

Simulation der Pupille

Markus Neumann
markus.neumann@uni-ulm.de
Sehseminar
Universität Ulm
SS 2011

1 Zusammenfassung

Das Seminarthema "Simulation der Pupille" wurde auf der Grundlage von den zwei wissenschaftlichen Artikeln "Photorealistic Models for Pupil Light Reflex and Iridal Patter Deformation" [Pamplona and Oliveira 2009] und "Temporal Glare: Real-Time Dynamic Simulation of the Scattering in the Human Eye" [Ritschel et al. 2009] verfasst. Hier werden im wesentlichen die Inhalte und Ergebnisse dieser Artikel wiedergegeben.

Diese Artikel beschreiben die Simulation des menschlichen Auges aus zwei gegensätzlichen Sichtweisen. Pamplona et al [Pamplona and Oliveira 2009] beschreiben, wie man das menschliche Auge (insbesondere die Pupille und Iris) mathematisch beschreiben und mit diesen Ergebnissen dann ein Auge synthetisch erzeugen kann. Hier wird von den Autoren ein physiologisches Modell zur Beschreibung der Pupillenreaktion eingeführt. Dieses beschreibt den Durchmesser der Pupillenöffnung als Funktion des einfallenden Lichts durch eine retardierte Differentialgleichung. Zudem wird in dem Artikel ein Modell für die Deformation der Muster auf der Iris vorgestellt. Diese Modelle werden durch Versuche validiert und dazu genutzt eine realistische Animation eines menschlichen Auges zu erstellen.

Im Gegensatz dazu, geht es in [Ritschel et al. 2009] um das Erzeugen von Seheffekten, welche durch die Anatomie des menschlichen Auges hervorgerufen werden. Dabei gehen die Autoren speziell auf das Thema "Blendlichter" (engl. glare) ein, welche durch die Streuung des Lichts im menschlichen Auge hervorgerufen wird, z.B. wenn eine helle Lichtquelle im Blickfeld liegt. Bisher wurde dieser Aspekt nur statisch simuliert und im "tone mapping"-Kontext eingesetzt. Jedoch werden Glanzlichter von den meisten Menschen als dynamischer Effekt beschrieben bei dem sich die Blendung bewegt und sich über die Zeit verändert. Die Autoren stellen hierzu ein Modell vor, welches auf der Anatomie des menschlichen Auges basiert. Diese ermöglicht eine Echtzeit-Simulation von dynamischen Blendungen auf einer GPU. Durchgeführte Studien belegen, dass die empfundene Helligkeit der dynamischen Blendungen die der statischen übertrifft.

2 Pupillenreaktion und Deformation der Iris

2.1 Einleitung

Bei der Animation von Gesichtern ist die realistische Animation der Augen einer der wichtigsten Punkte, da diese sehr wichtig sind für eine realistische Impression. Die Augen sind eine der wenigen Körperteile die sich auch ungewollt durch Reflexe bewegen. Die Pupille schließt und öffnet sich in Abhängigkeit der Lichteinstrahlung, Drogeneinfluss oder emotionalen Umständen. Der wichtigste dieser Einflüsse ist der Lichteinfall dem das Auge ausgesetzt ist, der sogenannte Pupillen-Lichtreflex.

Die menschliche Iris ist ein Gewebe mit mehreren klar identifizierbaren Strukturen. Zusammen ergeben diese Strukturen Muster, welche sich abhängig vom Durchmesser der Pupille verformen.

Diese Effekte lassen sich zwar durch durch herkömmliche Computergrafik-Verfahren abbilden, jedoch sind diese Modelle meist durch Parameter gesteuert. Die Autoren präsentieren deshalb ein physiologisch fundiertes Modell, welches bisherige theoretische Ergebnisse aus der mathematischen Biologie erweitert.

2.2 Modelle für die Pupillenbewegung

Es existieren im Bereich der mathematischen Biologie bereits einige Arbeiten über die Pupillenadaptation in Abhängigkeit von der Lichteinstrahlung. Eins davon ist das Modell von Moon und Spencer [Moon and Spencer 1944]. Hierbei handelt es sich um ein Modell welches aus Versuchen mit Probanden entstanden ist. Das Modell repräsentiert die Pupillengröße eines Durchschnittsmenschen unter bestimmten Beleuchtungsstärken. Jedoch berücksichtigt dieses Modell nur die Größe der Pupille nachdem sie sich stabilisiert hat, d.h. die sukzessive Verkleinerung/Vergrößerung der Pupille bei Änderung der Lichtintensität wird vernachlässigt.

Ein weiteres Modell stammt von Longtin und Milton [Longtin and Milton 1989]. Hierbei handelt es sich um ein zeitabhängiges und adaptives (d.h. Parameter erlauben eine individuelle Adaption an bestimmte Personen) Modell, basierend auf der Muskelaktivität der Iris. Dieses Modell ist fähig, abrupte Belichtungsänderungen zu simulieren, jedoch handelt es sich um ein eher theoretisches Modell, welches bei falscher Parameterbelegung zu unrealistischen Ergebnissen führt.

Aus diesen Modellen haben die Autoren ein praktisch anwendbares Modell abgeleitet, welches den Pupillendurchmesser, auch außerhalb des eingeschwungenen Zustands, simulieren kann und auf Versuchsdaten von Probanden basiert. Das Modell ermöglicht auch eine individuelle Adaption an persönliche Unterschiede.

2.2.1 Eingeschwungener Zustand

Um ein Modell für dein eingeschwungen Zustand ohne Hippius (rythmische Erweiterung oder Verengung der Pupille) abzuleiten wurden nun beide Modelle so umgeschrieben dass das Modell von Longtin und Milton auf die Daten von Moon und Spencer angewendet werden kann. Das resultierende Modell ist in Gleichung 1 angegeben.

$$2,3026 * M(D) = 5,2 - 0,45 * \ln\left(\frac{\phi}{\phi'}\right) \quad (1)$$

Wobei $M(D)$ gegeben ist durch:

$$M(D) = \operatorname{atanh}\left(\frac{D - 4,9}{3}\right) \quad (2)$$

Hier ist D der Durchmesser der Pupille ist, ϕ ist der Lichtfluss auf der Retina in Lumen und ϕ' ist die Grenze, unterhalb derer der Lichtfluss keine Änderung mehr an der Pupille bewirkt.

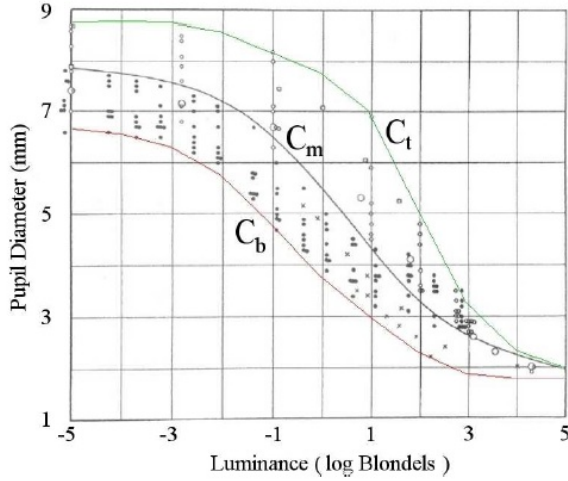


Abbildung 1: Originaldaten von Moon und Spencer [1944], C_m stammt aus Gleichung 1. C_b und C_t sind die Einhüllenden Funktionen der Daten.

2.2.2 Dynamisches Modell

Aus der Gleichung für den eingeschwungenen Zustand haben die Autoren eine Gleichung für die dynamischen Prozesse generiert. Die Dynamik wird durch eine retardierte Differentialgleichung eingeführt, welche nicht nur vom aktuellen Zeitpunkt, sondern auch von einem vorherigen Zeitpunkt abhängt. In Gleichung 3 ist dargestellt.

$$\frac{dM}{dD} \frac{dD}{dt} + 2,3026 \cdot \operatorname{atanh}\left(\frac{D-4,9}{3}\right) = 5,2 - 0,45 \ln\left(\frac{\phi(t-\tau)}{\phi'}\right) \quad (3)$$

Hier werden D in mm und ϕ in Lumen angegeben werden. Die Verzögerung wird durch τ angegeben.

2.2.3 Modellierung individueller Unterschiede

Die bisherige Formel ist jedoch nur für einen Durchschnittsmenschen ausgelegt. Um nun individuelle Eigenschaften mit zu modellieren, wurden die experimentellen Ergebnisse von Moon und Spencer benutzt. Hierfür wurde ein Polynom fünften Grades von jeweils dem größten ($C_{tD}(D)$) und dem kleinsten Messwerte ($C_{bD}(D)$) abgeleitet. Die Kurve für die Durchschnittsmenschen wird mit $C_{mD}(D)$ angegeben. Dies ist in Abbildung 1 grafisch dargestellt und die Formeln sind in Gleichung 4 und 5 gegeben.

$$C_{tD}(D) = -0,013D^5 + 0,322D^4 - 3,096D^3 + 13,665D^2 - 25,347D + 18,179 \quad (4)$$

$$C_{bD}(D) = -5,442D^5 + 1,387D^4 - 1,343D^3 + 6,219D^2 - 1,317D + 1,219 \quad (5)$$

Um nun die Kurve für eine spezielle Person I mit Index $r_I \in [0, 1]$ zu erzeugen wird Formel 6 benutzt.

$$D_{final} = C_{bD}(D) + (C_{tD}(D) - C_{bD}(D))r_I \quad (6)$$

Dieses Modell modelliert nun zwar die Aktivitäten der Iris Muskulatur, jedoch wird nicht der Hippus modelliert. Die zufälligen

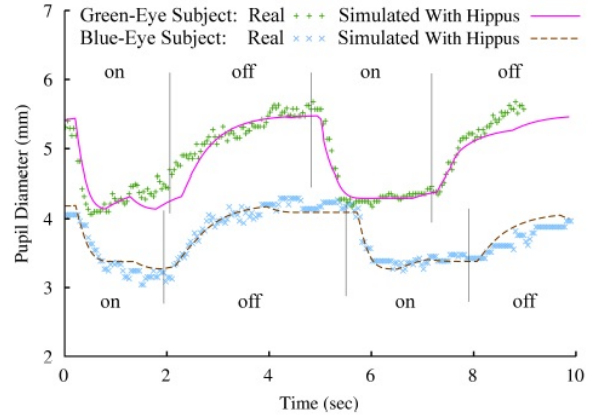


Abbildung 2: Hier sind Pupillenöffnungen von einem blauäugigen und einem grünäugigen Probanden aufgetragen. Die tatsächlichen Werte sind grün und blau gepunktet dargestellt und die simulierten Werte sind als rote bzw. rot gepunktete Line dargestellt.

Bewegungen sind bisher weitgehend unerforscht, deshalb ist es nicht möglich ein physiologisches Modell dafür zu erstellen. Um dies jedoch zu simulieren wurde ein kleiner zufälliger Wert auf die Lichtstärke addiert um kleine Veränderungen im Pupillendurchmesser zu erreichen. Diese wurden in Frequenzen zwischen 0.05Hz bis 0.3Hz eingeführt.

2.2.4 Validierung

Um das mathematische Modell zu validieren wurden verschiedene Versuche mit Probanden durchgeführt. Dazu wurden Videos vom Auge eines Probanden mit verschiedenen Lichtempfindlichkeiten gemacht. Eine Lichtquelle wurde mehrmals in folge an und ausgeschaltet, dann wurde in jedem Videoframe der Durchmesser der Pupille berechnet. Gleichzeitig wurde eine Lichtmessung durchgeführt und mit dem Modell die simulierte Pupillengröße mit der tatsächlichen verglichen.

Abbildung 2 zeigt ein Experiment bei dem eine Taschenlampe ein- und ausgeschaltet wurde. Die Beleuchtungswerte waren hierbei 350 lux bzw. 90 lux. Dieses wurde mit zwei Probanden durchgeführt und wie oben beschrieben das mathematische Modell benutzt und mit der tatsächliche Pupillengröße verglichen.

2.3 Model für die Deformation der Iris

Obwohl die Iris eine gut erforschte Struktur ist, gibt es kein eindeutiges Modell für ihr Verhalten wenn sich die Größe der Pupille ändert. Um nun ein Modell für die Deformation der Irisstrukturen zu erstellen, wurde ein Set mit Bildern von fünf Freiwilligen benutzt. Diese Bilder wurden während des Öffnungs- bzw. Schließungsprozesses der Pupille gemacht. Auf jedem Bild wurde nun manuell ein Kreis an den äußeren Rand der Iris und an den äußeren Rand der Pupille gelegt. Dann wurden manuell eine Reihe an hervorsteckenden Irismerkmalen bestimmt, welche dann über die Serie an Bilder getrackt wurde. Abbildung 3 zeigt diesen Vorgang.

Hierbei stellte sich heraus, dass das Verhältnis zwischen der Distanz des getrackten Punkts zum Rand der Pupille und die lokale Breite des Irisrings nahezu konstant ist. Deshalb kann als Näherung für jeden Irispunkt p_i für alle Pupillendurchmesser angenommen wer-

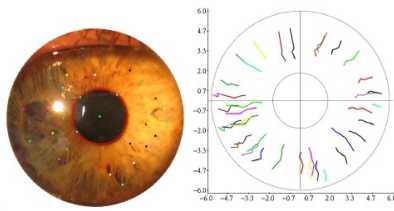


Abbildung 3: Das linke Bild zeigt die positionierung der Ringe und die markierung der Featurepunkte. Im rechten Bild ist das Tracking der Featurepunkte über die Bildserie abgetragen.



Abbildung 4: Ergebnis der Simulation der Irisstruktur für verschiedene Lichtstärken.

den, dass Gleichung 7 gilt.

$$p_i = \frac{\|p_i - c_i\|}{\|E_i - c_i\|} \quad (7)$$

Dies ist die Basis für Animation einer Irisdeformation. Um die Irisdeformation zu erzeugen wurde ein "texture mapping"-Ansatz verwendet. Ein Ergebnis davon ist in Abbildung 4 dargestellt.

3 Blendlichter

3.1 Einleitung

Blendungseffekte entstehen in jedem optischen System bei dem eine direkt sichtbare helle Lichtquelle, Kaustiken oder Glanzlichter im Blickfeld liegen. Blendlichter sind alltägliche Erscheinungen die durch die Streuung des Lichts im Auge hervorgerufen werden. Anstatt einer scharfen Abbildung des hellen Objekts auf der Retina zu erzeugen werden, durch die Streuung des Lichts im Auge, benachbarte Bereiche auf der Retina ebenfalls beleuchtet. Dies führt unter anderem zu einer lokalen Kontrastreduktion. In der Photographie ist dieser Effekt meist ungewollt, jedoch kann man ihn benutzen um HDR-Inhalt auf LDR-Geräten abzuspielen. Wenn man eine Lichtquelle einen Schleier abfallender Intensität aufträgt, sieht das Bild auf der Retina ähnlich aus wie das eines echten Blendlichts. Hierauf interpretiert das menschliche Gehirn das helle Objekt heller als es eigentlich ist.

Eine typisches Blendlicht ist in Abbildung 5 dargestellt. Die Effekte welche in einem Blendlicht entstehen sind "bloom", ein lokaler Kontrastverlust auf der Retina in der Umgebung der Lichtquelle und "flare", welcher die spitzen Nadeln der "ciliary corona" und den regebogenartigen Ring um die Lichtquelle, den "lenticular halo", beinhaltet. Für gewöhnlich nehmen Menschen eine Blendung nicht als statisches Muster wahr, sonder berichten, dass sich die Blendung in einer flüssigkeitsartigen Bewegung verändert. Zusätzlich wird ein flackern der Nadeln der "ciliary corona" und ein pulsieren der Blendungsintensität wahrgenommen. Trotz dieser Erkenntnisse wurden Blendungen bisher meist nur als statisches Modell modelliert oder dynamische Blendungen von Hand erzeugt um künstlerische Effekte zu erzielen.



Abbildung 5: Typisches Blendungsmuster für eine kleine Lichtquelle. Die spitzen Nadeln heißen "ciliary corona" und der Ring um die Lichtquelle wird "lenticular halo" genannt.

Eye part	Scatter	Dyn.	Incl.
Eyelashes [KMN*04]	varies	yes	yes
Cornea [VB63,BC64]	25-30%	no	yes
Aqueous humor [WS82]	none	no	no
Lens [YYG*93]	40%	yes	yes
Iris [vdBldW91]	≤1%	yes	no
Pupil [Fry91]	aperture	yes	yes
Vitreous humor [KRFF95]	10%	yes	yes
Retina [VB64]	20%	no	yes

Abbildung 6: Übersicht über die einzelnen Teile des Auges und deren Beitrag zur Streuung.

Im Paper [Ritschel et al. 2009] geht es nun um die zeitlichen Aspekte von Blendungen. Hierzu wird eine Simulation durchgeführt, basierend auf der Fourier Optik, welche die Lichtstreuung innerhalb des Auges simuliert. Laut den Autoren ist dies die erste Arbeit welche ein dynamisches Augenmodell einführt um zeitliche Blendungen zu erzeugen.

3.2 Dynamisches Augenmodell für Glanzlichter

Um ein dynamisches Augenmodell zu erzeugen, werden die Teile des Auges simuliert welche einen Beitrag zur Dynamik liefern. Diese Dynamik besteht im wesentlichen in der Beugung und Streuung an bestimmten Strukturen im Auge. Abbildung 6 zeigt die einzelnen Teile des Auges, der Prozentsatz der Lichtstreuung, ob es sich um ein dynamisches Ereignis handelt und ob es im Modell integriert wurde. Im folgenden werden kurz die integrierten Teile und die Implementierung davon beschrieben.

3.2.1 Die Hornhaut

Die Hornhaut Kollagenfibrillen, welche dicht gepackt und zylindrisch angeordnet sind. Die Simulation hiervon wird mittels dünn besetzten, statischen Partikel in der Pupillenebene durchgeführt.

3.2.2 Die Iris und Pupille

Da die Iris nur unter 1% zur Streuung beiträgt (abhängig von der jeweiligen Augenfarbe), wurde diese nicht simuliert.

Die Pupille fügt dem Blendungsmuster wichtige Beugungsartefakte hinzu, da sie die Blende des Systems ist. Wenn das Auge einer hellen Lichtquelle ausgesetzt ist, führt dies zu einem erhöhten Hippus (unfreiwilliges, periodische Fluktuation der Pupillengröße). Der Hippus führt zu einer Art pulsieren der Blendung. Um den

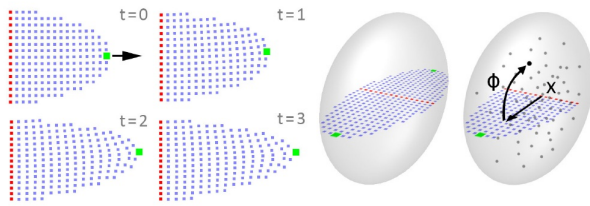


Abbildung 7: Links: Simulation der Linsendeformation. Rechts: Umwandlung von 2D in 3D Koordinaten.

Pupillendurchmesser zu simulieren wurde das Modell von Moon and Spencer [Moon and Spencer 1944] verwendet.

3.2.3 Die Linse

Die Linse ist ein wichtiger Teil der intraokularer Lichtstreuung, da sie zu ca. 40% der Vorwärtsstreuung beiträgt. Die Fasern der Linse sind verantwortlich für einen Großteil der Streuung. Sie befinden sich am Rand der Linse und sich gleichmäßig verteilt. Die hohe Anzahl der Fasern tragen zur Durchsichtigkeit der Linse bei und erzeugen Beugungen (diffraction), welche zum "lenticular halo" führen.

Die "ciliary corona" wurde kürzlich durch zufällig verteilte Partikel in der Linse beschrieben. Die spitzen Nadeln wurden als Resultat einer nahtlosen Anordnung von skalierten Kopien desselben Beugungsmusters beschrieben, welches durch Licht verschiedener Wellenlängen erzeugt wird.

Die Bewegung dieser beiden Teilchen innerhalb der Linse wird von den Autoren simuliert. Es ist noch strittig ob dies der Grund für die zeitlichen Veränderungen der Blendung ist. Die Bewegung der Teilchen in der Linse wird hauptsächlich durch die Akkomodation des Auges bestimmt. Dies ist verschieden von der Bewegung innerhalb des Kammerwassers, welche hauptsächlich von der Massenträgheit bestimmt wird.

Die Linse wird durch ein vereinfachtes 2D Modell approximiert, welches eine radialsymmetrische Form hat. Eine Verformung wird durch ein diskretes Gitter ("mass spring system") verwendet. Jeder Punkt wird dann über eine Drehung um ein zufälligen Wert ϕ um das Rotationszentrum gedreht um eine 3D Repräsentation zu erzeugen. Dies ist in Abbildung 7 veranschaulicht.

3.2.4 Das Kammerwasser

Das Kammerwasser trägt recht wenig zu den Blendungseffekten bei und wird deshalb häufig vernachlässigt, jedoch ist der Einfluss im äußeren Bereich der Blendung durchaus sichtbar. Das Kammerwasser ist ein visko-elastischer Körper, dessen Teilchen bspw. durch Kopfbewegungen aufgrund der Massenträgheit in Bewegung geraten. Dies wurde durch ein einzelnen "rigid body" mit gedämpfter Rotationsdynamik implementiert.

3.2.5 Die Retina

Um die Partikel der Retina zu simulieren wurden wenige, große Partikel verwendet, da dies das Verhalten der Vorwärtsstreuung der Retina am besten wiedergibt.

3.2.6 Wimpern und blinzeln

Um Augenbrauen und blinzeln zu simulieren, wurden einfach nur Bilder von verschiedenen Zuständen davon benutzt und diese dann in der Pipeline verwendet.

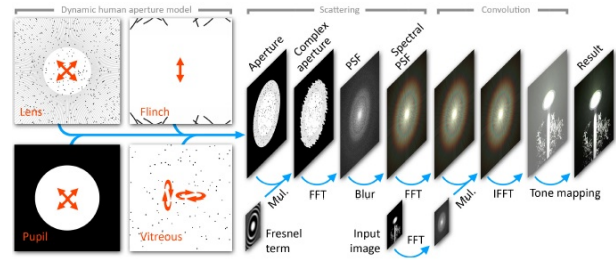


Abbildung 8: Die Verarbeitungspipeline für die Blendungen.

3.3 Implementierung

Das Modell wurde so implementiert, dass es auf aktuellen Grafikkarten in Echtzeit läuft. Trotz der benötigten komplexen Theorie, können bewegte Blendungen sehr einfach und effizient implementiert werden. Die Pipeline ist in Abbildung 8 dargestellt.

Zuerst werden Bilder von Linse, Wimpern, Pupille und Glaskörper generiert. Diese werden dann mit einem Fresnelterm multipliziert. Anschließend wird durch eine Fast Fourier Transformation (FFT) die Pointspread function (PSF) davon erzeugt. Durch ein Blurring entsteht dann die spektrale PSF. Diese wird dann wieder durch eine FFT in den Frequenzraum überführt und dort mit der Fouriertransformierten des Eingabebilds multipliziert. Anschließend wird die inverse Fouriertransformation darauf angewendet. Am Schluss wird noch ein Tone mapping angewandt um das finale Bild zu berechnen.

3.4 Validierung

Um die Eigenschaften von statischem und dynamischem Blendlichtern zu vergleichen, wurde eine psychologische Studie durchgeführt. Hier wurden Probanden Bilder von statischen und dynamischen Blendlichtern gezeigt und dann wurden sie aufgefordert, das jeweils hellere und attraktivere zu bestimmen. Hinsichtlich der Helligkeit wurde von den meisten Probanden die bewegten Blendlichter als heller empfunden als die statischen. Bei der Attraktivität hingegen wurde meistens die statische Variante bevorzugt.

Quellenangaben

- LONGTIN, A., AND MILTON, J. 1989. Modelling autonomous oscillations in the human pupil light reflex using non-linear delay-differential equations. *Bulletin of Mathematical Biology* 51, 605–624. 10.1007/BF02459969.
- MOON, P., AND SPENCER, D. 1944. On the stiles-crawford effect. *J. Opt. Soc. Am.* 34, 319–329.
- PAMPLONA, V. F., AND OLIVEIRA, M. M. 2009. Photorealistic models for pupil light reflex and iridal pattern deformation. In *Proceedings of EUROGRAPHICS 2009*, The Eurographics Association and Blackwell Publishing Ltd.
- RITSCHEL, T., IHRKE, M., FRISVALD, J. R., COPPENS, J., MYSZKOWSKI, M., AND SEIDEL, H.-P. 2009. Temporal glare: Real-time dynamic simulation of the scattering in the human eye. In *Proceedings of EUROGRAPHICS 2009*, The Eurographics Association and Blackwell Publishing Ltd.