

Entwicklung eines Messsystems zur Erfassung von Augenbewegungen

Jan Purucker, Bernd Stark

1. Einleitung

Für den Menschen zählt das Sehen zu den wichtigsten Sinnen. Das Interesse am Auge ist daher groß. Durch neuerliche Entwicklungen wird es nicht nur als Sinnesorgan benutzt, sondern unter kontrolliertem Einsatz der Augenmotorik auch zur Steuerung von technischen Geräten. Die Untersuchung des okulomotorischen Systems (Augenbewegungssystem) ist somit Bestandteil intensiver Forschungen in der Medizin und Biologie.

In der vorliegenden Arbeit wird die Entwicklung eines Messsystems zur Erfassung von Augenbewegungen beschrieben. Solche Messsysteme werden Eyetracker genannt.

Eyetracker sind für verschiedene Forschungsbereiche interessant. So stehen Störungen im okulomotorischen System in direktem Zusammenhang mit einer Vielzahl neurologischer Erkrankungen. Für deren Diagnose sind entsprechende Untersuchungen notwendig. Ein anderes Anwendungsgebiet ist die Interaktion Mensch-Maschine. So werden Eyetracker aktuell auch dazu eingesetzt, z. B. Computer mit den Augen zu bedienen.

Die vorliegende Entwicklung eines Eyetrackers soll dazu genutzt werden, um bei refraktiver Laserchirurgie die Behandlung zu optimieren. Der für die Behandlung verwendete Laserstrahl kann über die Messdaten des Eyetrackers den Augenbewegungen des Patienten nachgeführt werden.

Die Augenposition wird dabei über die Auswertung einer Kameraaufnahme errechnet. Auf dem Auge werden zwei Markierungen angebracht, die über eine Schwellwertoperation detektiert werden. Die kreisförmigen Markierungen sind auf einer Horizontalen durch den Mittelpunkt der Augenoberfläche mit gleichem Abstand zu diesem befestigt. So lässt sich aus den Flächenschwerpunkten der Markierungen die Position des Auges sowie die Drehung des Auges (Torsion) um den Mittelpunkt bestimmen. Alle drei Freiheitsgrade des Auges können erfasst werden. Die erreichte zeitliche Auflösung liegt bei über 200 Hz mit einer Latenzzeit (Zeit von Bildaufnahme bis Koordinatenausgabe) von 6 ms und einer örtlichen Auflösung von ca. 10 μm . Als Kamera kommt eine CMOS-Kamera der Firma IVP zum Einsatz, die mit einem Computer verbunden ist. Die Kamera übernimmt dabei schon eine Vorverarbeitung des Bildmaterials (Lauflängencodierung), während durch den PC die Berechnung der Augenposition und die Steuerung der Messung erfolgt. Die Auswertung und Berechnung sowie die Steuerung erfolgen mit für diese Anwendung in C++ entwickelten Softwaremodulen.

2. Augenbewegungen

2.1 Aufbau und Funktion des Auges

Das Auge ist ein Lichtsinnesorgan, mit dem wir unsere Umwelt erfassen. Die Augen liegen geschützt in der knöchernen, fettgepolsterten Augenhöhle.

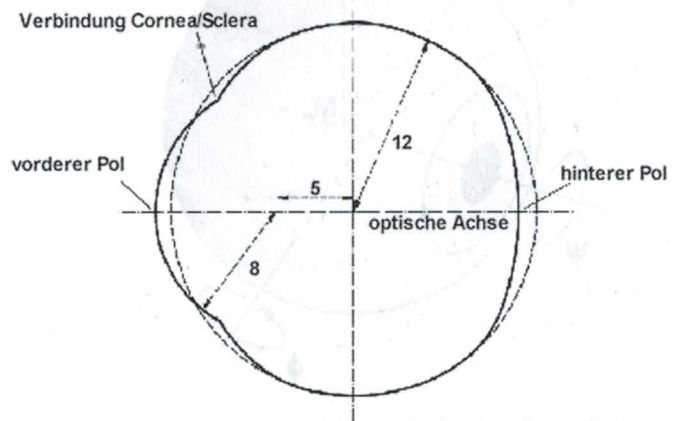


Abb. 1: Geometrie des Auges [1]

Der Glaskörper des Auges kann als Kombination zweier Kugeln betrachtet werden (Abbildung 1). Die erste Kugel (sklerale Sphäre) hat einen Radius von 12 mm und ist im hinteren Teil, in dem sich die Netzhaut befindet, abgeflacht. Vorn wird sie durch eine zweite transparente Kugel (corneale Sphäre) mit einem Radius von 8 mm abgeschlossen. Die Mittelpunkte beider Kugeln liegen auf einer Achse durch den Augapfel 5 mm voneinander entfernt. Diese Achse des Augapfels ist die optische Achse, auf der die brechenden Oberflächen des Auges angeordnet sind [1].

Für Berechnungen kann von einer einfachen Kugel mit 25 mm Durchmesser ausgegangen werden.

Die optische Achse fällt jedoch nicht mit der Sehachse zur Stelle des schärfsten Sehens zusammen. Grund dafür ist die abweichende Lage des gelben Flecks (Fovea) vom Schnittpunkt der optischen Achse mit der Netzhaut. Sehachse und optische Achse unterscheiden sich um 1° bis 3° . Diese Abweichung kann in Berechnungen zu einem Fehler führen.

Der visuelle Apparat steuert das Auge so, dass fixierte Punkte auf die Fovea projiziert werden. Dieser Vorgang wird zentrales Sehen genannt. Bereits im Abstand von 3° zur Fovea beträgt die Sehschärfe nur noch 50 Prozent. Das Sehen mit den Bereichen außerhalb des gelben Flecks wird als peripheres Sehen bezeichnet.



2.2 Mechanik der Augenbewegungen

Das Auge wird von sechs Augenmuskeln rotiert: zwei horizontale Muskeln für die Bewegung nach rechts und links und vier vertikale Muskeln, deren Zugrichtung jedoch nicht rein vertikal, sondern torsionell-vertikal ist. Mitte des 19. Jahrhunderts war bereits klar, dass sich das Auge mit seinen sechs Muskeln um jede beliebige Achse im dreidimensionalen Raum drehen kann. Damit sind zwei Freiheitsgrade zu betrachten: horizontal und vertikal. Als dritten Freiheitsgrad ist die Torsion, die okuläre Raddrehung, aufzuführen, da sich das Auge auch um die optische Achse drehen kann.

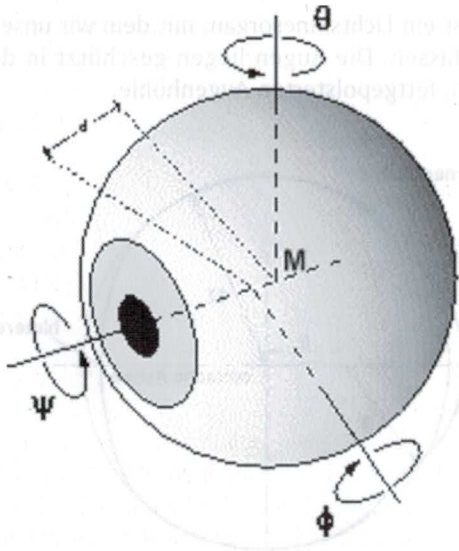


Abb. 2: Modell mit zwei Drehzentren [1]

In der heutigen Praxis wird, wie in Abbildung 2 dargestellt, von zwei Drehzentren ausgegangen. Das Drehzentrum für horizontale Augenbewegung ϑ liegt demnach genau im Augenzentrum M, während das Zentrum für die vertikalen Bewegungen Φ einen bestimmten Abstand d auf der optischen Achse vorverlagert ist. Dieses Modell stellt jedoch eine vereinfachte Annahme dar.

Fry und Hill [2] veröffentlichten 1962 eine Untersuchung, in der sie zeigten, dass es keine festen Rotationszentren geben kann. Der Ort der jeweiligen Rotationszentren ist eine Kurve, die man Zentrode nennt. Da nachgewiesen wurde, dass sich vertikales und horizontales Drehzentrum wesentlich unterscheiden, wird mit der Annahme zweier fester Rotationszentren, die einen Abstand d voneinander entfernt liegen, der Fehler für Berechnungen minimiert [1].

2.3 Typische Bewegungen

Augenbewegungen ermöglichen uns, exzentrisch gelegene Objekte unabhängig von den Kopfbewegungen auf der Fovea abzubilden.

Augenbewegungen sind ruckartig oder weich. Die ruckartigen Bewegungen werden Sakkaden genannt und können willentlich ausgeführt werden. Mit ihnen wird das Auge über eine visuelle Szene bewegt, um verschiedene Bereiche zu fixieren. Sie erreichen Winkelge-

schwindigkeiten bis 500 Grad je Sekunde. Die weichen Bewegungen bezeichnet man als Augenfolgebewegungen. Sie erfordern einen Zielpunkt, der sich bewegt. Ruht das Auge, spricht man von Fixationen.

3. Eyetrackingsysteme

3.1 Methoden des Eyetracking

Eine erste Methode zur Messung von Augenbewegungen wurde Mitte des 19. Jahrhunderts praktiziert. Über Nachbilder auf der Netzhaut konnte die torsionelle Bewegungskomponente des Auges für verschiedene Blickrichtungen analysiert werden.

In den 60er Jahren entwickelte der Ingenieur David Adair Robinson in Baltimore die sogenannte „search coil“-Methode, im Deutschen als Magnetokulographie bezeichnet. Diese Methode erlaubt die Aufzeichnung von Augenbewegungen mit einer hohen zeitlichen und räumlichen Auflösung, indem in auf dem Auge liegenden miniaturisierten Spulen durch die Bewegung des Auges in einem künstlichen Magnetfeld ein Strom induziert wird, der gemessen wird und die entsprechende Augenbewegung repräsentiert.

Eine andere Methode ist die Elektrookulographie. Die gleichförmig ausgerichteten Stäbchen und Zäpfchen des Auges erzeugen ein elektrisches Feld, das durch in Augennähe aufgeklebte Elektroden abgeleitet wird. Mit der Augenbewegung ändert sich das gerichtete Feld [3]. Die Infrarot-Okulographie nutzt die unterschiedlichen Reflexions- und Absorptionseigenschaften der Augenoberfläche. Über die gemessene Verteilung der Reflexion an den Augengrenzflächen kann auf die Richtung des Auges geschlossen werden. Dieses Verfahren setzt allerdings ein sehr detailliertes Modell der verschiedenen Grenzflächen und optischen Systeme im Auge voraus [1]. Aktuelle Entwicklungen der Eyetrackingtechnik erfolgen im Bereich der Video-Okulographie. Mit diesem Verfahren wird das Auge von einer Kamera beobachtet, und die erhaltenen Bilder werden direkt online oder offline ausgewertet. Die Auswertung stützt sich dabei auf typische Bildstrukturen (z. B. die Pupille). Die Video-Okulographie konnte in den vergangenen Jahren vor allem von der Entwicklung der Computertechnik profitieren, da für die Auswertung der Bilder viele Rechenoperationen in kurzer Zeit ausgeführt werden müssen.

3.2 Einsatzbereiche

Eyetracker sind für verschiedenste Forschungsgebiete interessant. Sie kommen überall dort zum Einsatz, wo die Augenposition, die Blickrichtung oder komplette Bewegungsabläufe analysiert werden sollen.

Störungen am Augenbewegungssystem werden mit einer Reihe neurologischer Symptome wie Doppelbilder, Schwindel oder Zittersehen assoziiert. Untersuchungen des Augenbewegungssystems mit seinen typischen Bewegungen und Reflexen lassen dann genauere Diagnosen zu. Mit Hilfe des vestibulo-okulären Reflexes kann



zum Beispiel eine Fixation unabhängig von Kopfbewegungen aufrechterhalten werden. Ist dieser Reflex gestört, kommt es zu Schwindelanfällen. Die Störung des Reflexes lässt sich über die Analyse der Augenposition im zum Beispiel klinisch eingesetzten Kopf-Impuls-Test nachweisen [4].

Weitere Einsatzbereiche ergeben sich in der Technik. Hier werden Eyetrackingsysteme bereits zur Steuerung von technischen Geräten mit den Augen eingesetzt. Beispiel hierfür sind entsprechende Systeme zur Bedienung von Computern, bei denen analog zur Bedienung mit der Maus ein Zeiger entsprechend den Augenbewegungen über den Bildschirm geführt wird.

Auch für die Werbebranche ist die Untersuchung von Blickfolgen interessant. Über deren Analyse beim Betrachten von z. B. Produktverpackungen können Hinweise für die Entwicklung des Designs gewonnen werden. Ein anderer Einsatzbereich, bei dem weniger die Blickrichtung erfasst werden soll, sondern vielmehr die Augenposition im Vordergrund steht, ist die Kontrolle und Steuerung bei refraktiver Laserchirurgie. Da hier bestimmte Punkte der Augenoberfläche gelasert werden sollen, muss der Laserspot genau auf diese Punkte geführt werden, wobei sich diese Punkte abhängig von der Augenbewegung bewegen.

4. Motivation

Für die Korrektur von Fehlsichtigkeiten gewann in den vergangenen zehn Jahren die Möglichkeit der Laserbehandlung des Auges auch als Alternative zur Brille an Bedeutung für die medizinischen Behandlungsmethoden. Ziel ist dabei die Modellierung der Hornhaut mit dem Laser. Der letzte Stand der Entwicklungen ist hierbei die LASIK (Laser in-situ Keratomileusis)-Methode. Sie ist die Kombination einer operativen Schnitttechnik (Keratomileusis) und der Lasertechnik. Mit einem Hobel (Micro-Keratom) wird eine Hornhautlamelle von der Augenoberfläche abgetrennt und abgeklappt. Der Laser modelliert die nun offene Gewebeschicht. Als Laser kommt ein gepulster Excimer-Laser zum Einsatz. Dieser Laser ist in der Lage, den Abtrag ohne die Entstehung von schädlicher Wärme zu erzielen, wobei die geringe Wellenlänge ebenfalls die Oberflächenbehandlung sicherstellt. Der Laser arbeitet als „Flying-Spot-Laser“. Ein Laserspot mit einem Durchmesser von ca. 1 mm wird dabei von Scannerspiegeln über die Augenoberfläche geführt. Der Spot scannt also ein vorgegebenes Muster auf der Augenoberfläche. Da sich das Auge während der Operation bewegen kann, werden Eyetracker eingesetzt. Die Position des Spots wird so der Lage des Auges angepasst. Mit diesem Verfahren sind genauere Ergebnisse und auch komplizierte Veränderungen der Oberflächenstruktur möglich, bei allerdings längerer Behandlungsdauer im Gegensatz zu den älteren Verfahren mit sogenannten „Broadbeam-Lasern“. Hier wird der aufgeweitete Laserstrahl über Blenden geformt und mit einem Laserimpuls die gesamte Augenoberfläche behandelt.

Nach der Operation wird die Hornhautlamelle als „natürliches Pflaster“ zurückgeklappt. Das Epithel (regene-

orative Deckschicht der Hornhaut) bleibt komplett erhalten. Vorteil dieser Methode ist die verringerte Narbenbildung sowie kaum Schmerzen nach der Operation im Gegensatz zur PRK-Methode (Vorläufer von LASIK), bei der direkt die Hornhautoberfläche behandelt wird. Korrigiert werden können mit dem LASIK-Verfahren Kurzsichtigkeit bis -10 Dioptrien und Weitsichtigkeit bis $+3$ Dioptrien sowie Hornhautverkrümmungen bis ca. 3 Dioptrien. Die Laserbehandlung erfolgt auf der Grundlage eines zuvor errechneten Modells der vermessenen Hornhaut und der Laserspezifikation. Eine Kontrolle während der Behandlung erfolgt noch nicht.

Hier sollte die Entwicklung von Systemen ansetzen, mit denen die Vermessung der Hornhaut online während der Behandlung erfolgen kann. Für die Messung ist z. B. das Verfahren der Streifenprojektion nutzbar. Ein entsprechendes Online-Topometriesystem wird von der Firma BioShape entwickelt [5][6].

Ziel ist die komplette Steuerung des Lasereingriffs mit Hilfe der Messdaten. Es kann nach jeder Aufnahme das aktuell erforderliche Behandlungsmuster errechnet werden, nach dem der Laserstrahl die Hornhaut abzutragen hat. Eine Fehlkorrektur oder die Bildung von „Central Islands“ kann so vermieden werden.

Mit Scannerspiegeln wird der Laserstrahl analog zum Behandlungsmuster über die Hornhaut geführt. Die Daten eines Eyetrackers korrigieren ihre Position, um die Behandlung des errechneten Augenbereichs zu gewährleisten, da es für den Patienten nicht möglich ist, sein Auge absolut ruhig zu halten. Durch den Einsatz des Eyetrackers können diese Abweichungen des Auges von der „Nulllage“ ausgeglichen und die Behandlung kann erfolgreich abgeschlossen werden. Weiterhin sollen die Eyetrackerdaten eine Zuordnung der Oberflächenmessung ermöglichen, da hier das gleiche Problem mit der veränderlichen Augenposition besteht.

Bei Eyetrackern unterscheidet man aktive und passive Systeme. Bei passiven Systemen ergibt die Auswertung des Eyetrackers eine Augenposition, bei der gelasert werden darf oder die außerhalb des zulässigen Bereichs der „Nulllage“ liegt. Die Behandlung wird damit verzögert. Ein aktives System ist daher anzustreben. Hier muß für jeden Laserimpuls die aktuelle Augenposition bestimmt werden. Der Laserstrahl wird dann über die eingesetzten Scannerspiegel nachgeführt. Die Impulsfrequenz des Lasers kann jeweils nur so hoch gewählt werden, wie es die zeitliche Auflösung des Eyetrackers erlaubt. Außerdem muss die Dauer von der Bildaufnahme bis zum Einstellen der Scannerspiegel (Latenzzeit) möglichst gering sein. Der Laserstrahl läuft dem sich bewegenden Auge um diese Zeit nach. Es ist davon auszugehen, dass mit der aktuellen Technik nicht alle Augenbewegungen in der geforderten Geschwindigkeit erfasst werden können. Eine Kombination aus aktivem und passivem System könnte so bei zu hochfrequenten und weiten Augenbewegungen die Laserbehandlung zunächst unterbrechen, um bei einer Beruhigung fortzufahren. Dies stellt einen akzeptablen Kompromiss dar.

Die Entwicklung eines solchen Eyetrackingsystems soll im Folgenden beschrieben werden.



5. Aufbau und Entwicklung des Messsystems

5.1 Anforderungen

Für den Einsatz in der refraktiven Chirurgie soll ein Messsystem die Augenposition unabhängig von Kopfbewegungen relativ zur Position des Behandlungssystems bestimmen. Das zu entwickelnde Messsystem zur Erfassung von Augenbewegungen soll auf der Basis der Video-Okulographie arbeiten. Dabei beobachtet eine Kamera das jeweilige Auge und ein Computer wertet das Bildmaterial aus. Die wesentlichen Bestandteile des Messsystems bilden daher die Kamera mit entsprechender Abbildungsoptik zur Bilderfassung sowie der Rechner zur Auswertung des Bildmaterials.

Als Referenzpunkte werden zwei Markierungen auf dem Auge angebracht, über deren Lage die Augenposition bestimmt wird. Die Berechnung der Augenposition erfolgt durch die Auswertung eines Binärbildes, welches idealerweise als Information nur die zwei auf dem Auge aufgebrachten Markierungen enthält. Anhand der Lage dieser Markierungen lassen sich horizontale, vertikale und torsionelle Bewegungen des Auges bestimmen. Die Berechnung der Positionsdaten erfolgt dabei online, das heißt, einer Einzelaufnahme folgt sofort die Berechnung. Die Messfrequenz beeinflusst direkt die Behandlungsdauer. Die Geschwindigkeit der Messung wird vor allem durch den Datentransfer Kamera – Computer bestimmt. Natürlich beeinflusst der Algorithmus zur Auswertung ebenfalls die zeitliche Auflösung. Hier stehen jedoch dank moderner Rechentechnik genügend Ressourcen zur Verfügung. Aber auch hier sollte ein Optimum gefunden werden, da das Rechnersystem weitere Aufgaben wie die Steuerung der Lasereinheit und die Berechnung der Augenoberfläche aus dem Streifenbild übernehmen soll.

Um die Möglichkeiten der Lasertechnik auch nutzen zu können, sollte die Augenposition mindestens 200 mal pro Sekunde errechnet werden. Der Laser kann so auch mit einer entsprechenden Impulsfrequenz arbeiten. Das Datenaufkommen für 200 Bilder je Sekunde wäre sehr hoch, so dass das Bild nur in 1-Bit-Auflösung erfasst wird. Die zwei Markierungen zur Positionsbestimmung sollen dabei möglichst als einzige Bildinhalte mit ihrer Helligkeit über oder unter dem Schwellwert liegen. So reduziert sich die Datenmenge auf die relevanten Inhalte.

Eine Detektion der Pupillenposition scheint unter den gegebenen Voraussetzungen nicht ratsam. Die Konturen der Pupille verschwimmen nach dem LASIK-Schnitt, und für die Bestimmung der torsionellen Komponente müssten außerdem weitere Merkmale ausgewertet werden. So benötigt die Analyse des Irismusters ein Bild in Graustufen, was zudem ein hohes Datenaufkommen verursachen würde und ähnliche Schärfeprobleme birgt.

Die Ermittlung der Augenposition über aufgebrachte Markierungen sollte effizient und genau möglich sein und dabei eine sehr gute Messgeschwindigkeit bieten.

5.2 Hardwarekomponenten

5.2.1 Kamera

Den Hauptbestandteil des Messsystems bildet eine Kamera. Sie liefert das auszuwertende Bildmaterial. Einge-

setzt wird hier eine Kamera der Firma IVP (Integrated Vision Products AB) vom Typ „Smart Camera MAPP 2500“. Ihr „Mapp2500 Smart Vision“-Sensor in CMOS-Architektur ermöglicht eine Auflösung von 512 x 512 Bildpunkten bei 256 Grauwerten.

Mit der CMOS-Technologie sind vorverarbeitende bitweise Bildoperationen bereits auf dem Sensorchip möglich.

Der „Smart-Vision“-Sensor ist eine Kombination aus Sensor zur Bilderfassung und Prozessoreinheiten zur Bildbearbeitung. Er ist in ein 386-embedded System für weitere Rechenaufgaben integriert. Mit diesen Voraussetzungen ist es möglich, die zu übertragende relevante Datenmenge durch Berechnungen zu reduzieren. Damit wird der angeschlossene Computer entlastet, und durch kürzere Übertragungszeiten können höhere Bildraten erzielt werden.

5.2.2 Personalcomputer

In Verbindung mit der Kamera zur weiterführenden Auswertung des Bildmaterials, Berechnung der Augenposition und Steuerung kommt ein Personalcomputer mit 500 MHz Intel-Pentium-III-Prozessor zum Einsatz. Hier läuft die entwickelte Software unter Microsoft Windows NT. Die Kommunikation der Kamera mit dem Rechner erfolgt über eine PCI-Interfacekarte mit Übertragungsraten von bis zu 300 Mbit/s.

5.2.3 Optik

Eine scharfe Abbildung des Auges auf dem Kamerasensor erfordert den Einsatz entsprechender Optik. Als Abbildungsoptik kommt ein Mikroprojektionsobjektiv der Firma „Spindler und Hoyer“ mit einer Brennweite von 50 mm zum Einsatz. Die Kamera blickt im einfachsten Fall senkrecht von oben auf das Auge.

Für die Errechnung der Augenposition ist eine Korrektur der Pixelkoordinaten der Kamera mit Hilfe der Abbildungsgleichung notwendig. Hierfür sind die Abstände der optischen Achsen zueinander sowie der Pixelabstand des Sensors notwendig. Der Hersteller gibt für den Abstand der Photoelemente 18 μm an.

5.2.4 Beleuchtung und eingesetzte Markierungen

Die Berechnung der Augenbewegung soll über Referenzmarkierungen erfolgen, die fest auf dem Auge angebracht sind. Eine Augenbewegung bewirkt dann ebenso eine Bewegung der Markierungen. Für die Erkennung der Markierungen wäre es ideal, wenn diese Eigenschaften aufweisen könnten, die in den anderen Bildinhalten nicht zu finden sind. Bei der Aufnahme über ein Schwellwertverfahren betrifft das die Helligkeit. In jedem Fall sollte ein guter Kontrast zur Umgebung gegeben sein, also dunkle Markierung auf hellem Grund oder helle Markierung auf dunklem Grund.

Der Kamerasensor verfügt über ein breites Empfindlichkeitsspektrum von 400 – 1050 nm, was den Einsatz verschiedener Lichtquellen zur Ausleuchtung des Bildfeldes ermöglicht. Da bei der angestrebten Abtastfrequenz von über 200 Hz nicht einmal 5 ms für die Belichtung des Sensors zur Verfügung stehen, muss eine entsprechend intensive Lichtquelle eingesetzt werden. Für die Erkennung der Markierungen über ein Schwell-



wertverfahren muss die Beleuchtung sehr homogen sein und ihre Intensität vor allem konstant über die Zeit bleiben.

Die Wahl der Belichtung steht in engem Zusammenhang mit den verwendeten Markierungen auf dem Auge. Der Einsatz einer für das menschliche Auge unsichtbaren Lichtquelle bietet sich an. Eine kostengünstige Möglichkeit stellt die Anwendung von Infrarotdioden dar. Durch Anordnung in Diodenarrays oder als Ring könnte eine homogene Ausleuchtung des gesamten Auges erreicht werden. Für die Markierungen sollte eine absorbierende Variante gewählt werden. Um eine möglichst konstante Intensität zu erreichen, empfiehlt sich der Einsatz einer entsprechenden Schalttechnik in Verbindung mit einer hochwertigen Stromversorgung.

Die Markierungen werden auf der weißen Lederhaut platziert. Dort ist der Kontrast für die dunkle, absorbierende Variante am besten. Die beiden Markierungen werden in gleichem Abstand zum Augenzentrum auf einer horizontalen Achse durch diesen positioniert. Sehr wichtig ist das Aufbringen in konstantem Abstand zum Augenzentrum. Bei unterschiedlichen Abständen zum Augenzentrum würde eine Drehung des Auges einen Fehler in der vertikalen und horizontalen Messkomponente verursachen. Solche Rotationsbewegungen sind jedoch eher untypisch und nur bei extremen Augenbewegungen oder durch Kopfbewegungen zu erwarten. Eine Kalibrierung, bei der vom Patienten vor der Behandlung verschiedene Kalibrationspunkte fixiert werden müssen, könnte diese Fehler berücksichtigen.

Die Markierungen können auf verschiedene Arten auf dem Auge angebracht werden. Eine Möglichkeit ist das direkte Aufbringen mit einem Stift oder Marker, bei Einsatz unter chirurgischen Bedingungen sicherlich zumutbar. Eine andere Möglichkeit ist ein loses Auflegen der Markierungen als Plättchen. Augenfeuchte und die horizontale Lage des Auges während der Operation sollten die Plättchen ausreichend gegen Verrutschen sichern. Die Plättchen könnten untereinander noch zusätzlich durch einen dünnen Draht verbunden sein. Behindernd könnte sich diese Variante beim Abtupfen des Auges durch den Operateur auswirken. Ähnliche Systeme mit einem Trackingring sind bei Augenoperationen aber bereits im Einsatz.

Nachteil dieser Varianten, bei denen die Markierung direkt auf der Oberfläche liegt, ist die kompliziertere Positionsbestimmung. Bedingt durch die Kugelform des Auges kann direkt nur die Position eines Referenzpunktes bestimmt werden, der unter der Augensoberfläche, also in einer Ebene mit den Markierungen, liegt. Von Interesse ist aber die Lage der Augensoberfläche. Die Positionsbestimmung ist für diesen Fall nicht mehr unabhängig von Kopf- und Augenbewegungen möglich. Während Augenbewegungen eine Verkippung des Auges bewirken, bei der die Position korrigiert werden muss, wird durch Kopfbewegungen lediglich eine Translation des Auges verursacht, deren Bewegung direkt ermittelt werden kann.

Es bietet sich aber eine weitere Variante in Anlehnung an den Trackingring an. Dabei sind auf einem Ring die beiden Markierungen mit einer bestimmten Höhe aufgebracht. Die Höhendifferenz von der Auflage der Mar-

kierung bis zur Augensoberfläche wird ausgeglichen. Markierung und Augensoberfläche liegen dann in einer Ebene. Damit ließe sich die Augenposition unabhängig von Kopf- und Augenbewegung bestimmen.

Die Markierungsgröße hat direkten Einfluss auf die zu übertragende Datenmenge. Mit kleineren Markierungen könnte schneller gemessen werden, da weniger Daten zu übertragen sind. Jedoch ist dann der Einfluss von Störungen größer. Die Markierungen lassen sich schwerer oder gar nicht mehr auffinden. Es ist daher eine angemessene Größe für die Markierungen zu wählen, die an die Belichtungsbedingungen angepasst werden sollte. Ein Durchmesser der Markierungen von 1 bis 2 mm hat sich bewährt.

5.3 Softwareentwicklung

Für den Einsatz der Kamera als Eyetracker wurden ein Softwaremodul für die Kamera und ein Modul für den Computer in C++ entwickelt.

Für die Bestimmung der Augenposition sind drei wesentliche Aufgabenkomplexe abzuarbeiten: Bildaufnahme, Bildbearbeitung und Bildauswertung sowie die Positionsberechnung. Die Bildaufnahme erfolgt durch das Auslesen des Sensorarrays. Durch die Bildbearbeitung und -auswertung werden eventuelle Störungen beseitigt, und die Bildinformationen werden den Markierungen zugeordnet. Aus diesen Informationen kann dann die Augenposition errechnet werden.

Bis auf die Bildaufnahme, die ausschließlich durch die Kamera erfolgt, lassen sich die anderen Aufgabenkomplexe sowohl von der Kamera als auch vom Computer ausführen. Um eine geschwindigkeitsoptimierte Systemauslastung mit ausreichenden Kontroll- und Steuermöglichkeiten zu gewährleisten, müssen die Aufgabenkomplexe optimal auf beide Systeme verteilt werden. Der PC mit großem Hauptspeicher bietet die Möglichkeit, große Datenmengen schnell zu verarbeiten. Der Datentransfer Kamera-Computer stellt jedoch trotz der hohen Übertragungsgeschwindigkeit mit 300 Mbit/s einen Engpass dar. Ein 8-bit-Graustufenbild würde bei der Auflösung 512 x 512 Pixel rund 7 ms Übertragungszeit benötigen. Das entspricht einer Bildwiederholfrequenz von 143 Hz, was in Hinblick auf die geforderten 200 Hz nicht ausreicht, zudem diese Wiederholfrequenz auch nie erreicht wird. Im 8-bit-Modus ergibt sich eine praktische Maximalfrequenz von 38 Hz. Die Datenmenge muß also in der Kamera reduziert werden. Das System bietet dafür gute Möglichkeiten. Über den Einsatz einer einfachen Schwellwertoperation kann die Datenmenge auf 1 bit/Pixel reduziert werden. Außerdem kann somit auch die Zeit für die Analog-Digital-Umwandlung gespart werden. Für die Bildcodierung ergeben sich dann weitere Möglichkeiten zur Datenreduktion, die durch die im Sensor integrierten Prozesseinheiten zeitkritisch durchgeführt werden können. Im Hinblick auf die Koordinatenbestimmung über die Berechnung der Flächenschwerpunkte eignet sich die Methode der Lauf längencodierung. Dabei wird zeilenweise für zusammenhängende Bereiche, also Linien, deren Startposition und Länge gespeichert.



Am Computer sollte die Möglichkeit zur Kontrolle bleiben, ob das Messsystem auch die richtigen Bildbereiche als Markierung interpretiert oder ob eventuell einige Parameter wie Ausleuchtung, Schwellwert oder Belichtungszeit verändert werden müssen. Eine weitere Verarbeitung der Daten in der Kamera bis auf die Flächenschwerpunkte scheint daher zunächst nicht sinnvoll. Die so in Lauflängen codierten Bildinformationen können auf dem Computer wieder verlustlos als 1-bit-Bild rekonstruiert werden. Der Computer errechnet jetzt die Flächenschwerpunkte aller zusammenhängenden Bereiche. Über Größe und Lage dieser Bereiche zueinander können dann die zwei auf dem Auge angebrachten Markierungen gefunden werden, deren Koordinaten für die Augenposition maßgeblich sind. Die Koordinaten werden dann in die Augenposition umgerechnet.

5.3.1 Softwaremodul für die Kamera

Das Softwaremodul für die Kamera soll die folgenden Aufgaben übernehmen:

- Bildaufnahme – Steuerung des Sensorarrays
- Bildbearbeitung – Datenreduktion
- Datentransfer zum Computer

Die Kamera soll in zwei verschiedenen Modi arbeiten: Zum einen im Messmodus, bei dem das Bild mittels Schwellwert aufgenommen wird und die spätere Auswertung erfolgt, und zum anderen in einem reinen Darstellungsmodus mit 256 Graustufen, der Einstellungen an der Optik und Beleuchtung ermöglicht.

5.3.1.1 Messmodus mit Schwellwertverfahren

Diese Betriebsart realisiert die Bilderfassung im Schwellwertverfahren, die Lauflängencodierung über den Sensorchip und den Datentransfer an den Computer.

Der Sensor wird über eine Schleife mit dem Referenzschwellwert zeilenweise ausgelesen.

Die Ergebnisse werden in ein Register übertragen. Damit beginnt für Zeilen im relevanten Bildbereich die Auswertung der Bildinformation.

Die ausgelesene Zeile wird jetzt mit Hilfe der Prozessoreinheiten auf dem Sensor lauflängencodiert.

Die gesicherte Sensorzeile wird von Störungen, also einzelnen Pixeln und Löchern, bereinigt. Für zusammenhängende Bereiche wird die aktuelle Zeile, die Startposition (Startbit) und die Länge (Anzahl der gesetzten Bits) gespeichert. Ist der Sensor komplett ausgelesen, wird das Datenpaket an den Rechner übertragen. Das Ende des Paketes wird für die Auswertung durch eine Folge von 999 angezeigt. Danach wird zusätzlich der Beginn des Austastbereiches und die erfasste Breite, die von der Anzahl der zulässigen codierten Objekte abhängt, übermittelt.

Es muss gewährleistet werden, dass der gesamte Algorithmus zum Bildauslesen und Datentransfer nicht länger als die Integrationszeit dauert. Dafür muss die Anzahl der codierten Objekte wie angedeutet begrenzt werden. Dazu wurde ein Test durchgeführt, in dem die Bildwiederholffrequenz in Abhängigkeit von den codierten Objekten untersucht wurde. So konnte der Zusammenhang Integrationszeit und maximale Objektanzahl, dargestellt in Abbildung 3, bestimmt werden.

Die Zeilen werden demnach nur solange lauflängencodiert, wie die maximale Objektanzahl nicht überschritten wird. Das würde aber zur Folge haben, dass bei einer schlechten Bildqualität nur der obere Bildbereich ausgelesen wird. Daher wird jeweils ein Bereich ausgetastet, indem die Markierungen zu erwarten sind. Zunächst wird dieses „Field Of Interest“ solange über die gesamte Sensorfläche geschoben, bis die Markierungen gefunden werden. Sind die Markierungen aufgefunden, wird der Austastbereich so platziert, dass die Markierungen in dessen Zentrum liegen. Störungen außerhalb des auszutastenden Bandes wirken sich mit dieser Methode nicht mehr aus. Verliert der Eyetracker die Markierungen, erfolgt ein erneutes Verschieben des Austastbereiches. Diese Steuerung des Eyetrackers übernimmt der Computer.

5.3.1.2 Darstellungsmodus

Für die Kontrolle der Bildschärfe und der Ausleuchtung des Bildfeldes reicht die 1-Bit-Auflösung des Messmodus nicht aus. Um diese Einstellungen zu ermöglichen, kann die Kamera das Bild auch in 256 Graustufen darstellen.

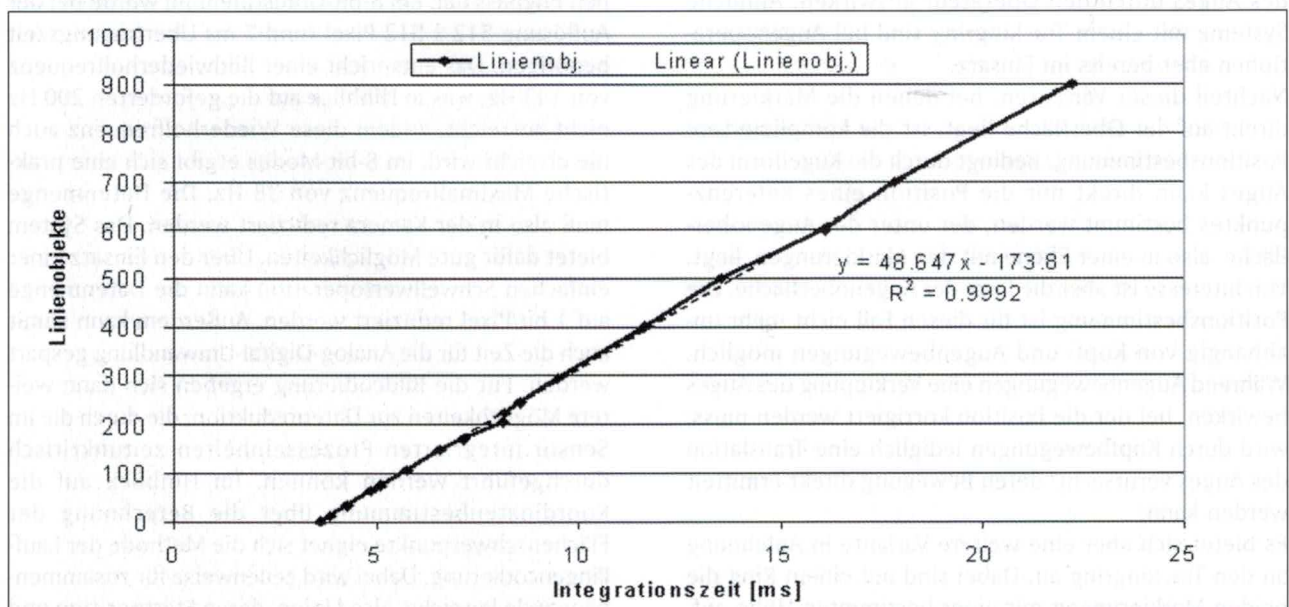


Abbildung 3: Diagramm Abhängigkeit maximal codierbarer Objekte für die Integrationszeiten

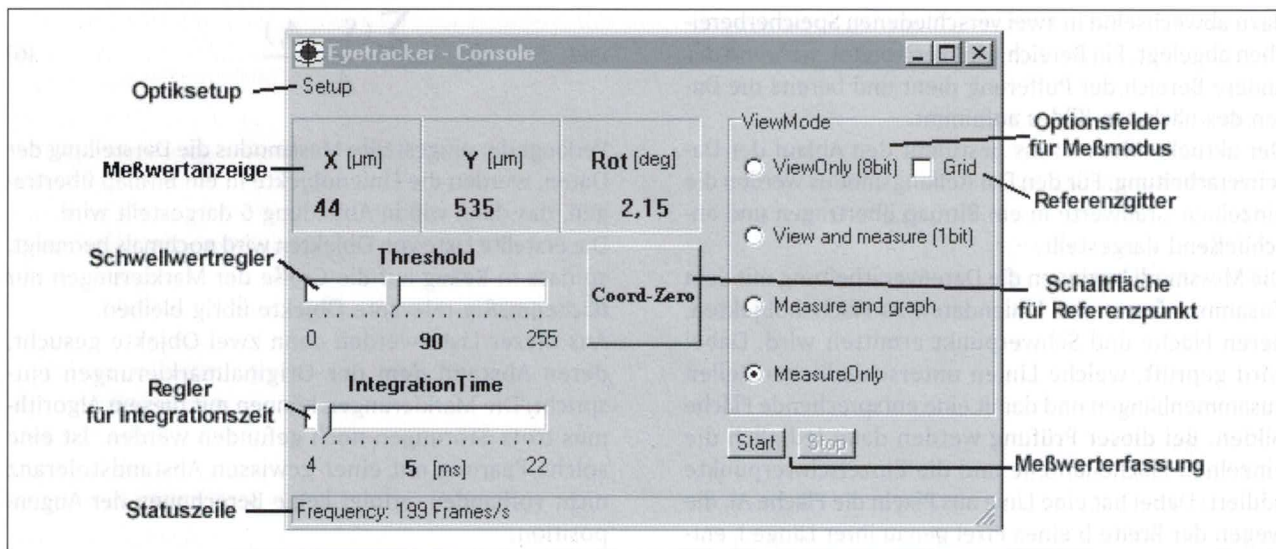


Abb. 4: Benutzeroberfläche

Die anfallende Datenmenge ist hier entsprechend größer, so dass nur Bildwiederholraten von 38 Hz erreicht werden. Der Sensor wird wieder zeilenweise, aber über einen Analog-Digital-Wandler ausgelesen, der sein Ergebnis in entsprechende Register ablegt. Diese werden dann zeilenweise sofort an den Datenport übertragen und zum Computer gesendet. Eine Koordinierung der Integrationszeit ist nicht notwendig, da der Algorithmus für jede Zeile und jedes Bild dieselbe Zeit benötigt. Über einen Offset wird die Belichtungszeit indirekt gesteuert. Der Offset legt fest, wieviele Schleifendurchläufe von der Initialisierung der Photodioden bis zum Auslesen vergehen. Die Helligkeit des Bildes kann so an die spätere Integrationszeit angepasst werden. Für den Algorithmus ist die benötigte Zeit je Sensorzeile aus der maximalen Bildfrequenz bestimmbar.

5.3.2 Software für den Computer

Das Softwaremodul, das computerseitig die Steuerung der Messung und die Messwertaufnahme ermöglicht, wurde mit der Entwicklungsumgebung Borland C++-Builder entwickelt. Das entsprechende Projekt gliedert sich in vier Bestandteile:

- eine grafische Benutzeroberfläche enthält sämtliche Steuerelemente und die Messwertanzeige,
- die Steuerung der Kamera,
- Positionsberechnung, Bildauswertung und Darstellung,
- Darstellung der Bilddaten.

5.3.2.1 Benutzeroberfläche

Die Benutzeroberfläche ist als normal zu bedienendes Fenster auf dem Desktop gestaltet, wie in Abbildung 4 dargestellt.

Die Oberfläche ermöglicht die Steuerung der Kamera sowie die Beeinflussung der Messung über verschiedene Parameter.

Über Regler können Integrationszeit und Schwellwert für die Kamera eingestellt werden. Außerdem ist über Optionsfelder der gewünschte Messmodus wählbar – entsprechend der Kamerasoftware ein reiner Darstellungsmodus in Graustufen für einen detaillierten Überblick (Abbildung 5) sowie verschiedene Messmodi. Zum einen kann das erfasste Kamerabild mit angezeigt wer-

den oder es werden nur die erkannten Markierungen und die errechnete Augenposition dargestellt.

Auf die Abbildung kann aber auch komplett verzichtet werden. Dieser Modus benötigt dann auch die geringste Rechenleistung. Der Modus mit gleichzeitiger Darstellung der Bilddaten ist für die Messung nicht zu empfehlen, da hier der Computer maximal belastet wird. Die Auswertung und Darstellung der Daten benötigt eventuell sogar mehr Zeit als der Datentransfer, so dass nicht mehr für jedes erfasste Bild auch die Position bestimmt wird.

In der Benutzeroberfläche werden weiterhin die aktuellen Messwerte angezeigt. Über eine Statuszeile erfolgt die Information zur aktuellen Messfrequenz.

Der Menüpunkt Setup ermöglicht die Anpassung an die optischen Randbedingungen. Die Werte der Abbildungsabstände und eventuelle Winkel können hier eingegeben werden. Ebenfalls sind hier die Parameter für ein Referenzgitter zur Kalibrierung bei schräger Projektionsrichtung editierbar. Dieses Gitter kann dann im Darstellungsmodus auf die Abbildung projiziert werden.

5.3.2.2 Positionsberechnung und Darstellung

Die von der Kamera gesendeten Bilddaten werden weiterverarbeitet. Die Daten der einzelnen Bilder werden

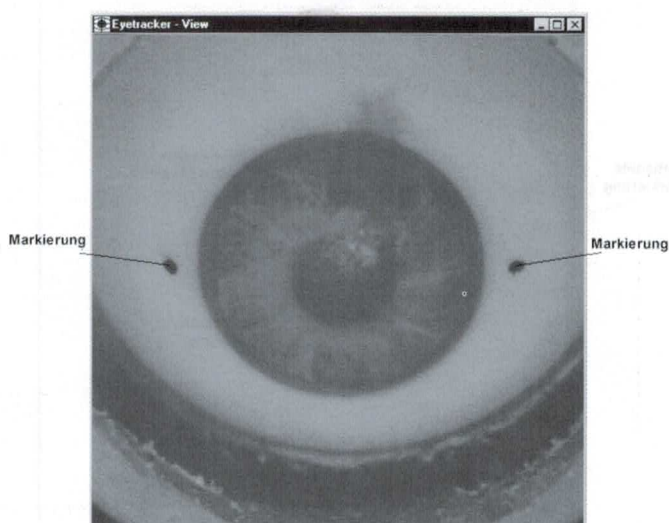


Abb. 5: Darstellungsmodus (ViewOnly) mit 256 Graustufen



dazu abwechselnd in zwei verschiedenen Speicherbereichen abgelegt. Ein Bereich wird verarbeitet, während der andere Bereich der Pufferung dient und bereits die Daten des nächsten Bildes aufnimmt.

Der aktuelle Messmodus bestimmt den Ablauf der Datenverarbeitung. Für den Darstellungsmodus werden die einzelnen Grauwerte in ein Bitmap übertragen und anschließend dargestellt.

Die Messmodi beginnen die Datenverarbeitung mit dem Zusammenfassen der Liniendaten zu Flächenobjekten, deren Fläche und Schwerpunkt ermittelt wird. Dabei wird geprüft, welche Linien unterschiedlicher Zeilen zusammenhängen und damit eine entsprechende Fläche bilden. Bei dieser Prüfung werden dann lediglich die einzelnen Flächenanteile und die Einzelschwerpunkte addiert. Dabei hat eine Linie aus Pixeln die Fläche A_i , die wegen der Breite b eines Pixel genau ihrer Länge l_i entspricht:

$$A_i = l_i \cdot b \quad (1)$$

Die X-Koordinate des Schwerpunktes ergibt sich aus der Summe der Startspalte x_i und der halben Länge l_i zu:

$$S_{xi} = \frac{2x_i + l_i - 1}{2} \quad (2)$$

Die Y-Koordinate des Schwerpunktes ist gleich der Zeile y_i , in der sich die Linie befindet:

$$S_{yi} = y_i \quad (3)$$

Für die Gesamtfläche des Objektes sind die einzelnen Flächen A_i , also die Längen der beinhalteten Linien, zu addieren:

$$A_F = \sum A_i \quad (4)$$

Die Koordinaten des Flächenschwerpunktes erhält man mit der Summe der Produkte aus Einzelschwerpunkten und Flächen dividiert durch die Gesamtfläche des Objekts:

$$S_{Fx} = \frac{\sum (S_{xi} \cdot A_i)}{A_F} \quad (5)$$

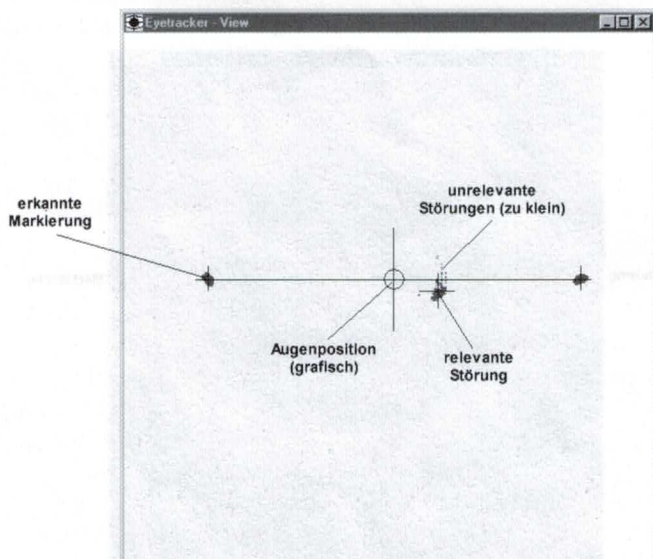


Abb. 6: Messmodus mit 1-Bit-Darstellung der Bilddaten

$$\text{und } S_{Fy} = \frac{\sum (S_{yi} \cdot A_i)}{A_F} \quad (6)$$

Verlangt der eingestellte Messmodus die Darstellung der Daten, werden die Linienobjekte in ein Bitmap übertragen, das dann wie in Abbildung 6 dargestellt wird.

Die erstellte Liste von Objekten wird nochmals bereinigt, so dass in Bezug auf die Größe der Markierungen nur flächenmäßig relevante Objekte übrig bleiben.

Aus dieser Liste werden dann zwei Objekte gesucht, deren Abstand dem der Originalmarkierungen entspricht. Die Markierungen können mit diesem Algorithmus trotz Störungen noch gefunden werden. Ist eine solche Paarung mit einer gewissen Abstandstoleranz nicht vorhanden, erfolgt keine Berechnung der Augenposition.

Je nach Wahl der Markierungsart wird dann die Augenposition berechnet. Zunächst kann eine Position gefunden werden, die genau dem Mittelpunkt der Verbindungsgeraden zwischen den Objekten entspricht. Haben Markierungen und Augenoberfläche die gleiche Höhe, entspricht diese Position der Augenposition. Ist dies nicht der Fall, muss diese Position entsprechend der Augenbewegung korrigiert werden. Diese Korrektur ist noch nicht Bestandteil der Software.

Die okuläre Raddrehung des Auges kann aus der Lage der Markierungen zueinander berechnet werden.

Die Messwerte werden an die Benutzeroberfläche übergeben. Die gefundenen Markierungen sowie die Augenposition werden grafisch gekennzeichnet und entsprechend dargestellt. Gekennzeichnet werden weiterhin alle Flächenobjekte, die in ihrer Größe einer Markierung entsprechen. So können Störungen besser erkannt werden. Ist es nicht möglich, die Markierungen aufzufinden, wird eine Fehlermeldung ausgegeben.

6. Experimente und Ergebnisse

6.1 Kalibrierung und Test des Systems für eine senkrechte Anordnung

Mit diesem Test kann die Funktion der Markierungserkennung und die Positionsberechnung ohne die Notwendigkeit der Bildverzerrung gezeigt werden. Einen Schwerpunkt soll die Genauigkeit der Positionsbestimmung bilden. Weiterhin soll die Latenzzeit der Positionsbestimmung ermittelt werden. Die Latenzzeit ist die Zeit, die vom Beginn der Bildaufnahme bis zur vollständigen Positionsberechnung verstreicht. Sie ist maßgeblich für die Reaktionsgeschwindigkeit des Trackingsystems auf entsprechende Augenbewegungen und hat damit eine entscheidende Bedeutung für die Anwendung des Messsystems in der stark positionsempfindlichen refraktiven Chirurgie.

6.1.1 Aufbau

Im Aufbau blickt die Kamera senkrecht von oben auf das Auge.

Als Beispielobjekt wird ein Glasauge verwendet, auf dem zwei Markierungen mit einem schwarzen Stift, ähnlich

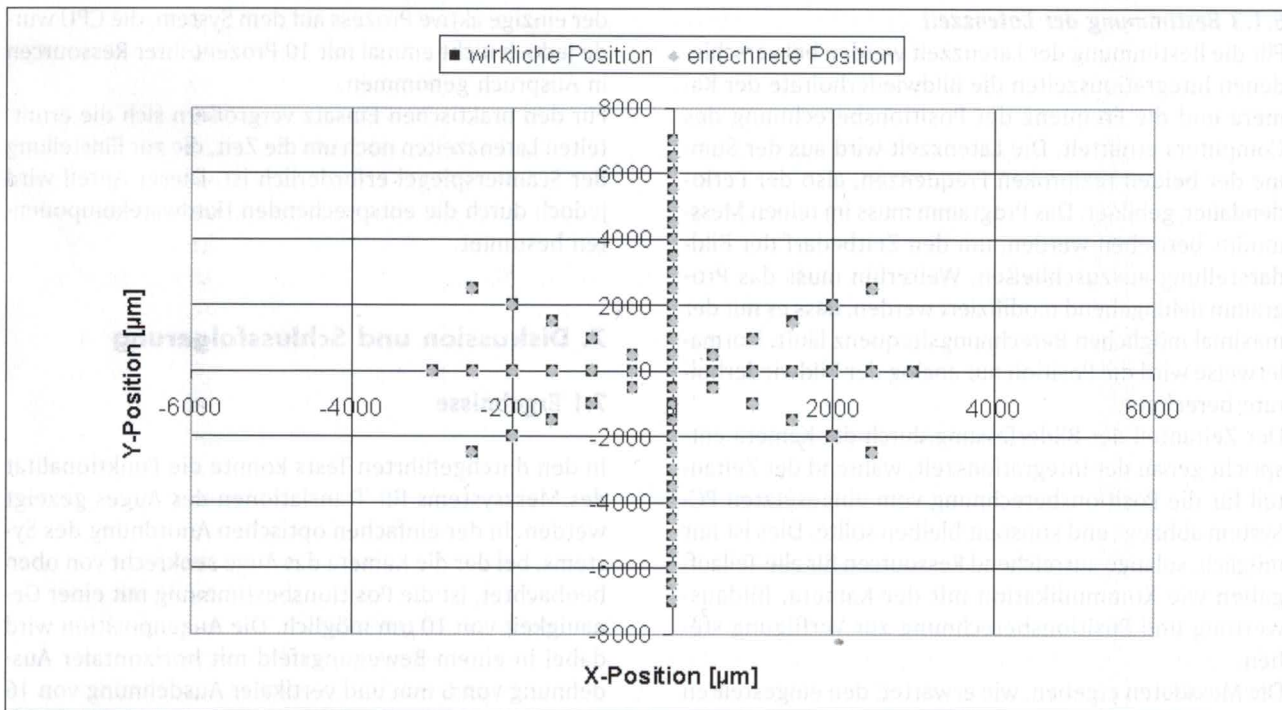


Abb. 7: Kalibrationsmessung mit senkrechter Anordnung

der Abbildung 5, aufgebracht sind. Das Objekt wird durch eine handelsübliche Tischhalogenlampe mit 20 Watt Leistung aus ca. 15 cm Entfernung beleuchtet. Sie ist neben der Kamera platziert und strahlt aus ähnlicher Richtung. Das Bildfeld wird so relativ homogen ausgeleuchtet. Das Glasauge befindet sich in einem Augenhalter, der auf einer durch Verstellerschrauben beweglichen Platine befestigt ist. Damit wird eine Bewegung oder Positionierung des Auges in der zur Kamera senkrechten Ebene ermöglicht. Die Stellschrauben sind an Wegstreckenmesser gekoppelt, so dass eine genaue Positionsbestimmung erfolgen kann.

6.1.2 Kalibrierung

Für die Kalibrierung werden verschiedene Positionen mit den Verstellerschrauben angefahren und zunächst nur die reine Pixelposition ermittelt. Das Auge wird entlang der Koordinatenachsen und auf den Diagonalen des Kamerasensors positioniert. Das Koordinatensystem des Sensors liegt dabei so, dass sich der Ursprung in der Sensormitte also im Punkt (256;256) befindet. Aus der jeweiligen Pixelposition und der wirklichen Augenposition (Wegstreckenmesser) kann ein Korrekturfaktor k_f ermittelt werden. Die Berechnung der Augenposition kann dann durch Multiplikation der Pixelkoordinaten mit dem Korrekturfaktor erfolgen. Der Korrekturfaktor müsste für die horizontale und vertikale Richtung gleich sein, wenn die Fotoelemente des Kamerasensors gleiche horizontale und vertikale Abstände besitzen.

Theoretisch lässt sich dieser Faktor auch aus Bildweite b_0 , Gegenstandsweite g_0 und dem Abstand der Fotoelemente s errechnen:

$$k_f = \frac{g_0}{b_0} s \quad (7)$$

Die Messung dieser Parameter ist aber nicht ausreichend genau möglich.

Die Ermittlung des Korrekturfaktors über die Kalibrierung erscheint angebrachter.

In der Messung beträgt die Gegenstandsweite $g_0 = 179$ mm und die Bildweite $b_0 = 66.5$ mm. Der theoretische Korrekturfaktor ergibt sich dann zu $k_f = 48.45 \mu\text{m}$, mit dem die erhaltenen Pixelkoordinaten die Positionsbestimmung ermöglichen. Die Lageänderung um einen Pixel bedeutet demnach eine Translation um $48.45 \mu\text{m}$. Diese Auflösung wird aber durch die Berechnung der Flächenschwerpunkte verbessert. Man erreicht so eine Subpixelgenauigkeit, was die Messung bestätigt.

Die Messdaten ergeben gleiche und konstante Korrekturfaktoren für die X- und Y-Komponenten. Die Berechnung der Augenposition ist für die senkrechte Aufbauvariante des Eyetrackingsystems mit der simulierten Translation des Auges sehr genau möglich. Die Deckung der errechneten mit den wirklichen Augenpositionen ist im Meßsresultat, welches durch die Abbildung 7 repräsentiert wird, gut erkennbar. Die mittlere Abweichung beträgt weniger als $10 \mu\text{m}$. Die maximale Positionsdifferenz wurde mit $21 \mu\text{m}$ festgestellt.

Bei konstanter Augenposition schwanken die Messwerte um $15 \mu\text{m}$ bis $20 \mu\text{m}$. Dies liegt vor allem in den Zeitunterschieden bei der Zeilenaustastung des Sensors begründet. Der Algorithmus sichert keine konstante Integrationszeit für jede Zeile. Diese Schwankungen führen zu einer Formänderung der erkannten Markierung und damit zu einer Lageänderung des Flächenschwerpunktes. Weiterhin bewirken mechanische Schwingungen der Beleuchtung den gleichen Effekt durch eine veränderliche Ausleuchtung des Bildfeldes. Eine Optimierung des Austastalgorithmus kann eine noch höhere Messgenauigkeit ermöglichen. Weiterhin muss geprüft werden, wie groß die zu überwachende Bildfläche sein muss, in der sich das Auge bewegt. Einer kleineren Fläche ermöglicht eine bessere optische Vergrößerung und damit ebenfalls einen Genauigkeitsgewinn.



6.1.3 Bestimmung der Latenzzeit

Für die Bestimmung der Latenzzeit werden bei verschiedenen Integrationszeiten die Bildwiederholrate der Kamera und die Frequenz der Positionsberechnung des Computers ermittelt. Die Latenzzeit wird aus der Summe der beiden reziproken Frequenzen, also der Periodendauer, gebildet. Das Programm muss im reinen Messmodus betrieben werden, um den Zeitbedarf der Bilddarstellung auszuschließen. Weiterhin muss das Programm dahingehend modifiziert werden, dass es mit der maximal möglichen Berechnungsfrequenz läuft. Normalerweise wird die Position nur analog der Bildwiederholrate berechnet.

Der Zeitanteil der Bilderfassung durch die Kamera entspricht genau der Integrationszeit, während der Zeitanteil für die Positionsberechnung vom eingesetzten PC-System abhängt und konstant bleiben sollte. Dies ist nur möglich, solange ausreichend Ressourcen für alle Teilaufgaben wie Kommunikation mit der Kamera, Bildauswertung und Positionsberechnung zur Verfügung stehen.

Die Messdaten ergeben, wie erwartet, den eingestellten Integrationszeiten entsprechende Bildwiederholraten. Die Berechnung der Augenposition durch den Personalcomputer erfolgte für alle Integrationszeiten mit fast konstanter Frequenz von 2400 Berechnungen je Sekunde. Dies bedeutet eine Rechenzeit von 0,4 ms für eine Positionsbestimmung. Für die Latenzzeit ergibt sich dann für die jeweiligen Integrationszeiten ein linearer Verlauf, der in Abbildung 8 gut erkennbar ist. Es ist jedoch davon auszugehen, dass der Zeitanteil für die Positionsbestimmung im Computer für geringere Integrationszeiten ansteigt, da dann wesentlich mehr Rechenressourcen für die Kommunikation mit der Kamera benötigt werden. Außerdem werden sich zusätzliche Rechenoperationen auf dem System benachteiligend auswirken. Für die Messung war die Eyetrackinganwendung

der einzige aktive Prozess auf dem System, die CPU wurde jedoch nicht einmal mit 10 Prozent ihrer Ressourcen in Anspruch genommen.

Für den praktischen Einsatz vergrößern sich die ermittelten Latenzzeiten noch um die Zeit, die zur Einstellung der Scannerspiegel erforderlich ist. Dieser Anteil wird jedoch durch die entsprechenden Hardwarekomponenten bestimmt.

7. Diskussion und Schlussfolgerung

7.1 Ergebnisse

In den durchgeführten Tests konnte die Funktionalität des Messsystems für Translationen des Auges gezeigt werden. In der einfachen optischen Anordnung des Systems, bei der die Kamera das Auge senkrecht von oben beobachtet, ist die Positionsbestimmung mit einer Genauigkeit von $10\ \mu\text{m}$ möglich. Die Augenposition wird dabei in einem Bewegungsfeld mit horizontaler Ausdehnung von 6 mm und vertikaler Ausdehnung von 16 mm erfasst. Die geringere horizontale Ausdehnung ist auf die Lage der Referenzmarkierungen auf horizontaler Achse zurückzuführen. Ob die Größe des überwachten Bewegungsfeldes in der Praxis genügt, muss überprüft werden.

In den Messungen wurde mit einer Bildwiederholrate von 200 Hz gearbeitet. Die Erkennung der Markierungen war ohne Unterbrechung möglich. Allerdings wurde das Referenzobjekt auch nur mit geringen Geschwindigkeiten bewegt. Wie zuverlässig die Detektion bei höheren Geschwindigkeiten ist, muss untersucht werden. Es ist möglich, dass der Austastbereich bei kurzen Integrationszeiten zu schmal für schnelle Augenbewegungen wird. Eine Austastung von ca. 20 Zeilen bei einer Integrationszeit von 5 ms gestattet eine maximale

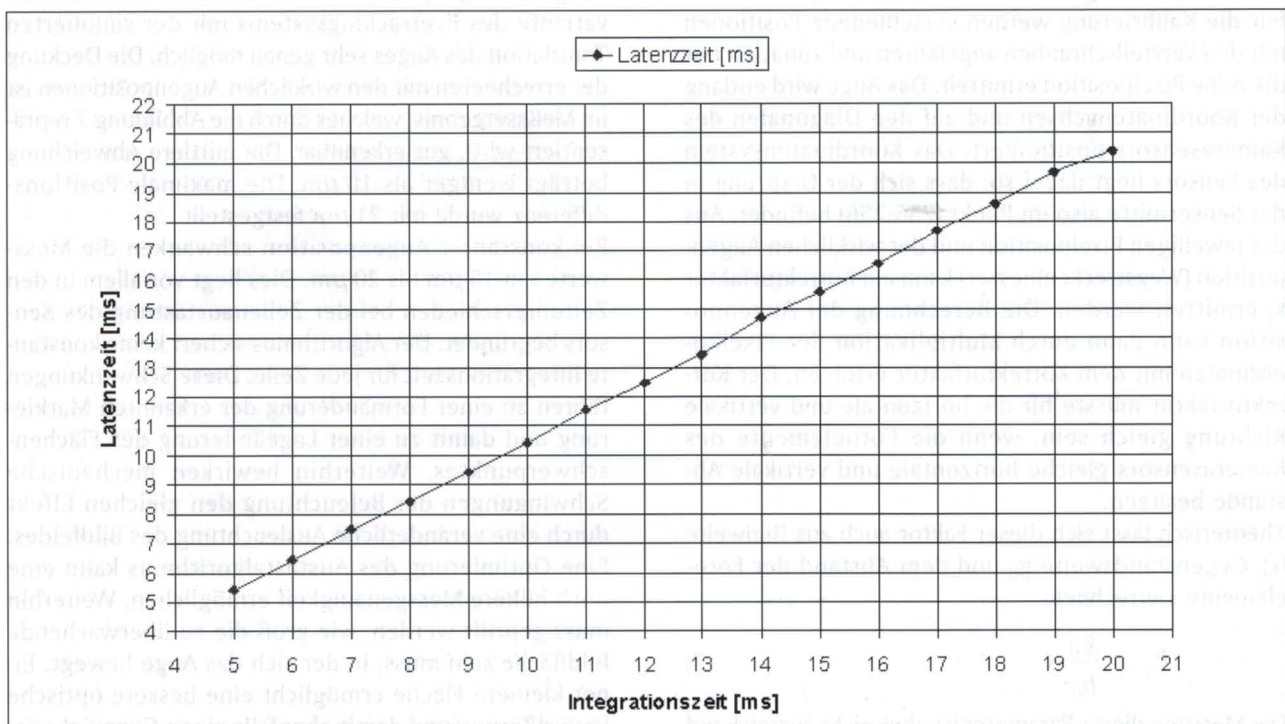


Abb. 8: Latenzzeiten des Trackingsystems



Geschwindigkeit von 200 mm/s für die Augenbewegung. Damit wäre eine zuverlässige Erfassung gerade noch möglich. Die Breite des ausgetasteten Bereiches wird jedoch durch Bildstörungen beeinflusst.

Im Labor wurde unter idealisierten Bedingungen gearbeitet. Es wurde ein Glasauge mit rein weißer „Lederhaut“ eingesetzt, das besten Kontrast für die schwarzen Markierungen bietet. Im praktischen Einsatz ist jedoch von geröteten Augen auszugehen. Auch werden die Markierungen für den Fall des Aufbringens mittels Stift nicht mehr rein schwarz sein. Für die notwendige Stabilität der Detektion der Markierungen muss dann wahrscheinlich mit geringeren Geschwindigkeiten gearbeitet werden. Der Algorithmus der Bilderfassung und -auswertung kann aber noch verbessert werden, um den Einfluss von Störungen weiter zu minimieren.

Die Messungen können zunächst nur eine genaue Positionsbestimmung für Translationsbewegungen des Auges belegen. Liegen die Markierungen mit dem Referenzpunkt (Mittelpunkt) der Augenoberfläche in einer Ebene, sollte die Positionsbestimmung in gleicher Weise unabhängig von der Augen- und Kopfbewegung möglich sein.

Unterscheiden sich die Markierungsebene und die Tangentialebene des Referenzpunktes, muss die ermittelte Position korrigiert werden. Dafür muss zwischen Augen- und Kopfbewegungen unterschieden werden. Für die Berechnung der Augenposition sind dann entsprechende Parameter nötig. Die Korrektur der Messwerte muß unter Annahme spezieller Bewegungsmodelle oder über einen Kalibrieralgorithmus erfolgen.

7.2 Ausblick

Das Eyetrackingsystem verfügt im vorgestellten Zustand über weiteres Entwicklungspotenzial.

Eine zuverlässige Positionsbestimmung ist nur mit guter Abstimmung der Parameter für den Schwellwert und die Integrationszeit möglich. Hier kann eine automatische Einstellung der Parameter durch die Software wesentliche Erleichterung im Umgang mit dem Messsystem schaffen. Auch kann sich dadurch die Datenmenge reduzieren, da der Schwellwert so eingestellt wird, dass die Markierungen optimal mit minimalen Störeinflüssen detektiert werden. Für die Ermittlung des optimalen Schwellwertes sollte der Algorithmus der Bilderfassung weiter verbessert werden.

Die Schwankungen der Belichtungszeiten der einzelnen Sensorzeilen, die sich hier durch unterschiedliche Verarbeitungszeiten ergeben, führen zu einer sehr unruhigen Bilderfassung. Mit besserer Synchronisation der Integrationszeit für alle Sensorzeilen sollte ein viel ruhigeres Bild erreicht werden. Dadurch wird nicht nur die Positionsbestimmung genauer, sondern es verbessert sich auch die Gesamtstabilität der Markierungsdetektion. Die Synchronisation ist jedoch problematisch, da die Verarbeitungsdauer von der Anzahl der zu codierenden Objekte in der jeweiligen Zeile abhängt. Ginge man von einer maximalen Objektzahl für jede Zeile aus und damit von einer konstanten Bearbeitungszeit, würde sich die benötigte Zeit für das Auslesen des gesamten Sensor-

arrays vergrößern. Der Einfluss auf die Bildwiederholrate muss geprüft werden.

Bei gehäuften Störinhalten der Bilder ist eine Erkennung der Markierungen eventuell nicht mehr möglich. Über weitere Zuordnungsalgorithmen kann die Detektionsstabilität für diese Fälle erhöht werden. So könnte die Flächenform der gefundenen Bildinhalte ausgewertet werden. Über die Eigenschaft der Rundheit könnten weitere Störungen ausgeschlossen werden.

Für eine zeitliche Verkürzung des Datentransfers Kamera – Computer sollte geprüft werden, ob eine weitere Reduktion der zu übertragenden Daten in der Kamera möglich ist. Die Linienobjekte könnten in der Kamera schon zu Flächen zusammengefasst werden. Dies würde, wenn die Rechenressourcen der Kamera ausreichen, höhere Bildwiederholraten oder einen größeren Austastbereich ermöglichen. Für ideale Aufnahmen, die nur die Markierungen zum Inhalt haben, reichen die Ressourcen der Kamera sicherlich aus. Im praktischen Einsatz ist jedoch mit Störinhalten zu rechnen, die dann alle verarbeitet werden müssen. Die Rechenleistung der Kamera könnte dann nicht mehr genügen.

Mit dem einfachen Aufbau kann das System weiterhin so ausgebaut werden, dass es als eigenständiges Messsystem arbeitet und so neben dem Einsatz im System der Firma BioShape auch für andere Lasersysteme interessant wird. Ein wichtiger Schritt wären hier analoge Datenausgänge. Eine Nutzung der Messwerte über einen Digital-Analog-Wandler als Spannungswerte ist direkt möglich. Wäre ein leistungsfähigeres Embedded-System für die Kamera verfügbar, kann sogar auf die Kopplung mit einem PC verzichtet werden.

7.3 Schlussfolgerung

In der Arbeit wurde ein Messsystem vorgestellt, mit dem die Position des Auges erfasst werden kann. Das Auge wird von einer Kamera beobachtet. Zwei Markierungen, die auf dem Auge aufgebracht werden, dienen in der Auswertung des Bildmaterials als Referenzpunkte. Die Bilder werden mit einer Schwellwertoperation erfasst. Die Auswertung erfolgt online, parallel zur Bildaufnahme durch eine für die Anwendung entwickelte Software, deren Funktionsweise erläutert wurde. Für den Einsatz des Eyetrackers in der refraktiven Chirurgie ist das Ziel eine schnellstmögliche Bestimmung der Augenposition mit ausreichender Genauigkeit. Schwerpunkt bildete daher zunächst die Optimierung der Messfrequenz. Es wurde eine Frequenz von 200 Hz mit einer Latenzzeit des Systems vom Beginn der Bildaufnahme bis zum Abschluss der Positionsberechnung von unter 6 ms erreicht.

Zu verbessern ist vor allem die Stabilität der Markierungserfassung. Die Genauigkeit der Messung mit unter 20 μm ist bereits ausreichend. Eine Steigerung ist aber möglich. Auch eine Erhöhung der Messfrequenz ist ebenfalls noch denkbar. Entsprechende Ansatzpunkte wurden vorgestellt.

Für die Auswertung reiner Augenbewegungen unter dem Einsatz von Markierungsstiften müssen angenommene Bewegungsmodelle geprüft werden.



Weiterhin soll für den praktischen Einsatz eine einfache Bedienung des Systems möglich sein. Gewährleistet wird dies durch einen recht einfachen Aufbau und eine grafische Benutzeroberfläche der Software. Mit spezialisiertem Einsatz des Eyetrackers in einem definierten Behandlungssystem lässt sich die Bedienung noch weiter vereinfachen.

Das vorgestellte Messsystem wird in das von der Firma BioShape entwickelte Eyeshapesystem zur Laserbehandlung und Vermessung der Hornhautoberfläche integriert.

8. Literaturverzeichnis

- [1] SCHREIBER, Kai: Erstellung und Optimierung von Algorithmen zur Messung von Augenbewegungen mittels Video-Okuographie-Methoden; Diplomarbeit; 1999; <http://www.genista.de/manches/diplom/diplom.html> (22.08.00).
- [2] FRY, G., A., Hill, W. W.: The center of rotation of the eye; Am. J. Opt., Vol 39, No. 11, pp. 581-595; 1962.
- [3] SPRENGER: Messung von Augenbewegungen; <http://home.t-online.de/home/sprenger.tpsy/eyetr.html> (22.08.00).
- [4] STRAUMANN, Dominik: Wie diagnostiziert man Störungen von Augenbewegungen?; Antrittsvorlesung; 1998; <http://www.unizh.ch/~dominik/Antritt/index.html> (22.08.00).
- [5] www.bioshape.com
- [6] PURUCKER, Jan: Entwicklung eines Meßsystems zur Erfassung von Augenbewegungen. Diplomarbeit, Reg.-Nr. P96/12/SS 2000, Technische Fachhochschule Wildau, 2000

Autoren

Jan Purucker

Technische Fachhochschule Wildau
Fachbereich Ingenieurwesen/Wirtschaftsingenieurwesen
Studienrichtung Physikalische Technik
E-Mail: purucker@gmx.net

Prof. Dr. sc. nat. Bernd Stark

Technische Fachhochschule Wildau
Fachbereich Ingenieurwesen/Wirtschaftsingenieurwesen
Labor für Sensortechnik/Gasanalytik
Tel. (0 33 75) 508-524
Fax (0 33 75) 508-987
E-Mail: bstark@igw.tfh-wildau.de