



U N I V E R S I T Ä T  
K O B L E N Z · L A N D A U

Fachbereich 4: Informatik

# Photon Mapping zur Verbesserung medizinischer Volumenvisualisierung

## Studienarbeit

im Studiengang Computervisualistik

vorgelegt von

Niklas Henrich

Betreuer: Dipl.-Inform. Matthias Biedermann  
(Institut für Computervisualistik, AG Computergraphik)

Koblenz, im Oktober 2006

## Erklärung

Ja    Nein

Mit der Einstellung der Arbeit in die Bibliothek bin ich einverstanden.       

Der Veröffentlichung dieser Arbeit im Internet stimme ich zu.       

.....  
(Ort, Datum)

.....  
(Unterschrift)

# Inhaltsverzeichnis

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>1</b> | <b>Einleitung</b>   | <b>3</b>  |
| 1.1      | Ziel der Studienarbeit . . . . .                              | 3         |
| 1.2      | PBRT . . . . .  | 4         |
| <b>2</b> | <b>Grundlagen Volumenrendering</b>                            | <b>5</b>  |
| 2.1      | Volumendaten und Rekonstruktion . . . . .                     | 5         |
| 2.2      | Visualisierung . . . . .                                      | 5         |
| 2.3      | Transferfunktion . . . . .                                    | 7         |
| <b>3</b> | <b>Lichtinteraktionsmöglichkeiten</b>                         | <b>8</b>  |
| 3.1      | Absorption / Strahldurchlässigkeit . . . . .                  | 8         |
| 3.2      | Emission . . . . .  | 9         |
| 3.3      | Streuung / Quellterm . . . . .                                | 9         |
| 3.3.1    | Ausgehende Streuung . . . . .                                 | 9         |
| 3.3.2    | Phasenfunktion . . . . .                                      | 9         |
| 3.3.3    | Eingehende Streuung . . . . .                                 | 10        |
| 3.3.4    | Quellterm . . . . .   | 10        |
| <b>4</b> | <b>Beleuchtungsmodelle</b>                                    | <b>11</b> |
| 4.1      | Emissions-Absorptions-Modell . . . . .                        | 11        |
| 4.2      | Volumen-Rendering Gleichung . . . . .                         | 11        |
| <b>5</b> | <b>Photon Mapping</b>   | <b>14</b> |
| 5.1      | Photon Tracing und die Volume Photon Map . . . . .            | 14        |
| 5.2      | Strahldichteschätzung . . . . .                               | 15        |
| <b>6</b> | <b>Ray Marching</b>   | <b>17</b> |
| <b>7</b> | <b>Implementierung</b>  | <b>19</b> |
| 7.1      | Photon Mapping Plugin . . . . .                               | 19        |
| 7.1.1    | Einbinden des Plugins und Parameter . . . . .                 | 20        |
| 7.1.2    | Photon Tracing . . . . .                                      | 21        |
| 7.1.3    | Rendering . . . . .   | 23        |
| 7.2      | RAW-Volume Plugin . . . . .                                   | 25        |
| 7.2.1    | Einbinden des Plugins und Parameter . . . . .                 | 26        |
| 7.2.2    | Volumenrepräsentation und Rekonstruktion . . . . .            | 27        |
| 7.2.3    | Transferfunktion . . . . .                                    | 27        |
| 7.2.4    | Optische Dichte . . . . .                                     | 28        |
| <b>8</b> | <b>Ergebnisse</b>   | <b>29</b> |
| 8.1      | Wahl der Parameter . . . . .                                  | 29        |
| 8.1.1    | Anzahl der Photonen zur Dichteschätzung . . . . .             | 29        |
| 8.1.2    | Absorptions- und Streukoeffizient . . . . .                   | 32        |
| 8.1.3    | Weitere Parameter . . . . .                                   | 32        |
| 8.2      | Vergleich single scattering und multiple scattering . . . . . | 34        |
| <b>9</b> | <b>Fazit</b>  | <b>43</b> |

# 1 Einleitung

Die Visualisierung von Volumendaten ist ein interessantes und aktuelles Forschungsgebiet. Volumendaten bezeichnen einen dreidimensionalen Datensatz, der durch Simulation oder Messungen generiert wird. Mit Hilfe der Visualisierung sollen interessante bzw. in einem gewissen Kontext bedeutsame Informationen aus einem Datensatz extrahiert und grafisch dargestellt werden. Diese Arbeit konzentriert sich auf die Visualisierung von Volumendaten, die in einem medizinischen Kontext erstellt worden sind. Dabei handelt es sich z.B. um Daten, die durch Computertomographie oder Magnet-Resonanz-Tomographie gewonnen wurden.

Bei der Darstellung von Volumendaten hat man mehrere Möglichkeiten, welche Art von Beleuchtungsmodellen man einsetzen möchte. Ein Beleuchtungsmodell beschreibt, welche Art von Licht verwendet werden soll und wie dieses mit dem Volumendatensatz interagiert. Die Beleuchtungsmodelle unterscheiden sich in ihrer physikalischen Korrektheit und somit in ihrer Darstellungsqualität. Das einfachste Beleuchtungsmodell zieht keine Lichtquellen in Betracht. Das Volumen verfügt in diesem Fall nur über ein "Eigenleuchten" (Emission). Der Nachteil hierbei ist, dass z.B. keinerlei Schatten vorhanden sind und es somit schwierig ist, räumliche Tiefe zu erkennen. Ein Vorteil des Verfahrens ist, dass die benötigten Berechnungen sehr einfach sind und somit in Echtzeit ausgeführt werden können. Unter einem lokalen Beleuchtungsmodell hingegen versteht man ein Modell, bei dem das Licht berücksichtigt wird, welches direkt von der Lichtquelle auf den Volumendatensatz trifft. Hierbei können z.B. Schatten dargestellt werden, und der Betrachter kann eine räumliche Tiefe in der Darstellung erkennen. Der Berechnungsaufwand steigt, das Verfahren ist aber immer noch echtzeitfähig. Volumendaten haben aber die Eigenschaft, dass sie einen Teil des Lichts, welches durch sie hindurchgeht, in verschiedene Richtungen streuen. Dabei spricht man von indirektem Licht. Um sowohl das direkte als auch das indirekte Licht zu berücksichtigen, muss man eine sogenannte globale Beleuchtungssimulation durchführen. Es ist das am aufwendigsten zu berechnende Beleuchtungsmodell, führt aber zu photorealistischen und physikalisch korrekten Ergebnissen, denn eine globale Beleuchtungssimulation errechnet eine (angenähert) vollständige Lösung des in Abschnitt 4.2 vorgestellten Volumen-Rendering-Integrals (Gleichung (8)).

## 1.1 Ziel der Studienarbeit

Ziel der Arbeit ist es, zu untersuchen, in wie weit sich globale Beleuchtungsmodelle für die Visualisierung von medizinischen Volumendaten eignen. Es soll hierzu der Photon Mapping Algorithmus bzw. dessen Erweiterung auf Volumendaten [10] implementiert werden. Die Kriterien zur Bewertung der Bilder setzen sich aus subjektiven und objektiven Merkmalen zusammen. Ein subjektiver Gesamteindruck soll das Bild anhand der persönlichen visuellen Wahrnehmung beurteilen. Sieht das Bild "gut" oder "schlecht" aus. Die objektiven Kriterien sollen Anhand eines Vergleiches der Szene, einmal mit direkter Beleuchtung und einmal zusätzlich mit indirekter Beleuchtung gerendert, bewertet werden. Zu den objektiven Kriterien zählen dabei Fragestellungen wie: Sind auf den Bildern mehr Details zu erkennen? Sind aufgrund der indirekten Beleuchtung Teile der Szene erleuchtet, die ohne diese im Dunkeln liegen? Ist eine bessere räumliche Tiefe der Objekte zu erkennen? Schlussendlich soll damit die Fragestellung beantwortet werden, ob der Mehraufwand einer globalen Beleuchtungssimulation zu rechtfertigen ist.

## 1.2 PBRT

Als Framework zur Implementierung des Photon-Mapping Algorithmus soll PBRT dienen. Es handelt sich dabei um ein System, das auf dem Ray-Tracing Algorithmus beruht und über eine sehr gute Dokumentation in Form eines Buches [13] verfügt. Das Buch verfolgt dabei dem von Donald Knuth eingeführten Stil des "Literature Programming". Dabei wird nicht nur die Theorie eingehend erläutert, sondern auch zugleich die Implementation beschrieben, die diese Theorie in die Praxis umsetzt.

Das System selbst implementiert eine Fülle von Algorithmen der Computergrafik (Ray Tracing, Path Tracing, Photon Mapping ...) und die zu deren Umsetzung benötigten Datenstrukturen (Bounding-Volume Hierarchien, BSP-Trees, kd-Trees, ...). Es verfügt über einen modularen Aufbau, der mit Hilfe von "Plugins" realisiert wird. Teile des Systems, wie z.B. der verwendete Beleuchtungsalgorithmus, können so leicht verändert, bzw. ausgetauscht werden, ohne das gesamte System neu übersetzen zu müssen. Die hervorragende Dokumentation sowie das geschickte Design der Interfaces erleichtern diese Aufgabe zusätzlich. Die zu rendernde Szene wird mit Hilfe einer menschen-lesbaren Textdatei beschrieben, in welcher die Geometrie, Lichtquellen, Materialeigenschaften usw. sowie die dazu zu verwendenden Plugins angegeben werden.

Im Zuge der Studienarbeit soll PBRT so erweitert werden, dass ein Plugin für einen Photon-Mapping Algorithmus erstellt wird, der auf Volumendaten arbeitet. Zusätzlich soll ein Plugin erstellt werden, das es ermöglicht, Volumendaten im "RAW-Format" (einem binären Datenformat, in dem nur die Dichtewerte am jeweiligen Gitternetzpunkt angegeben sind) einzulesen. Der Benutzer soll dabei die Möglichkeit haben, die Darstellung des Volumendatensatzes durch eine Transferfunktion zu verändern.

## 2 Grundlagen Volumenrendering

### 2.1 Volumendaten und Rekonstruktion

Ein Volumendatensatz  $V$  besteht in der Regel aus einer Menge von Stichproben  $(x, y, z, v)$  die einen Wert  $v$  an einer Position  $x, y, z \in \mathbb{N}$  beschreiben. Die Elemente eines Volumendatensatzes werden *Voxel* genannt. In den meisten Fällen handelt es sich bei  $v$  um eine natürliche Zahl im Bereich  $[0, \dots, 2^{16}]$ , wobei der Bereich  $[0, \dots, 2^{12}]$  im medizinischen Kontext zu diesem Zeitpunkt am gebräuchlichsten ist. Die Interpretation von  $v$  hängt stark vom Kontext ab, meist kann er als Dichtewert verstanden werden. Die Daten selbst werden, wie in der Einleitung bereits erwähnt, durch Computertomographie, Magnet-Resonanz-Tomographie oder durch bildgebende Verfahren der Nuklearmedizin, wie Positronen-Emissions-Tomographie, gewonnen. Mehr Details zu den verschiedenen möglichen Arten von Volumendatensätzen und deren Gewinnung finden sich in [16, 11, 7, 4].

Das zu scannende Objekt wird “scheibchenweise” abgetastet. Das bedeutet, dass in regelmäßigen Abständen ein zweidimensionales Schnittbild erzeugt wird. Diese Schnittbilder werden später zu einem dreidimensionalen Datensatz zusammengefügt. Die Schrittweite zwischen diesen einzelnen Scans trägt in hohem Maße zur Genauigkeit und Qualität des Datensatzes bei. Es muss dabei zwischen Datenvolumen und Qualität abgewägt werden.

Wie bereits erwähnt, wurde der Datensatz durch Abtasten an diskreten Gitternetzpunkten erstellt. Bei der Visualisierung müssen aber oft Werte, die zwischen zwei diskreten Gitternetzpunkten liegen, ermittelt werden. Dazu bedient man sich der Interpolation. Eine detaillierte Diskussion der verschiedenen Interpolationsformen findet sich in [14]. Die Formen reichen von simplen Methoden, wie der *nearest-neighbor* Interpolation, bei der die Koordinaten auf die nächst höhere Ganzzahl gerundet werden, zu sehr ausgefeilten Methoden, bei der der Abstand zu den nächsten Gitternetzpunkten zu deren Gewichtung beiträgt. Je akkurater die Interpolation ist, umso rechenintensiver gestaltet sie sich auch. Eine gute Mischung zwischen Geschwindigkeit und Genauigkeit bietet die sogenannte *trilineare* Interpolation. Bei diesem Verfahren wird aus den acht Punkt umgebenden Gitternetzpunkten, ein gewichteter Mittelwert gebildet.

### 2.2 Visualisierung

Eine Einführung und Überblick über die Visualisierung von Volumendaten geben [7, 16, 4, 13]. Grundsätzlich unterscheidet man zwischen zwei verschiedenen Verfahren zur Volumenvisualisierung. Bei der *indirekten* Volumenvisualisierung wird in einem Vorverarbeitungsschritt versucht, aus den vorliegenden Volumendaten ein dreidimensionales Gitternetzmodell zu erstellen. Dazu wird der Volumendatensatz nach zusammenhängenden Flächen untersucht. Diese Flächen werden in einer Datenstruktur abgespeichert und in einem zweiten Schritt visualisiert. Ein Algorithmus, der dies leistet, ist z.B. der Marching-Cubes Algorithmus. Der Vorteil von diesem Verfahren ist, dass das generierte Gitternetzmodell nun interaktiv mit herkömmlicher, hardware-beschleunigter Grafikhardware gerendert werden kann. Einer der Nachteile des Verfahrens ist, dass durch geometrische Flächen der Ausgangsdatsatz nur angenähert werden kann. Je besser die Annäherung sein soll, umso mehr Flächen müssen generiert werden. Die dabei entstehenden Datenmengen können die des Ausgangsdatsatzes um ein Vielfaches übersteigen. Beim *direkten*

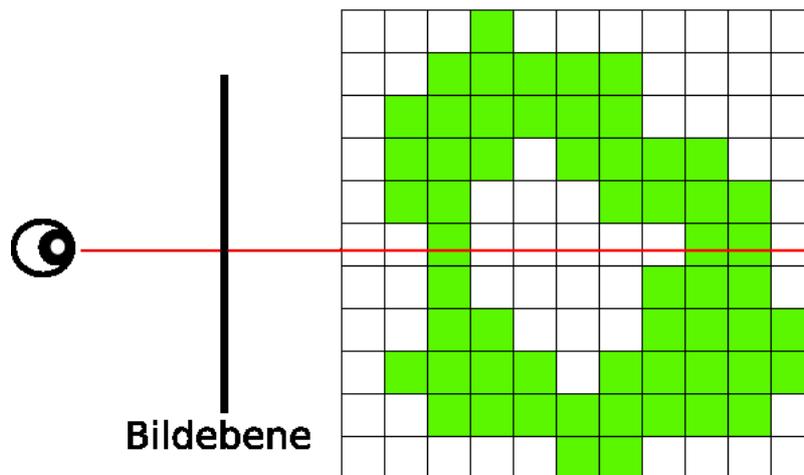


Abbildung 1: Ray Casting: Ein Strahl wird vom Auge durch die Bildebene in das Volumen verschickt. Dort tastet er den Volumendatensatz ab und ermittelt dadurch den auf der Bildebene darzustellenden Farbwert.

Volumenrendering hingegen wird direkt aus dem dreidimensionalen Datensatz eine zweidimensionales Bild erzeugt. Im Gegensatz zum indirekten Volumenrendering werden hierbei keine Flächen explizit aus dem Datensatz extrahiert. Das direkte Volumenrendering lässt sich wiederum mit 3 verschiedenen Ansätzen bewältigen, die in [7] eingehend erläutert werden. Für diese Studienarbeit ist dabei nur ein Verfahren von Relevanz, nämlich das *Ray Casting* Verfahren (siehe Abbildung 1), welches zu den Bildraum basierten Ansätzen des direkten Volumenrenderings gehört. Die Grundidee hierbei ist, dass ein Strahl vom “Auge” aus durch die Bildebene in das Volumen verschickt wird. Die Strahldichte wird dann entlang des Strahls eingesammelt. Abschnitt 6 gibt weitere Details über die Verwendung dieses Verfahrens im Kontext der Studienarbeit.

An den Abtastpunkten entlang des Strahls muss zunächst einmal ein Beleuchtungsmodell, lokal wie global, ausgewertet werden. Damit wird die Strahldichte an diesen Punkten innerhalb des Volumens bestimmt. Grundlagen der Gesetzmäßigkeiten zu lokalen und globalen Beleuchtungssimulationen finden sich in [15, 3]. Für eine globale Beleuchtungssimulation von Volumendaten gibt es eine Reihe von Ansätzen. Beispielfhaft seien genannt: auf Radiosity-Methoden basierende Verfahren [8], Verfahren die auf Monte-Carlo-Methoden beruhen [6], Erweiterungen des Metropolis-Light-Transport Algorithmus [12] und schlussendlich ein auf Photon Mapping basierendes Verfahren [9, 10]. Weitere Details des Photon Mapping Verfahrens werden in Abschnitt 5 erläutert. Die Grundlagen der Beleuchtungsmodelle werden in Abschnitt 4 behandelt.

Um die Lichtausbreitung entlang eines Strahls zu berechnen, müssen zu den Beleuchtungsmodellen auch die physikalischen Eigenschaften des Volumens in Betracht gezogen werden. Einen Überblick über die dazu nötigen physikalischen Grundlagen, auch die der verschiedenen Beleuchtungsmodelle, finden sich in [11, 13]. Die für diese Studienarbeit notwendigen Details werden im Abschnitt 3 näher erläutert.

## 2.3 Transferfunktion

Die Transferfunktion ist ein hilfreiches Tool, um für den Benutzer interessante Bereiche aus einem Volumendatensatz besser sichtbar zu machen. Mit Hilfe einer Transferfunktion werden die Werte an den Gitternetzpunkten auf andere Werte abgebildet. Haut hat z. B. einen niedrigeren Dichtewert als Knochen. Um nun die Haut auszublenden, würde man die Dichtewerte von Haut auf 0 abbilden und so den Blick auf die Knochen freigeben. Zusätzlich können verschiedene Dichtewerte auf verschiedene Farben abgebildet werden. Somit können z.B. Regionen mit dem gleichen Dichtewert in einer Farbe dargestellt werden. Je nach verwendetem Vorgehen handelt es sich bei der Transferfunktion um eine eindimensionale (Dichtewert auf einen anderen Dichtewert) oder eine mehrdimensionale (Dichtewert auf RGB-Farbtripel) Funktion.

### 3 Lichtinteraktionsmöglichkeiten

Wenn Licht mit Partikeln innerhalb eines Volumens interagiert, gibt es eine Reihe von Phänomenen, die zu beachten sind. Dazu zählen Absorption, Emission sowie Streuung.

#### 3.1 Absorption / Strahldurchlässigkeit

Durch Absorption wird Licht in eine andere Form von Energie umgewandelt, z.B. Wärme. Der Absorptionskoeffizient  $\sigma_a(t)$  des Mediums gibt an, wieviel des Lichts an einer Stelle  $t$  absorbiert wird. Die Einheit des Absorptionskoeffizienten lautet  $m^{-1}$ . Um die Absorption zu berechnen, wird der Absorptionskoeffizient meist mit dem weiter unten beschriebenen Streukoeffizient  $\sigma_s(t)$  zum Absorptionsmaß  $\sigma_t(t)$  kombiniert, mit  $\sigma_a + \sigma_s = \sigma_t$ .

Für einen Strahl mit einer Strahldichte  $L_i$ , welcher in ein Volumen am Punkt  $t = d$  eintritt, soll die ausgehende Strahldichte  $L_o$  am Punkt  $t = 0$  bestimmen. Dies ist diejenige Strahldichte, die am Auge ankommt. Die Veränderung der Strahldichte entlang des Strahls in Abhängigkeit vom Absorptionsmaß ergibt sich zu:

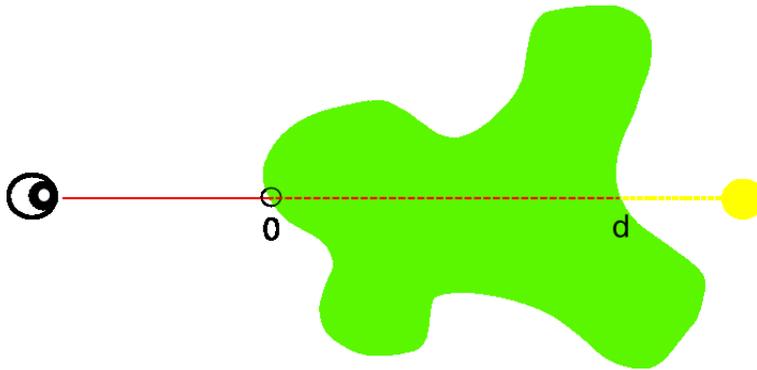


Abbildung 2: Ein Lichtstrahl durchwandert eine Strecke der Länge  $d$  innerhalb eines Mediums.

$$L_o = L_i * e^{-\int_0^d \sigma_t(t) dt} \quad (1)$$

Die *optische Tiefe* oder *optische Dichte* wird mit dem Symbol  $\tau$  bezeichnet und beschreibt den oben verwendeten Exponenten:

$$\tau(x, x') = \int_x^{x'} \sigma_t(t) dt \quad (2)$$

Die Strahldurchlässigkeit  $T_r$  beschreibt den Anteil der Strahlung, der zwischen zwei Punkten  $p$  und  $p'$ , die einen Abstand  $d$  zueinander haben, übertragen wird. Es sei  $\omega = |p' - p|$ .

$$T_r(p \rightarrow p') = e^{-\int_0^d \sigma_t(p+t\omega) dt}$$

Die Strahldurchlässigkeit hat eine nützliche Eigenschaft. Sie ist multiplikativ für Punkte entlang eines Strahls:

$$T_r(p \rightarrow p'') = T_r(p \rightarrow p') * T_r(p \rightarrow p'') \quad (3)$$

### 3.2 Emission

Bei der Emission wird durch chemische oder thermische Prozesse Energie in sichtbares Licht umgewandelt. Dies wird durch einen Emissionsterm  $L_e(t)$  angegeben. Sei das Volumen nun komplett durchsichtig, so ergibt sich für die Strahldichte entlang eines Strahls:

$$L_0 = L_i * \int_0^d L_e(t) dt$$

### 3.3 Streuung / Quellterm

Sobald Licht auf andere Partikel trifft, kann es in eine andere Richtung umgelenkt werden. Dies hat zwei Auswirkungen auf die Strahldichte des Strahls. Zum einen wird diese verringert, da ein Teil der Energie in eine andere Richtung umgelenkt wird, dies wird als *ausgehende* Streuung bezeichnet. Zum anderen kann Energie von anderen reflektierten Strahlen in die Strahlrichtung gestreut werden. Hierbei spricht man von *eingehender* Streuung. Das Maß der Streuung wird durch den sogenannten Streukoeffizienten  $\sigma_s$  beschrieben.

#### 3.3.1 Ausgehende Streuung

Der Streukoeffizient  $\sigma_s$  ist in den meisten Fällen schon im Absorptionsmaß  $\sigma_t$  mit eingerechnet. Es muss also nur die Absorption ausgerechnet werden, um den Anteil der durch die ausgehende Streuung verlorenen Strahldichte zu bestimmen.

#### 3.3.2 Phasenfunktion

Die Phasenfunktion  $p(x, \omega', \omega)$  ist das volumetrische Pendant zur BRDF<sup>1</sup>. Sie beschreibt die Winkelverteilung von gestreuter Strahldichte an einem Punkt  $x$  aus Richtung  $\omega'$  in eine Richtung  $\omega$ . Es gibt eine Reihe von Unterscheidungen, die bei einer Phasenfunktion, je nach Eigenschaft der Phasenfunktion und des Volumens zu treffen sind. Im Folgenden soll von einer der einfachsten Annahmen für eine Phasenfunktion ausgegangen werden: Das Medium ist isotrop<sup>2</sup> und die Phasenfunktion selbst ist auch isotrop. In diesem Fall ist die Phasenfunktion konstant [9, 13]. Der Winkel  $\theta$  zwischen den beiden Richtungen kann somit ignoriert werden.

$$p(\theta) = \frac{1}{4\pi} \quad (4)$$

---

<sup>1</sup>Bidirectional Reflectance Distribution Function, beschreibt das Reflexionsverhalten von Oberflächen.

<sup>2</sup>unabhängig von der Richtung

### 3.3.3 Eingehende Streuung

Die eingehende Streuung erhöht die Strahldichte entlang eines Strahls aufgrund von Strahldichte, die in seine Richtung reflektiert wird. Der Anteil der Strahlung, die in eine Richtung  $\omega$  aus einer Einfallsrichtung  $\omega'$  reflektiert wird, wird durch die oben beschriebene Phasenfunktion angegeben.

### 3.3.4 Quellterm

Der sogenannte *Quellterm*  $S(x, \omega)$  beschreibt die Strahldichte, die zu einem Strahl in Richtung  $\omega$  an einem Punkt  $x$  hinzukommt. Er berücksichtigt sowohl Emission als auch eingehende Strahlung:

$$S(x, \omega) = L_e(x, \omega) + \sigma_s(x) \int_{\Omega_{4\pi}} p(x, \omega', \omega) * L_i(x, \omega') d\omega' \quad (5)$$

Der Quellterm setzt sich zusammen aus der (Eigen-)Emission an dem Punkt  $x$  ( $L_e(x)$ ) plus den Anteil der gestreuten Strahlung, die aus dem gesamten Raum  $\int_{\Omega_{4\pi}}$  aus einer Richtung  $\omega'$  auf den Punkt  $x$  trifft ( $L_i(x, \omega')$ ). Die Strahldichte an diesem Punkt muss nun mit Hilfe der Phasenfunktion gewichtet werden, um den Anteil der in Richtung  $\omega$  gestreuten Strahlung aus Richtung  $\omega'$  am Punkt  $x$  zu bestimmen. Anschließend wird die eingehende Strahlung mit dem Absorptionskoeffizienten  $\sigma_s$  gewichtet.

## 4 Beleuchtungsmodelle

Die oben genannten Lichtinteraktionsmöglichkeiten können nun kombiniert werden und ergeben sich zu verschiedenen Beleuchtungsmodellen.

### 4.1 Emissions-Absorptions-Modell

Eines der einfachsten Modelle ist das Emissions-Absorptions-Modell. Hierbei geht man von einer ambienten Hintergrundbeleuchtung aus (es existieren also “keine” Lichtquellen). Dazu werden Emission sowie Absorption kombiniert, und es ergibt sich die folgende Gleichung:

$$L(d) = L_0 * e^{\int_0^d \sigma_t(t) dt} + \int_0^d L_e(t) * e^{-\int_0^t \sigma_t(t') dt'} dt \quad (6)$$

Der erste Term gibt an, wie stark die Hintergrundbeleuchtung  $L_0$  durch das Medium mit der “Dicke”  $d$  abgeschwächt wird. Anschließend integriert man entlang des Strahls und rechnet für jeden Punkt entlang des Strahls aus, wieviel von dem an diesem Punkt emittierten Lichts durch das Volumen bis zum Austrittspunkt absorbiert wird.

**Mehrere Lichtquellen** Geht man nun nicht mehr von einer ambienten Hintergrundbeleuchtung aus, so gestaltet sich das Auswerten des Emissions-Absorption-Modells noch aufwendiger. Um nun die Emission eines Samples entlang des Strahls zu berechnen, kann man nun nicht mehr nur von einer Eigenemission ausgehen, sondern man muss zusätzlich die Strahldichte in Betracht ziehen, welche von anderen Lichtquellen zu diesem Sample gelangt. Deshalb muss man an jedem Sample zu jeder Lichtquelle das Absorptionsintegral auswerten.

### 4.2 Volumen-Rendering Gleichung

Die Volumen-Rendering Gleichung berücksichtigt Emission, Absorption sowie aus- und eingehende Streuung, und somit alle möglichen Lichtinteraktionsmöglichkeiten. Die Gleichung soll nun Schritt für Schritt hergeleitet werden.

Es soll für einen Punkt  $x$  die Strahlung ausgerechnet werden, die diesen in Richtung  $\omega$  verlässt. Das Ziel ist also eine Gleichung, die sowohl die Strahlung berücksichtigt, die zu einem Strahl hinzukommt, als auch diejenige, die verloren geht. Mit Hilfe des Quellterms, Gleichung (5), wird der Teil der Strahlung, der zu einem Strahl an einem Punkt in eine bestimmte Richtung hinzukommt, beschrieben. Diesen Term kann nun für jeden Punkt  $x'$  entlang eines Strahls durch das Medium ausgewertet werden. Zusätzlich muss das Absorptionsmaß mit in Betracht gezogen werden, um für jeden Punkt auszuwerten, wie viel von der eingehenden Strahlung am Punkt  $x'$  auf dem Weg zum Punkt  $x$  in in Richtung  $\omega$  verloren geht. Dazu wird die Gleichung (1) benutzt, die die Absorption beschreibt. Für einen unendlich langen Strahl und keine Geometrie, die mit dem Medium interagiert, ergibt sich daraus:

$$L(x, \omega) = \int_0^\infty e^{-\tau(x, x')} * S(x', \omega) dx'$$

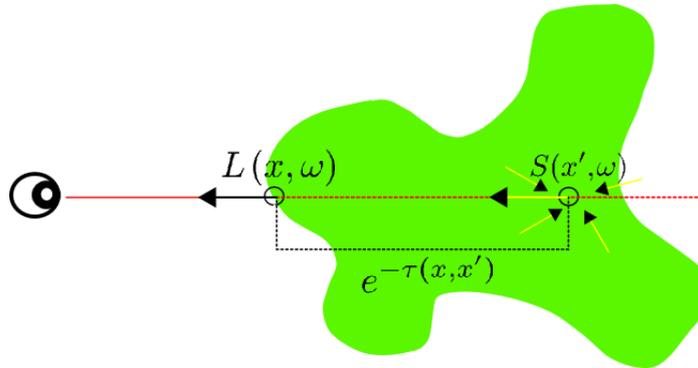


Abbildung 3: Die Strahlendichte entlang eines Strahles ergibt sich aus der Strahlendichte, die auf einen Punkt  $x'$  entlang des Strahles trifft ( $S(x', \omega)$ ), vermindert um die Strahldurchlässigkeit von  $x'$  bis zum Austrittspunkt  $x$ .

Wenn nun der Term  $S(x', \omega)$  ausführlich hingeschrieben und zusätzlich die Eigenemission mit dem Absorptionskoeffizienten gewichtet wird, ergibt sich:

$$L(x, \omega) = \int_0^\infty e^{-\tau(x, x')} * \left( \sigma_a(x') L_e(x', \omega) + \sigma_s(x') \int_{\Omega_{4\pi}} p(x', \omega', \omega) * L_i(x', \omega') d\omega' \right) dx' \quad (7)$$

Wenn nun der Fall eines nicht unendlich langen Strahls der Länge  $s$  betrachtet wird, der an einem Punkt  $p_0 = x - s\omega$  auf eine Fläche trifft, muss zusätzlich die von diesem Punkt ausgestrahlte Strahlendichte  $L_0(p_0, \omega)$  in Richtung  $\omega$ , abgeschwächt durch das Absorptionsmaß des Mediums, berücksichtigt werden.

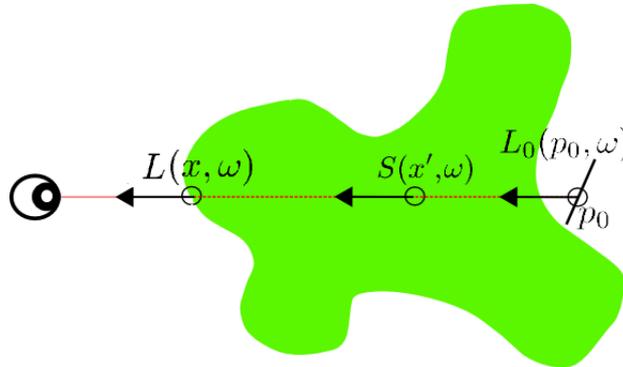


Abbildung 4: Trifft der Strahl auf eine Fläche außerhalb des Mediums, muss die von diesem Punkt ausgehende Strahlendichte ( $L_0$ ) auch mit in Betracht gezogen werden.

Daraus ergibt sich<sup>3</sup>:

<sup>3</sup>Der Punkt an dem die Strahlendichte des Hintergrundes gemessen wird, ist korrekterweise  $x - s\omega$  und nicht  $x + s\omega$ , da der Vektor  $\omega$  "aus" dem Volumen zeigt.

$$\begin{aligned}
L(x, \omega) = \int_0^s e^{-\tau(x, x')} * \left( \sigma_a(x') L_e(x', \omega) + \sigma_s(x') \int_{\Omega_{4\pi}} p(x', \omega', \omega) * L_i(x', \omega') d\omega' \right) dx' \\
+ e^{-\tau(\omega, x + s\omega)} * L(x - s\omega, \omega)
\end{aligned} \tag{8}$$

Dies ist die sogenannte *Volumen-Rendering-Gleichung*. Sie gilt es zu lösen, um eine globale Beleuchtungssimulation auf Volumendaten durchzuführen.

## 5 Photon Mapping

Mit Hilfe des Photon Mapping ist es möglich, eine globale Beleuchtungssimulation in vertretbarem Zeitaufwand zu berechnen. Der Algorithmus [9] sowie die Erweiterung des Algorithmus für die Einbeziehung von Volumendaten [10] wurde von Henrik Wann Jensen entwickelt.

Die Grundidee des Photon-Mapping besteht darin, dass in einem ersten Schritt (*Photon Tracing*) Photonen von den Lichtquellen aus in die Szene verschossen werden. Diese Photonen tragen eine bestimmte Energie, die von der Stärke der Lichtquelle bestimmt wird. Treffen sie auf einen Gegenstand, werden sie anhand der Materialeigenschaften entweder absorbiert oder gestreut. Der Clou hierbei ist nun, dass diese "Treffer" nicht an die Geometrie gebunden abgespeichert werden, sondern in einer separaten Datenstruktur, der sogenannten *Photon Map*. Da die Beleuchtungsinformation unabhängig von der Geometrie abgespeichert wird, können beliebig komplexe (Geometrie-)Modelle verwendet werden.

In einem zweiten Schritt wird die Szene mit Hilfe der Informationen aus der Photon Map, mit der die globale Beleuchtung an einem Punkt geschätzt wird, gerendert. Die direkte Beleuchtung wird mit Hilfe von Standard Ray-Tracing Verfahren berechnet.

### 5.1 Photon Tracing und die Volume Photon Map

Wenn man Photon Mapping auf einem Volumendatensatz ausführt, muss man sich überlegen, wann ein Photon mit dem Volumen interagiert. Wenn es auf das Volumen trifft, wird es nicht abgelenkt, sondern wandert in dem Volumen weiter. Nun muss entschieden werden, wann es mit dem Volumen interagieren soll, also gestreut oder absorbiert wird. Die Strecke  $d$ , die ein Photon durch ein Medium wandert, bevor es mit diesem interagiert, hängt vom Absorptionsmaß  $\sigma_t$  des Mediums ab. Bei einem homogenen Volumen ist  $\sigma_t$  für das gesamte Volumen konstant. Somit ergibt sich für  $d$ :

$$d = \frac{1}{\sigma_t}$$

Handelt es sich um ein nicht-homogenes Volumen ergibt sich die Distanz  $d$  zu<sup>4</sup>:

$$d = -\frac{\log \xi}{\sigma_t} \quad (9)$$

Nun muss an diesem neuen Punkt entschieden werden, ob das Photon absorbiert oder gestreut wird. Dies wird durch das Rückstrahlvermögen ("scattering albedo") des Volumens bestimmt:

$$\Lambda = \frac{\sigma_s}{\sigma_t}$$

Anhand des Wertes von  $\Lambda$  kann ein neues Photon generiert werden, dessen Energie mit  $\Lambda$  skaliert wird. Dieses Vorgehen hätte aber den Nachteil, dass viele Photonen mit einer sehr geringen Energie generiert würden. Man macht sich deshalb das sogenannte "Russische Roulette" zunutze. Es handelt sich dabei um ein

---

<sup>4</sup>Leider war es mir nicht möglich, auch durch sehr intensive Literaturrecherche, eine Herleitung für diese Formel zu finden.

Verfahren, das bei Monte-Carlo Methoden zum Einsatz kommt, um Stichproben mit geringer Signifikanz zu vermeiden. Dazu wird eine Zufallszahl  $\xi \in [0, 1]$  mit  $\Lambda$  verglichen:

$$\xi \in [0, 1] \rightarrow \begin{cases} \xi \leq \Lambda & \text{Photon streuen} \\ \xi > \Lambda & \text{Photon absorbieren} \end{cases}$$

Falls das Photon gestreut wird, wandert es mit der gleichen Energie weiter, eine Skalierung mit  $\Lambda$  findet also nicht statt. Um die Richtung zu bestimmen, in die das Photon gestreut wird, kann ein *Importance Sampling* der Phasenfunktion angewendet werden, um eine Richtung mit hoher Signifikanz zu wählen.

In beiden Fällen (Absorption bzw. Streuung) wird das Photon in einer *Volume Photon Map* abgespeichert. Wichtig hierbei ist, dass nur solche Photonen abgespeichert werden, die mindestens einmal zuvor gestreut wurden. Somit wird der Anteil, der durch direkte Beleuchtung verursacht wird, ausgelassen. Dieser lässt sich besser durch Ray Tracing ermitteln, siehe Abschnitt 6.

Beim Verschießen der Photonen in die Szene wird jeweils vermerkt, von welcher Lichtquelle aus das Photon gesendet wurde. Sind genügend Photonen in die Szene verschossen worden, werden alle abgespeicherten Photonen durch die Anzahl derjenigen Photonen geteilt, die von der Lichtquelle aus versendet wurden, von der auch dieses Photon versendet wurde. Zu beachten ist, dass hierbei nicht die Anzahl der abgespeicherten Photonen, sondern die der von einer Lichtquelle aus versendeten Photonen berücksichtigt werden.

## 5.2 Strahldichteschätzung

Um die Volumen-Rendering Gleichung (8) zu lösen, muss zunächst ein Weg gefunden werden, um die Strahldichte  $L_0$  zu bestimmen, die an einem Punkt  $x$  in Richtung  $\omega$  gestreut wird. Dazu muss sowohl das Licht, welches direkt auf diesen Punkt trifft (*“single scattering”*), als auch das Licht, das von mehreren Partikeln gestreut wurde, bevor es auf diesen Punkt trifft (*“multiple scattering”*), berücksichtigt werden. Da in der Photon Map beim Volumen-Rendering nur diejenigen Photonen gespeichert werden, die mindestens einmal gestreut wurden, wird in diesem Fall nur der Anteil *des multiple scattering* geschätzt. Es muss eine Schätzung für die Gleichung

$$L_0(x, \omega) = \sigma_s(x) \int_{\Omega_{4\pi}} p(x, \omega', \omega) L(x, \omega') d\omega' \quad (10)$$

hergeleitet werden. Der Term  $L(x, \omega')$  beschreibt die Strahldichte, die aus einer Richtung  $\omega'$  aus dem kompletten Raum auf den Punkt  $x$  trifft. Zunächst macht man sich den Zusammenhang zwischen Strahlungsfluss und Strahldichte zunutze<sup>5</sup>:

$$L(x, \omega) = \frac{d^2\Phi(x, \omega)}{\sigma_s(x) d\omega dV}$$

Setzt man diesen Term nun in die Gleichung (10) ein, ergibt sich:

---

<sup>5</sup>Der einzige Unterschied zur Schätzung der Strahldichte bei Photon Mapping ohne Volumendaten ist, dass der Term für die wirksame Fläche,  $(n_x * \omega')$ , in diesem Fall durch den Streukoeffizienten ersetzt wird und dass nicht über eine Fläche,  $dA$ , sondern über ein Volumen,  $dV$ , integriert wird.

$$L_0(x, \omega) = \sigma_s(x) \int_{\Omega_{4\pi}} p(x, \omega', \omega) \frac{d^2\Phi(x, \omega')}{\sigma_s(x) d\omega' dV} d\omega' = \int_{\Omega_{4\pi}} p(x, \omega', \omega) \frac{d^2\Phi(x, \omega')}{dV}$$

Nun wird der lokale Strahlungsfluss mit Hilfe der *Volume Map* geschätzt. Dazu werden die  $n$  nächsten Photonen zum Punkt  $x$  bestimmt, deren Strahlungsfluss aufsummiert und somit das Integral über den kompletten Raum geschätzt.

$$\begin{aligned} L_0(x, \omega) &= \int_{\Omega_{4\pi}} p(x, \omega', \omega) \frac{d^2\Phi(x, \omega')}{dV} \\ &\approx \sum_{p=1}^n p(x, \omega'_p, \omega) \frac{\Delta\Phi_p(x, \omega'_p)}{\Delta V} \\ &\approx \sum_{p=1}^n p(x, \omega'_p, \omega) \frac{\Delta\Phi_p(x, \omega'_p)}{\frac{4}{3}\pi r^3} \end{aligned} \tag{11}$$

Als Volumen  $\Delta V$  nimmt man nicht die projizierte Fläche des Volumens der Kugel, welche die  $n$  Photonen umschließt, auf eine Fläche, sondern das Volumen der Kugel selbst.

## 6 Ray Marching

In Abschnitt 2.2 wurde über die Visualisierung von Volumendaten gesprochen, insbesondere über das Ray Casting Verfahren, das hier zum Einsatz kommen soll. Die Grundidee des Verfahrens war, dass vom Auge aus Strahlen durch die Bildebene in die Szene verschossen werden und die Strahldichte entlang des Strahls eingesammelt wird. Es muss also die Volumen-Renderning Gleichung (8) für jeden Strahl gelöst werden. Da diese in den meisten Fällen nicht analytisch lösbar ist, muss man sich einer numerischen Annäherung, genannt *Ray Marching*, bedienen (siehe Abbildung 5). Dabei wird der Strahl in Segmente der Länge  $\Delta x$  aufgeteilt.

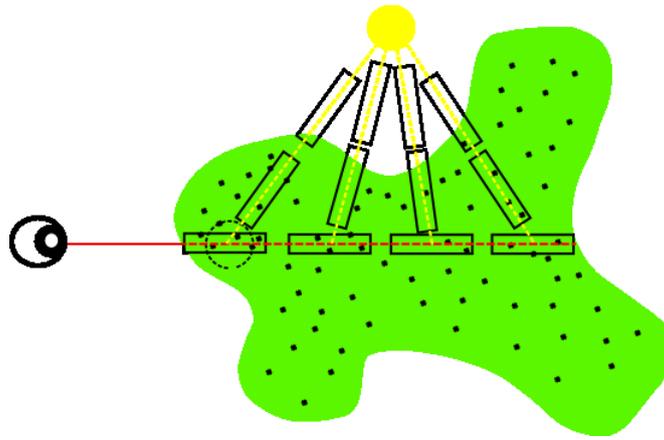


Abbildung 5: Beim Ray-Marching Algorithmus wird der Strahl in Segmente aufgeteilt, innerhalb welcher man die Strahldichte durch Stichproben schätzt. Sammelt man das Licht von einer Lichtquelle ein, wird auch dieser Strahl wiederum in Segmente aufgeteilt. Die Photonen (schwarze Punkte) die innerhalb einer Kugel mit einem bestimmten Radius eingesammelt werden, dienen als Schätzung für die globale Beleuchtung an einem Punkt.

Für jedes dieser Segmente wird angenommen, dass sowohl das einfallende Licht als auch die Eigenschaften des Mediums innerhalb dieses Segmentes konstant sind. Es wird eine Stichprobe an einem Punkt  $x$  innerhalb eines Segmentes berechnet und angenommen, dass dieser Wert für das gesamte Segment gilt. Die Position des Samples innerhalb des Segmentes kann zufällig gewählt werden. Um die Strahldichte innerhalb eines Segmentes an einem Punkt  $x$  in Richtung  $\omega$  zu bestimmen, muss die Strahldichte, die sowohl durch *single scattering* als auch durch *multiple scattering* entstanden ist, berücksichtigt werden.

**Single Scattering** Die durch single scattering entstandene Strahldichte entspricht dem direkten Licht. Sie wird rekursiv vom Strahlende zum Strahlursprung hin berechnet.

$$L_{n+1}(x, \omega) = \sum_l^N L_l(x, \omega'_l) p(x, \omega'_l, \omega) \sigma_s(x) \Delta x + e^{-\sigma_t \Delta x} L_n(x + \omega \Delta x, \omega)$$

Es wird zunächst das direkte Licht ( $L_l$ ) von jeder der  $N$  Lichtquellen eingesammelt. Handelt es sich um ein nicht-homogenes Medium, muss für jeden der Strahlen  $\omega'_l$  in Richtung des Lichts wieder Ray Marching angewandt werden. Anschließend wird die Strahldichte ausgerechnet, die von dem Segment vor dem aktuellen, abgeschwächt durch das Absorptionsmaß bis zu dieser Stelle, ankommt.

**Multiple Scattering** Um die Strahldichte  $L_m$  zu bestimmen, die durch multiple scattering auf einen Punkt  $x$  trifft, kann man den Raum um den Punkt  $x$  herum  $S$  mal abtasten und für jede der daraus resultierenden Richtungen  $\omega'_s$  Ray Marching anwenden, um die Strahldichte zu bestimmen.

$$L_m(x, \omega) = \left\{ \frac{1}{S} \sum_{s=1}^S L_s(x, \omega'_s) p(x, \omega'_s, \omega) \right\} \sigma_s(x) \Delta x$$

Offensichtlich besteht das Problem hierbei darin, dass man für jede gesampelte Richtung wieder Ray Marching anwenden muss. Um dies zu vermeiden, bedient man sich der *Volume Map* und der in (11) hergeleiteten Schätzung für die eingehende Strahldichte  $L_s$  aus Richtung  $\omega'_s$ .

$$L_m(x, \omega) = \left\{ \sum_{p=1}^n p(x, \omega'_p, \omega) \frac{\Delta \Phi_p(x, \omega'_p)}{\frac{4}{3} \pi r^3} \right\} \sigma_s(x) \Delta x$$

**Single und Multiple Scattering** Aus einer Kombination von multiple und single scattering ergibt sich die Formel für den Ray Marching Algorithmus<sup>6</sup>:

$$\begin{aligned} L_{n+1}(x, \omega) &= \sum_l^N L_l(x, \omega'_l) p(x, \omega'_l, \omega) \sigma_s(x) \Delta x \\ &+ \left\{ \sum_{p=1}^n p(x, \omega'_p, \omega) \frac{\Delta \Phi_p(x, \omega'_p)}{\frac{4}{3} \pi r^3} \right\} \Delta x \\ &+ e^{-\sigma_t(x) \Delta x} L_n(x + \omega \Delta x, \omega) \end{aligned}$$

Diese Vorgehensweise bildet die Grundlage für das im Implementierungsteil vorgestellte Volume Photon Mapping Plug-In. Offensichtlich ist die Tatsache, dass die Genauigkeit (und damit die Rechengeschwindigkeit) in sehr hohem Maße von der Größe der Segmente bestimmt wird. Es muss also ein Wert gewählt werden, der ein ausgewogenes Maß an Geschwindigkeit und Genauigkeit herstellt (siehe Abschnitt 8.1.3).

---

<sup>6</sup>Siehe [9] S. 124 für eine Erklärung, warum das  $\sigma_s$  hier nicht mehr auftaucht. Es kürzt sich weg.

## 7 Implementierung

Wie schon in der Einleitung erwähnt, erfolgt die Implementierung mit Hilfe des Frameworks PBRT [13]. Es handelt sich hierbei um ein modular organisiertes System, das es ermöglicht, die einzelnen Komponenten (Lichtquellen, Beleuchtungsmodelle, ...) als Plugins bereitzustellen und somit zur Laufzeit zu laden.

Es existiert eine Zahl von Basisklassen, die die Grundlage zum Erstellen eigener Plugins bildet. So gibt es z.B. eine Basisklasse `Camera`, die als Grundlage für ein eigenes Kameramodell dient, oder eine Basisklasse `Sampler`, die dafür zuständig ist, Stichproben zu erzeugen, die von Monte-Carlo Methoden genutzt werden können. Die wohl wichtigste Basisklasse ist die sogenannte `Integrator` Klasse. Sie ist dafür zuständig, die Lichtausbreitung innerhalb einer Szene zu simulieren und dasjenige Licht zu berechnen, das auf einem bestimmten Punkt trifft und schlussendlich in Richtung der Kamera reflektiert wird.

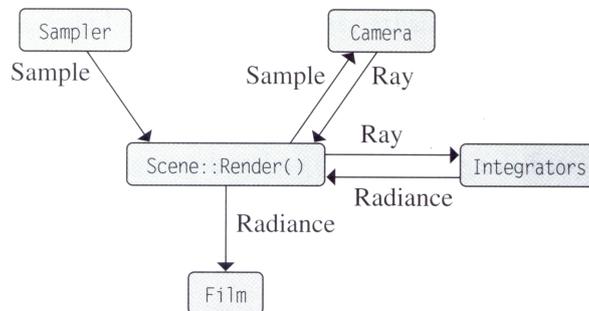


Abbildung 6: Eine Auswahl der an der Hauptschleife des Programmes beteiligten Plugins

Abbildung 6 verdeutlicht die Hauptschleife des Programmes. Nachdem das Programm gestartet wurde, lädt es die entsprechenden Plugins. Da diese über einheitliche Interfaces verfügen, können sie nun auch darüber angesprochen werden. Die Methode `Scene::Render()`, die “Main”-Methode des Programmes, fordert zunächst von einem `Sampler`-Plugin eine Stichprobe (`Sample`) an. Diese wird der Kamera zur Verfügung gestellt. Die Kamera errechnet nun einen Strahl, der durch die Szene verfolgt werden soll. Dieser wird an ein `Integrator`-Plugin weitergereicht, welches nun die Leuchtdichte entlang des Strahls durch die Szene errechnet. Diese Leuchtdichte wird zurückgeliefert und an ein `Film`-Plugin weitergereicht, welches diese Information z.B. in eine Bilddatei schreibt.

Es existieren jeweils zwei von der `Integrator`-Basisklasse abgeleitete Objekte innerhalb des Systems. Ein `SurfaceIntegrator` berechnet das reflektierte Licht von geometrischen Objekten und ein `VolumeIntegrator` berechnet das gestreute Licht aus Volumina.

### 7.1 Photon Mapping Plugin

Das Photon Mapping Plugin (`VolPhotonIntegrator`) soll ein Photon Mapping auf Volumendaten ermöglichen. Das Plugin ist abgeleitet von der von PBRT vorgegebenen Oberklasse `VolumeIntegrator`, welche sich wiederum von der Basisklasse



Abbildung 7: Die Klasse *VolPhotonIntegrator* und seine Basisklassen

*Integrator* ableitet.

Wie aus dem Klassendiagramm (Abbildung 7) zu entnehmen ist, gilt es eine Reihe von Methoden zu überschreiben. Die `Preprocess(...)`-Methode wird aufgerufen, bevor das Programm in die Hauptschleife (also die Methode `Scene::Render()` eintritt). Mit Hilfe dieser Methode sollen, wie der Name schon sagt, Vorverarbeitungsschritte ausgeführt werden. Dazu zählt z.B. das Verschießen von Photonen in die Szene. Mit Hilfe der Methode `RequestSamples(...)` werden eine Reihe von Zufallszahlen, mit deren Hilfe Zufallsstichproben durchgeführt werden können, generiert. Die zentrale Methode der Klasse *Integrator* ist `Li(...)`. Sie ist dafür zuständig, die Strahldichte entlang eines Strahls zu bestimmen. Dafür greift sie auf die Funktion `LPhoton(...)` zurück, mit deren Hilfe die Dichteschätzung von Photonen an einem bestimmten Punkt ausgeführt wird. Für die Berechnung der Strahldurchlässigkeit des Volumens an einem bestimmten Abschnitt ist die Methode `Transmittance(...)` der Klasse *VolumeIntegrator* zuständig, die diese Anfrage an das jeweilige Plugin weiterleitet, welches die Volumendaten enthält, um die optische Tiefe bestimmen zu lassen.

### 7.1.1 Einbinden des Plugins und Parameter

Um das Plugin zu nutzen, muss man dem System mitteilen, dass man dieses Plugin zur Volumenintegration benutzen möchte. Eine typische Zeile in der Szenebeschreibung sähe dann wie folgt aus:

```

VolumeIntegrator "volphotonmap" "integer volumephotons" [40000]
                    "integer nused" [150]
                    "float maxdist" .5
                    "float stepsize" .0005
                    "bool emission" ["false"]
                    "bool single" ["true"]
                    "bool multiple" ["true"]
  
```

Die Parameter bedeuten dabei im einzelnen:

- `integer volumephotons` - Die Anzahl der in die Szene zu verschießende Photonen
- `integer nused` - Die bei der Strahldichteschätzung zu verwendende Anzahl von Photonen
- `float maxdist` - Der maximale Abstand zu einem Photon, das bei der Strahldichteschätzung verwendet werden darf
- `float stepsize` - Die Größe eines beim Ray-Marching verwendeten Abschnittes (“Die Schrittweite durch das Integral”)
- `bool emission` - Soll die durch Emission verursachte Strahldichte berechnet werden
- `bool single` - Soll die durch single scattering verursachte Strahldichte berechnet werden
- `bool multiple` - Soll die durch multiple-scattering verursachte Strahldichte berechnet werden

Die hier vorgestellten Größen für die einzelnen Parameter haben sich als sinnvoll erwiesen, mehr dazu im Abschnitt “Ergebnisse”.

### 7.1.2 Photon Tracing

Der Schritt des Photon Tracing wird in der Funktion `Preprocess(...)` der Klasse `VolPhotonIntegrator` ausgeführt. Es werden dabei die durch den Parameter `volumephotons` eingestellte Anzahl an Photonen in die Szene verschossen. Das Vorgehen ist analog dem in Abschnitt 7.1.2 Beschriebenen. Ein Sequenzdiagramm (Siehe Abbildung 8) soll den Ablauf der Methode verdeutlichen.

Ein paar Bemerkungen zur Vorgehensweise: Es wird versucht, dass alle in die Szene verschossenen Photonen die gleiche Energie tragen, damit weniger Artefakte durch Photonen, die eine höhere Energie als alle anderen tragen, entstehen. Um dies zu erreichen, werden mehr Photonen von den helleren als von den dunkleren Lichtquellen verschossen. Alle abgespeicherten Photonen werden mit der Gesamtanzahl von verschossenen Photonen einer Lichtquelle skaliert (siehe Abschnitt 7.1.2). Je mehr Photonen nun von einer Lichtquelle aus verschossen werden, umso geringer ist die durchschnittliche Energie eines dieser Photonen. Helle Lichtquellen verschießen viele Photone, die durchschnittliche Energie eines Photons ist niedrig, dunkle Lichtquellen verschießen weniger Photonen, die durchschnittliche Energie ist hoch. Somit sollen alle Photonen eine annähernd gleiche Energie tragen.

Als Phasen-Funktion wird eine konstante Funktion verwendet, die Photonen werden somit mit gleicher Wahrscheinlichkeit in alle Richtungen gestreut.

Ein wichtiges Implementierungsdetail ergibt sich aus der Definition zur Bestimmung der Distanz zur nächsten Interaktion des Photons mit dem Volumen, siehe Gleichung (9). Bei dieser Gleichung lautet der Nenner  $\sigma_t$ . Speziell medizinische Volumendaten haben aber die Eigenschaft, dass sie über viele “leere Zwischenräume” verfügen. Deshalb muss zunächst immer eine Position entlang des zu betrachtenden Strahls gesucht werden, bei der  $\sigma_t > 0$  ist. Ansonsten würde man durch 0 teilen und die Distanz würde somit unendlich groß.

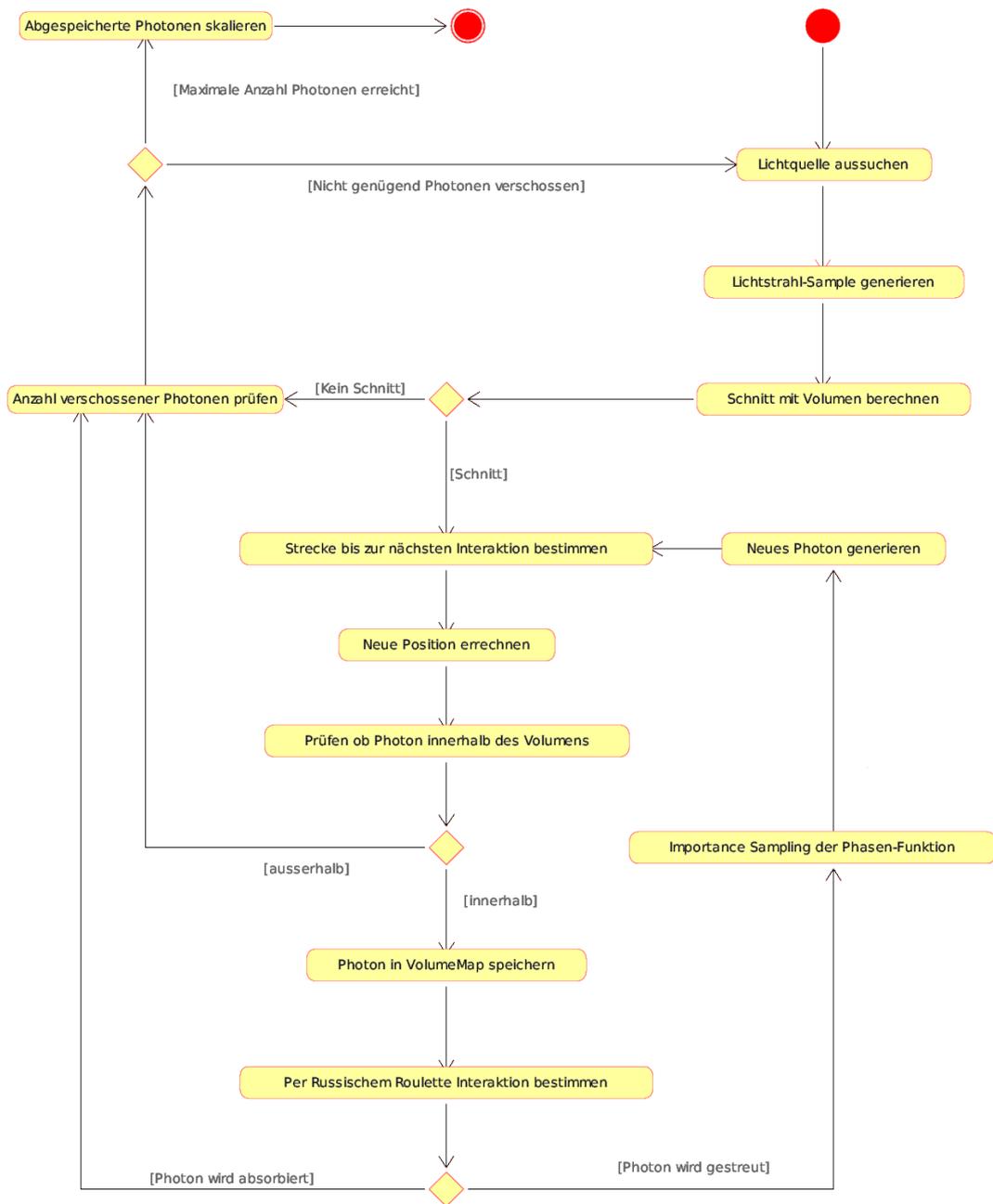


Abbildung 8: Sequenzdiagramm des Photon-Tracing Schrittes

Nachdem die gewünschte Anzahl an Photonen in die Szene verschossen wurde, werden die Photonen, wie in Abschnitt 7.1.2 beschrieben, skaliert. Anschließend wird aus den gespeicherten Photonen ein kd-Tree erzeugt, der es ermöglicht, effizient Photonen in der Nähe eines bestimmten Punktes zu finden.

### 7.1.3 Rendering

Das Rendering, bzw. die Berechnung der Strahldichte entlang eines Strahls erfolgt in der Methode `VolPhotonMap::Li(...)`. Einen Überblick gibt Abbildung 9. Diese Methode muss die in Gleichung (7) vorgestellte Volumen-Rendering-Equation lösen. Hierzu wird das in Abschnitt 6 beschriebene Ray-Marching Verfahren angewandt. Bei der Implementation wird der Strahl nicht wie dort beschrieben, vom Ende bis zum Ursprung, sondern vom Ursprung bis zum Ende ausgewertet. Die Grundidee dabei ist, dass der Strahl durch das Volumen in Segmente der Länge  $\Delta x$  (entspricht dem in Abschnitt 7.1.1 beschriebenen Parameter `stepSize`) zerlegt wird. Anschließend werden die Segmente entlang des Strahles vom Ursprung bis Ende abgetastet und für jedes der Segmente wird eine Stichprobe errechnet. Bei dieser Stichprobe wird die Strahldichte, erzeugt durch Emission, single und multiple-scattering bestimmt. Für die Position der Stichprobe innerhalb eines Segments wird, wie in [12] vorgeschlagen, ein zufälliges, aber für jedes Segment konstantes Offset, gewählt.

Für jede Stichprobe muss der sogenannte Quellterm, gemäß Gleichung (5), bestimmt werden. Der Emissionswert kann direkt aus den Volumendaten abgelesen werden. Da der single-scattering Anteil dem direkten Licht entspricht, wird dieser durch Ray-Tracing errechnet. Es findet ein Sampling der Lichtquellen statt und die ausgehende Strahldichte des Lichts wird mit der Strahldurchlässigkeit bis zum Stichprobenpunkt gewichtet. Zusätzlich wird der so errechnete single-scattering Anteil mit dem Streukoeffizienten  $\sigma_s$  und der Phasenfunktion gewichtet. Als Phasenfunktion wird eine konstante Funktion verwendet (siehe Gleichung (4)). Wie in Gleichung (11) hergeleitet, wird der multiple-scattering Anteil mit Hilfe der Volume Photon Map berechnet. Dazu werden mit dem beim Photon Tracing erstellten kd-Trees diejenigen Photonen gesucht, die dem Stichprobenpunkt am nächsten sind. Dabei wird versucht, die durch den Parameter `nused` (siehe Abschnitt 7.1.1) vorgegebene Anzahl an Photonen in einem maximalen Abstand, gegeben durch den Parameter `maxdist` (Abschnitt 7.1.1), zu finden.

Abschließend wird der so errechnete Quellterm mit der Strahldurchlässigkeit von diesem Segment bis zum Strahlursprung gewichtet (vergleiche Gleichung (7)). In Abschnitt 6 wurde beschrieben, dass man, zwecks Vereinfachung, innerhalb eines Segmentes konstante Eigenschaften des Volumens annimmt. Das bedeutet insbesondere, dass der Absorptionskoeffizient  $\sigma_t$  innerhalb eines Segmentes konstant ist. Diese Annahme eignet sich aber für medizinische Volumendaten, die besonders inhomogen sind, nicht. Deshalb wird die Strahldurchlässigkeit innerhalb eines Segmentes mit Hilfe von Monte-Carlo Methoden geschätzt, sie wird also explizit berechnet und nicht als konstant angenommen (Siehe Abschnitt 7.2.4). Da dies rechenaufwändig ist, macht man sich die Multiplikatitivität der Strahldurchlässigkeit zu nutze (siehe Abbildung 10). Damit können schon berechnete Werte wiederverwendet werden und somit der benötigte Rechenaufwand erheblich verringert werden.

Zunächst wird die Strahldurchlässigkeit vom Ursprung 0 bis zum Punkt  $p$  berechnet. Um nun die Strahldurchlässigkeit zu einem Punkt  $p'$  zu berechnen, muss nun nur noch der zuvor berechnete Wert mit der Strahldurchlässigkeit von  $p \rightarrow p'$

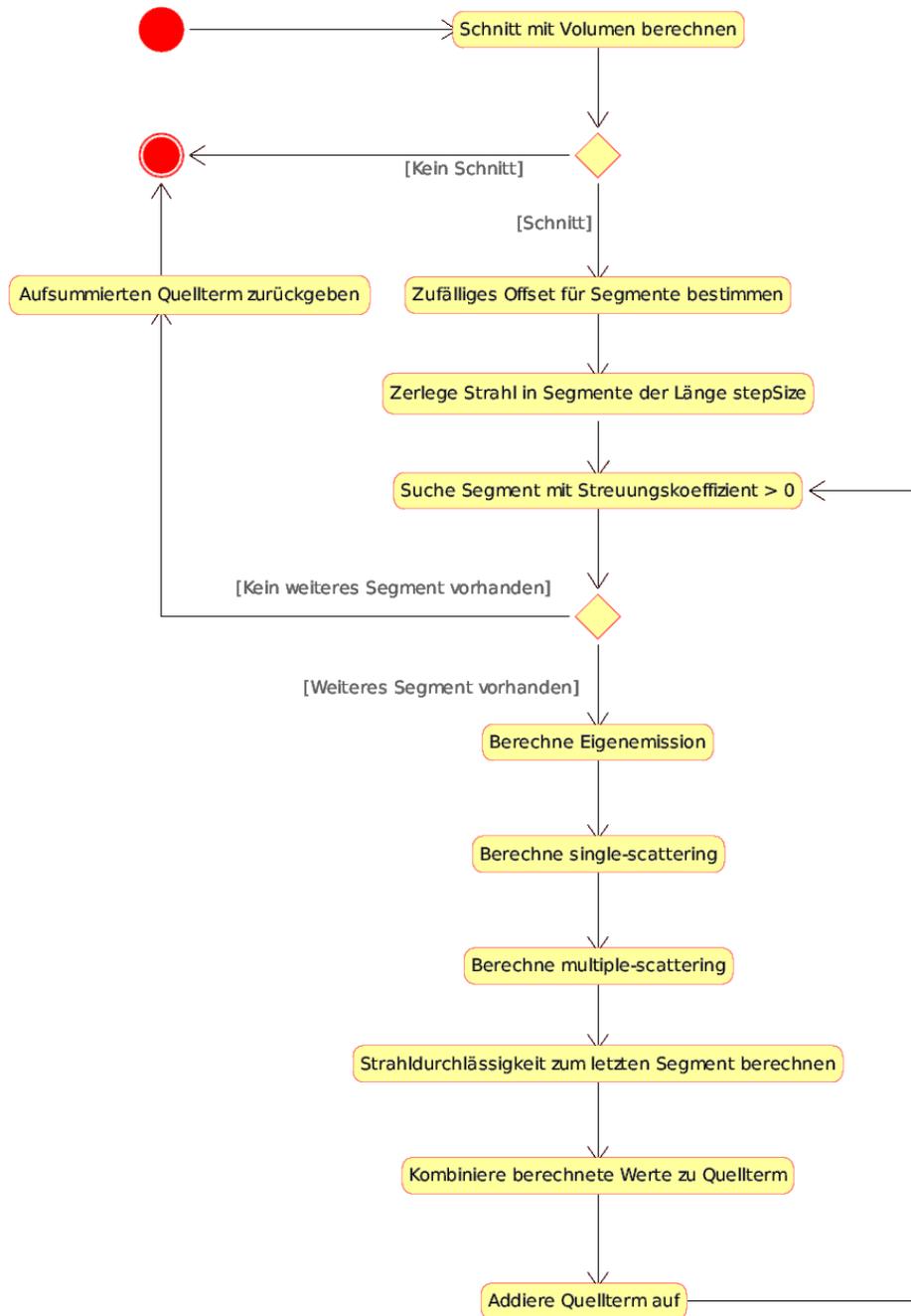


Abbildung 9: Ablauf der Methode `VolPhotonMap::Li(...)`. Sie löst die Volume-Rendering-Gleichung mit Hilfe von Ray-Marching

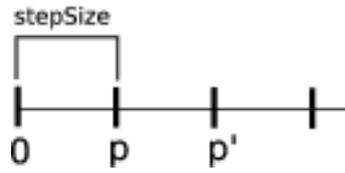


Abbildung 10: Ray-Marching: Ein Strahl wird in Segmente der Länge `stepSize` unterteilt

multipliziert werden.

Wie schon in Abschnitt 7.1.2 erwähnt, haben medizinische Volumendaten viele “leere Zwischenräume”. Das bedeutet, dass in diesen Abschnitten der Streuungskoeffizient  $\sigma_s = 0$  ist. Da der single- bzw. multiple-scattering Term mit dem Streuungskoeffizienten gewichtet wird (siehe Quellterm, Gleichung (5)), macht es keinen Sinn, den Quellterm an Stellen auszuwerten, an denen der Streuungskoeffizient gleich 0 ist. Somit können bei der Berechnung des Quellterms alle Bereiche in einem Volumen übersprungen werden, bei denen  $\sigma_s = 0$  gilt und somit müssen dort keine teuren Lichtberechnungen ausgeführt werden. Dadurch wird zwar der Emissionsterm vernachlässigt, dieser soll aber in den Testszenen nicht berechnet werden, mehr dazu unter “Ergebnisse”. Dieses Vorgehen bringt einen enormen Geschwindigkeitsvorteil bei der Berechnungszeit, manche Testszenen wurde somit um bis zu 60% beschleunigt.

## 7.2 RAW-Volume Plugin



Abbildung 11: Die Klasse `RAWVolumeGrid` und seine Basisklassen.

Mit Hilfe dieses Plugins (`RAWVolumeGrid`) soll die Möglichkeit bestehen, einen Volumendatensatz im "RAW-Format" zu laden. Dabei handelt es sich um ein binäres Datenformat, in dem nur die Dichtewerte am jeweiligen Gitternetzpunkt angegeben sind. Der Benutzer soll zusätzlich die Möglichkeit haben, die Darstellung des Volumendatensatzes durch eine Transferfunktion zu verändern.

Das Raw-Volume Plugin ist von der von PBRT vorgegebenen Klasse `DensityRegion` abgeleitet, welche als Oberklasse die Klasse `VolumeRegion` besitzt (siehe Abbildung 11). Auch hier gilt es eine Reihe von Methoden zu überschreiben um sie mit Funktionalität zu füllen. Die Methoden `sigma_a(...)`, `sigma_s(...)` und `sigma_t(...)` bestimmen den Absorptionskoeffizienten, Streukoeffizienten sowie das Absorptionsmaß an einem Punkt. Die Methode `Lve(...)` bestimmt die Eigenemission. Die Phasenfunktion an einem Punkt für gegebene Ein- und Ausfallsrichtungen wird durch die Funktion `p(...)` bestimmt. `Tau(...)` bestimmt die optische Dichte innerhalb eines Strahlabschnittes und mit Hilfe von `Density(...)` wird der Dichtewert an einem bestimmten Punkt bestimmt. Schlussendlich liefert die Funktion `IntersectP(...)` Informationen darüber, ob ein Strahl die BoundingBox des Volumendatensatzes schneidet.

### 7.2.1 Einbinden des Plugins und Parameter

Um einen 8-bit Volumendatensatz im RAW-Format in das System zu laden, muss das `RAWVolumeGrid` in die Szenebeschreibung eingefügt werden. Eine typische Zeile, um dieses Plugin einzubinden, sieht wie folgt aus:

```
Volume "rawvolumegrid"
    "integer nx" 256 "integer ny" 256 "integer nz" 256
    "point p0" [ .0 .0 .0 ] "point p1" [ 1 1 1 ]
    "string rawfile" "geometry/voldata/foot.raw" "
    "bool transfer" ["true"]
    "string transferfile" ["geometry/voldata/verylowcut.pgm"]
    "color sigma_a" [1 1 1]
    "color sigma_s" [10 10 10]
    "color Le" [0 0 0]
    "integer bits" 8
```

Dabei bedeuten die Parameter im einzelnen:

- `integer nx`, `ny`, `nz` - Die Dimension des Volumendatensatzes (Breite, Höhe, Tiefe)
- `point p0`, `p1` - Die Bounding-Box des Volumendatensatzes in Weltkoordinaten ("links-unten-vorne", "rechts-oben-hinten")
- `string rawfile` - Der Pfad zum Volumendatensatz
- `bool transfer` - Soll eine Transferfunktion auf den Volumendatensatz angewandt werden
- `string transferfile` - Der Pfad zur Datei, die die Transferfunktion enthält
- `color sigma_a` - Basiswert des Absorptionskoeffizienten (Siehe Abschnitt 7.2.2)
- `color sigma_s` - Basiswert des Streukoeffizienten (Siehe Abschnitt 7.2.2)

- `color Le` - Basiswert des Eigenemissionswertes (Siehe Abschnitt 7.2.2)
- `integer bits` - Der Größe der Werte im Datensatz

Soll ein Datensatz in einem 16-bit Format geladen werden, macht es keinen Sinn, eine Transferfunktion anzugeben, da diese über 65000 Einträge verfügen muss, und es unpraktikabel ist, eine solche Funktion zu erstellen. Deshalb kann ein `threshold`-Wert angegeben werden. Alle Werte, die kleiner sind als dieser Wert, werden auf 0 abgebildet. Ein 16-bit Datensatz wird somit über folgende Zeile eingebunden:

```
Volume "rawvolumegrid"
    "integer nx" 256 "integer ny" 256 "integer nz" 109
    "point p0" [ .0 .0 .0 ] "point p1" [1 1 .5]
    "string rawfile" "geometry/voldata/mriwoma.raw"
    "bool transfer" ["false"]
    "color sigma_a" [1 1 1]
    "color sigma_s" [10 10 10]
    "color Le" [0 0 0]
    "integer bits" 16
    "integer threshold" 40000
```

## 7.2.2 Volumenrepräsentation und Rekonstruktion

Die Repräsentation des Volumens stützt sich auf den Grundgedanken, dass das gesamte Volumen bzw. die Partikel innerhalb des Volumens die gleichen Absorptions-, Streuungs- und Eigenemissionskoeffizienten haben. Der einzige Unterschied liegt in der Dichte der Partikel an verschiedenen Stellen. Somit ergibt sich z.B. der Streukoeffizient an einem Punkt durch Multiplikation des Dichtewertes an diesem Punkt mit dem Basiswert für den Streukoeffizienten. Genau diese Basiswerte werden mit den in Abschnitt 7.2.1 beschriebenen Parametern `sigma_a`, `sigma_t` und `Lve` eingestellt.

Die Dichtewerte des Volumendatensatzes werden auf  $[0, 1]$  skaliert, damit die Basiswerte nicht verändert werden müssen, wenn man anstelle eines 8-bit Volumendatensatz (Dichtewerte im Bereich  $[0, 2^8 - 1]$ ) einen 16-bit Volumendatensatz (Dichtewerte im Bereich  $[0, 2^{16} - 1]$ ) verwendet möchte.

Um die Dichte an einem Punkt zu bestimmen, muss eine Rekonstruktion des Volumens an diesem Punkt stattfinden. Die Funktion `Density(...)` verwendet dazu eine trilineare Interpolation (siehe Abschnitt 2.1), d.h. es werden die acht den Punkt umgebenden Dichtewerte bestimmt und zwischen diesen interpoliert.

## 7.2.3 Transferfunktion

Um die Möglichkeit zur Erstellung einer Transferfunktion einfach zu halten, wird diese in Form einer PGM-Datei an das System übergeben. Ein PGM-Bild ist ein 8-bit Grauwertbild. Somit kann die Transferfunktion mit jedem herkömmlichen Malprogramm erstellt werden. Die einzige Restriktion ist, dass das Bild die Größe  $256 * 256$  besitzen muss. Die Transferfunktion wird vor dem Rendering auf die Dichtewerte angewandt. Sie skaliert die Dichtewerte des Volumens und somit in Kombination mit den Basiswerten `sigma_a`, `sigma_t` und `Lve` die Absorptions-, Streuungs- und Emissionsswerte des Volumens.

#### 7.2.4 Optische Dichte

Die optische Dichte  $\tau$  innerhalb eines Strahlsegmentes der Länge  $d$  wird durch die Funktion  $\text{Tau}(\dots)$  berechnet. Dieses Integral (siehe Gleichung (2)) wird mit Hilfe von Monte-Carlo Methoden bestimmt. Die Anzahl der Stichproben  $n$  ist dabei von dem durch den Volumenintegrator definierten Parameter `stepSize` (Abschnitt 7.1.1) abhängig,  $n = \frac{d}{\text{stepSize}}$ .

## 8 Ergebnisse

### 8.1 Wahl der Parameter

Wie in Abschnitt 7.1.1 und 7.2.1 beschrieben, kann das Verfahren über eine Vielzahl von Parametern gesteuert werden. Die Qualität der generierten Bilder hängt ganz wesentlich von den Verhältnissen der einzelnen Werte der Parameter zueinander ab. Leider existiert aber auch eine sehr große Anzahl von möglichen Kombinationen von Werten der Parameter. Eine grobe Schätzung, bei der Vermutungen über den gültigen Wertebereich der Parameter gemacht werden, ergibt folgende mögliche Kombinationen (die Zahl in Klammern beziffert die Schrittweite von einem Wert zum nächsten innerhalb des Intervalls):

- Anzahl verschossene Photonen [10000, 100000], (1)
- Anzahl Photonen bei der Dichteschätzung [50, 1000], (10)
- Radius bei der Dichteschätzung [0, 0.5], (0.1)
- Absorptionskoeffizient [0, 2000], (1)
- Streukoeffizient [0, 2000], (1)

Dies ergibt  $10 \cdot 95 \cdot 5 \cdot 2000 \cdot 2000 = 1.9 \cdot 10^{10}$  als Summe der möglichen Kombinationen. Und diese Zahl vernachlässigt die Positionierung und Stärke der Lichtquellen innerhalb der Szene. Da keine Literatur vorhanden ist, in denen Photon Mapping im Kontext von medizinischer Volumenvisualisierung verwendet wurde und in der auf die richtige Wahl der Werte eingegangen wird, mussten diese nun ermittelt werden. Dies hat einen sehr großen Teil der für die Studienarbeit zur Verfügung stehenden Zeit in Anspruch genommen.

#### 8.1.1 Anzahl der Photonen zur Dichteschätzung

Die ersten Testbilder lieferten keine guten Ergebnisse. Sie zeigten alle die gleichen Artefakte, nämlich helle, relativ große, kreisförmige Punkte (siehe Abbildung 12). Ich werde sie im weiteren Verlauf als "Disko-Kugel"-Artefakte bezeichnen.

Sie treten generell in Bildern auf, bei denen 50 oder weniger Photonen zur Strahldichteschätzung (siehe Gleichung (11)) benutzt werden. Steigert man die Anzahl der Photonen, so verschwinden die Artefakte. Das Problem dabei ist, dass der Rechenaufwand mit der bei der Schätzung verwendeten Anzahl an Photonen steigt. Somit ist es wünschenswert, mit einer möglichst geringen Anzahl an Photonen gute Ergebnisse zu erzielen.

Meiner Ansicht nach ergibt sich folgende Erklärung für die Artefakte: Die hellen Punkte resultieren aus einer lokalen Häufung von Photonen an diesen Stellen. Diese lokalen Häufungen können dadurch entstehen, dass sich Photonen nach dem Eintritt in das Volumen nicht weit genug von ihrer Eintrittsstelle fort bewegen. Das bedeutet, dass die Distanz zur nächsten Interaktion gering ist. Diese Distanz wird mit Hilfe von Formel (9) berechnet und hängt vom Absorptionsmaß des Volumens ab.

Ein Plot der Funktion (Abbildung 13) soll nun deren Eigenschaften verdeutlichen. Auf der x-Achse ist das Absorptionsmaß aufgetragen, die y-Achse gibt die daraus resultierende Distanz zur nächsten Interaktion wieder. Da die Funktion von

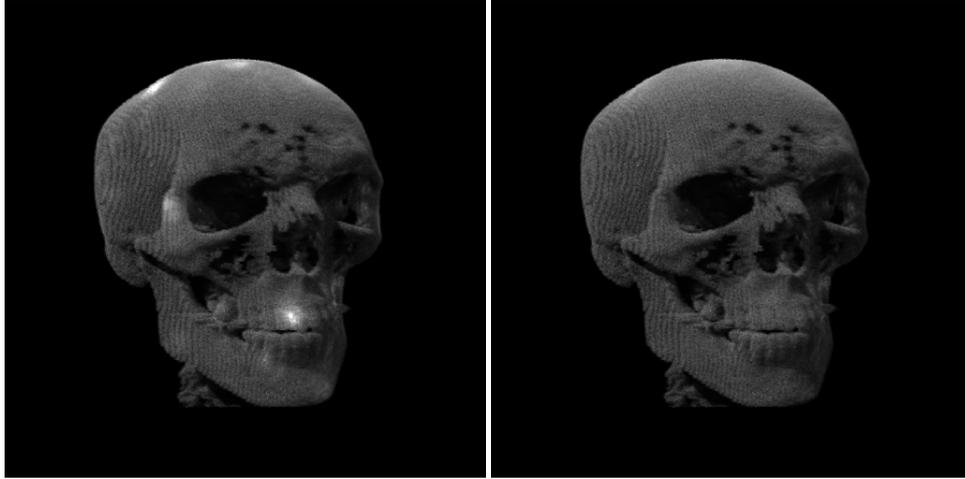


Abbildung 12: “Disko-Kugel”-Artefakte im linken Bild. Werden mehr Photonen bei der Dichteschätzung verwendet, verschwinden diese Artefakte (rechtes Bild). Anzahl der Photonen bei der Dichteschätzung: links 50, rechts 150.

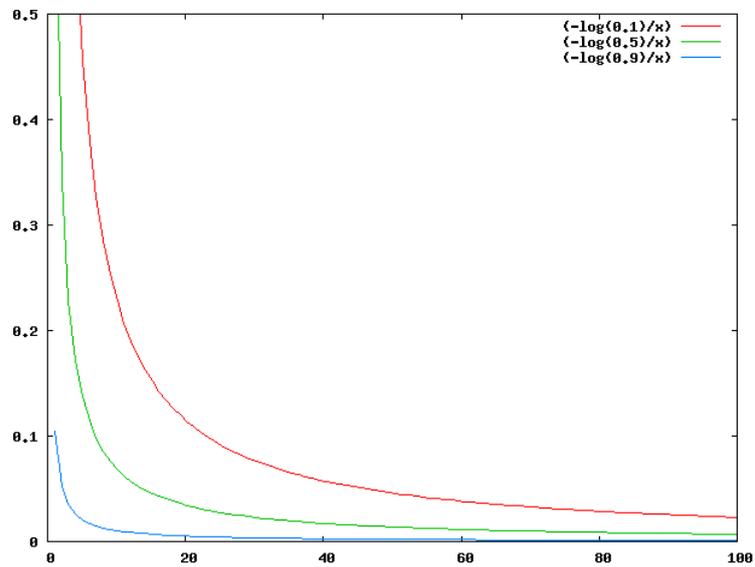


Abbildung 13: Ein Plot der Funktion  $d = -\frac{\log \xi}{\sigma_\epsilon}$ , mit der die Distanz zur nächsten Interaktion des Photons mit dem Volumen bestimmt wird. Es wurden jeweils die konstanten Werte 0.1, 0.5 und 0.9 für  $\xi$  verwendet.

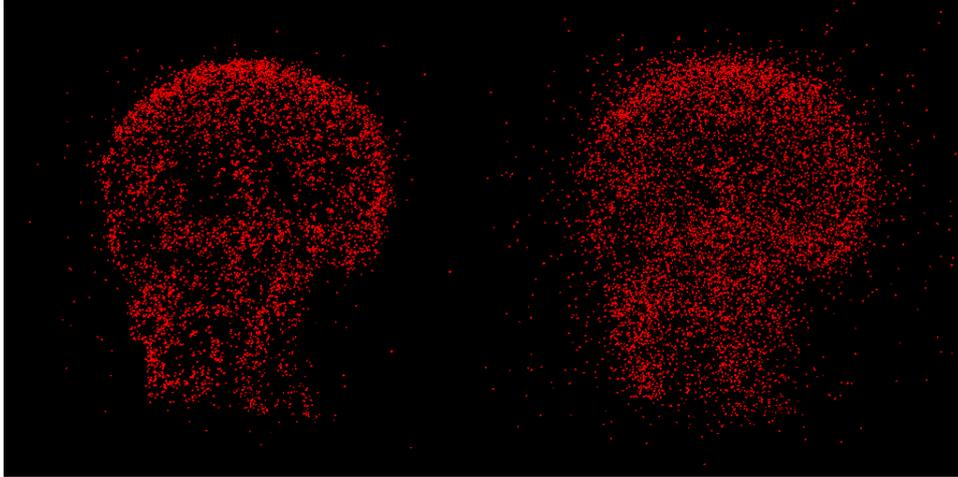


Abbildung 14: Je höher das Absorptionsmaß, umso geringer ist die Distanz, die ein Photon (roter Punkt) innerhalb des Volumens bis zur nächsten Interaktion wandert. Es bilden sich lokale Anhäufungen. Absorptionsmaß: links 290, rechts 55

einer Zufallszahl ( $\xi$ ) abhängig ist, soll die Grafik die möglichen Wertebereiche verdeutlichen. Das Bild zeigt die Funktion drei Mal, jeweils mit einem niedrigen (0.1), einem mittleren (0.5) und einem großen Wert (0.9) aus dem möglichen Definitionsbereich  $]0, 1]$  für die Zufallszahl  $\xi$ . Nimmt man nun weiter an, dass das Volumen die Ausmaße  $1 * 1 * 1$  hat, so sieht man, dass schon ab einem Absorptionsmaß von ca. 60 im Mittel keine nennenswerten Distanzen des Volumens mehr durchschritten werden. Bei  $\xi = 0.5$  und einem Absorptionsmaß von 60 wird eine Distanz von ca. 0.02 zurückgelegt, das entspricht gerade mal 2% der Ausdehnung des Volumens entlang einer Achse. Diesen Sachverhalt verdeutlicht Abbildung 14. Man erkennt deutlich die lokalen Anhäufungen der Photonen im rechten Bild aufgrund eines hohen Absorptionsmaßes.

Wird die Anzahl der Photonen bei der Strahldichteschätzung erhöht, verschwinden die Artefakte. Eine Erklärung dazu gliedert sich wie folgt: Bei der Strahldichteschätzung werden die Photonen mit der kleinsten Distanz zur untersuchenden Stelle ermittelt. Je mehr Photonen verwendet werden sollen, umso größer werden die Abstände der verwendeten Photonen zur untersuchenden Stelle. Das bedeutet, dass bei der Strahldichteschätzung für eine Stelle, die einen gewissen Abstand zu einer lokalen Häufung von Photonen hat, bei einer Erhöhung der Anzahl der Photonen zur Schätzung nun auch Photonen aus dieser lokalen Häufung verwendet werden müssen. Bei einer geringeren Anzahl an verwendeten Photonen reichen die Photonen um die zu untersuchende Stelle wohlmöglich aus, und es müssen keine weiteren Photonen aus der etwas entfernten lokalen Anhäufung verwendet werden. Eine höhere Anzahl an Photonen bei der Strahldichteschätzung fungiert also wie eine Art "Weichzeichner".

Generell weisen Bilder, bei denen mehr als 150 Photonen verwendet werden, keine Artefakte mehr auf. Zudem besitzen sie eine sehr gute Qualität. Die Rechenzeit steigt aber mit der Anzahl der verwendeten Photonen. Bei 100 Photonen oder weniger kommt es auf die verwendeten Absorptions- und Streukoeffizienten an.

Diese müssen dann so gewählt werden, dass die Photonen innerhalb des Volumens eine große Distanz zurücklegen können und somit lokale Anhäufungen vermieden werden können.

### 8.1.2 Absorptions- und Streuungskoeffizient

Generell geht es darum, ein Verhältnis von Absorptions- und Streuungskoeffizienten zu finden, bei der ein hoher Anteil der Strahldichte durch indirekte Beleuchtung (multiple scattering) zu Stande kommt. Der Streuungskoeffizient sollte somit einen deutlich höheren Wert als der Absorptionskoeffizient haben, damit die Effekte einer globalen Beleuchtungssimulation besser zur Geltung kommen. Er sollte aber im Verhältnis nicht zu groß gewählt werden, da sonst sehr viele Photonen gestreut werden, was zu einer hohen Strahldichte und somit zu einem "Überstrahlen" der Szene führt.

Es hat sich herausgestellt, dass ein Verhältniss von 1 : 4 von Absorptions- zu Streuungskoeffizienten die oben genannten Forderungen erfüllt.

Die Summe von Absorptions- und Streuungskoeffizienten, nämlich das Absorptionsmaß, sollte der Anzahl der bei der Strahldichteschätzung verwendeten Photonen angepaßt werden, um die in Abschnitt 8.1.1 beschriebenen Artefakte zu vermeiden. Werden mehr als 100 Photonen zur Strahldichteschätzung verwendet, sollte der kleinste Dichtewert innerhalb des Volumendatensatzes einem Absorptionsmaß so zugewiesen werden, dass die Distanz zur nächsten Interaktion im Mittel 1 – 2% der Ausdehnung des Volumendatensatzes entlang der größten Achse entspricht (siehe Abbildung 15). Dies hat in den Testreihen gute Ergebnisse geliefert. Werden aber weniger als 100 Photonen zur Strahldichteschätzung verwendet, muss das kleinste Absorptionsmaß geringer sein, damit lokale Anhäufungen und die damit verbundenen Artefakte ausbleiben. Die Distanz sollte hier im Mittel 3 – 4% der Ausdehnung des Volumendatensatzes entlang der größten Achse entsprechen (siehe Abbildung 15). Dies hat aber auch den Nachteil, dass das Bild unschärfer wirkt.

Im folgenden soll anhand eines kleinen Beispielen gezeigt werden, wie optimale Parameter für Absorptions- und Streuungskoeffizienten errechnet werden können. Der Volumendatensatz soll eine Ausdehnung von 1 \* 1 \* 1 haben. und es sollen 150 Photonen zur Strahldichteschätzung verwendet werden. Somit sollte der kleinste Dichtewert  $d_{min}$  (skaliert auf [0..1]) auf ca. 80 abgebildet werden. Es ergibt sich für  $\sigma_s$  und  $\sigma_a$ :

$$\sigma_t = 80/d_{min}$$

$$\sigma_s = \frac{9}{11} * \sigma_t \text{ und } \sigma_a = \sigma_t - \sigma_s$$

Soll der Datensatz transparent dargestellt werden, so sollte das Absorptionsmaß erheblich kleiner gewählt werden, damit die Distanz zur nächsten Interaktion mindestens 6 – 8% der Ausdehnung des Volumendatensatzes entlang einer Achse entspricht (siehe Abbildung 16).

### 8.1.3 Weitere Parameter

In diesem Abschnitt werden kurz die verwendeten Werte für die bisher nicht erwähnten Parameter vorgestellt. Siehe 7.1.1 für eine Erläuterung der Parameter.

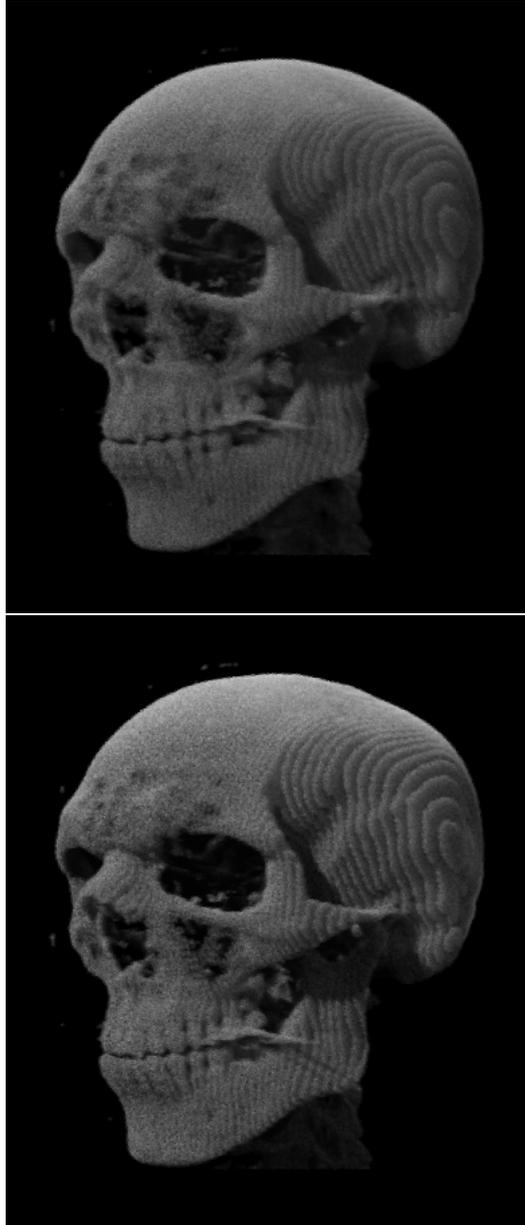


Abbildung 15: Bei beiden Bildern wurde Photon Mapping angewandt.  
Oberstes Bild: kleinster Dichtewert wird auf ein Absorptionsmaß von 40 abgebildet, 50 Photonen zur Strahldichteschätzung  
Unteres Bild: kleinster Dichtewert wird auf ein Absorptionsmaß von 80 abgebildet, 150 Photonen zur Strahldichteschätzung



Abbildung 16: Photon Mapping wird verwendet, kleinster Dichtewert wird auf ein Absorptionsmaß von 6 abgebildet, 150 Photonen zur Strahldichteschätzung

- **Anzahl verschossener Photonen (`nused`)**  
Es sollten ca. 40000 Photonen in die Szene verschossen werden
- **`stepSize`**  
Dieser Wert sollte 0.0005 betragen. Ist der Wert größer, führt dies zu einem schlechten Sampling des Volumendatensatzes und somit zu Artefakten. Ist er kleiner, erhöht sich die Rechenzeit erheblich. Dieser Wert bildet einen sehr guten Kompromiss aus Qualität und Geschwindigkeit.
- **`maxdist`**  
Dieser Wert sollte 0.1 bzw. 10% der Ausdehnung des Volumens entlang der längsten Achse betragen. Ist er zu klein gewählt, führt dies zu vielen kleinen “Disko-Kugel”-Artefakten (siehe Abschnitt 8.1.1)

## 8.2 Vergleich single scattering und multiple scattering

In diesem Abschnitt sollen für einen Volumendatensatzes die Ergebnisse nach dem Rendern mit Photon Mapping und ohne Photon Mapping verglichen werden. Die Bewertung erfolgt anhand der in Abschnitt 1.1 vorgestellten Kriterien. Es werden dabei drei medizinische Volumendatensätze *skeleton*, *head* und *foot* untersucht. Zusätzlich wird ein nicht-medizinischer Volumendatensatz, *engine*, untersucht. Alle Datensätze stammen von den Webseiten [1] und [2].

Alle Szenen wurden unter der gleichen Beleuchtungssituation gerendert. Dabei wurden drei Spotlights verwendet, die als *key*-, *fill*- und *rim*-Licht fungieren. Das *key*-Licht spendet dabei den Hauptteil der Beleuchtung und befindet sich ca.  $15^\circ$  zur linken Seite der Kamera und ca.  $30^\circ$  über der Kamera. Das *fill*-Licht liegt etwa  $15^\circ$

zur rechten Seite der Kamera, ist aber deutlich niedriger als das key-Licht positioniert. Zudem spendet es nur ca. 1/10 des Lichts des key-Lichts. Das rim-Licht strahlt von hinten auf das obere Ende des Datensatzes und verfügt über etwas weniger Leuchtkraft als das key-Licht. Mehr Details zu dieser Drei-Punkt-Beleuchtung findet sich in [5]. Mit Hilfe dieser Lichtaufstellung soll die Szene optimal ausgeleuchtet sein.

Die Abbildungen wurden auf einem Intel Xeon 3 GHz Server mit 2 GB Arbeitsspeicher erstellt. Eine globale Beleuchtungssimulation dauert bei einer Auflösung von 512\*512 Pixel im Schnitt 2500s bis 3000s, wobei diese Berechnungszeiten stark von der Anzahl der verwendeten Photonen zur Strahldichteschätzung abhängen. Eine lokale Beleuchtungssimulation hingegen dauert bei gleicher Auflösung im Schnitt 1000s bis 1500s. Die Berechnungszeiten spielen bei dieser Studienarbeit aber eine eher untergeordnete Rolle, da das Augenmerk nicht auf eine echtzeitfähige Lösung gelegt wurde, sondern der theoretische Nährwert einer globalen Beleuchtungssimulation untersucht werden sollte.

**Skeleton** Abbildung 17 zeigt den Volumendatensatz *skeleton*. Das obere Bild zeigt den Datensatz, wenn nur die direkte Beleuchtung ausgewertet wird. Beim unteren Bild wurde zusätzlich mit Hilfe von Photon Mapping die indirekte Beleuchtung berechnet. Es sollen nun die in Abschnitt 1.1 vorgestellten Kriterien verglichen werden. Ein subjektiver Eindruck kann keine deutlichen Unterschiede zwischen den beiden Bildern ausmachen. Das Bild, das mit Hilfe von Photon Mapping gerendert wurde, erscheint etwas heller. Ein Helligkeitsverstärktes Differenzbild (Abbildung 18) der beiden Bilder aus Abbildung 17 zeigt die Unterschiede dieser Bilder. Es ist deutlich zu sehen, dass durch die globale Beleuchtungssimulation mehr Lichtwege simuliert werden konnten und somit eine höhere Strahldichte entstanden ist. Diese Strahldichte trägt aber im Vergleich nicht zu einer visuellen Verbesserung bei.

Die objektiven Fragestellungen: Sind auf den Bildern mehr Details zu erkennen? Sind aufgrund der indirekten Beleuchtung Teile der Szene erleuchtet, die ohne im Dunkeln liegen? Ist eine bessere räumliche Tiefe der Objekte zu erkennen? sind alle mit Nein zu beantworten. Durch eine globale Beleuchtungssimulation konnte die Darstellung nicht verbessert werden.

Abbildung 19 zeigt den gleichen Datensatz, diesmal jedoch mit einem sehr kleinen Absorptionsmaß (der kleinste Dichtewert wurde auf ein Absorptionsmaß von 6 abgebildet). Der subjektive Eindruck spricht deutlich für das mit Hilfe von Photon Mapping gerenderte Bild. Objektiv läßt sich sagen, dass eine globale Beleuchtungssimulation zu einem deutlich rauschfreierem Bild geführt hat. Durch diese schärfere Darstellung sind Details besser zu erkennen. Eine globale Beleuchtungssimulation hat also in diesem Fall zu einem besseren Ergebnis geführt.

**Foot** Der subjektive Eindruck spricht bei Abbildung 20 für das mit Hilfe von Photon Mapping generierte Bild. Es ist deutlich heller und wirkt "plastischer". Die Bewertung der objektiven Kriterien schlägt mehr zugunsten der globalen Beleuchtungssimulation aus. Sie ermöglicht es zwar nicht, deutlich mehr Details zu erkennen, sie vermittelt aber eine besser wahrnehmbare räumliche Tiefe.

**Head** Abbildung 21 zeigt den Volumendatensatz *head* einmal mit lokaler und einmal zusätzlich mit globaler Beleuchtung. Der subjektive Eindruck spricht für das mit Hilfe von Photon Mapping generierte Bild. Bewertet man die objektiven

Kriterien, so stellt man fest, dass durch die globale Beleuchtungssimulation Teile der Szene erleuchtet wurden (z. B. das linke Auge), die bei einer lokalen Beleuchtungssimulation verborgen bleiben. Eine globale Beleuchtungssimulation hat also zu einer Verbesserung der Visualisierung geführt.

**Engine** Der Datensatz *engine* soll als nicht-medizinischer Vergleichsdatsatz mit in die Untersuchungen aufgenommen werden. Bei diesem Datensatz ist die globale Beleuchtungssimulation klar einer lokalen Beleuchtungssimulation überlegen. In Abbildung 22 sieht man deutlich, dass mehr Licht durch eine globale Beleuchtungssimulation in die beiden Ausbuchtungen in der Bildmitte gelangen kann. Somit sind deutlich mehr Details auf den Bildern zu erkennen.

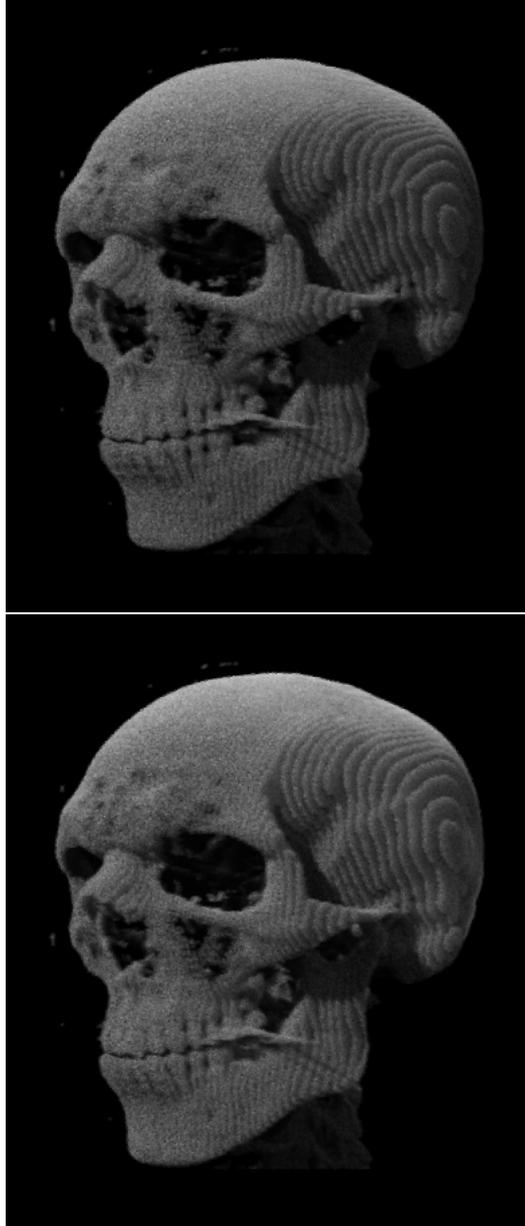


Abbildung 17: Das obere Bild zeigt eine Beleuchtungssimulation, bei der nur das direkte Licht ausgewertet wurde. Das untere Bild wurde mit Hilfe von Photon Mapping gerendert (150 Photon bei der Strahldichteschätzung). Bei beiden Datensätzen wurden die gleichen Absorptions- und Streukoeffizienten verwendet (der kleinste Dichtewert wurde auf ein Absorptionsmaß von 80 abgebildet).

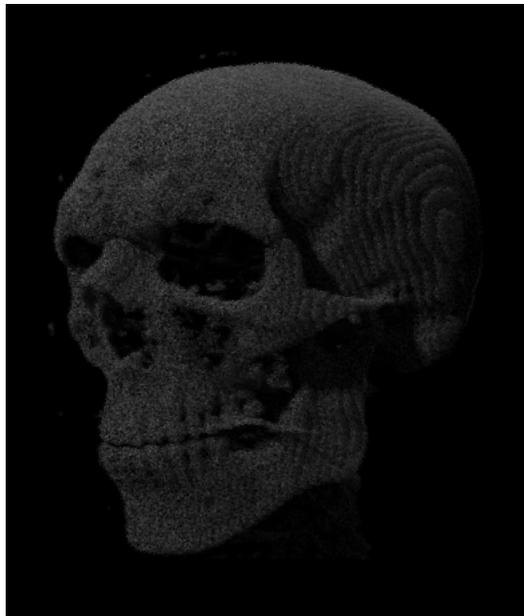


Abbildung 18: Das Bild zeigt ein hellkeitsverstärktes Differenzbild der beiden Bilder aus Abbildung 17.



Abbildung 19: Das obere Bild zeigt eine Beleuchtungssimulation, bei der nur das direkte Licht ausgewertet wurde. Das untere Bild wurde mit Hilfe von Photon Mapping gerendert (150 Photon bei der Strahldichteschätzung). Bei beiden Datensätzen wurden die gleichen Absorptions- und Streukoeffizienten verwendet (der kleinste Dichtewert wurde auf ein Absorptionsmaß von 6 abgebildet).



Abbildung 20: Das obere Bild zeigt eine Beleuchtungssimulation, bei der nur das direkte Licht ausgewertet wurde. Das untere Bild wurde mit Hilfe von Photon Mapping gerendert (150 Photon bei der Strahldichteschätzung). Bei beiden Datensätzen wurden die gleichen Absorptions- und Streukoeffizienten verwendet (der kleinste Dichtewert wurde auf ein Absorptionsmaß von 80 abgebildet).

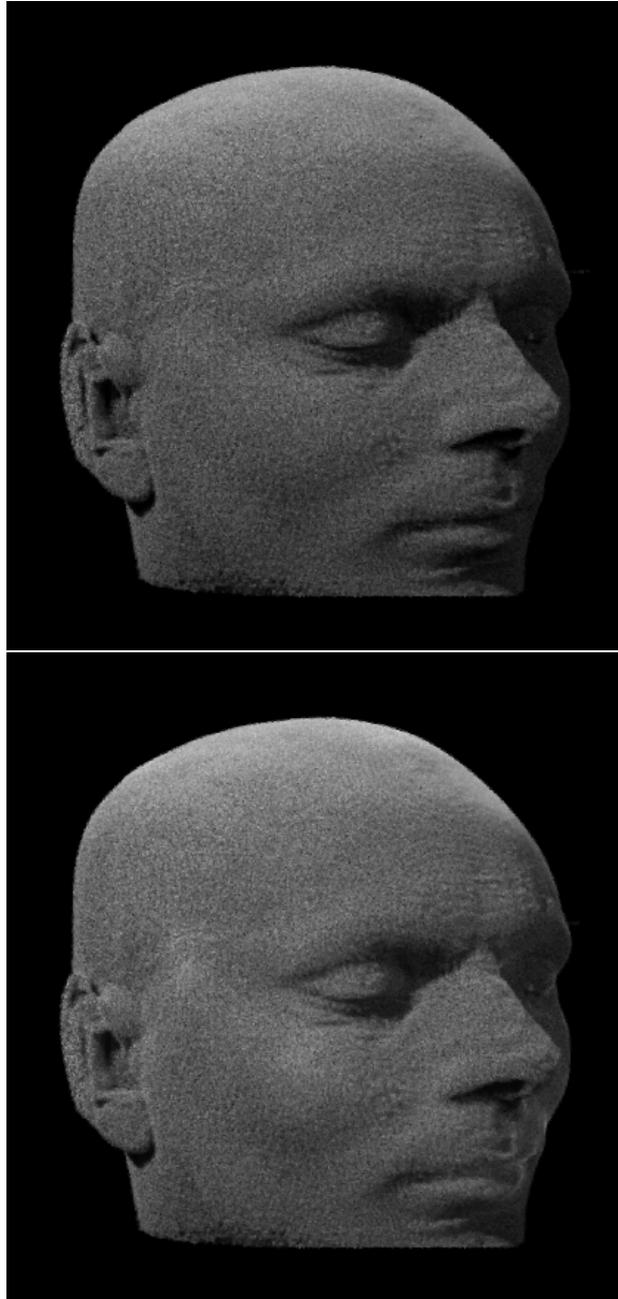


Abbildung 21: Das obere Bild zeigt eine Beleuchtungssimulation, bei der nur das direkte Licht ausgewertet wurde.  
Das untere Bild wurde mit Hilfe von Photon Mapping gerendert (150 Photon bei der Strahldichteschätzung).  
Bei beiden Datensätzen wurden die gleichen Absorptions- und Streukoeffizienten verwendet (der kleinste Dichtewert wurde auf ein Absorptionsmaß von 80 abgebildet).

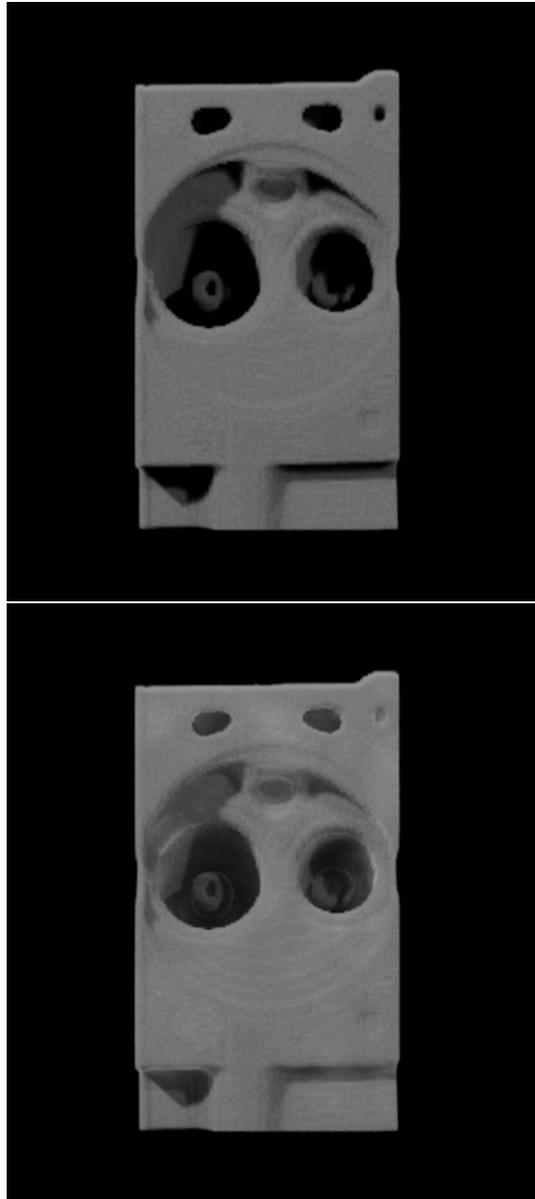


Abbildung 22: Das obere Bild zeigt eine Beleuchtungssimulation, bei der nur das direkte Licht ausgewertet wurde. Das untere Bild wurde mit Hilfe von Photon Mapping gerendert (150 Photon bei der Strahldichteschätzung). Bei beiden Datensätzen wurden die gleichen Absorptions- und Streukoeffizienten verwendet (der kleinste Dichtewert wurde auf ein Absorptionsmaß von 80 abgebildet).

## 9 Fazit

Es lässt sich sagen, dass die gestellten Ziele an die Studienarbeit erreicht wurden. Die beiden zu erstellenden Plug-Ins wurden erfolgreich implementiert. Über die Zeit hat sich das Framework *pbrt* als sehr nützlich erwiesen. Es hat die Implementierung wesentlich vereinfacht und durch die umfassenden Erklärungen des Buches [13] konnte sehr viel neues Wissen erworben und in die Praxis umgesetzt werden.

Die Ergebnisse haben verdeutlicht, dass die Vorteile einer globalen Beleuchtungssimulation von vielen Dingen beeinflusst werden. Zum einen hängt das Ergebnis stark vom verwendeten Datensatz ab. Verfügt der Datensatz über “verwinkelte” Strukturen (z. B. wie der nicht-medizinische Datensatz *engine*) bringt eine globale Beleuchtungssimulation mehr Details zur Geltung. Verfügt der Datensatz aber über viele homogene Flächen, wie es in den mir vorliegenden medizinischen Datensätzen meist der Fall war, so kann eine globale Beleuchtungssimulation mehr räumliche Tiefe vermitteln, sie kann aber nicht mehr Details zu erkennen geben und trägt somit nicht wesentlich zu einer Verbesserung bei, wie dies bei anderen Datensätzen der Fall ist. Zum anderen hängen die Ergebnisse sehr stark von den verwendeten Parametern ab, sei es die Anzahl der Photonen, die Positionierung der Lichtquellen oder ganz wesentlich die Absorptions- und Streukoeffizienten. Diese müssen im Prinzip für jede Szene, bzw. an die Bedürfnisse des Benutzers, angepasst werden um ein optimales Ergebnis (im Sinne einer globalen Beleuchtungssimulation) zu erhalten. In dieser Studienarbeit wurde versucht, Anhaltspunkte für diese Parameter zu bestimmen und zu rechtfertigen.

Alles in allem lässt sich nicht pauschal sagen, ob eine globale Beleuchtungssimulation in jedem Fall von Vorteil ist. Dies hängt stark von den Bedürfnissen des Betrachters sowie den verwendeten Datensätzen ab. Es liegt also in der Aufgabe des Anwenders zu entscheiden, ob sich der Mehraufwand einer globalen Beleuchtungssimulation rechtfertigen lässt.

## Literatur

- [1] <http://www.gris.uni-tuebingen.de/areas/scivis/volren/datasets/datasets.html>, 2006.
- [2] <http://www9.cs.fau.de/Persons/Roettger/library/>, 2006.
- [3] James Arvo. Transfer Functions in Global Illumination. In *ACM SIGGRAPH '93 Course Notes - Global Illumination*. 1993.
- [4] Michael Bender and Manfred Brill. *Computergrafik*. Hanser, 2003.
- [5] Jeremy Birn. *Digital Lighting and Rendering, 2nd Edition*. New Riders Press, 2006.
- [6] Balázs Csébfalvi. Interactive transfer function control for monte carlo volume rendering. In *Proceedings of IEEE/SIGGRAPH Symposium on Volume Visualization and Graphics*, 2004.
- [7] Charles D. Hansen. *The Visualization Handbook*. Academic Press, 2004.
- [8] Frank Dachille IX, Klaus Mueller, and Arie Kaufman. Volumetric global illumination and reconstruction via energy backprojection. In *Proceedings of Symposium on Volume Rendering*, 2000.
- [9] Henrik Wann Jensen. *Realistic image synthesis using photon mapping*. A. K. Peters, Ltd., 2001.
- [10] Henrik Wann Jensen and Per H. Christensen. Efficient simulation of light transport in scences with participating media using photon maps. In *SIGGRAPH '98: Proceedings of the 25th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, 1998.
- [11] Nelson Max. Optical models for direct volume rendering. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 1995.
- [12] Mark Pauly, Thomas Kollig, and Alexander Keller. Metropolis light transport for participating media. In *Rendering*

*Techniques 2000 (Proceedings of the Eleventh Eurographics Workshop on Rendering)*, 2000.

- [13] Matt Pharr and Greg Humphreys. *Physically Based Rendering - From Theory to Implementation*. Morgan Kaufmann, 2004.
- [14] Thomas Theußl, Helwig Hauser, and Eduard Gröller. Mastering windows: improving reconstruction. 2000.
- [15] Eric Veach. *Robust monte carlo methods for light transport simulation*. PhD thesis, 1998.
- [16] Alan Watt. *3D-Computergrafik*. Pearson Studium, 2002.