Automatische Augenstellungsbestimmung in Infrarot-Videobild-Sequenzen

Rainer Schian*, Jean-Cyriaque Barry◇, Uwe Pongs+, Lutz Priese*

* Labor Bilderkennen, Universität Koblenz-Landau, Rheinau 1, 56075 Koblenz
◇ Universitäts-Augenklinik, Sektion Motilitätsstörungen, Schleichstraße 12, 72076 Tübingen
+ Medizinische Fakultät der RWTH Aachen, Pauwelsstr. 30, 52057 Aachen

Zusammenfassung In diesem Artikel soll ein Verfahren vorgestellt werden, mit dem genau, robust und schnell die Augenstellung beider Augen einer Person objektiv bestimmt werden kann, um eine dynamische Schielwinkelmessung durchzuführen. Das Verfahren wird erfolgreich in der Augenheilkunde eingesetzt.

1 Einleitung

Während bei Eye-Tracking-Systemen der Schwerpunkt in der sehr schnellen Berechnung der Blickrichtung in weiten Bereichen liegt [5], liegt in unserer Anwendung der Schwerpunkt auf der exakten Bestimmung der Blickrichtung, um Augenfehlstellungen bei Säuglingen und Kleinkindern im Bereich von wenigen Grad (Mikrostrabismus) sicher diagnostizieren zu können [1][2][3].

Mit Hilfe von Hochleistungs-Infrarot-Leuchtdioden werden Lichtspiegelungen an bzw. in den Augen, die sog. Purkinje-Reflexe, erzeugt und die beiden Augen jeweils mit einer infrarotempfindlichen Videokamera mit einer Auflösung von 768 $\times$ 512 Pixeln aufgenommen. Aus den relativen Positionen der Purkinje-Reflexe erster Ordnung (an der Hornhautoberfläche reflektiertes Licht) und vierter Ordnung (eine punktförmige Reflexion des Lichts an der Linsenrückseite) läßt sich die optische Achse und damit die Augenstellung des Auges berechnen. Aus dem Mittelpunkt des Hornhautrandes bzw. der Pupille und den Purkinje-Reflexen erster Ordnung läßt sich ebenfalls (jedoch nicht so exakt) die Augenstellung bestimmen.

Dazu ist eine echtzeitnahe und robuste Bildauswertung zur dynamischen Schielwinkelmessung für Bildfolgen mit bis zu 5 Bildpaaren pro Sekunde auf einem PC entwickelt worden, die im folgenden beschrieben werden soll. Diese gliedert sich in die Bestimmung der „Region of Interest", Form- und Lagebestimmung der Pupille, der Lagebestimmung der Iris sowie der Bestimmung der Mittelpunkte der Purkinje-Reflexe erster und vierter Ordnung.

2.1 Bestimmung der „Region of Interest" (RoI)

Bei der Auswertung von Bildfolgen kann die Tatsache ausgenutzt werden, daß die Lage der Pupille sich in zwei aufeinanderfolgenden Bildern meist nur geringfügig ändert. Daher wird nicht das gesamte Bild, sondern nur der Bildteil, der die vorherige Pupille enthält, mit dem in [6] beschriebenen GSC (Grey Structure Code) segmentiert. Wenn in dem segmentierten Bildausschnitt kein Kandidat für eine Pupille gefunden wird, wird das gesamte Bild erneut segmentiert. Genauso wird das gesamte Bild segmentiert, wenn im vorherigen Bild keine Pupille gefunden wurde.

Nach der, evtl. zweimaligen, Segmentierung des Bildes wird dasjenige Segment ausgewählt, das am ehesten zum Attribut „sehr dunkle, kompakte Kreisfläche" paßt. Die Pupille wird durch dieses Segment - stark unterabgetastet - beschrieben. Aus diesem Segment wird ein rechteckiger Bildausschnitt (RoI) bestimmt, der die Pupille vollständig und auch Teile der Iris enthält, um eine stabile und robuste Erkennung der Pupille und der Purkinje-Reflexe zu erzielen und den Rechenaufwand möglichst gering zu halten.

Mit einem Schwellwert, der aus den Grauwerten des Pupillensegmentes berechnet wird, wird das Originalbild innerhalb der RoI binarisiert und mittels der morphologischen Standardoperationen Dilatation und Erosion [4] geglättet. Das so berechnete Binärbild wird im folgenden mit „Pupillenmaske" bezeichnet.

Wenn in der in 2.2 beschriebenen Mittelpunkt- und Formbestimmung der Pupille nicht alle 16 Randpunkte bestimmt werden konnten, dann besteht die Möglichkeit, daß eine deutliche Lageveränderung der Pupille die Ursache ist. In diesem Fall ist ein Rand der Pupille abgeschnitten. Wenn zusätzlich weitere Randpunkte fehlen oder fehlerhaft sind, kann die genaue Lage der Pupille nicht bestimmt werden. Deshalb werden die vorhandenen Randpunkte durch einen (wesentlich robuster bestimmbaren) Kreis approximiert und damit die RoI und die Pupillenmaske neu berechnet.

2.2 Mittelpunkt- und Formbestimmung der Pupille Teil 1

In der Praxis ist die Pupille häufig teilüberdeckt, etwa durch Brillenspiegelungen oder das Lid. Die Umrandung der Pupille kann als (mathematische) Kurve in einer zweidimensionalen Ebene aufgefaßt werden. Sie sollte recht genau die meisten Pupillen beschreiben, aber gleichzeitig nicht zu viele Freiheitsgrade besitzen, um effizient berechenbar zu sein. Dafür hat sich die Ellipse bewährt. Der Mittelpunkt der Ellipse, die die sichtbare Pupille beschreibt, ist damit gleichzeitig der Mittel- bzw. Schwerpunkt der unverdeckten Pupille. Ausführlich wird die Approximation der Pupille durch eine Ellipse in [7] beschrieben. Grob gliedert sie sich in drei Teile:

1. Aus der Pupillenmaske werden bis zu 16 Randpunkte der Pupille bestimmt.
2. Mit Hilfe des Newtonverfahrens wird im $\mathbb{R}^5$ eine Ellipse bestimmt, die die Randpunkte möglichst gut, d.h. quadratminimal, approximiert.
3. Es werden iterativ Randpunkte weggelassen, die mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht zum Rand der Pupille gehören und die verbleibenden erneut durch eine Ellipse approximiert, bis die mittlere Abweichung der approximierten Randpunkte von der Ellipse klein genug ist.

2.3 Mittelpunkt- und Formbestimmung der Pupille Teil 2

Die Wahl der zu approximierenden Koordinaten hat einen sehr großen Einfluß auf die Güte des Approximationsergebnisses. Ohne Vorwissen über die Lage der Pupille lassen sich jedoch Koordinaten, die nicht den Pupille-Iris Übergang beschreiben, kaum von denen unterscheiden, die zwar den korrekten Übergang beschreiben, aber nicht dem Modell Ellipse entsprechen. Mit dem ersten Teil der Pupillenbestimmung ist die Lage der Pupille bekannt. Ausgehend von dem Mittelpunkt der Pupille wird in 24 Strahlen im Bereich des erwarteten Pupillenrandes nach einem Pupille-Iris Übergang im Originalbild gesucht und so neue Koordinaten bestimmt.

Da in einem recht begrenzten Bereich nach den Übergängen gesucht wird, führen Artefakte wie Brillenspiegelungen und Verdeckungen durchs Lid nicht zu fehlerhaften, sondern nur zu fehlenden Koordinaten, d.h. (nahezu) alle Koordinaten liegen auf dem äußeren Rand der Pupille. Diese lassen sich mit einem, ähnlich dem in [8] beschriebenen, adaptiven Verfahren durch eine Ellipse approximieren. Dazu werden folgende Schritte iteriert, bis der gewichtete, mittlere Abstand der Koordinaten von der Ellipse in zwei aufeinanderfolgenden Iterationschritten sich nicht mehr nennenswert ändert.

1. Es wird eine quadratminimale Ellipse berechnet, wobei jede Koordinate gewichtet wird. Das initiale Gewicht für jede Koordinate ist 1.
2. Der gewichtete, mittlere Abstand der Koordinaten von der Ellipse wird für das oben genannte Abbruchkriterium berechnet.
3. Für jede Koordinate wird der (ungewichtete) Abstand zur Ellipse berechnet. Ebenso die Varianz und der Mittelwert aller Abstände. Das Gewicht für jede Koordinate wird in Abhängigkeit des Abstandes dieser Koordinate von der Ellipse zum Mittelwert der Abstände, normiert mit der Varianz, neu berechnet. Dabei erhalten stark abweichende Koordinaten sehr kleine Gewichte und beeinflussen damit die Ellipsenapproximation nur minimal.

2.4 Mittelpunkt- und Formbestimmung der Iris

Die Beschreibung der Iris erfolgt im Gegensatz zur Pupille nicht durch eine Ellipse sondern durch einen robuster berechenbaren Kreis, da die Iris in den meisten Bildern durch die Augenlider teilweise verdeckt und der kontrastarme Übergang Iris-Sklera (Augenweiß) variabel und kaum genau definierbar ist.

Auf 24 Strahlen, die ihren Ursprung im Mittelpunkt der Pupille haben und maximal 40 Grad von der waagerechten abweichen, wird der Iris-Sclera Übergang bestimmt, indem in der stark geglätteten Folge von Grauwerten der maximale Gradient berechnet und der entsprechende Punkt als Rand zurückgegeben wird. Da deutlich vom mittleren Abstand der Randpunkte zum Mittelpunkt der Pupille abweichende Punkte nicht den Iris-Sclera Übergang sondern Übergänge zu Störungen wie Lid oder Brillenspiegelungen beschreiben, werden sie weggelassen. Die restlichen Randpunkte werden, analog zur Pupillenapproximation Teil 1, durch einen Kreis approximiert. Ausführlich wird dies in [6] beschrieben.

Die Bestimmung der Iris-Sclera Übergänge durch den maximalen Gradienten ist nicht für alle Bilder geeignet, z.B. ist der Gradient an einem Kontaktlinsenrand oft größer als am Irisrand. Deshalb wird, wenn die Möglichkeit der fehlerhaften Bestimmung des Iris-Kreises besteht, die obige Berechnung des Iris-Kreises mit einem anderen Kriterium für einen Iris-Sclera Übergang wiederholt. Als Kriterium dient dabei das Modell der Arcus-Tangens- Funktion. Es wird jeder Helligkeitsübergang (in einem Intervall von 20 Pixeln) mit dem Funktionsgraphen der Arcus-Tangens-Funktion verglichen und die Punkte mit der besten Übereinstimmung als Iris-Randpunkte deklariert.

Das zweite Verfahren ist, im Gegensatz zum ersten, robust gegenüber kontrastreichen Störungen, liefert dennoch häufiger falsche Ergebnisse, wenn der Irisrand nicht genau dem Modell entspricht. Deshalb wird anhand der Genauigkeit der Approximation der Punkte durch den Kreis und dem Abstand des Iris- und des Pupillenmittelpunktes entschieden, ob das erste oder zweite Verfahren die „richtige" Beschreibung der Größe und Lage der Iris liefert.

2.5 Bestimmung der Purkinje-Reflexe

Für die Detektion der Purkinje-Reflexe erster Ordnung (1. Purkinjebilder) und vierter Ordnung (4. Purkinjebilder) werden Filter verwendet, die dort einen hohen Filterwert ergeben, wo sich ein heller Kreis bzw. Punkt auf dunklem Grund befindet. Die Koordinaten, die einen maximalen Filterwert haben, entsprechen den Mittelpunkten der Reflexe. Um die Lage der Reflexe exakt, d.h. Subpixelgenau, zu beschreiben, erfolgt eine in [6] beschriebene Interpolation.

Für die Lagebestimmung der 1. Purkinjebilder wird ein Filter mit einer 19×19 Filtermatrix eingesetzt. Um den Rechenaufwand gering zu halten, ist die zu filternde Fläche möglichst klein zu wählen. Wenn sich die Lage der Pupille im Bild nicht geändert hat, dann braucht auch nur das Gebiet, in dem die Reflexe im letzten Bild vorkamen, gefiltert zu werden. Wenn sich die Lage der Pupille in Bezug auf das letzte Bild geändert hat, sind zwei Fälle zu unterscheiden: Entweder hat sich die Augenstellung geändert, dann ändert sich die Lage der 1. Purkinjebilder nicht, oder das gesamte Auge ist (z.B. wegen Kamerabewegung) verschoben, dann entspricht der Verschiebungsvektor der Pupillen dem der Reflexe. Es wird daher derjenige rechteckige Bildausschnitt gefiltert, der beide Gebiete enthält.

Bei den 4. Purkinjebildern kann die zu filternde Fläche über die Symmetrieeigenschaften des Reflexmusters eingeschränkt werden. Die 4. Purkinjebilder lassen sich als Punktspiegelung der 1. Purkinjebilder durch ein Symmetriezentrum darstellen, wobei der Abstand der 4. Purkinjebilder zum Symmetriezentrum gegenüber dem der 1. Purkinjebilder im Durchschnitt um den Faktor 0.762 verkürzt ist. Der Mittelpunkt der Iris bzw. der Pupille ist ein guter Schätzwert für das Symmetriezentrum. Um alle Bereiche abzudecken, werden die „Erwartungsgebiete" der 4. Purkinjebilder mit beiden Schätzwerten berechnet und die „Vereinigungsfläche" gefiltert. Bereiche außerhalb der Pupille bleiben unberücksichtigt, da 4. Purkinjebilder nur innerhalb der Pupille vorkommen.

3. Ergebnisse

Die vorgestellten Algorithmen laufen stabil und brauchen auf einem PC mit Pentium Pro Prozessor, 200 MHz, durchschnittlich zusammen etwa 90 Millisekunden pro Bild (Auge), d.h. eine Sequenzauswertung ist mit etwa 5 Bildpaaren pro Sekunde möglich. Um die Güte der vom Programm gefundenen Koordinaten beurteilen zu können, wurden in Testbildern die Daten von Hand erfaßt. Die Abweichung bei den Purkinje-Reflexen und der Pupille ist nur selten über 1 Pixel (im euklidischen Abstand), häufig jedoch unter einem halben Pixel. Bei der Iris liegt das gros der Abweichungen zwischen 1 und 2 Pixeln, wobei eine Streuung von bis zu 2 Pixeln auch bei der Handerfassung der Iris von verschiedenen Personen auftritt und fehlerhaft vom Programm bestimmte Koordinaten meist in Y-Richtung abweichen, also bei der Schielwinkelmessung unerheblich sind. Damit erreicht dieses Verfahren die Güte von menschlichen Messungen.

Alle obigen Angaben beziehen sich auf einen Testset von 771 Bildern, der überproportional viele Bilder mit Artefakten (Brillenspiegelungen, Linsentrübungen, etc.) enthält. Auch die Sequenztests wurden auf diesem Testset durchgeführt, obwohl alle Bilder als Einzelbilder von 42 Personen mit verschiedenen Blickrichtungen aufgenommen wurden. Doch damit entspricht dies einem schlecht fixierendem Patienten bei gleichzeitig unruhiger Kamerahaltung.

Literatur

1. J. C. Barry, R. Effert, M. Reim, D. Meyer-Ebrecht, *Computaional Principles In Purkinje I and IV Reflection Pattern Evaluation for the Assessment of Ocular Alignment,* Invest Ophthalmol Vis Sci. 1994;35:4205-4218
2. J. C. Barry, R. Effert, A. Kaupp, A. Burhoff, *Measurement of Ocular Alignment With Photographic Purkinje I and IV Reflection Pattern Evaluation,* Invest Ophthalmol Vis Sci. 1994;35:4219-4235
3. J. C. Barry, R. Effert, A. Kaupp, M. Kleine, M. Reim, *Computergestützte Messung von Augenfehlstellungen bei Säuglingen und Kleinkindern mit Hilfe des digitalen Purkinje-Reflexmuster-Verfahrens,* Springer-Verlag Ophthalmologe 1994 91:51-61
4. R. M. Haralick, L. G. Shapiro, *Computer and Robot Vision,* Addison Wesley Publishing Company, 1992
5. H. Klingpohr, T. Block, R.-R. Grigat, *Ein echtzeitfähiges System zur Erkennung der Blickrichtung des menschlichen Auges,* Tagungsband 19. DAGM-Symposium, Braunschweig 15.-17. September 1997, S. 191-198, erschienen im Springer-Verlag
6. R. Schian, J. C. Barry, U. Pongs, L. Priese, *Detektion von Purkinje-Reflexen in Infrarot-Videobildern,* Tagungsband zum 5. Freiburger Workshop 10.-11. März 1997, S. 192-196
7. R. Schian, L. Priese, *Automatische Lagebestimmung von Pupillen in der Medizinischen Datenverarbeitung,* Tagungsband 19. DAGM-Symposium, Braunschweig 15.-17. September 1997, S. 568-579, erschienen im Springer-Verlag
8. H. Suesse, K. Voss, *Adaptive Ausgleichsrechnung und Ausreißerproblematik für die digitale Bildverarbeitung,* Tagungsband 15. DAGM-Symposium, Lübeck 27.-29. September 1993, S. 600-607, erschienen im Springer-Verlag