

**6. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
24.-25. März 2006 in Rostock-
Warnemünde**



„Ein mobiles 3D Video-Okulografiesystem“

Guido Boening, Erich Schneider, Klaus Bartl, Stanislavs Bardins, Thomas Dera, David Wittmann, Thomas Brandt
Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum Großhadern, München, Deutschland
E-Mail: gboening@nefo.med.uni-muenchen.de

Band: Abstracts der Vorträge des 6. Workshops der Automed 2006
Editors: T. Ellerbrock
ISBN: 3-86009-296-0
Pages: 66-67

Ein mobiles 3D Video-Okulografiesystem

Guido Boening, Erich Schneider, Klaus Bartl, Stanislavs Bardins, Thomas Dera, David Wittmann,
Thomas Brandt
Ludwig-Maximilians-Universität München
Klinikum Großhadern
81377 München

gboening@nefo.med.uni-muenchen.de

EINLEITUNG

Die zeitechte Messung von Augenbewegungen ermöglicht die Nutzung der detektierten Blickrichtung als Steuerkommando für externe Geräte. Insbesondere für die Echtzeit-Ansteuerung des in 3D beweglichen, blickgesteuerten Kamerasystems [Bartl2006, Brandt2006] in Abbildung 1 wurde ein mobiles Video-Okulografiesystem entwickelt (siehe Abbildung 2), bei dem besonderes Augenmerk auf eine hohe Geschwindigkeit, eine hohe Mobilität, ein geringes Gewicht und die Möglichkeit für einen Langzeitbetrieb gelegt wurde.



Abb. 1: Mobiles Video-Okulografiesystem als Basis für das blickgesteuerte Kopfkamerasystem.

MATERIALIEN UND METHODEN

Durch die Verwendung einer Schwimmbrille (siehe Abbildungen 1 und 2) konnte eine leichte und transparente Bauweise in Kombination mit einem hohen Tragekomfort gewährleistet werden. In Abbildung 3 sind die in den Brillenrahmen integrierten LEDs dargestellt, die eine gleichmäßige Ausleuchtung des Auges mit infrarotem Licht bei gleichzeitig sehr geringer Exposition ermöglichen. Dieser Aufbau erlaubt auch einen mehrstündigen Betrieb unter Einhaltung der Expositionsgrenzwerte nach BGI5006.

Um mobile Video-Okulografie in Echtzeit auch auf kleinen Rechnersystemen wie Subnotebooks durchführen zu können, wurde bei der Entwicklung der Algorithmen besonders auf Effizienz und Minimierung der erforderlichen Rechenlast geachtet.



Abb. 2: Mobiles Video-Okulografiesystem mit zwei lateral montierten Kameras, Infrarotspiegeln und zentriert angebrachtem Kalibrationslaser.



Abb. 3: Anordnung der infrarot-LEDs im Brillenrahmen (links) und daraus resultierende Ausleuchtung des Auges (rechts).

Für die Detektion der Pupille werden aus dem Helligkeitshistogramm jedes Bildes automatisch die obere und untere Pupillen-Helligkeitsschwelle ermittelt. Anschließend wird aus den horizontalen und vertikalen Projektionen des binarisierten Bildes eine erste Schätzung der Pupillenmitte erstellt und in deren Umgebung die zusammenhängende Wolke der möglichen Pupillenpixel entlang einer Spirale gesucht. Aus dieser Wolke lassen sich mittels Hauptachsentransformation die Ellipsenparameter der Pupille bereits robust ermitteln. Für eine weitere Verbesserung der Ellipsenparameter wird die Pupillenkante mittels einer effizienten Kantensuche und einer anschließenden Analyse des Kantenverlaufs basierend auf einer Methode von [Zhu1999] genauer bestimmt. Hierbei können Unregelmäßigkeiten in der Kante erfolgreich eliminiert werden. Verbesserte Pupillenparameter werden danach mittels einer linearen Ellipsenanpassung [Fitzgibbon1999] an die verbliebenen gültigen Randpixel berechnet.

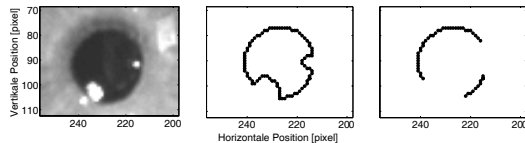


Abb. 4: Repräsentatives Pupillenbild (links) mit zwei hellen Beleuchtungsreflexen und die Pupillenkante vor (Mitte) und nach Elimination der unregelmäßigen Abschnitte durch die Kantenanalyse (rechts).

Abbildung 4 zeigt die Resultate der Pupillenrandsuche und der Kantenanalyse für ein repräsentatives Pupillenbild. Mit dieser Methode konnte eine mittlere RMS-Auflösung (1 Proband, 25 Fixationen) von $0.04^\circ \pm 0.01^\circ$ erreicht werden.

Die Kalibration horizontaler und vertikaler Augenbewegungen [Haslwanter1995, Moore1996, Peterka1996] erfolgt durch Fixation eines 5-Punkte-Musters, das durch den zentral an der Brille montierten Kalibrationslaser (siehe Abbildungen 1 und 2) mittels Beugungsgitter projiziert wird [Pelz2001].

Die Detektion von aufgemalten Skleramarkern stellt eine schnelle und robuste Methode dar, um die Augentorsion zu messen [Schneider2002]. Um auch den Einsatz im mobilen Kopfkamerasystem in Echtzeit zu gewährleisten, wurde eine effiziente und schnelle Markersuche entwickelt, die auf dem 3D Modell des Augapfels basiert (siehe Abbildung 5).

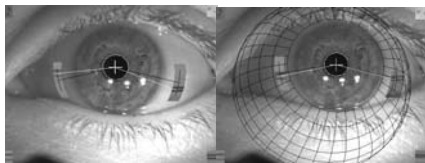


Abb. 5: Tracking der Skleramarker. Rechts ist der aus der Kalibration ermittelte Augapfel eingezeichnet.

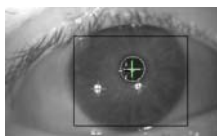


Abb. 6: Detektion der Corneareflexe für die Bewegungskompensation.

Insbesondere für die blickgesteuerte Kopfkamera wurde die Detektion der Corneareflexe implementiert. Die für Verschiebungen zwischen Brille und Kopf korrigierte Blickrichtung ließ sich damit aus dem Differenzvektor zwischen der Pupillen- und der Reflexposition ermitteln.

SCHLUSSFOLGERUNGEN

Es konnte ein mobiles Video-Okulografiesystem entwickelt werden, das besonders für die Verwendung in der blickgesteuerten Kopfkamera geeignet ist. Es wurden effiziente Algorithmen entwickelt, um eine

Echtzeit-Verarbeitung der Augenbewegungen auch auf kleinen Subnotebooks innerhalb von weniger als 3 ms zu gewährleisten. Zukünftige Arbeitsschritte sind die weitere Verbesserung der Genauigkeit und Robustheit der Pupillendetektion, sowie die Erweiterung der Kalibrationsmethoden und der Reflexdetektion. Speziell für das klinische Umfeld wird die Erweiterung der Bewegungskompensation auf das 3D Augenmodell für eine bewegungskompensierte Messung der Augenrotationswinkel angestrebt.

DANKSAGUNG

Diese Arbeiten wurden von der Bayerischen Forschungsstiftung (FORBIAS) und von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG GL342/1-1) gefördert.

LITERATURHINWEISE

[Bartl2006]

Klaus Bartl, Erich Schneider, Stanislavs Bardins, Guido Boening, Thomas Dera, Thomas Brandt, Blickgesteuerte Kopfkamera", 6. Automed-Workshop, Rostock, 2006.

[Brandt2006]

T. Brandt, S. Glasauer, E. Schneider, „A third eye for the surgeon.,“ J Neurol Neurosurg Psychiatry, vol. 77, no. 2, pp. 278, Feb 2006.

[Fitzgibbon1999]

Fitzgibbon, AW, Pilu, M, Fisher, RB, "Direct least squares fitting of ellipses." IEEE Trans Pattern Analysis and Machine Intelligence, 21(5), 476-480, 1999.

[Haslwanter1995]

Haslwanter, T, Moore, ST, "A theoretical analysis of three-dimensional eye position measurement using polar cross-correlation." IEEE Trans Biomed Eng, 42, 1053-1061, 1995.

[Moore1996]

Moore, ST., Haslwanter, T, Curthoys, IS, Smith, ST, "A geometric basis for measurement of three-dimensional eye position using image processing." Vision Res 36, 445-459, 1996.

[Pelz2001]

Pelz, JB, Canosa, R, "Oculomotor behavior and perceptual strategies in complex tasks." Vision Res 41, 25-26, 3587-3596, 2001

[Peterka1996]

Peterka, RJ, Merfeld, DM, "Calibration techniques for video-oculography." J of Vestibular Res 6, 75, 1996.

[Schneider2002]

Schneider, E, Glasauer, S, Dietrich, M, "Comparison of human ocular torsion patterns during natural galvanic vestibular stimulation", J. Neurophysiol, 87, 2064-2073, 2002.

[Zhu1999]

Zhu, D, Moore, ST, Raphan, T, "Robust pupil center detection using a curvature algorithm." Comput Methods Programs Biomed 59, 145-157, 1999.