

**7. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
19. - 21. Oktober 2007 in
München**



**„Eignung des Pupillennahreflexes zur Bestimmung des
Akkommodationsbedarfes“**

S. Klink, G. Bretthauer

Institut für angewandte Informatik, Forschungszentrum Karlsruhe, Karlsruhe, Deutschland

E-Mail: simon.klink@iai.fzk.de

R. Guthoff

Universitätsaugenklinik Rostock, Rostock, Deutschland

Copyright: VDI Verlag GmbH
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 267 „Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin, 7. Workshop, Tagungsband“
Editors: Ralf Tita, Robert Riener, Martin Buss, Tim C. Lüth
ISBN: 978-3-18-326717-0
Pages: 31-32

Eignung des Pupillennahreflexes zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfes

S. Klink¹, G. Bretthauer¹, R. Guthoff²

¹Institut für angewandte Informatik, Forschungszentrum Karlsruhe
PF 3640, 76021 Karlsruhe

²Universitätsaugenklinik Rostock,
Doberaner Straße 140, 18057 Rostock

simon.klink@iai.fzk.de

EINLEITUNG

Ein implantierbares mechatronisches Mikrosystem stellt einen neuartigen Ansatz zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges nach einer Kataraktoperation oder im Falle der Presbyopie dar. Ein Teil des Implantates stellt die Erfassung des Akkommodationsbedarfes sicher. Hierfür stehen unterschiedliche Informationsquellen zur Verfügung [Klink2006]. In diesem Beitrag wird die Eignung des Pupillennahreflexes hierfür hinsichtlich statischer und dynamischer Eigenschaften untersucht.

DER PUPILLENAHREFLEX

Die Iris des Menschen reagiert sowohl auf eine Erhöhung der Retinabeleuchtung (diese ergibt sich aus der Umfeldleuchtdichte und dem Pupillendurchmesser) als auch auf eine Erhöhung des Akkommodationsbedarfes mit einer Kontraktionsbewegung. Durch die Messung von Umfeldleuchtdichte und Pupillendurchmesser ist daher eine Trennung von Pupillenlicht- und Nahreflex und dadurch die Bestimmung des Akkommodationsbedarfes möglich. Deshalb wird zunächst die Pupillenbewegung modelliert.

Statische Modellbildung: Der minimal und maximal mögliche Irisdurchmesser nehmen im Laufe des Lebens von 2,6 mm und 8,5 mm bei 20 Jahren auf ca. 1,8 mm und 6,7 mm bei 80 Jahren ab. Die Reaktion auf äußere Änderungen ist bei mittlerem Irisdurchmesser am stärksten ausgeprägt. Zum Bewegungsrand nehmen die Reaktionen und damit die Empfindlichkeit der Iris ab. Im mittleren Durchmesserbereich reagiert die Pupille sowohl auf gleiche Vervielfachung des Lichteinfalls als auch auf eine jeweils gleiche Erhöhung des Akkommodationsbedarfes mit der jeweils gleichen Durchmesseränderung [Semmlow1973]. Daraus lässt sich eine Irisanregung p_a definieren, welche zur Beschreibung des Irisdurchmessers hinreichend ist:

$$p_a = k_l \cdot \log\left(\frac{I_R [tr]}{tr}\right) + k_a \cdot \frac{D}{dpt} \quad (1)$$

dabei ist I_R die Retinabeleuchtung in Troland (Produkt aus Umfeldleuchtdichte und Pupillenfläche) und D der Akkommodationsbedarf. Durch eine nichtlineare Kennlinie kann der Zusammenhang zwischen Irisanregung und -durchmesser hergestellt werden. Diese ist altersabhängig zum einen durch unterschiedliche min/max-Werte, zum anderen auch dadurch verschoben, dass die Iris im Alter unter sonst gleichen Bedingungen einen größeren Teil ihrer Kontraktionsbewegung durchführt als bei einem Jugendlichen. Abbildung 1 zeigt den dadurch erhaltenen statischen Gesamtzusammenhang für einen exemplarischen 70-jährigen.

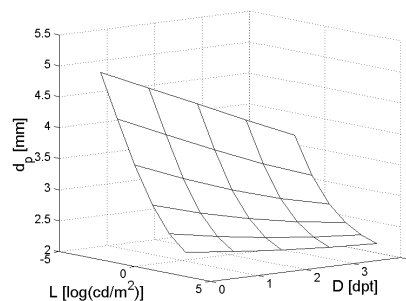


Abb. 1: Irisdurchmesser in Abhängigkeit von Umfeldleuchtdichte und Akkommodationsbedarf (Berechnung nach dem Modell)

Die Iris ist bei hoher Leuchtdichte insbesondere in höherem Alter bereits stark kontrahiert, so dass für den Pupillennahreflex nur noch wenig Spielraum bleibt und dadurch die akkommodationsbedingte Kontraktionsbewegung gering ausfällt. Allerdings nimmt mit dem kleinen Pupillendurchmesser auch die Schärfentiefe stark zu, welche als Genauigkeit zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfes ausreichend ist. Dennoch ist die Anforderung an die Messgenauigkeit des Irisdurchmessers beim kleinsten Durchmesser mit ca. 15 μm am höchsten.

Dynamische Modellbildung: Die Pupillenreaktion beginnt, wie die anderen visuellen Komponenten, erst nach einer Totzeit von ca. 300 ms nach der Änderung der Eingangsgröße. Es folgt ein Einschwingen auf die

neue Zielgröße, wobei Öffnungsvorgänge wesentlich langsamer ablaufen als Schließvorgänge [Semmlow1973], welche je nach Durchmesserbereich mit einem Überschwinger behaftet sind. In einer internen kleinen Testreihe wurden folgende Übertragungsfunktionen für die beiden Bewegungsrichtungen bestimmt (ohne Totzeit):

$$G_{zu} = \frac{1+0,97 \cdot s}{1+0,86 \cdot s+0,51 \cdot s^2} \quad G_{auf} = \frac{1+0,68 \cdot s}{1+1,34 \cdot s+0,76 \cdot s^2} \quad (2)$$

Diese werden im Weiteren beispielhaft für einen Modellpatienten verwendet. Diese Dynamik ist auf den linearen Bereich und damit auf die Irisanregung bezogen, ein Überschwinger über den Bewegungsbereich hinaus ist daher mit diesem Modell, wie beim Menschen auch, nicht möglich. Die Zuweisung an den Irisdurchmesser erfolgt erst danach. Das Gesamtergebn zeigt, dass die Verzögerung für eine direkte Verwendung des Pupillenreflexes zu groß ist. Während die Akkommodation beim gesunden Menschen eine Zeitkonstante von ca. 300 ms aufweist, treten beim Irisöffnungsvorgang wesentlich größere Verzögerungen, beim Schließvorgang Überschwinger auf. Diese können durch geeignete Signalverarbeitung eliminiert werden.

REKONSTRUKTION DES AKKOMMODATIONSBEDARFES

Um den Akkommodationsbedarf möglichst exakt rekonstruieren zu können, muss zunächst die statische Kennlinie invertiert werden, die darauf angewandte inverse Dynamik (ohne Totzeit) ergibt die Irisanregung, aus welcher dann nach Gleichung (1) bei bekannter Umfeldleuchtdichte der Akkommodationsbedarf berechnet werden kann. Abbildung 2 zeigt einen Überblick über die Zusammenhänge des Modells und der Rekonstruktion.

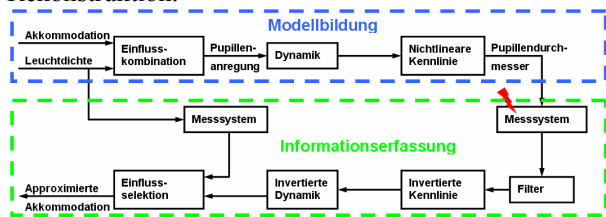


Abb. 2: Signalverlauf der Modellbildung des Irisdurchmessers und der für die Informationserfassung notwendigen Rekonstruktion.

Die Simulationsergebnisse zeigen, dass eine nahezu exakte Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfes (bis auf die Totzeit) trotz der umschaltenden Dynamik möglich ist. Aufgrund der großen Verstärkung der inversen statischen Kennlinie und des eher differenzierenden Verhaltens der inversen Dynamik kommt es zu einer großen Verstärkung des Rauschens, welches bei der Messung des Pupillendurchmessers auftreten kann. Dies führt insbesondere zu einer dauernd wechselnden Erkennung der Bewegungsrichtung als auch durch die Nichtlinearität zu einer Verschiebung des Mittelwertes. Deshalb muss eine Signalfilterung noch vor der nichtlinearen Kennlinie erfolgen. Die Filtergröße wird dabei

dynamisch an die zu erwartende Rauschverstärkung angepasst. Abbildung 3 zeigt das verwendete Probesignal mit unterschiedlichen Leuchtdichten und wechselndem Akkommodationsbedarf sowie den exakten und den rekonstruierten Akkommodationsbedarf bei einer Streuung der Durchmessermessung von ± 50 µm und einer Abtastfrequenz von 100 Hz.

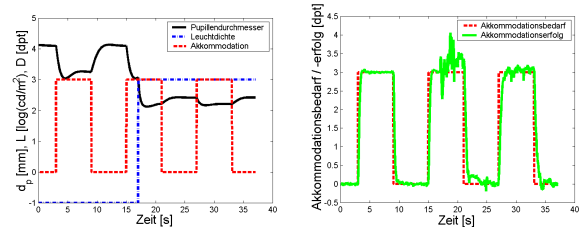


Abb. 3: Probesignal und Systemverhalten im Vergleich mit einem idealen System (Totzeit zur besseren Vergleichbarkeit nicht mitsimuliert)

Die Simulationsergebnisse zeigen, dass der Akkommodationsbedarf ausreichend genau und schnell genug aus dem Irisdurchmesser und der Umfeldleuchtdichte rekonstruiert werden kann. Die größeren dynamischen Schwankungen bei großer Leuchtdichte können aufgrund der größeren Schärfentiefe toleriert werden.

Eine Messung von beiden notwendigen Größen kann optisch aus dem Kapselsack heraus erfolgen [Klink2007]. Aufgrund der hohen erforderlichen statischen Genauigkeit sowie der fortlaufenden Änderung der menschlichen Kennlinie und weiteren Einflüssen (Psyche, Wachheit, Alkohol) auf den Pupillendurchmesser ist bei einem solchen System zwingend notwendig, dass das Gehirn lernt, kleine Korrekturen der Akkommodation über eine Änderung des Irisdurchmessers durchzuführen. Aufgrund des ohnehin vorhandenen Pupillennahreflexes sowie der bekannt hohen Plastizität des Gehirns ist dies zwar sehr wahrscheinlich, es wurde aber bisher noch nicht nachgewiesen.

LITERATURHINWEISE

[Klink2006]
 S. Klink, M. Bergemann, G. Bretthauer, „Simulation of a mechatronic microsystem’s intervention into the human accommodation system“ in *Mechatronics 2006 – 4th IFAC Symposium on Mechatronic Systems*, Heidelberg, 2006

[Klink2007]
 S. Klink, I. Sieber, U. Gengenbach, G. Bretthauer, Rudolf Guthoff, „Kontaktlose Erfassung des Akkommodationsbedarfes durch Nutzung des Pupillennahreflexes“ in *BMT 2007*, Aachen, 2007 (eingereicht)

[Semmlow1973]
 J. Semmlow, L. Stark, „Pupil movements to light and accommodative stimulation: A comparative study“, *Vision Research* Vol. 13, pp. 1087-1100, 1973