



Fachhochschule Köln
Cologne University of Applied Sciences

Institut für Medien- und Phototechnik

Wiedergabe radiologischer Bilder auf mobilen Bildwiedergabesystemen.

Diplom-Abschlussarbeit
am Institut für Medien- und Phototechnik
an der Fachhochschule Köln

Autor: Sven Klugmann

Mat.-Nr.: 11045518

Referent: Prof. Dr. Christian Blendl

Koreferent: Prof. Dr. Dietmar Kunz

Köln, im Dezember 2011



Fachhochschule Köln
Cologne University of Applied Sciences

Institut für Medien- und Phototechnik

Displaying Digital Radiological Images on Mobile Display Systems.

Diploma Thesis

at the Institute of Media and Photo Technology

University of Applied Sciences Cologne

Author: Sven Klugmann

Mat.-No.: 11045518

First Reviewer: Prof. Dr. Christian Blendl

Second Reviewer: Prof. Dr. Dietmar Kunz

Cologne, December 2011

Diplomarbeit

Titel: Wiedergabe radiologischer Bilder auf mobilen Bildwiedergabesystemen.

Autor: Sven Klugmann

Referenten: Prof. Dr. Christian Blendl / Prof. Dr. Dietmar Kunz

Zusammenfassung: Die Erzeugung und Nutzung digitaler Daten nimmt in der medizinischen Bildgebung weiter stetig zu. Farbmonitore und das Aufgabenfeld der Wiedergabe der Bilder zur informativen Betrachtung spielen aber bisher eine untergeordnete Rolle. Verbindliche Vorgaben und Hinweise zum Umgang mit Farbdisplays, sowie auch zur informativen Betrachtung, sind bisher kaum entwickelt worden. Vor dem Hintergrund, dass Farbdisplays heute in großer Zahl im medizinischen Umfeld vorhanden sind und vielfach auch schon mobile Geräte zum Einsatz kommen, untersucht diese Arbeit experimentell, ob und wie die bereits heute vorhandenen digitalen Bilddaten in ausreichender Qualität auf diesen nicht kalibrierten Bildwiedergabesystemen dargestellt werden können. Es werden drei mobile Bildwiedergabesysteme auf ihre technische Eignung hin untersucht. Die Ergebnisse dieser Untersuchung, sowie ein visueller Vergleich eines Testdatensatzes auf den drei Testsystemen und einem DICOM kalibrierten Befundsystem zeigen, dass vorrangig eine Dynamikkompression nötig ist, welche mit Hilfe einer Laplacepyramide realisiert wird.

Stichwörter: Dynamikkompression, Grey Scale Display Function (GSDF), DICOM, Radiographie, mobile Bildwiedergabesysteme

Sperrvermerk: Die vorgelegte Arbeit unterliegt keinem Sperrvermerk

Datum: 22. Dezember 2011

Diploma Thesis

Title: Displaying Digital Radiological Images on Mobile Display Systems.

Author: Sven Klugmann

Reviewer: Prof. Dr. Christian Blendl / Prof. Dr. Dietmar Kunz

Abstract: The acquisition and usage of digital data in medical imaging is still increasing. But so far, colour displays and observation for the purpose of information play a minor part. Standards and guidelines for handling colour displays or dealing observation for informational purpose are barely sufficient developed. Due to the common use of colour displays and mobile computer in healthcare, this thesis experimentally investigates, whether and how existing digital images can be displayed in an acceptable quality on these uncalibrated display systems. Concerning this, three mobile display systems are technically analysed. The results of this examination, together with a visual evaluation when displaying radiological test images on the three test devices in comparison with a DICOM calibrated display system, will show that tone mapping is necessary to improve quality when displaying the images on uncalibrated displays. This task is done with a laplacian pyramid.

Keywords: Tone Mapping, Grey Scale Display Function (GSDF), DICOM, Radiography, Mobile Display Systems

Restriction notice: The access to this thesis is not restricted.

Date: 22. December 2011

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGEN	6
1 EINFÜHRUNG.....	7
1.1 EINLEITUNG	7
1.2 ZIEL DER ARBEIT	8
1.3 GRUNDLAGEN UND BEGRIFFE.....	10
1.4 LAPLACEPYRAMIDE	19
1.5 CIE FARBMODELLE	22
1.6 DICOM-STANDARD	25
1.7 DIN-NORM: DIN V 6868-57	27
1.8 QUALITÄTSSICHERUNGS-RICHTLINIE DES BMU	27
2 MATERIAL UND METHODEN.....	28
2.1 VERWENDETE BILDWIEDERGABESYSTEME	28
2.2 ERMITTLUNG TECHNISCHER DATEN DER DISPLAYS	29
2.3 BILDOPTIMIERUNGEN	35
3 ERGEBNISSE UND DISKUSSION.....	38
3.1 MESSERGEBNISSE DISPLAYUNTERSUCHUNG.....	38
3.2 BEWERTUNG DER WIEDERGABE DER ORIGINALDATEN.....	41
3.3 SCHLUSSFOLGERUNGEN FÜR DIE BILDVERARBEITUNG	41
3.4 ERGEBNISSE DER PARAMETERJUSTAGE	42
3.5 ERGEBNISSE DER BILDOPTIMIERUNG	43
3.6 FAZIT / DISKUSSION	46
A ANHANG	50
A.1 VERWENDETE RADIOLOGISCHE AUFNAHMEN	50
A.2 MESSPROTOKOLLE.....	51
A.3 ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	58
A.4 TABELLENVERZEICHNIS.....	60
A.5 LITERATURVERZEICHNIS.....	61
A.6 DVD INHALT	63

Abkürzungen

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
BMU	Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit
BWG	Bildwiedergabegerät
BWS	Bildwiedergabesystem
CIE	Commission Internationale de l’Eclairage
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DIN	Deutsches Institut für Normung
GSDF	Grayscale Standard Display Function
HDR	High Dynamik Range
IPS	In Plane Switching: Spezielle Technik bzw. Flüssigkristallzelle, die bei Flüssigkristallbildschirmen zum Einsatz kommt
LCD	Liquid Crystal Display: Flüssigkristallbildschirm
LZW	Lempel-Ziv-Welch; <i>Abkürzung für den von A. Lempel, J. Ziv und T. A. Welch entwickelten Algorithmus zur Datenreduzierung</i>
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
PACS	Picture Archiving and Communication Systems
QS-RL	Qualitätssicherungs-Richtlinie zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen nach den §§ 16 und 17 der Röntgenverordnung

1 Einführung

1.1 Einleitung

Seit den 1990er Jahren hat sich in der Radiologie das Umfeld bezüglich der Bildwiedergabe stark verändert. Die filmbasierte Bildwiedergabe ist vielerorts durch die effizientere digitale Bilddarstellung auf Monitoren ersetzt worden. Ermöglicht wurde dies durch die Entwicklung von digitalen Bildwiedergabesystemen, die bezüglich der Wiedergabe von Bildern für eine Diagnose die gleichen Qualitätskriterien erfüllen, wie die filmbasierten Systeme. Weiterhin wurde der Qualitätssicherung und der technischen Weiterentwicklung moderner Befundmonitore in der Vergangenheit große Aufmerksamkeit geschenkt, was diese Entwicklung noch verstärkte.

Vor dem Hintergrund, dass radiologische Aufnahmen nicht nur zur Diagnosezwecken auf Monitoren betrachtet werden, soll in dieser Arbeit die „normale“ Betrachtung der Aufnahmen im Mittelpunkt stehen. Die Industrie bietet mittlerweile auch für die Aufgabe der Betrachtung Monitore (Betrachtungsmonitore) an, deren Wiedergabekennlinie sich an denen der Befundmonitore orientiert.

In der vorliegenden Arbeit soll nun geklärt werden, ob eine zufriedenstellende Darstellung auf Standardmonitoren des Konsumgüterbereichs erreicht werden kann. In der Arbeit werden mobile Systeme mit unterschiedlichen Displaygrößen (Notebook, Netbook und Smartphone) auf ihre Eignung zur Darstellung von Grauwertbildern aus dem Umfeld der medizinischen Bildgebung hin untersucht. Mit Standardmonitor sind in dieser Arbeit Monitore mit Farbdisplay gemeint, die ohne DICOM-Wiedergabekennlinie (DICOM-PreSet) arbeiten.

1.2 Ziel der Arbeit

1.2.1 Ausgangssituation

In der medizinischen Bildgebung werden heute für die Bilderzeugung, Bildspeicherung und Bilddarstellung mehrheitlich digitale Verfahren genutzt. In der Vergangenheit lag ein Fokus auf der Bildverarbeitung, sowie der Qualitätssicherung zur Anzeige der Bilder für eine Befundung. Um einen konsistenten Ablauf der komplexen Vorgänge von Bilderzeugung, Bildverarbeitung, Bildanzeige und Speicherung sicherzustellen, wurden Standards und Normen, z.B. DICOM (vgl. Kapitel 1.6), entwickelt und fortlaufend den aktuellen Entwicklungen in Forschung und Technik folgend, überprüft und aktualisiert.

Die Bilddaten werden mehrheitlich im DICOM Dateiformat gespeichert und liegen in der Regel als 16 Bit Bilddaten vor. Allerdings wird die 16 Bit Tonwertauflösung selten voll genutzt. Eine Tonwertauflösung von 10 oder 12 Bit ist eher die Regel. Auch die Spezialmonitore für die Befundung, also der Bilddarstellung, haben heute meist eine 10 Bit Auflösung und sind in jedem Fall nach den Vorgaben des DICOM-Standards kalibriert.

Bei Standardfarbmonitoren gibt es dagegen keine strengen Vorgaben bezüglich der Kalibrierung. Weiterhin ist die Tonwertauflösung oft auf eine 8 Bit Darstellung beschränkt. Da es sich zumeist um „gewöhnliche“ RGB-Farbmonitore handelt, kann vermutet werden, dass sich die Hersteller am sRGB Standard [19] orientieren. Dieser wird durch mathematische Transformationen unter anderem aus dem CIE-XYZ Normvalenzsystem (vgl. 1.5.1) abgeleitet.

Bedingt durch Unterschiede in den Standards (CIE, sRGB, DICOM), sowie die geringe Tonwertauflösung bei Standardmonitoren, führt dies zu einer unterschiedlichen Darstellung von radiologischen Bildern der medizinischen Bildgebung auf einem Standardmonitor und einem nach DICOM kalibrierten System.

Da die Leistungsfähigkeit von Standardmonitoren in Bezug auf den Kontrastumfang in den letzten Jahren deutlich gestiegen ist, soll experimentell untersucht werden, ob die Standardmonitore für eine Betrachtung von medizinischen Aufnahmen geeignet sind und wie auf Standardmonitoren ein den DICOM Systemen ähnlicher Bildeindruck erzeugt werden kann.

1.2.2 Lösungsansatz

Die in dieser Arbeit verwendeten Standardmonitore haben eine 8 Bit Tonwertauflösung und sind Teil von mobilen Computersystemen wie z.B. Laptop oder Smartphone. Insbesondere die Smartphones sind heute selten in der Lage 16 Bit Bilder zu verarbeiten. Deshalb ist es nötig, die Ausgangsbilder in ein 8 Bit Format zu wandeln.

Durch die Bitumwandlung wird die Tonwertauflösung deutlich reduziert. Um die in den Bildern vorhandenen Informationen nicht zu verlieren und einen den DICOM Systemen ähnlichen Bildeindruck zu erzeugen, soll eine Dynamikkompression durchgeführt werden.

Weiteres Ziel ist es, mit der Dynamikkompression, die lokalen Kontraste soweit zu verstärken, dass der Befund bei der Betrachtung auf einem Standardmonitor erkennbar und nachvollziehbar ist. Um dies zu erreichen, wird mit Hilfe der Laplacepyramide eine nicht lineare Kontrastspreizung vorgenommen.

1.3 Grundlagen und Begriffe

1.3.1 Zentrale Begriffe

Bildwiedergabegerät (BWG): Ein Gerät, das durch Selbstleuchten oder Projektion Bilder erzeugt. [10]

Bildwiedergabesystem (BWS): Arbeitsplatz oder Funktionseinheit bestehend aus einem Bildwiedergabegerät, einer Anzeigesteuerung, sowie Hardware und Software zum Anzeigen von Bildern. Beispiel: Smartphone oder Laptop stellen jeweils ein BWS dar. [10]

Befundung: Befundung meint allgemein das Stellen einer Diagnose durch einen Arzt; im Sinne dieser Arbeit durch einen Radiologen an einem Befundmonitor und setzt das deutliche Erkennen relevanter, teils kritischer, Bildinhalte voraus. [3]

Betrachtung: Betrachtung meint allgemein eine informative Begutachtung; im Sinne dieser Arbeit das Erfassen von Bildmerkmalen und Inhalten bereits befundeter Bilder an Betrachtungs- bzw. Standardmonitoren zum Zweck der Information, Demonstration und Kontrolle. [3]

1.3.1.1 Farbe und Helligkeit

Die Begriffe Farbe und Helligkeit sind in der DIN-Norm 5033-1 wie folgt definiert:

Farbe: „durch das Auge vermittelter Sinneseindruck, durch den sich zwei aneinandergrenzende, strukturlose Teile des Gesichtsfeldes bei einäugiger Beobachtung mit unbewegtem Auge allein unterscheiden lassen“ [8, DIN]

Helligkeit: „die Stärke einer Lichtempfindung, wie sie mit jeder Farberscheinung stets unlösbar verbunden ist“ [8, DIN]

In dieser Arbeit werden die Begriffe Farbe und Helligkeit stets im Sinne dieser Definitionen verwendet.

1.3.2 Licht und Fotometrische Größen

Licht: Licht ist der Bereich der elektromagnetischen Strahlung im Wellenlängenbereich von 380 nm bis 780 nm, der vom menschlichen Auge wahrgenommen werden kann. [18]

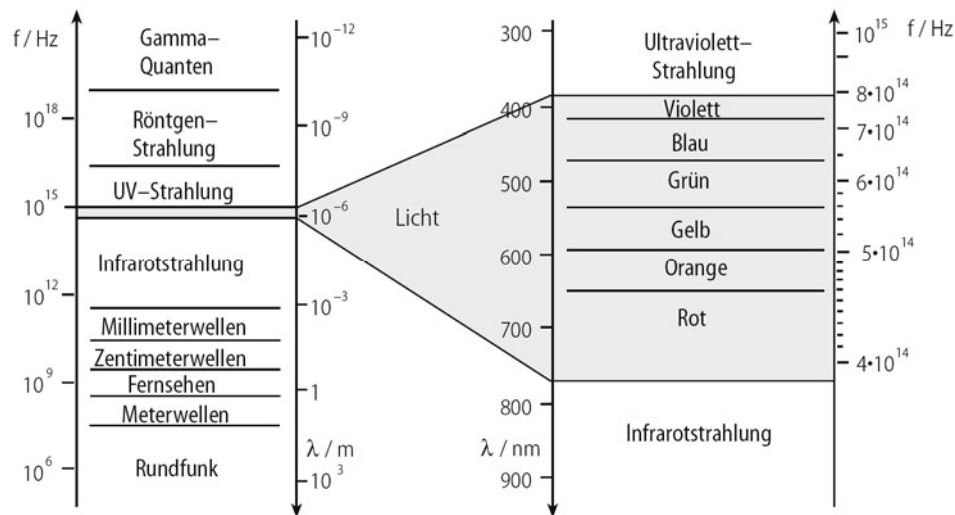


Abbildung 1-1: Licht, ein Bereich innerhalb des Spektrum der elektromagnetischen Wellen [18]

Fotometrische Größen: Die Radiometrie befasst sich mit der Messung elektromagnetischer Strahlung. Die fotometrischen Größen der Fotometrie sind die lichttechnischen Entsprechungen der strahlungsphysikalischen Größen der Radiometrie. Fotometrische Größen dienen der Messung von Lichtintensitäten und Helligkeiten und beziehen dabei den spektralen Hellempfindlichkeitsgrad $V(\lambda)$ des Menschen ein. Da die Formelzeichen der fotometrischen Größen denen der radiometrischen Größen entsprechen, werden zur Unterscheidung der Index v für photopisches Sehen (Tagsehen) und Index v' mit angestrichenen Größen für skotopisches Sehen (Nachtsehen) verwendet. Beispiel: Der Leuchtdichte in der Fotometrie entspricht die Strahldichte der Radiometrie. Formelzeichen der Strahldichte ist L , entsprechend sind die Formelzeichen für die Leuchtdichte L_v beziehungsweise L'_v . [7]

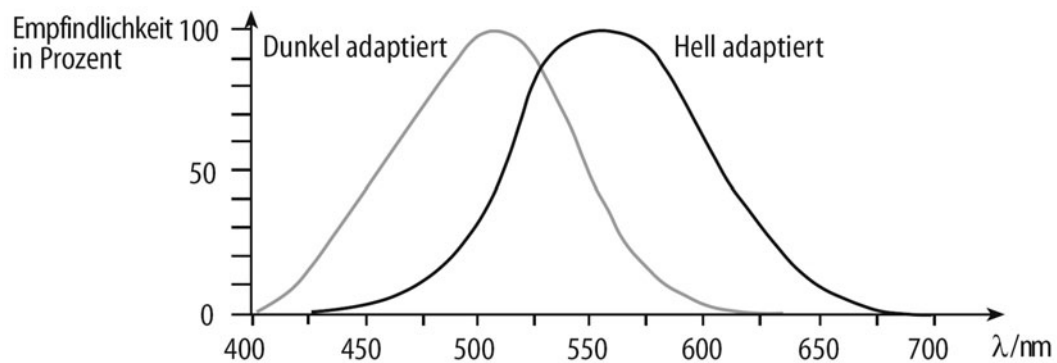


Abbildung 1-2: Spektrale Hellempfindlichkeit des menschlichen Auges für skotopisches (dunkel adaptiert) und photopisches Sehen (hell adaptiert). [18]

Die Fotometrie geht gewöhnlich von einer Abstrahlung gemäß dem Lambertschen Gesetz, also von einer idealen und gleichförmigen Abstrahlung in den Halbraum oberhalb der leuchtenden Fläche aus. Einige fotometrische Größen werden auf den Raumwinkel Ω bezogen. [18]

Raumwinkel Ω : Der Raumwinkel ist der Quotient aus der Fläche, die einer Zentralprojektion eines Gegenstandes aus einem Punkt heraus auf einer Kugeloberfläche einer Kugel mit Radius r entspricht, und dem Quadrat des Kugelradius. Die Einheit des Raumwinkels heißt Steradian (Einheitenzeichen sr).

$$\Omega = \frac{A}{r^2} \cdot \Omega_0 \text{ mit } \Omega_0 = 1 \text{ sr} \quad [7]$$

Lichtmenge Q_v : Die Lichtmenge Q_v ist die mit der Hellempfindlichkeit $V(\lambda)$ bewerte Strahlungsmenge Q_e . Einheit: Lumensekunde (lm·s)

$$Q_v = K_m \int Q_{e\lambda} \cdot V(\lambda) \cdot d\lambda \text{ mit } K_m = 683 \text{ lm/W} \quad [7]$$

Lichtstrom Φ_v : Der Lichtstrom Φ_v ist die pro Zeit ausgestrahlte Lichtmenge. Einheit: Lumen (lm)

$$\Phi = \frac{Q}{t} \quad [7]$$

Lichtstärke I_v : Die Lichtstärke I_v ist der von einer Lichtquelle ausgesandte Lichtstrom Φ_v , bezogen auf den durchstrahlten Raumwinkel Ω . Einheit: Candela (cd)

$$I_v = \frac{\Phi_v}{\Omega} \quad [7]$$

Leuchtdichte L_v : Die Leuchtdichte L_v ergibt sich als Quotient des Lichtstroms Φ_v , der aus einer bestimmten Richtung ε_1 kommend eine Fläche A_1 durchstrahlt und dem Produkt der Projektion der Fläche A_1 auf eine Ebene senkrecht zur Betrachtungsrichtung ($A_1 \cdot \cos \varepsilon_1$) und dem durchstrahlten Raumwinkel Ω . Einheit: Candela pro Quadratmeter (cd/m^2)

$$L_v = \frac{\Phi_v}{A_1 \cdot \cos \varepsilon_1 \cdot \Omega} \quad \text{mit} \quad I_v = \frac{\Phi_v}{\Omega} \quad \text{ist} \quad L_v = \frac{I_v}{A_1 \cdot \cos \varepsilon_1} \quad [7]$$

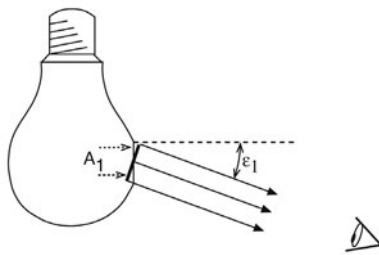


Abbildung 1-3: Zur Definition der Leuchtdichte [18]

Beleuchtungsstärke E_v : Die Beleuchtungsstärke E_v ist definiert als Lichtstrom Φ_v pro beleuchteter Fläche A . Dabei ist die Strahlrichtung des auftreffenden Lichtstroms gegebenenfalls zu berücksichtigen. Einheit: Lux (lx ; $1 \text{ lx} = 1 \text{ lm} / \text{m}^2$)

$$E_v = \frac{\Phi_v}{A} \quad [7]$$

Belichtung H_v : Die Belichtung H_v ist das Produkt aus Beleuchtungsstärke E_v und der Zeit t , die der Beleuchtungsvorgang andauert. Einheit: Luxsekunde ($\text{lx} \cdot \text{s}$)

$$H_v = E_v \cdot t \quad [7]$$

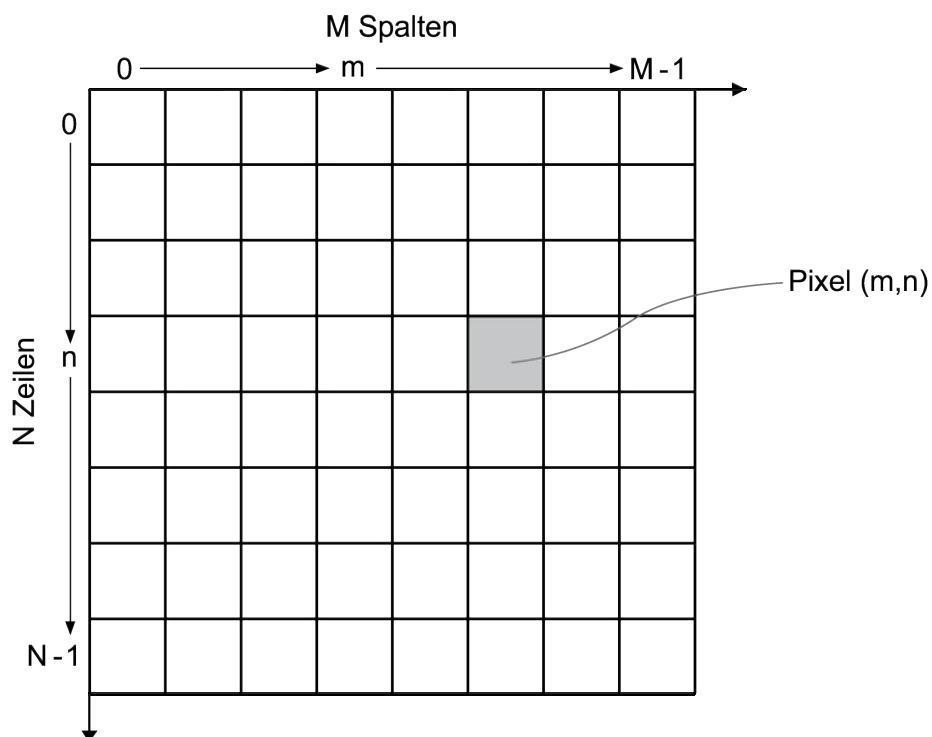
1.3.3 Das digitale Bild

Die Arbeit beschäftigt sich mit der Optimierung von zweidimensionalen digitalen Bildern. Diese Bilder können hinsichtlich ihrer Entstehung zwar aus unterschiedlichen Aufnahmesystemen stammen (z.B. vom digitalen Röntgen, Ultraschall, der Magnetresonanztherapie usw.), sie zeigen aber immer eine flächenhafte Verteilung der jeweiligen Bestrahlungsstärke in der Ebene. Alle Bilder folgen dabei folgendem *Modell des digitalen 2D-Bildes*:

Das digitale Bild besteht aus Pixel, die in einer zweidimensionalen Matrix $M \times N$ angeordnet sind. M definiert die Anzahl der Spalten und N die Anzahl der Zeilen. Der Spaltenindex m und der Zeilenindex n durchlaufen dabei Werte von 0 bis $M - 1$ bzw. von 0 bis $N - 1$.

Ein Grauwertbild besteht aus einer wie oben beschriebenen Bildmatrize, ein Farbbild entsprechend seiner Grundfarben (z.B. Rot, Grün, Blau) aus mindestens drei dieser Bildmatrizen.

Jedem Pixel in der Matrix wird ein diskreter Pixelwert PW zugeordnet. Der Pixelwert ist ein Maß für die Bestrahlungsstärke an der jeweiligen Gitterposition. Mehreren Pixel kann der gleiche Pixelwert zugeordnet werden. Aus der Bittiefe des Bildes, angegeben in „bit“, kann man erkennen, wie viele verschiedene Pixelwerte PW_{\max} im Bild möglich sind: $PW_{\max} = 2^{\text{bit}}$. [4]

Abbildung 1-4: Model zweidimensionales digitales Bild: Eine $M \times N$ Bildmatrix

1.3.3.1 Histogramm

Als Histogramm bezeichnet man die statistische Auswertung von digitalen Bildern, welche die Häufigkeit der einzelnen Pixelwerte aufzeigt. Die Bittiefe des Bildes bestimmt die Anzahl der Einträge im Histogramm, welche genau $PW_{\max} = 2^{bit}$ entspricht. Diese Häufigkeitsverteilung wird grafisch dargestellt und ermöglicht es, wichtige Eigenschaften wie Kontrast, Dynamik und Belichtung schnell zu beurteilen. [4]

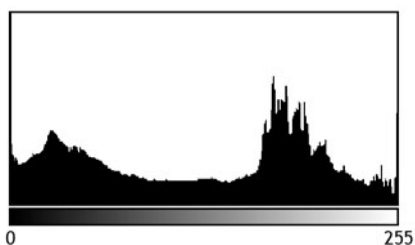


Abbildung 1-5: Histogramm eines 8-Bit Grauwertbildes

1.3.4 Kontrast und Dynamik

Wenn von *Kontrast* gesprochen wird, ist im Allgemeinen ein Helligkeitsunterschied zweier beliebiger Stellen gemeint. Der Kontrast ist hoch, wenn der Unterschied groß ist. Der maximale Kontrast, also der Helligkeitsunterschied zwischen hellster und dunkelster Stelle, heißt *Dynamikumfang*. Andere für den Dynamikumfang synonym verwendbare Begriffe sind Maximalkontrast, Kontrastumfang, Dynamikbereich oder einfach Dynamik. Typischerweise ergeben sich der Kontrast K und Maximalkontrast MK als Verhältnis zwischen heller und dunkler bzw. hellster und dunkelster Stelle: $MK = L_{\max} / L_{\min}$

1.3.4.1 Kontrast und Dynamik in der digitalen Bildverarbeitung

Die Begriffe Kontrast und Dynamik werden in ähnlicher Weise auch im Zusammenhang bei digitalen Bildern, wie sie in 1.2.2 beschrieben sind, verwendet. Abweichend zu obiger Definition aus der Nachrichtentechnik, wird der Kontrast im Bild K_B in der digitalen Bildverarbeitung als Differenz der Pixelwerte, also als Signaldifferenz, definiert. Der Maximalkontrast MK_B wird, der abweichenden Definition des Kontrastes K_B folgend, im Bild mit $MK_B = PW_{\max} - PW_{\min}$ berechnet. Er berücksichtigt nicht die Leuchtdichteunterschiede, die von der Wiedergabekennlinie des Anzeigegerätes abhängig sind. Als Folge dieser Definition ist MK_B durch die Bittiefe des Bildes begrenzt.

Auf ein Bild Bezug nehmend versteht man in der digitalen Bildverarbeitung unter *Dynamikumfang* die Anzahl verschiedener im Bild vorkommender Pixelwerte. Eine maximale Dynamik liegt immer dann vor, wenn im Bild alle durch den Wertebereich PW_{\max} gegebenen Pixelwerte vorkommen. Gleichzeitig wird aus Sicht der digitalen Bildverarbeitung auch erst dann der maximale Kontrast MK_B im Bild erreicht, obwohl (eine entsprechende Wiedergabekennlinie vorausgesetzt) am Anzeigegerät auch bei kleineren Pixelwertdifferenzen schon der maximale Leuchtdichteunterschied erreicht werden kann.

Wird der durch die Bittiefe des Bildes mögliche Maximalkontrast MK_B nicht erreicht und es gilt:

$$a = a_{low} \dots a_{high}, \text{ mit } a_{min} < a_{low} \text{ und } a_{high} < a_{max},$$

dann wird durch das Vorkommen aller dazwischen liegenden Pixelwerte ebenfalls die maximal mögliche Dynamik erreicht. [4]

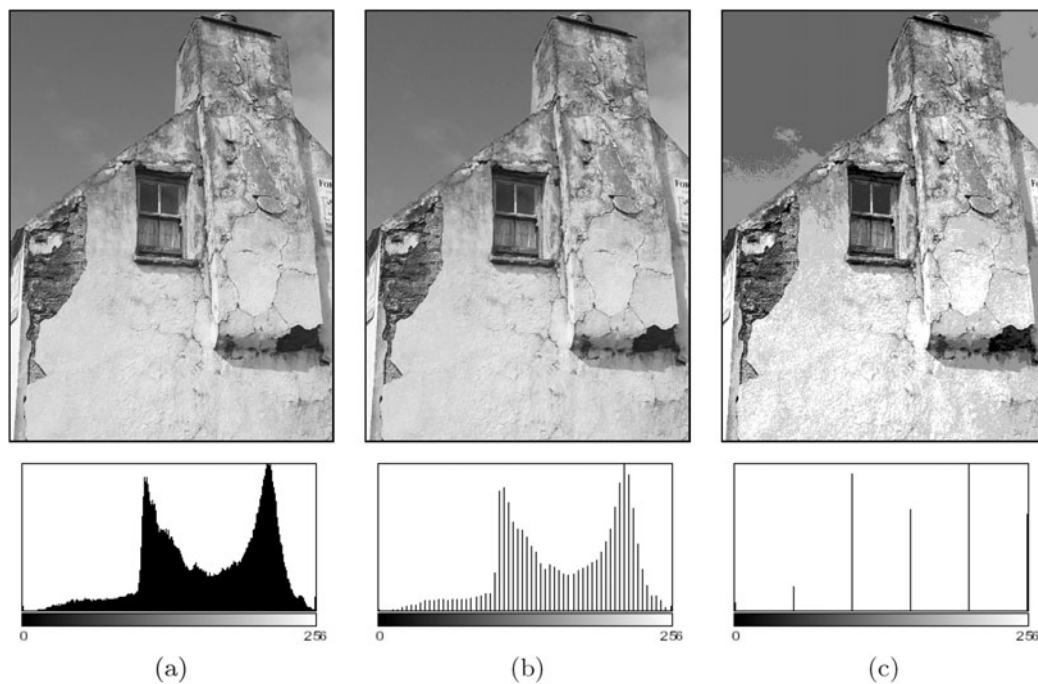


Abbildung 1-6: Die Dynamik eines Bildes lässt sich am Histogramm erkennen. Bei geringer Dynamik sind Fehlstellen im Histogramm sichtbar. Auch erkennbar: Eine niedrige Dynamik führt, in Abhängigkeit vom dargestellten Bild zu Artefakten. Bild (a): Hohe Dynamik; Bild (b): Niedrige Dynamik, 64 Pixelwerte werden genutzt; Bild (c): extrem niedrige Dynamik, mit nur 6 Pixelwerten [4]

Der Begriff Dynamik und aus ihm zusammengesetzte Wörter (z.B. Dynamikumfang) werden, um Verwechslungen zu vermeiden, in dieser Arbeit immer nur in Bezug auf Pixelwerte verwendet.

1.3.4.2 Dynamikkompression

Um den Begriff Dynamikkompression zu erläutern, ist ein Beispiel hilfreich: Es liegt ein Grauwertbild mit einer vollen 16 Bit Dynamik vor, d.h. alle 2^{16} bzw. 65536 Graustufen werden im Bild genutzt. Dieses soll mit einem Scanner dupliziert bzw. abgetastet werden. Der Scanner verfügt über eine Grauwertauflösung von 10 Bit entsprechend 2^{10} bzw. 1024 Graustufen.

Es ist zu erkennen, dass der Scanner nicht alle Pixelwerte des Originalbildes erfassen kann, der Dynamikumfang des Scanners ist zu klein. Ohne eine Kompression der Dynamik geht wegen des Abschneidens der Grauwerte (engl.: clipping) Information verloren.

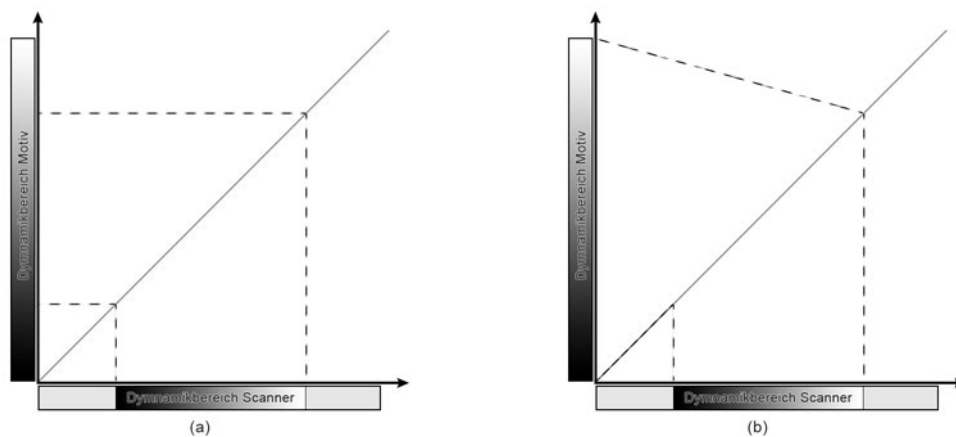


Abbildung 1-7: Einfache Veranschaulichung zur Dynamikkompression; Bild (a): Keine Dynamikkompression, das Motiv wird in den dunklen und hellen Tonwerten beschnitten; Bild (b) Anwendung von Verfahren zur Dynamikkompression, alle Tonwerte des Motivs werden berücksichtigt.

Unter *Dynamikkompression* versteht man Verfahren, die das Ziel haben, einen hohen Dynamikbereich in einen meist deutlich kleineren Dynamikbereich abzubilden. Der wesentliche Eindruck des Bildes soll dabei erhalten bleiben. Weiterhin soll möglichst wenig Information verloren gehen. Falsche Informationen, z.B. in Form von zusätzlichen Rauschen oder Artefakten, sind zu vermeiden.

1.4 Laplacepyramide

Die *Laplacepyramide* ist eine Serie von bandpassgefilterten Bildern und wird aus einer Gaußpyramide (vgl. 1.4.1) berechnet. Die Laplacepyramide führt zu einer groben Wellenzahlzerlegung bei Erhaltung einer guten räumlichen Auflösung, denn die Informationen des Bildes werden in den einzelnen Pyramidenebenen mit verschiedenen räumlichen Auflösungen und deren Frequenzanteilen gespeichert. Durch diese Zerlegung ergibt sich die besondere und charakteristische pyramidenähnliche Struktur der Bilddaten. [4] [11]

1.4.1 Gaußpyramide

Die Pyramidenstufen der Gaußpyramide entstehen durch eine Unterabtastung des Eingangsbildes. Die Unterabtastung zielt auf die Verringerung der räumlichen Auflösung ab. Bei der Unterabtastung ist darauf zu achten, dass das Abtasttheorem¹ nicht verletzt wird. Hierzu ist vor der Unterabtastung eine angepasste Glättung des Bildes (Tiefpassfilterung) vorzunehmen. Mit der Unterabtastung geht eine Größenreduktion einher. Die *Gaußpyramide* stellt also eine Serie von tiefpassgefilterten und unterabgetasteten Bildern dar. [5] [11]



Abbildung 1-8: Gaußpyramide

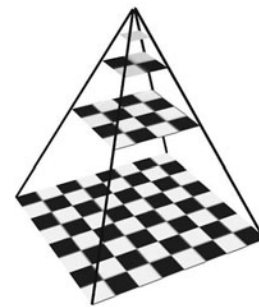
¹ Abtasttheorem: Die Abtastfrequenz $f_{abstast}$ muss mindestens zwei mal so groß sein, wie die im Signal maximal vorkommende Frequenz f_{max} , um ein Signal nach einer Abtastung mit $f_{abstast}$ wieder eindeutig rekonstruieren zu können; $f_{abstast} > 2 f_{max}$

1.4.2 Berechnung der Laplacepyramide

Für die Berechnung der Laplacepyramide werden zwei Ebenen der Gaußpyramide voneinander subtrahiert. Dazu ist die gröbere (höhere) Ebene der Gaußpyramide zunächst zu expandieren. Die fehlende Information wird mittels Interpolation berechnet. Die Expansion der Ebene kann durch ein Einfügen von Nullen zwischen die Datenwerte erfolgen, die Interpolation erfolgt dann über eine Tiefpassfilterung mit dem bereits zur Berechnung der Gaußpyramide verwendeten Filterkern. Die letzte Stufe der Laplacepyramide entspricht der letzten Stufe der Gaußpyramide, da es keine höhere Pyramidenstufe für die Subtraktion gibt.



(a)



(b)

Abbildung 1-9: Laplacepyramide (a) und schematische Darstellung der Pyramidenstruktur (b)

Um das Originalbild aus der Laplacepyramide zu rekonstruieren, ist obige Berechnungsvorschrift umzukehren. Die Ebenen der Laplacepyramide werden dazu aufsummiert, wobei die höhere Ebene zunächst expandiert und tiefpassgefiltert werden muss. [5] [11] [12]

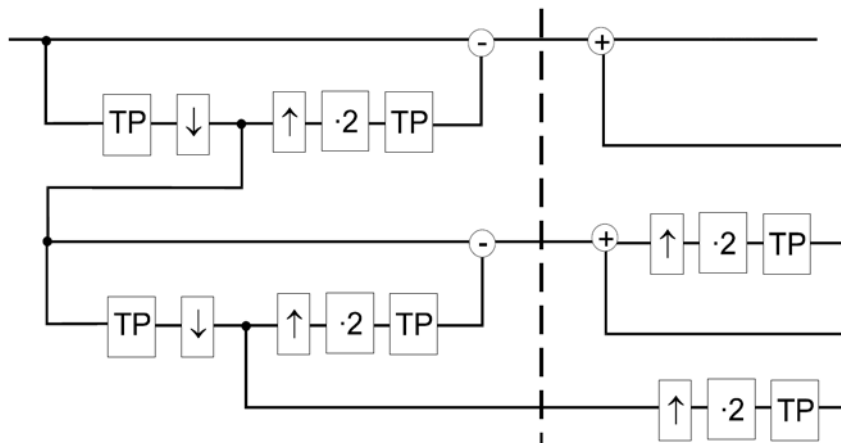


Abbildung 1-10: Ablaufdiagramm Konstruktion (linke Seite) und Rekonstruktion (rechte Seite) einer Laplacepyramide. [12]

1.5 CIE Farbmodelle

1.5.1 CIE-XYZ Normvalenzsystem

Um 1930 untersuchte das CIE (Commission internationale de l'éclairage) das Farbsehvermögen des Menschen. Dabei hatte eine Gruppe Probanden vorgegebene Farben mit drei monochromatischen Lichtquellen der Wellenlängen 700 nm (rot), 546 nm (grün) und 436 nm (blau) in einer vergleichenden Betrachtung nachzumischen. Die Probanden fasste das CIE unter dem Begriff 2° Normalbeobachter zusammen, da das Experiment bei einem Sichtfeld von 2° durchgeführt wurde. Als Ergebnis veröffentlichte das CIE die Spektralwertkurven der spektralen Primärvalenzen (vgl. Abbildung 1-11). Diese Spektralwertkurven wurden derart normiert, dass sich unter den Kurven eine gleich große Fläche ergibt. [18]

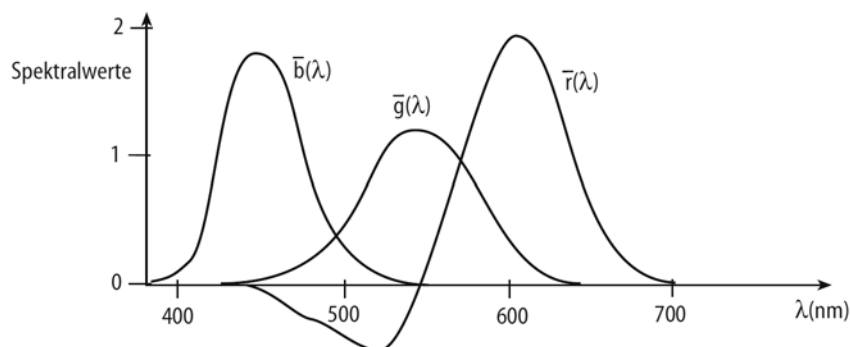


Abbildung 1-11: CIE Spektralwertkurven [18]

Von den Spektralwertkurven gelangt man durch Koordinatentransformation zum X, Y, Z System, mit dem Ziel, dass für reale Farben keine negativen Koeffizienten auftreten und die Valenz Y zur Hellempfindung des Menschen proportional ist. Da die neuen Valenzen nicht realisierbar sind, nennt man sie virtuelle Primärvalenzen. Dieses neue System bezeichnet man als CIE Normvalenzsystem mit den Normspektralwerten. [18]

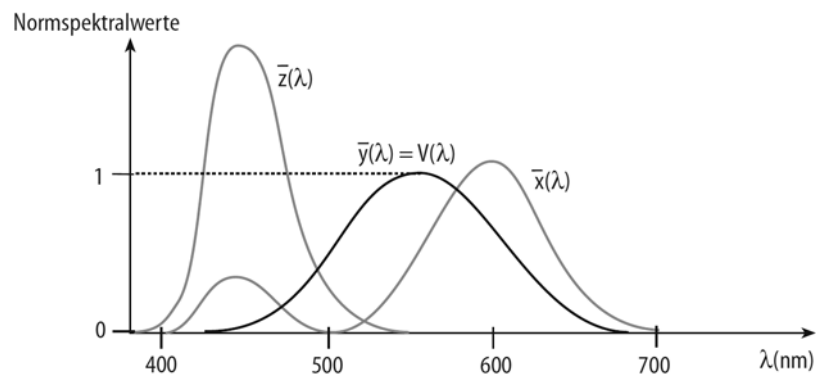


Abbildung 1-12: Normspektralkurven, Y entspricht der Hellempfindung $V(\lambda)$ des Menschen [12]

Um die Farben im zweidimensionalen Koordinatensystem präsentieren zu können, ist eine Normierung der Normfarbwerte X , Y , Z nötig. Die Normfarbwerte X , Y , Z werden wie folgt zu den Normwertanteilen x , y , z normiert: [18]

$$x + y + z = 1 \quad \text{und} \quad x = \frac{X}{(X + Y + Z)} \quad y = \frac{Y}{(X + Y + Z)} \quad z = \frac{Z}{(X + Y + Z)}$$

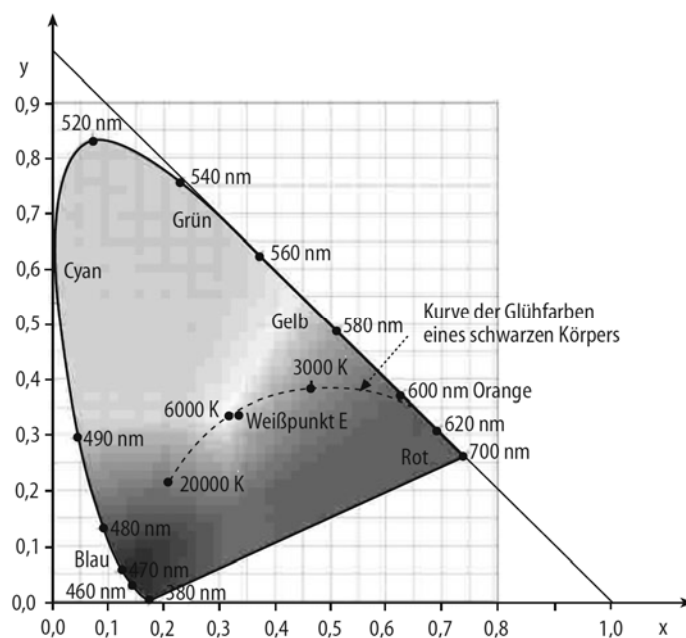


Abbildung 1-13: CIE Normfarbkarte: Die Normierung der Normfarbwerte X , Y , Z ermöglicht eine zweidimensionale Darstellung der Farben. [18]

1.5.2 CIELAB und CIELUV

Mit dem CIE Normvalenzsystem können Farben gut beschrieben werden und es ist so normiert, dass es einen zur Hellempfindung des Menschen proportionale Normspektralwertkurve bereitstellt. Die Farbwahrnehmung des Menschen ist aber nicht in dieser Weise berücksichtigt worden. Deshalb hat das CIE 1976 mit CIELAB und CIELUV zwei Farbräume veröffentlicht, welche die vom Menschen empfundenen Farbunterschiede in gleichen Abständen darstellen.

Die neuen Farbräume werden aus dem CIE Normvalenzsystem durch folgende mathematische Zusammenhänge berechnet:

CIELAB

$$\begin{aligned} L_{LAB} &= 116 \cdot \sqrt[3]{(Y/Y_n)} - 16 \\ a &= 500 \cdot \left[\sqrt[3]{(X/X_n)} - \sqrt[3]{(Y/Y_n)} \right] \\ b &= 200 \cdot \left[\sqrt[3]{(Y/Y_n)} - \sqrt[3]{(Z/Z_n)} \right] \end{aligned}$$

CIELUV

$$\begin{aligned} L_{LUV} &= 116 \cdot \sqrt[3]{(Y/Y_n)} - 16 \\ u &= 13 \cdot L \cdot (u' - u'_n) \\ v &= 13 \cdot L \cdot (v' - v'_n) \\ \text{mit } u' &= \frac{4X}{X + 15Y + 3Z} \quad \text{und} \quad u'_n = \frac{4X_n}{X_n + 15Y_n + 3Z_n} \\ \text{sowie } v' &= \frac{9Y}{X + 15Y + 3Z} \quad \text{und} \quad v'_n = \frac{9Y_n}{X_n + 15Y_n + 3Z_n} \end{aligned}$$

In beiden Farbräumen steht L_{LUV} bzw. L_{LAB} für den Helligkeitswert und spiegelt die Hellempfindung des Menschen wider. Die Normfarbwerte X_n , Y_n , Z_n sind die Normfarbwerte des vollkommen mattweißen Körpers unter der beleuchteten Lichtart und legen den Unbuntpunkt fest (siehe DIN 5033-7). [9]

1.6 DICOM-Standard

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) ist ein für medizinische Bildwiedergabegeräte und die vernetzte Kommunikation in der Medizin entwickelter Standard. Der DICOM-Standard ist ein offener Standard, der ständig an die Bedürfnisse und technischen Gegebenheiten in der Medizin angepasst wird. Die Publikation des DICOM-Standards wird unter der Federführung der National Electrical Manufacturers Association (NEMA) vorgenommen. Derzeit besteht der DICOM-Standard aus 20 Teilen und liegt in der Version DICOM PS 3 – 2011 vor. [13]

Der DICOM-Standard soll den Datenaustausch von diagnostischen Abbildungen und Testergebnissen und deren Darstellung bzw. Wiedergabe mit unterschiedlichsten digitalen Modalitäten ermöglichen. Bezogen auf die Wiedergabe soll eine visuell konsistente und vergleichbare Darstellung der Daten erreicht werden. Dies soll auch über Herstellergrenzen hinweg, sowie innerhalb und außerhalb von Computernetzen, in allen medizinischen Einrichtungen gewährleistet sein. Um das Ziel der visuellen Konsistenz zu erreichen, wird vom DICOM-Standard die Verwendung der Grayscale Standard Display Funktion (GSDF) empfohlen.

1.6.1 Grayscale Standard Display Function (GSDF)

Die *Grayscale Standard Display Function* (GSDF) wird in Teil 14 des DICOM-Standards definiert und standardisiert die Wiedergabe von digitalen Bildern. Der Definition der GSDF liegt das Barten Modell zugrunde. Hierbei wurde untersucht, wie groß der Helligkeitsunterschied sein muss, damit der Betrachter gerade noch einen Unterschied zwischen zwei Helligkeitsstufen erkennen kann. Diese Differenz wird Just Noticeable Difference (JND) genannt. Die GSDF ist für einen Leuchtdichtebereich von $0,05 \text{ cd/m}^2$ bis 4000 cd/m^2 definiert. Innerhalb dieses Bereiches ergeben sich 1023 JNDs; die JNDs und die entsprechenden Leuchtdichten sind in der DICOM Publikation zu finden. [14]

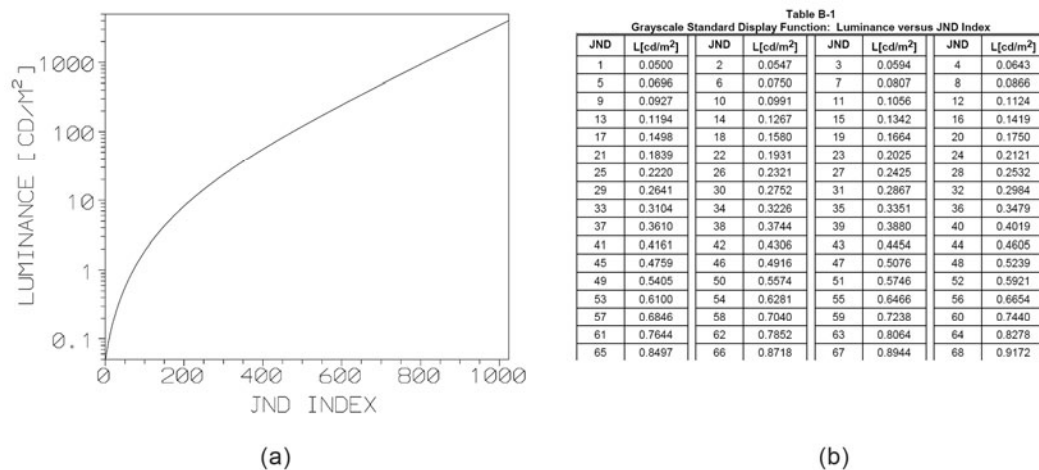


Abbildung 1-14: Bild (a): Die DICOM Grayscale Standard Display Function aufgetragen als logarithmische Leuchtdichte (engl. Luminance) gegen den JND Index; Bild (b): Auszug aus der Wertetabelle JND Index zu Leuchtdichte [14]

Formel zur Berechnung der Leuchtdichte für die 1023 JNDs:

$$\log_{10} L(j) = \frac{a + c \cdot \ln(j) + e \cdot (\ln(j))^2 + g \cdot (\ln(j))^3 + m \cdot (\ln(j))^4}{1 + b \cdot \ln(j) + d \cdot (\ln(j))^2 + f \cdot (\ln(j))^3 + h \cdot (\ln(j))^4 + k \cdot (\ln(j))^5}$$

Wobei gilt, \ln ist der natürliche Logarithmus, j der Index (1 bis 1023) der Leuchtdichtewerte $L(j)$ der JNDs und

$$\begin{aligned} a &= -1.3011877, \quad b = -2.5840191 \cdot 10^{-2}, \quad c = 8.0242636 \cdot 10^{-2}, \quad d = -1.0320229 \cdot 10^{-1}, \\ e &= 1.3646699 \cdot 10^{-1}, \quad f = 2.8745620 \cdot 10^{-2}, \quad g = -2.5468404 \cdot 10^{-2}, \quad h = -3.1978977 \cdot 10^{-3}, \\ k &= 1.2992634 \cdot 10^{-4}, \quad m = 1.3635334 \cdot 10^{-3} \end{aligned}$$

Berechnung der JNDs bei gegebener Leuchtdichte:

$$\begin{aligned} j(L) &= A + B \cdot \log_{10}(L) + C \cdot (\log_{10}(L))^2 + D \cdot (\log_{10}(L))^3 + E \cdot (\log_{10}(L))^4 + \\ &F \cdot (\log_{10}(L))^5 + G \cdot (\log_{10}(L))^6 + H \cdot (\log_{10}(L))^7 + I \cdot (\log_{10}(L))^8 \end{aligned}$$

Wobei gilt, \log_{10} ist der Logarithmus zur Basis 10, und

$$\begin{aligned} A &= 71.498068, \quad B = 94.593053, \quad C = 41.912053, \quad D = 9.8247004, \quad E = 0.28175407, \\ F &= -1.1878455, \quad G = -0.18014349, \quad H = 0.14710899, \quad I = -0.017046845 \end{aligned}$$

1.7 DIN-Norm: DIN V 6868-57

Die DIN Normenreihe 6868 besteht aus mehreren Teilen. In ihr sind alle DIN Normen zur „Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben“ [10] zusammengefasst.

Der Teil 57 der DIN 6868 Normenreihe, mit dem Titel „Abnahmeprüfung an Bildwiedergabegeräten“, enthält Vorgaben zur Prüfung und Klassifizierung von Bildwiedergabegeräten im röntgendiagnostischen Umfeld. Die Norm beschreibt Prüfmittel (Testbilder, Messgeräte etc.), sowie die Vorgehensweise bei einer Abnahmeprüfung. Grenzwerte und eine Klasseneinteilung für Bildwiedergaberäte sind ebenfalls enthalten.

Dieser Teil der Normungsreihe soll eine konsistente Darstellung auf Bildwiedergabegeräten im medizinisch diagnostischen Bereich sicherstellen. Dieser spezielle Teil der Normenreihen liegt nur als Vornorm vor. Die letzte Version ist im Februar 2001 herausgegeben worden, ist aber dennoch gültig und findet bei Abnahmeprüfungen gemäß ihres Titels Anwendung. [10]

1.8 Qualitätssicherungs-Richtlinie des BMU

Die „Richtlinie zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen nach den §§ 16 und 17 der Röntgenverordnung“, kurz QS-RL, wird vom Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) herausgegeben und soll die Vorgaben der Röntgenverordnung konkretisieren. Die QS-RL ist damit auch rechtlich relevant.

Ziel der QS-RL ist eine einheitliche Regelung und Vorgehensweise beim Vollzug der Röntgenverordnung über die Bundesländergrenzen hinweg. [3]

2 Material und Methoden

2.1 Verwendete Bildwiedergabesysteme

In der QS-RL finden sich bereits Vorschläge zu qualitativen Anforderungen an Bildwiedergabegeräte bei der Betrachtung radiologischer Bilder:

1	technische Parameter (empfohlene Werte)						
	2	3	4	5	6	7	
Körperregion / Methoden	Anw.-kategorie	Max. Leuchtdichte (cd/m ²)	Maximal- kontrast	Matrix des Bildschirmes (Richtwerte)	Diagonale des sichtbaren Bereiches des BWG (cm)	Diagonale des BWG nach Hersteller Angabe (Zoll) CRT LCD	
Alle Körperregionen und alle geeigneten Methoden	B	> 120	> 40	≥1000 x ≥1000	≥ 34	≥ 15	≥ 13,5
Angiographie, Kardiographie	B	> 120	> 40	≥500 x ≥500	≥ 34	≥ 15	≥ 13,5

Tabelle 1: Vorschläge QS-RL: Anforderungen an BWG für die Betrachtung [3]

Von den Fortschritten in der Displaytechnologie profitieren die zum Konsumgüterbereich zählenden Displays. Die technischen Parameter in den Datenblättern dieser Bildwiedergabegeräte übertreffen die obigen Vorschläge bezüglich maximaler Leuchtdichte, Maximalkontrast und Displaymatrix. Um auch bei der Betrachtung medizinischer Aufnahmen auf Displays des Konsumgüterbereichs einen ähnlichen visuellen Eindruck zu erreichen, wie ihn die Ärzte von radiologischen Befundmonitoren erwarten würden, ist eine Anpassung der Displays an die nicht-lineare Helligkeitswahrnehmung des visuellen Systems des Menschen (seitens der Hersteller) nötig. Da es sich bei den Konsumer-Displays in der Regel um RGB-Displays handelt, wird vermutet, dass deren Pixelwertwiedergabe dem CIE Normvalenzsystem folgt und die Displays damit alle wesentlichen Forderungen für Bildwiedergabegeräte zur Betrachtung erfüllen.

Die heutige weite Verbreitung mobiler Geräte, wie Tablet-PCs und Smartphones, mit ihren kleinen Displays und Bilddiagonalen ≤ 11 Zoll bzw. ≤ 28 cm, sowie

deren Einsatz vor allem auch im anspruchsvollen Unterhaltungsbereich ist ein weiteres Indiz für die gute Qualität mobiler Bildwiedergabesysteme. Deshalb sollen abweichend von der Empfehlung der QS-RL insbesondere auch kleinere Displays mit Bilddiagonalen kleiner als 34 cm (ca. 13.3 Zoll) untersucht werden. Exemplarisch wurden folgende Bildwiedergabesysteme ausgewählt:

	Samsung R65 (Laptop)	Samsung NC10 (Netbook)	Apple iPhone 4 (Smartphone)
Modell / Typ	NP-R65CV01/SEG	NP-NC10-KB03DE	MC603DN
Seriennummer	182G93EA100347R	ZJS493HS700260Z	65116T3SA4S
Displaykategorie	Kategorie I (≥ 14 Zoll)	Kategorie II (7 bis 11 Zoll)	Kategorie (3 bis 5 Zoll)
Displaygröße*	15 Zoll	10,2 Zoll	3,5 Zoll
Displayauflösung*	1.400 x 1.050 Pixel	1.024 x 600 Pixel	960 x 640 Pixel
max. Leuchtdichte*	200 cd/m ²	220 cd/m ²	keine Angabe
Display / Paneltyp	8 Bit RGB LCD TN-Panel	8 Bit RGB LCD TN-Panel	8 Bit RGB LCD IPS-Panel
Betriebssystem	Win XP Home SP3	Win XP Prof. SP3	Apple iOS 4.3.5

Tabelle 2: Verwendete Bildwiedergabesysteme; *: Technische Daten entnommen aus den Datenblättern der Hersteller (siehe DVD)

Alle Geräte können mittels Netzwerkadaptern drahtlos mit einem Netzwerk verbunden werden. Dies ist ein weiteres Kriterium für die Geräteauswahl, denn auf dem Weg der Netzwerkkommunikation werden in der Medizin heute üblicherweise die Daten bzw. die medizinischen Bilder auf die Bildwiedergabesysteme übertragen.

Das Apple iPhone 4 bzw. die Software des Gerätes kann nativ nur 8 Bit Bilder der Dateitypen .jpg und .tif verarbeiten. Eigene Tests haben ergeben, dass bei Bildern die Verwendung zusätzlich auf eine maximale Dateigröße von 5.000.000 Byte (4,76 MB) und einer Matrixgröße von 25.000.000 Pixel beschränkt ist.

2.2 Ermittlung technischer Daten der Displays

Messtechnisch sollen die maximale Leuchtdichte, der Maximalkontrast, sowie die Wiedergabekennlinie für Grauwerte ermittelt werden. Zusätzlich werden die Displays visuell auf gravierende Mängel geprüft.

2.2.1 Messgeräte

Als Prüfmittel wurde das Leuchtdichtemessgerät MAVO-SPOT 2 USB der Firma Gossen verwendet. Dieses Leuchtdichtemessgerät entspricht der Klasse B nach DIN 5032-7 und darf zur Abnahme- und Konstanzprüfungen nach DIN 6868-57 verwendet werden.

2.2.2 Testbilder

Für die messtechnischen Untersuchungen der Displays wurde der aus achtzehn 8 Bit Grauwertbildern bestehende Testbildsatz TG18-LN8-nn (nn = 01 bis 18) eingesetzt. Mit den Testbildern können die Leuchtdichtekennlinie der Displays, sowie die maximale Leuchtdichte (Testbild TG18-LN8-18) und der Maximalkontrast (TG18-LN8-01 und TG18-LN8-18) bestimmt werden.

Die Testbildreihe TG18-LN8-nn wurde von der American Association of Physicists in Medicine (AAPM) zur Qualifizierung von Displays im röntgen-diagnostischen Umfeld entwickelt. Die Testbilder werden im „AAPM On-Line Report No 03“ detailliert beschrieben. [2] Für die kleinen Displays wurden nach den Vorgaben im „AAPM On-Line Report No 03“ Testbilder mit 768 x 768 Pixel im .tif Format erstellt, um die Messung auf dem Apple iPhone 4 zu ermöglichen.

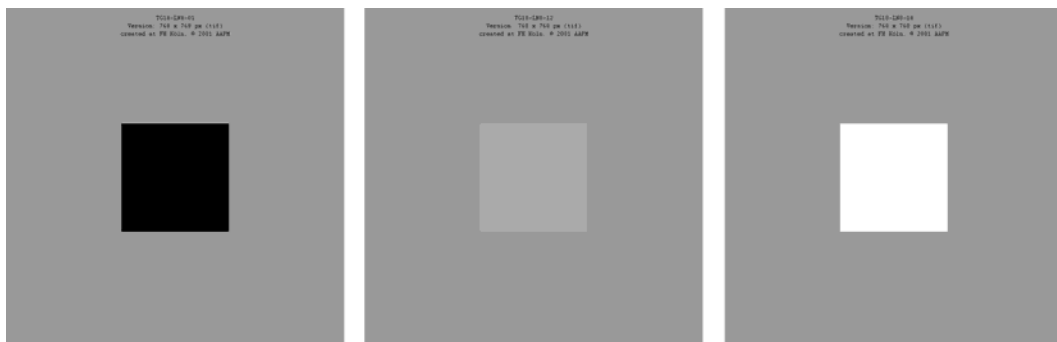


Abbildung 2-1: Exemplarisch aus dem Testbildsatz TG-LN8-nn von links nach rechts TG-LN8-01, TG-LN8-12 und TG-LN8-18

Für die visuelle Überprüfung der Displays wurde das Testbild TG18-QC in der 8 Bit 1024 x 1024 Pixel Version im .tif Dateiformat eingesetzt. Das Testbild wird

im „AAPM On-Line Report No 03“ beschrieben. [2] Aufgrund des Einsatzzwecks der Displays (nur Betrachtung) wird die visuelle Prüfung auf folgende Punkte beschränkt:

1. Sind die Linienpaarraster mit hohem Kontrast (Modulation 100%) im Zentrum und in den vier Ecken (verschieben des Testbildes ist erlaubt) des Displays sichtbar?
2. Sind die 5% und 95% Felder sichtbar?
3. Erscheinen die Verlaufsbalken kontinuierlich?
4. Sind alle 16 Leuchtdichtefelder unterscheidbar?

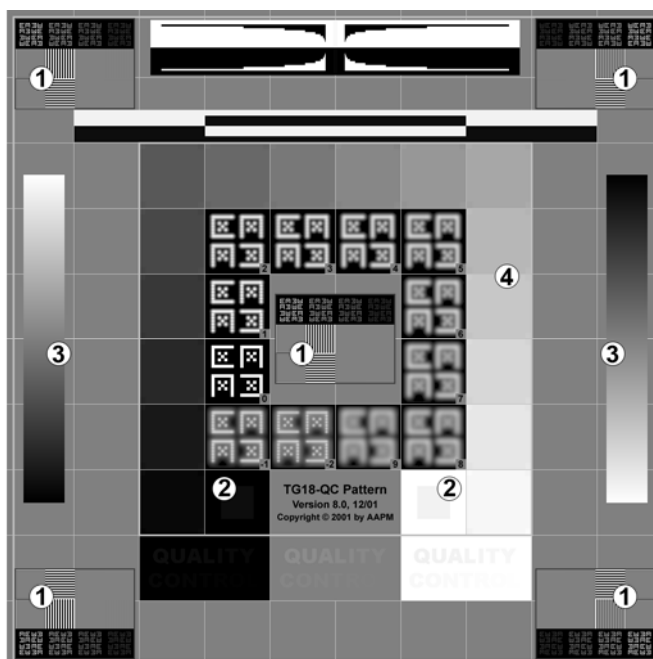


Abbildung 2-2: Testbild TG18-QC, Nummerierungen entsprechen obiger Fragestellungen

2.2.3 Messaufbau

Für die Bestimmung der Leuchtdichtekennlinie, des Maximalkontrast und der maximalen Leuchtdichte wurden alle Bildwiedergabesysteme in einem Dunkelraum unter Verwendung des Leuchtdichtemessgeräts und der Testbildreihe

TG-LN18-xx ausgemessen (je 10 Messungen pro Testbild). Die Displayoberfläche befand sich in einem Meter Entfernung vom Messgerät. Das Messgerät war bei allen Messungen auf einem Stativ befestigt und die Bildwiedergabesysteme befanden sich auf einem Tisch. Um Reflexionen von der Tischoberfläche zu vermeiden wurden die BWS nahe der Tischkante positioniert.

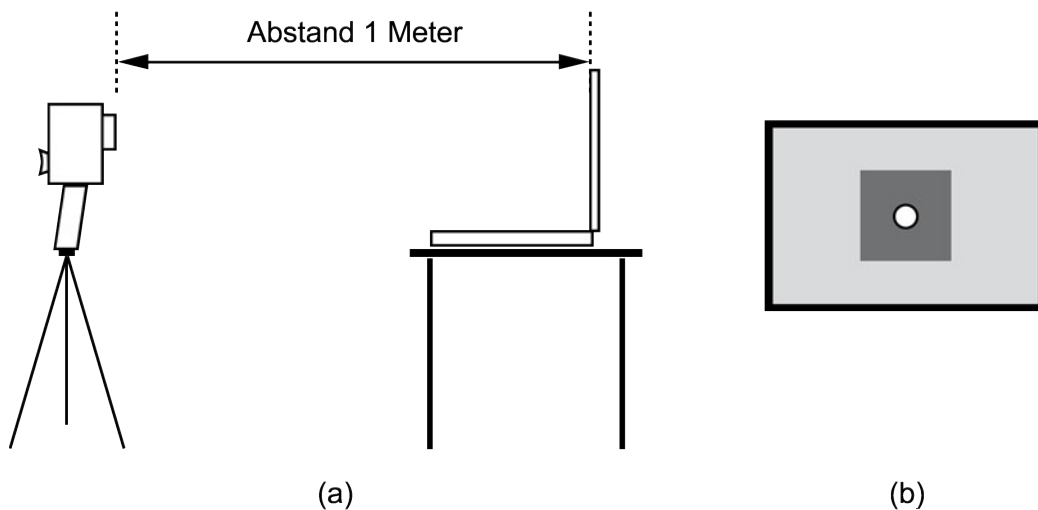


Abbildung 2-3: Schematische Darstellung des Messaufbaus (a) und Sicht auf die Displayoberfläche (b): Die Leuchtdichte wird im dunkelgrauen Testfeld des Testbildes gemessen, wobei der Kreis das Messfeld des Messgerätes symbolisiert.

2.2.4 Verwendete Software

ImageJ: ImageJ ist ein Bildbearbeitungs- und Bildverarbeitungsprogramm für zahlreiche Bildformate. ImageJ ist in der objektorientierten Programmiersprache Java geschrieben und dadurch plattformunabhängig einsetzbar. Das Programm ImageJ und dessen Programmcode sind „public domain“ (gemeinfrei), und kann somit von jedem frei kopiert und verändert werden. Es verfügt über eine umfangreiche und gut dokumentierte Programmierschnittstelle (engl.: application programming interface, kurz API) und kann durch Plugins erweitert oder selbst in andere Programme eingebunden werden. [15]

Das Programm ImageJ wurde zur Erstellung der Testbilder und zur Bildanzeige auf den mit Windows Betriebssystem ausgestatteten Bildwiedergabesystemen genutzt.

Microsoft Excel: Excel ist ein Tabellenkalkulationsprogramm vom Entwickler Microsoft (Microsoft Corporation). Es ermöglicht die Speicherung von Daten in Tabellen, umfangreiche Berechnungen mit den Daten und die grafische Aufbereitung und Darstellung der Ergebnisse.

Das Programm Excel wurde zur Dokumentation der Messwerte und deren Auswertung genutzt. Innerhalb der Applikation wurden mit den Messergebnissen Berechnungen durchgeführt und Diagramme erstellt.

Dropbox: Dropbox ist ein teilweise kostenloser Webdienst von Dropbox Incorporated, der die Synchronisation von Dateien zwischen verschiedenen Rechnern und Benutzern ermöglicht. Hierzu wird ein Netzwerk-Dateisystem eingerichtet, das eine Online-Datensicherung ermöglicht und welches serverseitig die Daten verschlüsselt. Für viele Betriebssysteme stellt der Anbieter Programme für einen Zugriff auf die Daten bereit, zusätzlich ist ein Zugriff mittels Webbrowser möglich.

Mit der Dropbox-App für das Apple iPhone 4 wurde auf die Bilddaten zugegriffen und diese bei Bedarf auf das iPhone 4 übertragen.

2.2.5 Auswertung der Messdaten

Die Auswertungen der Messdaten werden mit Excel vorgenommen. Für die Leuchtdichtekennlinie der Displays werden die arithmetischen Mittel aus den 10 Messwerten der Leuchtdichte pro Testbild (Testbildreihe TG-LN18-xx) gebildet. Diese gemittelten Messwerte der Leuchtdichte werden logarithmisch gegen die Pixelwerte in einem Diagramm aufgetragen und ergeben so die Leuchtdichtekennlinie des jeweiligen Displays.

Um einschätzen zu können, ob die Leuchtdichtekennlinien der Displays im Wesentlichen die Hellempfindung des Menschen berücksichtigen, wird für jedes Display mit Excel berechnet, wie die Leuchtdichtekennlinien verlaufen müssten, wenn die Displays nach DICOM oder CIE kalibriert wären. Hierzu werden aus den Messwerten für die maximale und minimale Leuchtdichte die entsprechenden Leuchtdichten berechnet. Werden diese logarithmisch gegen die Pixelwerte aufgetragen, ergeben sich die idealen Leuchtdichtekennlinien nach DICOM bzw. CIE.

2.2.5.1 Leuchtdichtekennlinie nach DICOM

Die Leuchtdichtekennlinie nach DICOM berechnet sich aus der gemessenen minimalen und maximalen Leuchtdichte (L_{\min} bzw. L_{\max}) wie folgt [17]:

- 1.) Berechnung der JND Werte $j(L_{\min})$ und $j(L_{\max})$ aus den Messwerten der minimalen und maximalen Leuchtdichte. (Formel für $j(L)$ siehe 1.6.1)
- 2.) Berechnung der zwischen $j(L_{\min})$ und $j(L_{\max})$ liegenden JND Werte $j(PW)$:

$$j(PW) = j(L_{\min}) + \left[PW \cdot \left(\frac{j(L_{\max}) - j(L_{\min})}{PW_{\max'}} \right) \right]$$

wobei PW = Pixelwert und $PW_{\max'}$ = maximaler Pixelwert; mit $PW \in \mathbb{N}$

- 3.) Berechnung zu den zu $j(PW)$ gehörigen Leuchtdichten $L(j)$ für Leuchtdichtekennlinie nach DICOM. (Formel $L(j)$ siehe 1.6.1)

2.2.5.2 Leuchtdichtekennlinie nach CIE

Die Leuchtdichtekennlinie nach CIE wird aus der CIELAB Definition (vgl. 1.5.2) abgeleitet. In dieser Definition steht L_{LAB} für die Helligkeit und kann Werte von 0 bis 100 annehmen, wobei der Wert 100 maximaler Helligkeit entspricht. Bezogen auf ein Display bedeutet das, $L_{LAB} = 100$ wird dann erreicht, wenn das Display mit der maximalen Leuchtdichte L_{\max} leuchtet, und dies die Darstellung des vollkommen mattweißen Körpers widerspiegelt. Diese Annahme kann mit der Formel für L_{LAB} wie folgt dargestellt werden:

$$\text{aus } L_{LAB} = 116 \cdot \sqrt[3]{(Y/Y_n)} - 16 \quad \xrightarrow{\text{wird}} \quad 100 = 116 \cdot \sqrt[3]{(L_{\max} / L_{\max})} - 16$$

Die Helligkeit des Displays wird über Pixelwerte angesteuert, die Helligkeit muss sich also entsprechend der Pixelwerte ändern. Um dies auszudrücken, wird die Formel wie folgt verallgemeinert:

$$\frac{PW}{PW_{\max'}} \cdot 100 = 116 \cdot \sqrt[3]{\frac{L(PW)}{L_{\max}}} - 16$$

wobei PW = Pixelwert und $PW_{\max'}$ = maximaler Pixelwert; mit $PW \in \mathbb{N}$

Das Umstellen der Formel nach $L(PW)$ ermöglicht die Berechnung der Leuchtdichtekennlinie nach CIE aus der gemessenen maximalen Leuchtdichte L_{\max} :

$$L(PW) = \left(\frac{\frac{100 \cdot PW}{PW_{\max'}} + 16}{116} \right)^3 \cdot L_{\max}$$

wobei PW = Pixelwert und $PW_{\max'}$ = maximaler Pixelwert; mit $PW \in \mathbb{N}$

2.3 Bildoptimierungen

2.3.1 Originaldaten

Ziel der Bildoptimierungen ist eine verbesserte Wiedergabe auf den mobilen Bildwiedergabesystemen. Als Ausgangsdaten stehen unkomprimierte 16 Bit Grauwertbilder im .tif Dateiformat zur Verfügung (Dateigrößen von über 100 MB bei einer Bildmatrix von bis 9800 x 7000 Pixel sind typisch). Diese sind bereits für die Anzeige auf Monitoren für die Befundung optimiert worden (prozessierte Bilder), die Diagnosen von Radiologen sind ebenfalls verfügbar. Bilddaten und Befund sind anonymisiert. Zehn typische Bilder wurden exemplarisch ausgewählt.

2.3.2 Software und Methoden zur Bildverarbeitung

Damit die Bilder auf dem Apple iPhone 4 betrachtet werden können, sind diese stets in ein 8 Bit Grauwertbild im .tif Dateiformat mit verkleinerter Bildmatrix zu überführen und Dateigrößen von unter 4,76 MB müssen erreicht werden. Daher werden die Bilder zusätzlich mit dem LZW Algorithmus verlustlos komprimiert.

2.3.2.1 Eingesetzte Software

Für Bildverarbeitungen mit dem Ziel einer optimierten Wiedergabe wurde das Programm ImageJ in der Version 1.43h eingesetzt, welches mit einem Plugin für die Berechnung der Laplacepyramiden, einem weiteren zur Manipulation der Ebenen der Laplacepyramide und einem Plugin zur Rücktransformation aus der Pyramide erweitert wurde. Die Plugins wurden von Prof. Dr. Kunz programmiert. ImageJ und die zusätzlichen Plugins wurden in die Entwicklungsumgebung „Eclipse“ integriert und mit Hilfe von ImageJ Makros gesteuert.

Das Programm Photoshop CS3 von Adobe wurde für die Verkleinerung der Bildmatrix (bikubische Interpolation) und anschließende Speicherung als .tif Bild mit LZW Komprimierung verwendet.

2.3.2.2 Methoden zur Bildoptimierung

Lineare Kontrastspreizung: Verwendet wird die automatische ImageJ Methode (Auto) aus dem Untermenü Image / Adjust / Brightness & Contrast. Die Optimierung erlaubt dabei in Abhängigkeit vom Histogramm des Bildes das Abschneiden (engl. clipping) eines kleinen Prozentanteil im hellen oder dunklen Bereich, um einen kontrastreicheren Eindruck zu erreichen.

Gammakorrektur: Für die Gammakorrektur wird die Standard ImageJ Methode aus dem Untermenü Process / Math / Gamma verwendet. Bei 16 Bit Grauwertbildern zieht ImageJ für die Normierung den maximalen und minimalen Pixelwert, die im Bild vorkommen, heran (i_{max} bzw. i_{min}) und berechnet die neuen Pixelwerte i nach Angabe des Korrekturparameters γ wie folgt:

$$f(i) = \left(\frac{i}{i_{\max} - i_{\min}} \right)^\gamma \cdot (i_{\max} - i_{\min}) \quad [15]$$

Nicht lineare Kontraststreckung: Die nicht lineare Kontraststreckung ergibt sich aus einer unterschiedlichen Gewichtung der erzeugten Ebenen der Laplacepyramide, bevor diese wieder in ein normales Bild zurück transformiert werden. Die Ebenen haben entsprechend der in ihnen gespeicherten Information auch einen Einfluss auf die Tonwerte des Bildes. Realisiert wird die unterschiedliche Gewichtung durch ein ImageJ Plugin, welches es ermöglicht, jede vorhandene Ebene separat linear zu verstärken oder abzuschwächen.

2.3.2.3 Parameterjustage durch visuellen Vergleich

Die Parameter für die Gammakorrektur und die Gewichtung der Ebenen der Laplacepyramide wurden durch visuellen Vergleich der Bildeindrücke zwischen den getesteten 8 Bit Bildwiedergabesystemen und einem Befundungsarbeitsplatz, mit einem nach DICOM kalibriertem Befundmonitor Modell „Dome C5i“ der Firma Planar, als Referenz experimentell ermittelt.

2.3.3 Erstellen der Vergleichsdaten

Um einen visuellen Vergleich mit den originalen Bilddaten auf allen Geräten zu ermöglichen, und die Veränderungen im direkten Vergleich sehen zu können, werden selbige zunächst wie folgt verarbeitet:

- 1.) In ImageJ: Öffnen des Originalbildes und Lineare Kontraststreckung.
- 2.) In ImageJ: Wandlung des 16 Bit in ein 8 Bit Grauwertbild und Speichern als nicht komprimierte .tif Datei.
- 3.) In Photoshop CS3: Verkleinern der Bildmatrix und speichern als LZW komprimierte .tif Datei (maximale Größe 4,76 MB).

3 Ergebnisse und Diskussion

3.1 Messergebnisse Displayuntersuchung

Die Messergebnisse werden in zusammengefasster Form wiedergeben. Die detaillierten Protokolle mit den Messwerten und Berechnungen befinden sich im Anhang (vgl. A.2) bzw. auf der beigelegten DVD als Excel Dateien.

3.1.1 Samsung R65 (Laptop)

Maximale Leuchtdichte L_{max}	169,84 cd/m ²
Minimale Leuchtdichte L_{min}	1,20 cd/m ²
Maximalkontrast $MK = L_{max} / L_{min}$	141
Sonstige Auffälligkeiten	keine

Tabelle 3: Eckdaten (Messergebnisse) Laptop Samsung R65

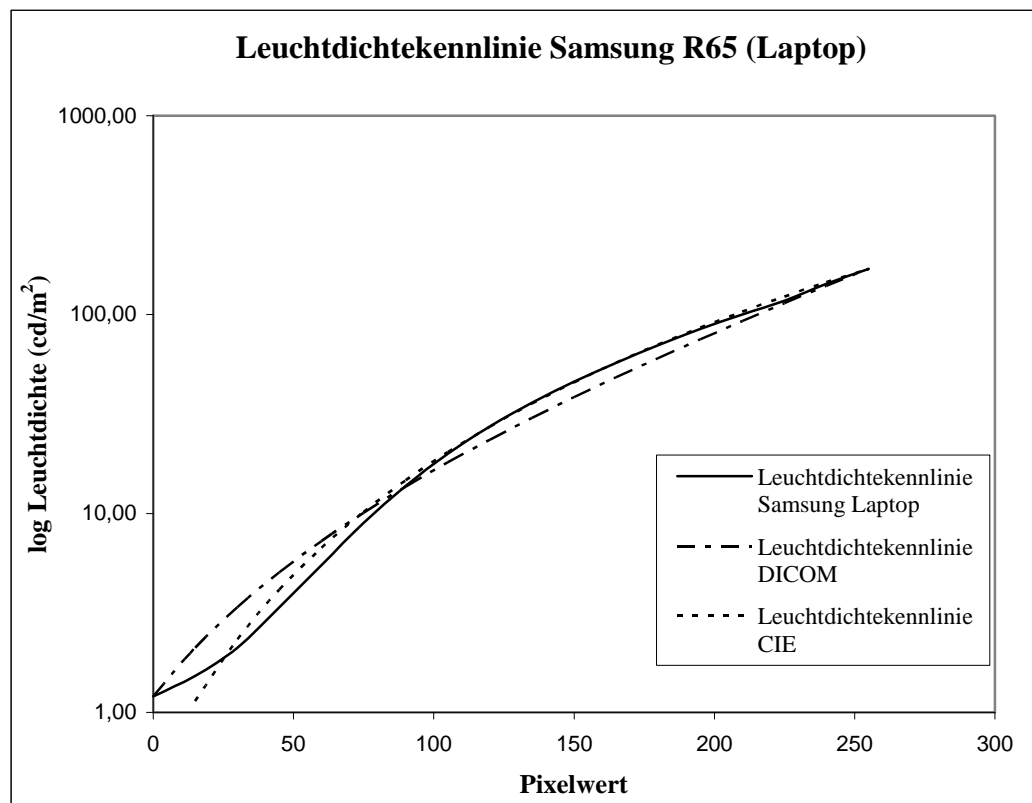


Abbildung 3-1: Gemessene Leuchtdichtekennlinie vom Samsung R65 im Vergleich zur DICOM-Leuchtdichtekennlinie und Leuchtdichtekennlinie nach CIE

3.1.2 Samsung NC10 (Netbook)

Maximale Leuchtdichte L_{max}	193,60 cd/m ²
Minimale Leuchtdichte L_{min}	0,93 cd/m ²
Maximalkontrast $MK = L_{max} / L_{min}$	209
Sonstige Auffälligkeiten	keine

Tabelle 4: Eckdaten (Messergebnisse) Netbook Samsung NC10

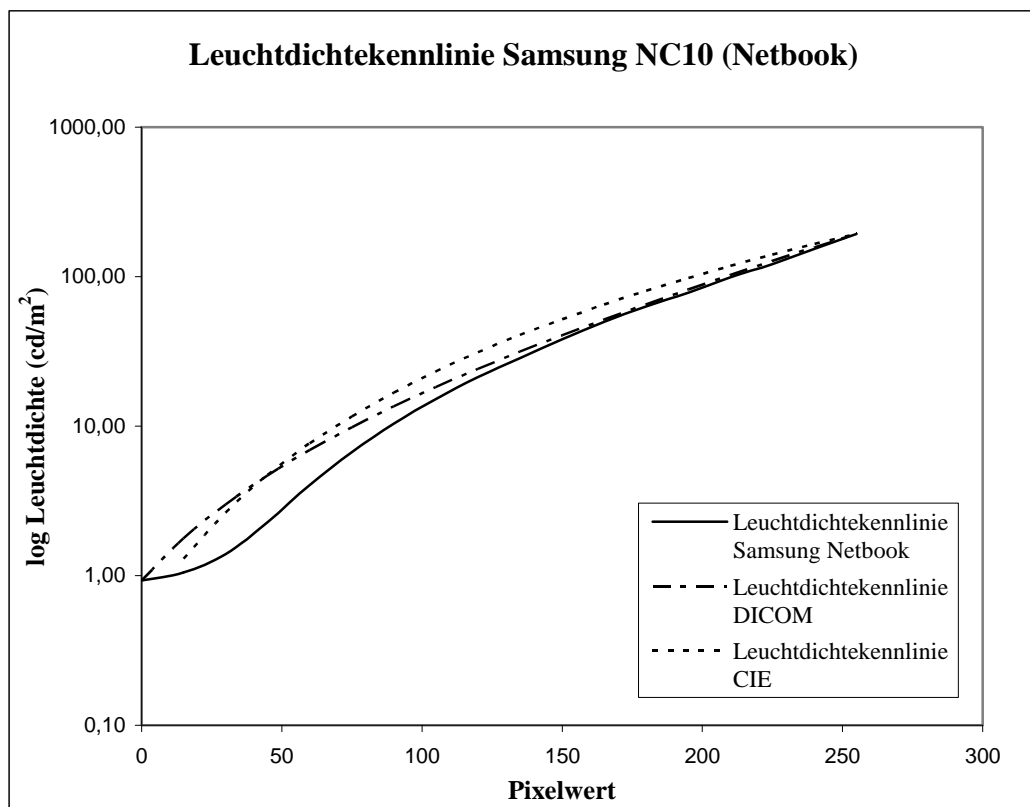


Abbildung 3-2: Gemessene Leuchtdichtekennlinie vom Samsung NC10 im Vergleich zur DICOM-Leuchtdichtekennlinie und Leuchtdichtekennlinie nach CIE

3.1.3 Apple iPhone 4 (Smartphone)

Maximale Leuchtdichte L_{max}	472,66 cd/m ²
Minimale Leuchtdichte L_{min}	1,64 cd/m ²
Maximalkontrast $MK = L_{max} / L_{min}$	288
Sonstige Auffälligkeiten	keine

Tabelle 5: Eckdaten (Messergebnisse) Smartphone Apple iPhone 4

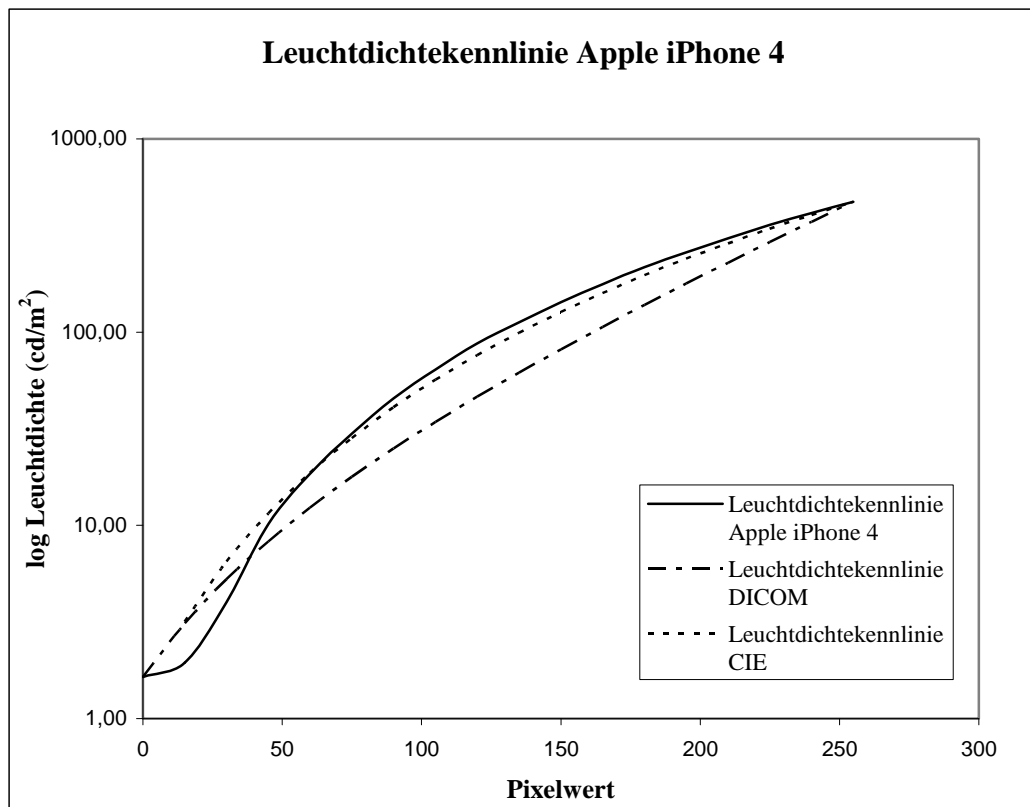


Abbildung 3-3: Gemessene Leuchtdichtekennlinie des Apple iPhone 4 im Vergleich zur DICOM-Leuchtdichtekennlinie und Leuchtdichtekennlinie nach CIE

3.1.4 Bewertung der Messergebnisse der Displayuntersuchung

Alle getesteten Bildwiedergabesysteme erreichen in dunklen Räumen einen Maximalkontrast MK von deutlich größer 100 und übertreffen damit sogar den in der DIN Norm 6868 -57 für Befundmonitore geforderten Wert von $MK > 100$.

Die DIN 6868-57 fordert für Betrachtungsmonitore weiterhin für das Verhältnis der maximalen Leuchtdichte L_{max} zur Schleierleuchtdichte L_s einen Wert von 40. Die Schleierleuchtdichte ist die Leuchtdichte, die durch Reflexion des Umgebungslichtes auf der Oberfläche des BWG hervorgerufen wird. Sie wird bei ausgeschalteten BWG in der Mitte des Displays gemessen. Die gemessenen maximalen Leuchtdichten von über 150 cd/m^2 erlauben demnach Schleierleuchtdichten von über $3,75 \text{ cd/m}^2$ ($L_{max}/40 = L_s$), was einen unproblematischen typischen Wert darstellt. [10]

Alle Geräte zeichnen sich durch eine im Wesentlichen der Hellempfindung des Menschen entsprechenden Wiedergabe aus. Die Leuchtdichtekennlinie des Laptops und die des Smartphones entsprechen annähernd der CIE-Kennlinie, die Kennlinie des Netbooks entspricht annähernd der DICOM-Kennlinie.

Die Größe der Bildschirmmatrizen in Verbindung mit den hohen Werten für den Maximalkontrast stellt eine ausreichende Orts- und Kontrastauflösung für die Betrachtung der meisten radiologischen Aufnahmen sicher.

3.2 Bewertung der Wiedergabe der Originaldaten

Die Wiedergabe der nach linearer Kontrastpreizung 8-Bit gewandelten Originaldaten (vgl. 2.3.3) auf den 8 Bit Testsystemen zeigt, dass die Details der Aufnahmen in das 8 Bit-Dateiformat überführt werden können. Allerdings sind die Details im Vergleich zur Darstellung der 16 Bit Originaldaten auf dem verwendeten 11,5 Bit Referenzmonitor deutlich weniger gut erkennbar, denn die lokalen Kontraste sind bei den 8 Bit Daten weniger stark ausgeprägt. Der Betrachter kann erst nach einer Adaption (des Auges bzw. Sehsystems) auf die „ungewöhnlich“ geringen Kontrastunterschiede in der 8 Bit Darstellung auf den mobilen Bildwiedergabesystemen Details erkennen.

Betrachtet man den globalen Kontrasteindruck, so ist festzustellen, dass auf den 8 Bit Systemen auch der globale Kontrast stark reduziert erscheint. Die Aufnahmen sind deutlich zu hell und wirken „überstrahlt“. Eine längere Begutachtung dieser Aufnahmen auf den 8 Bit Testsystemen strengt den Betrachter verhältnismäßig schnell an.

3.3 Schlussfolgerungen für die Bildverarbeitung

Die Betrachtung der 8 Bit gewandelten Originaldaten hat gezeigt, dass in den Bildern die lokalen Kontraste zu verstärken sind. Dies kann mit einer nicht linearen Kontrastpreizung durch Bildverarbeitung in den Ebenen der Laplacepyramide erreicht werden.

Für eine optimale 8 Bit Wandlung der Bilder wird eine lineare Kontrastspreizung vorgenommen. Um die globalen Kontraste zu erhöhen, kann eine Gamma-korrektur vorgenommen werden. Diese Maßnahme hat den Effekt, dass die Helligkeit besonders im niedrigen und im mittleren Tonwertbereich abgesenkt wird, wodurch der Effekt der „Überstrahlung“ verringert wird.

Alle Vorgänge werden im folgenden Ablaufdiagramm noch einmal zusammengefasst:

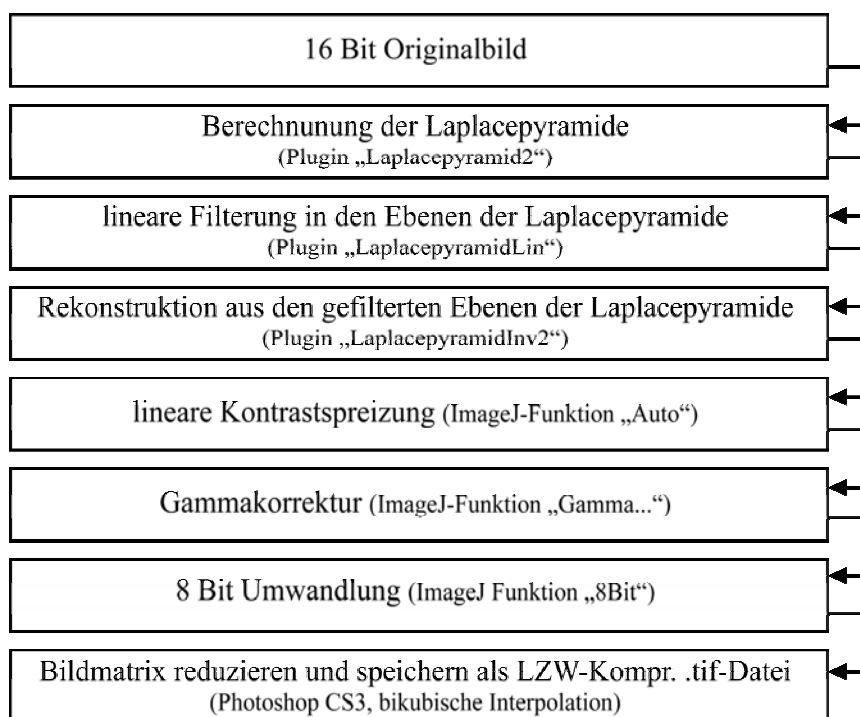


Abbildung 3-4: Schematischer Ablauf der vorgenommenen Bildverarbeitungen

3.4 Ergebnisse der Parameterjustage

Um die richtigen Parameter für die Bildverarbeitung zu ermitteln, wurde die Verarbeitungskette (vgl. Abbildung 3-4) mehrfach mit unterschiedlichen Parametersätzen durchlaufen. Die verarbeiteten Bilder wurden auf den 8 Bit Bildwiedergabegeräten angezeigt und sind mit der Darstellung der Originaldaten auf dem DICOM Referenzmonitor (vgl. 2.3.2.3) verglichen worden.

Bei den zur Verfügung stehenden radiologischen Bildern hat sich eine neunstufige Laplacepyramide bewährt. Die neun Ebenen wurden mit folgenden Faktoren linear verstärkt: Ebene 1 \rightarrow 1 ; Ebene 2 \rightarrow 1,75 ; Ebene 3 \rightarrow 1,5 ; Ebene 4 \rightarrow 1,5 ; Ebene 5 \rightarrow 1 ; Ebene 6 \rightarrow 1 ; Ebene 7 \rightarrow 1,25 , Ebene 8 \rightarrow 1,5 ; Ebene 9 \rightarrow 1,25

Dabei bedeutet ein Faktor von eins keine Veränderung der jeweiligen Ebenenstufe. Dies trifft bei der Wahl obiger Parametern auf die Ebene eins, die Ebene fünf und Ebene sechs zu. Die Verstärkung der ersten Ebene führt neben der Anhebung von feinen Details, sofern vorhanden, vor allem zu einem erhöhten Rauschen im Bild. Die Ebenen fünf und sechs zeigten bei einer Verstärkung nur wenig sichtbare Änderungen im Bildeindruck. Daher wurde schließlich auf eine Verstärkung der Ebenen ganz verzichtet. Die stärkste Verstärkung erfährt die zweite Ebene, da auch in ihr noch viele feine Detailinformationen gespeichert werden.

Bei der Gammakorrektur führte ein Gamma von $\gamma = 1,15$ zu guten Ergebnissen. Größere Werte führen zum Verlust von Details in den dunklen Bereichen der Bilder, kleinere Werte mindern den auf den 8 Bit Systemen auftretenden Überstrahlungseffekt unzureichend.

3.5 Ergebnisse der Bildoptimierung

Eine Übersicht aller Aufnahmen befindet sich im Anhang und die aus der Bildverarbeitung resultierenden Bilddaten sind auf der DVD zu dieser Arbeit gespeichert. Anhand von drei, der insgesamt zehn zur Verfügung stehenden Testbilder, soll der Effekt der vorgenommenen Bildverarbeitungen in diesem Abschnitt beispielhaft demonstriert werden.

Durch die Bildverarbeitung konnte die Darstellung der Bilder auf den 8 Bit Systemen der Darstellung auf dem DICOM Referenzsystem angeglichen werden. Organe, Gefäße und Knochen sind durch die Bildverarbeitung und eine daraus resultierende lokale Kontrasterhöhung auch auf den 8 Bit Systemen deutlich voneinander unterscheidbar.

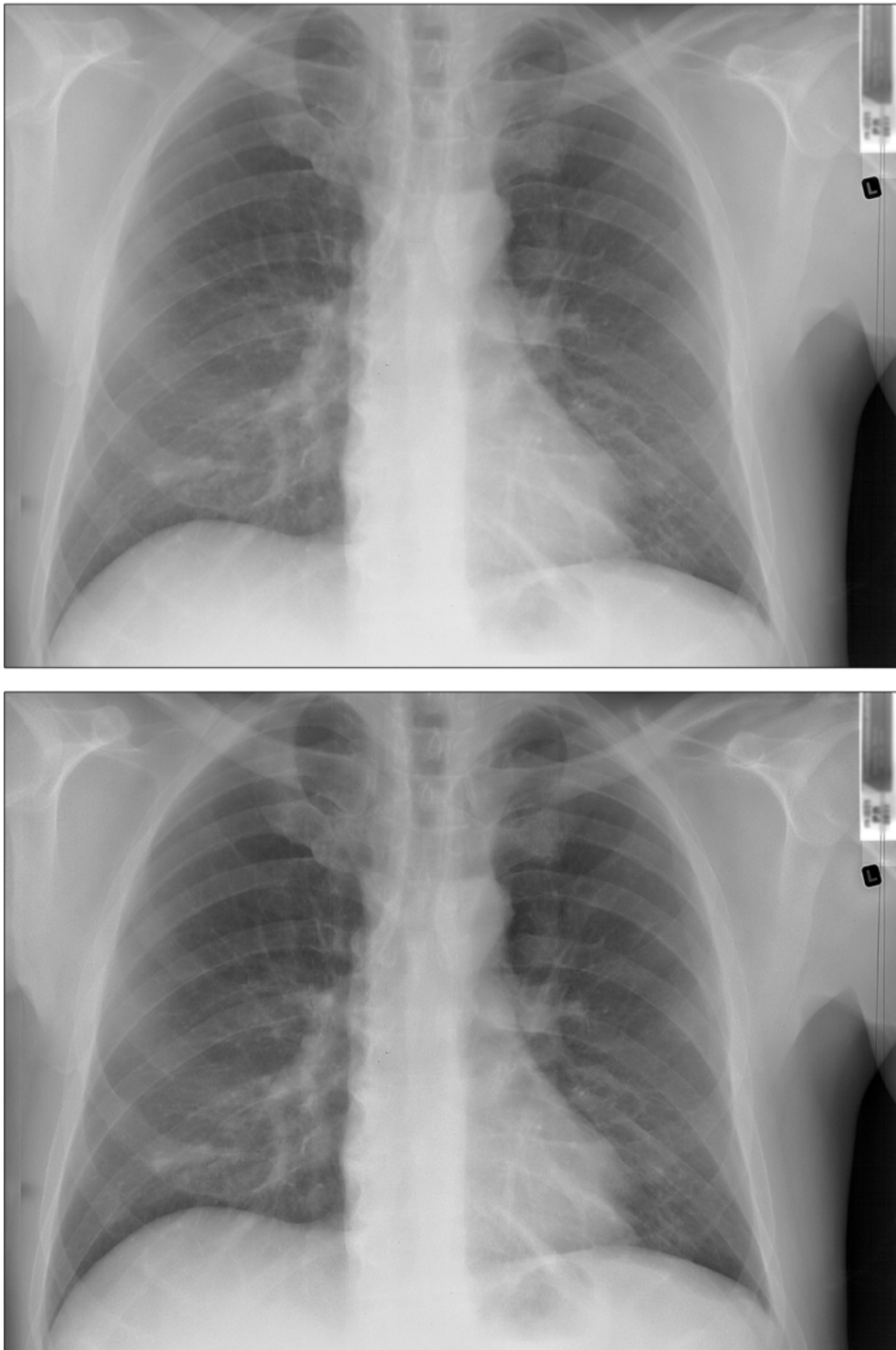


Abbildung 3-5: Lungenaufnahme; durch die Verarbeitung des Bildes (unten) zeichnet sich die Lunge im Vergleich mit dem Originalbild (oben) deutlich besser ab, ohne dabei die Details der Gefäße und Knochen zu verlieren.

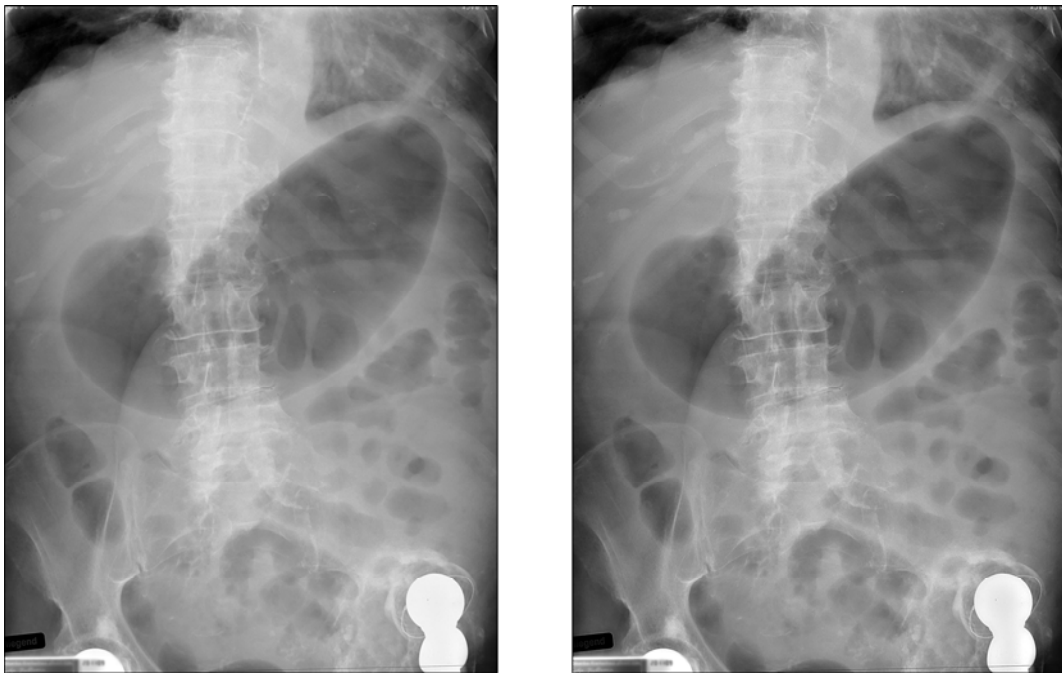


Abbildung 3-6: Die Bildverarbeitung (rechts) führt im Vergleich mit dem Originalbild (links) hier zu einer moderaten, aber gut sichtbaren Erhöhung der lokalen Kontraste.

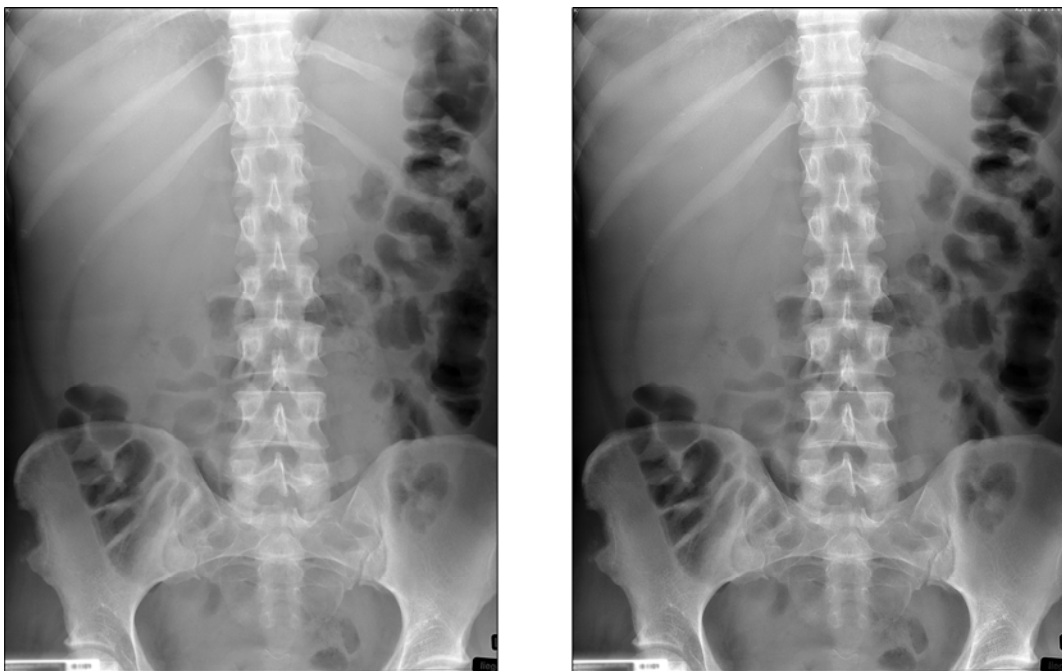


Abbildung 3-7: Im Vergleich mit dem Originalbild (links) resultiert aus der Bildverarbeitung (rechts) eine sehr deutliche Detailverstärkung bei den Wirbelkörpern und ein deutlicheres Erscheinungsbild bei den Gasansammlungen im Darm.

3.6 Fazit / Diskussion

Die *experimentelle Untersuchung* (Bildverarbeitung wie in Abschnitt 3.3 und 3.4 beschrieben / visueller Vergleich) zeigt, dass die untersuchten Bildwiedergabesysteme auch ohne vorherige Kalibrierung für die Betrachtung von digitalen radiologischen Bildern geeignet zu sein scheinen. Die Ergebnisse nach der Bildverarbeitung haben ergeben, dass die Kombination von Gammakorrektur, linearer Kontrastspreizung und einfachen Verstärkungen der Ebenen in der Laplacepyramide zu einer verbesserten Wiedergabe auf den unkalibrierten Bildwiedergabesystemen führt.

Die vergleichende visuelle Prüfung der Ergebnisse nach der Dynamikkompression zwischen den 8 Bit Systemen und dem kalibrierten Befundsystem zeigt ferner, dass die Darstellung der verarbeiteten Bilder vermutlich sogar eine Befundung auf den 8 Bit Systemen erlaubt, ohne diese zuvor nach DICOM kalibrieren zu müssen.

Die genaue visuelle Untersuchung der verarbeiteten Bilddaten zeigt aber auch, dass die optimalen Parameter für die Dynamikkompression in starkem Maß vom Bild, genauer von seinem Inhalt, abhängt (vgl. Abbildung 3-6 und Abbildung 3-7). Eine automatische Bildverarbeitung mit einem festen Parametersatz, wie sie im Rahmen der Arbeit durchgeführt worden ist, scheint offenbar nur bedingt verwendbar. Dies deckt sich auch mit den derzeit bekannten Erkenntnissen in der Literatur zur Dynamikkompression hochdynamischer Bilder (engl. HDR Images).

Die Verwendung von komplexeren Methoden zur Dynamikkompression bzw. des Tone Mappings kann dieses Problem vermutlich lösen. Die Untersuchungen von Čadik et.al. [6] haben ergeben, dass beispielsweise die Methoden von Reinhard et. al. [16] und auch Ward et. al. [20] sehr gut die Dynamik natürlicher Szenen in hoch dynamischen Bildern komprimieren. Da beide Methoden die Eigenschaften des menschlichen Sehsystems berücksichtigen, können vermutlich auch gute Ergebnisse bei radiologischen Aufnahmen erzielt werden.

Die *messtechnischen Untersuchungen* haben gezeigt, dass die nicht kalibrierten mobilen Bildwiedergabesysteme bezüglich der technischen Parameter der Aufgabe der informativen Betrachtung (im folgenden kurz: Betrachtung) genügen. Die Bildschirmgrößen des Netbooks (Samsung NC 10) und des Smartphones (Apple iPhone 4) sind zwar deutlich kleiner als beispielsweise in der QS-RL vorgeschlagen, die kleine Displaygröße kann aber durch Vergrößern des Bildschirm-ausschnittes (Zoomen) an den Geräten ausgeglichen werden.

Insbesondere beim iPhone 4 sind darüber hinaus eine gute Bedienbarkeit über das berührungsempfindliche Display, eine geringe Blickwinkelempfindlichkeit, sowie vor allem hohe Leuchtdichte- und Kontrastwerte aufgefallen (ursächlich ist vermutlich die verwendete IPS Technologie).

Zieht man nochmals die Anforderungen der derzeit gültigen Normen und Richtlinien für Bildwiedergabegeräte zur Befundung heran [1][3][10], so ist festzustellen, dass alle geprüften Geräte die Forderungen in den wichtigen Punkten wie Maximalkontrast oder minimale Leuchtdichte teils weit übertreffen. Die DIN-6868-57 [10] fordert für die Befundung beispielsweise einen Maximalkontrast $MK > 100$, das iPhone 4 erreichte bei unseren Messungen einen Wert von $MK = 288$ bei einer maximalen Weißleuchtdichte L_{\max} von ca. 470 cd/m^2 .

Vor dem Hintergrund, dass die Dynamikkompression zu überzeugenden Bild-darstellungen auf den mobilen Bildwiedergabesystemen geführt hat, und sie im wesentlichen der Hellempfindung des Menschen folgen, kann die Forderung nach DICOM Konformität bezüglich der Wiedergabekennlinie ausgeklammert werden und die Geräte sollten daher auf Diagnosefähigkeit geprüft werden.

Um zu prüfen, ob die vorgeschlagene Bildverarbeitung mit Dynamikkompression in Kombination mit den ermittelten technischen Voraussetzungen der mobilen Bildwiedergaberäte diese als Befundmonitore qualifiziert, ist eine Fallstudie mit Medizinern hierzu zu evaluieren. Diese Prüfung erfordert einerseits die Auf-

bereitung von Testbildern mittels einer Dynamikkompression, z. B. mit der hier angewendeten Methode oder auch andere z.B. Reinhard et. al. [16], und andererseits eine entsprechende Auswertungsmethodik (z.B. ROC: Receiver Operating Characteristic – Kurven). Entsprechende Untersuchungen von Sim et. al. [21] haben für Farb-Betrachtungsmonitore bereits gezeigt, dass diese für die Befundung geeignet sind. Auch die 8 Bit Tiefe der mobilen Bildwiedergabegeräte sollte unproblematisch für die Befundung sein [22].

Andere Formen von mobilen Displaysystemen, insbesondere Tablet-PC (z.B. Apple iPad 2), sind in die Untersuchungen mit einzubeziehen, denn die technischen Parameter aus den Datenblätter der Hersteller zeigen bei ihnen ähnlich gute Voraussetzungen. Des Weiteren sind die Möglichkeiten der Bedienbarkeit heute bei Tablet-PCs weit entwickelt. Bilder sind einfach zugänglich und können durch Softwarelösungen gedreht und vergrößert werden, so wie es auch vom ACR [1] für Befundmonitore gefordert wird.

3.6.1 Künftige Arbeiten

Davon ausgehend, dass die Ergebnisse einer Evaluierung zeigen, dass die in dieser Arbeit getätigten Ausführungen im Wesentlichen zutreffend sind, sind weitere Untersuchungen, mit dem Ziel der Entwicklung von aktuellen Richtlinien, insbesondere für die Betrachtung unter Berücksichtigung der Modalität der Farbmonitore, anzustreben. Folgende Untersuchungen sollten forciert werden:

- 1.) Der Einfluss der Displaygröße für die Aufgabe der Betrachtung von radiologischen Aufnahmen ist genauer zu untersuchen und sollte zukünftig zu einer einheitlichen verbindlichen Richtlinie führen.
- 2.) Der Einfluss des Umgebungslichtes und Anforderungen bzgl. der Blickwinkelempfindlichkeit sollten im Hinblick auf kleine Displays untersucht werden.
- 3.) Eine vergleichende Untersuchung mit Standarddisplays und Tone Mapping Algorithmen zur Dynamikkompression von hoch dynamischen

radiologischen Aufnahmen ist nötig, um hieraus zu erfahren, welche Verfahren und Algorithmen besonders für radiologische Bilder geeignet sind.

Gehen die Entwicklungen (Evaluierungen, Richtlinien etc. zu Betrachtung bzw. Befundung auf mobilen Bildwiedergabesystemen) weiter zügig voran, könnte dies einen spürbaren Qualitätsgewinn bei der Patientenversorgung und -beratung zur Folge haben. Die drahtlose Kommunikation der mobilen Bildwiedergabegeräte im PACS wird durchaus realisierbar sein. Dazu könnte die Einführung eines neuen Bildtyps innerhalb des DICOM Standards hilfreich sein. Bilder dieses neuen Bildtypes „*DICOM for viewing*“ sollten neben dem Bildtyp „*DICOM for praesentation*“ prozessiert werden. Fließend Fragen bzgl. Komprimierung und Sicherheit zeitnah bei der Entwicklung des neuen Bildtyps ein, können z.B. auch die Entwicklungen der Teleradiologie positiv beeinflusst werden.

Aufgrund der kleineren Displaygrößen im Vergleich mit Befundmonitoren wäre es auch denkbar, speziell für die Betrachtung Bildausschnitte mit den diagnostisch relevanten Informationen zu speichern.

A Anhang

A.1 Verwendete radiologische Aufnahmen

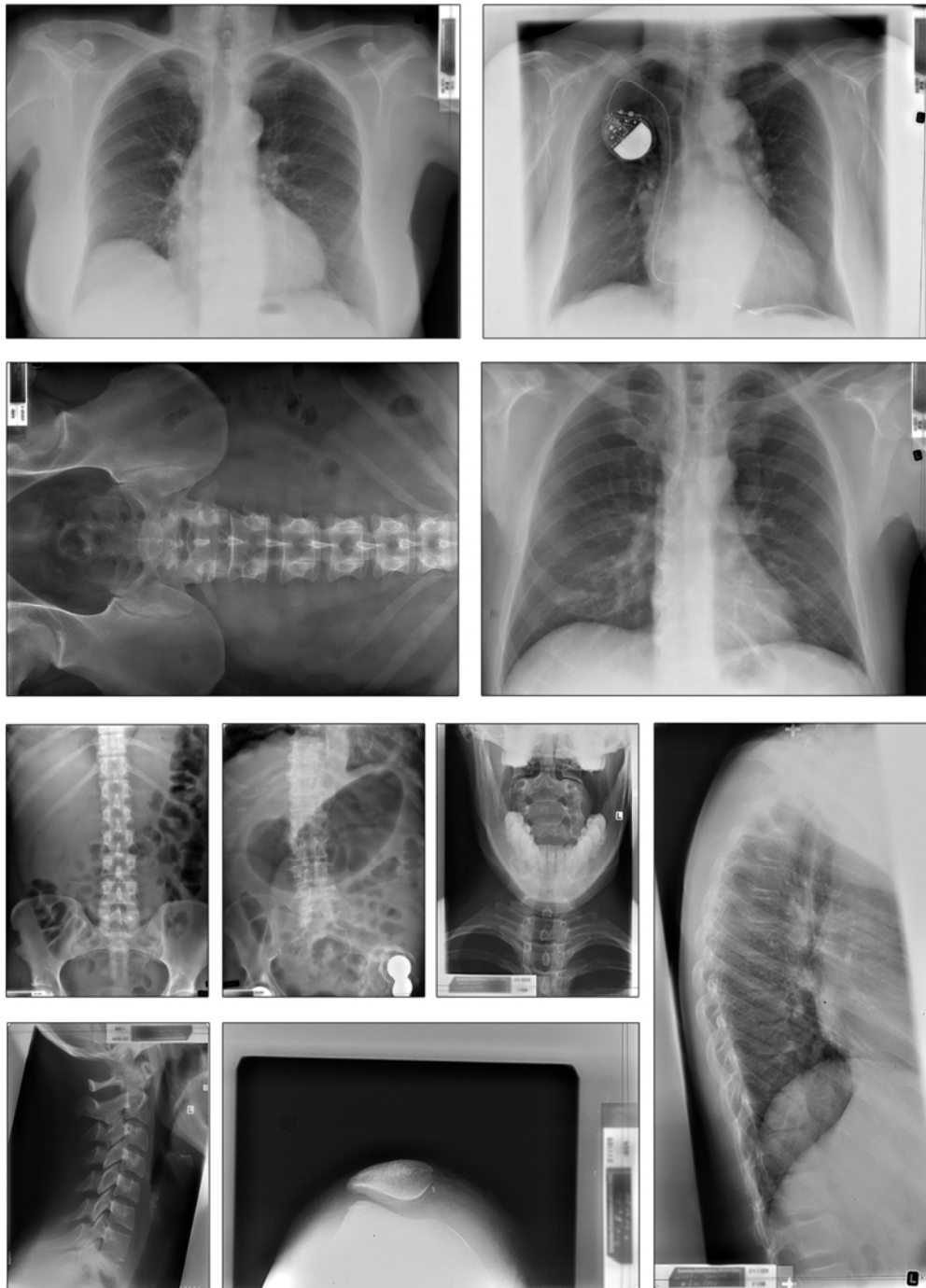


Abbildung A-1: Übersicht der als Testbilder verwendeten radiologischen Aufnahmen

A.2 Messprotokolle

A.2.1	Protokoll Samsung R65 (Laptop)	ab Seite 52
A.2.2	Protokoll Samsung NC10 (Netbook)	ab Seite 54
A.2.3	Protokoll Apple iPhone 4 (Smartphone)	ab Seite 56

A.2.1 Protokoll Samsung R65 (Laptop)

Datum: 07.11.2011

1 Standort

Institut	FH-Köln
Abteilung	IMP
Aufstellungsort / Raum	ZW-10-22
Beschreibung Ort	Messumgebung: Dunkelraum

2 Bildwiedergabesystem

Art	Laptop mit 15,4" LCD Panel
Hersteller	Samsung
Modell / Version	NP-R65-CV01/SEG
Seriennummer	182G93EA100347R
Kategorie	Betrachtung
Anschluss	BWG direkt am bilderzeugenden Gerät

3 Betrachtungs- und Messbedingungen

Reinigung der Frontscheibe:	ja
Installation des Bildwiedergabesystems gemäß Hersteller:	ja
Abweichungen:	keine

Leuchtdichtemessgerät (Typ)	Gossen Mavo-Spot 2 USB
Leuchtdichtemessgerät (SN)	9C40302

Umgebungslicht	0 lx
Schleierleuchtdichte	0 cd /m ²
Weißleuchtdichte	169,84 cd /m ²
Schwarzleuchtdichte	1,20 cd /m ²
MK	141 : 1

4 Visuelle Beurteilung

Testbild	TG-18-QC				
Strichraster sichtbar (LP Modulation 100%)	links oben	rechts oben	links unten	rechts unten	mitte
	ja	ja	ja	ja	ja

Gitter verzerrt nein

Unterscheidbarkeit der 16 Leuchtdichte-Flächenelemente ja

5% und 95% Feld, Sichtbarkeit	5% Feld	95% Feld
	ja	ja

Verläufe kontinuierlich ja

5	Messreihe												
	Auswertung			10 Messreihen									
	Testbild	Pixelwert	m. Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]
	TG18-LN8-01	0	1,20	1,20	1,19	1,20	1,22	1,21	1,20	1,22	1,18	1,19	1,21
	TG18-LN8-02	15	1,53	1,53	1,53	1,52	1,54	1,52	1,52	1,53	1,53	1,51	1,52
	TG18-LN8-03	30	2,11	2,11	2,13	2,10	2,11	2,11	2,12	2,10	2,12	2,11	2,13
	TG18-LN8-04	45	3,38	3,38	3,37	3,38	3,37	3,39	3,40	3,37	3,38	3,38	3,37
	TG18-LN8-05	60	5,51	5,51	5,51	5,52	5,53	5,51	5,50	5,51	5,51	5,52	5,51
	TG18-LN8-06	75	8,99	8,98	8,98	8,98	9,00	9,01	8,98	8,98	8,99	8,97	8,99
	TG18-LN8-07	90	13,77	13,78	13,78	13,77	13,76	13,77	13,80	13,76	13,78	13,76	13,77
	TG18-LN8-08	105	19,92	19,92	19,90	19,90	19,91	19,92	19,92	19,94	19,92	19,92	19,92
	TG18-LN8-09	120	27,39	27,39	27,38	27,39	27,39	27,39	27,37	27,39	27,40	27,39	27,39
	TG18-LN8-10	135	36,11	36,12	36,09	36,10	36,11	36,10	36,09	36,10	36,12	36,12	36,10
	TG18-LN8-11	150	46,04	46,04	46,01	46,05	46,04	46,06	46,04	46,04	46,05	46,04	46,04
	TG18-LN8-12	165	57,36	57,36	57,34	57,36	57,35	57,36	57,36	57,36	57,37	57,36	57,36
	TG18-LN8-13	180	70,11	70,11	70,11	70,10	70,11	70,11	70,11	70,12	70,10	70,11	70,11
	TG18-LN8-14	195	84,66	84,66	84,65	84,66	84,64	84,66	84,66	84,66	84,67	84,66	84,67
	TG18-LN8-15	210	100,00	99,98	99,99	99,97	100,00	100,10	99,98	99,98	99,98	99,99	99,98
	TG18-LN8-16	225	117,47	117,50	117,40	117,50	117,50	117,40	117,50	117,50	117,50	117,50	117,40
	TG18-LN8-17	240	142,68	142,70	142,60	142,60	142,70	142,70	142,70	142,70	142,60	142,80	142,70
	TG18-LN8-18	255	169,84	169,80	169,80	169,80	169,90	170,00	169,90	169,70	169,80	169,80	169,90

Tabelle 6: Messwerte für Leuchtdichtekennlinie (Samsung R65)

A.2.2 Protokoll Samsung NC10 (Netbook)

Datum: 07.11.2011

1 Standort

Institut	FH-Köln
Abteilung	IMP
Aufstellungsort / Raum	ZW-10-22
Beschreibung Ort	Messumgebung: Dunkelraum

2 Bildwiedergabesystem

Art	Netbook mit 10" LCD Panel
Hersteller	Samsung
Modell / Version	NP-NC10-KB03DE
Seriennummer	ZJS493HS700260Z
Kategorie	Betrachtung
Anschluss	BWG direkt am bilderzeugenden Gerät

3 Betrachtungs- und Messbedingungen

Reinigung der Frontscheibe:	ja
Installation des Bildwiedergabesystems gemäß Hersteller:	ja
Abweichungen:	keine

Leuchtdichtemessgerät (Typ):	Gossen Mavo-Spot 2 USB
Leuchtdichtemessgerät (SN):	9C40302

Umgebungslicht	0 lx
Schleierleuchtdichte	0 cd/m ²
Weißleuchtdichte	193,60 cd/m ²
Schwarzleuchtdichte	0,93 cd/m ²
MK	209 : 1

4 Visuelle Beurteilung

Testbild	TG-18-QC				
Strichraster sichtbar (LP Modulation 100%)	links oben	rechts oben	links unten	rechts unten	mitte
	ja	ja	ja	ja	ja

Gitter verzerrt	nein
-----------------	------

Unterscheidbarkeit der 16 Leuchtdichte-Flächenelemente	ja
--	----

5% und 95% Feld, Sichtbarkeit	5% Feld ja	95% Feld ja
----------------------------------	---------------	----------------

Verläufe kontinuierlich	ja
-------------------------	----

5	Messreihe			10 Messreihen									
	Auswertung			Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]
	Testbild	Pixelwert	m. Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]
	TG18-LN8-01	0	0,93	0,91	0,93	0,93	0,95	0,93	0,92	0,93	0,93	0,93	0,92
	TG18-LN8-02	15	1,05	1,03	1,04	1,04	1,03	1,05	1,06	1,06	1,08	1,07	1,07
	TG18-LN8-03	30	1,40	1,39	1,39	1,40	1,41	1,41	1,38	1,38	1,41	1,41	1,39
	TG18-LN8-04	45	2,28	2,28	2,28	2,28	2,29	2,29	2,29	2,28	2,28	2,27	2,28
	TG18-LN8-05	60	4,04	4,03	4,03	4,03	4,06	4,05	4,04	4,84	4,02	4,03	4,05
	TG18-LN8-06	75	6,70	6,70	6,70	6,70	6,71	6,70	6,69	6,69	6,69	6,69	6,70
	TG18-LN8-07	90	10,41	10,40	10,40	10,41	10,41	10,42	10,43	10,41	10,41	10,42	10,43
	TG18-LN8-08	105	15,20	15,19	15,20	15,20	15,19	15,20	15,20	15,20	15,21	15,22	15,20
	TG18-LN8-09	120	21,38	21,36	21,36	21,38	21,37	21,38	21,38	21,38	21,38	21,39	21,38
	TG18-LN8-10	135	28,58	28,56	28,56	28,56	28,58	28,59	28,57	28,58	28,58	28,59	28,60
	TG18-LN8-11	150	38,17	38,18	38,19	38,19	38,17	38,19	38,20	38,15	38,15	38,17	38,15
	TG18-LN8-12	165	50,09	50,09	50,10	50,10	50,10	50,12	50,08	50,08	50,08	50,10	50,09
	TG18-LN8-13	180	63,25	63,25	63,25	63,23	63,25	63,23	63,25	63,25	63,27	63,26	63,25
	TG18-LN8-14	195	78,08	78,09	78,10	78,10	78,08	78,11	78,12	78,07	78,04	78,04	78,05
	TG18-LN8-15	210	98,99	98,98	98,99	98,99	99,00	99,02	98,99	98,98	98,99	98,99	99,00
	TG18-LN8-16	225	121,20	121,20	121,10	121,20	121,20	121,20	121,20	121,20	121,30	121,20	121,20
	TG18-LN8-17	240	153,26	153,3	153,3	153,3	153,2	153,2	153,3	153,3	153,2	153,2	153,3
	TG18-LN8-18	255	193,60	193,6	193,6	193,5	193,6	193,6	193,7	193,6	193,6	193,7	193,5

Tabelle 7: Messwerte für Leuchtdichtekennlinie (Samsung NC10)

A.2.3 Protokoll Apple iPhone 4

Datum: 07.11.2011

1 Standort

Institut	FH-Köln
Abteilung	IMP
Aufstellungsort / Raum	ZW-10-22
Beschreibung Ort	Messumgebung: Dunkelraum

2 Bildwiedergabesystem

Art	Smartphone 3,5" LCD-Panel
Hersteller	Apple
Modell / Version	MC603DN
Seriennummer	65116T3SA4S
Kategorie	Betrachtung
Anschluss	BWG direkt am bilderzeugenden Gerät

3 Betrachtungs- und Messbedingungen

Reinigung der Frontscheibe:	ja
Installation des Bildwiedergabesystems gemäß Hersteller:	ja
Abweichungen:	keine

Leuchtdichtemessgerät (Typ)	Gossen Mavo-Spot 2 USB
Leuchtdichtemessgerät (SN)	9C40302

Umgebungslicht	0 lx
Schleierleuchtdichte	0 cd /m ²
Weißleuchtdichte	472,66 cd /m ²
Schwarzleuchtdichte	1,64 cd /m ²
MK	288 : 1

4 Visuelle Beurteilung

Testbild	TG-18-QC				
Strichraster sichtbar (LP Modulation 100%)	links oben ja	rechts oben ja	links unten ja	rechts unten ja	mitte ja
Gitter verzerrt	nein				
Unterscheidbarkeit der 16 Leuchtdichte-Flächenelemente	ja				
5% und 95% Feld, Sichtbarkeit	5% Feld ja	95% Feld ja			
Verläufe kontinuierlich	ja				

5	Messreihe												
	Auswertung			10 Messreihen									
	Testbild	Pixelwert	m. Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]	Leuchtd. L [cd/m ²]
	TG18-LN8-01	0	1,64	1,63	1,63	1,64	1,65	1,65	1,64	1,64	1,65	1,63	1,65
	TG18-LN8-02	15	1,95	1,95	1,94	1,93	1,95	1,95	1,96	1,95	1,96	1,95	1,95
	TG18-LN8-03	30	4,00	3,98	3,99	3,99	3,98	3,99	4,00	4,01	4,00	4,00	4,01
	TG18-LN8-04	45	10,15	10,14	10,14	10,15	10,14	10,16	10,16	10,15	10,15	10,15	10,15
	TG18-LN8-05	60	18,46	18,46	18,45	18,46	18,44	18,47	18,46	18,46	18,46	18,46	18,46
	TG18-LN8-06	75	29,88	29,87	29,86	29,89	29,88	29,88	29,88	29,87	29,88	29,87	29,89
	TG18-LN8-07	90	45,37	45,35	45,36	45,39	45,39	45,37	45,37	45,35	45,36	45,36	45,37
	TG18-LN8-08	105	63,93	63,96	63,96	63,96	63,93	63,97	63,98	63,97	63,96	63,96	63,66
	TG18-LN8-09	120	87,28	87,27	87,26	87,28	87,29	87,27	87,27	87,31	87,29	87,28	87,31
	TG18-LN8-10	135	112,39	112,40	112,40	112,30	112,40	112,40	112,40	112,50	112,40	112,30	112,40
	TG18-LN8-11	150	143,03	143,30	143,00	143,00	142,90	143,00	143,00	143,10	143,00	143,00	143,00
	TG18-LN8-12	165	176,57	176,60	176,50	176,50	176,60	176,60	176,60	176,60	176,50	176,60	176,60
	TG18-LN8-13	180	216,95	216,90	217,00	216,80	217,00	217,00	216,90	217,10	217,00	216,80	217,00
	TG18-LN8-14	195	258,49	258,50	258,40	258,50	258,50	258,50	258,60	258,40	258,50	258,50	258,50
	TG18-LN8-15	210	306,22	306,10	306,20	306,20	306,30	306,40	306,20	306,20	306,10	306,30	306,20
	TG18-LN8-16	225	358,55	358,60	358,60	358,60	358,40	358,60	358,60	358,50	358,40	358,60	358,60
	TG18-LN8-17	240	413,62	413,40	413,60	413,40	413,60	413,60	413,80	413,60	413,70	413,90	413,60
	TG18-LN8-18	255	472,66	472,60	472,80	472,50	472,60	472,90	472,80	472,50	472,60	472,60	472,70

Tabelle 8: Messwerte für Leuchtdichtekennlinie (Apple iPhone 4)

A.3 Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1-1: LICHT, EIN BEREICH INNERHALB DES SPEKTRUM DER ELEKTROMAGNETISCHEN WELLEN [18].....	11
ABBILDUNG 1-2: SPEKTRALE HELLEMPFINDLICHKEIT DES MENSCHLICHEN AUGES FÜR SKOTOPISCHES (DUNKEL ADAPTIERT) UND PHOTOPISCHES SEHEN (HELL ADAPTIERT). [18].....	12
ABBILDUNG 1-3: ZUR DEFINITION DER LEUCHTDICHTE [18]	13
ABBILDUNG 1-4: MODEL ZWEIDIMENSIONALES DIGITALES BILD: EINE $M \times N$ BILDMATRIX.....	15
ABBILDUNG 1-5: HISTOGRAMM EINES 8-BIT GRAUWERTBILDES	15
ABBILDUNG 1-6: DIE DYNAMIK EINES BILDES LÄSST SICH AM HISTOGRAMM ERKENNEN. BEI GERINGER DYNAMIK SIND FEHLSTELLEN IM HISTOGRAMM SICHTBAR. AUCH ERKENNBAR: EINE NIEDRIGE DYNAMIK FÜHRT, IN ABHÄNGIGKEIT VOM DARGESTELLTEN BILD ZU ARTEFAKTEN. BILD (A): HOHE DYNAMIK; BILD (B): NIEDRIGE DYNAMIK, 64 PIXELWERTE WERDEN GENUTZT; BILD (C): EXTREM NIEDRIGE DYNAMIK, MIT NUR 6 PIXELWERTEN [4].....	17
ABBILDUNG 1-7: EINFACHE VERANSCHAULICHUNG ZUR DYNAMIKKOMPRESSION; BILD (A): KEINE DYNAMIKKOMPRESSION, DAS MOTIV WIRD IN DEN DUNKLEN UND HELLEN TONWERTEN BESCHNITTEN; BILD (B) ANWENDUNG VON VERFAHREN ZUR DYNAMIKKOMPRESSION, ALLE TONWERTE DES MOTIVS WERDEN BERÜCKSICHTIGT.....	18
ABBILDUNG 1-8: GAUßPYRAMIDE.....	19
ABBILDUNG 1-9: LAPLACEPYRAMIDE (A) UND SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER PYRAMIDENSTRUKTUR (B)	20
ABBILDUNG 1-10: ABLAUFDIAGRAMM KONSTRUKTION (LINKE SEITE) UND REKONSTRUKTION (RECHTE SEITE) EINER LAPLACEPYRAMIDE. [12].....	21
ABBILDUNG 1-11: CIE SPEKTRALWERTKURVEN [18].....	22
ABBILDUNG 1-12: NORMSPEKTRALKURVEN, Y ENTSpricht DER HELLEMPFINDUNG $V(\lambda)$ DES MENSCHEN [12].....	23
ABBILDUNG 1-13: CIE NORMFARBKARTE: DIE NORMIERUNG DER NORMFARBWERTE X, Y, Z ERMÖGLICHT EINE ZWEIDIMENSIONALE DARSTELLUNG DER FARBEN. [18]	23

ABBILDUNG 1-14: BILD (A): DIE DICOM GRAYSCALE STANDARD DISPLAY FUNCTION AUFGETRAGEN ALS LOGARITHMISCHE LEUCHTDICHTE (ENGL. LUMINACE) GEGEN DEN JND INDEX; BILD (B): AUSZUG AUS DER WERTETABELLE JND INDEX ZU LEUCHTDICHTE [14]	26
ABBILDUNG 2-1: EXEMPLARISCH AUS DEM TESTBILDSATZ TG-LN8-NN VON LINKS NACH RECHTS TG-LN8-01, TG-LN8-12 UND TG-LN8-18	30
ABBILDUNG 2-2: TESTBILD TG18-QC, NUMMERIERUNGEN ENTSPRECHEN OBIGER FRAGESTELLUNGEN.....	31
ABBILDUNG 2-3: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES MESSAUFBAUS (A) UND SICHT AUF DIE DISPLAYOBERFLÄCHE (B): DIE LEUCHTDICHTE WIRD IM DUNKELGRAUEN TESTFELD DES TESTBILDES GEMESSEN, WOBEI DER KREIS DAS MESSFELD DES MESSGERÄTES SYMBOLISIERT.	32
ABBILDUNG 3-1: GEMESSENE LEUCHTDICHTEKENNLINIE VOM SAMSUNG R65 IM VERGLEICH ZUR DICOM-LEUCHTDICHTEKENNLINIE UND LEUCHTDICHTEKENNLINIE NACH CIE..	38
ABBILDUNG 3-2: GEMESSENE LEUCHTDICHTEKENNLINIE VOM SAMSUNG NC10 IM VERGLEICH ZUR DICOM- LEUCHTDICHTEKENNLINIE UND LEUCHTDICHTEKENNLINIE NACH CIE.	39
ABBILDUNG 3-3: GEMESSENE LEUCHTDICHTEKENNLINIE DES APPLE IPHONE 4 IM VERGLEICH ZUR DICOM- LEUCHTDICHTEKENNLINIE UND LEUCHTDICHTEKENNLINIE NACH CIE.	40
ABBILDUNG 3-4: SCHEMATISCHER ABLAUF DER VORGENOMMENEN BILDVERARBEITUNGEN	42
ABBILDUNG 3-5: LUNGENAUFNAHME; DURCH DIE VERARBEITUNG DES BILDES (UNTEN) ZEICHNET SICH DIE LUNGE IM VERGLEICH MIT DEM ORIGINALBILD (OBEN) DEUTLICH BESSER AB, OHNE DABEI DIE DETAILS DER GEFÄßE UND KNOCHEN ZU VERLIEREN.....	44
ABBILDUNG 3-6: DIE BILDVERARBEITUNG (RECHTS) FÜHRT IM VERGLEICH MIT DEM ORIGINALBILD (LINKS) HIER ZU EINER MODERATEN, ABER GUT SICHTBAREN ERHÖHUNG DER LOKALEN KONTRASTE.....	45
ABBILDUNG 3-7: IM VERGLEICH MIT DEM ORIGINALBILD (LINKS) RESULTIERT AUS DER BILDVERARBEITUNG (RECHTS) EINE SEHR DEUTLICHE DETAILVERSTÄRKUNG BEI DEN WIRBELKÖRPERN UND EIN DEUTLICHERES ERSCHEINUNGSBILD BEI DEN GASANSAMMLUNGEN IM DARM.	45
ABBILDUNG A-1: ÜBERSICHT DER ALS TESTBILDER VERWENDETEN RADIOLOGISCHEN AUFNAHMEN	50

A.4 Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: VORSCHLÄGE QS-RL: ANFORDERUNGEN AN BWG FÜR DIE BETRACHTUNG [3].....	28
TABELLE 2: VERWENDETE BILDWIEDERGABESYSTEME; *: TECHNISCHE DATEN ENTNOMMEN AUS DEN DATENBLÄTTERN DER HERSTELLER (SIEHE DVD)	29
TABELLE 3: ECKDATEN (MESSERGESBNISSE) LAPTOP SAMSUNG R65.....	38
TABELLE 4: ECKDATEN (MESSERGESBNISSE) NETBOOK SAMSUNG NC10	39
TABELLE 5: ECKDATEN (MESSERGESBNISSE) SMARTPHONE APPLE IPHONE 4	39
TABELLE 6: MESSWERTE FÜR LEUCHTDICHTEKENNLINIE (SAMSUNG R65).....	53
TABELLE 7: MESSWERTE FÜR LEUCHTDICHTEKENNLINIE (SAMSUNG NC10)	55
TABELLE 8: MESSWERTE FÜR LEUCHTDICHTEKENNLINIE (APPLE IPHONE 4)	57

A.5 Literaturverzeichnis

- [1] American College of Radiology [2007]: ACR Technical Standard for Electronic Practice of Medical Imaging
URL:http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/guidelines/med_phys/Electronic_Practice.pdf; Zugriff: 16.12.2011
- [2] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM) [2005]: *AAPM On-Line Report No. 03; Assessment of display performance for medical imaging systems*. URL:http://www.aapm.org/pubs/reports/OR_03.pdf; Zugriff: 25.10.2011
- [3] BUNDESMINISTERIUM FÜR UMWELT, NATURSCHUTZ UND REAKTORSICHERHEIT [2010]: *Richtlinie zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen nach den §§ 16 und 17 der Röntgenverordnung*.
URL:http://www.bmu.de/files/pdfs/allgemein/application/pdf/qs_richtlinie.pdf
Zugriff: 7.12.2011
- [4] W. BURGER, M. J. BURGE [2006]: *Digitale Bildverarbeitung: Eine Einführung mit Java und ImageJ*. 2. Auflage, Springer-Verlag Berlin Heidelberg
- [5] P. J. BURT, E. H. ADELSON [1983]: *The Laplacian Pyramid as a Compact Image Code*. IEEE Transactions on Communications Vol. COM-31, No. 4, April 1983
- [6] M. ČADIK, M. WIMMER, L. NEUMANN, A. ARTUSI [2006]: *Image attributes and quality for evaluation of tone mapping operators*. In Proceedings of Pacific Graphics 2006, National Taiwan University Press, Seiten 35–44.
- [7] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V. [1982]: *DIN 5031 Teil 3; Größen, Formelzeichen und Einheiten der Lichttechnik*. Beuth Verlag GmbH Berlin
- [8] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V. [2009]: *DIN 5033 Teil 1; Grundbegriffe der Farbmessung*. Beuth Verlag GmbH Berlin
- [9] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V. [1992]: *DIN 5033 Teil 3; Farbmaßzahlen*. Beuth Verlag GmbH Berlin
- [10] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V. [2001]: *DIN 6868 Teil 57; Abnahmeprüfung an Bildwiedergabegeräten*. Beuth Verlag GmbH Berlin
- [11] B. JÄHNE [2005]: *Digitale Bildverarbeitung*. 6. Auflage, Springer-Verlag Berlin Heidelberg

- [12] D. KUNZ [2006]: *Digitale Bildverarbeitung WS 2006/07*. Ausdruck des Skripts zur gleichnamigen Vorlesung an der Fachhochschule Köln
- [13] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION (NEMA) [2011]: *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM); Part 1: Introduction and Overview* URL: ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2011/11_01pu.pdf
Zugriff: 26.10.2011
- [14] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION (NEMA) [2011]: *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM); Part 14: Grayscale Standard Display Function*. URL: ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2011/11_14pu.pdf;
Zugriff: 26.10.2011
- [15] NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH (NIH), Bethesda (MD), USA: *ImageJ*. URL: <http://rsbweb.nih.gov/ij/>; Zugriff: 11.12.2011
- [16] E. REINHARD, M. STARK, P. SHIRLEY, AND J. FERWERDA [2002]: *Photographic tone reproduction for digital images*. In Proceedings of the 29th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, Seiten 267–276. ACM Press, 2002
- [17] E. Samei et al. [2005]: *Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems*. Med. Phys. 32 (4), Seite 1205–1225 April 2005
- [18] U. Schmidt [2009]: *Professionelle Videotechnik*. 5. Auflage, Springer-Verlag Berlin Heidelberg
- [19] M. STOKES, M. ANDERSON, S. CHANDRASEKAR, R. MOTTA [1996]: *A Standard Default Color Space for the Internet - sRGB (Version 1.10)*
URL: <http://www.w3.org/Graphics/Color/sRGB>; Zugriff: 04.12.2011
- [20] G. WARD LARSON, H. RUSHMEIER, AND C. PIATKO [1997]. *A visibility matching tone reproduction operator for high dynamic range scenes*. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 3(4): Seiten 291–306, 1997
- [21] L. SIM, K. MANTHEY, S. STUCKEY [2007]: *Comparison of performance of computer display monitors for radiological diagnosis; “diagnostic” high brightness monochrome LCD, 3MP vs “clinical review” colour LCD, 2MP*. Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine Volume 30 Number 2, Seite 101-104, 2007
- [22] E. A. KRUPINSKI, K. SIDDIQUI, E. SIEGEL, R. SHRESTHA, E. GRANT, H. ROEHRIG, J. FAN [2007]: *Influence of 8-bit vs. 11-bit digital displays on observer performance and visual search: A multi-center evaluation*. Journal of the Society for Information Display 15: Seiten 385-390, Juni 2007

A.6 DVD Inhalt

- Diplomarbeit
- Protokoll / Excel Auswertung der Displayprüfung
- Verwendete Testbilder
- 16 Bit Original Bilddaten und zugehörige Befunde
- Verkleinerte 8 Bit Version der Original Bilddaten
- Optimierte Bilder in verkleinerter 8 Bit Version
- Datenblätter Samsung R65, Samsung NC10, Apple iPhone 4 und Referenzmonitor Planar Dome C5i

Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere hiermit, die vorgelegte Arbeit in dem gemeldeten Zeitraum ohne fremde Hilfe verfasst und mich keiner anderen als der angegebenen Hilfsmittel und Quellen bedient zu haben.

Köln, den 22.12.2011

Sven Klugmann

Sperrvermerk

Die vorgelegte Arbeit unterliegt keinem Sperrvermerk.

Weitergabeerklärung

Ich erkläre hiermit mein Einverständnis, dass das vorliegende Exemplar meiner Diplomarbeit oder eine Kopie hiervon für wissenschaftliche Zwecke verwendet werden darf.

Köln, den 22.12.2011

Sven Klugmann