) Statistische Prinzipien für medizinische Projekte. 4. Auflage, Huber, Bern

Jean B, Kazmierczak H, Thiel HJ (1987a) Ein Tracker für die Ophthalmologie. *Klin Monatsbl Augenheilkd.* 191:156-8.

Jean B, Kazmierczak H, Thiel HJ (1987b) Eye tracking for image stabilisation. *Lasers in Ophthalmology.* 1:197-204.

Jean B, Kazmierczak H, Grunert T, Thiel HJ (1991) Echtzeit-Eye Tracking – Grundlagen und Lösungsprinzipien. *Klin Monatsbl Augenheilkd.* 198:538-43.

Jones R (1973) Two dimensional eye movement recording using a photo-electric matrix method. *Vision Res.* 13:425-31.

Kingma H, Gullikers H, de Jong I, Jongen R, Dolmans M, Stegeman P (1995) Real time binocular detection of horizontal vertical and torsional eye movements by an infra red video-eye tracker. *Acta Otolaryngol Suppl.* 520 Pt 1:9-15.

Krueger RR (1999) In perspective: eye tracking and autonomous laser radar. *J Refract Surg.* 15:145-9.

Markert S, Berkes S, Goetze A, Plagwitz KU, Husar P, Henning G (2002) Echtzeitblickrichtungserfassung mit CMOS-Zweikamerasystem. Biomed Tech (Berl). 47 Suppl 1 Pt 2:652-5.

McDonald MB, Vanhorn LC (1997) Autonomous T-PRK. In: Talamo JH, Krueger RR, eds. The Excimer Manual: A Clinician's Guide to Excimer Laser Surgery. Boston, MA: Little, Brown and Co; 355-68.

Mendel MJ, Toi VV, Riva CE, Petrig BL (1993) Eye-tracking laser Doppler velocimeter stabilized in two dimensions: principle, design, and construction. J Opt Soc Am A. 10:1663-9.

Molebny V, Semenov A, Kornilovsky I (1994) Eye movements compensation in excimer laser keratectomy. In: Shlomo T. Laser Applications in ophthalmology. Proc. of SPIE, Vol. 2079: 113-9

Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, Seiler T (2001) Increased higher-order optical aberrations after laser refractive surgery: a problem of subclinical decentration. J Cataract Refract Surg. 27:362-9

Naess E, Molvik T, Ludwig D, Barrett S, Legowski S, Wright C, de Graaf P (2002) Computer-assisted laser photocoagulation of the retina--a hybrid tracking approach. J Biomed Opt. 7:179-89.

Ohm J (1928) Die Hebelnystagmographie. Ihre Geschichte, Fehler, Leistungen und Vervollkommung. Albrecht von Graefes Archiv für Ophthalmologie. 120:235-52

Physician's Booklet (2000) Summit Autonomous Inc. LADARVision[®] Excimer laser system professional use information manual for laser in-situ keratomileusis (lasik) hyperopia and astigmatism. 5-6

Preußner PR, Richard G (1990) Automatische Kompensation des Einflusses von Augenbewegungen bei der Laserkeratotomie. Fortschr Ophthalmol. 87:302-4.

Preußner PR, Leukefeld J (1992) Automatische Nachführeinrichtung für die Laserchirurgie der menschlichen Hornhaut. *Biomed Tech (Berl)*. 37:218-21.

Pruehsner W, Enderle JD (1999) Eye tracker. *Biomed Sci Instrum*. 35:235-40.

Pruehsner WR, Enderle JD (2002) The operating version of the Eye Tracker, a system to measure saccadic eye movements. *Biomed Sci Instrum*. 38:113-8.

Pruehsner WR, Liebler CM, Rodriguez-Campos F, Enderle JD (2003) The Eye Tracker System--a system to measure and record saccadic eye movements. *Biomed Sci Instrum*. 39:208-13.

Robinson DA (1963) A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field. *IEEE Trans Biomed Eng*. 10:137-45.

Salz JJ, Stevens CA; LADARVision LASIK Hyperopia Study Group (2002) LASIK correction of spherical hyperopia, hyperopic astigmatism, and mixed astigmatism with the LADARVision excimer laser system. *Ophthalmology*. 109:1647-56; discussion 1657-8.

Sattar Muneera YA (2002) Development of an Ergonomic Computer Mouse Interface for Data Administration using Qt. Studienarbeit. Technische Universität Hamburg-Harburg

Schott E (1922) Über die Registrierung des Nystagmus und anderer Augenbewegungen vermittels des Saitengalvanometers. *Deutsches Archiv für klinische Medizin*. 140:79-90

Schwiegerling J, Snyder RW (2000) Eye movement during laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. 26:345-51.

Seitz B, Blüthner K, Kruse F, Reinhard T, Sudmacher R (2004) Zu geringe Spendenbereitschaft. Ein Überblick über die „Feinarbeit an der Windschutzscheibe des Auges“ *Deutsches Ärzteblatt*;101:A 3326-30

Steffen H (2006) Topodiagnostik supranukleärer Augenbewegungsstörungen. Teil I: Unterschiedliche Augenbewegungstypen, Störungen horizontaler Augenbewegungen Ophthalmologe. 103:901-9.

Taylor NM, van Sarloos PP, Eikelboom RH (1999) Tracking Eye Movement during Photo Refractive Keratectomy. International/National Conference on Digital Image Computing, Techniques and Applications. 254-8

Taylor NM, Eikelboom RH, van Sarloos PP, Reid PG (2000) Determining the accuracy of an eye tracking system for laser refractive surgery. J Refract Surg. 16:643-6.

Tsai YY, Lin JM (2000) Ablation centration after active eye-tracker-assisted photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg. 26:28-34.

Tsai YY, Tseng SH, Lin JM (2004) Comparison of ablation centration in initial and retreatment active eye-tracker-assisted laser in situ keratomileusis and the effect on visual outcome. J Cataract Refract Surg. 30:1521-5.

Wiehler K (1996) Bewegungsschätzung mittels Bildverarbeitung zur Nachführung von Operationsmikroskopen in der Augenheilkunde. Diplomarbeit. Technische Universität Hamburg-Harburg

Yee RD (1983) Eye movement recording as a clinical tool. Ophthalmology. 90:211-22.

Young LR, Sheena D (1975) Survey of eye movement recording methods. Behavior Research Methods & Instrumentation. 7:397-429

Yu JJ, Ho YT, Ko LS, Kao MC (1991) Eye-tracking system for computer-assisted photocoagulation. Ophthalmic Surg. 22:260-5.

Ich versichere ausdrücklich, dass ich diese Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des Benutzten Werkes kenntlich gemacht habe. Ferner versichere ich, dass ich diese Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Curriculum vitae

Name	Thomas Lischka	
Geburtsdatum	03. August 1971	
Geburtsort	Braunschweig	
Anschrift	Augustenpassage 11 20357 Hamburg	
schulischer Werdegang	1978-1982	Grundschule in Schandelah
	1982-1984	Orientierungsstufe in Sickte
	1984-1992	Gymnasium in Braunschweig
beruflicher Werdegang	1993-1994	Zivildienst Krankenhaus Bethanien in Hamburg; Ausbildung zum Krankenpflegehelfer
	1994	Aufnahme des Medizinstudiums in Hamburg
	1997	Ärztliche Vorprüfung
	1998	Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung
	2001	Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
	2002	Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
	2003-2004	Arzt im Praktikum; Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde, Universitätsklinikum Hamburg- Eppendorf
	seit 2004	Assistenzarzt; Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde, Universitätsklinikum Hamburg- Eppendorf