



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

# **Tonemapping medizinischer Bilddaten**

## **Studienarbeit**

im Studiengang Computervisualistik

vorgelegt von  
**Cornelia Massin**

Betreuer: Dipl.-Inform. Matthias Biedermann  
Institut für Computervisualistik, AG Computergrafik

Koblenz, im Juli 2006

## Erklärung

Ja    Nein

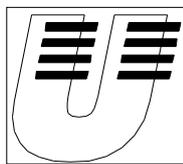
Mit der Einstellung der Arbeit in die Bibliothek bin ich einverstanden.       

Der Veröffentlichung dieser Arbeit im Internet stimme ich zu.       

.....  
(Ort, Datum)

.....  
(Unterschrift)

Institut für Computervisualistik  
AG Computergraphik  
Prof. Dr. Stefan Müller  
Postfach 20 16 02  
56 016 Koblenz  
Tel.: 0261-287-2727  
Fax: 0261-287-2735  
E-Mail: [stefanm@uni-koblenz.de](mailto:stefanm@uni-koblenz.de)



UNIVERSITÄT  
KOBLENZ · LANDAU

Fachbereich 4: Informatik

Aufgabenstellung für die Studienarbeit  
von Cornelia Massin  
(Matr.-Nr. 202120858)

**Thema: Tonemapping medizinischer Bilddaten**

Die moderne Bildgebung in der Medizin arbeitet oft mit Daten höheren Tonwertumfangs. So haben beispielsweise Bilder aus CT-Geräten einen Dynamikbereich von 12 Bit, was 4096 Graustufen entspricht. Im Bereich der photorealistischen Computergrafik und zunehmend in der Bildverarbeitung sind Bilddaten viel höheren Tonwertumfangs üblich, die als HDR-Bilder (High Dynamic Range) bezeichnet werden. Diese haben eine Bittiefe von 16, oftmals sogar 32 Bit und können dadurch sehr viel mehr Information speichern, als herkömmliche 8-Bit-Bilder.

Um diese Bilder auf üblichen Monitoren darstellen zu können, muss man die Bildinformation auf den Tonwertumfang des Ausgabegerätes abbilden, was man als Tonemapping bezeichnet. Es existieren zahlreiche solcher Tonemapping-Verfahren, die sich durch ihre Arbeitsweise, Geschwindigkeit und visuelle Qualität unterscheiden lassen

Im Rahmen dieser Studienarbeit sollen Tonemapping-Verfahren auf medizinische Bilddaten angewendet werden. Dabei soll sowohl die visuelle Qualität, als auch die Geschwindigkeit im Vordergrund stehen. Die Schwerpunkte im Einzelnen sind:

Schwerpunkte dieser Arbeit sind:

1. Einarbeitung in die Thematik und Recherche zu vorhandenen Ansätzen.
2. Konzeption und Entwurf eines Systems zur Darstellung von medizinischen (2D)-Bilddaten mittels Tonemapping (CPU- oder GPU-basiert).
3. Implementation des Systems und Auswertung der Ergebnisse.
4. Dokumentation der Arbeit.

Koblenz, den 15.03.2005

Betreuer: Dipl.-Inform. Matthias Biedermann

– Prof. Dr. Stefan Müller –

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>5</b>
1.1	Motivation . . . . .	5
1.2	Einführung . . . . .	6
<b>2</b>	<b>Übersicht bestehender Verfahren</b>	<b>8</b>
2.1	globale Verfahren . . . . .	8
2.1.1	Brightness-Preserving Operator . . . . .	8
2.1.2	Contrast-Based Scale Factor . . . . .	9
2.1.3	Quantisierungstechnik . . . . .	9
2.1.4	Model of Visual Adaptation . . . . .	9
2.1.5	Histogramm-Anpassung . . . . .	9
2.1.6	Adaptive Logarithmic Mapping . . . . .	10
2.1.7	Photoreceptor Physiology Model . . . . .	10
2.2	lokale Verfahren . . . . .	11
2.2.1	Spatially Nonuniform Scaling Functions . . . . .	11
2.2.2	Multiscale-Retinex-Theorie . . . . .	11
2.2.3	LCIS: Low Curvature Image Simplifiers . . . . .	11
2.2.4	A Tone Mapping Algorithm for High Contrast Images . . . . .	12
2.2.5	Gradient Domain High Dynamic Range Compression . . . . .	12
2.2.6	Photographic Tone Reproduction . . . . .	12
2.2.7	Adaptive Gain Control . . . . .	12
2.2.8	Fast Bilateral Filter . . . . .	13
<b>3</b>	<b>Bildformate</b>	<b>14</b>
3.1	DICOM (.dcm, .dic) . . . . .	14
3.2	OpenEXR (.exr) . . . . .	14
<b>4</b>	<b>Ausgewählte Verfahren</b>	<b>15</b>
<b>5</b>	<b>pfstmo-1.0 und pfstools-1.3</b>	<b>16</b>
5.1	Durchführung der Testreihen . . . . .	16
5.2	Auswertung . . . . .	20
<b>6</b>	<b>Umsetzung und Implementierung</b>	<b>21</b>
6.1	Verfahren von Reinhard . . . . .	21
6.2	GUI mit Qt4 . . . . .	23
6.3	Verfahren implementieren und einbinden . . . . .	25
<b>7</b>	<b>Fazit</b>	<b>27</b>
	<b>Anhang</b>	<b>28</b>

<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>30</b>
<b>Internetquellen</b>	<b>32</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>33</b>

# 1 Einleitung

## 1.1 Motivation

“Tone Mapping ist der letzte Schritt eines jeden photorealistischen Bilderzeugungsverfahrens.” [Matkovic97] Das Ziel ist die Komprimierung des dynamischen Bereichs und die Reproduktion der Wahrnehmung von Bildinformationen im Hinblick auf Kontrast, Helligkeit und Sichtbarkeit.

Im hier vorliegenden Fall geht es genauer gesagt, um die Erhaltung von Informationen bei medizinischen Bilddaten. Moderne Aufnahmegeräte in der Medizin erzeugen Bilder mit einem hohen Dynamikumfang, sogenannte High Dynamic Range Bilder, die den Darstellungsbereich eines handelsüblichen LDR<sup>1</sup> Monitors übersteigen. High Dynamic Range (HDR) Aufnahmen haben einen Dynamikumfang von 16 bis hin zu 32 bit, handelsübliche Monitore sind aber nur dazu in der Lage 8 bit pro Farbkanal darzustellen. Durch die Anwendung eines Tone Mapping-Verfahrens soll der Dynamikumfang eines HDR-Bildes auf den Darstellungsbereich eines LDR Bildschirms komprimiert werden. Somit soll es möglich sein MR<sup>2</sup>- oder CT<sup>3</sup>-Aufnahmen auch auf handelsüblichen LDR Monitoren möglichst detail- und kontrastgetreu anzeigen zu können. Es gibt viele verschiedene Tone Mapping-Verfahren, die auf ganz unterschiedliche Weise versuchen das Ziel zu erreichen. Deshalb muss zunächst einmal untersucht werden, welches Verfahren für medizinische Bilddaten am geeignetsten ist.

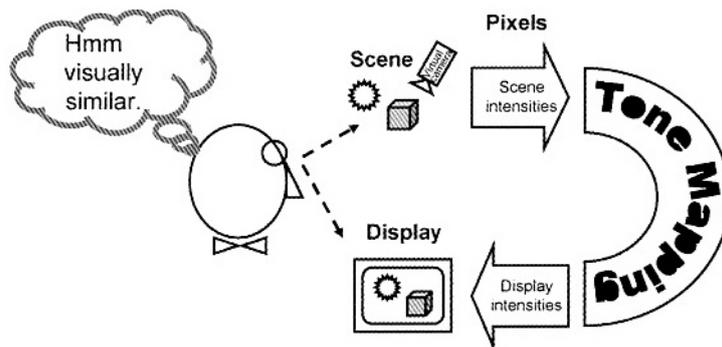


Abbildung 1: Schema zum TM, [Reinhard06] S. 189

<sup>1</sup>Low-Dynamic-Range

<sup>2</sup>Magnet-Resonanz

<sup>3</sup>Computertomographie

## 1.2 Einführung

Die "reale" Welt weist eine große Bandbreite an Helligkeitswerten auf. Das menschliche Auge besitzt, zur Verarbeitung des Lichtes in Nervensignale, Stäbchen und Zapfen, die sich auf der Netzhaut befinden. Diese haben unterschiedliche Funktionen. Die Zapfen sind für die Farbwahrnehmung zuständig, während die Stäbchen die Aufgabe der Helligkeitswahrnehmung übernehmen. Das menschliche Sehsystem ist mit Hilfe der Stäbchen im Auge dazu in der Lage die Bandbreite von  $10^5$  Helligkeitsunterschieden wahrzunehmen und passt sie schrittweise an über  $10^9$  an. Dies ermöglicht die lokale Anpassung, welche Regionen mit unterschiedlichen Helligkeitsstufen tatsächlich gleich aussehen lässt. Um einen Vergleichswert zu haben und sich eine bessere Vorstellung des Problems machen zu können: ein gewöhnlicher Monitor (CRT<sup>4</sup> oder LCD<sup>5</sup>) ist nur dazu in der Lage eine Bandbreite von  $10^2$  Helligkeitsunterschieden darzustellen, kommt also bei weitem nicht an die Leistung des menschlichen Sehsystems heran.

Weiterhin ist zu beachten, dass das menschliche Sehsystem jedoch keine absolute Helligkeitswahrnehmung besitzt. Es hängt ganz davon ab, ob man sich in einer hellen oder dunklen Umgebung befindet. Denn wie man in Abbildung 2 sehen kann, nimmt man ein und denselben Grauwert in einer dunklen Umgebung viel heller wahr, als wenn die umliegende Region heller ist. Auch in der rechten Abbildung haben die mit "A" und "B" gekennzeichneten Felder die gleiche Helligkeit, was man auf den ersten Blick auf Grund der relativen Helligkeitswahrnehmung des menschlichen Sehsystems gar nicht glauben kann.

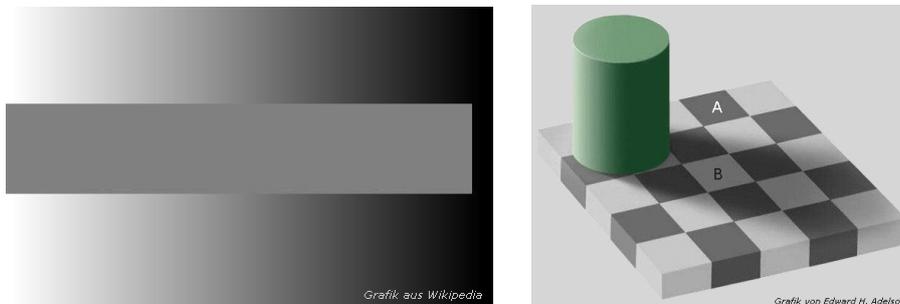


Abbildung 2: relative Helligkeit

Manche Tone Mapping-Verfahren nehmen die Charakteristiken des menschlichen Auges (HVS = Human Visual System) als Vorbild und versuchen diese durch Berechnungen nachzubilden.

Durch die Verwendung von Tone Mapping-Verfahren auf medizinische Bilder

<sup>4</sup>Abk. für engl. Cathode Ray Tube, Kathodenstrahlröhren-Bildschirm

<sup>5</sup>Abk. für engl. Liquid Crystal Display, Flüssigkristallbildschirm

(non-pictorial images)<sup>6</sup>, ist anzunehmen, dass mehr Bildinformationen übermittelt werden, weil der lokal wahrgenommene Kontrast durch automatische Adaption der Helligkeit, basierend auf den Bildinformationen, erhalten bleibt. Zu Bedenken ist, dass man anders als bei Aufnahmen von Landschaftsszenen das Ergebnisbild medizinischer Bilddaten jedoch nicht durch den Vergleich mit der echten Szene beurteilen kann, wie es in Abbildung 1 zu sehen ist. Die Beurteilung liegt einzig und allein im Auge des Betrachters, bzw. ist nur im Vergleich der Ergebnisse verschiedener Verfahren untereinander möglich.

Zunächst folgt nun eine Aufstellung bestehender Tone Mapping-Verfahren, die im Laufe der letzten Jahre entwickelt wurden.

Fünf Verfahren aus dieser Liste kommen in die nähere Auswahl und werden für die Testreihen mit medizinischen Bilddaten genutzt, um die Resultate untereinander zu vergleichen und das geeignetste Verfahren ausfindig machen zu können. Für die Testreihen werden unterschiedliche Bildaufnahmen verwendet, denn MR- und CT-Aufnahmen stellen schließlich ganz unterschiedliche Schwerpunkte dar. Auf MR-Aufnahmen stehen die Knochenstrukturen im Vordergrund, wobei CT-Aufnahmen eher Weichteile, also Organe wie beispielsweise das Gehirn hervorheben.

---

<sup>6</sup>non-pictorial images = scientific images, Wissenschaftliche Bilder

## 2 Übersicht bestehender Verfahren

Bevor man die ersten Tone Mapping-Verfahren entwickelt hat, hat man sich einfacher Methoden, wie dem Clipping und Skalieren bedient. Diese laufen linear ab und sind somit auch schnell, führen jedoch nicht zu zufrieden stellenden Ergebnissen. Dies liegt daran, dass in die Komprimierung keine Eigenschaften des Bildes miteinfließen.

**Skalieren:** Der Wertebereich des HDR-Bildes wird hierbei auf den Bereich des jeweiligen LDR-Bildes herunterskaliert. Vor allem bei der linearen Variante dieser Methode kommt es zur Verringerung kleiner Kontraste, so dass Details nicht mehr wahrnehmbar sind.

**Clipping:** Hier wird der Dynamikumfang eines HDR-Bildes reduziert, indem der Wertebereich auf einen abgegrenzten Bereich verkleinert wird und die Werte, die diesen überschreiten, einfach auf den Grenzwert gesetzt werden. Dadurch verschwinden die Details, je nach Art des Clippings, in dunklen und/oder hellen Bereichen völlig.

In Folge dessen wurden zunächst sogenannte globale Verfahren entwickelt, die auch in Bezug auf Effizienz punkten, doch im Hinblick auf Detail- und Kontrasterhaltung können sie mit den danach entwickelten lokalen Verfahren zum Teil nicht mithalten.

### 2.1 globale Verfahren

Globale Verfahren verwenden im Gegensatz zu den lokalen Verfahren für alle Pixel des Bildes die gleichen Operatoren. Dadurch haben globale Operatoren einen entscheidenden Vorteil, sie sind effizient. Viele von ihnen sind sogar echtzeitfähig<sup>7</sup>. Die Qualität der Darstellung ist unterschiedlich gut. In einigen Fällen kommt es zu Detail- und Kontrastverlust.

#### 2.1.1 Brightness-Preserving Operator

Der globale Operator soll den allgemeinen Eindruck der Helligkeit erhalten. Sie entwickelten mathematische Modelle des Welt- und des Anzeigegerät-beobachters und gleichen damit die Helligkeitsempfindungen an, die sie aus den Untersuchungen von Stevens<sup>8</sup> ableiteten. Das Verfahren berechnet ein konkretes Anpassungsniveau des Auges. [Tumblin93] [Höreth03]

---

<sup>7</sup>echtzeitfähig = Anwendung und Berechnung geschieht nahezu ohne Zeitverzögerung

<sup>8</sup>Die Stevensche Potenzfunktion beschreibt die Beziehung zwischen der menschlichen Empfindungsstärke und der Reizstärke als Erweiterung des Weber-Fechner-Gesetzes [5]

### 2.1.2 Contrast-Based Scale Factor

Der von Ward 1994 entwickelt Skalierungsfaktor ist dazu in der Lage den sichtbaren Kontrast im Bild zu erhalten. "Just noticeable difference" (JNDs)', also die gerade noch sichtbare Differenz macht er zum Ansatz seines Verfahrens, auch bekannt als das Weber-Gesetz. Der Operator ist sehr schnell, doch die Schwachstellen dieser Methode ergeben sich dadurch, dass es nur einen Faktor für das gesamte Bild gibt. [Ward94]

### 2.1.3 Quantisierungstechnik

Bei dieser Methode steht eine gebrochen-rationalen Mapping Funktion im Mittelpunkt. Mit ihr wird die Leuchtdichte einer kontrastreichen Szene auf den Bereich eines LDR-Monitors umgerechnet. In diese gebrochen-rationale Funktion floßen die Idee der Gamma-Korrektur, des linearen Mapping und der menschlichen Wahrnehmung von Helligkeitsabstufungen ein und erweist sich gegenüber dem logarithmischen oder exponentiellen Mapping als sehr effizient. [Schlick94]

### 2.1.4 Model of Visual Adaptation

Ferwerda knüpft an die Idee des Verfahren von Ward<sup>9</sup> an und greift das Konzept des minimalen wahrnehmbaren Helligkeitsunterschiedes auf. Sie entwerfen ein umfangreiches visuelles Modell, das wahrnehmbare Helligkeitsunterschiede für Zapfen und Stäbchen getrennt beschreibt. Zusätzlich wird der achromatische Einfluß der Stäbchen, die von der Beleuchtung abhängige Detailauflösung, sowie die zeitlich abhängige Anpassung der Photorezeptoren an globale Beleuchtungsverfahren, berücksichtigt. [Ferwerda96] [Höreth03]

### 2.1.5 Histogramm-Anpassung

Dieser Operator stellt eine neue Technik der Histogramm-Anpassung vor, die auf der lokalen Helligkeitsanpassung der Szene basiert. Um die Aufnahmen an die Einschränkungen des menschlichen Sehsystems anzupassen, berücksichtigt die Methode dabei die Kontrastempfindlichkeit des menschlichen Auges, die Blendung, den Schärfebereich und die Farbwahrnehmung. Das Verfahren ist jedoch nicht ausgereift. Besonders in den schattigen Regionen kann keine Detailerhaltung erreicht werden. Zudem werden Lichtquellen teilweise überbelichtet dargestellt. [Rushmeier97]

---

<sup>9</sup>siehe 2.1.1

### **2.1.6 Adaptive Logarithmic Mapping**

Hierbei handelt es sich um ein schnelles und hochwertiges Verfahren zur Dynamikreduktion von HDR Bildern. Es basiert auf einer Logarithmusfunktion, die die Eigenschaften des Menschlichen Sehsystems im Bezug auf das Helligkeitsempfinden imitiert. [Drago03]

### **2.1.7 Photoreceptor Physiology Model**

Im Vordergrund des Verfahrens steht, die Details sowohl in hellen als auch in den dunklen Bereichen zu erhalten. Helligkeit, Sichtbarkeit, Kontrast, Erscheinungsbild sind wichtige Eigenschaften. Es wird ein rechenbasiertes Modell vom Verhalten von Photorezeptoren entwickelt, um das Problem zu lösen. Das Ziel ist es einen neuen globalen Tone Mapping Operator zu erstellen, der schnell ist und gute Ergebnisse liefert. Es wurde mit 4 Parametern ausgestattet, so dass die allgemeine Intensität, der Kontrast sowie die Helligkeits- und Farbanpassung vom Anwender unabhängig kontrolliert werden können. [Reinhard05]

## 2.2 lokale Verfahren

Lokale Verfahren sind, im Vergleich zu den gerade vorgestellten globalen Verfahren rechenintensiver. Das liegt daran, dass beispielsweise die lokalen Anpassungswerte für jeden Pixel einzeln berechnet werden, wobei der Wert des einzelnen Pixels als auch die benachbarten Pixel berücksichtigt werden und in die Berechnungen mit einfließen. Allerdings muss man auch erwähnen, dass die Resultate dadurch zum Teil auch detail- und kontrastgetreuer sind.

### 2.2.1 Spatially Nonuniform Scaling Function

Das Grund-Rezept des Verfahrens basiert auf einer Skalierungs-Transformation. Es wird die Helligkeit eines jeden Pixels mit einem Skalierungsfaktor  $s(x,y)$  multipliziert, in Abhängigkeit vom Pixel selbst und dessen Umgebung. [Chiu93]

### 2.2.2 Multiscale-Retinex-Theorie

Zunächst werden sogenannte Single-Scale-Retinexe<sup>10</sup> erzeugt, indem jeder Pixel durch seinen tiefpassgefilterten Wert geteilt und anschließend logarithmiert wird. Unterschiedliche Single-Scale-Retinexe entstehen dadurch, dass verschiedene Filter verwendet werden. Schließlich werden mehrere Single-Scale-Retinexe zu einer Multi-Scale-Retinex gewichtet aufaddiert, welche zum Schluss noch skaliert wird, um das Ergebnisbild zu erlangen. [Jobson96]

### 2.2.3 LCIS: Low Curvature Image Simplifiers

Diese Verfahren nimmt sich die Methodik eines Malers ein Bild zu malen als Vorbild, also vom groben Aufbau zum Detail. Deshalb ist es wichtig konkrete Kanten zu finden und die Ausprägung entsprechend zu vermindern, was somit zu einer Dynamikreduktion führt. Der LCIS Filter arbeitet auf dem Logarithmus der Helligkeitsanpassung und wird mehrfach hintereinander ausgeführt und wird von mal zu mal vereinfacht. Das einfachste Bild ist dann das Basis-Bild. Das Detail-Bild ergibt sich aus der Subtraktion der benachbarten LCIS-Ergebnisse. Daraufhin werden die einzelnen Detail-Bilder und das Basis-Bild skaliert und zu guter letzt wieder kombiniert. Es ist wohl kaum zu übersehen, dass der Rechenaufwand recht groß ist. Doch das visuelle Ergebnis ist durchaus annehmbar, da sogar sehr feine Details erhalten bleiben. [Tumblin99]

---

<sup>10</sup>Retinex setzt sich aus Retina und Cortex zusammen

### **2.2.4 A Tone Mapping Algorithm for High Contrast Images**

Diese Methode nimmt als Ausgangsbild ein High Dynamic Range Bild und bildet es auf einem begrenzten Bereich von Helligkeitswerten ab, so dass es von einem normalen Bildschirm angezeigt werden kann. Der Ansatz von Ashikhmin folgt der Funktionalität von HVS, ohne zu versuchen, sein hoch entwickeltes Modell zu rekonstruieren. Diese Methode besteht aus drei Schritten. Zuerst wird die lokale Helligkeitsanpassung für jeden Pixel des Bildes geschätzt. Im zweiten Schritt komprimiert eine einfache Funktion die Werte in das geforderte Display-Format. Im letzten Schritt werden verloren gegangene Details wieder integriert. [Ashikhmin02]

### **2.2.5 Gradient Domain High Dynamic Range Compression**

Der menschliche Sehapparat ist nicht dazu in der Lage absolute Helligkeit zu definieren, er kann nur zwischen den einzelnen Helligkeitsabstufungen untereinander entscheiden. Aufgrund dieser Tatsache basiert die Idee große Gradienten im Bild zu detektieren und diese dann zu vermindern, so dass für das menschliche Auge jedoch kein Informationsverlust entsteht, da lediglich die Ausprägung abgeschwächt wird, aber eine Abstufung und somit die Bildinformation erhalten bleibt. Es ist eine effiziente und robuste Methode, die einfach zu benutzen ist. Sie liefert Ergebnisbilder, in denen Details erhalten bleiben, und keine Halo-Effekte auftreten. [Fattal02]

### **2.2.6 Photographic Tone Reproduction for Digital Images**

In der traditionellen Fotografie benutzt man beim Entwickeln im Photolabor Techniken, wie das Abwedeln und Nachbelichten (dodging and burning), um das Beste aus einem Photo herauszuholen. Sprich, wenn in einem Bild ein Bereich eine längere Belichtungszeit vertragen kann als ein anderer, so wird dieser eben länger belichtet, während der andere Bereich mit Hilfe des Abwedlers bedeckt wird. Diese Technik wird nun in diesem Verfahren von Reinhard et al. aufgegriffen. Nach einem Helligkeitsmapping, wird das Dodging and Burning angewendet, indem ein Nachbarschaftsfilter über das Bild läuft und entsprechend der Helligkeitsstufe die Pixel aufhellt oder abdunkelt. [Reinhard02]

### **2.2.7 Adaptive Gain Control for HDR Image Display**

Die Detailerhaltung, sowohl in hellen als auch in dunklen Bereichen des Bildes, nimmt in dieser Methode die höchste Priorität ein. Zur Umsetzung des Verfahrens wird eine lokale Gewichtungsfunktion genutzt, welche von der Helligkeitsabstufung zwischen den benachbarten Pixeln abhängig ist. Zudem werden im

Ergebnis-Bild in der lokalen Umgebung nur Bildpunkte verwendet, die im Bezug auf die Helligkeit den fünffachen Wert vom aktuell betrachteten Bildpunkt nicht überschreiten. Dadurch wird die Stellung extremer Helligkeitswerte verhindert, und somit Halo-Effekte vermieden. [Pattanaik02]

### **2.2.8 Fast Bilateral Filter**

Diese Methode greift das Konzept der Low Corvature Image Simlifiers von Tumblin, Turk 1999 auf. Das HDR-Bild wird in ein Basis- und ein Detail-Bild gesplittet. Lediglich das Basis-Bild, welches keine Details beinhaltet, wird in seinem Dynamikumfang reduziert. Wie der Name des Verfahrens bereits andeutet, wird ein Bilateral Filter verwendet, welches kein linearer Filter ist. Mit ihm wird das Basis-Bild berechnet, denn er bewirkt, dass kleine Abweichungen, wie beispielsweise Rauschen, verwaschen werden, jedoch große Unstetigkeiten, wie Kanten, erhalten bleiben. Das Detail-Bild berechnet sich aus der Division der Helligkeit des HDR-Bildes durch das Basis-Bild. Das Ziel-Bild ergibt sich nun aus der Kombination des zuvor berechneten Basisbildes und des Detailbildes. [Durand02]

## 3 Bildformate

Medizinische Bildaufnahmen liegen standardmäßig im sogenannten DICOM-Format vor (siehe 3.1). Da das Tool `pfstmo-1.0` (siehe Kapitel 5), mit dem die Testreihen durchgeführt werden sollten, Dateien im DICOM-Format aber nicht einlesen kann, ist eine Konvertierung der DICOM-Bilder in das OpenEXR-Format (siehe 3.2) nötig gewesen.

### 3.1 DICOM (.dcm, .dic)

“DICOM steht für Digital Imaging and Communications in Medicine.

Es ist ein offener Standard zum Austausch von Bildern in der Medizin. Der DICOM-Datensatz dient als Container. Er enthält außer einem oder mehreren Bildern auch Metainformationen wie Patientennamen, Aufnahmezeitpunkt, Geräteparameter oder Arztname.“ [2]

“Das wichtigste Argument für DICOM ist sicherlich, daß es ein weltweit akzeptierter Standard ist, da nicht nur die amerikanischen Normungsbehörden mitarbeiten, sondern auch die europäischen (CEN<sup>11</sup>) und die japanischen (JIRA<sup>12</sup>).

[...] Dieser Standard [bringt] viele Vorteile für die Radiologen, die die Anwender von DICOM Systemen sind. Sie kommen nicht nur schneller an die Bilder, sondern haben auch viel mehr Möglichkeiten der Bildkommunikation, wie das Verschicken der Bilder.“ [1]

### 3.2 OpenEXR (.exr)

OpenEXR ist ein HDR-Grafikdatei-Format, das von Industrial Light & Magic entwickelt wurde und unter der BSD-Lizenz frei zur Nutzung zu Verfügung steht. “Es werden mehrere Formate unterschieden, welche unterschiedliche Dynamikumfangdarstellungen darstellen können.

- 16 Bit Gleitkommadarstellung
- 32 Bit Gleitkommadarstellung
- 32 Bit Integer“ [3]

---

<sup>11</sup>European Committee for Standardization

<sup>12</sup>Japan Industries Association of Radiological Systems

## 4 Ausgewählte Verfahren

Fünf der bereits aufgelisteten Verfahren wurden näher betrachtet und auf medizinische DICOM-Daten angewendet, um herauszufinden welches Verfahren mit diesen Bildern am besten zurechtkommt.

- F. Drago, K.Myszkowski, T. Annen, N. Chiba: Adaptive Logarithmic Mapping for Displaying High Contrast Scenes (siehe 2.1.7)
- Erik Reinhard, Kate Devlin, 2004: Dynamic Range Reduction inspired by Photoreceptor Physiology (siehe 2.1.8)
- Michael Ashikmin, 2002: A Tone Mapping Algorithm for high Contrast Images (siehe 2.2.7)
- Raanan Fattal, Dani Lischinski, Michael Werman: Gradient Domain High Dynamic Range Compression (siehe 2.2.8)
- Sumanta Pattanaik, Hector Yee, 2002: Adaptive Gain Control for HDR Image Display (siehe 2.2.10)

Betrachtet man die Auswahl näher so sieht man, dass diese fünf Verfahren zum Teil sehr unterschiedliche Ansätze haben. Die Verfahren von Drago und Reinhard sind globale und die anderen drei sind lokale Verfahren. Unter dem Aspekt der Performance haben die globalen Verfahren ohne die Resultate gesehen zu haben direkt schon einen Pluspunkt, weil die Berechnungszeit bei ihnen grundsätzlich schneller ist. Auf der anderen Seite fällt dies aber nur bei sehr großen Bilddateien wirklich ins Gewicht.

## 5 pfstmo-1.0 und pfstools-1.3



Zum Testen verschiedener Tone Mapping-Verfahren wird das Tool pfstmo-1.0 [8] benutzt. Nach anfänglichen Schwierigkeiten bei der Installation, ist es dann doch gelungen es unter Linux (Ubuntu) erfolgreich zu installieren. Nun kann also mit den Testreihen begonnen werden. Die zuvor ins OpenEXR-Format umgewandelten DICOM-Dateien, werden fünf verschiedenen Tonemapping-Verfahren unterzogen.

### 5.1 Durchführung der Testreihen

Zunächst werden MR-Bilder getestet, wobei die Tone Mapping-Verfahren mit den vorgegebenen Standardparametern ablaufen (siehe Abbildung 3). Die Resultate sind sehr unterschiedlich. Auf den ersten Blick sind die Ergebnisse von Reinhard und Fattal am besten. Die Ergebnisse von Drago und Ashikmin sind sehr hell und kontrastarm. Pattanaik lieferte ein dunkles Grauwertbild auf dem die Kniestruktur so gut wie nicht zu erkennen ist.

Nach weiteren Tests mit anderen Bildern und ähnlichen Ergebnissen, wird versucht durch das verändern der User-Parameter mehr Bildinformationen herauszuholen. Wie man in Abbildung 4 sehen kann, werden dadurch bei Drago, Ashikhmin und Fattal im Bezug auf Kontrasterhaltung wesentliche Verbesserungen erzielt.

Wie bereits erwähnt, wurden zuerst MR-Bilder getestet, da diese aber recht rausch-anfällig sind, wird danach noch untersucht wie die Tone Mapping-Verfahren mit CT-Bilder umgehen (sich Abbildung 6). Dabei stellt sich heraus, dass zuvor schlechter getestet Verfahren bei den CT-Aufnahmen mehr Bildinformation darstellen als andere (siehe Abbildung 5). Genauer gesagt kann das gradientenbasierte Verfahren von Fattal bei CT-Bildern am meisten Strukturen hervorheben. Weiterhin werden die Verfahren auf CR-Aufnahmen angewendet (siehe Abbildung 7). Die Ergebnisse sind ähnlich, wie bei den MR-Bildern.

Letztendlich läßt sich festhalten, dass das Verfahren von Reinhard die zuverlässigsten Ergebnisse liefert, ohne lange die richtigen Parametereinstellungen suchen zu müssen, da die Standardeinstellung für viele Bilder bereits gute Resultate liefert.

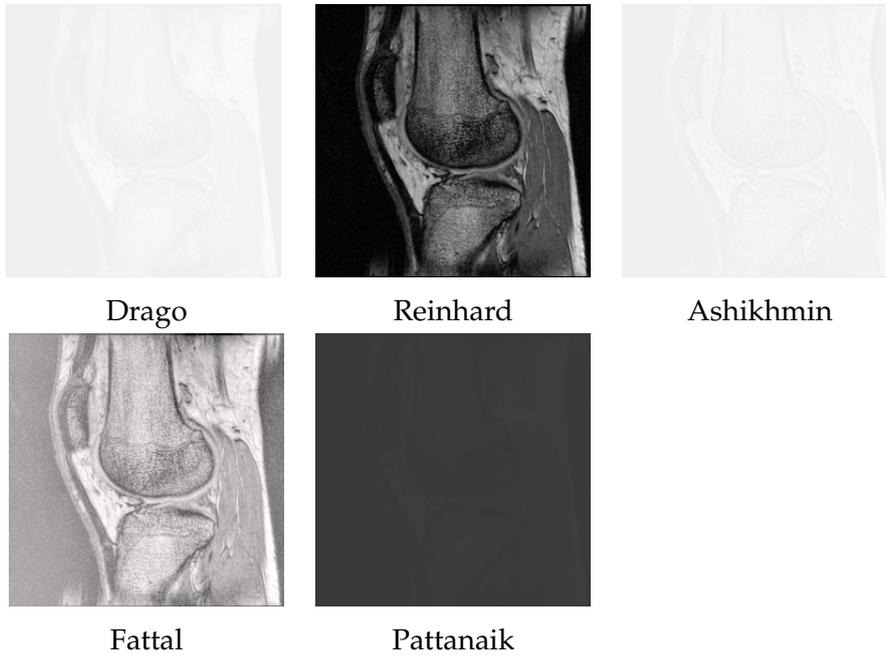


Abbildung 3: Verfahren mit Standardparametern

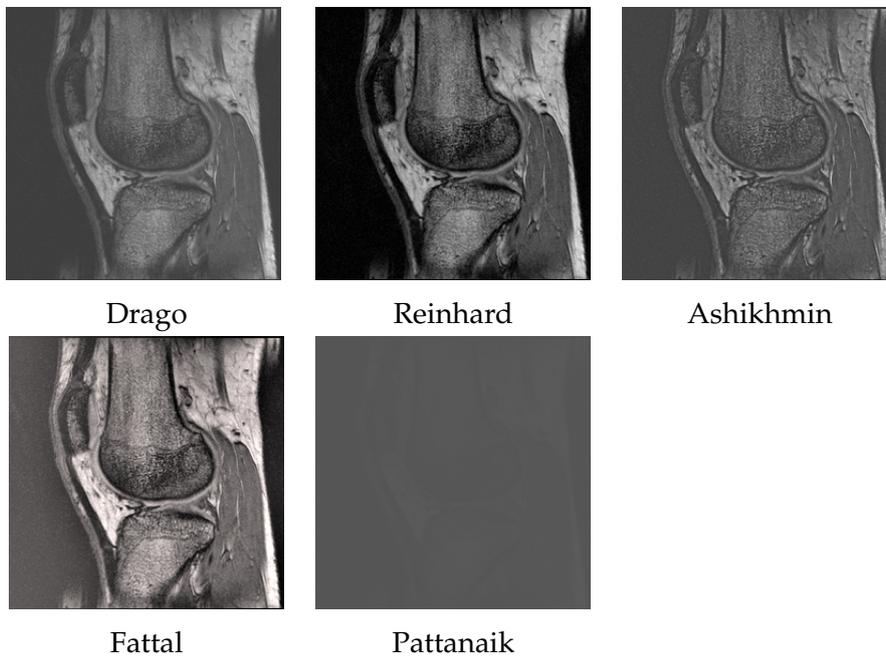


Abbildung 4: Verfahren mit optimierten Parametereinstellungen

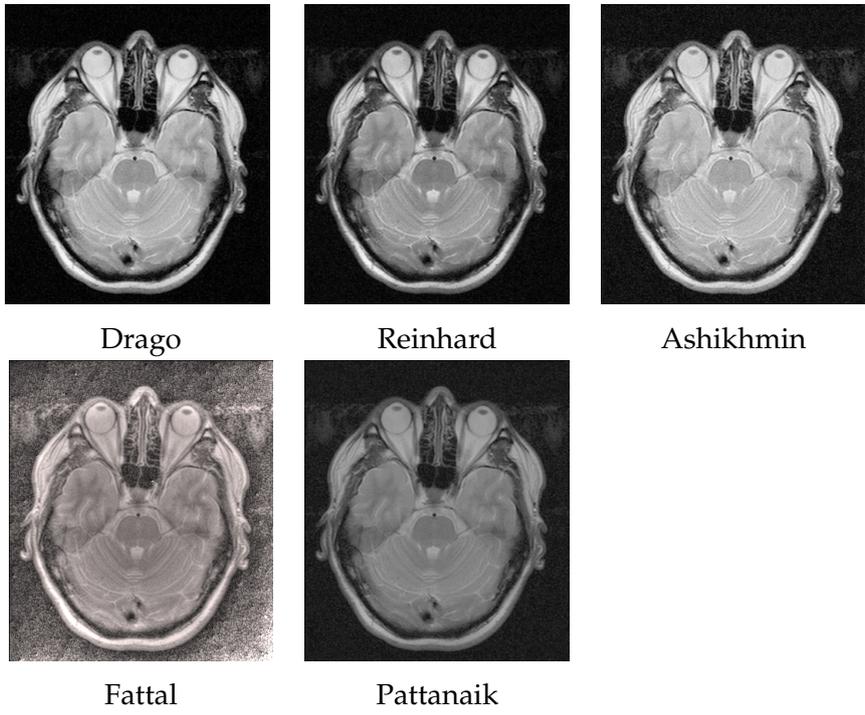


Abbildung 5: Testreihe mit MR-Aufnahme

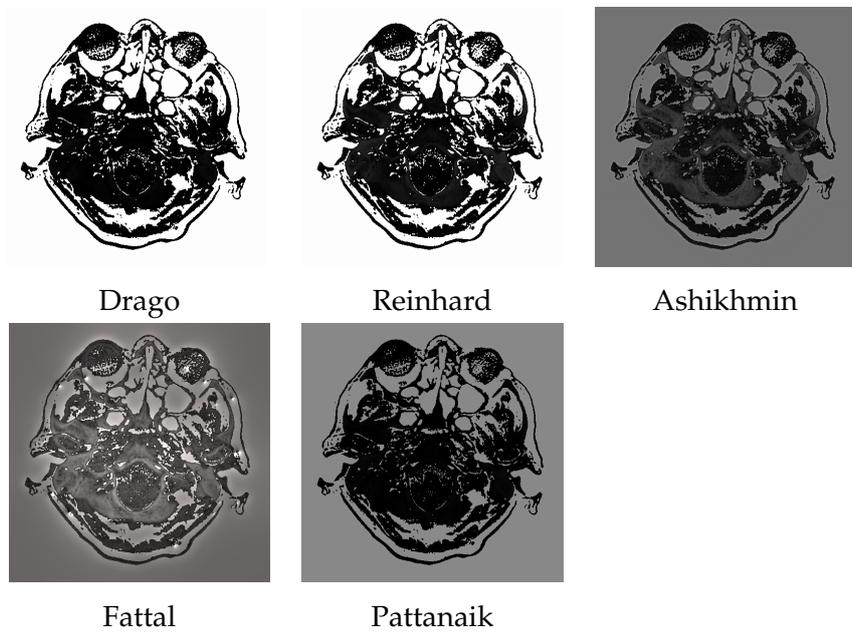


Abbildung 6: Testreihe mit CT-Aufnahme



Drago



Reinhard



Ashikhmin



Fattal



Pattanaik

---

Abbildung 7: Testreihe mit CR-Aufnahme

## 5.2 Auswertung

In die engere Wahl kommen die Verfahren von Drago, Reinhard und Ashikhmin, da die Resultate von Pattanaik zu kontrastarm und dunkel und von Fattal verwaschen sind oder zu empfindlich reagieren, indem Artefakte auftreten.

Doch durchweg die zuverlässigsten Ergebnisse über eine Bandbreite von ganz unterschiedlichen Aufnahmen hat das Verfahren von Reinhard geliefert, welches auf der Physiologie der Photorezeptoren des menschlichen Auges basiert. Hinzu kommt, dass es bezüglich der Rechenperformanz als zweites abschneidet. Lediglich Drago's Logarithmic Mapping ist schneller. Dies ist aber auch nicht weiter verwunderlich, weil es sich bei den anderen drei um lokale Verfahren handelt, die Grundsätzlich einen höheren Rechenaufwand haben.

In folgender Tabelle<sup>13</sup> sind die Zeiten aufgelistet die ein iBook g3 zur Ausführung der Verfahren benötigt. Man sieht, dass das Verfahren von Reinhard im Vergleich zu anderen globalen Verfahren zwar zu den langsamsten zählt, doch wenn man die Zeiten mit denen der lokalen Verfahren vergleicht, die auch bei den Testreihen verwendet wurden, so hat das Photorezeptor-Verfahren von Reinhard die Nase vorn.

Operator	Time (in seconds)
<b>GLOBAL OPERATORS</b>	
Miller's operator	≈ 15.0
Tumblin-Rushmeier's operator	3.2
Ward's scale factor	0.96
Ferwerda's operator	1.0*
Ferschin's exponential mapping	3.0
Logarithmic mapping	3.4
Drago's logarithmic mapping	2.8
Reinhard's global photographic operator	3.7
Reinhard and Devlin's photoreceptor model	9.7
Ward's histogram adjustment	3.4
Schlick's uniform rational quantization	3.4
<b>LOCAL OPERATORS</b>	
Chiu's spatially variant operator	10.0
Rahman and Jobson's multiscale retinex	120.0
Johnson and Fairchild's iCAM	66.0
Ashikhmin's operator	120.0
Reinhard's local photographic operator	80.0
<b>GRADIENT DOMAIN OPERATORS</b>	
Horn's lightness computation	45.0
Fattal's gradient domain compression	45.5
<b>FREQUENCY-BASED OPERATORS</b>	
Oppenheim's operator	12.4
Durand's bilateral filtering	23.5

Abbildung 8: Performance-Zeiten der Verfahren

<sup>13</sup>[Reinhard06] S. 358

## 6 Umsetzung und Implementierung

### 6.1 Verfahren von Reinhard

Im Vordergrund des Verfahrens steht, die Details sowohl in hellen als auch in den dunklen Bereichen zu erhalten. Helligkeit, Sichtbarkeit, Kontrast, Erscheinungsbild sind wichtige Eigenschaften. Es wird ein rechenbasiertes Modell vom Verhalten von Photorezeptoren entwickelt, um das Problem zu lösen. Das Ziel ist es einen neuen globalen Tone Mapping Operator zu erstellen, der schnell ist und gute Ergebnisse liefert. Es wurde mit vier Parametern ausgestattet, so dass die allgemeine Intensität, der Kontrast, Helligkeit- und Farbanpassung vom Anwender unabhängig kontrolliert werden können.

$$\sigma(I_a(x, y)) = (fI_a(x, y))^m \quad (1)$$

Die Parameter  $f$  und  $m$  sind Anwender-Parameter, die für jedes Bild individuell eingestellt werden können.  $f$  kann Werte zwischen -8 und 8 annehmen und  $m$  liegt idealerweise zwischen 0.2 und 0.9. Falls  $m$  auf 0.0 eingestellt ist, so wird mit Hilfe der minimalen, maximalen und durchschnittlichen Helligkeit der Standardwert von  $m$  wie folgt berechnet:

$$k = \frac{L_{max} - L_{av}}{L_{max} - L_{min}} \quad (2)$$

$$m = 0.3 + 0.7k^{1.4} \quad (3)$$

Die Wirkungsweise der Parameter  $f$  und  $m$  wird in Abbildung 10 gezeigt. Man kann sagen, je größer der Wert von  $f$  und umso kleiner der Wert von  $m$  desto dunkler und kontrastreicher ist das Ergebnis.

Desweiteren gibt es noch einen User-Parameter  $a$ , mit dem man die Helligkeitsanpassung (light adaptation) auf einen Wert zwischen 0 und 1 stellen kann, was bewirkt, dass die Anpassung entweder pixelbasiert oder global abläuft bzw. es wird dem Wert von  $a$  entsprechend zwischen den zwei verschiedenen Anpassungen interpoliert.

$$I_a = a * l + (1 - a) * av\_lum; \quad (4)$$

Die vierte Variable  $c$  ist für die Farbanpassung gedacht. Der Operator wird auf alle drei Farbkanäle separat angewandt, doch da hier ausschließlich medizinische Grauwertbilder verwendet werden, fällt dieser Parameter bei meiner Umsetzung nicht ins Gewicht und bleibt außen vor. Demnach wird das zu entwickelnde Tool Namens *medToneMapping* mit drei der vier variablen Anwender-Parameter aus Reinhard's Verfahren ausgestattet (siehe Abbildung 9).

Parameter	Beschreibung	Standardwert	Werte-Bereich
$f$	Intensität	0.0	[-8.0 .. 8.0]
$m$	Kontrast	$0.3 + 0.7k^{1.4}$	[0.2 .. 0.9]
$a$	Helligkeitsanpassung	1.0	[0.0 .. 1.0]

Abbildung 9: varibale Anwender Parameter

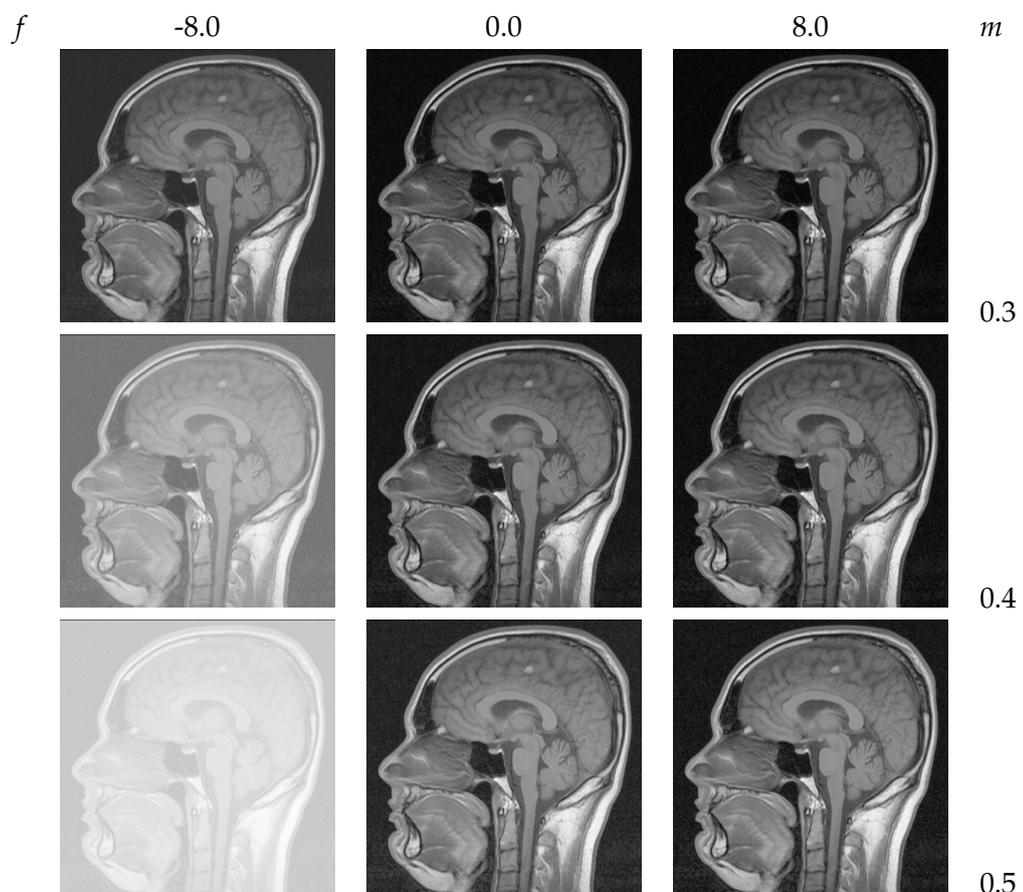


Abbildung 10: *medTM* mit Intensität  $f = -8.0..8.0$  und Kontrast  $m = 0.3..0.5$

## 6.2 GUI mit Qt4

Es wird das Ziel gesetzt, dem zu entwickelnden Tool eine graphische Oberfläche beizufügen, um dem Anwender die Benutzung zu erleichtern. Für die Umsetzung wird Qt4 [13] gewählt. "Qt ist eine Klassenbibliothek für die plattformübergreifende Programmierung graphischer Benutzeroberflächen (GUIs) unter C++. Qt [...] ist für verschiedene Betriebssysteme bzw. Grafikplattformen wie X11 (Unix-Derivate), Mac OS X, Windows [...] als GNU (General Public License) [erhältlich]." [4] Qt bietet also den Vorteil, dass eine plattformunabhängige Nutzung des Tools geschaffen wird.

Man sieht das Haupt-Fenster der Anwendung *medToneMapping* in Abbildung 14. Zuoberst ist eine Toolbar angeordnet, die dem Anwender Aktionen wie das Öffnen, Abspeichern und Drucken einer Datei erlaubt, sowie ein Hinein- und Herauszoomen, Invertieren und Ablegen eines Bildes ermöglicht. Im linken Bereich ist eine Anzeige integriert, im rechten Bereich sind Parametereinstellungen und Buttons zum Ausführen des Tone Mapping platziert.

In Abbildung 11 ist ein Bedienungsablauf visualisiert dargestellt. Zunächst einmal hat der Benutzer die Möglichkeit eine DICOM-Datei zu öffnen. Der Pfad der ausgewählten Datei wird dann rechts oben in einer Zeile angezeigt. Nun kann der User auf den Button "TM anwenden" klicken. Daraufhin wird das TM ausgeführt und das neu errechnete Bild in der Anzeige links angezeigt. Nun hat man verschiedene Möglichkeiten:

- man speichert das Ergebnis unter Angabe eines Dateinamens ab
- man bearbeitet (zoomt, invertiert, druckt...) das Bild
- man legt das Bild in einem neuen Fenster ab
- man ist mit dem Ergebnis nicht zufrieden und ändert die Parametereinstellungen ab und wendet das Tone Mapping erneut an

Der Benutzer hat jederzeit die Möglichkeit die Datei zu schließen oder eine neue Datei zu öffnen. Die Parametereinstellungen können beliebig oft verändert werden, um danach das Tone Mapping erneut auszuführen. Dadurch, dass die Bilder in ein neues Fenster abgelegt werden können, ist es möglich Bilder, die mit verschiedenen Parametereinstellungen erzeugt wurden, nebeneinander anzuordnen und miteinander zu vergleichen. Jedes Bild, das in einem neuen Fenster abgelegt wird, wird mit seinen jeweilig eingestellten Parametern in einer Tabelle notiert (siehe Abbildung 17). Das bietet dem Anwender die Möglichkeit auch zu einem späteren Zeitpunkt nachzuschauen, durch welche Einstellungen ein bestimmtes Ergebnis erzielt worden ist.

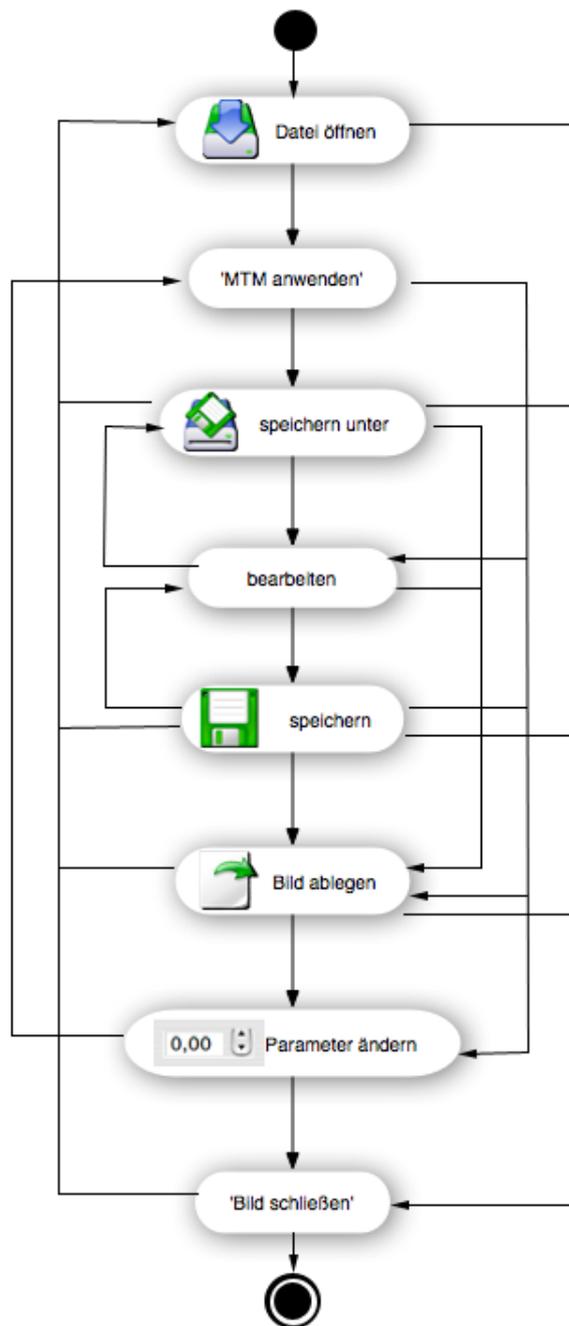


Abbildung 11: Bedienungsablauf

### 6.3 Verfahren implementieren und einbinden

Zunächst wird die ausgewählte Datei eingelesen. Dies geschieht mit Hilfe des DICOMParser [12], welches ein kleines C++ Toolkit ist, das medizinische Dateien im DICOM-Format lesen kann und in mein Projekt eingebunden ist. Es wird geprüft, ob es sich bei der Eingabedatei um ein Bild im DICOM-Format handelt. Ist dies gesichert, so wird fortgefahren, anderenfalls abgebrochen. Daraufhin werden Informationen, die im späteren Verlauf benötigt werden, ausgelesen. Dazu gehören die Höhe und Breite des Bildes.

Schließlich werden mit Hilfe der Funktion `GetImageData()` die Bildinformationen ausgelesen. Die `unsigned-short`-Werte werden in `float`-Werte umgewandelt. Nun werden die aktuell eingestellten UserParameter, wie Intensität, Kontrast und Helligkeitsanpassung aus der GUI ausgelesen.

Die `Float`-Werte des Bildes werden nun zusammen mit den UserParametern, dem eigentlichen Algorithmus übergeben, bei dem zuerst einmal die minimale, maximale und durchschnittliche Leuchtdichte<sup>14</sup> errechnet werden. Auf Grund dieser Werte können dann  $k$  und  $m$  berechnet werden.

```
//Initialisierung der Leuchtdichte-Parameter (luminance)
float max_lum = 0.0;
float min_lum = 0.0;
float av_lum = 0.0;

//Berechnung der maximalen, minimalen und durchschnittlichen Leuchtdichte
for (int i=1; i<size; i++)
{
    float lum = myImgData[i];

    if (max_lum > lum)
        max_lum = max_lum;
    else max_lum = lum;

    if(min_lum < lum)
        min_lum = min_lum;
    else min_lum = lum;

    av_lum += log(2.3e-5+lum);
}
av_lum = exp(av_lum/size);

max_lum = log(max_lum);
min_lum = log(min_lum);

//Berechnung von k mit Hilfe der Luminance-Werte
float k = (max_lum - log(av_lum))/(max_lum - min_lum);

//Berechnung von m mit Hilfe von k
m = (m > 0.)? m : 0.3f + 0.7f * pow(k, 1.4f);
```

Abbildung 12: Quellcode zur Berechnung der Parameter  $k$  und  $m$

<sup>14</sup>Die Leuchtdichte ist das, was Menschen als Helligkeit wahrnehmen.

Danach geschieht das eigentliche Tone Mapping. Mit Hilfe von  $a$  wird  $I_a$  berechnet, also entsprechend dem Wert von  $a$  wird zwischen der pixelbasierten und globalen Helligkeitsanpassung interpoliert. Schließlich werden die Bilddaten durch einen Wert dividiert, der sich aus der Intensität  $f$ , dem Kontrast  $m$  und der errechneten Helligkeitsanpassung  $I_a$  ergibt.

$$mID = \frac{mID}{(f * I_a)^m} \quad (5)$$

Zum Schluss werden die errechneten Werte normalisiert und die Ausgabe kann erfolgen. Mit Hilfe der Funktion `setPixel()` wird nun das Resultat dem Label `Lb-Anzeige` des Hauptfensters übergeben und angezeigt.

```

//Initialisierung der Parameter
float m1 = (float)m; //Kontrast
float f1 = exp(-f); //Intensität
float max_col = 0.0f;
float min_col = 1.0f;
float Ia = 0.0f;

//Tone-Mapping
for (int i=1; i<size; i++)
{
    float l = myImgData[i];
    float mID;
    if (l!=0.0f)
    {
        mID = myImgData[i];

        //Interpolation der Helligkeitsanpassung durch a
        Ia = a * l + (1-a) * av_lum;

        mID /= pow(f1*Ia, m1);
    }
    if (mID > max_col)
        max_col = mID;
    else max_col = max_col;

    if(mID < min_col)
        min_col = mID;
    else min_col = min_col;

    myImgData[i] = mID;
}

```

Abbildung 13: Quellcode vom Kernstück des Tone Mapping

## 7 Fazit

Das Ziel, ein möglichst effektives Tone Mapping-Verfahren für medizinische Aufnahmen herauszufinden und es zu implementieren, ist erreicht.

Das Verfahren von E. Reinhard und K. Devlin, welches die Struktur von Photozeptoren nachbildet, liefert durchweg bei einer großen Bandbreite ganz unterschiedlicher medizinische Aufnahmen die zuverlässigsten Ergebnisse, ohne viel an den Standard-Parametern verändern zu müssen.

Das Verfahren wurde in eine GUI, die mit Qt4 erstellt wurde, eingebunden. Die erstellte Anwendung *medToneMapping* ermöglicht das Laden einer medizinischen Bilddatei im DICOM-Format und daraufhin die Ausführung des Tone Mapping-Verfahrens. Zudem kann man in das Bild hinein- und herauszoomen, es positiv/negativ invertieren, es in ein neues externes Fenster ablegen und als .png-Datei abspeichern. Weiterhin hat man die Möglichkeit die drei Parameter Intensität, Kontrast und Helligkeitsanpassung zu verändern. Die sich durch unterschiedliche User-Parameter ergebenden und in externen Fenstern abgelegten Bilder können nebeneinander angeordnet und miteinander verglichen werden. Zusätzlich wird eine Tabelle angelegt, die die eingestellten Parameter eines jeden abgelegten Bildes aufzeichnet.

Interessant wäre eine Beurteilung der Ergebnisse durch einen Arzt. In Zukunft werden sich auf dem Gebiet des Tone Mappings sicherlich noch weitere Entwicklungen ergeben.

## Anhang

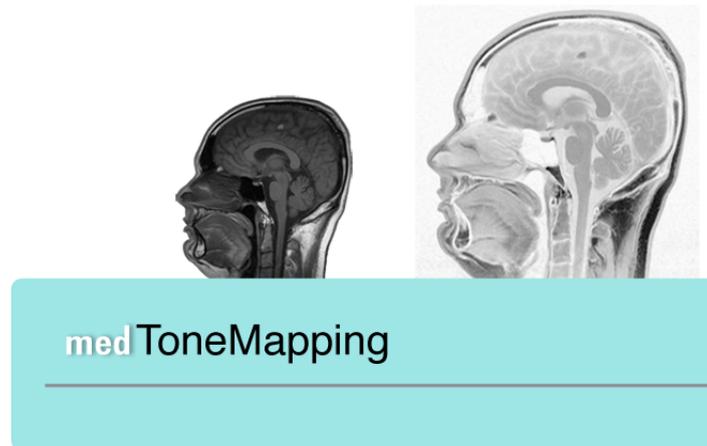


Abbildung 14: Splashscreen

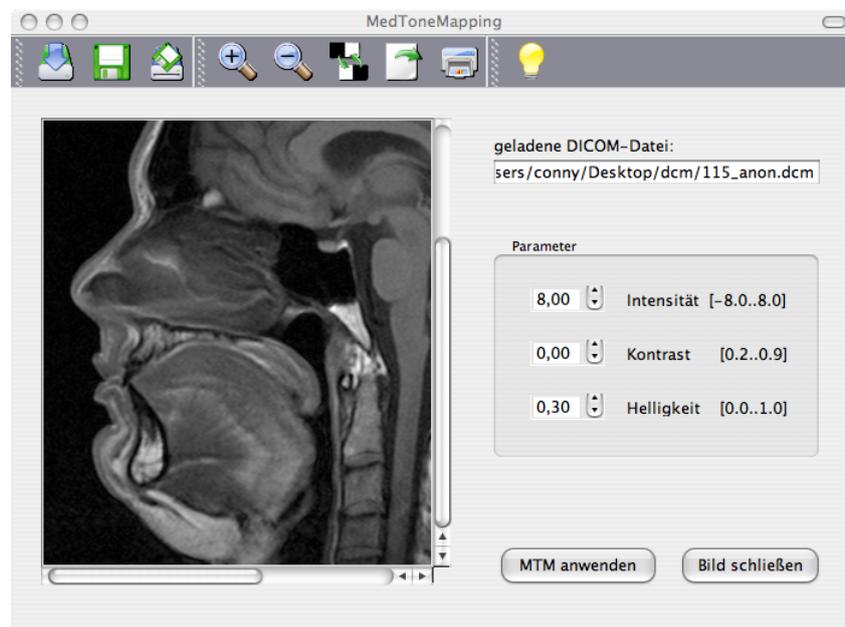


Abbildung 15: GUI unter OS X

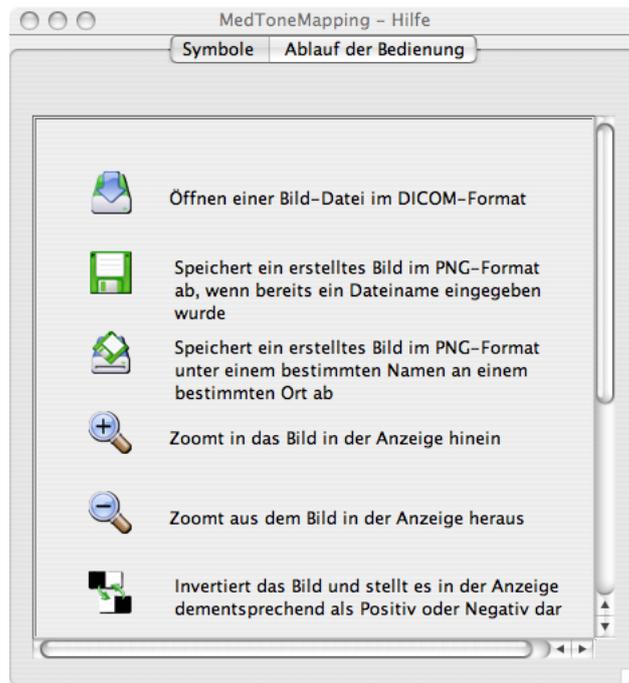


Abbildung 16: Hilfe

The screenshot shows a table window titled 'MedToneMapping - Tabelle' with a table containing 8 rows and 4 columns. The columns are labeled 'Bildanzeige', 'Intensität', 'Kontrast', and 'Helligkeit'.

	Bildanzeige	Intensität	Kontrast	Helligkeit
1		0	0.3	1
2		-8	0.3	1
3		8	0.3	0
4		8	0.6	0.2
5		3	0.6	0.8
6		-2	0.4	0.8
7		-1.5	0.9	0.8
8		0	0.9	0.2

Abbildung 17: Tabelle

## Literatur

- [Ashikhmin02] *A Tone Mapping Algorithm for High Contrast Images*, Michael Ashikhmin, in Proceedings of 13th Eurographics Workshop on Rendering, S.145-155, Pisa, Italien: Eurographics Association, 2002
- [Chiu93] *Spatially Nonuniform Scaling Functions for High Contrast Images*, K. Chiu, M. Herf, P. Shirley, S. Swamy, C. Wang, K.Zimmermann, in Proceedings of 13th Eurographics Interface '93 S. 245-253, Toronto, Mai 2003
- [Drago03] *Adaptive Logarithmic Mapping for Displaying High Contrast Scenes*, F. Drago, K. Myszkowski, T. Annen, N. Chiba, Computer Graphics Forum, 22(3), 2003
- [Durand02] *Fast Bilateral Filtering for the Display of High-dynamic-range Images*, F. Durand, J. Dorsey, ACM Transactions on Graphics, 21(3):257-266, 2002
- [Fattal02] *Gradient Domain High Dynamic Range Compression*, R. Fattal, D. Lischinski, M. Werman, ACM Transactions on Graphics, 21(3):249-256, 2002
- [Ferwerda96] *A Model of Visual Adaptation for Realistic Image Synthesis*, J.A. Ferwerda, S. Pattanaik, P. Shirley, D.P. Greenberg, SIGGRAPH 96 Conference Proceedings, S. 249-258, ACM SIGGRAPH, August 1996
- [Höreth03] *Tone-Mapping-Verfahren zur Darstellung von High-dynamic-Range-Bildern* Michael Höreth, Koblenz, 2003
- [Jobson96] *A Multiscale Retinex for Color Rendition and Dynamic Range Compression*, D. J. Jobson, Z. Rahman, G. A. Woodell, in SPIE Proceedings: Application of Digital Image Processing XIX, Vol. 2847, Denver, CO: SPIE, 1996
- [Matkovic97] *Tone Mapping Techniques and Color Image Difference in Global Illumination*, Matkovic Kresimir, Dezember 1997, gesichtet am 20.07.2006 auf: <http://www.eg.org/EG/DL/dissonline/doc/matkovic.htm>
- [Montag05] *Rendering non-pictorial (Scientific) high Dynamic Range Images*, Sung Ho Park, Ethan D. Montag, Munsell Color Science Laboratory, RIT Rochester, New York, USA 2005
- [Pattanaik02] *Adaptive Gain Control for High Dynamic Range Image Display*, S.N. Pattanaik, H.Yee, in Proceedings of Spring Conference in Computer Graphics (SCCG2002), S.24-27, Budmerice, Slowakei, 2002
- [Qt3] *C++ GUI programming with Qt 3*, Jasmin Blanchette, Mark Summerfield, Prentice Hall PTR, Auflage: Bk&CD-Rom, Januar 2004
- [Reinhard02] *Parameter Estimation for Photographic Tone Reproduction*, E. Reinhard, Journal of Graphics Tools, 7(1):45-51, 2003

- [Reinhard05] *Dynamic Range Reduction Inspired by Photoreceptor Physiology*, E. Reinhard, K. Devlin, IEEE Transaction on Visualization and Computer Graphics, 11(1):13-24, Januar/Februar 2005
- [Reinhard06] *High Dynamic Range Imaging*, Erik Reinhard, Greg Ward, Sumanta Pattanaik, Paul Debevec, The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics, 2006
- [Rushmeier97] *A visibility matching tone reproduction operator for high dynamic range scenes*, Holly Rushmeier, Gregory Ward Larson, Christiane Piatko - IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 1997
- [Schlick94] *Quantization Techniques for the Visualization of high Dynamic Range Pictures*, C. Schlick, in Photorealistic Redering Techniques von P. Shirley, G. Sakas, S. Müller, S. 7-20. New York, Springer Verlag 1994
- [Tumblin93] *Tone Reproduction for Computer Generated Images*, J. Tumblin, H. Rushmeier, IEEE Computer Graphics and Applications, 13(6):42-48, November 1993
- [Tumblin99] *LCIS: A Boundary Hierarchy for Detail-preserving Contrast Reduction*, J. Tumblin, G. Turk, Siggraph 1999, Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series, S. 83-90, Los Angeles: Addison Wesley/Longman, 1999
- [Ward94] *A Contrast-based Scale Factor for Luminance Display*, G. Ward, in P. Heckbert, Graphics Gems IV, S. 415-421, Boston, Academic Press, 1994

## Internetquellen

- [1] <http://cuiwww.unige.ch/~muellerh/dicom/diplom.html> 22.07.06
- [2] <http://de.wikipedia.org/wiki/DICOM> 22.07.06
- [3] <http://de.wikipedia.org/wiki/OpenEXR> 22.07.06
- [4] [http://de.wikipedia.org/wiki/Qt\\_%28Toolkit%29](http://de.wikipedia.org/wiki/Qt_%28Toolkit%29) 25.07.06
- [5] [http://de.wikipedia.org/wiki/Stevenssche\\_Potenzfunktion](http://de.wikipedia.org/wiki/Stevenssche_Potenzfunktion) 23.07.06
- [6] <http://de.wikipedia.org/wiki/Weber-Fechner-Gesetz> 22.07.06
- [7] <http://www.barre.nom.fr/medical/samples/> 22.07.06
- [8] <http://www.mpii.mpg.de/resources/tmo/> 22.07.06
- [9] <http://www.mpi-sb.mpg.de/resources/pfstools/> 22.07.06
- [10] <http://www.openexr.com/> 22.07.06
- [11] [http://www.sachform.de/openexr\\_DE.html](http://www.sachform.de/openexr_DE.html) 22.07.06
- [12] <http://sourceforge.net/projects/dicompaser> 22.07.06
- [13] <http://www.trolltech.com/products/qt> 22.07.06

## Abbildungsverzeichnis

1	Schema zum TM, [Reinhard06] S. 189 . . . . .	5
2	relative Helligkeit . . . . .	6
3	Verfahren mit Standardparametern . . . . .	17
4	Verfahren mit optimierten Parametereinstellungen . . . . .	17
5	Testreihe mit MR-Aufnahme . . . . .	18
6	Testreihe mit CT-Aufnahme . . . . .	18
7	Testreihe mit CR-Aufnahme . . . . .	19
8	Performance-Zeiten der Verfahren . . . . .	20
9	varibale Anwender Parameter . . . . .	22
10	<i>med</i> TM mit Intensität $f = -8.0..8.0$ und Kontrast $m = 0.3..0.5$ . . . . .	22
11	Bedienungsablauf . . . . .	24
12	Quellcode zur Berechnung der Parameter $k$ und $m$ . . . . .	25
13	Quellcode vom Kernstück des Tone Mapping . . . . .	26
14	Splashscreen . . . . .	28
15	GUI unter OS X . . . . .	28
16	Hilfe . . . . .	29
17	Tabelle . . . . .	29