

DISSERTATION

Evaluation des Einflusses von Dosis und Schichtdicke auf die verlustbehaftete JPEG 2000 Kompression in der digitalen Mammographie unter Verwendung von 600 Aufnahmen des CDMAM Phantoms

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin
Berlin

von

Jessica Barbara Miller
aus Gehrden

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. F. Diekmann
2. Priv.-Doz. Dr. med. K. Ludwig
3. Prof. Dr. V. Barth

Datum der Promotion: 08.04.2011

Inhalt

1. EINLEITUNG	5
1.1. Einführung in die Problematik	5
1.2. Mammographie.....	5
1.2.1. Ablauf der Mammographie.....	7
1.2.2. Bilderzeugung und Bilderfassung	9
1.2.3. Speicherfoliensysteme	9
1.2.4. Festdetektoren.....	10
1.2.5. Vorteile der Digitalen Mammographie	11
1.2.6. Nachteile der Digitalen Mammographie.....	12
1.2.7. Bildqualität	13
1.2.8. Qualitätskontrolle	14
1.3. Teleradiologie / Telemammographie.....	15
1.3.1. Definition und Entwicklung der Teleradiologie	15
1.3.2. DICOM Standard.....	16
1.3.3. Netzwerke und Netzwerkgeschwindigkeit.....	16
1.4. Bilddatenkompression	18
1.4.1. JPEG und JPEG2000.....	20
2. ZIEL DER ARBEIT	24
3. MATERIAL UND METHODE	25
3.1. Verwendetes Mammographiegerät und resultierende Bildcharakteristika	25
3.2. Datensatz des CDMAM-Phantoms	26
3.3. Verwendetes Kompressionsverfahren	31
3.4. Datenanalyse	32
4. ERGEBNISSE	35
4.1. Überblick über die Ergebnisse	35
4.2. Einzelergebnisse.....	37
4.2.1. Datenreduktion	37
4.2.2. Ergebnisse in Abhängigkeit von der Schichtdicke	40
4.2.3. Ergebnisse in Abhängigkeit von der Dosis.....	46
4.2.4. Ergebnisse in Abhängigkeit von der Kompression	47
4.2.5. Kombinierte Ergebnisse	48
4.2.6. Univariate mehrfaktorielle Analyse:.....	53
4.2.5. Bildbeispiele	56
5. DISKUSSION.....	59
5.1. Relevanz der Untersuchung - ist Bilddatenkompression sinnvoll?	59

5.2. Aktueller Stand der Literatur: Bilddatenkompression	60
5.3. Eignung von Material und Methodik.....	61
5.3.1. <i>Mammographiebilder</i>	61
5.3.2. <i>JPEG2000</i> :	63
5.3.3. <i>CDMAM-Phantom</i> :	64
5.3.4. <i>Auswertungsprogramm</i> :	65
5.3.5. <i>Methode</i> :.....	66
5.4. Diskussion der Ergebnisse:.....	66
5.5. Übertragbarkeit des Modells.....	71
5.6. Schlussfolgerungen und Zukunftsaussichten.....	73
6. ZUSAMMENFASSUNG	74
7. ABBILDUNGSVERZEICHNIS	77
8. TABELLENVERZEICHNIS	78
9. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS UND BEGRIFFSERLÄUTERUNGEN.....	79
11. LITERATUR.....	83

1. Einleitung

1.1. Einführung in die Problematik

In der Radiologie fallen im Zuge der Digitalisierung der Bildverarbeitung, durch neue Erfassungsmethoden von Patientendaten und durch neue Methoden der Befundung (Spracherkennung) zunehmend größere Datenmengen an [1]. Diese Daten werden nicht mehr in konventionellen (Bild)-Archiven, sondern in elektronischen Datenbanken archiviert und mit Datenmanagementsystemen verwaltet. Den bekannten digitalen Bildern aus Computertomographie, Magnetresonanztomographie, Sonographie und Angiographie folgten Speicherfoliensysteme in der Projektionsradiographie und in den letzten Jahren die Direktdetektorradiographie. Trotz der vielfältigen Vorteile im Arbeitsablauf, in der Archivierung, im Umweltschutz und Materialverbrauch durch den Verzicht auf konventionelle Bilder werden auch Nachteile deutlich, da die steigende Datenmenge, die rasante Entwicklung der erforderlichen Hardware und nicht zuletzt die gesetzlichen Voraussetzungen (RöV) andere zum Teil kostenintensive Probleme aufwerfen [2-8]. Die Problematik der großen Datenmengen wird insbesondere beim Transfer der Daten über eigene oder öffentliche Netze evident.

Die Mammographie (Röntgenuntersuchung der Brustdrüse zur Erkennung von Brustkrebs), insbesondere in Screening-Programmen, ist in dieser Beziehung eine Herausforderung, da hier an die Bildqualität die höchsten gesetzlichen Anforderungen geknüpft sind und in der Mammographie die Datenmenge pro Bild am größten ist. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich daher mit den Möglichkeiten zur verlustbehafteten Datenkompression in der Mammographie unter besonderer Berücksichtigung der Teleradiologie.

1.2. Mammographie

Eine Mammographie ist eine Röntgenuntersuchung der Brustdrüse zur Erkennung von Brustdrüsenkrebs. Prinzipiell kann eine Mammographieuntersuchung „analogen“ Geräten mit Film-Folienkassetten oder „digitalen“ Geräten durchgeführt werden. Bei digitalen Mammographiegeräten wird zwischen Speicherfoliensystemen, Slot-Scan-Systemen und „direkt digitalen Systemen“ mit einem sogenannten „Flat-Panel“-Detektor unterschieden. Der Aufbau

einer direkt digitalen Mammographie unterscheidet sich von anderen Mammographiemethoden im Wesentlichen durch den Detektor, der die herkömmliche Film-Folienkassette ersetzt.



Abbildung 1: Mammographierät Senographe 2000D, mit freundlicher Genehmigung der Firma GE-Healthcare, Schweiz.

Ein digitales Mammographierät unterscheidet sich zunächst äußerlich meistens nur gering von herkömmlichen konventionellen Mammographiesystemen (siehe auch Abbildung 1 des in der vorliegenden Arbeit verwendeten Mammographiesystems). Diese Geräte werden oft auch „Digitale Vollfeldmammographie“-Geräte genannt, um sie von den ersten digitalen Mammographieräten mit CCD-Fotosensor (Charge-Coupled-Device) zu unterscheiden, die heute nur für Interventionen (Stereotaxie) eingesetzt werden und aufgrund der bauartbedingten Größe nicht die ganze Brust abbilden können.

1.2.1. Ablauf der Mammographie

Der Ablauf der Mammographie ist prinzipiell für alle Systeme gleich: Die Brustdrüse wird mit einer Kompressionsvorrichtung auf die Platte des Detektorfeldes (oder der Filmkassette) gerückt (siehe Abbildung. 2). Die Dicke der Brust ist mitentscheidend für die Strahlenabsorption und schließlich für die Bildqualität. Je dünner die Dicke der Brust ist, umso weniger Strahlung wird benötigt um diese zu durchstrahlen und umso besser das resultierende Bild [10]. Die Kompression der Brust erfolgt normalerweise in 2 Ebenen, um eine räumliche Zuordnung von Befunden durchführen zu können (sog. „cc-Aufnahme“ im craniocaudalen und sog. „mlo-Aufnahme“ im mediolateral-obliquen Strahlengang) [11].

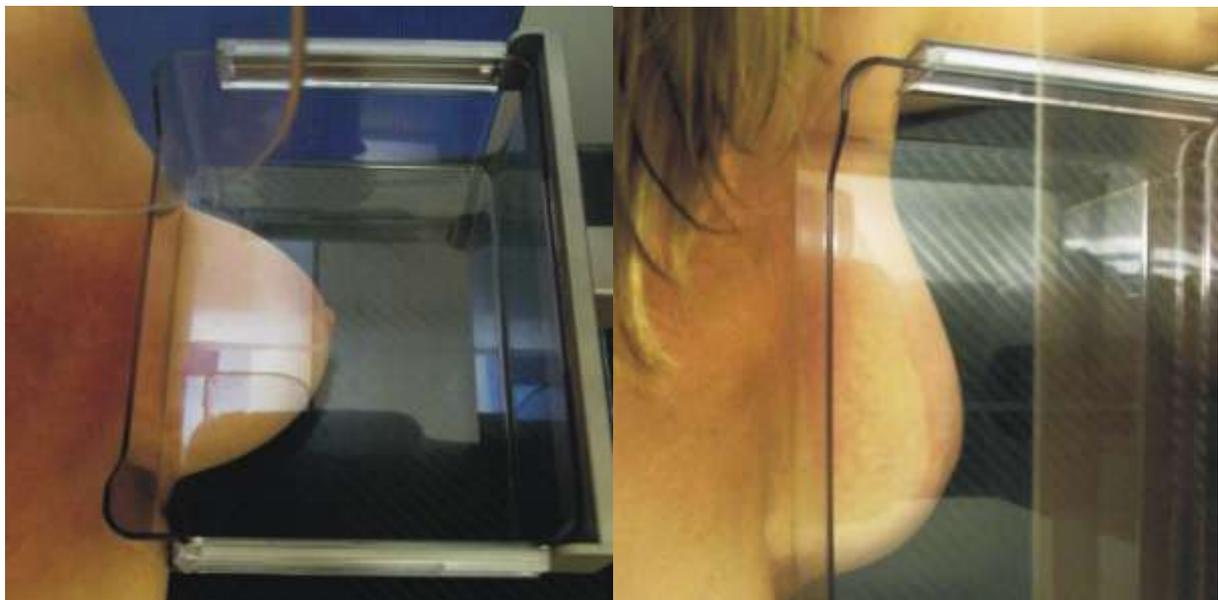


Abbildung 2: CC-Kompression und mlo-Kompression.

Bei dem in dieser Studie verwendeten direkt digitalen Mammographiegerät gibt es drei Wahlmöglichkeiten für die Strahlenqualität, die über die Anoden/Filterkombination hergestellt wird: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh (Mo=Molybdän, Rh=Rhodium). Die Kombination dieser Materialien führen zu unterschiedlichen Energiespektren, die in der Routinemammographie für die optimierte Darstellung unterschiedliche Brustdichten und Brustdicken genutzt werden [12, 13]. Die Rh/Rh- Anoden/Filterkombination verlagert das Röntgenspektrum in höhere Energiebereiche für dichtere und dickere Mammae; bei einer dünneren oder weniger dichten Brust wird die Anoden-Filterkombination Mo/Mo verwendet. Die modernen

Mammographiegeräte verfügen über eine automatische Anpassung der optimierten Anoden-Filterkombination sowie der Röhrenstromstärke (mAs) und der Röhrenspannung (kV). Dieser Vorgang wird „Automatische Optimierung der Parameter“ oder kurz AOP genannt. Die „Messkammer“ im Detektor, die bei den direkt digitalen Mammographiesystemen entweder aus dem gesamten Detektor oder aus einer „virtuellen Messkammer“ eines Detektorareals bestehend, bestimmt im Normalfall automatisch die Expositionsdauer, die Strahlungsenergie und die Anoden/Filterkombination. Mit dem Expositionsende wird die Brust automatisch aus der Kompression wieder freigegeben. Der Vorgang wird gewöhnlich für dieselbe Brust in einer zweiten Ebene wiederholt. So erhält man pro Patientin/Patient 4 Aufnahmen (siehe auch Abbildung: 3).

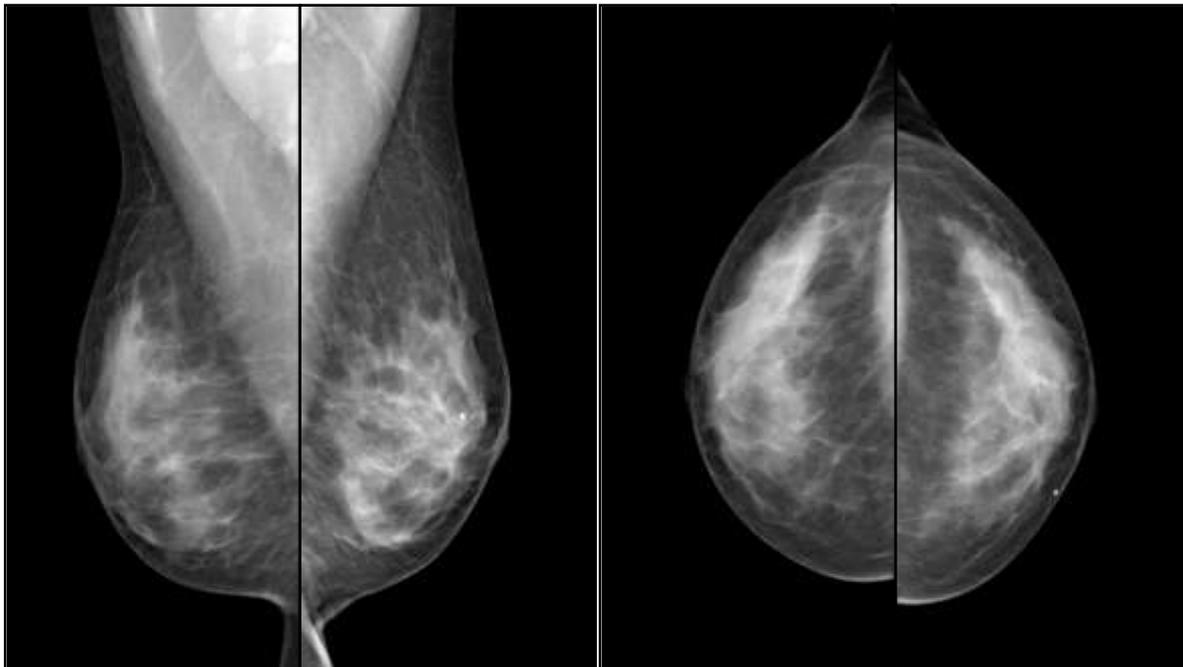


Abbildung 3: Digitale Mammographieaufnahmen beider Brustdrüsen in 2 Ebenen (oblique und cranio-caudal jeweils der rechten und linken Brust).

1.2.2. Bilderzeugung und Bilderfassung

Grundsätzlich sind für die Mammographie die analoge Mammographie, Speicherfoliensysteme und die „direkt digitalen“ Systeme zugelassen. Die analogen Systeme werden durch die weniger kosten- und wartungsintensiven digitalen Systeme mehr und mehr vom Markt verdrängt [14-16] zu dem sie relativ einfach auf Speicherfoliensysteme umzurüsten sind. Die direkt digitalen Systeme wiederum gliedern sich in Slot-Scan-Geräte und Flat-Panel-Geräte. Das einzige zur Zeit am Markt befindliche Slot-Scan-Gerät ist ein „Photonenzähler“ mit einem Detektor auf der Basis von amorphem Silizium. Flat-Panel-Geräte gibt es am Markt mit Detektoren auf der Basis von amorphem Silizium und Selen. Geräte mit CCD-Chips werden in der Stereotaxie und Slot-Scan-Detektoren eingesetzt [17, 18].

1.2.3. Speicherfoliensysteme

In den Speicherfoliensystemen wird auf der Speicherfolie durch den Röntgenstrahl ein latentes Bild erzeugt. Die energieangehobenen Elektronen auf der Phosphor-Folie werden im separaten Auslesegerät (Reader) mit einem Laserstrahl wieder in ihren energetischen Ausgangspunkt zurückgebracht und emittieren dabei blaues Licht. Dieser Photoeffekt wird über einen Photomultiplier (Teilchendetektor) verstärkt und in elektrische Impulse umgewandelt. Zum Auslesen wird die Folie aus der Kassette herausgeholt, nach dem Lesevorgang mit weißem Licht gelöscht (geblitzt) und wieder in die Kassette gelegt. Dieser Vorgang wird im Reader vollautomatisch vollzogen. Von der Mammographie bis zum Bild vergehen daher einige Minuten bevor entschieden werden kann, ob das Bild mangelfrei ist.

Die Speicherfolien in der Mammographie sind hochauflösend mit einer Abtaste bis zu 20 Pixeln pro mm entsprechend einer Pixelgröße von 50 μm (FCR 5000MA, Fuji, Tokio, Japan 2001) [19]. Damit erreichen diese Folien eine Ortsauflösung von 10 Linienpaaren/mm. Die maximal mögliche Dicke der Speicherfolie bedingt die im Vergleich zu den Festdetektoren eher schlechtere DQE [20] (Detective Quantum Efficiency: Quantenwirkungsgrad – siehe auch Kapitel 1.3.2.), die durch das doppelseitige Auslesen im Vergleich zu den einseitig auslesbaren Folien verbessert wurde. Nachteile der Speicherfoliensysteme im Vergleich zu volldigitalen Geräten sind neben der längeren Auslesezeit eine verbleibende Anfälligkeit der Folien für Staubpartikel und mechanische Schäden durch das wiederholte Auslesen im Reader. Sie unterliegen einem Alterungsprozeß der, je nach Nutzung, den Austausch der Folien erfordert.

1.2.4. Festdetektoren

Diese Bildempfänger sind im Mammographiegerät fest eingebaut – integriert. Im Detektor wird die einfallende Strahlungsenergie detektortypisch in elektrische Signale umgewandelt und an den Bildprozessor weitergegeben. Das erzeugte Bild wird anschließend am Kontrollmonitor sichtbar und kann auf Bildmängel hin betrachtet werden. Falls notwendig (z.B. bei Fehlpositionierung oder Bewegungsunschärfe) wird die Aufnahme wiederholt. Ist die erste Qualitätskontrolle positiv, dann wird das digitale Bild ins Archiv und/oder auf eine Mammographie-Befundungsworkstation geschickt.

Es gibt verschiedene Detektortypen, die sich sowohl im Aufbau, als auch in der Menge der erzeugten Daten unterscheiden. Die Umwandlung der Röntgenstrahlung in elektrisch verwertbare Signale kann dabei mit oder ohne einen Zwischenschritt über Licht (Szintillatormaterial) erfolgen. Die Detektoren ohne zusätzlichen Szintillator wandeln die Röntgenstrahlung direkt in ein elektrisches Signal um. Hier nutzt man die Eigenschaft von Selen oder (seltener) Siliziumdioxid von Elektronen unter Anregung mit Röntgenstrahlung abzugeben. Diese Elektronen werden in einem Kondensator gespeichert und elektronisch ausgelesen. Bei Detektoren mit zusätzlichem Szintillator (bei dem in dieser Studie verwendeten Gerät einer Schicht aus Cäsiumjodid) wird die Strahlung zunächst in sichtbares Licht, dann in elektrische Signale umgewandelt [21, 22].

Eine Sonderform ist der Slot-Scan-Detektor, hier wird der Röntgenstrahl zu einem Fächer kollimiert und tastet synchron zu einem Zeilendetektor über die Brust. Der Quantenwirkungsgrad (DQE) liegt bei diesem Photonenzähler laut Herstellerangaben (Sectra Imtec, MicroDose, Linköping, Schweden 2006) über den von anderen Mammographiesystemen. Die Siliziumkristallschicht des Zeilendetektors ist hier in 50µm große Bildelemente unterteilt, entsprechend einer Pixelgröße von 50µm. Die Auflösung erreicht bei einem Feld von 24 x 26 cm 24,96 Megapixel. Die Datengröße bei solchen Slot-Scannern liegt bei etwa 46 Mbyte pro Bild [23].

CCD (Charge Coupled Devices) – Detektoren haben sich wegen ihrer bauartbedingten Größe (ca. 5 x 5 cm große Siliziumscheibe) und den technischen Problemen diese aneinander zu koppeln nicht für Vollfeldmammographiegeräte durchgesetzt. Dies gilt auch für den Mosaik-PDBI-Detektor aus 12 CCD-Einheiten, der mit 12,5 lp/mm die höchste Ortsauflösung erreichte. Allerdings ist laut Presseberichten ein 30 cm Einkristall-CCD-Sensor von Texas

Instruments, Richardson, Dallas/Texas ab Ende 2010 in der Fertigung, der das Kopplungsproblem der bisherigen Systeme allein durch seine Größe lösen könnte [24].

Auch Festdetektoren unterliegen Alterungsprozessen. Niederenergetische Strahlung hat hierbei einen beschleunigenden Einfluß [24]. Mit der Alterung steigen die a priori vorhandenen Pixel- und Clusterfehler an. Es kann zu kompletten Ausfällen von Zeilen oder Spalten kommen (Zerstörung der Chips on Board durch verschiedene Einflüsse – nicht zuletzt durch die Strahlung selbst). Anstieg des Dunkelstromes (Rauschen durch die spontane Bildung von Ladungsträgern z.B. durch Wärme) und des Lags (Nachleuchten, in der Medizin auch Ghost (-Bild)) mit veränderten Entladeverhalten der Dünnschichttransistoren (TFT's).

1.2.5. Vorteile der Digitalen Mammographie

Seit ungefähr zehn Jahren nimmt die digitale Mammographie in der Mammadiagnostik einen immer größeren Stellenwert ein [14, 26, 27]. Der Wandel von der analogen zur digitalen Mammographie vollzog sich langsamer als bei anderen radiologischen Anwendungen, bedingt durch die vergleichsweise höheren Investitionskosten und die hohe Anforderung an die Bildqualität [3, 28, 29]. Mehrere Studien haben aber gezeigt, daß die Spezifität und Sensitivität gegenüber der konventionellen Mammographie mindestens gleichwertig oder insbesondere bei dichtem Drüsengewebe besser sind [30-37]. Ein wesentlicher Vorteil der digitalen Mammographie ist ein besseres Bildmanagement beispielsweise bezüglich der einfacheren und weniger personalintensiven Speicherung bzw. Archivierung der Bilddaten oder bei telemedizinischen Anwendungen [38]. Die schnelle Verfügbarkeit des Bildes bringt Vorteile im gesamten Ablauf der Untersuchung. Besonders hervorzuheben ist die Zeiteinsparung bei Interventionen in der Mammographie oder bei speziellen Zusatzaufnahmen. Darüber hinaus bietet sie Kosteneinsparungen, insbesondere bei hohem Patientinnendurchsatz, wenn keine Filme mehr ausgedruckt werden und die Aufnahmen direkt am Monitor befundet werden sogenanntes „Soft copy reading“ [39-42]. Ebenfalls vorteilhaft ist, daß die digitalen Mammographiesysteme zumeist mit weniger Strahlenexposition für die Patientinnen auskommen [43 - 45]. (siehe auch Abbildung 4). Schließlich gibt es in der digitalen Mammographie ein vielversprechendes Innovationspotential für Anwendungen wie CAD (Computer Assistierte Diagnose) [46, 47, 48], digitale Tomosynthese [49, 50], Kontrastmittelmammographie [51-53].

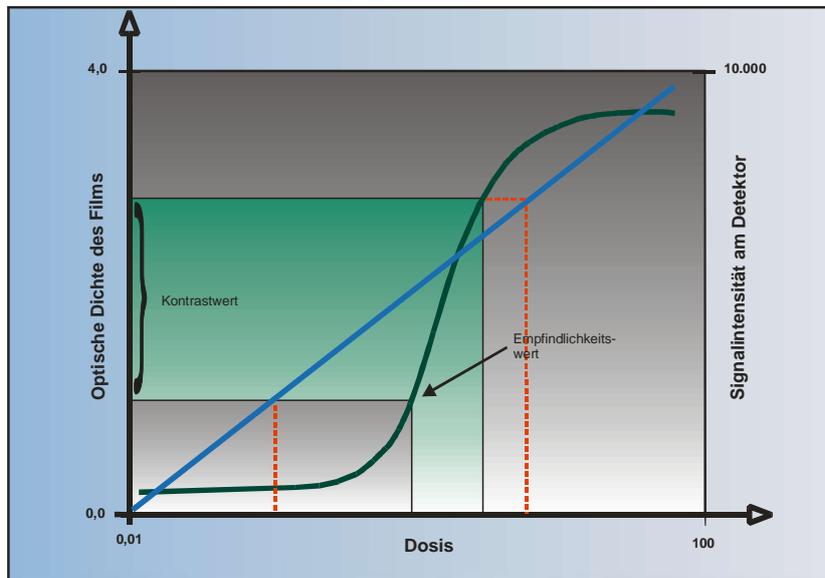


Abbildung 4: Schematisches Beispiel des Zusammenhanges von Dosis und Bildschwärzung anhand der Gradationskurven (Hurter-Driffield-Kurve) für Film und für Detektoren. Die dunkelgrüne Kurve entspricht der typischen Schwärzungskurve des Filmes. Die blaue Gerade entspricht der Empfindlichkeit des Detektors.

Die Abbildung 4 zeigt den Zusammenhang zwischen optischer Dichte und Dosis für analoge und digitale Systeme graphisch auf. Die blaue Gerade entspricht der Empfindlichkeit des Detektors wobei das Verhältnis der optischen Dichte der einfallenden Strahlung direkt proportional ist (lineare Kennlinie der digitalen Detektoren). Filmsysteme dagegen haben eine steil verlaufende sigmoide Kennlinie mit Schleier, Fuß, geraden Anteil, Schulter und Solarisation. Im Vergleich ist die für den Film nutzbare Röntgendosis eng auf den geraden Anteil der Kurve begrenzt (grünes Feld). Der Dynamikbereich (Dosisbereich, den der Detektor ohne Unter- oder Übersteuerung in ein Ausgangssignal umsetzen kann) ist für die digitalen Geräte viel größer (rote gestrichelte Linien), als für Film. Hat man bei geringer Dosis bereits ein brauchbares digitales Bild, so reicht für den Film die Schwärzung noch nicht aus.

1.2.6. Nachteile der Digitalen Mammographie

Die großen Datenmengen, die in der digitalen Mammographie anfallen, können Probleme aufwerfen [54]. Neuere Geräte benötigen durch immer höhere Ortsauflösung einen immer größeren Bedarf an Speicherplatz. Durch sie werden Bildarchivierung und Datenübertragung erschwert und verteuert, der Bildaufruf im „Soft-copy reading“ verzögert bzw. durch höhere

Anforderungen an die Hardware verteuert. In der Literatur besteht eine anhaltende Kontroverse darüber, ob eine höhere Ortsauflösung einer Pixelgröße von weniger als 100µm überhaupt Vorteile bringt [19, 23, 55 - 58]. Andererseits war zumindest in Deutschland lange Zeit für konventionelle Mammographiesysteme eine Ortsauflösung von 7 Linienpaaren/mm vorgeschrieben – eine Auflage, die Systeme mit 100 µm Pixelgröße nicht erfüllen. Während die technischen Parameter der „Hardware“ bei analogen Mammographiesystemen direkt mit der Bildqualität korrelieren, ist dieser Zusammenhang bei digitalen Systemen weniger offensichtlich. Dies liegt an der Nachverarbeitung der „Rohdaten“ durch das bildgebende System. Die Qualitätskontrolle der Mammographie-Hardware erfolgt an den Rohdaten, z.B. bei der Abnahmeprüfung. Der Bildeindruck kann jedoch bei unterschiedlichen Mammographiesystemen trotz nahezu identischer Hardware sehr verschieden sein [59, 60].

Ein weiterer Nachteil der digitalen Mammographie ist, daß der Vergleich mit den Voraufnahmen, die häufig nur als „Hardcopies“, d.h. entweder als ausgedruckte Filme oder als konventionelle Röntgenaufnahmen vorliegen, erschwert ist. Wenn Bilder direkt nebeneinander verglichen werden sollen, können zu diesem Zweck entweder digitale Aufnahmen ausgedruckt und am Leuchtkasten betrachtet werden oder die (konventionellen) Filme mit einem Scanner digitalisiert werden, um sie am Monitor per „Soft-copy Reading“ zu vergleichen. Beide Lösungen bedeuten einen Qualitätsverlust mindestens einer Untersuchung und zusätzliche Kosten.

1.2.7. Bildqualität

Bei der Bilderzeugung beeinflussen die Größen Rauschen, Kontrast, Auflösung und Schärfe die Qualität des Bildes.

Rauschen wird verursacht durch das Objekt selbst (Dicke und Dichte, „anatomisches Rauschen“), die Strahlendosis und –Art („Quantenrauschen“) und das Systemrauschen („elektronisches Rauschen“). Der Kontrast wird beeinflußt durch das Objekt selbst (Dicke und Dichte), die Art der Strahlung (Strahlenqualität) und die Modulation des Detektors. Die Schärfe wird beeinflußt durch das Objekt selbst (Bewegungsunschärfe, geometrische Unschärfe), Kontrast und Auflösung (Verzerrungen, Objekttrennung) des Detektors und die Fokusgröße als auch die Strahlenrichtung. Hierbei wird klar, daß diese Größen nicht unabhängig voneinander betrachtet werden können [61 - 69].

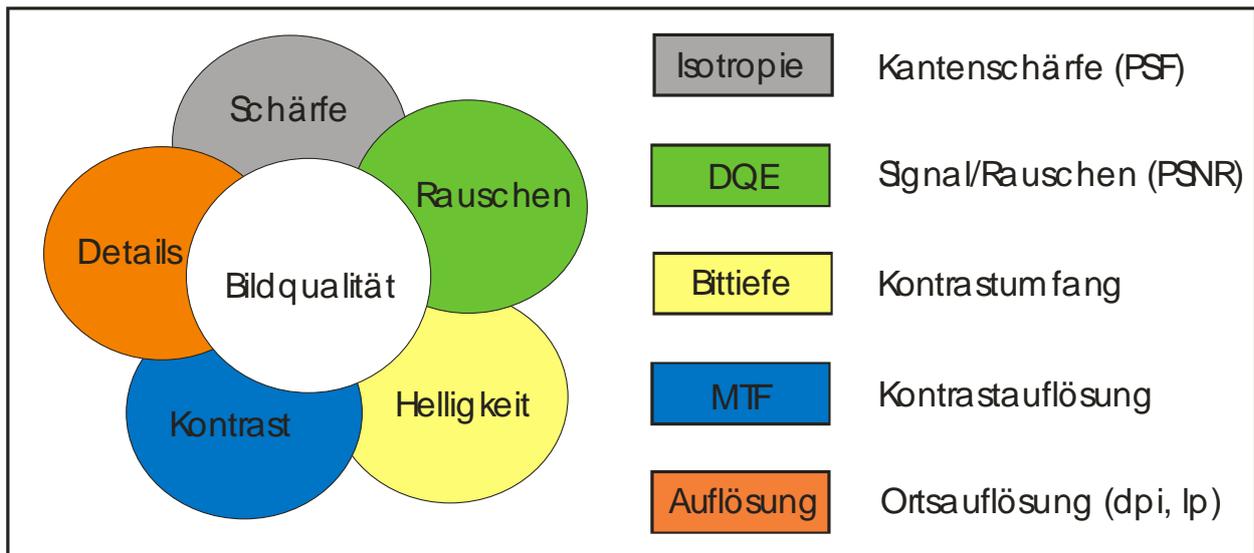


Abbildung 5: Physikalisch meßbare Einflußgrößen der Bildqualität.

1.2.8. Qualitätskontrolle

Die Qualität der Mammographie unterliegt strengen gesetzlichen Anforderungen. Um die Frauen nicht einer unnötig hohen Strahlenexposition auszusetzen, werden die Mammographiegeräte in regelmäßigen Abständen einer Konstanzprüfung unterzogen (näheres regelt der §16 Abs. 2 und 3 RöV). Die für die Diagnostik zulässige Bandbreite der Dosis liegt zwischen einem nicht mehr zu tolerierenden Bildrauschen und der gesetzlich oberen Begrenzung der Dosis, wie sie in PAS 1054 festgeschrieben ist (Einfalldosis ≤ 10 mGy, mittlere Parenchymdosis $\leq 2,5$ mGy). Grundsätzliches Ziel ist es, bei guter Aussagekraft des Bildes, die Strahlendosis möglichst klein zu halten.

Für die Überprüfungen stehen verschiedene Prüfkörper zu Verfügung. Seit Januar 2007 ist jährlich das Kontrastaufklärungsvermögen in Screeningeinheiten mit dem Prüfkörper entsprechend der „European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis“ durchzuführen [70-73]. Es handelt sich hierbei um das sogenannte PAS-Phantom und das CDMAM-Phantom (siehe Abschnitt "Material und Methoden"). Das CDMAM ist ein Niedrigkontrastphantom und ist auch in dieser Arbeit verwendet worden.

1.3. Teleradiologie / Telemammographie

1.3.1. Definition und Entwicklung der Teleradiologie

Unter „Teleradiologie“ versteht man im Allgemeinen die Durchführung einer radiologischen Bildgebung unter der Verantwortung eines fachkundigen Arztes, der sich nicht am Ort der Durchführung befindet. Der verantwortliche Radiologe steht dabei mittels elektronischer Datenübertragung mit der anfordernden und durchführenden Stelle in Verbindung. Diese Form der Teleradiologie ist in § 2 der Röntgenverordnung definiert und wird als „Teleradiologie nach RÖV“ bezeichnet. Für den Spezialfall der „Telemammographie“ im Rahmen des Mammographiescreenings ist darüber hinaus im Bundesmantelvertrag definiert, daß der verantwortliche Radiologe bei der Erstellung der Mammographieaufnahmen (zumindest telefonisch) erreichbar sein muß und innerhalb kürzester Zeit „vor Ort“ sein kann.

Die dezentral in Screeningzentren oder gar in mobilen Einheiten angefertigten Mammographien werden zentral gesammelt, archiviert und dem bzw. den Befunder(n) entsprechend eines vorgegebenen strukturierten Arbeitsablaufes zur Befundung (und je nach Konzept dezentral) präsentiert. Die Daten sind dabei zentral auf dem „Server“ abgelegt. In Computernetzwerken wird von Client-Server Verbindungen gesprochen. Der Server ist ein Rechner, der die Daten und Programme im Netzwerk verwaltet und diese an den Client-Rechner, auch Workstation genannt, bzw. mehrere Clients, verteilt. Somit macht es für den Betrachter der Bilder keinen Unterschied mehr, ob diese zentral oder dezentral erzeugt wurden.

Die kostenintensive und technisch schwierige Seite bei der Teleradiologie ist die Geschwindigkeit des „Heraufladens“ (up-load) der Daten durch den Server, diese Geschwindigkeit ist durch viele Faktoren limitiert. Die Upload-Geschwindigkeit ist nicht nur von der Datenmenge und Netzwerkauslastung, sondern auch von verschiedenen technischen Faktoren abhängig. Hardware, Software und die Netzverbindung müssen aufeinander abgestimmt und letztendlich auch gepflegt werden. Zusätzlich sind die Daten gegen Zugriffe von Dritten zu schützen bzw. zu verschlüsseln [74]. Der notwendige Datenschutz mit Zugriffsrechten, Verschlüsselungen, Codierungen und Decodierungen, führt zu einer weiteren Verlangsamung im System und zusätzlich zu einem weiteren Kostenfaktor.

1.3.2. DICOM Standard

Historisch wurde schon im Zuge der ersten Entwicklung bzw. Routinenutzung von digitalen Bildgebungssystemen in der Medizin Anfang der 70er Jahre deutlich, daß ein Standard für alle Gerätehersteller für den Austausch oder der Speicherung von Daten sinnvoll ist. Als der Bedarf insbesondere durch die Entwicklung der Computertomographie immer weiter wuchs, gründete 1982 das American College of Roentgenology (ACR) und ein Interessenverband von nordamerikanischen Geräteherstellern (NEMA – National Electrical Manufacturers Association) eine Arbeitsgruppe, die einen solchen Standard definieren sollte. Die erste Version dieses Standards wurde 1985 veröffentlicht [75]. Die dritte Version von 1993 wurde „DICOM-Standard“ genannt. Im „Part 5“ dieses Standards werden z.B. aktuell die Datenstrukturen und Codierung beschrieben, im „Part 7“ der Nachrichtenaustausch. „DICOM“ steht als Abkürzung für „Digital Imaging and Communications in Medicine“. Es handelt sich um einen „offenen Standard“, der zum Austausch von Informationen in der Medizin definiert wurde. Der DICOM-Standard ist heutzutage weltweit als Grundlage von Datenarchivierung bzw. Datentransfer im medizinischen Bereich anerkannt. Dieser Standard unterstützt unterschiedliche Kompressionsalgorithmen, die z.B. im Mammographiescreening angewendet werden können. So auch der in dieser Arbeit verwendete Kompressionsalgorithmus JPEG 2000.

1.3.3. Netzwerke und Netzwerkgeschwindigkeit

Der zeitliche Rahmen in der Telekonsultation beim Mammographiescreening ist zwar weniger kritisch als die Notfallbekundung, deren rechtlicher Rahmen für die Teleradiologie in der Röntgenverordnung verankert ist, aber entgegen der relativ kleinen Datenmengen z.B. eines Notfall-Computertomogramms des Neurokraniums mit ca. 18 MB (Megabyte) kann die Patientenakte einer Mammographiepatientin bis zu 200 MB erreichen [77]. Daraus ergibt sich in etwa eine um den Faktor 19 verlängerte Wartezeit. Die tatsächliche Wartezeit ergibt sich aus mehreren Komponenten, wobei die langsamste Komponente im System die ausschlaggebende ist. Insgesamt ist zu beobachten, daß einerseits die technisch möglichen Übertragungsraten immer weiter ansteigen, andererseits die Datenmengen in der Bildgebung allgemein und in der Mammographie im besonderen zur Zeit überproportional an (z.B. mehrere Gigabyte) durch eine „Tomosynthese“, die schon in einzelnen Screeningeinheiten angewendet wird [49]. Somit macht es Sinn, insbesondere für die flächendeckende Screeningmammographie und auch für zukünftige Anwendungen, sich mit der Netzwerkgeschwindigkeit zu beschäftigen.

Die Geschwindigkeit der Datenübertragung (Bitrate) wird auf der Basis von Bits (Bit = kleinste Speichereinheit, bestehend entweder aus einer „0“ oder einer „1“) angegeben. Hier bedeutet im Binärkode 1 kbit/s = 1024 Bits/s. In der Datenverarbeitung wird aber häufig die Bezeichnung 1MB/s auf der Basis von 8 Bit/s verwendet. Hier handelt es sich um das M-fache von 8 Bit/s. Der Unterschied in der Angabe der Werte bedeutet, daß 1MB/s achtmal schneller ist als 1Mbit/s. Die Datenübertragungsgeschwindigkeit ist abhängig vom Übertragungsmedium, Bandbreite/Kapazität, Netzverkehr, Übertragungsmodi, Verstärkung, Bitcodierung, Modulation, Qualität, Kompression und ggf. Verschlüsselung. Eine einfache ISDN-Leitung z.B. ermöglicht eine Übertragungsgeschwindigkeit von maximal 150kbit/Sekunde (Telekom) [78]. Ein ISDN-Modem erreicht nur 128kbit/Sekunde mit beiden Kanälen. Mit diesem System, in einer idealen Punkt zu Punkt-Verbindung ohne zusätzliche Störungen, würde man auf eine knapp 200MB Rohdaten-Mammographie ca. 26 Minuten warten, wenn man das ISDN-Modem als langsamste Komponente im System hat.

Gebräuchliche Telefonie-Technik ist in vielen niedergelassenen Praxen wegen der schnelleren Download-Zeiten DSL bzw. ADSL. Tabelle 1 beschreibt die Download-Zeiten bei normalem Netzverkehr. Die Upload-Zeiten sind, entsprechend der schlechteren Übertragungsrate, deutlich langsamer (bzw. höhere Upload-Raten für die Praxis teurer).

Technik	max. Download (Kilobit/Sek.)	max. Upload (Kilobit/Sek.)	Download-Zeit für 10 MB
ADSL2+	24.000	3.500	ca. 4 Sek.
ADSL	12.000	3.500	ca. 7 Sek.
ADSL2	8.000	1.000	ca. 10 Sek.
ADSL lite	1.500	5.00	ca. 54 Sek.
ISDN	64*	64*	ca. 21 Min.

Tabelle 1: Download-Zeiten bei normalen Netzverkehr. *Down- und Upload teilen sich eine Bandbreite von je 64 kbit/s. Bei Kanalbündelung sind 128 kbit/s möglich. [79]

In der Screeningmammographie spielen die Upload-Zeiten (Hochladen) eine größere Rolle als der Download (Herunterladen), denn das zentrale Archiv muß das Datenmaterial erst auf den Server „Hochladen“, bevor es von den Workstations der Befunder „heruntergeladen“ werden kann. Die verbreiteten ADSL-Verbindungen sind aber gerade im Upload von Daten langsam.

Mit einem ISDN-Multiplexanschluß (Beim Multiplexverfahren werden mehrere verschiedene Signale gebündelt oder zeitlich ineinander verschachtelt, um sie ohne gegenseitige Beeinflussung simultan und gemeinsam übertragen zu können) erreicht man dagegen einen Datenfluß von ca. 2 Mbit/Sekunde (Standort Beelitz) und mit einer synchronen Datenpaketübertragung im Glasfaser-Breitbandnetz lassen sich noch erheblich höhere Datenübertragungsraten erreichen (bis zu 10 GBit/Sekunde in Glasfasernetzen, das 4-6 Fache wird angestrebt [80, 81]).

Insgesamt ist man allerdings auf das Zusammenspiel des Netzwerkes mit den lokalen Hard- wie auch Softwarekomponenten angewiesen. Normale Festplatten können den Datendurchsatz eines Gigabit-LAN gar nicht verarbeiten und verringern somit die Übertragungsgeschwindigkeit auf einen Bruchteil (je nach Hersteller und PC internen Konfigurationen erreichen Festplatten Schreibgeschwindigkeiten rund 60 MB/s bis 480 MBit/Sekunde [82]). Leistungsfähige Glasfaserkabel sind damit für die (bisher) üblichen Hardwarekomponenten überproportioniert und machen nur Sinn, wenn viele Teilnehmer das Netz gleichzeitig benutzen. Aus der Sicht einer einzelnen Screening-Einheit handelt es sich in diesem Fall um eine unnötige Anschaffung [83].

1.4. Bilddatenkompression

In der Teleradiologie und in der Archivierung gilt es mit Datenkompression die Datenmenge entscheidend zu verringern. Insbesondere bei der Beachtung der Kosten bleibt die Verkleinerung der Datenmengen als sinnvolle Alternative zur Aufrüstung von Hardware.

Grundsätzlich gibt es die verlustlose und die verlustbehaftete Datenkompression. Mit verlustfreier Datenkompression werden die Redundanzen des Bildes reduziert und es lassen sich Datenreduktionen mit einem Faktor von 1:2 bis 1:3 erreichen. Der komprimierte Datensatz kann ohne (sichtbare) Qualitätsverluste wieder in den Originalzustand versetzt werden [84]. Ein sehr bekannter Algorithmus zur verlustfreien Datenkompression ist das sogenannte „ZIP“-Format. Phil Katz hat 1989 ein Programm mit dem Namen PKZIP/PKUNZIP eingeführt, um mehrere Dateien und das Mitspeichern von Pfadinformationen schnell (zip=speed: Lautsprache) zu komprimieren und zu dekomprimieren. Der Vorteil liegt insbesondere in der Möglichkeit einzelne Dateien aus der ZIP-Datei zu extrahieren ohne daß der gesamte Inhalt dekomprimiert werden muß. ZIP-Dateien eignen sich daher zur Archivierung. Die Software wird als Shareware vertrieben und erscheint in abgewandelten Formen unter anderen Namen, z.B. Java JAR-Dateien, 7-Zip, rzip u.a.. DICOMZIP ist speziell für medizinische Graustufenbilder entwickelt worden. Hierbei wird das Bild in zwei „Bit-Anteile“ getrennt, das erste Bild besteht aus der

Information in den höchsten Bitebenen (erkennbares Bild) und das zweite Bild enthält die Information der niedrigen Bitebenen (Rauschen). Das Bild mit den hohen Bit-Anteilen wird verlustlos mit dem LZW-Kodierverfahren (benannt nach den Entwicklern Lempel, Ziv und Welch) komprimiert und das „Bildrauschen“ mit JPEG verlustbehaftet komprimiert. Die mögliche Kompressionsrate bis 1:15 schwankt durch den Bildinhalt. Je höher der Bildanteil in den niedrigen Bitraten (Rauschen), desto höher ist die Kompressionswirkung [85]

Die Lauflängenkodierung RLE ist ebenfalls ein in DICOM integriertes verlustloses Kompressionsprogramm. Das Bild wird Zeile für Zeile abgetastet und die Häufigkeit eines bestimmten Grauwertes festgehalten. Auf diese Weise können Zeilenanteile mit dem Selben Grauwert sehr gut komprimiert werden. Besonders geeignet sind Bilder, die viel Schwarz z.B. in den Randbereichen enthalten, wie CT oder MRT-Bilder [86].

Die verlustbehaftete Datenkomprimierung ist wesentlich wirksamer in der Kompression der Datenmenge aber sie verliert dabei Informationen. Eine Wiederherstellung des Ursprungzustandes ist unmöglich. Es sind Datenreduktionen im Faktor 1:100 oder mehr machbar, allerdings ist die Frage wie sinnvoll eine solche Komprimierung ist, wenn der Bildinhalt durch Überkompression nicht mehr brauchbar wird.

Die verlustfreie Datenkompression ist in der Medizin etabliert. Um den Speicherplatzbedarf und die Übertragungsgeschwindigkeit signifikant zu verbessern, wird allerdings eine Kompression von Mammographien von mindestens 1:10 (1:15) gefordert [87] was nur mit verlustbehafteter Datenverkleinerung möglich ist. Die Methoden der verlustbehafteten Kompression nutzen dabei aus, daß der Informationsgehalt der Bilder zumeist größer ist als der medizinische bzw. für das menschliche Auge nutzbare Bildumfang. Grundlage ist hierbei „Erhalt der diagnostische Aussagekraft“ gemäß RöV §28 (5) 4 der Röntgenverordnung.

Bekannt ist die verlustbehaftete Kompression, bei der die resultierende Dateigröße mit Hilfe eines Kompressionsfaktors vor der Kompression festgelegt wird (Kompression mit „Quantitativen Kompressionsfaktor“). Diese Variante berücksichtigt nicht die Komplexität des ursprünglichen Bildes. Wird ein hoch komplexes Bild um den Faktor 10 verlustbehaftet „zusammengefaltet“ gehen relativ gesehen mehr Informationen verloren, als wenn eine „schwarze Fläche“ ohne jegliche weitere Bildinformationen um den Faktor 10 verkleinert wird. Der Vorteil der vorhersagbaren Dateigröße hat also den Nachteil, daß die Qualität des komprimierten Bildes nicht gut vorhergesagt werden kann. Diese Form der verlustbehafteten Kompression (quantitative Kompression) ist bereits auf spezielle Fragestellungen wie die

Erkennbarkeit von Tumoren, Mikrokalk und CAD-Systemen, sowohl in phantom- als auch befunderbasierte Studien untersucht worden [48, 54, 88, 89].

Die Ergebnisse der Studien kommen zu recht unterschiedlichen Ergebnissen bezüglich der Grenze zur Überkompression. Diese Studien berücksichtigen allerdings nicht die unterschiedliche Komplexität der Ausgangsdaten. Nicht jedes Bild läßt sich mit gleich gutem qualitativem Ergebnis komprimieren. Gerade für Verfahren mit unterschiedlichen, teilweise wenig, teilweise hoch komplexen Bildinhalten wie die Mammographie bietet sich daher eine andere Form der Kompression an. Hierbei wird über einen Kompressionsfaktor festgelegt, inwieweit ein Qualitätsverlust vom Original akzeptiert wird (Kompression mit „qualitativen Kompressionsfaktor“). Idealerweise sollte es mit diesem Verfahren möglich sein, den maximalen Qualitätsverlust zu bestimmen. Es läßt sich aber nur schwer Vorhersagen, wie groß die resultierende Dateigröße ist und ob die Kompressionsrate mindestens den geforderten 1:10 entspricht. Gerade das für die Mammographie so interessante Verfahren der qualitativen Kompression, welches in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde, ist noch wenig evaluiert.

1.4.1. JPEG und JPEG2000

Es gibt eine für den Laien unübersichtliche Fülle von Rechenalgorithmen, die entsprechend der Bedürfnisse der Nutzer angepaßt sind. Zu erwähnen sind hier insbesondere die schnellen Algorithmen von Digitalkameras, die erst die massive Verbreitung dieser Geräte und deren Bilder möglich gemacht haben. Das bekannteste Verfahren ist hier JPEG. JPEG steht für Joint Photographic Experts Group, die es seit 1986 gibt. Diese Arbeitsgruppe hat seitdem diverse Standards zusammen mit der ISO-Gruppe generiert (ISO steht für Internationale Organisation für Normung, die am 23.02.1947 in Genf ihre Arbeit begonnen hat. Es sind hier mehr als 150 Länder repräsentiert). JPEG-Bilder brauchen deutlich weniger Platz als Rohdatenbilder. Sie haben daher einen Geschwindigkeitsvorteil beim Schreiben auf den Datenspeicher der Kamera. Dieses Format ist wegen der frei verfügbaren Spezifikation (Norm ITU T.81 bzw. ISO 10918-1) kompatibel. Dieses Speicher- und Komprimierungsformat zerlegt Digitalbilder in kleine Blöcke von 8 x 8 Pixel. Gefürchtet sind die durch die Quantisierung entstehenden Blockartefakte. Kompressionen bis etwa 1,5-2 Bit/Pixel sind visuell verlustfrei, unter 0,3 Bit/Pixel sind die Bilder überkomprimiert und nicht mehr brauchbar. Kompressionsraten von 12 bis 15 sind zwar gut zu erreichen aber die Qualität der Bilder hängt stark von der Art der Bilder ab. Rauschen und feine regelmäßige Strukturen verhindern stärkere Kompressionsraten. Beim Transport über

gestörte Datenverbindungen kann der Verlust eines einzelnen Bits den gesamten im Huffman-Code erzeugten Datenstrom beschädigen, so daß das Bild vollständig zerstört ist. JPEG-Bilder sind nicht idem potent. Das Öffnen und Speichern der Datei führt jedes Mal zu einer verlustbehafteten Kompression. Die Beschränkung der Kantenlänge eines JPEG Bildes auf 64k Pixel und die Dichteauflösung der Bilder von 8Bit oder 12Bit ist für großvolumige medizinische Bilddaten unbrauchbar.

1997 entstand die Idee einen Nachfolger für JPEG zu konstruieren. Die ISO richtete einen Wettbewerb für die Codierung aus. Die diskrete Wavelet Transformation auf der Basis einer 9/7-Daubechie-Wavelet-Funktion für die verlustbehaftete (lossy) Kompression und eines symmetrischen 5/3-Filters für die verlustlose (lossless) Kompression gingen als Sieger hervor. Die Ausgangsdaten dieser Transformationen werden dann mit dem von Prof. Taubman an der Universität von New South Wales entwickelten EBCOT-Verfahren (Embedded Block Coding with Optimized Truncation) in Blöcken organisiert, um so einen Datenstrom aus voneinander unabhängigen "Layern" zu erzeugen [90]. Im Dezember 2000 wurde dieser Teil des JPEG-2000-Standards offiziell verabschiedet [91].

Seit 2001 gibt es den frei verfügbaren Kompressionsstandard JPEG2000 (ISO/IEC 15444-1). Er enthält die Definition eines Streamingprotokolls (JPIP) und die Fähigkeit Bilder als Stapel zu organisieren (Multidokument). Im Gegensatz zum alten JPEG Standard, ermöglicht JPEG2000 auch die Kompression sehr großer Bilder und erreicht bis 40 % höhere Kompressionsraten ohne visuelle Verluste. Je nach Ursprungsbild sind Kompressionsraten bis zu 1:100 möglich. Verlustbehaftete und verlustlose Kompression sind mit der Selben Kodierung möglich. So kann das Bild mit maximaler Qualität abgespeichert sein aber der Zugriff auf das Bild kann mit verminderter Qualität zugelassen werden. Die progressive Übertragung ermöglicht einen schnelleren Bildaufbau bzw. man kann beim Laden des Bildes den zunehmenden Detailaufbau betrachten und ggf. die Übertragung beim Erreichen von ausreichenden Informationen abbrechen. Komprimiert wird das Bild mit dem Wavelet-Algorithmus mit nachfolgender Quantisierung (gruppenweises Zusammenfassen der Wavelets). Das Bild wird durch integrierte wiederholte Hochpass- und Tiefpassfilterungen in gleichförmige Bereiche und Detailbereiche getrennt (subband-coding). Die Kompression kann so getrennt für diese Bereiche erfolgen und auch getrennt decodiert werden. Die Qualität kann auch für Teile des Bildes, beim Codieren und Decodieren vorbestimmt werden. Es besteht die Wahlmöglichkeit das Bild in Teilbereichen beim Komprimieren in hoher Qualität zu belassen (Region of interest). Bei jedem Kompressionsschritt wird die Hälfte der Zeilen und Spalten reduziert. Dies zusammen verkleinert das Bild jeweils um

den Faktor vier. Überkomprimierung führt in erster Linie wegen der Rundungsfehler in der Quantisierung zu schwammigen Bildern [92].

In Abbildung 6 ist die Abfolge der JPEG2000-Kompression und Dekompression mit Daubechies 9/7-Wavelet dargestellt. Die Bildfunktion wird Hochpass (H) und Tiefpass (L) gefiltert und jeweils die Zeilen und Spalten verkürzt, d.h. jeder 2. Wert wird gelöscht. Dieser Vorgang kann bis zu 32-mal wiederholt werden. Die als Dezimalzahlen vorliegenden Signal-Koeffizienten werden quantifiziert und als Integerwerte gespeichert. Dabei werden die Werte gerundet und das Intervall auf Null gebildet (Todeszone). Kleine Werte nahe Null werden sehr effektiv komprimiert. Die quantisierten Koeffizienten werden als Blöcke von 32 x 32 einzeln kodiert und auf Bit-Ebene gespeichert, um mögliche Bildfehler durch Datenverluste zu minimieren. Die Dekodierung verläuft umgekehrt [93].

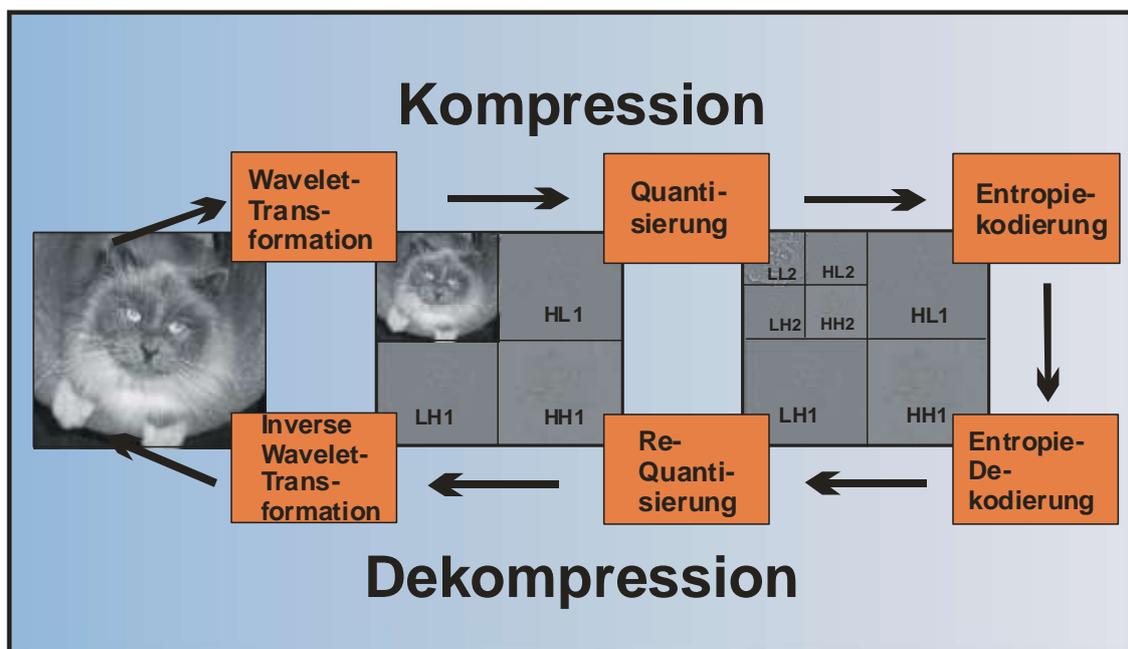


Abbildung 6: Kaskadierte Zerlegung mit der JPEG 2000 Kompression (H steht für Hochpassfilterung, L steht für Low/Tiefpassfilterung). Die Dekodierung verläuft umgekehrt.

JPEG2000 ist vollständig in DICOM integriert und setzt sich in der medizinischen Bildverarbeitung langsam durch (ISO/IEC JTC1/SC29 WG1). Die in JPEG2000 integrierten inkrementalen Progressionsmechanismen unterstützen eine Anpassung der komprimierten Bilddaten an eine spätere Verteilung über schmalbandige oder unsichere Leitungen, da es durch Bitverluste nicht zu einer Verschiebung des Datenstromes wie beim JPEG kommt. Nachteilig an JPEG2000 ist der hohe Rechenaufwand für die Bildkompression, der für Digitalkameras bisher

nicht möglich ist, daher findet JPEG2000 nicht die gleiche allgemeine Verbreitung wie JPEG [91].

Die oben genannten Unterschiede von JPEG2000 zu dem alten JPEG-Standard machen die sinnvolle Verwendung für medizinische Bilddaten erst möglich. Dennoch gibt es eine anhaltende Diskussion von Medizininformatikern über die Eignung von JPEG2000 für radiologische Graustufen-Bilder. Genau wie das alte JPEG-Format reduziert der Kompressionsalgorithmus auch in der Bittiefe. Daher ist eine Verschiebung des Betrachtungsfensters, wie man es von der CT oder MRT kennt nach Kompression eingeschränkt oder sogar nicht mehr möglich. Durch die Graustufenaufspreizung werden die Bildverläufe vergrößert, Grauwerte gehen verloren, weil sie den Nachbarwerten angeglichen werden (Abbildung 7) [94].

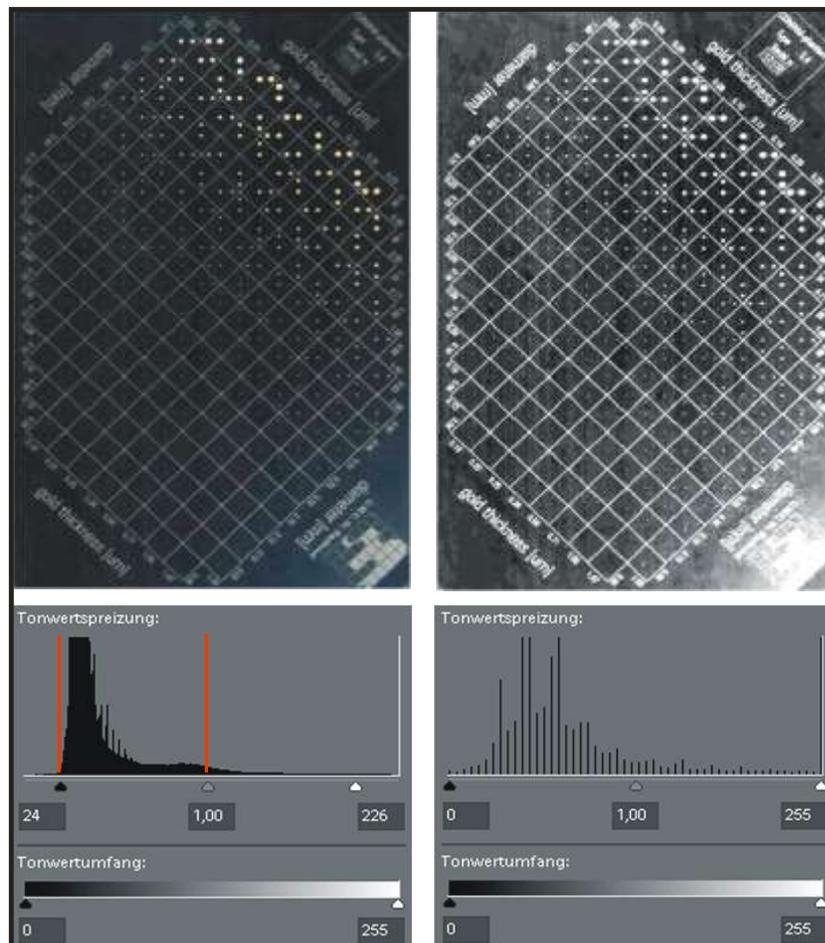


Abbildung 7: Beispiel einer Graustufenspreizung. Ein 8Bit- Farbfoto vom CDMAM wurde rechts und links im Tonwertumfang (Histogramm) abgeschnitten und erneut auf 256 Graustufen dargestellt. Ein Aufspreizen der Bilderinhalte gelingt nur noch wenn Pixelwerte auf „Lücke“ gesetzt werden bzw. seinem Nachbarn angeglichen werden. Es kommt zu einer Vergrößerung der Bildverläufe, die dann stufig erscheinen (erstellt mit Adobe Photoshop).

2. Ziel der Arbeit

In der Literatur [54, 55, 87, 88, 95 - 106] gibt es unterschiedliche Empfehlungen bezüglich möglicher Kompressionsraten von Mammographiebildern. Diese Studien haben die **quantitative** Datenkompression gewählt, womit das Ergebnis in der Dateigröße, jedoch nicht in der Bildqualität vorhersagbar ist.

Es galt in dieser Arbeit aber herauszufinden, ob und wie die ursprüngliche Bildqualität der Mammographieaufnahmen (unterschiedliche Komplexität der Originaldaten) die Kompressionsrate beeinflusst und daher ist hier entgegen der o.g. Studien die **qualitative** JPEG 2000 Kompression verwendet worden. Diese ist werkseitig in das „Centricity RA 600“ System des Geräteherstellers GE Healthcare, Milwaukee, USA implementiert. Hiermit ist es möglich eine Bildqualität in Relation zum Ausgangsbild zu definieren. Mit dieser Methode ist allerdings die resultierende Dateigröße nicht vorhersagbar. Es sollte deshalb getestet werden, ob die Kompressionsrate bei der qualitativen Kompression, die in der Literatur mindestens geforderte Datenreduktion von 1:10 ohne befundungsrelevanten Qualitätsverlust erreicht. Die Einflußfaktoren auf die Bildqualität vor Kompression waren (incl. typischer Anoden/Filter-Kombinationen) Dosis und Schichtdicke der simulierten Brust. Die Bilder wurden dann mit unterschiedlichen Kompressionsfaktoren komprimiert und die resultierende Datengröße festgehalten. Die Qualität der insgesamt 600 Aufnahmen des CDMAM-Phantoms vor und nach qualitativer JPEG2000 Kompression wurde mit der halbautomatischen Software des CDMAM-Analysers anhand der Kontrast-Detailerkennbarkeit des CDMAM-Phantomes gemessen. Die Ergebnisse wurden mittels des Statistikprogramms SPSS für univariate einfaktorielle Varianzanalysen sowie eine univariate zweifaktorielle Varianzanalyse evaluiert.

3. Material und Methode

3.1. Verwendetes Mammographiegerät und resultierende Bildcharakteristika

Für diese Arbeit wurde eine digitale Vollfeldmammographie der Fa. General Electrics – Healthcare, Buc. France, Senographe 2000 D benutzt [21]. Es handelt sich um ein „Flat Panel Gerät“. Der Detektor ist aus einem Stück gegossen und benutzt als Szintillatormaterial Cäsiumjodid (CsI). Die nadelförmige Struktur der Cäsiumjodkristalle fokussiert die Lichtquanten, die unter der Röntgenstrahlung von der Cäsiumjodid-Schicht emittiert werden. Die Photonen lösen in der darunter liegenden Silizium-Photodioden-Schicht jeweils eine elektrische Ladung aus, die in ein analoges elektrisches Signal umgewandelt wird. Die automatische Belichtungskontrolle stützt sich auf die Messung einzelner Pixel, sie verfügt somit nicht über eine Messkammer. Die maximale Ortsauflösung beträgt bei Übersichtsaufnahmen 5 lp/mm und 8 lp/mm bei Ziel-Vergrößerungsaufnahmen. Die Röntgenröhre besitzt eine Doppelfokus-Bimetallanode aus Molybdän und Rhodium, sowie einen Filter aus denselben Materialien. Der Brennfleck hat eine Größe von 0,3 mm für Übersichtsaufnahmen und 0,1 mm für 1,8-fach vergrößerte Zielaufnahmen. Die DQE (Detective Quantum Efficiency, Rate der zur Bildgebung nutzbaren Photonen) liegt bei ca. 55% bei 28kV Mo/Mo-Anoden-Filterkombination im Übersichtsbild mit Raster (Herstellerangaben). Das aktive Detektorfeld aus amorphem Silizium ist 19 x 23 cm groß, entsprechend 1900 x 2304 Bildpunkten bei einer Pixelgröße von 100 x 100µm und einer Graustufenspeichertiefe von 14Bit. Der Dynamikumfang liegt bei 1:64000. Es erzeugt rund 8,5 MB zu übertragende Daten pro Aufnahme. Zusammengenommen erreicht die gesamte Untersuchung einen Datenumfang von ca. 35 MB. Dieses Vollfeld-Mammographiesystem wurde 1999 erstmalig in Europa an der Charité Campus Mitte installiert und gehört mittlerweile zu den am weitest verbreiteten digitalen Vollfeldmammographiegeräten weltweit. Abbildung 8 zeigt eine schematische Darstellung des Detektors.

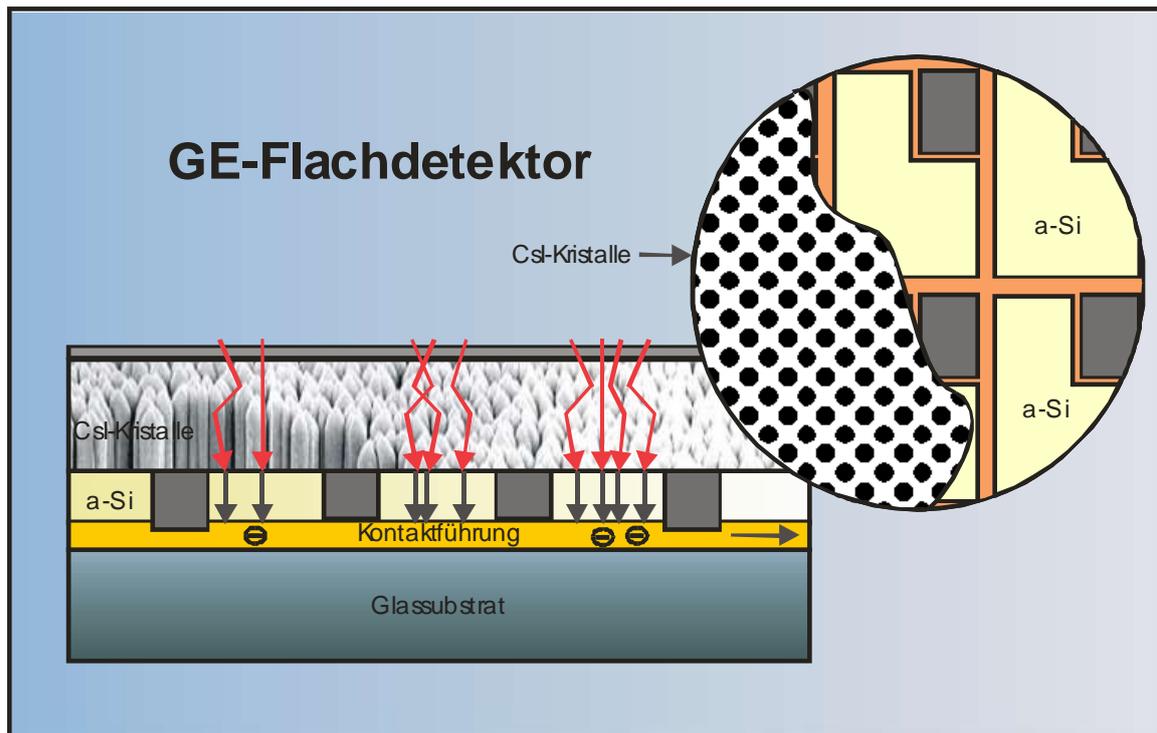


Abbildung 8: Schematischer Aufbau des GE-Flachdetektors, Querschnitt und Aufsicht.

3.2. Datensatz des CDMAM-Phantoms

Die Arbeit wurde mit dem CDMAM-Phantom V 3.4 (CDMAM Typ 3.4, Artinis Medical Systems, 6671 AS Zetten, The Netherlands) durchgeführt. Dieses Phantom wird anstatt der Brust auf den Detektor gelegt und exponiert. Es besteht aus einer 0.5 cm dicken 18 x 24 cm großen Aluminium-Plexiglasscheibe, in die 205 Felder mit je 2 Goldplättchen eingearbeitet sind. Jeweils ein Goldmarker liegt in der Mitte des Kästchens und einer in einer der 4 Ecken. Die Felder sind in einer röntgendicht markierten Matrix aus 16 Spalten und 16 Zeilen angeordnet und wegen des Schweifeffekts des Anodenwinkels um 45° zum Röntgenstrahl gedreht. Die Größe und Dicke der Goldmarker variieren. In den Zeilen werden die Goldplättchen von links nach rechts exponentiell immer dicker, beginnend bei einer Stärke von 0.03 µm bis zu 2.00 µm. In den Spalten wird der Durchmesser von oben nach unten immer kleiner, beginnend mit 2.00 mm bis 0.06 mm.

Unter Standard Röntgenbedingungen (Mo-Anode, Mo-Filter von 30mAs und 28 kV) wird mit dem Phantom ein Plexiglasäquivalent von 1 cm erreicht. Die unterschiedliche Dicke einer Brust wird mit 4 weiteren (zur Erkennung im Bild röntgendichtmarkierten) Plexiglasplatten simuliert. Werden alle Platten addiert erreicht das Phantom eine Dicke von 5 cm, entsprechend einer 6 cm

dicken Brust, entsprechend einer HVL (Half-Value-Layer) von 0.65 mm Aluminium (Al), entsprechend einer 50% fetthaltigen Brust (siehe auch Tabelle 2). Im Rückschluß entspricht das einer effektiven Röhrenenergie von 19 keV (Kiloelektronenvolt).

PMMA (cm)	Äquivalente Brustdicke (cm)	AGD-Wert für die mittlere Parenchymdosis (mGy)	Röhrenspannung
2,0	2,1	≤ 1,0	26
3,0	3,2	≤ 1,5	27
4,0	4,5	≤ 2,0	27
4,5	5,3	≤ 2,5	29
5,0	6,0	≤ 3,0	29
6,0	7,5	≤ 4,5	30
7,0	9,0	≤ 6,5	32

Tabelle 2: Richtwerte zur Parenchymdosis. Tabelle dem offiziellen Mitteilungsblatt des Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit entnommen.

Abbildung 9 zeigt das Phantom zwischen jeweils 2 Plexiglasplatten sowie eine Photographie des CDMAM-Phantoms. Deutlich erkennbar sind die größeren Goldplättchen im oberen linken Bildanteil des Phantoms, die Dicke und Größe der Goldplättchen nimmt nach unten rechts hin ab. Abbildung 10 zeigt ein Beispiel für eine "manuelle" Auswertung des CDMAM-Phantoms, wie sie vor der Verfügbarkeit von automatischer Auswertesoftware in mehreren Studien zumeist mit deutlich weniger Aufnahmen und dennoch massiv höherem Zeitaufwand durchgeführt wurden [107, 108].

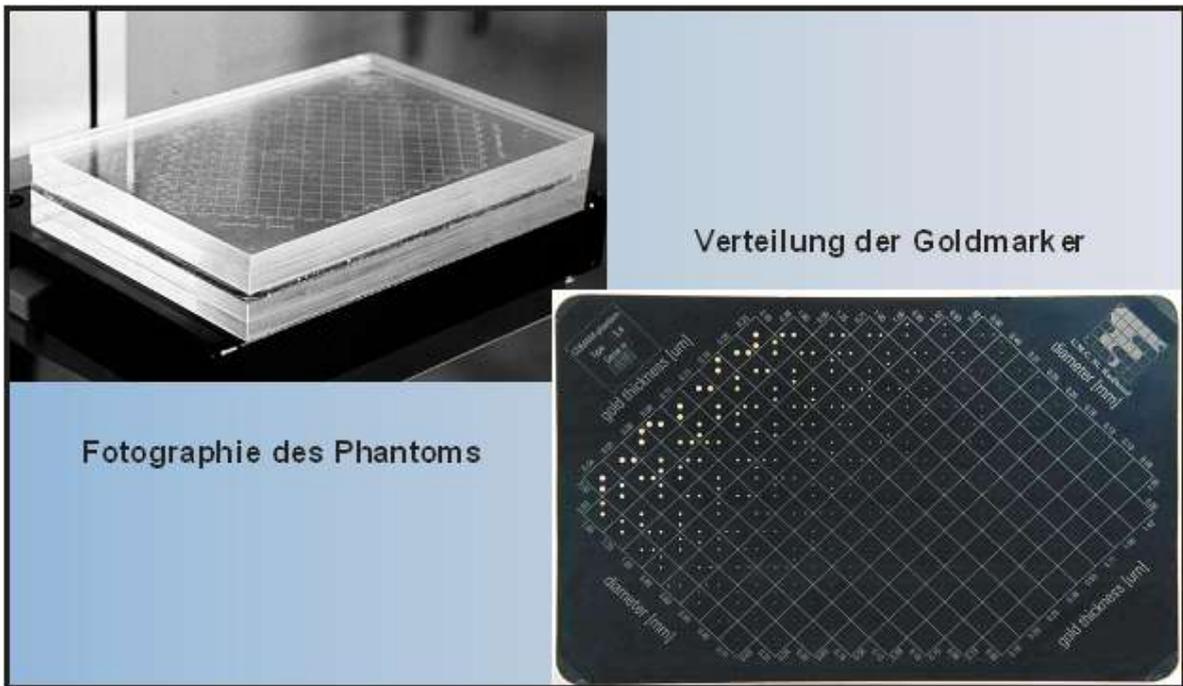


Abbildung 9: Das CDMAM-Phantom zwischen den Plexiglasplatten in Position auf dem Mammographiegerät. Quelle: Gebrauchsanweisung des CDMAM-Phantoms. Fotografie des Phantoms mit Sicht auf die Goldmarker.

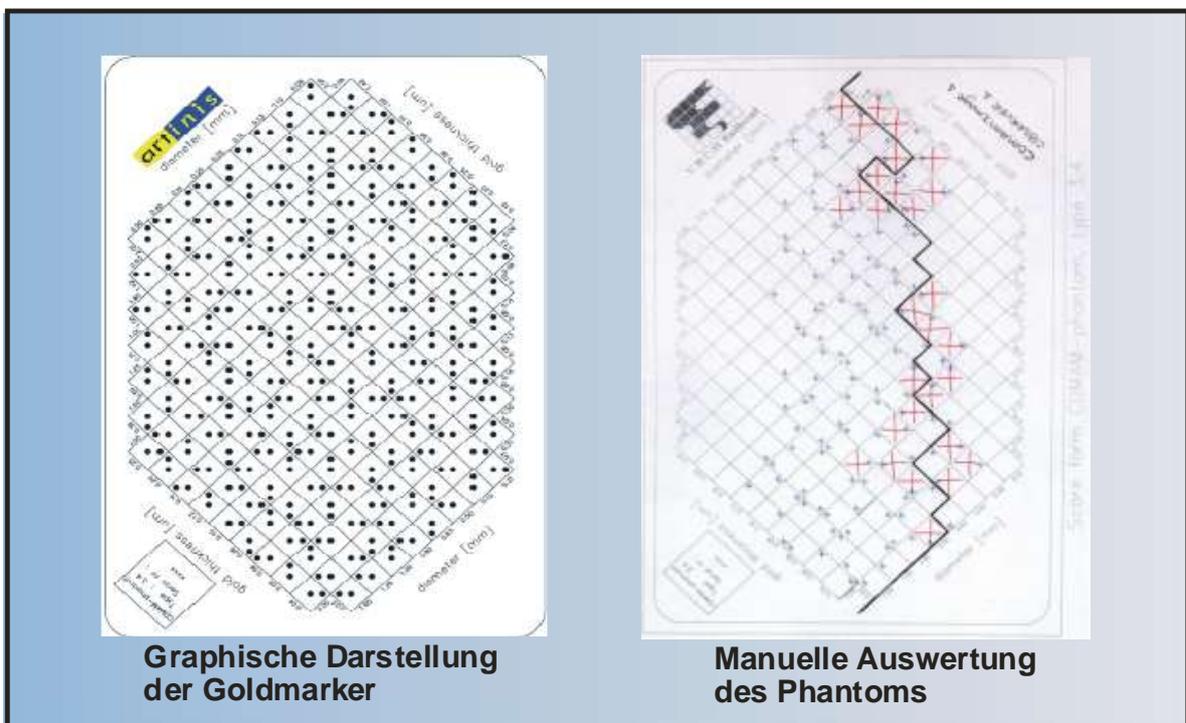


Abbildung 10: Manuelle Auswertung des Phantoms. Die Verteilung der Goldmarker in den Ecken der Matrix soll dem Lerneffekt entgegenwirken. Quelle: Gebrauchsanweisung des CDMAM-Phantom und Internet-Tutorial.

Das Phantommodell ist so entworfen, daß ein geübter Betrachter 50% aller Goldplättchen erkennt. Der Einsatz des CDMAM-Phantoms zur Simulation der Brust mit der entsprechenden Auswertungssoftware (CDMAM Typ 3.4, CDMAM-Analyser V1.3, Artinis Medical Systems, The Netherlands) objektiviert die Qualitätsunterschiede der Bilder und verwendet dabei den bereits in anderen Studien etablierten Qualitätsmarker IQFinv [109 - 117].

Die halbautomatische Prüfung des Phantoms war notwendig geworden, denn die Konstanzprüfungen können in Deutschland der Gesetzeslage entsprechend von Medizinphysikern durchgeführt werden, die im allgemeinen keine geübten Betrachter sind und somit wurde eine objektivere Basis zum Auswerten der Systeme gebraucht [118].

Die Ausgangsbilder des Phantoms wurden am Mammographiergerät GE Senographe 2000D (GE Healthcare, Milwaukee, USA) unter automatisch optimierten Bedingungen (AOP– siehe auch Punkt 1.2.1.) im „Standardmodus“ erzeugt. Wie beschrieben bedeutet dies, daß die Bilder jeweils mit der Dosisleistung (unterschiedliche kVp und mAs) und der entsprechenden Anoden/Filter-Kombination geröntgt wurden, die das Gerät für eine entsprechende Brust automatisch gewählt hätte. Es wurden verschiedene Brustdicken mit dem Phantom simuliert wobei es jeweils mit einer 1 cm starken Plexiglasscheibe mehr exponiert wurde. Hieraus resultierten 4 verschiedene Bilder mit 3 verschiedenen Anoden-Filter-Kombinationen (SD1: Mo/Mo (Molybdän), SD2 und SD3: Rh/Mo (Rhodium/Molybdän) und für SD4: Rh/Rh (Rhodium)), entsprechend der unterschiedlichen Schichtdicken und der dafür automatisch angepaßten Strahlendosis/-Qualität. Weitere Bilder wurden mit künstlich erhöhter und erniedrigter Dosis erzeugt. Für die Dosiserhöhung bzw. Dosiserniedrigung wurde jeweils nur die mAs jeweils um 20% bzw. 40% erhöht bzw. erniedrigt, was direkt zu einer 20%- bzw. 40%-igen Dosisveränderung führt (die „Average Glandular Dose“ ist nahezu linear abhängig vom mAs-Produkt). Die Exposition wurde je 2-mal wiederholt, so daß jeweils ein Set von 3 Phantombildern entstanden ist. Die 60 unkomprimierten Originaldaten wurden folgendermaßen erzeugt:

- 1.) Aufnahme des Phantoms mit 1 cm Plexiglas als Streukörper (SD1) mithilfe der „AOP“ im Standardmodus. Dies führte zu einer durch das Gerät gewählten Anoden/Filterkombination von Mo/Mo (siehe Tabelle 3). Die entsprechende Aufnahme wurde zweimal mit identischen Parametern wiederholt, um Zufallsschwankungen in der Bildqualität aus dem Ergebnis herausmitteln zu können (Normalverteilung der Ergebnisse).

- 2.) Aufnahmen des Phantoms jeweils plus 2 cm, 3 cm und 4 cm Plexiglas als Streukörper (SD2, SD3 und SD4), ansonsten identisches Vorgehen wie bei unter 1. beschrieben.
- 3.) Mit SD1 Veränderung der Dosis um plus 20%, sowie um plus 40% (Erhöhung der mAs, ansonsten identische Parameter). Wieder wurden jeweils drei Aufnahmen durchgeführt. Anschließend Erniedrigung der mAs um 20% bzw. 40% mit je drei Aufnahmen. Auf diese Art resultieren also insgesamt 15 Aufnahmen für SD1.
- 4.) Identisches Vorgehen wie unter 3. beschrieben für SD2 bis SD4. Insgesamt resultieren also 60 Aufnahmen des CDMAM-Phantoms als „Originaldaten“ mit unterschiedlicher Dosis und Schichtdicke.

Dosis	SD1 Phantom +1cm	SD2 Phantom +2cm	SD3 Phantom +3cm	SD4 Phantom +4cm
- 40% Dosis 1	Mo/Mo 3Aufnahmen 27kV/14mAs	Rh/Mo 3Aufnahmen 27kV/28mAs	Rh/Mo 3Aufnahmen 29kV/38mAs	Rh/Rh 3Aufnahmen 30kV/28mAs
- 20% Dosis 2	Mo/Mo 3Aufnahmen 27kV/16mAs	Rh/Mo 3Aufnahmen 27kV/36mAs	Rh/Mo 3Aufnahmen 29kV/40mAs	Rh/Rh 3Aufnahmen 30kV/36mAs
AOP Dosis 3	Mo/Mo 3Aufnahmen 27kV/20mAs	Rh/Mo 3Aufnahmen 27kV/45mAs	Rh/Mo 3Aufnahmen 29kV/50mAs	Rh/Rh 3Aufnahmen 30kV/45mAs
+ 20% Dosis 4	Mo/Mo 3Aufnahmen 27kV/25mAs	Rh/Mo 3Aufnahmen 27kV/56mAs	Rh/Mo 3Aufnahmen 29kV/63mAs	Rh/Rh 3Aufnahmen 30kV/56mAs
+ 40% Dosis 5	Mo/Mo 3Aufnahmen 27kV/28mAs	Rh/Mo 3Aufnahmen 27kV/63mAs	Rh/Mo 3Aufnahmen 29kV/71mAs	Rh/Rh 3Aufnahmen 30kV/63mAs

Tabelle 3: Versuchsmatrix der 60 Ausgangsbilder mit verschiedener Schichtdicke (SD1 bis SD4) und Expositions-Dosis (Dosis I – V).

Diese 60 Rohdatenbilder wurden mit 9 Qualitätsstufen komprimiert, die 10 Versuchsreihen haben folgende Bezeichnung der Kompressionsstufen erhalten:

Ohne Datenverlust: Lossy 0 bzw. Original.

Datenerhalt mit Qualitätsfaktor 90: Lossy 90

Datenerhalt mit Qualitätsfaktor 80: Lossy 80

Datenerhalt mit Qualitätsfaktor 70: Lossy 70.

Datenerhalt mit Qualitätsfaktor 60: Lossy 60.

....

Datenerhalt mit Qualitätsfaktor 10: Lossy 10.

Da alle 60 Originalaufnahmen mit den diskreten Qualitätsfaktoren 10-90 komprimiert wurden, resultiert ein Gesamtdatensatz von 600 mit dem CDMAM-Analyser V1.3 analysierten Bildern.

Bei Übertragungen der Daten z.B. im Rahmen von teleradiologischen Anwendungen schwankt die tatsächliche resultierende Dateigröße je nach Übertragungsprotokoll etwas. Bei dem weltweit verbreiteten sogenannten „TCP/IP“-Protokoll (Transmission Control Protocol / Internet Protocol) werden die Daten in „Einzelpakete“ zerlegt, die jeweils noch zusätzliche Informationen (Metadaten) wie „Checksummen“ etc. für die Kontrolle eines reibungslosen Datenaustausches beinhalten. In der vorliegenden Arbeit wurden die Daten mithilfe des Programmes „Centricity 600“ (GE Healthcare, Milwaukee, USA) verschickt und die übermittelte Datengröße mithilfe eines Messprogrammes namens „WebTacho“ (WebTacho XP 2.5.0095, Merlinsoft, Berlin, Deutschland) bestimmt. Die resultierende Dateigröße des Bildes nach Kompression wurde jeweils aufgezeichnet.

Die ausgewerteten Bildqualitäten wurden gegen die resultierende Dateigröße, Originaldosis und Schichtdicke graphisch aufgetragen. Zur Ermittlung des Einflusses der verschiedenen Faktoren (Kompression, Schichtdicke, Dosis) auf die Bildqualität wurden mittels des Statistikprogramms SPSS univariate einfaktorielle Varianzanalysen sowie eine univariate zweifaktorielle Varianzanalyse zur Ermittlung des Einflusses der Wechselwirkung von Schichtdicke und Dosis als unabhängige Faktoren jeweils auf die beiden Variablen Qualität und Dateigröße und auf die resultierende Variable Effektivität (Qualität/Dateigröße) durchgeführt.

3.3. Verwendetes Kompressionsverfahren

Wie im Kapitel 1.4. beschrieben existieren unterschiedlichste Kompressionsverfahren. Während die „quantitativen Kompressionsverfahren“ (resultierende Dateigröße determiniert, Qualität je nach Komplexität des Originals schwankend) schon in mehreren Studien untersucht wurden [54, 60, 98, 101, 102], ist in der vorliegenden Arbeit ein „qualitatives Kompressionsverfahren“ (resultierende Qualität determiniert, resultierende Dateigröße je nach Komplexität des Originals schwankend) verwendet worden. Dazu wurde die Software „Centricity RA 600“ der Firma GE

Healthcare, Milwaukee, USA, verwendet. Die Software ermöglicht die verlustfreie und verlustbehaftete Datenkompression der Mammographiebilder mit einem JPEG2000 Algorithmus (Wavelet-Kompression). GE hat den genauen Algorithmus bzw. weitere Bildbearbeitungsfaktoren, die in der Centricity RA 600 implementiert wurden, nicht öffentlich gemacht und als Firmengeheimnis eingestuft, eine unabhängige Überprüfung ist somit nicht möglich. Die 60 originalen, digitalen Phantom-Mammographien wurden mit 9 unterschiedlichen Kompressionsstufen komprimiert, wobei die Kompressionsrate und damit der Qualitätsverlust mit jeder Stufe größer gewählt wurde. Die Kompressionsstufen wurden in diskreten Schritten mit Lossy 90, Lossy 80, ...bis Lossy 10 bezeichnet. So addieren sich zu den 60 Originalaufnahmen noch 540 künstlich erzeugte Aufnahmen, also insgesamt 600 Datensätze, die mit dem Analyseprogramm ausgewertet wurden.

3.4. Datenanalyse

Die Auswertung der Bildqualität erfolgte mit der zum CDMAM Phantom zugehörigen Software CDMAM Analyser (CDMAM-Analyser V1.3 Fa. Artinis Medical Systems B.V.). Als Maßstab für die Bildqualität wurde der Qualitätsmarker IQFinv bestimmt. Je größer der IQFinv Wert ist, desto besser ist die Bildqualität.

Das Analyseprogramm erkennt in der Matrix maximal 2 Goldmarker pro Kästchen. Damit ist der Maximalwert, den ein Kästchen annehmen kann 2. Die Bereiche des Bildes (oben und unten, sowie jeweils das äußerste Kästchen rechts und links), die keine Goldmarker enthalten haben den Wert -2. Falls keine Goldmarker erkannt werden wird der Wert 0 gegeben, bei einem erkannten Goldmarker wird der Wert 1 eingetragen. Es wurden zum Ausgleich der Expositionsinhomogenitäten 3 Bilder für einen Mittelwert belichtet und zusammen von der Software ausgewertet. Bei 3 Bildern erreicht somit der Maximalwert in dem jeweiligen Kästchen der Matrix 6, der Minimalwert -6.

Aus der Matrix wird vom Programm das Kontrast-Detail-Wert-Diagramm ausgegeben. Hierbei werden die Goldplättchen als farbige Punkte in jedem Kästchen, entsprechend in ihrer Erkennungsrate in % codiert und entsprechend der Matrix im Modell Golddicke gegen Plättchendurchmesser aufgetragen (siehe Abbildung 15).

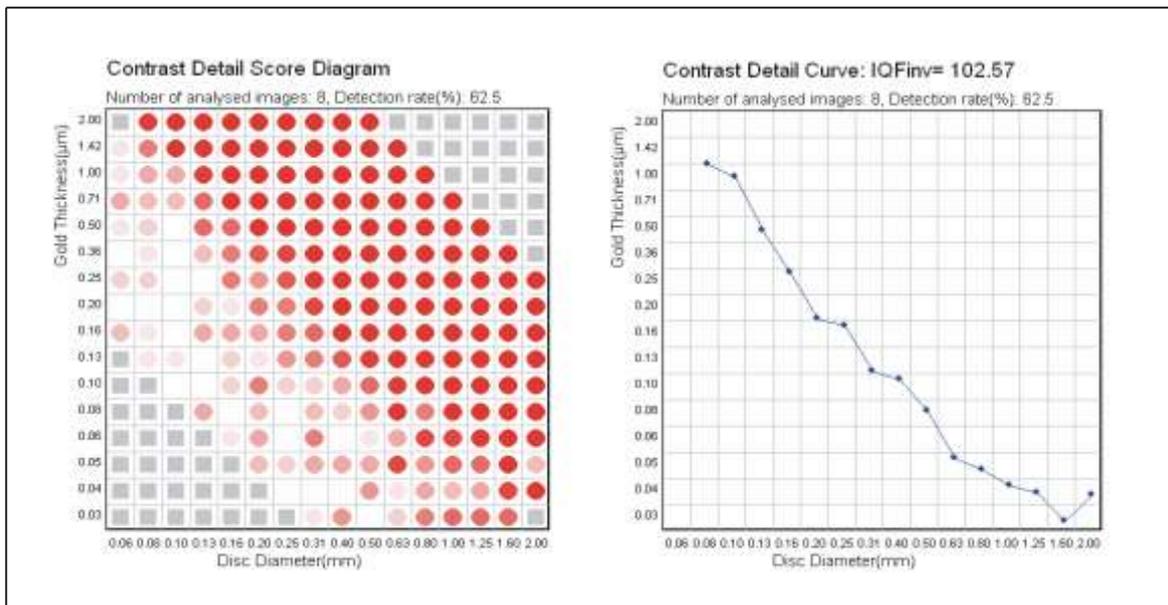


Abbildung 11: Kontrast-Detail-Wert-Diagramm und Kontrast-Detailkurve aus der Gebrauchsanweisung.

- Kästchen ohne Goldplättchen: ■
- Kästchen mit weniger oder gleich 25% Erkennungsrate: □
- Kästchen mit 100% Erkennungsrate: ■rot
- Kästchen mit >25% und <100% Erkennungsrate: ■hellrot

Danach erstellt das Programm die Kontrast-Detail-Kurve (Thijssen, 1993, Gebrauchsanweisung des CDMAM-Phantoms Typ 3.4) [119]. Das Programm läßt die Möglichkeit einer Schwellenangabe zu. Sie kann zwischen 50% bis 75% liegen und wurde bei der werksseitigen Einstellung von 62,5% belassen. Die Kontrast-Detail-Kurve zeigt wiederum die Erkennungsrate in Relation von Golddicke zu Plättchendurchmesser, angewandt nun der Schwellenwert von 62,5%. Aus dieser graphischen Darstellung kann man entnehmen ab welcher Dicke ein Goldplättchen einer bestimmten Größe erkannt wurde. Diese Kurven lassen sich mit dem Programm archivieren und für einen späteren Vergleich mit dann neu exponierten Bildern in einer gemeinsamen Graphik darstellen (siehe Abbildung 11).

Die Bildqualität wird hier nicht wie in der visuellen Prüfung als Gesamt-Erkennungsrate in % angegeben (dort meistens Formel: Erkennungsrate % = Richtig erkannte : Gesamtzahl der Kästchen x 100), sondern anhand der Formel für „Image Quality Figure (IQF)“ (Thijssen et al, 2000) berechnet. [112, 115].

$$IQF = \frac{n}{\sum_{i=1}^n C_i \cdot D_{i, \min}}$$

n = partiell erkennbare Spalten des Phantoms

D = Plättchendurchmesser in Kontrastspalte i

C = Schwellendicke in Kontrastspalte i

D entspricht dem kleinsten erkannten Plättchendurchmesser in mm in der Kontrastsäule i. C entspricht dem minimalen Schwellenwert der Goldplättchendicke in μm . Eine Säule, die vollständig nicht erkannt wird erhält den Wert C: $2,5\mu\text{m}$. Eine Säule, die vollständig erkannt wird erhält für C den Wert $0,03\mu\text{m}$. Die invertierte Summation aller 16 Säulen-Schwellenwerte geteilt durch 100 ergibt den IQF (Bildqualitätswert). Die Invertierung bedeutet, daß der höhere Wert einer besseren Bildqualität entspricht bzw. daß kleinere Goldplättchen in der richtigen Position erkannt werden. Der Maximalwert kann 208,3 erreichen.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_{i,th} \cdot D_i}$$

Die Ergebnisse wurden in 2D- Excel-Tabellen festgehalten und anschließend die Merkmale Dateigröße und Bildqualität in Kreuztabellen für die Statistische Analyse aufbereitet. Die Wahrscheinlichkeitsverteilung der Stichprobe wurde mit dem Fischer-Exakt-Test bestimmt.

Die ausgewerteten Bildqualitäten wurden gegen die resultierende Dateigröße, Originaldosis und Schichtdicke und auf die resultierende Effektivität (Qualität/Dateigröße) graphisch aufgetragen. Zur Ermittlung des Einflusses der verschiedenen Faktoren Kompression, Schichtdicke und Dosis auf die Bildqualität wurden mittels des Statistikprogrammes SPSS vom Institut für Biometrie der Charité univariate einfaktorielle Varianzanalysen, sowie univariate zweifaktorielle Varianzanalysen jeweils zur Ermittlung des Einflusses der Wechselwirkung von Schichtdicke und Dosis, von Schichtdicke und Kompression und von Dosis und Kompression als unabhängige Faktoren auf die Variable Qualität durchgeführt. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0.05$ angenommen.

4. Ergebnisse

4.1. Überblick über die Ergebnisse

Abbildungen 12 und 13 zeigen einen Überblick über die gemessenen Daten bezogen auf Schichtdicke (SD), Bildqualität (IQF), Strahlendosis (Dosis) und Bildgröße (Datenmenge). Die Grundlagen waren 60 Mammographieaufnahmen des CDMAM-Phantoms, die mit JPEG2000 und 9 Qualitätsstufen komprimiert wurden, so daß 600 Bilder mit CDMAM Analyser V1.3 ausgelesen wurden. Die verlustbehafteten Aufnahmen Lossy 10 und Lossy 20 waren nur noch vereinzelt auszuwerten und sind nicht in die Wertung eingeflossen.

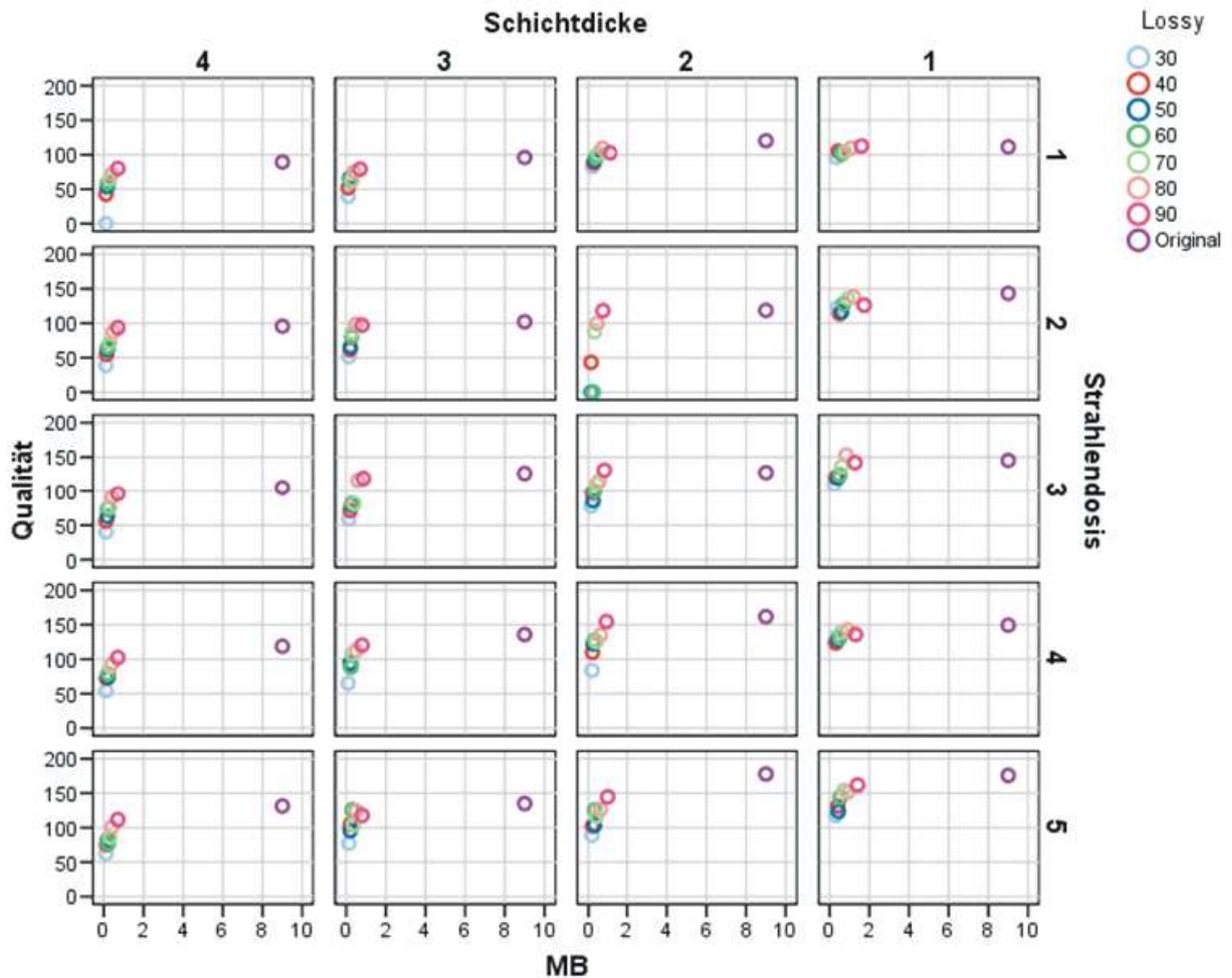


Abbildung 12: Zeigt einen Überblick über Bildqualität IQFinv versus der Schichtdicke, der Dosis und der Dateigröße. N=480.

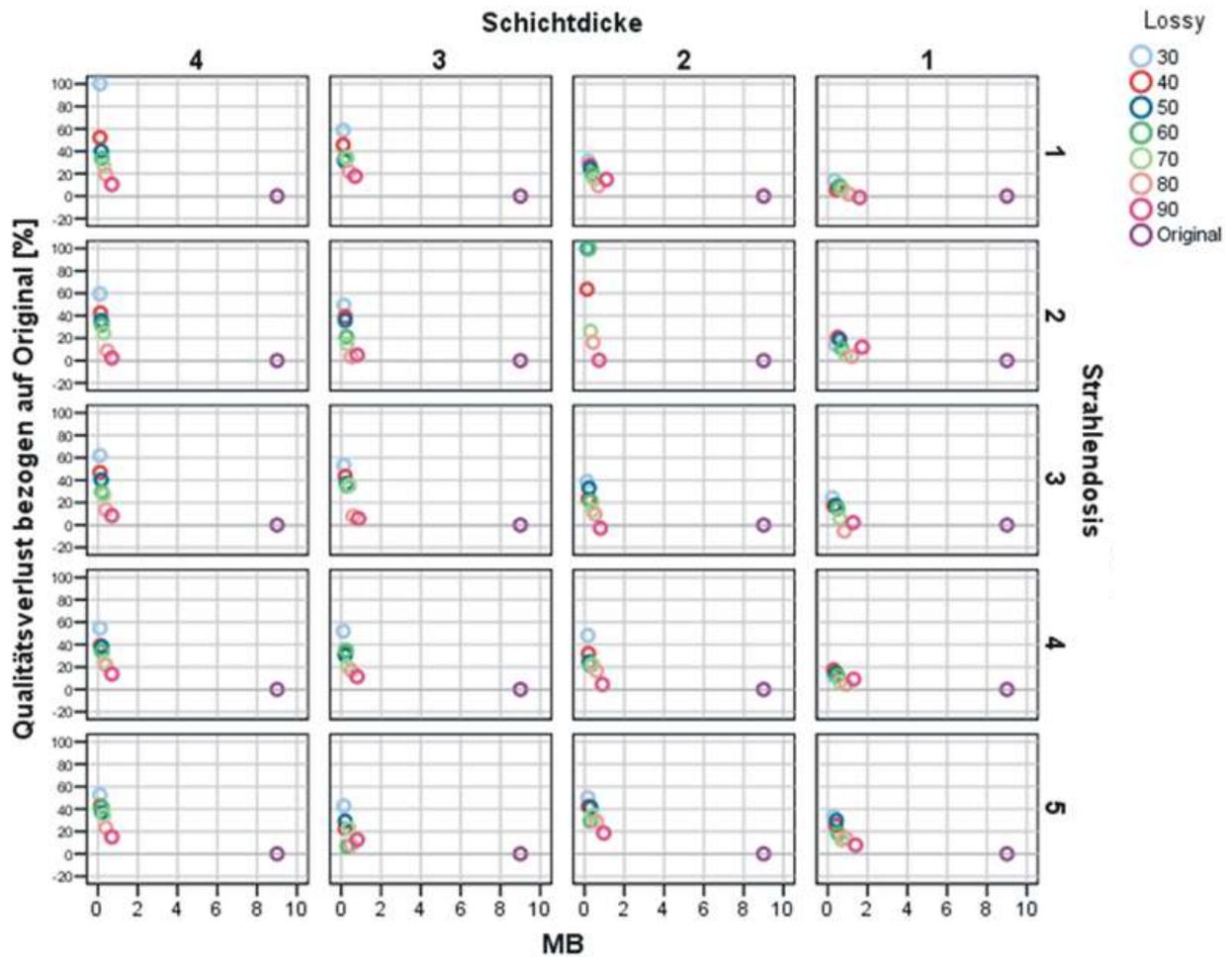


Abbildung 13: Gesamtergebnisse für den Qualitätsverlust bezogen auf die Dateigröße. N=480.

Prinzipiell ist aus den Abbildungen 12 und 13 zu ersehen, daß die Bildqualität der Ausgangsbilder umso schlechter ist je höher die Schichtdicke bzw. je geringer die Strahlendosis ist. Im Verlauf der Kompressionsstufen Lossy 90 bis Lossy 10, nimmt der Qualitätsverlust dieser Bilder stärker zu als bei eingangs qualitativ hochwertigen Aufnahmen. Vereinfacht kann man also ableiten: Je geringer die Bildqualität der Originaldaten, desto stärker der Einfluß des Kompressionsalgorithmus. Umgekehrt ist also bei „besseren“ Originaldaten der Einfluß der Kompression allgemein und darüber hinaus der Einfluß von höheren Kompressionsfaktoren geringer als bei „schlechteren“ Originaldaten.

4.2. Einzelergebnisse

4.2.1. Datenreduktion

Die übertragene Datenmenge der verlustbehafteten Kompression ist bereits im ersten Schritt (Lossy 90) erheblich kleiner, als die Originalgröße und unterstreicht damit die Effektivität des Kompressionsverfahrens. Die Ausgangsdatenmenge lag bei fast 9 MB pro Bild, die im ersten Schritt z.B. für die dünnste Schicht im Durchschnitt auf 1,48 MB und für die dickste Schicht auf 0,9 MB reduziert wurde. Die weiteren Komprimierungsstufen bringen einen vergleichsweise geringen Effekt in der Datenreduktion (Kilobytebereich) bei weiterer Reduktion der Bildqualität (gemessen mit IQF_{inv}). Die Datenreduktion beträgt je nach verwendeter Kompressionsstufe zwischen 8 und 8,8 MB (gerundet). Der Umstand der relativ geringen Datenreduktion jenseits der ersten Kompressionsstufe Lossy 90 ist über alle Versuchsreihen hinweg zu beobachten, unabhängig von der Dosis, der Schichtdicke oder Strahlungsart.

Die Bildqualität nimmt mit zunehmender Kompressionsstufe wie erwartet ab. Der Qualitätsverlust vom IQF_{inv} der Originalaufnahme (IQF_{inv}: 128,33) nimmt von Lossy 90 bis Lossy 30 von gerundeten 11 auf 58 Punkte zu. Da jenseits der Kompressionsstufe Lossy 30 der IQF_{inv} durch den Abfall in der Bildqualität mit der Software nicht mehr auswertbar war, sind die Kompressionsstufen Lossy 20 und Lossy 10 in Tabelle 4 nicht dargestellt.

	Datenreduktion in MB	Datenreduktion in %	Qualitätsverlust des IQF _{inv}	Qualitätsverlust des IQF in %
Originalaufnahme	0	0	0	0
Lossy 90	8,03	89,2	10,97	8,55
Lossy 80	8,36	92,9	15,75	12,27
Lossy 70	8,56	95,1	25,98	20,24
Lossy 60	8,67	96,3	34,74	27,07
Lossy 50	8,72	96,9	42,04	32,76
Lossy 40	8,78	97,6	42,4	33,04
Lossy 30	8,84	98,2	58,38	45,49

Tabelle 4: Reduktion der Datengröße in MB und den Qualitätsverlust des IQF_{inv} (absolute und relative Zahlen). Zugrunde liegen alle Versuchsdaten als Mittelwerte, N=420.

Die Kompression des Originalbildes mit Lossy 90 und Lossy 80 führt zu einer erheblich reduzierten Datengröße (Durchschnittliche Zahlen: Lossy 90: 8,03 MB; Lossy 80 8,56 MB) bei nur wenig eingeschränkter Qualität (IQFinv Lossy 90: 10,97; Lossy 80: 15,75). Entsprechend einer Datenreduktion von knapp 90% und einen Qualitätsverlust von weniger als 10%. Höhere Kompressionsstufen bringen nur noch eine geringe Reduktion in der Datengröße bei deutlich abnehmender Bildqualität (Lossy 40: 8,78 MB; Lossy 30: 8,84 MB) (IQFinv Lossy 40: 42,4; Lossy 30: 58,38). Entsprechend einer Datenreduktion von weiteren 8% und einem Anstieg des Qualitätsverlustes auf 33% bis 45% (Tabelle 4).

In Abbildung 14 ist dabei in erster Linie der Qualitätsverlust ablesbar, die Datenreduktion erscheint in diesem Maßstab fast linear, da größere Kompressionsfaktoren nur eine vergleichsweise geringe weitere Verkleinerung der Datenmenge bringen. Erst wenn die Datenreduktion in einem anderen Maßstab dargestellt wird, kann dieser Zusammenhang erfaßt werden. Dafür wurde der IQFinv-Wert wie in Abbildung 15 um den Faktor 100 „künstlich“ verringert (Skalierung).

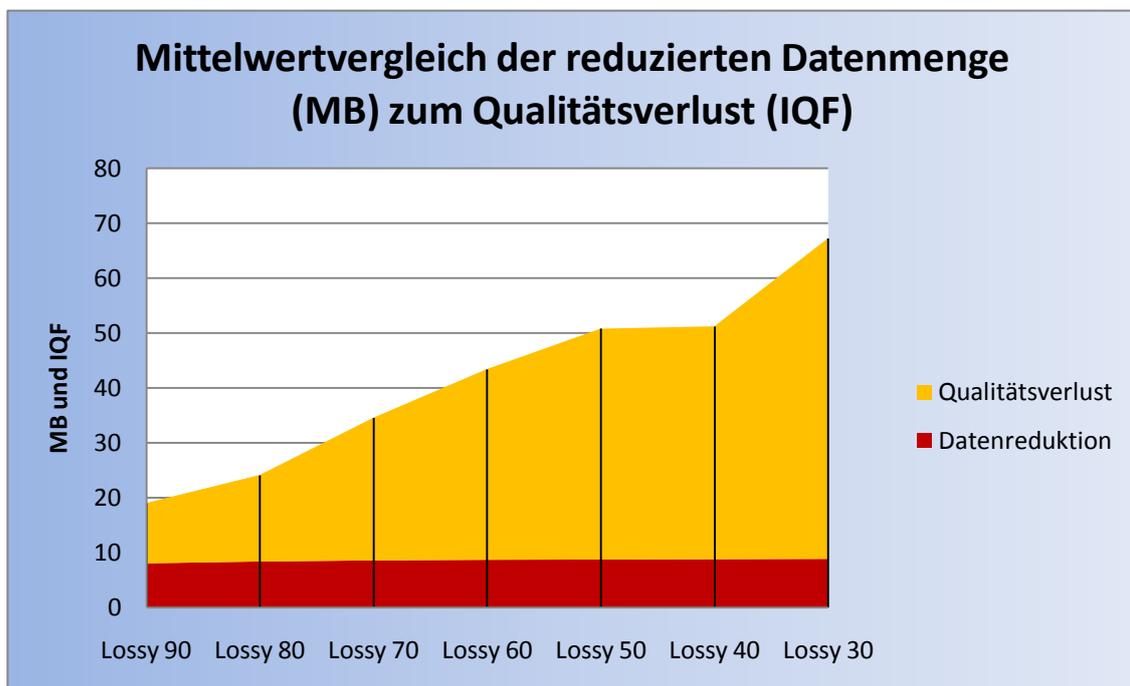


Abbildung 14: Gegenüberstellung der reduzierten Datenmenge im Verlauf der Kompression zum Qualitätsverlust in Absolutwerten der IQF.

Der Kurvenverlauf des Qualitätsverlustes verhält sich steigend, wobei die Funktion am Ende noch einmal steiler ansteigt. Die Funktion der Datenreduktion verhält sich dagegen umgekehrt. Sie steigt sprunghaft von Null an und verflacht mit zunehmender Kompression. Damit verhalten sich die Faktoren Bildqualität und Bildgröße nicht gleichförmig. Die Schere zwischen Qualitätsverlust und Datenreduktion läuft mit zunehmender Kompressionsstufe auseinander. Der Qualitätsverlust ist im Vergleich zur Datenreduktion in den höheren Kompressionsstufen überproportional größer und ab der verlustbehafteten Kompression Lossy 40 nimmt der Qualitätsabfall sprunghaft zu.

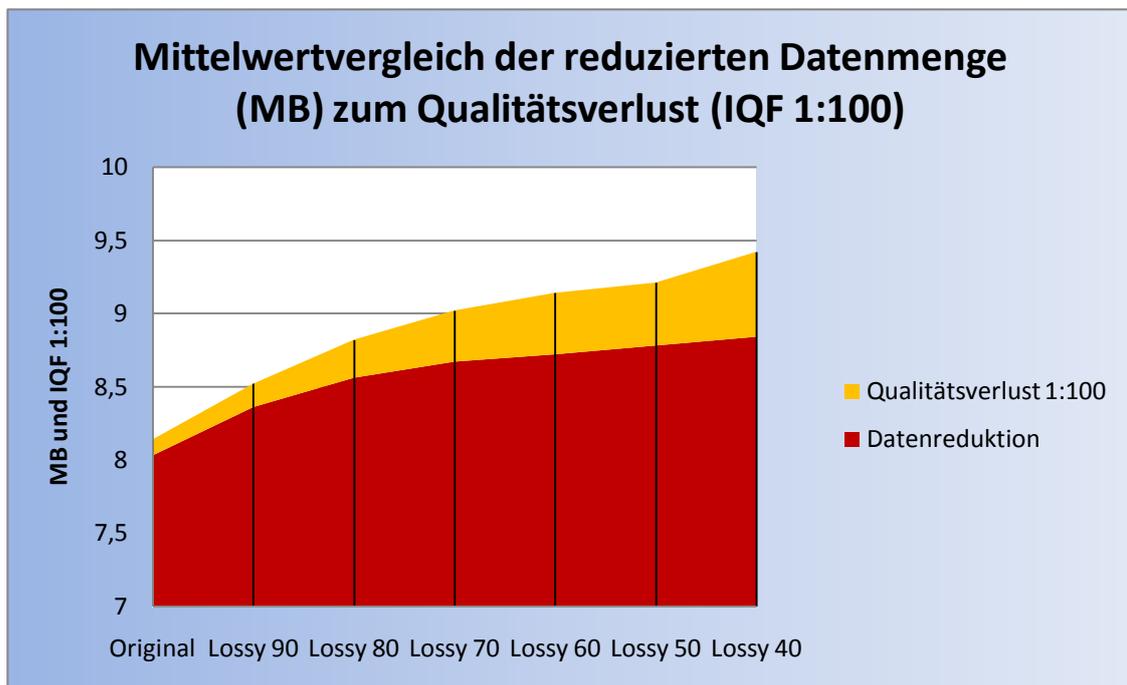


Abbildung 15: Gegenüberstellung der reduzierten Datenmenge im Verlauf der Kompression zum Qualitätsverlust in mit modifizierten IQF-Werten (Umskalierung).

4.2.2. Ergebnisse in Abhängigkeit von der Schichtdicke

Die Dicke der simulierten Brust hat zu allererst einen Einfluß auf die Qualität des Originalbildes. Prinzipiell gilt: Je dicker die simulierte Brust, desto schlechter die Bildqualität durch vermehrtes Rauschen / vermehrte Streustrahlung. Schon die Übersichtsabbildungen 12 und 13 der Ergebnisse zeigen, daß diese einen Einfluß auf die Bildqualität nach Kompression hat. Darüber hinaus hat die Schichtdicke bzw. die Bildqualität des Originals auch einen Einfluß auf die Datengröße im verlustbehaftet komprimierten Bild.

Die Datenmenge im Ausgangsbild ist bei allen Bildern gleich. Das ändert sich bereits im ersten Kompressionsschritt mit Lossy 90. Die dünnste Schichtdicke (SD1) mit der Molybdän/Molybdän Anoden-Filterkombination hat nach Kompression eine größere Datenmenge als die dickeren Schichten. Bei der dicksten Schicht (SD4) mit dem Rhodium/Rhodium Anoden-Filter resultiert die geringste Datenmenge (Tabelle 5). Der Kurvenverlauf der Datenreduktion der dünnsten Schichtdicke (SD1) fällt im Verlauf steiler ab, so daß die weitere Datenreduktion mit den Kompressionsstufen Lossy 80 bis Lossy 30 bei dünnen Schichten eine höhere Effektivität hat als bei den dicken Schichten. Im Umkehrschluß gilt, daß die Kompression im ersten Schritt für die dicken Schichten effektiver ist, als für die dünneren Schichten (Abbildung 16 und Abbildung 17).

Dosis 1 – 5 N=15/Wert	SD 1	SD 2	SD 3	SD 4
Originalaufnahme	9	9	9	9
Lossy 90	1,48	0,9	0,8	0,7
Lossy 80	0,98	0,56	0,5	0,42
Lossy 70	0,72	0,4	0,34	0,3
Lossy 60	0,56	0,3	0,26	0,2
Lossy 50	0,48	0,24	0,22	0,2
Lossy 40	0,38	0,2	0,18	0,12
Lossy 30	0,3	0,16	0,1	0,1

Tabelle 5: Mittelwerte der Daten in MB für die Schichtdicken SD1 – SD4 ohne und nach Kompression mit Lossy 90 bis Lossy 30. Der Einfluß der Dosis 1 – 5 ist herausgemittelt worden. N=480.

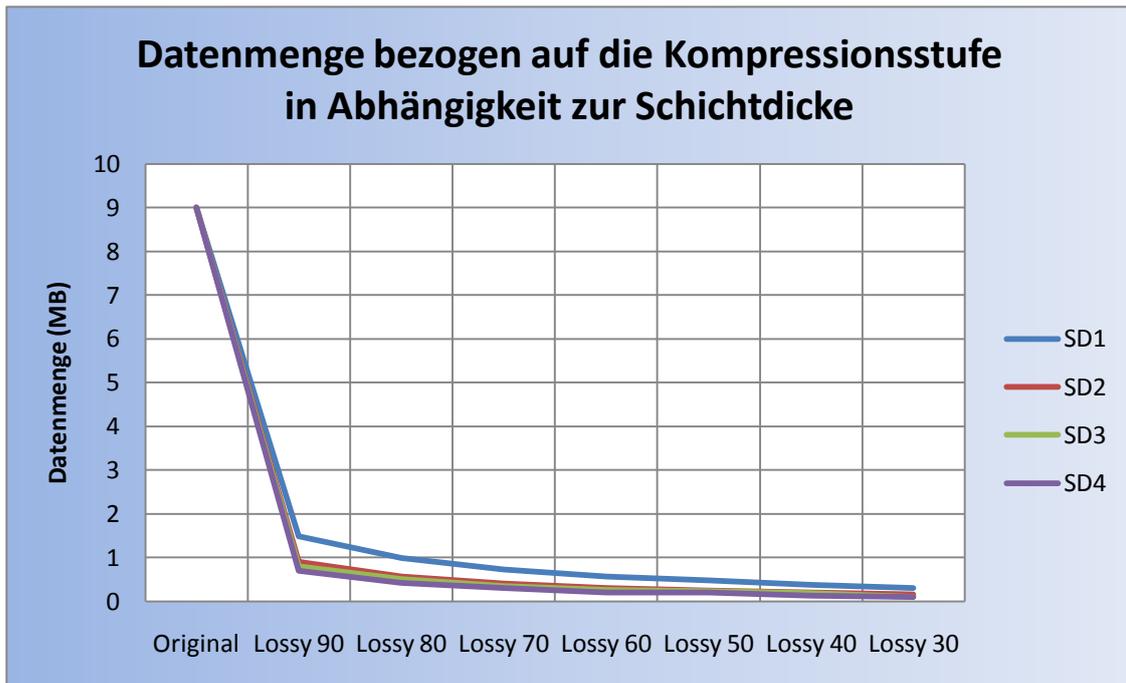


Abbildung 16: Datenmenge (MB) bezogen auf die Schichtdicke SD1 bis SD4 (cm) in Abhängigkeit der Kompressionsstufen. Die Ausgangsdatenmenge im Originalbild beträgt knapp 9MB.

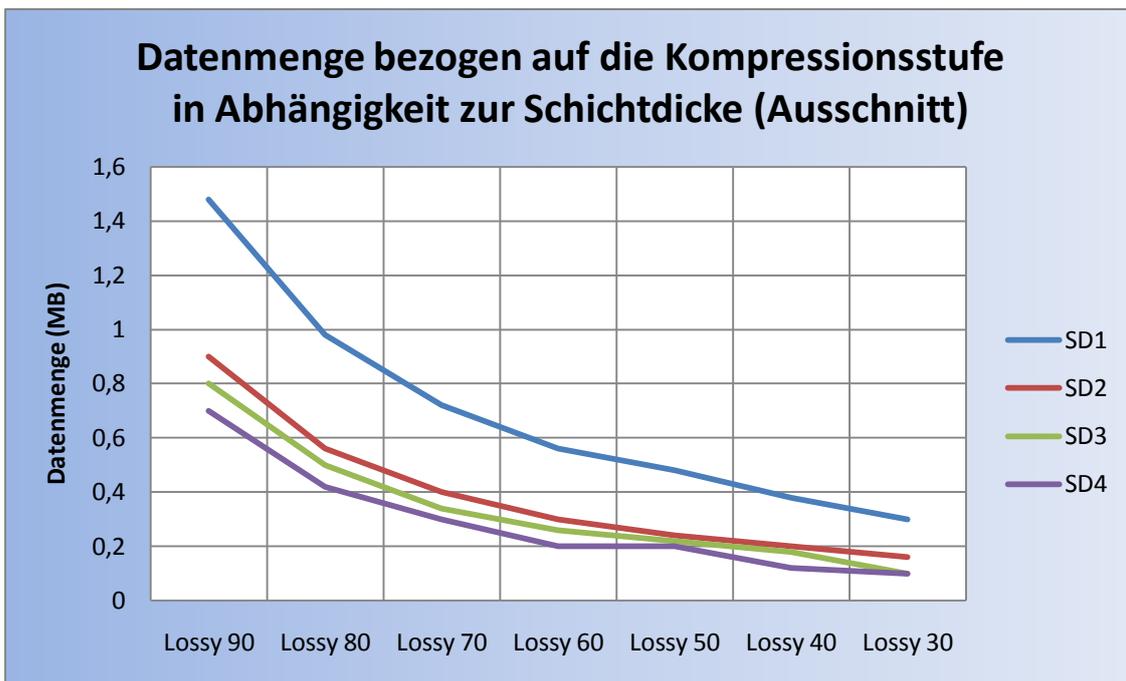


Abbildung 17: Datenmenge (MB) bezogen auf die Schichtdicke SD1 bis SD4 (cm) in Abhängigkeit der Kompressionsstufen nur für komprimierte Daten.

Die Kompressionsrate beträgt für die dünne Schicht (SD1) ca. 1:6 in der ersten Stufe (Lossy 90) und ca. 1:9 in der zweiten Stufe (Lossy 80). Erst mit der dritten Stufe (Lossy 70) fällt die

Datenmenge unter die gewünschten 0,9 MB auf 0,8MB. Alle dickeren Schichten (SD2 - 4) lassen sich bereits mit der ersten Stufe auf 0,9 MB oder mehr reduzieren (Tabelle 5 und Tabelle 6).

Dosis 1-5 N=15/Wert	SD 1	SD 2	SD 3	SD 4
Originalaufnahme	0	0	0	0
<u>Lossy 90</u>	1:6	1:9	1:11	1:13
<u>Lossy 80</u>	1:9	1:16	1:18	1:21
<u>Lossy 70</u>	1:12	1:22	1:27	1:30
<u>Lossy 60</u>	1:16	1:29	1:35	1:45
<u>Lossy 50</u>	1:19	1:37	1:41	1:45
<u>Lossy 40</u>	1:24	1:45	1:50	1:75
<u>Lossy 30</u>	1:30	1:55	1:90	1:90

Tabelle 6: Kompressionsraten für die Schichtdicken SD1 – SD4 mit Lossy 90 bis Lossy 30. Der Einfluß der Dosis 1 – 5 ist herausgemittelt worden. N=480.

Betrachtet man die Datenmenge der Kompressionsstufen in Abhängigkeit zur Dosis, so laufen die Kurven mit minimalen Schwankungen parallel und sie liegen zudem eng beisammen. Ein eindeutiger Unterschied in den Kurven, der dem Effekt der Dosis zuzuordnen ist, läßt sich nicht feststellen (Abbildung 18).

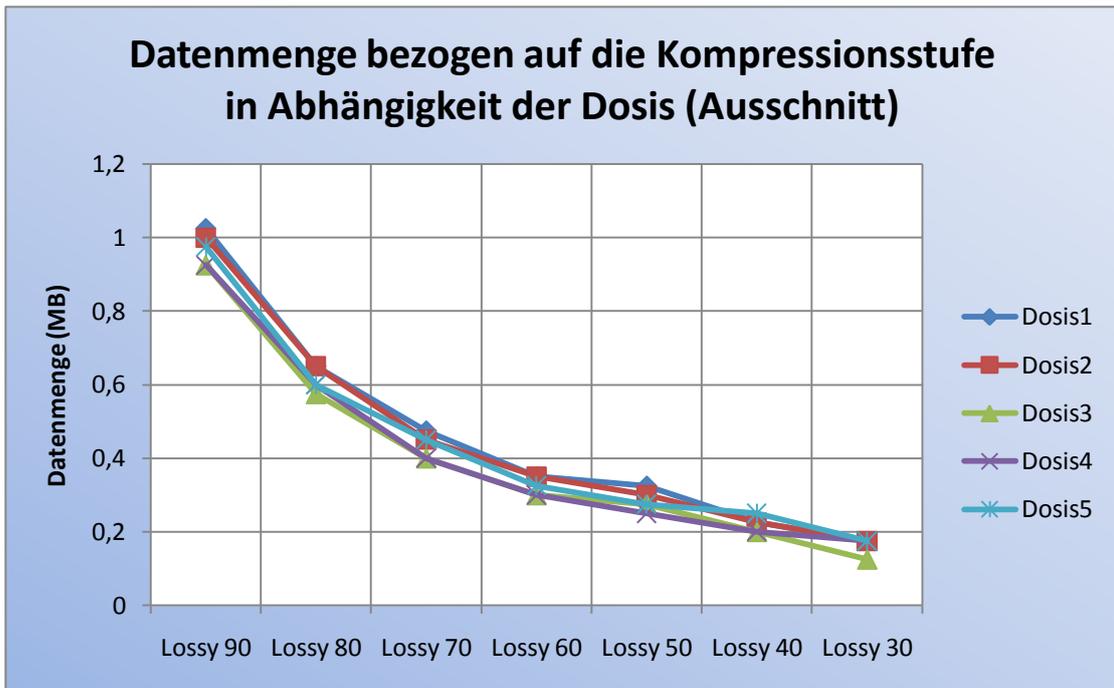


Abbildung 18: Der Ausschnitt der Datenmenge nach Lossy 90- bis Lossy 30-Kompression zeigt keinen signifikanten Unterschied im Kurvenverlauf oder relevante Datenmengenabweichungen, die sich mit der entsprechenden Dosis in Zusammenhang bringen lassen.

SD1 – SD4 N=12/Wert	Dosis 1	Dosis 2	Dosis 3	Dosis 4	Dosis 5
Originalaufnahme	9	9	9	9	9
Lossy 90	1,03	1	0,93	0,93	0,98
Lossy 80	0,65	0,65	0,56	0,6	0,6
Lossy 70	0,48	0,45	0,4	0,4	0,45
Lossy 60	0,35	0,35	0,3	0,3	0,33
Lossy 50	0,33	0,3	0,28	0,25	0,28
Lossy 40	0,23	0,23	0,2	0,2	0,25
Lossy 30	0,18	0,18	0,13	0,18	0,18

Tabelle 7: Mittelwerte aller Bilder in MB für die Dosen 1 bis 5 ohne und nach Kompression mit Lossy 90 bis Lossy 30. Der Einfluß der Schichtdicken ist herausgemittelt, N=480.

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluß bezüglich der Schichtdicke nicht nur im Zusammenhang mit der resultierenden Datenmenge, sondern auch mit der resultierenden Bildqualität untersucht. Die IQF-Werte machen deutlich, daß die Bilder der dickeren Schichten

bereits vor dem ersten Lossy-Kompressionsschritt eine schlechtere Qualität, als die Bilder der dünneren Schichten haben. Betrachtet man die Kurven für die Schichtdicken in Relation zur Kompressionsstufe, so fällt die Bildqualität eindeutig mit steigender Schichtdicke und höherer Kompressionsstufe (siehe Abbildung 19, sowie Tabelle 8).

Ähnlich wie in der Datenmenge, verhalten sich die dickeren Schichten SD2 bis SD4 in den Kontrast-Detail-Werten weitgehend parallel, während die Qualitäts-Kurve für die dünnste Schicht SD1 flacher fällt und damit die Kurven scherenartig auseinander laufen. Auch hier ist somit der höhere Einfluß der Kompression auf „schlechtere“ Originaldaten der dickeren Schichten erkennbar. Wenn man die Bildqualität vs. Schichtdicke wie in Abbildung 20 aufträgt, dann erkennt man eine stärkere Abweichung der Werte für die Schichtdicke SD2, die mit Mo/Rh-Anoden/Filterkombination exponiert wurde.

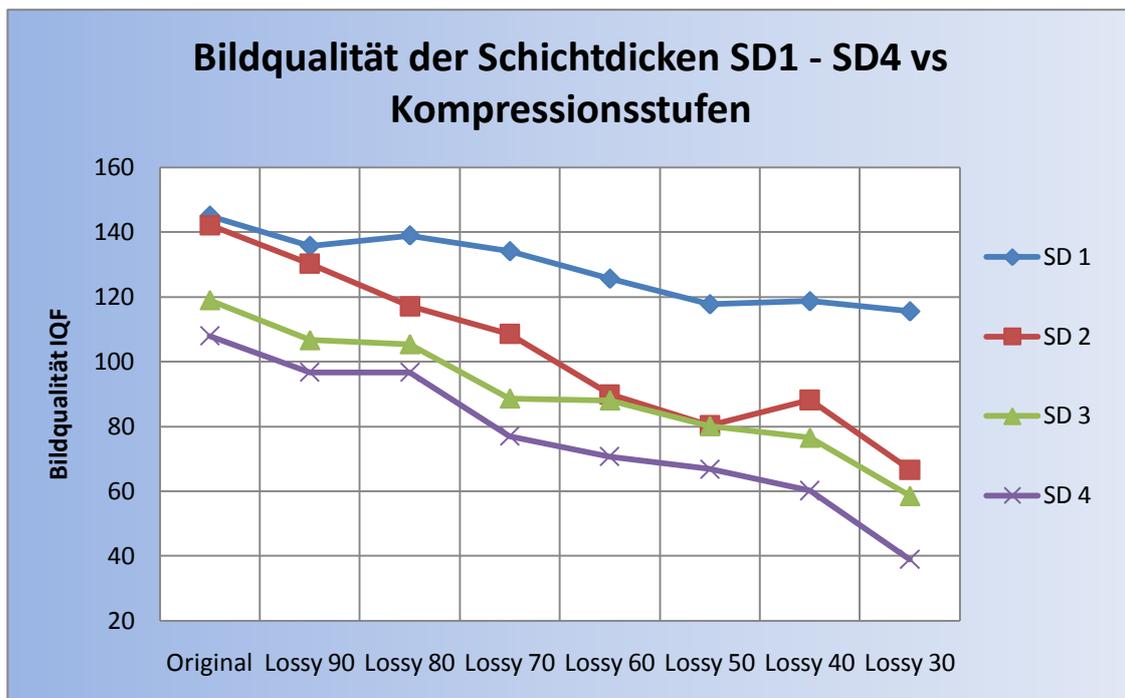


Abbildung 19: Bildqualität (Mittelwerte für alle Dosisbereiche) der Schichtdicke SD1 bis SD4 (cm) in Abhängigkeit von der Kompressionsstufe.

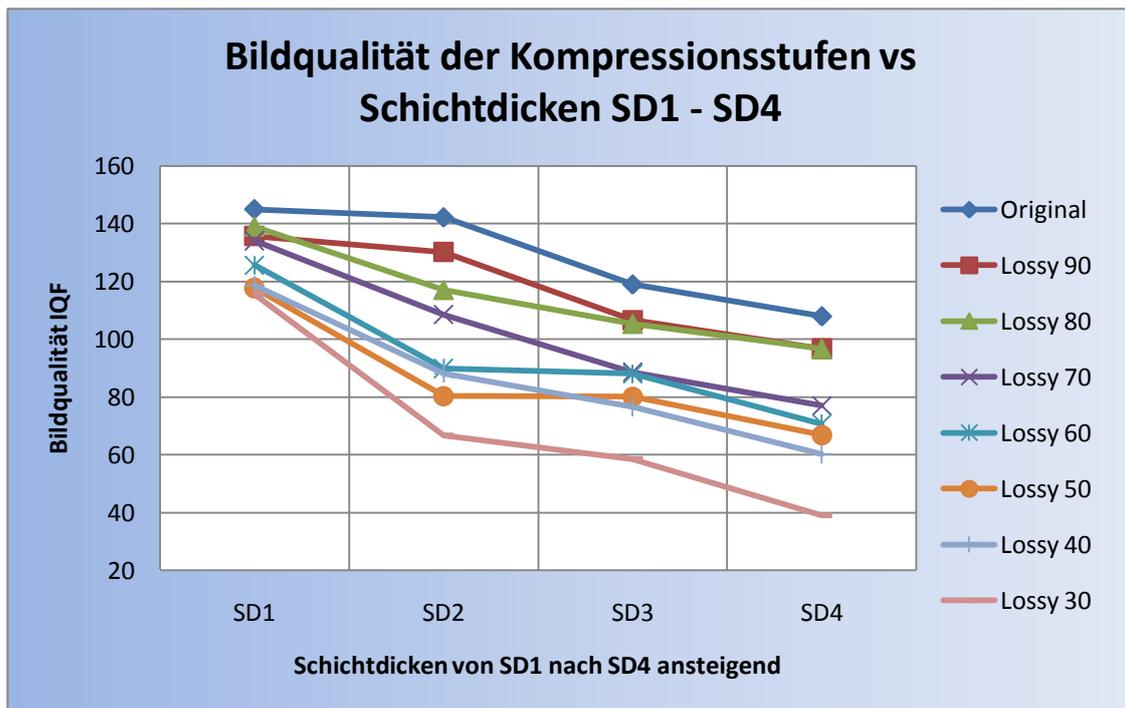


Abbildung 20: Bildqualität (Mittelwerte für alle Dosisbereiche) der Kompressionsstufen Original bis Lossy 30.

Dosis 1-5 N=15/Wert	SD 1	SD 2	SD 3	SD 4
Originalaufnahme	145,04	142,21	119,03	108,03
Lossy 90	135,74	130,25	106,68	96,77
Lossy 80	138,98	117,14	105,44	96,77
Lossy 70	134,12	108,59	88,67	77
Lossy 60	125,67	89,9	88,09	70,71
Lossy 50	117,78	80,38	80,13	66,84
Lossy 40	118,72	88,23	76,56	60,2
Lossy 30	115,61	66,67	58,56	38,97

Tabelle 8: Die Tabelle führt den Qualitätsmarker IQF_{inv} mit zunehmender Schichtdicke über alle Dosen gemittelt für die einzelnen Kompressionsstufen auf, N=480.

4.2.3. Ergebnisse in Abhängigkeit von der Dosis

Der weitgehend lineare Zusammenhang von steigender Bildqualität bei steigender Strahlendosis im digitalen System ist bekannt (Abbildung 4). Die Untersuchung der Bildqualität wurde mit unterschiedlichen Strahlendosen durchgeführt, wobei die Dosis 3 (Original- bzw. Optimaldosis) am Mammographiegerät automatisch (AOP) generiert wurde. Von dieser ausgehend ist die mAs um 20% und 40% gesteigert also „überexponiert“ (Dosis 4 und 5) bzw. reduziert also „unterexponiert“ (Dosis 2 und 1) worden.

Die IQFinv-Werte (Bildqualität) in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Schichtdicken für die unterschiedlichen verwendeten Dosen werden in der Abbildung 21 ohne Komprimierung, und für Lossy 90-, Lossy 80-, Lossy 70- Kompression dargestellt. In den Ausgangsbildern vor Komprimierung sind Kurvenverläufe der Bildqualität in Richtung der dickeren Schichten fallend, also schlechter. Eine Steigerung der Dosis und dünnere Schichten führen zumeist zu einer höheren Bildqualität. Diese Tendenz ist mit Schwankungen in der Kompressionsstufe Lossy 90 genauso. In den Kompressionsstufen Lossy 80 und Lossy 70 wird die Bildqualität zunehmend schlechter und die Kurven liegen immer dichter beisammen. Dieser Verlauf ist in Richtung dickere Schicht stärker ausgeprägt. Der Kompressionsalgorithmus verändert zudem den Kurvenverlauf, die Kurven werden z.T. geglättet.

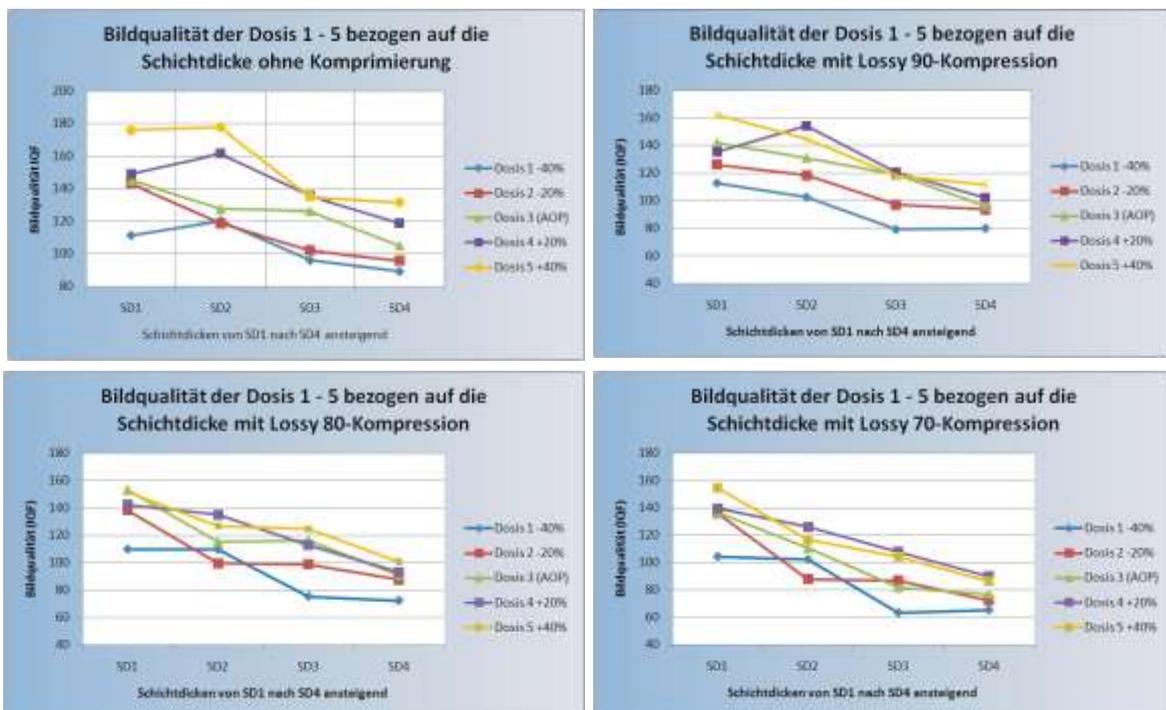


Abbildung 21: Zeigt die Abhängigkeit der Bildqualität (IQFinv) zur ansteigenden Dosis 1-5 jeweils für die 4 Schichtdicken SD1 bis SD4 vor Komprimierung und nach Lossy 90 bis 70 Komprimierung.

4.2.4. Ergebnisse in Abhängigkeit von der Kompression

In den IQF-Mittelwertdarstellungen der unterschiedlichen Dosen 1 bis 5 wird der Effekt der Schichtdicke und damit der Effekt der unterschiedlichen Filter-Anodenkombination herausgemittelt. Die Bildqualität ist besser, wenn die Kompression weniger stark ist und wenn die Dosis erhöht wird. Dabei besteht im nicht komprimierten Bild der (nahezu) lineare Zusammenhang der ansteigenden Bildqualität bei ansteigender Dosis (Mittelwerte).

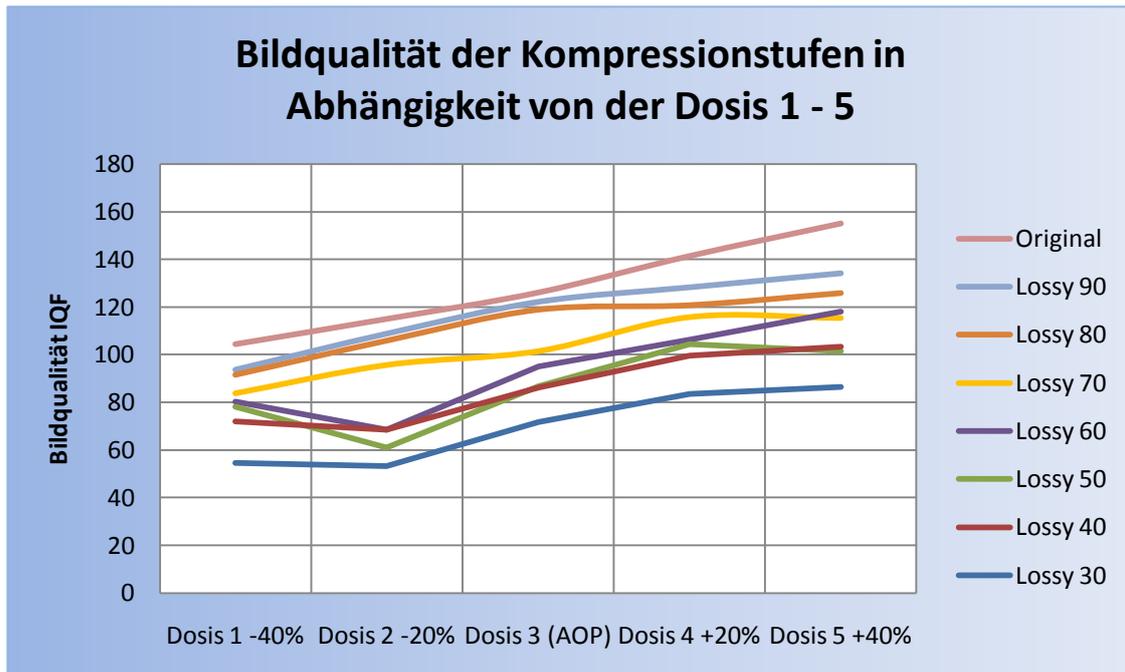


Abbildung 22: Übersichtsabbildung für die Abhängigkeit der Bildqualität von der Dosis für unterschiedliche Kompressionsstufen (Mittelwerte über alle Schichtdicken).

Die höchste und die niedrigste Dosisstufe unterscheiden sich im Original um ca. 50 IQF-Punkte, in Lossy 90 um ca. 40 IQF-Punkte, in Lossy 80 um ca. 35 IQF-Punkte und in Lossy 30 um ca. 30 IQF-Punkte. Der Verlauf der Kurven ist mit zunehmender Kompression somit flacher und es wird schwieriger den Qualitätsverlust durch die Datenkompression mit einer Dosiserhöhung auszugleichen. Zudem verhalten sich die Kompressionskurven nicht linear. Stärker komprimierte Bilder sind zwar im Trend ebenfalls mit steigender Strahlendosis besser aber weisen stärkere Schwankungen auf. Die Kompressionsstufen Lossy 70 bis Lossy 30 zeigen beispielsweise ein Kurventief – in Lossy 70 bei AOP (Dosis 3), in den Kompressionen Lossy 60 bis Lossy 30 in der Dosis 2 (Abbildung 22).

4.2.5. Kombinierte Ergebnisse

Die in Abbildung 23 dargestellten Werte erlauben einen interpolierenden Vergleich zwischen der Reduktion der Bildqualität durch verminderte Dosis bzw. durch Kompression der Daten. Dabei entspricht z.B. eine Reduktion der Bildqualität durch eine 8,8% Dosisverminderung ungefähr einer Reduktion der Bildqualität der Originaldaten durch eine Lossy 90 Kompression.

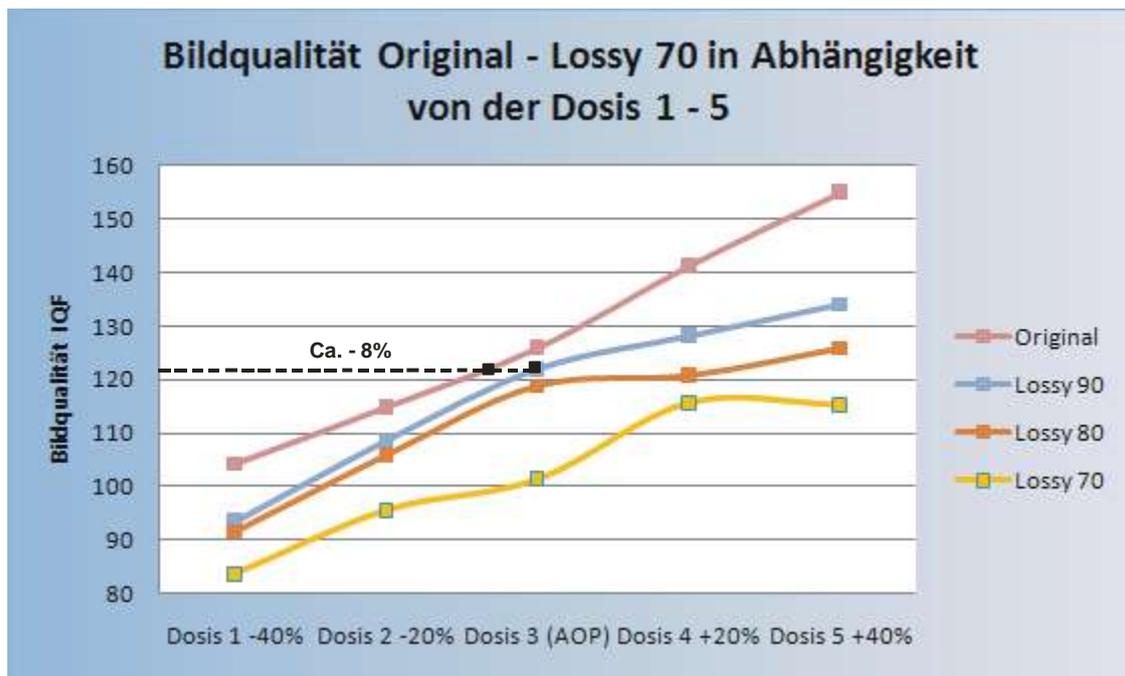


Abbildung 23: Auswahl der Werte Original, Lossy 90, Lossy 80 und Lossy 70 aus Abbildung 22. Eine Dosisreduktion im Originalbild um gut 8% entspricht der Bildqualität durch eine Lossy 90 Kompression (schwarze Linie).

Der Kurvenverlauf in Lossy 90 und Lossy 80 ist jenseits der AOP-Bedingungen flacher, d.h. der Effekt der Dosiserhöhung auf die Bildqualität in Lossy 90 und Lossy 80 jenseits AOP ist weniger ausgeprägt als die Dosisreduktion. In Abbildung 24 müßte die Dosis in der Lossy 80-Kompression um ca. 40% erhöht werden um dieselbe Bildqualität wie im Original mit AOP-Bedingungen zu erhalten. Keine der stärkeren Kompressionsstufen jenseits Lossy 80 erreichen die Bildqualität des Originalbildes unter AOP-Bedingungen. Um überhaupt den schlechtesten Qualitätswert des Originals zu erreichen, müßte z.B. die Dosis für die Kompressionsstufen Lossy 40 und Lossy 50 um ca. 60% bis 80% erhöht werden (Abbildung 25, gepunktete Linie). Die Bildqualität der Lossy 30-Kompression ist unabhängig von der Dosis vollständig unterhalb der Werte der Originalbilder (Abbildung 25, gestrichelte Linie).

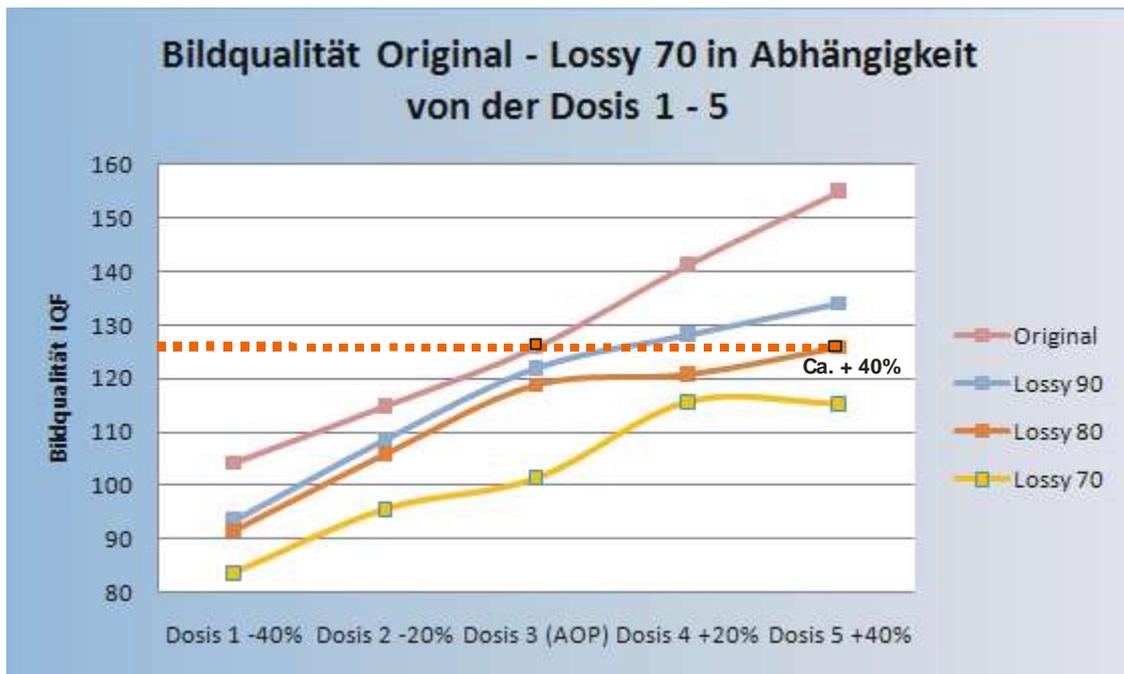


Abbildung 24: Auswahl der Werte Original bis Lossy 70 aus Abbildung 22. Die rote gestrichelte Linie zeigt, daß mit einer Dosiserhöhung von ca. 40% (Dosis 5) mit der Lossy 80-Kompression der selbe Bildqualitätswert, wie mit AOP-Bedingungen (Dosis 3) ohne Kompression erreicht wird.

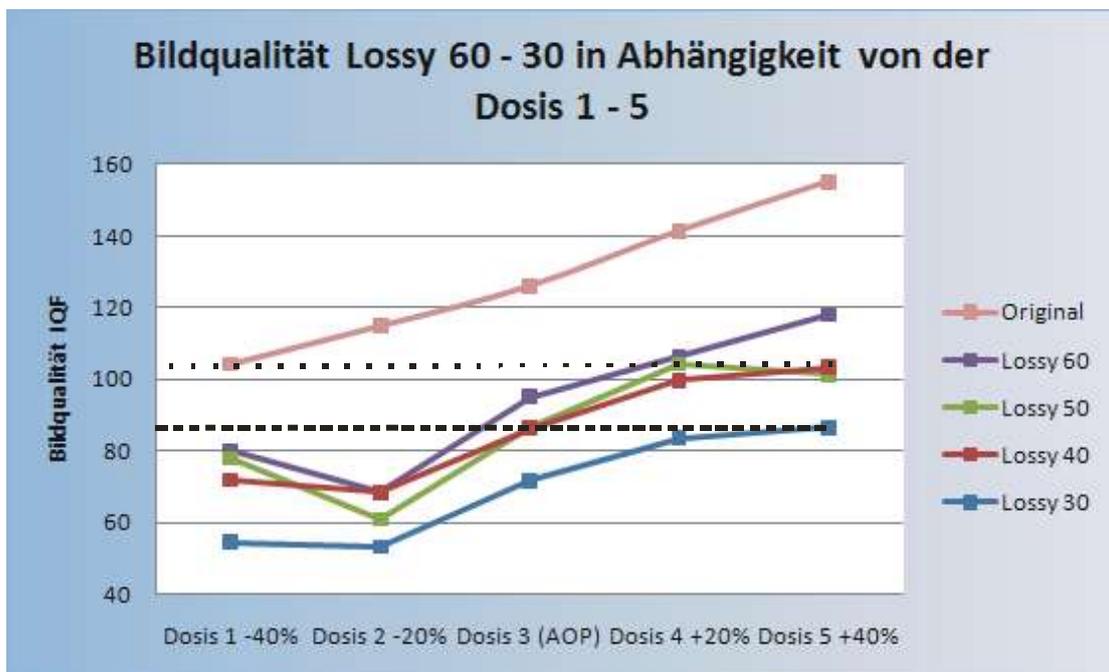


Abbildung 25: Auswahl der Werte Original, Lossy 60 bis Lossy 30 aus Abbildung 22. Verhältnis der Dosisänderung. Mit der Dosis 4 bzw. Dosis 5 erreichen die komprimierten Bilder in Lossy 50 und Lossy 40 in etwa den Qualitätswert des Originals mit Dosis 1 (gepunktete Linie). Lossy 30 liegt vollständig unterhalb der Originalwerte (gestrichelte Linie).

Die oben in Abbildung 22 dargestellten Daten sind in Abbildung 26 umgekehrt (Achsentausch). Die Bildqualität wurde vs. Kompression aufgetragen und man kann zwar im Trend die These der steigenden Bildqualität mit steigender Dosis untermauern aber der Zusammenhang von Kompression auf die Bildqualität wird ebenfalls deutlich. Hier übt die Kompression einen deutlichen Einfluß auf die Bildqualität aus. Tabelle 9 zeigt diesen Zusammenhang in absoluten Zahlen auf.

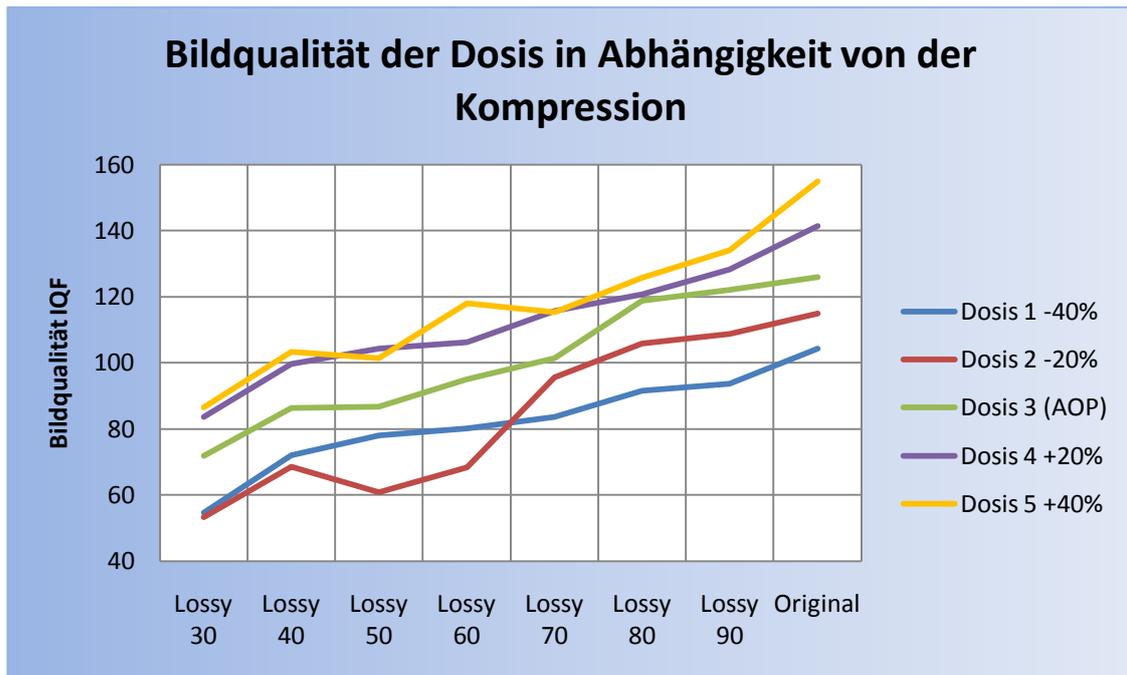


Abbildung 26: Die Bildqualität steigt mit der Dosis und geringeren Kompressionsstufen, Mittelwerte über alle Schichtdicken.

SD1 – SD4 N=12/Wert	Dosis 1	Dosis 2	Dosis 3	Dosis 4	Dosis 5
Originalaufnahme	104,3	114,92	126	141,37	155,06
Lossy 90	93,6	108,75	122,09	128,23	134,12
Lossy 80	91,6	105,9	118,85	120,75	125,83
Lossy 70	83,72	95,6	101,39	115,7	115,32
Lossy 60	80,18	68,46	95,07	106,22	118,03
Lossy 50	78,02	60,91	86,8	104,34	101,36
Lossy 40	71,94	68,49	86,28	99,64	105,29
Lossy 30	54,6	53,32	71,82	83,55	86,48

Tabelle 9: Die Tabelle führt den Qualitätsmarker IQFinv mit zunehmender Dosis über alle Schichtdicken gemittelt für die einzelnen Kompressionsstufen auf, N=480.

Schlüsselt man exemplarisch die Ergebnisse nach den Schichtdicken SD1 und SD4 im Vergleich zu den Mittelwerten auf, so wird deutlich, daß die Schichtdicken einen erheblichen Einfluß auf die Bildqualität haben.

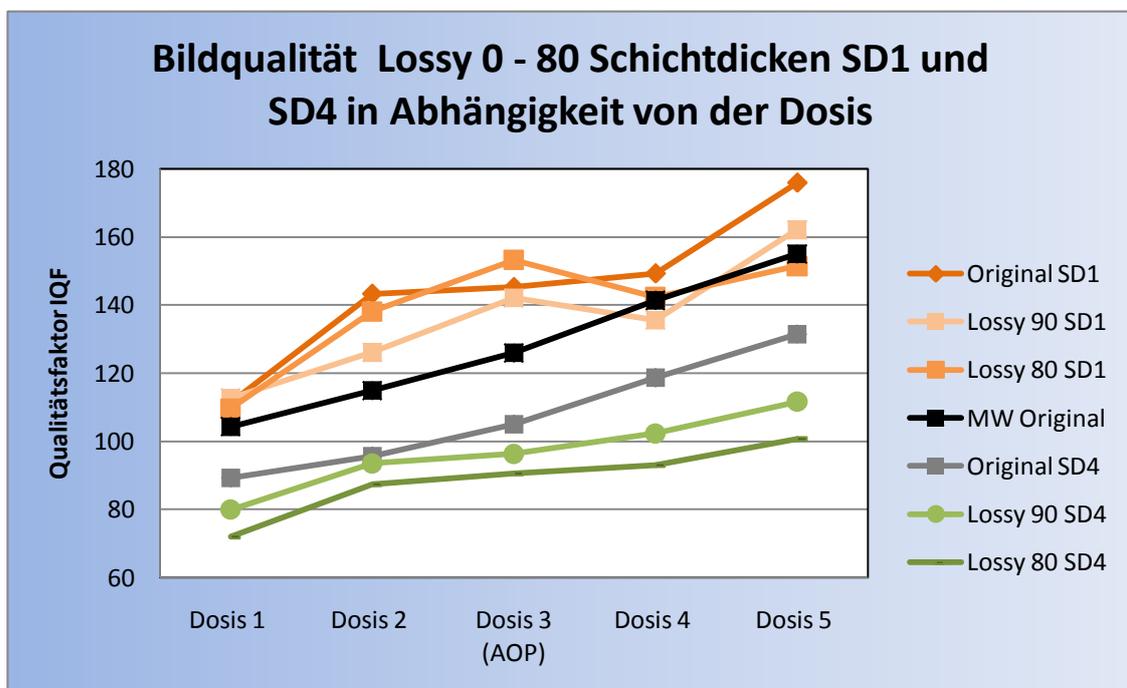


Abbildung 27: Ergebnisse Original, Lossy 90, Lossy 80 der Schichtdicke SD1 cm (rot/orange) und der Schichtdicke SD4 cm (grün/grau) verglichen mit dem Mittelwert aller Schichtdicken MW Original (schwarz).

Die Abbildung 27 macht es deutlich. Die IQFInv-Werte für die SD1 Dosis 1 bis Dosis 5 liegen mit Schwankungen (meist) oberhalb des Mittelwertes der Originalbilder und die relativ parallelen Werte für die SD4 liegen darunter. Die Lossy-Werte der Schichtdicke SD4, die mit gesetzlichen AGD-Werten oder weniger Dosis generiert wurden, liegen alle unterhalb eines IQFInv-Wertes von 100. Wenn man nun die Forderung eine Bilddatenkompression von mindestens 1:10 mit einem sich aus den AGD-Werten ergebenden unteren Schwellenwert IQFInv 100 kombiniert, so ergibt sich folgende Matrix für mögliche bzw. erlaubte Kompressionsraten (Tabelle 10):

	SD 1	SD 2	SD 3	SD 4
Lossy 90	-	-	1:11	-
Lossy 80	-	1:16	1:18	-
Lossy 70	1:12	1:22	-	-
Lossy 60	1:16	-	-	-
Lossy 50	1:19	-	-	-
Lossy 40	1:24	-	-	-
Lossy 30	1:30	-	-	-

Tabelle 10: Ergebnismatrix der Kombination Schwellenwert IQFInv 100 mit dem Kompressionsfaktor 1:10 oder höher für die Mittelwerte der SD 1 bis SD4 / JPEG Lossy 90 bis Lossy 30.

Die Ergebnisse der SD1 überschreiten mit der Kompressionsstufe Lossy 70 knapp die geforderte Kompressionsrate von 1:10. Die Bildqualität ist bis Lossy 30 Kompression, entsprechend einer Kompressionsrate von 1:30 oberhalb des IQFInv-Wertes von 100 gegeben. Es gibt für die SD2 und SD3 jeweils nur 2 Kombinationsmöglichkeiten. Die Bilder der SD2 können nur mit Lossy 80 und Lossy 70 verkleinert werden, die Bilder von SD3 nur mit Lossy 90 und Lossy 80. Die komprimierten Bilder der dicken Schichten SD4 erreichen nicht den Bildqualitätswert von 100.

4.2.6. Univariate mehrfaktorielle Analyse:

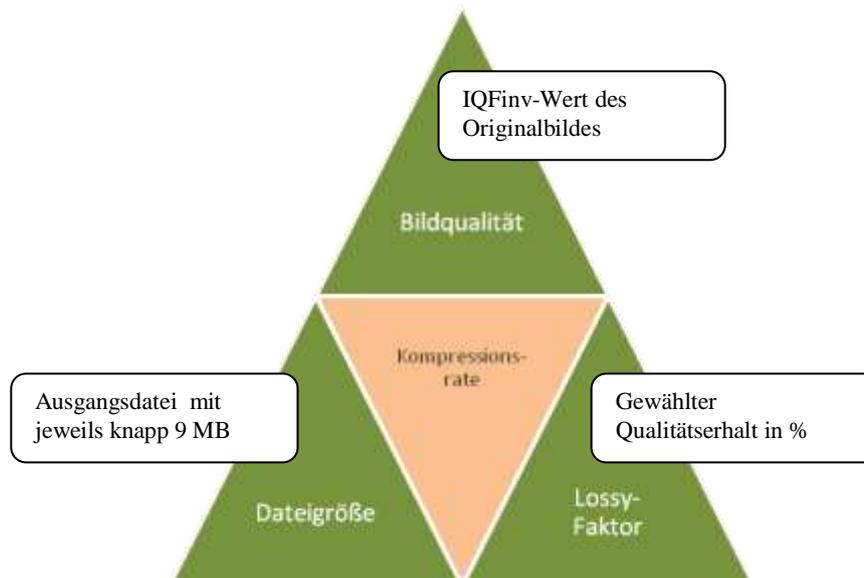


Abbildung 28: Pyramide Kompressionsrate. Untersucht wurden jeweils die Einflußgrößen Bildqualität, Lossy-Stufe, und originale Dateigröße auf die Kompressionsrate bzw. die resultierende Datenmenge.

Die „Pyramide Kompressionsrate“ zeigt deskriptiv den Einfluß von der Ausgangs-Bildqualität, der Ursprungsgröße der Bilddaten und der qualitätserhaltenden Kompression auf die Kompressionsrate. Die Ergebnisse finden sich in Tabellen 4, 5 für die Datenmenge und in Tabelle 6 für die Kompressionsrate. Zusammengefaßt stellen sich die Ergebnisse so dar:

Die Bildqualität des Ausgangsbildes hatte einen signifikanten Einfluß auf die Kompressionsrate, indem höherwertige Bilder schlechter zu komprimieren waren als Bilder minorer Qualität. Man erreichte mit dem 1. Kompressionsschritt (Lossy 90) eine Kompressionsrate zwischen 1:6 für höherwertige Bilder und maximal 1:13 für Bilder mit schlechterer Ausgangsqualität. Der letzte in die Wertung eingeflossene Kompressionsschritt (Lossy 30) erzielte eine Kompressionsrate für die besseren Bilder von 1:30 und 1:90 für die schlechteren Bilder. Die Dateigröße des Ausgangsbildes, die bei allen Bildern die Selbe war, hatte dagegen primär keinen Einfluß auf die Kompressionsrate.

Der Lossy-Faktor beeinflusste entscheidend die Kompressionsrate. Zwischen den einzelnen Lossy-Stufen bestehen signifikante Unterschiede. Die Kompressionsstufen Lossy 20 und Lossy 10 haben allerdings zur Überkompression geführt, so daß der Qualitätswert der Bilder nicht mehr meßbar war. Die Größe der gewerteten Bilder lag zwischen 1,5 und 0,1 MB, je nach verwendeter

Kompressionsstufe und Ausgangsqualität der Bilder. Die Datenreduktion beläuft sich damit zwischen 89% (Lossy 90) und 98% (Lossy 30).

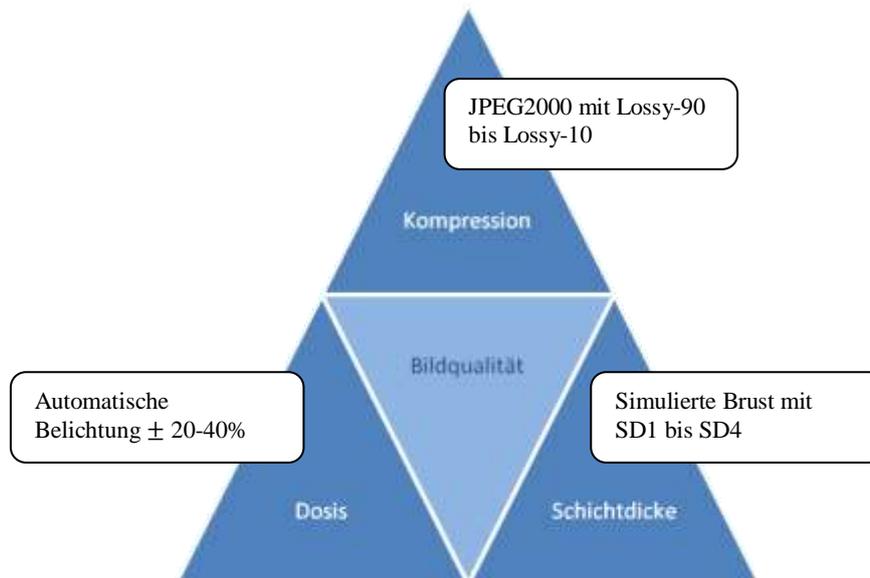


Abbildung 29: Pyramide Bildqualität. Untersucht wurden jeweils die Einflußgrößen Kompression, Dosis und Schichtdicke.

Die „Pyramide Bildqualität“ zeigt deskriptiv jeweils den Einfluß der qualitätserhaltenden Kompression, der Dosis und der Schichtdicke auf die Bildqualität. Die Ergebnisse die für Datenkompression und Schichtdicke finden sich in den Tabellen 4, 8 und in Tabelle 9 für die Dosis. Die Bildqualität verschlechtert sich mit zunehmender Datenkompression und durchstrahlter Schichtdicke. Die Bildqualität wird besser mit höherer Expositionsdosis. In der univariaten Analyse sind alle drei Einflußgrößen signifikant ($p < 0,01$) bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ (Tabelle 11).

Die „Pyramide Wechselwirkung“ zeigt deskriptiv den Einfluß der qualitätserhaltenden Kompression und der Schichtdicke auf die Bildqualität. Die Dosis ist in der Abbildung 30 grau, da für die Dosis eine statistisch signifikante Wechselwirkung mit dem Komprimierungsfaktor auf die Bildqualität nicht nachgewiesen werden konnte.

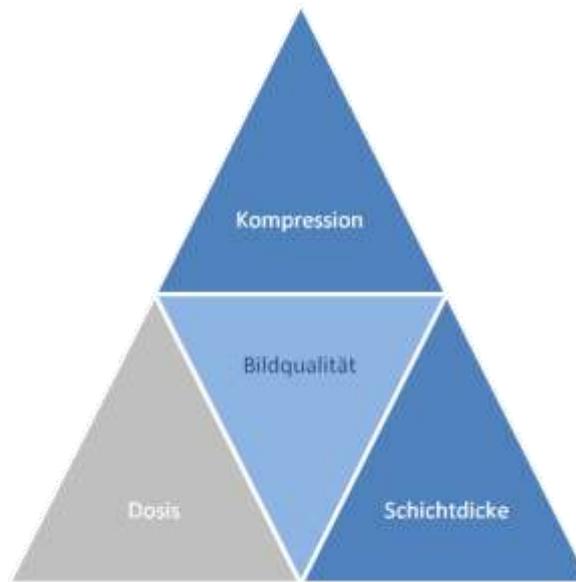


Abbildung 30: Pyramide Wechselwirkung. Die Kompression beeinflusst in Abhängigkeit von der Schichtdicke die Bildqualität. Die Kompression ist aber unabhängig von der Dosis.

In der multivariaten Analyse wurde eine signifikante Wechselwirkung zwischen der Schichtdicke und dem Komprimierungsfaktor beobachtet ($p < 0,05$). Das heißt bei geringerer Schichtdicke hatte der Komprimierungsfaktor einen geringeren Einfluß auf die Bildqualität, die Kompressionseffektivität ist schlechter. Die Ergebnisse finden sich in Tabelle 11.

Analyse mit SPSS	Estimate	lowKI	upKI	pvalue
SD	-24,22	-30,64	-17,80	extrem klein
Dosis	9,83	8,14	11,52	extrem klein
Lossy	0,50	0,25	0,76	0,0002
SD : Lossy	0,11	0,02	0,20	0,0228
SD : Dosis	-0,26	-1,78	1,26	0,7369
Dosis : Lossy	0,03	-0,05	0,10	0,4880

Tabelle 11: Multivariate Analyse der drei Faktoren Schichtdicke (SD), Dosis und Kompression (Lossy) jeweils einzeln und als zweifaktorielle Analyse in Kombination SD:Lossy, SD:Dosis und Dosis: Lossy ($p < 0,05$).

4.2.5. Bildbeispiele

Hier folgen jeweils zwei Bildbeispiele der SD1 und SD4 mit Effekten durch Überkompression, Unterexposition und Überexposition.

In Abbildung 31 ist das Phantom mit der SD1 überexponiert worden. Visuell erkennt man ein nicht homogenes weißes Rauschen. Das Weiße Rauschen führt zu einer Teilmaskierung der Goldmarker im Bild. Es ist mit ein Grund, warum man durch höhere Dosis die Bildqualität nur bis zu einem bestimmten Wert in der Detektorkennlinie verbessern kann. Das unterexponierte Bild mit der SD4 ist aufgrund von Schwarzen Rauschen flau. Insbesondere die Goldmarker sind schlecht zu differenzieren. Dagegen sind die Unterteilungslinien klar zu erkennen.

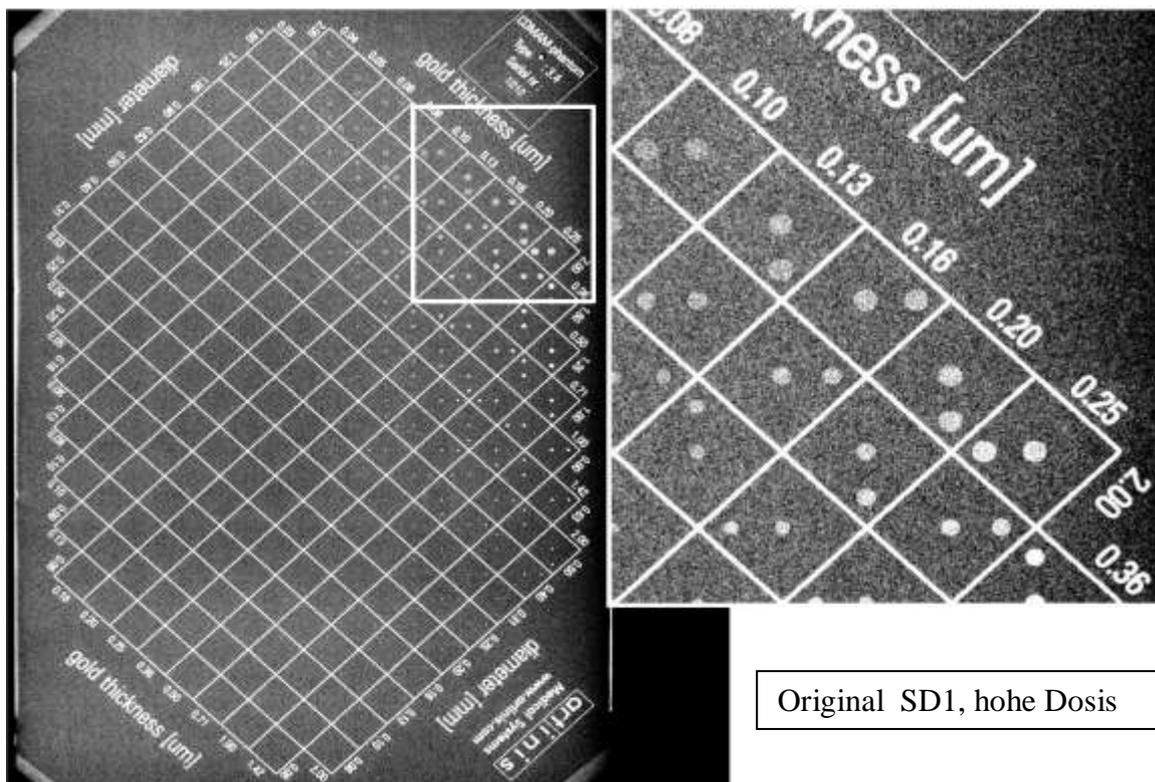


Abbildung 31 : CDMAM-Ausgangsbild der Schichtdicke SD1, die mit hoher Dosis exponiert wurde. Man beachte das ungleichmäßig verteilte weiße Rauschen.

Abbildungen 32 und 34 zeigen einen visuellen Eindruck der Überkompression. Dabei ist erkennbar, daß bei höherer Kompression Kantenunschärfen und Informationsverluste auftreten. Wenn man die beiden Bildbeispiele der Überkompression Lossy 10 betrachtet, so ist das Bild mit der geringen Dosis quasi rauschfrei. Das schwarze Rauschen der unterexponierten Aufnahme hebt sich nur gering vom Hintergrund des Phantombildes ab und wird nach dem

Ähnlichkeitsprinzip weggefiltert bzw. verlieren sich durch den Verlust der Bittiefe. Große Kontrastunterschiede wie Linien oder die in dem Bild mit der hohen Dosis gut zu erkennende Goldmarker werden dagegen schlecht komprimiert. Das Weiße Rauschen eines überexponierten Bildes macht ebenfalls gute Kontrastunterschiede und wird demzufolge nicht herausgefiltert. Das erklärt in dem Ergebnissen vermutlich auch, daß die Kurve Lossy 30 bei hoher Dosis keine guten Bildqualitätswerte anzeigt. Je höher hier die Dosis, desto stärker die Artefakte, die durch Überexposition entstehen, denn auch im digitalen System gibt es eine Schulter und eine Art Solarisation in der „Schwärzungskurve“ (der Bereich an dem sich der Bildeffekt umkehrt), die hier als Blooming-Effekt auftritt, wobei die Anfälligkeit für den Blooming-Effekt (Überlaufen der Pixelwerte) von der Bauart des Detektors abhängig ist.

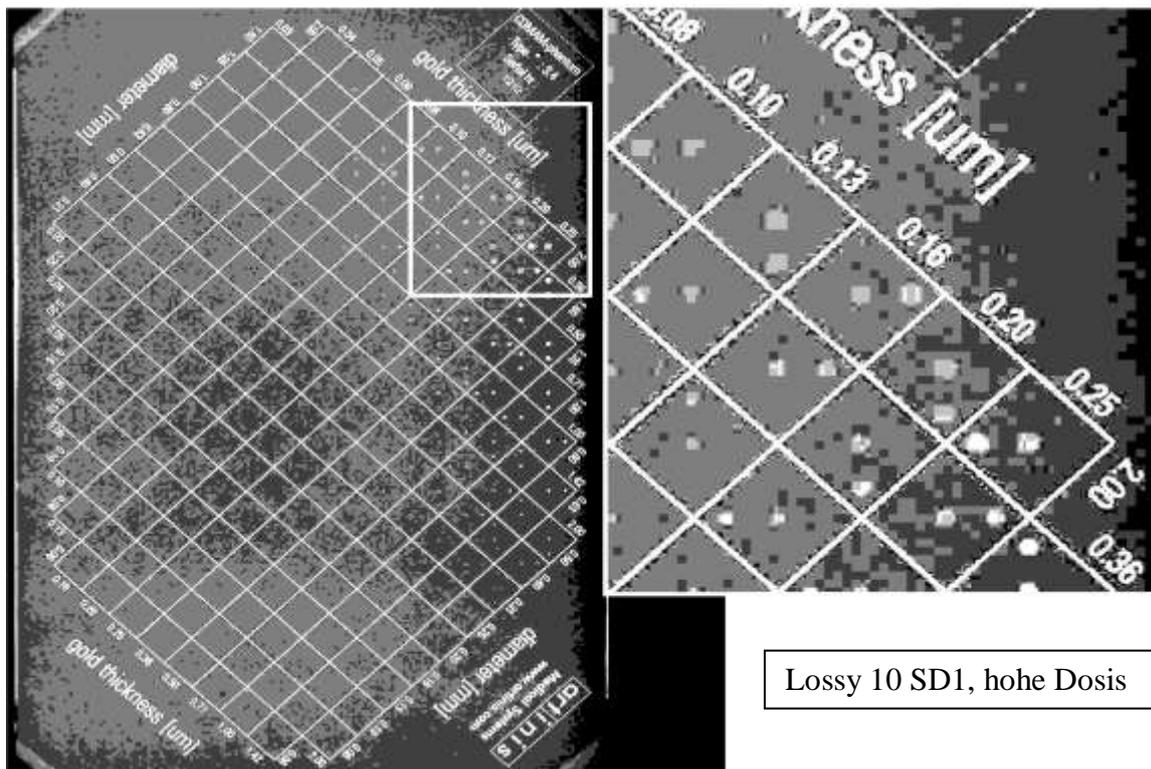
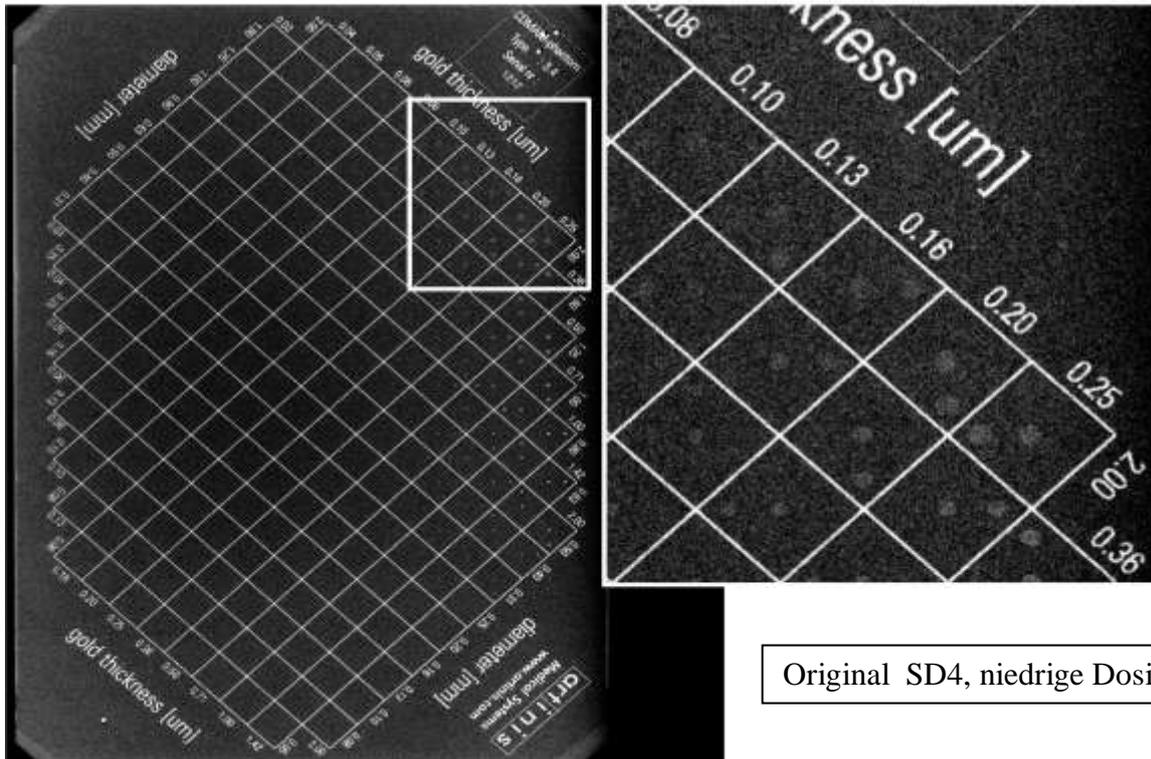
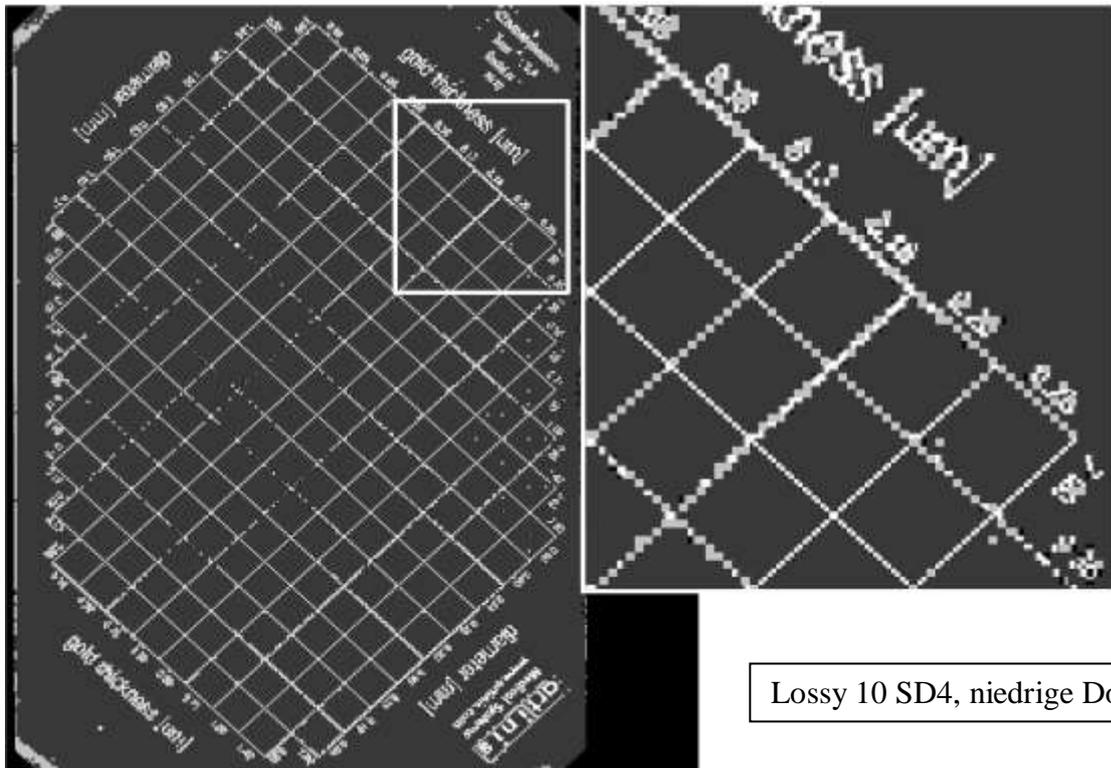


Abbildung 32: Das Bild aus Abbildung 31 nach Lossy 10 Kompression. Deutliche Reduzierung in der Bittiefe. Es verbleiben 5 Graustufen: Schwarz, Dunkelgrau, Mittelgrau, Hellgrau und Weiß.



Original SD4, niedrige Dosis

Abbildung 33: CDMAM-Ausgangsbild der Schichtdicke SD4, die mit geringer Dosis exponiert wurde. Man beachte das ungleichmäßig verteilte schwarze Rauschen.



Lossy 10 SD4, niedrige Dosis

Abbildung 34: Das Bild aus Abbildung 33 nach Lossy 10 Kompression. Es verbleiben 3 Graustufen: Schwarz, Mittelgrau und Weiß. Wavelet-Artefakte entlang der hellen Linien.

5. Diskussion:

5.1. Relevanz der Untersuchung - ist Bilddatenkompression sinnvoll?

Im Mammographiescreening wird die unabhängige Befundung der Bilder durch zwei für das Screening zugelassene Radiologen vorgeschrieben. Die Qualitätsansprüche sind sehr hoch. Neben den geforderten Mammographie-Fallzahlen, müssen die Befunder sich regelmäßig zertifizieren lassen. Ein Aufwand der bezahlt werden muß. Die geringe Anzahl erfahrener Radiologen auf dem Gebiet des Mammographiescreenings ist somit u.a. eine Folge der Zulassungspolitik. Die technischen Entwicklungen im Rahmen der Telemedizin und speziell im Bereich Teleradiologie ermöglichen jedoch durch die vereinfachte Konsultationsmöglichkeit eines geographisch entfernten Experten bessere Möglichkeiten die Qualitätsansprüche seitens des Gesetzgebers zu erfüllen und die Aufnahmen des Mammographiescreenings in einem Archiv zu zentralisieren.

Nachdem die Frage der geeigneten Technik in den meisten Fällen individuell gelöst ist, ist die Frage nach einer effizienten Handhabung der anfallenden Mammographieaufnahmen immer noch ein Punkt der offenen (internationalen) Diskussion. Insbesondere die durch die direkt digitalen Mammographiesysteme der neusten Generation anfallenden Datenmengen sind ein zunehmendes Problem, da die Planung und Realisation der bestehenden Datentransfer- und Telekommunikationssysteme auf der Grundlage von Daten gemacht wurde, die nur für einen Bruchteil dessen ausgelegt sind [120]. Es werden die Stimmen lauter, die nicht nur wegen der Kostenkontrolle eine Reduktion der anfallenden Datenmengen fordern, sondern die die Bildverarbeitungsgeschwindigkeit im Auge haben. Denn die Erweiterung der Speichersysteme ist ein noch relativ einfach zu lösendes Problem. Fallende Preise für Speichermedien und immer schnellere Übertragungsmöglichkeiten, die ebenfalls preislich immer günstiger werden machen die Entscheidung in dieser Richtung leichter. Dieser „Wettlauf“ wurde bisher in den meisten Kliniken noch gegen die verlustbehaftete Kompression entschieden, einzelne Projekte mit verlustbehafteter Kompression wurden jedoch schon sinnvoll installiert.

Schlechter sieht es mit der Erweiterung der hausinternen und –externen Netzwerke aus. Ein einmal installiertes Netz-System wird nur mit zwingenden Gründen aperiodisch vor Ende der gewöhnlichen Nutzungsdauer wieder herausgerissen. Beträgt die Abschreibungszeit aus steuerlicher Sicht eines PCs in Deutschland 3 Jahre, so sind es für Großrechner bereits 7 Jahre und für Telekommunikationsanlagen 10 Jahre (AfA-Tabellen des Bundesministerium für Finanzen, aktualisiert am 28.4.2003). Diese Umstellungsinvestitionen müssen gerade im

öffentlichen Sektor sehr gut begründet sein. Hier stellt sich aus betriebswirtschaftlicher Sicht die Frage nach der meßbaren Größe. Sind die Kosten und der Aufwand für die eigenen Netze noch zu bestimmen, ist das Einflußvermögen der betroffenen Radiologen auf die allgemeinen Telekommunikationsnetze, als Kunde oder mit Umweg über die Politik, ein indirektes (BITKOM-Presseinformation: Schmalband-Internet wird kaum noch genutzt, Berlin, 8. Juni 2009). Der Anteil, den medizinische Bildgebung am Datenvolumen im World Wide Web belegt, ist im Vergleich zu den rasant steigenden Zahlen durch private Videoaufnahmen oder TV über Internet, verschwindend gering. Hilfreich ist in dieser Hinsicht der politische Wille, der neben dem Mammographiescreening auch in gewissen Regionen die flächendeckende Vernetzung der öffentlichen Einrichtungen vorantreibt (Beispiel Vorarlberg, Kanton St.Gallen). Die Frage, ob wir eine (verlustbehaftete) Bilddatenkompression brauchen, ist nicht einfach zu beantworten. Sie hängt u.a. stark davon ab, zu welchem Zeitpunkt die Umstellung von analogen (konventionelles Röntgen) auf ein digitales System erfolgt oder erfolgt ist und wie hoch der hauseigene Datentransfer ist. Sicher ist jedoch, daß eine (verlustbehaftete) Kompression zur Kostensenkung im Gesundheitswesen beitragen kann [6, 77, 120, 133].

5.2. Aktueller Stand der Literatur: Bilddatenkompression

Bei der Anwendung der verlustbehafteten Kompression in der Praxis stellt die Wahl des Schwellenwertes, der bei möglichst geringer Datengröße einen diagnostisch nicht relevanten Bildverlust für die Diagnose erlaubt, ein Problem dar. Als potentielle Hilfestellung haben zwei Konsensuskonferenzen für Kanada und Deutschland Schwellenwerte für verschiedene Bildgebungsverfahren und anatomische Regionen eingeführt [98, 102]. Das Royal College of Radiology veröffentlicht im Internet eine Anleitung zur Bildkompression [121]. Für Mammographieaufnahmen werden folgende Kompressionsraten empfohlen: 1:15-25 (kanadische Konsensuskonferenz), 1:20 (deutsche Konsensuskonferenz), 1:20 (Internetveröffentlichung des Royal College of Radiology).

Penedo et al. kommen in einer Studie, in der 5 Radiologen die Bildqualität von 112 Mammographien beurteilen, zu dem Ergebnis, daß Kompressionsraten bis 1:80 möglich sind [54]. In einer weiteren Studie, in der sie den Einfluß von Bildkompression auf ein CAD System evaluieren, beträgt die maximale Kompressionsrate 1:20 [48]. Suryanarayanan et al. kommt in einer Studie mit simulierten Mikroverkalkungen und Herdbefunden und Kompressionsraten von 1:1, 1:15, 1:30, die von 5 Radiologen ausgewertet werden, zu dem Ergebnis, daß Herdbefunde

noch mit einer Kompressionsrate von 1:30 sicher detektiert werden können, während der Schwellenwert für Mikrokalzifikationen bei 1:15 liegt [55].

Trotz all dieser Publikationen hat der Anwender von Kompressionsverfahren leider immer noch keine eindeutige Entscheidungshilfe für die Praxis in der Hand. Wodurch kommen die teilweise konträren Studienergebnisse zustande? Wie bereits vom Royal College of Radiology veröffentlicht, ist der unterschiedliche Studienaufbau zu berücksichtigen. Ein Teil der Studien befaßt sich mit dem Aufspüren von Herdbefunden, ein anderer Teil setzt den Schwellenwert für visuelle Unterschiede zum Original [103]. Nicht zu vergessen ist die Erfahrung der Radiologen, die in den meisten Studien die Bilder bewertet haben, denn sie mustern die Bilder gezielt nach Herdbefunden und Verkalkungskonstellationen. Die Schwellenwerte für visuelle Unterschiede liegen bei geübten Betrachtern außerdem unter denen von Anfängern oder Laien [122]. Schlußendlich ist die objektivierbare Bildqualität der entscheidende Faktor.

5.3. Eignung von Material und Methodik

5.3.1. Mammographiebilder

In der Radiologie ist ein Trend zu immer mehr und immer hochauflösender Verfahren mit konsekutiv immer größeren Datenmengen zu beobachten. Während noch vor 15 Jahren kaum ein Röntgeninstitut über ein digitales Mammographiegerät verfügte, ist dies heutzutage fast Standard. Neuere Gerätegenerationen erzeugen dabei immer größere Datenmengen durch höhere Auflösung. Der Informationsgehalt von digitalen Mammographiebildern wird durch die Datenmenge des jeweiligen Bildes übermittelt. Gerade Mammographieaufnahmen können sehr groß sein und benötigen entsprechend Speicherplatz oder lange Übertragungszeiten. Die Datenmenge ist nicht vom Original (der Anatomie und Komplexität der Brust) abhängig, sondern von der Art und Größe des Detektors.

Die Hersteller der digitalen Vollfeldmammographie haben verschiedene Lösungen entwickelt, wie aus einfallenden Röntgenstrahlen digitale Bilder entstehen. Unter den fest installierten Festdetektorsystemen gibt es zwei Möglichkeiten den Röntgenstrahl entweder direkt in elektrische Signale umzuwandeln, oder indirekt mit einem Szintillatormaterial (z.B. eine Cäsiumjodidschicht) die Röntgenquanten zunächst in sichtbares Licht und anschließend in elektrische Impulse umzusetzen. Das erste von der FDA zugelassene und in dieser Arbeit

verwendete digitale Vollfeldmammographiegerät „Senographe 2000D“ der Firma General Electrics gehört in die letzte Gruppe der indirekten Systeme. Es ist etliche tausend male in der Welt verkauft worden und zählt zu den am weitest verbreiteten Mammographiegerät. Für das komplette Speichern von Roh- und prozessierten Daten benötigt es einen Speicherbedarf von ca. 70 MB pro Mammographie (prozessierte Aufnahme ca. 8,8 MB), jeder Bildpunkt hat dabei eine Größe von 100µm. Die direkt digitalen Systeme dagegen haben zunehmend kleinere Bildelemente um 50µm, was eine Pixelgrößenreduktion von 50% entspricht und demzufolge ein größeres Datenvolumen. Neben der kleineren Pixelgröße haben die aktuellen Geräte auch größere Detektorfelder, die von ca. 18 x 24 cm auf ca. 24 x 30 cm angestiegen sind was zu einer vierfach erhöhten Datenmenge (verdoppelte Auflösung in X- wie in Y-Richtung) führt. Ein prozessiertes Mammographie-Bild eines solchen Systems hat eine Größe von 46 Mbyte [23]. Zukünftig ist mit der sogenannten „Tomosynthese“ oder der „Brust-CT“ nochmals eine Explosion der Datenmengen zu rechnen [49].

Die Datenmenge wird weiter durch den Dynamikumfang bestimmt. Die Speichertiefe der verschiedenen Geräte unterscheidet sich, kann z.T. manuell verstellt werden, liegt aber in Praxis über den darstellbaren Kontrastumfang der angekoppelten Bildschirme und deutlich über dem der menschlichen Wahrnehmung [125, 126, 127].

Neben dieser Zunahme der Datenmenge über die Geräteevolution der letzten Jahre, hat das Mammographiescreening in Deutschland ebenfalls einen erheblichen Anteil an der Zunahme des Datenvolumens in den medizinischen Netzen. War das Archivieren von (digitalen) Bildern dem jeweiligen Erzeuger verpflichtend überlassen, werden die Screening-Mammographien in zentralen digitalen Archiven gesammelt und den Befundern mit, falls vorhanden, Voraufnahmen auf den Server aufgespielt. Das digitale Versenden von Bildern nimmt analog mit der Umstellung auf PACS der Praxen und Kliniken zu. Die Vernetzung der Bilderzeuger und Bildverwender untereinander ist in vielen Gegenden (noch) nicht gegeben und wird teilweise aus Gründen der Sicherheit, Eigenständigkeit, Komptabilität und Kostenverteilung abgelehnt. Der Datenaustausch erfolgt somit auf separaten Datenträgern, häufig CD-ROM, die nach der (redundanten) Verspeicherung der Daten im „Heimsystem“ entsorgt werden. In vielen PACS ist das Löschen einmal eingespielter Daten aus Sicherheitsgründen (Archivierungspflicht) gesperrt. Diese Mehrfachspeicherung der Daten von Patienten, die eventuell nur für einmalige Konsultationen stattfindet, verbraucht somit unnötig Speicherplatz. Insbesondere aktive onkologische Ambulanzen machen das PACS zum Speichergrab für Fremdaufnahmen.

5.3.2. JPEG2000:

Bilder von medizinischen (Groß-) Geräten, Farb-Videos, Histologische Schnittbilder oder ähnliches in den Patientenakten zu integrieren führt zur einer wahren Datenflut. Die belasteten Systeme erfordern entsprechend Erweiterungen und/oder Komptabilitätsanpassungen in Hard- und Software, die wiederum kosten – und arbeitsintensiv sind. Somit wird zunehmend der Wunsch nach medizinisch sinnvollen Maßnahmen zur Datenreduktion laut. JPEG2000 scheint sich trotz kontroverser Debatten unter Medizininformatikern [8, 85, 91, 127] in erster Linie aus Gründen der (freien) Verfügbarkeit für medizinische Bilddaten durchzusetzen und wandert damit in den Fokus der Mammographie betreibenden Radiologen. Die verlustfreie Datenkompression ist akzeptiert und gesetzlich gestattet aber in ihrer Wirksamkeit begrenzt. Die verlustbehaftete Kompression von Mammographie-Bildern mit JPEG2000 war daher bereits Gegenstand verschiedener Studien, die teilweise zu recht unterschiedlichen Ergebnissen bzw. Empfehlungen kommen. Die bisher durchgeführten Studien vergleichen häufig JPEG mit JPEG2000. Das alte JPEG-Format kommt schon allein wegen der Größe der Mammographie-Bilder nicht in Frage. Der Anwender von JPEG hat außerdem keinen direkten Einfluß auf die Qualität oder den Kompressionsfaktor des Bildes, wie es bei JPEG200 möglich ist. Keine dieser Studien hat allerdings diese Möglichkeit von JPEG2000 genutzt die Mammographieaufnahmen mit einem Qualitätsfaktor zu komprimieren. Neben dieser Variante bietet das Programm auch die Möglichkeit bestimmte Regionen im Bild zu definieren, die gar nicht oder weniger stark komprimiert werden (Region of interest).

Die Wellentransformation (Wavelet) JPEG2000 mit all ihren Vorteilen neigt aber an harten Kanten zur Artefaktbildung [91]. Regelmäßige linienartige Strukturen sind daher schlecht zu komprimieren, während gleichförmige bzw. ähnliche Bildbereiche (die Unterschiede in der Entropiekodierung liegen nahe Null) sehr gut komprimierbar sind. Das Programm reduziert deutlich in der Bittiefe, was zu stufigen Bildverläufen führt und zum „Überleben“ bzw. Hervorheben starker Kontrastunterschiede (siehe Bildbeispiele Kapitel 4.2.5.). Je nach Konstellation können in einem komprimierten Mammographie-Bild Herdbefunde deutlicher zu Tage treten, während Mikrokalzifikationen aufgrund ihrer Kleinheit den benachbarten Bildpunkten angeglichen werden.

5.3.3. CDMAM-Phantom:

Die Beurteilung der Bildqualität unterliegt zu einem guten Teil dem subjektiven Urteil des Betrachters. Ein ganzer Industriezweig befaßt sich mit dem visuellen Empfinden der Kunden und hat dieses seit den 90iger Jahren bewußt geprägt [128]. Der Blick ins Familien-Fotoalbum ist eine Zeitreise durch die Film- und Geschmacksentwicklung, wie sie in den letzten Jahrzehnten stattgefunden hat. Mit einem höheren Schwarzanteil wird z.B. ein künstlicher Schärfeeindruck bei den mittlerweile stark verbreiteten Bildern von (schlecht auflösenden) Digitalkameras hervorgerufen. Die rein physikalischen Möglichkeiten (Helligkeit, Schärfe, Detailhaltigkeit/Auflösung, Kontrast, Speichertiefe und Tonwerte) die Bildqualität grundsätzlich zu beschreiben bestehen zwar unverändert, spiegeln aber nicht unbedingt den Eindruck des Betrachters bzw. des Käufers solcher Kameras wieder. Ein physikalisch gut bewertetes Bild wird auch in der Medizin nicht unbedingt als gut wahrgenommen [122]. Das Auge selbst ist als alleiniges Qualitätsmaß ebenfalls ungenügend. Neben der Beschränkung durch die Sehgewohnheiten/Training kann der Mensch unter realistischen Bedingungen lediglich zwischen 20 bis 60 Graustufen unterscheiden [125]. Zudem hat das Auge nur eine Auflösung (durch die Krümmung des Augapfels auf einen bestimmten Sehwinkel) von 0,3-2 Bogenminuten (je nach angeregter Zellart und Umgebungsbedingungen) was etwa 4Lp/mm auf eine bestimmte Entfernung (Leseentfernung) entspricht. In der gesamten Bildwiedergabekette hat das Auge die schlechteste MTF [65, 127, 128]. Eine alle Faktoren abdeckende Beurteilung der Bildqualität in der Mammographie ist zur Zeit ebenfalls nicht möglich. Jedes Verfahren ist als Annäherung zu betrachten, wobei jeweils gewisse Nachteile in Kauf zu nehmen sind.

Zur Beurteilung der Bildqualität mit verschiedenen Parametern bieten sich für die Mammographie Phantomaufnahmen mit dem CDMAM an, wobei man die subjektiven und technischen Qualitätswerte quasi umgeht und nur das Endergebnis bewertet. Sie bieten zusätzlich den Vorteil der objektiven Beurteilung durch eine computerisierte Auswertung.

In dieser Studie wird das offiziell 2007¹ anerkannte CDMAM-Niedrigkontrast-Phantom [129] benutzt, daß auch in zahlreichen anderen Studien verwendet wird [89, 123]. Nach DIN-PAS1054 ist zur Abnahme der digitalen Mammographie eine Niedrigkontrastauflösung an Goldplättchen vorgeschrieben. Ein in der Literatur beschriebener Nachteil des CDMAM-Phantom ist der

¹ 2007 ist es erstmals gelungen die Goldplättchengröße ohne physikalische Zerstörung zu bestimmen. Seither läßt sich das Phantom normen bzw. eichen. (H. Schröder, Stand der Normung in der digitalen Mammographie, DIN Normenausschuss Radiologie e.V.)

homogene Hintergrund, der den Einfluß des Hintergrundsignals auf die Detektierbarkeit der Läsion unberücksichtigt läßt [27]. Zur Abschätzung des Effektes von Schichtdicke und Dosis auf Bildqualität nach Kompression ist dieser Nachteil nicht relevant, weil keine Detektion von Läsionen evaluiert werden soll. Ein relevanter Nachteil ist die Regelmäßigkeit des Phantombildes. Die Unterteilung in die einzelnen Kästchen mit parallelen Linien macht das Phantom für das Kompressionsprogramm JPEG2000 schlechter geeignet als natürliche Bilder. In den Bildergebnissen „überleben“ diese Linien den Kompressionsvorgang, so daß man auch nach Lossy 10 in den Bildern das Phantom eindeutig wiedererkennt aber es bedeutet auch, daß sie schlicht und einfach kaum zu komprimieren sind.

In der Literatur werden CDMAM-Phantome allerdings teilweise mit unterschiedlichen Qualitätsmarkern und Schwellenwerten ausgewertet, die eine Vergleichbarkeit beeinträchtigen [124]. Der hier verwendete Bildqualitätsmarker IQF_{inv} wurde schon in anderen Publikationen eingeführt und erlaubt eine übersichtliche Beurteilung der Bildqualität [112]. Je höher der Wert, umso mehr Goldplättchen sind richtig erkannt worden und umso besser ist die Bildqualität. Der Minimalwert beträgt 2,5 und der Maximalwert 208,3. Die ursprüngliche Idee hinter dem Phantom ist allerdings nicht einen Absolutwert zu generieren, sondern Abweichungen von einem Referenzwert zu erhalten, um in der Qualitätskontrolle einen Hinweis auf Veränderungen in der Bilderzeugung zu bekommen.

5.3.4. Auswertungsprogramm:

Mit diesem Programm wurde einer der Hauptstreitpunkte unter deutschen Fachleuten gelöst. Die visuelle Auswertung des CDMAM-Phantoms ist nicht ganz einfach und für Laien ungeeignet. Eine Studie der FH Köln mit ungeübten Betrachtern hat gezeigt, daß die von diesen gewonnenen Ergebnisse nicht signifikant sind [118]. Wollenweber et al. werten die CDMAM Aufnahmen durch Radiologen aus [89]. Nachteil hierbei ist der Lerneffekt des Befunders nach mehrfacher Auslesung des CDMAM Phantoms. In dieser Studie wird daher das Auswertungsprogramm CDMAM-Analyser 3.4 verwendet, das nach immer gleichen Regeln das Phantombild auswertet. Eine Lernkurve kennt das Programm nicht und es ist nicht durch Sehgewohnheiten geprägt. Allerdings sind die Werte aus dem Programm nicht mit denen der manuellen Auswertung direkt vergleichbar [130].

5.3.5. Methode:

Die Methode orientiert sich an den üblichen Verfahren, wie der Prüfkörper zu verwenden ist. Die dichtere Brust wird mit bis zu 4 extra Plexiglasschichten simuliert. Die Ausgangsbilder werden mit automatisch optimierter Belichtung am Mammographiegerät erzeugt. Diese AOP-Bilder sind die Startwerte und die Beziehung der Bildqualität zur Brustdicke (Schichtdicke 1-4) wurde damit evaluiert. Von diesen Werten ausgehend ist die Dosis über die kV zweimal verkleinert (-20%, -40%) und zweimal verstärkt worden (+20%, +40%), um unter- bzw. überexponierte Bilder zu simulieren. Diese Aufnahmen sollen weniger den bekannten Zusammenhang zwischen besserer Bildqualität bei höherer Dosis beweisen, sondern die in der Varianzanalyse bestätigte Unabhängigkeit des Datenkompressionsverfahrens zur Dosis belegen (Tabelle 11). Die APO-Bilder (Dosis 3) sind mit JPEG2000 anhand der vom Programm vorgegebenen Qualitätsstufen Lossy 90 bis 10 verlustbehaftet komprimiert worden. Hieraus ergeben sich die 540 komprimierten Phantombilder im Vorfeld unbekannter Datengröße. Die Dateigröße der jeweiligen Kompressionsstufe ist wiederum mit der Bildqualität in Beziehung gesetzt worden, um auch die in den verschiedenen Studien vorgeschlagenen und deutlich voneinander abweichenden Kompressionsraten (1:10 bis 1:100) zu objektivieren.

5.4. Diskussion der Ergebnisse:

Zur Datenkompression wurde in dieser Studie JPEG 2000 benutzt. Hiermit lassen sich Bilder mit einem Qualitätsfaktor (Lossy 90 – Lossy 10) verlustbehaftet verkleinern, wobei die Zahl X nach der Lossy-Bezeichnung dem Qualitätserhalt entspricht. Diese Zahl ist allenfalls ein Richtwert, denn der Qualitätserhalt entspricht nur grob den in dieser Arbeit erzielten Ergebnissen. Über alle Schichtdicken und Dosisveränderungen berechnet liegt z.B. der Qualitätsverlust für Lossy 90 gerundet bei 9%, für Lossy 80 bei 12%, für Lossy 70 bei ca. 20% und für Lossy 60 ca. 27% (Tabelle 4). Die Bilder waren in den stärkeren Kompressionsstufen „besser“ als sich aus der Bezeichnung vermuten ließ. Die Datenmenge wurde mit Lossy 90 um deutliche 89 % reduziert. Lossy 80 reduzierte die Datenmenge um ca. 93%, Lossy 70 um ca. 95% und Lossy 60 um 96% (Tabelle 4). Je tiefer die Kompression, umso weniger Unterschied fand sich in der Datenreduktion. Die Bilder, die mit Lossy 20 oder Lossy 10 komprimiert wurden waren von der Software des CDMAM nicht mehr auszuwerten. Die Restdatenmenge entsprach hier weniger als

2% des Originals. Der große Sprung von der Original-Datenmenge zum Lossy 90-Bild bei wenig verschlechterter Bildqualität entspricht dem idealen Kompressionsverfahren aber bei genauer Betrachtung der Ergebnisse erfüllten nicht alle Versuchsreihen die geforderte Mindest-Kompressionsrate von 1:10. So läßt sich beim Aufschlüsseln der Schichtdicken (SD) 1 bis 4 feststellen, daß die SD1 mit Lossy 90 nur eine Kompressionsrate von 1:6 und die SD2 von 1:9 erreichte. Die dickeren Schichten ließen sich besser komprimieren und lagen bei einer Kompressionsrate 1:11 für SD3 bzw. 1:13 für SD4. Besonders deutlich wird es bei der tiefen Kompression von Lossy 30. Hier erreichte die SD1 eine Kompressionsrate von 1:30 und die SD4 1:90 (Tabelle 6).

Allerdings führte eine Erhöhung der Schichtdicke nicht nur in den Lossy-Kompressionstufen, sondern auch in den unkomprimierten originalen Bildern zu schlechterer Bildqualität. Als Maß für die Bildqualität wurde dabei der vom Analyseprogramm ausgegebene IQFInv-Wert es Phantoms verwendet. Der IQFInv-Wert der SD1 viel von ca. 145 im Original auf ca. 116 nach Lossy 30 Kompression, verlor also 29 Punkte. Die SD4 verlor dagegen 69 Punkte und viel von ca. 108 auf 39 (Tabelle 8). Im Originalbild war bereits ein Unterschied der Bildqualität zwischen dicken und dünnen Schichten von ca. 37 Punkten zu verzeichnen. Zieht man diesen Wert von der 69 Punkte-Differenz in den Kompressionsstufen der dicken Schichten ab, dann bleibt ein Unterschied von dünnen und dicken Schichten nach Lossy 30 Kompression von nur 3 Punkten.

Die Erklärung ist also vor allem in den Ausgangsdaten zu finden. Die Originalbilder sind in der Datenmenge gleich, aber die Bildqualität ist für die dicken Schichten von Anfang an schlechter. Schlechtere Bildqualität bedeutet auch quantitativ schlechter, also vom Analyseprogramm weniger erkannte Strukturen. Weniger komplexe Bilder sind aber wiederum besser zu komprimieren, d.h. die Datenmenge ist nach der (verlustbehafteten) Kompression kleiner als von komplexeren Bildern. Die sinkende Kompressionseffektivität der dickeren Schichten im weiteren Verlauf erklärt sich durch die kleinere Datenmenge, die nach dem ersten Kompressionsschritt mit Lossy 90 verblieben ist. Bereits kleine Bilder sind schlechter weiter und weiter zu verkleinern. Praktisch bedeutet es, daß dünne Schichtdicken eine bessere Ausgangs Bildqualität haben und mit Höheren Kompressionsraten komprimiert werden können, der Anwender von JPEG2000 Kompressionsprogrammen bei dickeren Schichten aber vorsichtig sein sollte. Die Wechselwirkung von Schichtdicke mit der Kompressionsstufe wurde in der Varianzanalyse belegt ($p=0,0228$; Tabelle 11).

Die Dosis verändert bekanntermaßen die Bildqualität einer Mammographieaufnahme. Eine ansteigende Dosis verbessert bis zu einem bestimmten Punkt die Bildqualität (Abbildung 4, Hurter-Driffield-Kurve). Mit höherer Dosis verbesserte sich auch in dieser Studie die Bildqualität der Originalbilder von rund 104 (Dosis 1) auf 155 IQFinv-Punkte (Dosis 5), also um 51 Punkte. In dieser Studie ließ sich außerdem aufzeigen, daß die Dosis unabhängig von der Kompressionsstufe die Bildqualität beeinflusst ($p=0,488$; Tabelle 11). Mit dem „IQFinv“-Bewertung ist es unerheblich, ob eine verminderte Bildqualität durch Datenkompression oder Dosisreduktion zustande kommt.

Es erhebt sich dabei die Frage, ob es wahlweise statt der Datenreduktion ein Dosiseinsparungspotential gibt. Verschiedene Studien sehen eine Dosisreduktion in der digitalen Mammographie um 30% oder mehr durch zulässige Bildqualitätsverluste [73, 98]. Die Schlußfolgerung wurde jedoch durch die Ergebnisse einer „quantitativen Kompression“ mit einer Vorgabe von 1:10 Datenkompression gezogen. Je nach verwendeten Verfahren sind die Kompressionsalgorithmen grundsätzlich verschieden, allerdings wirken alle Verfahren hauptsächlich auf die Bildgröße bzw. die Kantenlänge. Je nach Ausgangsbild (natürliches Bild, Phantombild mit Herdbefunden, Niedrigkontrast-Phantombild) erscheint der Bildinhalt erhalten – das Bild ist „nur“ kleiner geworden (weniger dpi). Artefakte treten erst bei hohen Kompressionsraten auf, während eine zu niedrige Dosis sich gleich in Rauschen äußert. Artefakte und Rauschen sind im Bildeindruck stark verschieden, so daß ein Rückschluß mit Ergebnissen aus einer Datenkompression die Dosis senken zu können aus dieser Perspektive sehr zweifelhaft ist. Für einen Beweis dieser theoretischen Überlegungen muß der Vorhersagewert der Theorie bestehen.

Diese Studie zeigt aber eindeutig die Unabhängigkeit von Dosis und Kompression auf. Man erreicht zwar mit einer Dosisreduktion von ca. 8% den selben IQFinv-Wert, wie mit einer AOP (Dosis 3) Lossy 90 Kompression aber eine Steigerung der Dosis im Lossy-Bild jenseits der AOP (Dosis 3) führt eben nicht in gleicher Weise zum selben IQFinv-Wert. Ein eindrückliches Beispiel ist hier Lossy 80. Erst mit einer Dosissteigerung von ca. 40% (!) erreicht man hier denselben IQFinv-Wert wie das AOP Originalbild (Abbildung 23 und 24). Hier muß man ganz klar die gedankliche Verbindung der Datenkompression von der Dosis trennen. Eine detailliertere Aussage bzw. ein prädiktiver Wert ist nicht möglich. Um die Frage zu beantworten, ob es ein Dosiseinsparungspotential in der digitalen Mammographie gibt, sollte man daher einen von der Datenkompression unabhängigen Weg einschlagen.

Mit dem in dieser Studie verwendeten IQFinv- Wert ist der Vergleich der Bilder zulässig. Grundsätzlich wäre es aber hilfreich für die Bildqualität einen unteren Schwellenwert festzulegen, aber was ist als Minimum akzeptabel? In der Literatur ist kein allgemein gültiger Schwellenwert zu finden. Alle oben genannten Studien und auch diese Arbeit nicht ausgenommen, arbeiten mit dem Vergleichs-Prinzip. Es gibt keine Absolutwerte. Der Gesetzgeber fordert allein die diagnostische Sicherheit. Der visuelle Eindruck ist allerdings die schlechteste Möglichkeit die Bildqualität objektiv zu bestimmen. Das menschliche Auge als Maß der Dinge ungeeignet. Eine Auflösung von 4lp bzw. 600dpi oder weniger, schlechter und im Alter noch weiter abnehmender MTF, eingeschränkte Graustufenerkennung, eine Abhängigkeit von Helligkeit und noch dazu die Anfälligkeit des menschlichen Gehirns für Manipulation (Geschmacksempfinden, Lernkurve), sind einfach keine guten Parameter für eine Grundlagenstudie [122, 127, 128]. Es wundert also nicht wenn die Empfehlungen aus der Literatur zur Kompressionsrate variieren. Schlußendlich ist es aber der Mensch, der die Mammographiebilder beurteilen soll. Der Studienaufbau zur Findung eines akzeptablen unteren Schwellenwertes der Bildqualität sollte daher empirisch erfolgen.

Die Ergebnisse dieser Studie können allenfalls als Richtschnur für einen entsprechenden Studienaufbau benutzt werden. Eine gewisse Eingrenzung des Schwellenwertes ist hiermit durchaus möglich. Wenn im Modell alle Goldplättchen des Phantoms erkannt werden, erreicht man einen IQFinv-Wert von gut 208. Dabei wird die kleinste erkennbare Goldplättchendicke (Schwellenwert) von $0,03\mu\text{m}$ als Rechengrundlage benutzt. Der Beste Wert von 178 in dieser Studie wird von der Schichtdicke SD2 - Dosis 5 ohne Kompression, erreicht. Dieser Wert ist richtig hoch, insbesondere wenn man ihn mit den gesetzlichen Anforderungen des BMU vergleicht, welche sich nach EPQC (European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening) richten. Hier werden Richtlinien für das manuelle Auslesen des Phantoms veröffentlicht, wonach z.B. bei einem Goldplättchendurchmesser von 0,1mm eine erkannte Schwellendicke von $\leq 1,68\mu\text{m}$ und bei einem Durchmesser von 0,2mm eine Schwellendicke von $\leq 0,069\mu\text{m}$ verlangt wird. Es sind insgesamt 5 Schwellenwerte definiert, die wenn sie ins Modell eingegeben werden, einen IQFinv-Wert im niedrigen zweistelligen Bereich erzeugen. In dieser Studie sind Werte, die unter 40 liegen in den Kompressionsstufen Lossy 30 bis Lossy 10 zu finden. Zwei Kompressionsstufen, die bereits visuell wirklich schlechte Bilder liefern (siehe Bildbeispiele Abbildung 32 und 34). Die Computer-Auswertung der Bilder liefert somit wesentlich besser

Werte als das was von der visuellen Auswertung erwartet wird. Diese Erkenntnis sollte jedoch nicht verwundern. Der Knackpunkt in den Vorgaben des BMU ist das Goldplättchen mit 1mm Durchmesser. Hier kommt man an die Grenzauflösung des menschlichen Auges, wenn zudem der Kontrast durch die geringe Dicke des Plättchens von $\leq 1,68\mu\text{m}$ schlechter wird. Die computerisierte Auswertung ist hier überlegen und erkennt noch Plättchen, die unter der Auflösung des menschlichen Auges liegen. Die Plättchengröße von 1mm ist somit ein, in einer zukünftigen Studie zu beachtender Schwellenwert [130].

Ebenfalls vom BMU werden die AGD-Werte für die mittlere Parenchymdosis in mGy veröffentlicht. Nach diesen Werten werden Mammographiegeräte zugelassen oder aus dem Verkehr gezogen. Die AGD-Werte werden mit einer vorgegeben Röhrenspannung und Anoden-Filterkombination erzeugt. Diese Parameter sind in dieser Studie mit dem Mammographiegerät in den AOP verankert. Man kann also davon ausgehen, daß die Bildqualität, die mit diesen Parametern erzeugt wurde, gesetzlich akzeptiert ist.

Die Bildqualität dieser AOP-Bilder (Original) wird wie bereits oben beschrieben durch den Effekt der Schichtdicken beeinflusst. Die dünnen Schichtdicken haben höhere IQF_{inv}-Werte als die dicken Schichten. Im Durchschnitt erreicht die SD1 in AOP einen IQF_{inv}-Wert von 145 und die SD4 von 105. Das bedeutet, daß der schlechteste heute gesetzlich akzeptierte IQF_{inv}-Wert des CDMAM-Phantoms (mit computerisierter Auswertung) knapp über 100 liegt. Egal was man am Mammographiegerät oder am Phantombild manipuliert, das Ergebnis der Bildqualität sollte IQF_{inv}-Werte zwischen 100 und 150 haben und dabei die AGD-Werte nicht überschreiten.

Legt man diesen IQF_{inv}-Wert von 100 als unteren Schwellenwert für diese Studie zu Grunde und betrachtet die Ergebnisse jeweils für jede Schichtdicke, dann wird klar, daß es ein Dosisersparungspotential nur für dünne Schichten geben kann (Abbildung 27).

Die dünnen Schichten liegen im Versuch vollständig oberhalb des Schwellenwertes. Auch mit der niedrigen Dosis 1 (-40%) ist die Bildqualität besser als, die von der SD4 unter AOP bzw. AGD-Bedingungen erzeugte.

Umgekehrt kann man diesen IQF_{inv}-Wert auch auf die verlustbehaftete Datenkompression übertragen. Damit ist aber eine Datenkompression mit Bildqualitätsverlust für die dicke Brust unzulässig, denn die am Senographe 2000D erzeugten Bilddaten der Schichtdicke SD4 liegen in der Bildqualität nach Lossy 90 – Kompression im Mittel bei 97 also unter 100 IQF_{inv}. Die Schichtdicke SD3 ist mit Lossy 90 und Lossy 80 gut zu komprimieren. Die Schichtdicke SD2 läßt sich bis Lossy 70 oberhalb von IQF_{inv} 100 komprimieren aber die geforderte Kompressionsrate von mindestens 1:10 wird erst mit Lossy 80 erreicht. Ähnlich verhält es sich

mit der Schichtdicke SD1, die man sehr weit bis Lossy 30 komprimieren kann, aber die Dateigröße noch mit Lossy 80 knapp zu groß ist.

5.5. Übertragbarkeit des Modells

Die Studie wurde mit dem Mammographiergerät „Senographe 2000D“ durchgeführt und es wurden die von diesem Gerät automatisch gewählten Parameter genutzt (AOP). Das Mammographiergerät erfüllt die gesetzlichen Auflagen und ist so eingestellt, daß es möglichst wenig Dosis pro Aufnahme braucht, um das empfindliche Mammagewebe zu schonen. Die niedrige Dosis einer digitalen Mammographie ist immer wieder ein Verkaufsargument und die Hersteller wetteifern damit. Dieses Argument wird im Konkurrenzkampf unter den Radiologischen Instituten an den Kunden weitergegeben. In der Internetwerbung verschiedener Institute z.B. in München finden sich Zahlen zwischen 30% und 70% geringerer Dosis im Vergleich zu analogen Systemen. Es fällt verständlicher Weise leichter eine Vorsorgeuntersuchung, wie das Mammographiescreening an gesunde Frauen zu verkaufen, wenn das Risiko eines potentiellen Schadens durch die Untersuchung geringer ausfällt als beim direkten Mitbewerber. Die AOP-Dosiswerte sind daher an der unteren Grenze eingestellt und unterschreiten auch im Versuch die AGD-Referenzwerte des Gesetzgebers [132] (Tabelle 2).

Es wurde in dieser Studie weiter versucht, einen möglichst realitätsnahen Rahmen zu schaffen. Auch die Anpassung der Anoden/Filterkombination wurde, wie in der Realität üblich und empfohlen, bei dickeren/dichteren Mammae erlaubt (Tabelle 3). Diese zusätzliche Variable im Datensatz dürfte für die teilweise nicht klassischen Kurvenverläufe einiger Ergebnisse in 4.2.2. und 4.2.3. verantwortlich sein, weil sich durch den Wechsel der Anoden/Filterkombination die Strahlenqualität innerhalb der Studie ändert. Besonders streuempfindlich erwies sich die Kombination von Mo/Rh, die für die Schichtdicke SD2 vom Gerät gewählt wurde. Dies wurde bewußt in Kauf genommen, um in Gegensatz zu einer idealisierten Simulation [130] mit ausschließlicher Mo/Rh-Kombination eine möglichst realitätsnahe Simulation zu schaffen.

Dennoch bleibt die kritische Frage, inwieweit dieses Modell die Realität in der Mammographie widerspiegelt bzw. ob die hier aufgezeigten Ergebnisse uneingeschränkt auf andere Geräte übertragbar sind. Am Markt befindliche Mammographiesysteme verwenden teilweise andere Anoden (z.B. Wolfram) und andere, teilweise das Röntgenspektrum deutlich verändernde Filter wie z.B. Aluminium oder Silberkombinationen.

Neben diesem Unterschied im Röntgenspektrum wandeln die verschiedenen Detektoren der Mammographiesysteme die Strahlung gerätetypisch in Bildinformation um. Die Umwandlung der Strahlung im Detektor ist entscheidend für die Bildqualität wobei neuere aSe-Systeme mit geringerer Pixelgröße nicht unbedingt bessere Bilder erzeugen als das in dieser Studie verwendete CsI-Gerät [60]. Dieser Einfluß der Bilderzeugung auf die Bildqualität muß mit weiteren Studien bewiesen werden.

Die vorliegende Studie zeigt den wesentlichen Einfluß der originalen Bildqualität auf die qualitative JPEG2000 Kompression. Daher sind die Ergebnisse dieses Teils der Studie mit aller Wahrscheinlichkeit nach auch für andere bildgebende Systeme bzw. Mammographiegeräte gültig. Gleich große Originaldaten mit unterschiedlicher Bildqualität führen bei gleicher Lossy-Kompressionsstufe zu verschieden großen komprimierten Dateien.

Bei der Definition von Schwellenwerten für die Bildqualität sollten nicht nur unterschiedliche Mammographiegeräte evaluiert werden, sondern die Ergebnisse nach den die Bildqualität beeinflussenden Faktoren Dosis und Schichtdicke aufgeschlüsselt werden. Mit dem computerisiert ausgewerteten CDMAM-Phantom z.B., hat man die Möglichkeit für jedes am Markt zugelassene Mammographiegerät einen eigenen unteren Schwellenwert der Bildqualität zu bestimmen. Erst wenn all diese Schwellenwerte bekannt und verglichen sind sollte man überprüfen, ob generell ein weiterer Bildqualitätsverlust, sei es durch Dosiseinsparung oder durch verlustbehaftete Kompression, ohne Verlust der Diagnosesicherheit realisierbar ist. Bis dahin sollten im Zweifel niedrigere Kompressionsraten gewählt werden, um diagnostisch relevanten Bildverlust durch ungünstige Aufnahmeparameter zu vermeiden.

Das in dieser Studie verwendete Mammographiegerät Senographe 2000D erzeugt ein prozessiertes Bild mit der Größe von knapp 9MB. Diese Datenmenge ist im Vergleich zu den neusten Geräten mit größerem Detektorfeld und höherer Auflösung klein. In dieser Studie hat sich auch gezeigt, daß die Kompressionseffektivität von kleinen Bildern mit Lossy-JPEG 2000 geringer ist als von großen Bildern. U.a. aus diesem Grund sind die in der Literatur vorgeschlagenen Kompressionsraten für den Senographe 2000D schwieriger zu erreichen. Die erste Kompressionsstufe Lossy-90 mit der höchsten Bildqualität nach Kompression erreichte zwar nicht in allen Schichtdicken die angestrebte Kompressionsrate von 1:10 aber das Verhältnis von Datenreduktion zu Bildverlust ist erheblich besser, als in den weiteren Kompressionsstufen, die die Bildgröße nur noch wenig mehr verkleinern aber der Bildverlust überproportional ansteigen lassen.

5.6. Schlußfolgerungen und Zukunftsaussichten

In der vorliegenden Studie wird gezeigt, daß mit dem vom Hersteller implementierten Lossy-JPEG2000-Kompressionsalgorithmus gleich große Originaldaten mit unterschiedlicher Bildqualität bei identischer Kompressionsstufe zu verschieden großen komprimierten Datensätzen führen. Dies ist bei vielen in der Vergangenheit in Studien angewendeten Kompressionsalgorithmen („quantitative Kompression“) nicht der Fall, da hier die Größe des komprimierten Ergebnisses von vorneherein vorgegeben wird.

Das Grundprinzip der „qualitativen Kompression“, so wie in dieser Studie verwendet, nach den Ergebnissen der Studie grundlegend funktioniert. Ein Offenlegen des entsprechenden Algorithmus durch den Hersteller GE wäre jedoch sehr wünschenswert, um im Studiendesign besser nach Schwachstellen und/oder Verbesserungspotential eines solchen Algorithmus für medizinische Schwarz/Weißbilder suchen zu können.

Nach den Ergebnissen der vorliegenden Studie mit der hier verwendeten „qualitativen Kompression“ ist eine stärkere Kompression als „Lossy 90“ nicht unbedingt ratsam, da der weitere Effekt auf die Datenreduktion vergleichsweise gering ausfällt, aber der Bildqualitätsverlust deutlich ansteigt.

Des Weiteren hat sich in der vorliegenden Studie gezeigt, daß bei besserer Bildqualität der Ausgangsdaten, ein geringerer Einfluß der qualitativen Kompression auf die resultierende Bildqualität zu erkennen war (die Bilder sind schlechter zu komprimieren). Somit sollten nicht Schwellenwerte für die Kompressionsraten definiert werden, sondern primär Schwellenwerte für die Bildqualität. Dabei sind die Faktoren, die die Bildqualität beeinflussen, wie Dosis und Schichtdicke, besonders zu berücksichtigen. Die Wechselwirkung dieser Faktoren mit der verlustbehafteten Bildkompression sollte insbesondere für zukünftige senologische bildgebende Verfahren wie der Brust-Tomosynthese evaluiert werden. In einer CT Studie von Bajpai et al. haben dickere Schichten eine höhere Bildqualität bei gleicher Kompressionsrate [16]. Es ist möglich, daß sich die Bildqualität der Brust-Tomosynthese mit ihren dickeren Schichten ähnlich verhält, also mit der Mammographie nicht vergleichbar ist.

6. Zusammenfassung

Der häufigste Tumor der Frau mit einem Lebenszeitrisko von, in der Tendenz steigenden, 10% ist in den westlichen Industriestaaten das Mammakarzinom. Große Studien haben in der Vergangenheit belegt, daß die Mammographie mit einer Sensitivität von ca. 72% und einer Spezifität von ca. 97% das beste Verfahren zur Früherkennung darstellt. Auf Grundlage dieser Zahlen ist in Deutschland das Mammographiescreening für Frauen zwischen 50 und 69 Jahren mittlerweile flächendeckend eingeführt [133, 134]. Die im Rahmen des Screenings durchgeführten Mammographien müssen zur Qualitätssicherung unabhängig zweifundet werden. Bei diskrepanten Befunden wird der Fall zunächst in der Konsensuskonferenz besprochen und entweder dort oder vom programmverantwortlichen Arzt abschließend beurteilt. Allein die Vorschriften zur Zweit- und Drittbefundung führen zu einer Zunahme der erforderlichen Befundungen durch zugelassene Screening-Radiologen. Dem Expertenmangel auf diesem Gebiet begegnet man u.a. mit der Telekonsultation [120]. Hierfür müssen die Mammographieaufnahmen digitalisiert sein und werden den geographisch entfernten Ärzten auf deren mit der entsprechenden Befundungs-Software ausgestatteten Server gespielt. Der Umstand, daß Mammographiebilder sehr groß sein können, macht es notwendig, diese vor dem Versenden zu komprimieren. Die über öffentliche Netze des World-Wide-Web verschickten medizinischen Bilddaten machen zwar nur einen Bruchteil des gesamten Netzverkehrs in Deutschland aus aber die explosionsartige Zunahme des Datenverkehrs in erster Linie durch privat genutzte Videos machen Erweiterungs- und Umstellungsinvestitionen in Hard- und Software notwendig, um Engpässe, die sich in langen Übertragungszeiten oder Übertragungsabbrüchen äußern, abzubauen [80]. Engpässe finden nicht nur in den öffentlichen Netzen, sondern auch in den medizinischen Häusern oder radiologischen Instituten statt, da die dort bestehende Infrastruktur nicht für die zunehmende Auslastung durch immer größere digitale Bilder bzw. Patientenakten konfiguriert wurde. Als Alternative zur (Re)-Investition in die bestehenden Telekommunikationsanlagen wird nicht nur in deutschen Kliniken über eine Reduktion der Datenmenge über wirksame Datenkompression diskutiert [6, 120, 131]. Auf Grund von Empfehlungen der Konsenskonferenzen [98, 102, 121]. können Mammographieaufnahmen mit 1:10 bzw. 1:20 verlustbehaftet komprimiert werden. Zahlreiche Studien haben die Auswirkung der JPEG 2000-Kompression auf die Bildqualität von

Mammographien evaluiert und kommen dabei zu unterschiedlichen Ergebnissen. Die in der Literatur aufgezeichneten Kompressionsraten liegen teilweise mit bis zu 1:100 deutlich über den Empfehlungen [48, 54, 87, 88]. Eine Erklärung ist neben der Verwendung unterschiedlicher Mammographiesysteme, die Verwendung unterschiedlicher Dosen und Schichtdicken der Prüfkörper bzw. der untersuchten Brust, die zu qualitativ unterschiedlichen Bildern führen.

Ziel dieser Arbeit war es herauszufinden wie die Datenkompression die Kontrast-Detailerkennbarkeit von Mammographien in Abhängigkeit von Dosis und Schichtdicke beeinflusst. Es stand das digitale Vollfeldmammographiegerät Senographe 2000D der Fa. General Electrics – Healthcare, Buc. France, in den Räumlichkeiten der Charité zur Verfügung. Verwendet wurde der qualitative Kompressionsalgorithmus JPEG2000, der werkseitig in das „Centricity RA 600“ System des Geräteherstellers GE Healthcare, Milwaukee, USA, integriert ist. JPEG2000 erlaubt qualitative verlustbehaftete Datenkompression zwischen 100% und 10%, in der Studie mit diskreten Lossy-Schritten (Lossy-0, Lossy-90 bis Lossy-10) bezeichnet. Der Einsatz des CDMAM-Phantomes Typ 3.4 zur Simulation der Brust mit der entsprechenden Auswertungssoftware, CDMAM-Analyser V1.3, Artinis Medical Systems, The Netherlands, objektiviert die Qualitätsunterschiede der Bilder und verwendet dabei den bereits in anderen Studien etablierten Qualitätsmarker IQFinv [109 - 117]. Evaluiert wurden 600 CDMAM-Phantombilder mittels des Statistikprogramms SPSS für univariate einfaktorielle Varianzanalysen sowie eine univariate zweifaktorielle Varianzanalyse. Als signifikante Einflußgrößen auf die Bildqualität zeigten sich in der Analyse sowohl die Schichtdicke als auch die Dosis ($p < 0,01$), als auch der Komprimierungsfaktor ($p < 0,01$). Ferner wurde eine signifikante Wechselwirkung zwischen der Schichtdicke und dem Komprimierungsfaktor beobachtet ($p < 0,05$). Das heißt bei geringerer Schichtdicke hatte der Komprimierungsfaktor einen geringeren Einfluß auf die Bildqualität. Der Zusammenhang der Bildgüte von der Schichtdicke macht eine verlustbehaftete Bildkompression von dicken Schichten mit einem PMMA von 5 cm oder größer unter den heutigen gesetzlichen Auflagen fraglich. Die Kompressionsraten variierten je nach ursprünglicher Bildqualität, die mit dem Qualitätswert IQFinv beschrieben wurde. Bilder mit hoher Anfangsbildqualität erreichten primär schlechtere Kompressionsraten als Bilder mit geringerer Anfangsbildqualität. Sie ließen sich aber tiefer komprimieren als die qualitätsarmen Vergleichsbilder und somit ist die in der Literatur empfohlene Mindestkompressionsrate von 1:10 erzielt worden.

Für die Dosis konnte eine statistisch signifikante Wechselwirkung mit dem Komprimierungsfaktor auf die Bildqualität nicht nachgewiesen werden. Insbesondere Letzteres hat richtungsweisenden Einfluß auf die Gestaltung zukünftiger Studien und die Wertigkeit vergangener Studien, die über die Datenkompression der Mammographiebilder auf eine mögliche Dosisreduktion der Mammographie schließen.

Unter Berücksichtigung der Strahlenschutzbestimmungen ist es mithilfe des CDMAM-Phantoms und dem computerisierten Auswertungsprogramm gelungen, einen unteren und oberen technischen Schwellenwert der Bildqualität (IQF_{inv}) für das verwendete Mammographiegerät Senographe 2000D der Fa. General Electrics – Healthcare, Buc. France, zu ermitteln. Die Methode ist auf jedes Mammographiegerät am Markt übertragbar. Ob allerdings die Absolutwerte tatsächlich vergleichbar sind und ob sie für das menschliche Sehen adaptierbar sind sollte mit weiteren Studien belegt werden. Die Definition eines technischen unteren Schwellenwertes für die Bildqualität ist aus Sicht einer möglichen Dosisreduktion nicht nur sinnvoll, sondern notwendig. Der obere Schwellenwert kann als Entscheidungshilfe dienen, ob eine weitere Bildverbesserung durch technische Modifikationen am Detektor, tatsächlich sinnvoll oder rausgeworfenes Geld ist.

7. Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: MAMMOGRAPHIEGERÄT SENOGAPHE 2000D, MIT FREUNDLICHER GENEHMIGUNG DER FIRMA GE- HEALTHCARE, SCHWEIZ.-----	6
ABBILDUNG 2: CC-KOMPRESSION UND MLO-KOMPRESSION.-----	7
ABBILDUNG 3: DIGITALE MAMMOGRAPHIEAUFNAHMEN BEIDER BRUSTDRÜSEN IN 2 EBENEN (OBLIQUE UND CRANIOCAUDAL JEWEILS DER RECHTEN UND LINKEN BRUST).-----	8
ABBILDUNG 4: SCHEMATISCHES BEISPIEL DES ZUSAMMENHANGES VON DOSIS UND BILDSCHWÄRZUNG ANHAND DER GRADATIONSKURVEN (HURTER-DRIFFIELD-KURVE) FÜR FILM UND FÜR DETEKTOREN. DIE DUNKELGRÜNE KURVE ENTSPRICHT DER TYPISCHEN SCHWÄRZUNGSKURVE DES FILMES. DIE BLAUE GERADE ENTSPRICHT DER EMPFINDLICHKEIT DES DETEKTORS. -----	12
ABBILDUNG 5: PHYSIKALISCH MEßBARE EINFLUßGRÖßEN DER BILDQUALITÄT.-----	14
ABBILDUNG 6: KASKADIERTE ZERLEGUNG MIT DER JPEG 2000 KOMPRESSION (H STEHT FÜR HOCHPASSFILTERUNG, L STEHT FÜR LOW/TIEFPASSFILTERUNG). DIE DEKODIERUNG VERLÄUFT UMGEKEHRT.-----	22
ABBILDUNG 7: BEISPIEL EINER GRAUSTUFENSPREIZUNG. EIN 8BIT- FARBFOTO VOM CDMAM WURDE RECHTS UND LINKS IM TONWERTUMFANG (HISTOGRAMM) ABGESCHNITTEN UND ERNEUT AUF 256 GRAUSTUFEN DARGESTELLT. EIN AUFSPREIZEN DER BILDERINHALTE GELINGT NUR NOCH WENN PIXELWERTE AUF „LÜCKE“ GESETZT WERDEN BZW. SEINEM NACHBARN ANGEGLICHEN WERDEN. ES KOMMT ZU EINER VERGRÖßERUNG DER BILDVERLÄUFE, DIE DANN STUFIG ERSCHEINEN (ERSTELLT MIT ADOBE PHOTOSHOP). -----	23
ABBILDUNG 8: SCHEMATISCHER AUFBAU DES GE-FLACHDETEKTORS, QUERSCHNITT UND AUFSICHT. -----	26
ABBILDUNG 9: DAS CDMAM-PHANTOM ZWISCHEN DEN PLEXIGLASPLATTEN IN POSITION AUF DEM MAMMOGRAPHIEGERÄT. QUELLE: GEBRAUSANWEISUNG DES CDMAM-PHANTOMS. FOTOGRAFIE DES PHANTOMS MIT SICHT AUF DIE GOLDMARKER. -----	28
ABBILDUNG 10: MANUELLE AUSWERTUNG DES PHANTOMS. DIE VERTEILUNG DER GOLDMARKER IN DEN ECKEN DER MATRIX SOLL DEN LERNEFFEKT ENTGEGENWIRKEN. QUELLE: GEBRAUSANWEISUNG DES CDMAM- PHANTOM UND INTERNET-TUTORIAL. -----	28
ABBILDUNG 11: KONTRAST-DETAIL-WERT-DIAGRAMM UND KONTRAST-DETAILKURVE AUS DER GEBRAUCHSANWEISUNG. -----	33
ABBILDUNG 12: ZEIGT EINEN ÜBERBLICK ÜBER BILDQUALITÄT IQFINV VERSUS DER SCHICHTDICKE, DER DOSIS ----	35
ABBILDUNG 13: GESAMTERGEBNISSE FÜR DEN QUALITÄTSVERLUST BEZOGEN AUF DIE DATEIGRÖßE. N=480. ----	36
ABBILDUNG 14: GEGENÜBERSTELLUNG DER REDUZierten DATENMENGE IM VERLAUF DER KOMPRESSION ZUM QUALITÄTSVERLUST IN ABSOLUTWERTEN DER IQF. -----	38
ABBILDUNG 15: GEGENÜBERSTELLUNG DER REDUZierten DATENMENGE IM VERLAUF DER KOMPRESSION ZUM QUALITÄTSVERLUST IN MIT MODIFIZIERTEN IQF-WERTEN (UMSKALIERUNG).-----	39
ABBILDUNG 16: DATENMENGE (MB) BEZOGEN AUF DIE SCHICHTDICKE SD1 BIS SD4 (CM) IN ABHÄNGIGKEIT DER KOMPRESSIONSSTUFEN. DIE AUSGANGSDATENMENGE IM ORIGINALBILD BETRÄGT KNAPP 9MB. -----	41
ABBILDUNG 17: DATENMENGE (MB) BEZOGEN AUF DIE SCHICHTDICKE SD1 BIS SD4 (CM) IN ABHÄNGIGKEIT DER KOMPRESSIONSSTUFEN NUR FÜR KOMPRIMIERTE DATEN. -----	41
ABBILDUNG 18: DER AUSSCHNITT DER DATENMENGE NACH LOSSY 90- BIS LOSSY 30-KOMPRESSION ZEIGT KEINEN SIGNIFIKANTEN UNTERSCHIED IM KURVENVERLAUF ODER RELEVANTE DATENMENGENABWEICHUNGEN, DIE SICH MIT DER ENTSPRECHENDEN DOSIS IN ZUSAMMENHANG BRINGEN LASSEN. -----	43
ABBILDUNG 19: BILDQUALITÄT (MITTELWERTE FÜR ALLE DOSISBEREICHE) DER SCHICHTDICKE SD1 BIS SD4 (CM) IN ABHÄNGIGKEIT VON DER KOMPRESSIONSSTUFE. -----	44
ABBILDUNG 20: BILDQUALITÄT (MITTELWERTE FÜR ALLE DOSISBEREICHE) DER KOMPRESSIONSSTUFEN ORIGINAL BIS LOSSY 30.-----	45
ABBILDUNG 21: ZEIGT DIE ABHÄNGIGKEIT DER BILDQUALITÄT (IQFINV) ZUR ANSTIEGENDEN DOSIS 1-5 JEWEILS FÜR DIE 4 SCHICHTDICKEN SD1 BIS SD4 VOR KOMPRIMIERUNG UND NACH LOSSY 90 BIS 70 KOMPRIMIERUNG.-----	46
ABBILDUNG 22: ÜBERSICHTSABBILDUNG FÜR DIE ABHÄNGIGKEIT DER BILDQUALITÄT VON DER DOSIS FÜR UNTERSCHIEDLICHE KOMPRESSIONSSTUFEN (MITTELWERTE ÜBER ALLE SCHICHTDICKEN).-----	47
ABBILDUNG 23: AUSWAHL DER WERTE ORIGINAL, LOSSY 90, LOSSY 80 UND LOSSY 70 AUS ABBILDUNG 22. EINE DOSISREDUKTION IM ORIGINALBILD UM GUT 8% ENTSPRICHT DER BILDQUALITÄT DURCH EINE LOSSY 90 KOMPRESSION (SCHWARZE LINIE). -----	48
ABBILDUNG 24: AUSWAHL DER WERTE ORIGINAL BIS LOSSY 70 AUS ABBILDUNG 22. DIE ROTE GESTRICHELTE LINIE ZEIGT, DASS MIT EINER DOSISERHÖHUNG VON CA. 40% (DOSIS 5) MIT DER LOSSY 80-KOMPRESSION DER	

SELBE BILDQUALITÄTSWERT, WIE MIT AOP-BEDINGUNGEN (DOSIS 3) OHNE KOMPRESSION ERREICHT WIRD. -----	49
ABBILDUNG 25: AUSWAHL DER WERTE ORIGINAL, LOSSY 60 BIS LOSSY 30 AUS ABBILDUNG 22. VERHÄLTNISS DER DOSISÄNDERUNG. MIT DER DOSIS 4 BZW. DOSIS 5 ERREICHEN DIE KOMPRIMIERTEN BILDER IN LOSSY 50 UND LOSSY 40 IN ETWA DEN QUALITÄTSWERT DES ORIGINALS MIT DOSIS 1 (GEPUNKTETE LINIE). LOSSY 30 LIEGT VOLLSTÄNDIG UNTERHALB DER ORIGINALWERTE (GESTRICHELTE LINIE).-----	49
ABBILDUNG 26: DIE BILDQUALITÄT STEIGT MIT DER DOSIS UND GERINGEREN KOMPRESSIONSTUFEN, MITTELWERTE ÜBER ALLE SCHICHTDICKEN. -----	50
ABBILDUNG 27: ERGEBNISSE ORIGINAL, LOSSY 90, LOSSY 80 DER SCHICHTDICKE SD1 CM (ROT/ORANGE) UND DER SCHICHTDICKE SD4 CM (GRÜN/GRAU) VERGlichen MIT DEM MITTELWERT ALLER SCHICHTDICKEN MW ORIGINAL (SCHWARZ).-----	51
ABBILDUNG 28: PYRAMIDE KOMPRESSIONSRADE. UNTERSUCHT WURDEN JEWEILS DIE EINFLUßGRÖßEN BILDQUALITÄT, -----	53
ABBILDUNG 29: PYRAMIDE BILDQUALITÄT. UNTERSUCHT WURDEN JEWEILS DIE EINFLUßGRÖßEN KOMPRESSION, DOSIS UND SCHICHTDICKE. -----	54
ABBILDUNG 30: PYRAMIDE WECHSELWIRKUNG. DIE KOMPRESSION BEEINFLUßT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SCHICHTDICKE DIE BILDQUALITÄT. DIE KOMPRESSION IST ABER UNABHÄNGIG VON DER DOSIS.-----	55
ABBILDUNG 31 : CDMAM-AUSGANGSBILD DER SCHICHTDICKE SD1, DIE MIT HOHER DOSIS EXPONIERT WURDE. MAN BEACHTE DAS UNGLEICHMÄßIG VERTEILTE WEIßE RAUSCHEN. -----	56
ABBILDUNG 32: DAS BILD AUS ABBILDUNG 31 NACH LOSSY 10 KOMPRESSION. DEUTLICHE REDUZIERUNG IN DER BITTIEFE. ES VERBLEIBEN 5 GRAUSTUFEN: SCHWARZ, DUNKELGRAU, MITTELGRAU, HELLGRAU UND WEIß. -57	
ABBILDUNG 33: CDMAM-AUSGANGSBILD DER SCHICHTDICKE SD4, DIE MIT GERINGER DOSIS EXPONIERT WURDE. MAN BEACHTE DAS UNGLEICHMÄßIG VERTEILTE SCHWARZE RAUSCHEN.-----	58
ABBILDUNG 34: DAS BILD AUS ABBILDUNG 33 NACH LOSSY 10 KOMPRESSION. ES VERBLEIBEN 3 GRAUSTUFEN: SCHWARZ MITTELGRAU UND WEIß. WAVELET-ARTEFAKTE ENTLANG DER HELLEN LINIEN.-----	58

8. Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: DOWNLOAD-ZEITEN BEI NORMALEN NETZVERKEHR. *DOWN- UND UPLOAD TEILEN SICH EINE BANDBREITE VON JE 64 KBIT/S. BEI KANALBÜNDELUNG SIND 128 KBIT/S MÖGLICH. [79] -----	17
TABELLE 2: RICHTWERTE ZUR PAREMCHYMDOSIS. TABELLE DEM OFFIZIELLEN MITTEILUNGSBLATT DES BUNDESMINISTERIUM FÜR UMWELT, NATURSCHUTZ UND REAKTORSICHERHEIT ENTNOMMEN. -----	27
TABELLE 3: VERSUCHSMATRIX DER 60 AUSGANGSBILDER MIT VERSCHIEDENER SCHICHTDICKE (SD1 BIS SD4) UND EXPOSITIONS-DOSIS (DOSIS I – V). -----	30
TABELLE 4: REDUKTION DER DATENGRÖßE IN MB UND DEN QUALITÄTSVERLUST DES IQFINV (ABSOLUTE UND RELATIVE ZAHLEN). ZUGRUNDE LIEGEN ALLE VERSUCHSDATEN ALS MITTELWERTE, N=420. -----	37
TABELLE 5: MITTELWERTE DER DATEN IN MB FÜR DIE SCHICHTDICKEN SD1 – SD4 OHNE UND NACH KOMPRESSION MIT LOSSY 90 BIS LOSSY 30. DER EINFLUß DER DOSIS 1 – 5 IST HERAUSGEMITTELT WORDEN. N=480. -----	40
TABELLE 6: KOMPRESSIONS RATEN FÜR DIE SCHICHTDICKEN SD1 – SD4 MIT LOSSY 90 BIS LOSSY 30. DER EINFLUß DER DOSIS 1 – 5 IST HERAUSGEMITTELT WORDEN. N=480.-----	42
TABELLE 7: MITTELWERTE ALLER BILDER IN MB FÜR DIE DOSEN 1 BIS 5 OHNE UND NACH KOMPRESSION MIT LOSSY 90 BIS LOSSY 30. DER EINFLUß DER SCHICHTDICKEN IST HERAUSGEMITTELT, N=480. -----	43
TABELLE 8: DIE TABELLE FÜHRT DEN QUALITÄTSMARKER IQFINV MIT ZUNEHMENDER SCHICHTDICKE ÜBER ALLE DOSEN GEMITTELT FÜR DIE EINZELNEN KOMPRESSIONSSTUFEN AUF, N=480.-----	45
TABELLE 9: DIE TABELLE FÜHRT DEN QUALITÄTSMARKER IQFINV MIT ZUNEHMENDER DOSIS ÜBER ALLE SCHICHTDICKEN GEMITTELT FÜR DIE EINZELNEN KOMPRESSIONSSTUFEN AUF, N=480.-----	51
TABELLE 10: ERGEBNISMATRIX DER KOMBINATION SCHWELLENWERT IQFINV 100 MIT DEM KOMPRESSIONSFAKTOR 1:10 ODER HÖHER FÜR DIE MITTELWERTE DER SD 1 BIS SD4 / JPEG LOSSY 90 BIS LOSSY 30. -----	52
TABELLE 11: MULTIVARIATE ANALYSE DER DREI FAKTOREN SCHICHTDICKE (SD), DOSIS UND KOMPRESSION (LOSSY) JEWEILS EINZELN UND ALS ZWEIFAKTORIELLE ANALYSE IN KOMBINATION SD:LOSSY, SD:DOSIS UND DOSIS: LOSSY (P<0,05).-----	55

9. Abkürzungsverzeichnis und Begriffserläuterungen

Abb.:	Abbildung.
Airy-Disk:	Beugungsscheibchen. Begriff aus der Optik zur Beschreibung des Auflösungsvermögens und der Schärfe.
ADSL / ADSL2+:	<p>Asymmetric Digital Subscriber Line. Gebräuchliche Anschlusstechnik von Breitbandübermittlung im Datenfernverkehr (in Deutschland über ISDN) für den Konsumenten (Endkunden). Auf der Grundlage von DSL werden Daten ohne Beeinflussung der Telefonie über den Festnetzanschluß übermittelt. Die Sprach- und Datenströme werden mit einem Splitter getrennt. Die höheren Frequenzbereiche werden vom Datenverkehr genutzt. Aufgrund der Leistungsämpfung und Reflexionen ist ADSL geographisch begrenzt. Bitrate von 16MBit/s im Empfang und 1125 kBit/s Sendeleistung sind in Deutschland möglich.</p> <p>ADSL2+ weitet den Frequenzbereich nach oben auf 2,2 MHz auf. Bei kurzen Entfernungen sind Datenübertragungsgeschwindigkeiten bis zu 25MBit/s im Empfang und 3,5 MBit/s im Senden möglich.</p>
AfA:	Absetzung für Abschreibung. In Deutschland können die Anschaffungskosten für ein Wirtschaftsgut über einen in der AfA-Tabelle (aus dem Jahr 2003) festgelegten Zeitraum (betriebswirtschaftliche Nutzungsdauer) gewinnmindernd abgezogen werden und wirken sich damit steuermindernd aus.
Bd.:	Band.
Bildkontrast:	Der Kontrast entspricht dem Helligkeitsunterschied und ist in der Optik definiert als $(\text{Maximum (Helligkeit)} - \text{Minimum (Dunkelheit)}) : (\text{Maximum} + \text{Minimum})$.
Bit / Byte:	Die kleinste Speichereinheit in der elektronischen Datenverarbeitung wird als Bit bezeichnet. Zwei (elektronische) Zustände eines Bit sind möglich, „Null“ oder „Eins“ bzw. „low“ oder „high“. Die Zahlenwerte werden im Binärsystem von 2^n dargestellt. Werden 8 Bits als ein Datenpaketchen zusammen genommen, so spricht man von Byte. Das Byte ist die Standardkapazitätsgröße von Speichermedien, wie z.B. Festplatten, CDs, DVDs oder des Arbeitsspeichers. 2^{10} Byte entsprechen 1 Kilobyte (kB) was 1024 Byte entspricht. Verwirrung stiftet die durchaus übliche Bezeichnung im Dezimalkode. Hier bedeutet 1kB = 1000 Byte. Eine 1 TB-Festplatte wird vom binär arbeitenden Softwaresystem eventuell „nur“ mit 0,9TB oder 931GB angezeigt, die Kapazität ist aber dieselbe. Die Großbuchstaben-Bezeichnung TB ist für den Dezimalkode reserviert und Tbyte bezeichnet die binäre Basis von 1024.
Bitrate:	Die Geschwindigkeit der Datenübertragung (Bitrate) wird auf der Basis von Bits angegeben, 1 kbit/s = 1024 Bits/s. Die Bezeichnung von 1MB/s auf der Basis von 8 Bit/s bedeutet das M-fache von 8 Bit/s. 1MB/s ist demnach acht Mal schneller als 1Mbit/s.
Bittiefe:	Graustufenauflösung im Binärkode, z.B. 2^8 entspricht 256 Graustufen von Schwarz nach Weiß (Schwarz=0, Weiß=255).
Blooming:	Eine Übersteuerung eines Detektors geschieht durch Überexposition. In diesem Fall kommt es zu einem Überlaufen der elektrischen Ladungen von einer Pixelzelle in die nächste. Dieser Effekt ist als Blooming bekannt.
BMU:	Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit.

CAD:	Computer Aided Diagnosis.
CT:	Computertomograph.
DICOM:	Digital Imaging and Communications in Medicine. Ein in Nordamerika entwickelter offener Standard für den Datenaustausch von Medizingeräten.
DICOMZIP:	Weiterentwicklung von ZIP speziell für medizinische Graustufenbilder.
DSL:	Digital Subscriber Line. Datenübertragungsstand(s) im Breitbandnetz mit hoher Bandbreite und Übertragungsraten von bis zu 500 MBit/s über (in Deutschland über analoge 2-adrige Telefonanschlüsse) Kupferleitungen. Die tatsächliche Internetübertragungsraten wird durch den Zugangsserver bestimmt.
Dynamikumfang:	Der Dynamikumfang beschreibt den Dosisbereich, den der Mammographiedetektor ohne Unter- oder Übersteuerung in ein Ausgangssignal umsetzen kann. Das Verhältnis der optischen Dichte ist der einfallenden Strahlung direkt proportional (lineare Kennlinie der digitalen Detektoren).
Entropiekodierung:	Methode zur (verlustfreien) Datenkompression, häufig kombiniert mit anderen Rechenalgorithmen. Die Entropie beschreibt die Informationsdichte eines (Zeichen)Systems.
EPQC:	European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening.
et al.:	et alii.
Header:	Kopfzeile, Kopfdaten, Einleitung oder Vorspann. In der Informationstechnik werden sogenannte Metadaten am Anfang des (Nutz-) Datenblocks als Header bezeichnet.
Hochpassfilterung:	Die Werte einer Funktion oberhalb einer gesetzten Grenze (Grenzfunktion) werden mit 1 multipliziert, also durchgelassen, die Werte unterhalb der Grenzfrequenz dagegen werden auf Null gesetzt, also gelöscht.
Hrsg.:	Herausgeber.
Huffman-Code:	Eine Form der Entropiekodierung von David A. Huffman, die er 1952 veröffentlichte. Der Algorithmus der Huffman-Kodierung wird von dem Datenkompressionsprogramm / Datenspeicherformat JPEG benutzt.
ISDN:	Integrated Services Digital Network. 1980 erstmals verabschiedeter internationaler Standard für digitale Telekommunikation. Er integrierte bis Anfang 2000 in allen EU-Mitgliedstaaten die Netzdienste Telefonie, Teletex, Fernschreiben (Telex) und Datex-L, Datex-P (Datennetze). Gemeinhin wird mit dem Begriff das Telefonieren gleichgesetzt.
ISO:	ISO steht für Internationale Organisation für Normung, die am 23.02.1947 in Genf ihre Arbeit begonnen hat. Es sind hier mehr als 150 Länder repräsentiert.
JPEG:	JPEG steht für Joint Photographic Experts Group, die es seit 1986 gibt. Diese Arbeitsgruppe hat seitdem diverse Standards in der digitalen Bildbearbeitung zusammen mit der ISO-Gruppe generiert. Umgangssprachlich wird damit ein Bilddaten(speicher)format verstanden.

JPEG2000:	Das in dieser Arbeit benutzte Datenkomprimierungsprogramm. 1997 entstand bei der ISO die Idee einen Nachfolger für JPEG zu konstruieren. Im Dezember 2000 wurde der JPEG2000-Standard offiziell verabschiedet.
LZW:	Laufzeitkodierung. Ziv- Lempel-Kodierung zu verlustfreien Bilddatenkompression.
Metadaten:	Begriff aus der Informationstechnik. Zusatzinformationen zu einem Nutzdatenbündel. Enthalten sind hier z.B. Daten über Absender, Empfänger, Typ und Lebensdauer des Datenpakets. Typischerweise sind außerdem Angaben zu Größe, Auflösung (bei Bildern), Datenrate (bei Audio- und Video-Dateien), Version des Dateityps, usw. vorhanden.
mGy (Milligray):	Gray ist die Einheit der Energiedosis von ionisierender Strahlung. Sie ist physikalisch identisch mit Sievert, denn beide beschreiben 1 Joule pro Kilogramm. In der Radiobiologie ist die Bezeichnung Sievert allerdings für die Äquivalenzdosis reserviert, da ein dimensionsloser Gewichtungsfaktor enthalten ist, der die biologische Wirksamkeit der Strahlung im jeweiligen Gewebe (Empfindlichkeit) beschreibt. (Strahlenschutzverordnung vom 20.06.2001)
Modulation/ Kontrast:	Die Modulation beschreibt bei periodisch veränderten Größen (z.B. Sinuskurven) den Unterschied zwischen Maximum und Minimum (Zahl zwischen 0 und 100%). Im Bild entspricht das der Differenz zwischen hell und dunkel, also dem Kontrast.
Multiplexverfahren:	Gebräuchliche Technik in der Datenfernübertragung mit ISDN mit einer Bitrate von 2 Mbit/Sekunde. Es werden mehrere verschiedene Signale gebündelt oder zeitlich ineinander verschachtelt, um sie ohne gegenseitige Beeinflussung simultan und gemeinsam übertragen zu können.
Nyquist Frequenz:	Die maximale erreichbare räumliche Auflösung in einem Bild ist durch die Nyquist Frequenz eines Detektors bestimmt. Diese besagt, daß nur Objekte, die doppelt so groß wie die Pixelgröße sind, korrekt wiedergegeben werden können. Kleinere Objekte werden entweder falsch oder überhaupt nicht visualisiert.
Objektkontrast:	Der Objektkontrast wird definiert als die Erkennbarkeit eines Objektes vor seinem Hintergrund. Physikalisch ausgedrückt: $\text{Objektkontrast} = (\text{Objektintensität} - \text{Hintergrundintensität}) / \text{Hintergrundintensität}$.
Ortsauflösung:	Die Ortsauflösung wird angegeben als den kleinsten noch wahrnehmbaren Abstand zwischen zwei Strukturen. Gemessen in der Mammographie mit Streifencharts (Bleistrichraster) in der Form von lp/mm (Linienpaare pro Millimeter).
Photomultiplier:	Der Photomultiplier (Teilchendetektor) besteht aus einer Röhre mit einem Eintrittsfenster für Photonen (Lichtquanten), die auf ein Kathodenmaterial treffen, das schwach gebundene Valenzelektronen besitzt (Szintillatormaterial). Der Lichtimpuls führt zum Austreten von Elektronen aus diesem Material und wird in Richtung Anode beschleunigt. Durch 6 -14 Diodenstufen, mit ebenfalls schwach gebundenen Valenzelektroden, zwischen Kathode und Anode, werden die aufschlagenden Elektronen um ein vielfaches verstärkt. Jede Diode fügt mehr Sekundär-Elektronen hinzu, die auf den Weg zur Anode mehr und mehr Geschwindigkeit aufnehmen. Das Ausgangssignal wird somit 10^4 bis 10^7 -fach verstärkt und ist somit gut messbar. Bis auf statistische Schwankungen ist das Ausgangssignal proportional zum Eingangssignal. (http://www.xplora.org)
PACS:	Picture Archiving and Communication System. Zu Deutsch: Bilddatenarchiv.

Pixel / Pixelmatrix:	Ein digitales Bild besteht aus einzelnen Bildpunkten, die mathematisch mit einer 2-dimensionalen Matrix in X- und Y-Richtung beschrieben wird. Die quadratischen oder rechteckigen Bildpunkte der Bildmatrix werden als Pixel bezeichnet. Ein normiertes Maß für die Auflösung ist die Anzahl der Punkte pro Längeneinheit (dots per Inch = dpi), z.B. 800 x 600 dpi bedeutet 800 dpi in x-Richtung und 600 dpi in y-Richtung. Ein Pixel entspricht einer Photodiode. Je größer der Pixel ist, umso höher ist die Lichtempfindlichkeit und der Dynamikumfang des Sensors. Je kleiner der Pixel ist, desto besser die Bildauflösung/Ortsauflösung des Detektors.
PSF:	Point Spread Funktion – Verwaschungsfunktion. Beschreibt wie genau ein Punkt von einem optischen System als Punkt dargestellt wird.
PSNR / SNR:	<p>Peak signal to noise ratio ist ein technischer Ausdruck für das Verhältnis zwischen einem Eingangssignal und dem Störuschen, das den Empfang bzw. die Darstellung des Signals beeinträchtigt. PSNR wird gewöhnlich als logarithmische Funktion in Dezibel angegeben. Es wird benutzt um die Qualität einer verlustbehafteten Rekonstruktion, z.B. eines Bildes im Vergleich zum nicht komprimierten Bild, zu beschreiben. In diesem Fall ist das Rauschen (Spitzenwert) gleich dem Fehler, der durch die verlustbehaftete Kompression erzeugt wird.</p> <p>Signal to Noise Ratio ist ein technisches Maß für die Qualität eines Nutzsignals, das von einem Rauschsignal überlagert ist. Die mittlere Leistung des Nutzsignals wird in Verhältnis zur mittleren Leistung des Störsignals der gleichen Signalquelle gesetzt. (www.de.wikipedia.org/wiki/Signal-Rausch-Verh%C3%A4ltnis)</p>
Varianzanalyse:	Statistisches Verfahren zur Mustererkennung, um Aufschlüsse der in den Daten liegenden Gesetzmäßigkeiten zu erlangen. Mit den festgelegten Prüfgrößen des Verfahrens wird getestet, ob die Varianz zwischen den Gruppen größer ist als die Varianz innerhalb der Gruppen, d.h. ob sich z.B. die Gruppen signifikant unterscheiden. Die univariate Varianzanalyse betrachtet den Einfluss von einem (unabhängigen) Faktor auf eine abhängige Variable. Die zweifaktorielle Varianzanalyse berücksichtigt zwei Faktoren auf eine abhängige Variable (in dieser Arbeit z.B. Schichtdicke und Dosis als unabhängige Faktoren und die Bildqualität als abhängige Variable).
Quanten-wirkungsgrad:	Der Quantenwirkungsgrad (DQE: Detector Quantum Efficiency) beschreibt den Wirkungsgrad des Bildsensors bei der Erfassung des Röntgenstrahls. Er wird ausgedrückt durch den quadratischen Quotienten aus dem Signal/Rausch-Verhältnis vor und nach dem Erfassungsprozess als Raumfrequenzfunktion. Ein perfekter Sensor hat eine DQE von 100%, d.h. er detektiert jedes Photon und fügt kein eigenes Rauschen hinzu. Je höher die DQE desto weniger Dosis wird für ein rauschfreies Bild benötigt (SECTRA)
Quantisierung:	Ein physikalische Messung liefert zur Weiterverarbeitung z.B. ein elektrisches Signal. Das analoge Signal wird in zählbare Teilbereiche aufgerastert und jeweils (meistens) einer ganzen Zahl zugeordnet. Bei der Quantisierung nimmt eine stufenlose Größe, diskrete also isolierbare (zählbare) Werte an.
Rayleigh-Kriterium:	Optische Auflösungsgrenze. Zwei Objekte gelten dann als aufgelöst, wenn das Helligkeitsmaximum des einen Beugungsscheibchens auf dem ersten Helligkeitsminimum des Anderen zu liegen kommt. Der Abstand der Helligkeitsmaxima darf im Falle von Licht nicht kleiner sein als $1,22\lambda/D$.
Schweifeffekt:	Auch Heeleffekt, Halo: Durch die Photonenrichtung, gegeben durch den Anodenwinkel, kommt es zu einer Verschmierung des Punktbildes in eine Richtung. Die Abbildung eines Punktes ist somit nicht symmetrisch.

Speichertiefe:	Jedem Pixel ist ein bestimmter Grauwert zugeordnet. Die Kontrastdifferenzierung (Speichertiefe) beschreibt die Helligkeitsabstufungen dieser Grauwerte, z.B. 2^{14} Stufen (=16384 Helligkeitsstufen). Zum Vergleich: Das menschliche Auge nimmt ca. 100 Helligkeitsunterschiede wahr.
SPSS:	Statistik- und Analyse-Software, die von der gleichnamigen Firma bis 2009 vertrieben wurde. Ursprünglich an der Stanford Universität 1968 entwickelt und stand für Statistical Package for the Social Sciences.
Solarisation:	Bei fotografischen Platten die Erscheinung, dass sich bei sehr langer Belichtung die Lichteinwirkung umkehrt.
RIS / KIS:	Radiologie Information System. Mit diesem Computersystem werden in der Radiologie Patientendaten, Abrechnungsdaten und Befunde verwaltet. Wird das System mit dem Bestellsystem des Krankenhauses und mit den klinischen Abteilungen gekoppelt spricht man vom Krankenhaus Information System.
TCP/IP:	Transmission Control Protocol / Internet Protocol. Ein Netzwerkprotokoll, das sich wegen der zwingenden Verwendung von IP-Adressen im Internet seit den 80iger Jahren durchsetzt.
TFT / TFT-Display:	Thin-Film-Transistor. Basis der Flatpanel-Detektoren mit typisch schichtweisem Aufbau. Der aktive Halbleiter besteht meist aus einer Schicht von amorphem Silizium, kann aber auch aus anderen Metalloxiden bestehen. Die Aufbauvarianten lassen nicht nur ein Auslesen von elektrischen Impulsen zu, sondern umgekehrt eignen sie sich zur Steuerung von Bildpunkten und sind in Flüssigkeitskristallbildschirmen weit verbreitet (Matrix-LCD).
Tiefpassfilterung:	Die Tiefpassfilterung verhält sich umgekehrt zur Hochpassfilterung. Hier werden die Werte oberhalb der Grenzfunktion mit Null multipliziert, also gelöscht.
ZIP:	Phil Kat hat 1989 ein Programm mit dem Namen PKZIP/PKUNZIP eingeführt, um mehrere Dateien und das Mitspeichern von Pfadinformationen schnell (zip=speed) zu komprimieren und zu dekomprimieren.

11. Literatur

1. Chrysanthopoulou, A., et al., *Trends and future needs in clinical radiology: insights from an academic medical center*. Health Policy, 2007. **80**(1): p. 194-201.
2. Goldberg, M.A. and S.J. Dwyer, 3rd, *Telemammography: implementation issues*. Telemed J, 1995. **1**(3): p. 215-26.
3. Nields, M.W. and R.R. Galaty, Jr., *Digital mammography: a model for assessing cost-effectiveness*. Acad Radiol, 1998. **5 Suppl 2**: p. S310-3.
4. Wang, S., et al., *Cost and cost-effectiveness of digital mammography compared with film-screen mammography in Australia*. Aust N Z J Public Health, 2009. **33**(5): p. 430-6.
5. Abdel-Malek, A., *Telemammography feasibility*. Telemed Today, 1996. **4**(6): p. 36-7.
6. Hanson P.S., *Private Practice Trends in US Radiology*. Imaging Management. 2009;9(1):16-21.

7. Kroll M., Schütze B., Geisbe T., Lipinski HG, Filler T.J.: *Ansätze für kostenneutrale Lösungen für die Internet-basierte Teleradiologie*, In: Telemed 2003 - Tagungsband zur 8. Fortbildungsveranstaltung und Arbeitstagung Steyer G, Löhr KP, Tolxdorff T (Hrsg.); ISBN 3-9808-6531-2; 48-55, 2003
8. Lazar at all: *Digitale Röntgenbildbetrachtung bei der mobilen computergestützten Arztvisite im Krankenhaus*, 53. Jahrestagung der GMDS 2008
9. Lou, S.L., et al., *Full-field direct digital telemammography: technical components, study protocols, and preliminary results*. IEEE Trans Inf Technol Biomed, 1997. **1**(4): p. 270-8.
10. Helvie, M.A., et al., *Breast thickness in routine mammograms: effect on image quality and radiation dose*. AJR Am J Roentgenol, 1994. **163**(6): p. 1371-4.
11. Eklund, G.W. and G. Cardenosa, *The art of mammographic positioning*. Radiol Clin North Am, 1992. **30**(1): p. 21-53.
12. Dance, D.R., K.C. Young, and R.E. van Engen, *Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols*. Phys Med Biol, 2009. **54**(14): p. 4361-72.
13. Engelken, F.J., et al., *Intra-individual comparison of average glandular dose of two digital mammography units using different anode/filter combinations*. Acad Radiol, 2009. **16**(10): p. 1272-80. 91
14. Bick, U. and F. Diekmann, *Digital mammography: what do we and what don't we know?* Eur Radiol, 2007. **17**(8): p. 1931-42.
15. Frost & Sullivan, *World X-Ray Mammography Market, 2001*, Kapitel 3.
16. Frost & Sullivan, *Full-Field Digital Mammography (FFDM) Technology Driving Market Growth*, 06.02.2007.
17. Bick, U., *[Full-field digital mammography]*. Rofo, 2000. **172**(12): p. 957-64.
18. Schulz-Wendtland R., Wenke E., Schmid A., Imhoff K., Bautz W.: *Experimental investigations of image quality in X-ray mammography with a conventional screen film system (SFS) and a new full-field digital mammography unit (DR) with a-Se detector*. RöFo 2003; 175: 766-768
19. Ideguchi, T., et al., *New CR system with pixel size of 50 microm for digital mammography: physical imaging properties and detection of subtle microcalcifications*. Radiat Med, 2004. **22**(4): p. 218-24.
20. Hermann, K.P., M. Funke, and E. Grabbe, *[Physical and technical aspects of digital mammography]*. Radiologe, 2002. **42**(4): p. 256-60.
21. Grebe, S., et al., *[Initial clinical experiences with digital full-field mammography]*. Zentralbl Gynakol, 2000. **122**(11): p. 589-94.
22. Fischer U., Hermann K.-P., Baum F.: *Röntgenmammographie: Verstehen, anwenden und optimieren*, S.15-17, Thieme Verlag, Stuttgart (ISBN 3-13-131491-5), 2003
23. Fischer, U., K.P. Hermann, and F. Baum, *Digital mammography: current state and future aspects*. Eur Radiol, 2006. **16**(1): p. 38-44.
24. Heise-online, *Texas Instruments will Analog-ICs auf 300-Millimeter-Wafern fertigen*, Pressebericht 30.09.2009

25. Niemann, W: *Strahlenfeste Flachdetektoren für industrielle Anwendungen*, DGZfp-Berichtsband 94-CD-24, Rostock 2005
26. Van Ongeval, C., *Digital mammography for screening and diagnosis of breast cancer: an overview*. Jbr-Btr, 2007. **90**(3): p. 163-6.
27. Van Ongeval, C., et al., *Clinical image quality criteria for full field digital mammography: a first practical application*. Radiat Prot Dosimetry, 2008. **129** (1-3): p. 265-70.
28. Heywang-Köbrunner, S.H. and I. Schreer, *Digitale Mammographie*. Bildgebende Mammadiagnostik, 2003: p. 92-93.
29. DE Amtsblatt der Europäischen Union L 109/1, 16.4.2004.
30. Cole, E.B., Pisano, E., Brown, M., Kuzmiak, C., Braeuning, P., Kim, H., Jong, R., Walsh, R.: *Diagnostic accuracy of Fischer Senoscan Digital Mammography versus screen-film mammography in a diagnostic mammography population*. Academic Radiology; 2004; **11** (8): 879-886.
31. Fischer U., Baum F., Obenauer S., Luftner-Nagel S., Von Heyden D., Vosschenrich R., Grabbe E.: *Comparative study in patients with microcalcifications: full - field digitalmammography vs. screen-film mammography*. Eur Radiol 2002; **12**, (11): 2679-2683.
32. Diekmann, S., et al., *[Visualization of microcalcifications on mammographies obtained by digital full-field mammography in comparison to conventional film-screen mammography]*. Rofo, 2003. **175**(6): p. 775-9.
33. Lewin, J.M., et al., *Clinical comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography for detection of breast cancer*. AJR Am J Roentgenol, 2002. **179**(3): p. 671-7.
34. Lewin, J.M., et al., *Comparison of full-field digital mammography with screen-film mammography for cancer detection: results of 4,945 paired examinations*. Radiology, 2001. **218**(3): p. 873-80.
35. Pisano, E.D., et al., *Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening*. N Engl J Med, 2005. **353**(17): p. 1773-83.
36. Pisano, E.D., et al., *Diagnostic accuracy of digital versus film mammography: exploratory analysis of selected population subgroups in DMIST*. Radiology, 2008. **246**(2): p. 376-83.
37. Krug B. et.al: *Vergleich der digitalen direkten Flachdetektor- und der analogen Film-Folien-Technik in der Darstellung normaler anatomischer Strukturen der weiblichen Brust*, Geburtsh. Frauenheilkunde 2006; **66**: 171-178, Thieme Verlag Stuttgart, ISSN 0016-5751
38. Bick, U., F. Diekmann, and E.M. Fallenberg, *[Workflow in digital screening mammography]*. Radiologe, 2008. **48**(4): p. 335-44.
39. Cole, E.B., et al., *The effects of gray scale image processing on digital mammography interpretation performance*. Acad Radiol, 2005. **12**(5): p. 585-95.
40. Kim, H.H., et al., *Screen-film mammography and soft-copy full-field digital mammography: comparison in the patients with microcalcifications*. Korean J Radiol, 2005. **6**(4): p. 214-20.
41. Skaane, P., et al., *Breast lesion detection and classification: comparison of screen-film mammography and full-field digital mammography with soft-copy reading--observer performance study*. Radiology, 2005. **237**(1): p. 37-44.

42. Skaane, P., K. Young, and A. Skjennald, *Population-based mammography screening: comparison of screen-film and full-field digital mammography with soft-copy reading--Oslo I study*. *Radiology*, 2003. **229**(3): p. 877-84.
43. Hermann, K.P., S. Obenauer, and E. Grabbe, [*Radiation exposure in full-field digital mammography with a flat-panel x-ray detector based on amorphous silicon in 92 comparison with conventional screen-film mammography*]. *Rofo*, 2000. 172(11): p. 940-5.
44. Samei, E., et al., Comparative scatter and dose performance of slot-scan and full-field digital chest radiography systems. *Radiology*, 2005. 235(3): p. 940-9.
45. Young K.C., Oduko J.M. , Woolley L.: *Technical Evaluation of the Hologic Selenia Full Field Digital Mammography System, National Coordinating Centre for the Physics of Mammography, Guildford, NHSBSP Januar 2007*
46. Karssemeijer, N., et al., Breast cancer screening results 5 years after introduction of digital mammography in a population-based screening program. *Radiology*, 2009. 253(2): p. 353-8.
47. Nishikawa, R.M., et al., Computer-aided detection of clustered microcalcifications: an improved method for grouping detected signals. *Med Phys*, 1993. 20(6): p. 1661-6.
48. Penedo, M., et al., *Effects of JPEG2000 data compression on an automated system for detecting clustered microcalcifications in digital mammograms*. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2006. **10**(2): p. 354-61.
49. Diekmann, F. and U. Bick, Tomosynthesis and contrast-enhanced digital mammography: recent advances in digital mammography. *Eur Radiol*, 2007. 17(12): p. 3086-92.
50. Frost & Sullivan, *Digital Breast Tomosynthesis (DBT) Expected to Further Spur the Growth of the X-Ray Mammography Markets*, 06.02.2007
51. Diekmann, F., et al., Digital mammography using iodine-based contrast media: initial clinical experience with dynamic contrast medium enhancement. *Invest Radiol*, 2005. 40(7): p. 397-404.
52. Diekmann, F., et al., Use of iodine-based contrast media in digital full-field mammography--initial experience. *Rofo*, 2003. 175(3): p. 342-5.
53. Diekmann, F., et al., Evaluation of contrast-enhanced digital mammography. *Eur J Radiol*, 2009.
54. Penedo, M., et al., Free-response receiver operating characteristic evaluation of lossy JPEG2000 and object-based set partitioning in hierarchical trees compression of digitized mammograms. *Radiology*, 2005. 237(2): p. 450-7.
55. Suryanarayanan, S., et al., Detection of simulated microcalcifications in a phantom with digital mammography: effect of pixel size. *Radiology*, 2007. 244(1): p. 130-7.
56. Ruschin, M., et al., Threshold pixel size for shape determination of microcalcifications in digital mammography: a pilot study. *Radiat Prot Dosimetry*, 2005. 114(1-3): p. 415-23.
57. Fischmann, A., Eßlinger, M., Nykänen, K., Siegmann, K., Wersebe, A., Xydeas, T., Miller S., Claussen, C. D., *Bildqualität eines digitalen Vollfeldmammographie-Systems auf der Basis von amorphem Selen*, *RöFo* 2005, *Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr*, 177, (PO_102)
58. Rivetti, S., Lanconelli N., Campanini R.: *Comparison of different commercial FFDM units by means of physical characterization and contrast-detail analysis*, *Med. Phys.* Volume 33, Issue 11, pp. 4198-4209 (November 2006) Published 19 October 2006, Modena, Italy

59. Pisano, E.D., et al., Image processing algorithms for digital mammography: a pictorial essay. *Radiographics*, 2000. 20(5): p. 1479-91.
60. Eßlinger M.E.: *Bildqualität in der digitalen Mammographie: Phantomstudie zum Vergleich von Systemen auf der Basis von amorphem Selen und Cäsiumlodid mit Siliziumdetektor*, Dissertationsschrift, Department Radiologie, Universität Tübingen, 2008
61. Kyprianou, I.S., et al., *Generalizing the MTF and DQE to include x-ray scatter and focal spot unsharpness: application to a new microangiographic system*. *Med Phys*, 2005. 32(2): p. 613-26.
62. Marshall, N.W., *Detective quantum efficiency measured as a function of energy for two full-field digital mammography systems*. *Phys Med Biol*, 2009. 54(9): p. 2845-61.
63. Neitzel, U.: *Systeme für die digitale Bildgebung*, In: Ewen K (Hrsg) *Moderne Bildgebung*.10, Thieme 2003, Stuttgart, S 127-136.
64. Huynh-Thu, Q. (2008). "Scope of validity of PSNR in image/video quality assessment", *Electronics Letters* 44: 800-801.
65. Blendl C., Buhr H. et al, *MTF-Messungen an digitalen Mammographiesystemen PAS1054*, Diplomarbeit, FH Köln, 2007
66. Nasse H.H.: *Wie liest man MTF-Kurven?* In: Carl Zeiss, Geschäftsbereich Photo-Objektive, Dezember 2008
67. Saunders R.S. and Samei E.: *A method for modifying the image quality parameters of digital radiographic images*. *Med. Phys.*, 30(11):3006-3017, 2003
68. Silva Marcia A.; Frère Annie F., Marques Márcio A. & Mattos Leonardo S.: *HEEL EFFECT'S INFLUENCE ON THE PERFORMANCE OF SCREEN-FILM COMBINATIONS*, Institute of Physics, University of São Paulo, São Carlos, SP, Brazil, Technological Research Center, University of Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, SP, Brazil, University of Rio Preto, Rio Preto, SP, Brazil, Dept. of Electrical Engineering, São Carlos School of Engineering, São Carlos, SP, Brazil, *Journal IFMBE–Medical Physics* 1999
69. Tölkes, K.: *Bestimmung der DQE digitaler Mammographie- Einrichtungen*, Diplom – Abschlussarbeit, Institut für Photoingenieurwesen und Medientechnik, FH Köln, 2004
70. *Guidelines for breast cancer screening. The European Group for Breast Cancer Screening*. *Clin Radiol*, 1987. 38(3): p. 217.
71. Shapiro, S., et al., *Breast cancer screening programmes in 22 countries: current policies, administration and guidelines. International Breast Cancer Screening Network (IBSN) and the European Network of Pilot Projects for Breast Cancer Screening*. *Int J Epidemiol*, 1998. 27(5): p. 735-42.
72. Sommer, A., et al., *[Guideline for the additional test positions according to the EPQC 4th Edition for Digital Mammography Systems]*. *Rofo*, 2009. 181(9): p. 845-50.
73. Zaers, J., S. van Woudenberg, and G. Brix, *[Quality assurance in roentgen mammography. Comparison of recommended EUREF guidelines with relevant German regulations]*. *Radiologe*, 1997. 37(8): p. 617-20.
74. Datenschutzbestimmungen des Bundes, der Länder und des Krankenhausgesetzes, § 203 und § 40 StGB.
75. Bidgood, W.D., Jr. and S.C. Horii, *Introduction to the ACR-NEMA DICOM standard*. *Radiographics*, 1992. 12(2): p. 345-55.
76. Schütze B., *DICOM-Standard*, <http://www.medizin-informatik.org>, 2001, letzter Zugriff Nov. 2009

77. „Von der Datenerfassung, -verarbeitung, -visualisierung bis zur Archivierung.“ Die Wortmann AG und econmed, präsentierten auf der Medica 2007, Infobroschüre
78. Engelman U. et al, „How to do Teleradiologie“, Telemedizinführer 2005
79. med-online, „Mit DSL ins Internet- Datenströme statt Kilobyte-Getröpfel“. März 2005.
80. BITKOM-Presseinformation: „Schmalband-Internet wird kaum noch genutzt“, Berlin, 8. Juni 2009
81. Freisleben B.: *Telefonische Informatik II, Grundlagen der Datenübertragung*, Kapitel 11, Universität Marburg SS 2007
82. Testergebnisse tom´s hardware, h2benchw 3.6, Best of Media S.A. France, letzter Zugriff 12.11.2008 und 16.01.2010
 - <http://www.tomshardware.com/de/Seagate-LaCie-Simpletech-WD,testberichte-240192-11.html>
 - <http://www.tomshardware.com/de/Hitachi-Samsung-Seagate-Festplatten,testberichte-240481-3.html>
83. Roland T.: *Telemedizin und Unternehmensstrategie*, In: Jäckel (Hrsg.) Telemedizinführer Deutschland, Ober-Mörlen, S.84-88 Ausgabe 2005
84. Shiao, Y.H., et al., *Quality of compressed medical images*. J Digit Imaging, 2007. **20**(2): p. 149-59. 93
85. Gevantmakher M., Meinel Chr.: *Medizinische Bildverarbeitung – eine Übersicht*, Forschungsbericht Nr. 04-3, Institut für Telematik, Universität Trier
86. Savcenko, V., Erickson, B. J., Persons, K. R., Campeau, N. G., Huston, J., 3rd, Wood, C. P., and Schreiner, S. A. *An evaluation of JPEG and JPEG 2000 irreversible compression algorithms applied to neurologic computed tomography and magnetic resonance images*. Joint Photographic Experts Group. J Digit Imaging, 13: 183-185, 2000.
87. Slone, R.M., et al., *Assessment of visually lossless irreversible image compression: comparison of three methods by using an image-comparison workstation*. Radiology, 2000. 215(2): p. 543-53.
88. Suryanarayanan, S., et al., *Detection of simulated lesions on data-compressed digital mammograms*. Radiology, 2005. **236**(1): p. 31-6.
89. Wollenweber, T. and M. Freund, *[Is telemammography an option for screening programs?--A phantom study]*. Rofo, 2005. **177**(9): p. 1284-9.
90. Taubmann, D.S. and M. Marcellin, *Jpeg2000: Image Compression Fundamentals, Standards and Practice*. 2001: Kluwer International Series in Engineering & Computer Science.
91. Menn, R., „JPEG2000: Das neue Format für Bilder“, In TecChannel. 2000.
92. Bruckmann A., Uhl A.: *Ein Vergleich von Wavelet und JPEG basierten selektiven Methoden im Bereich der medizinischen Bildkompression*. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen - Systeme - Anwendungen. S. 216-220. Springer-Verlag, 1999
93. Taubman D. S., Marcellin M.: *Jpeg2000: Image Compression Fundamentals, Standards and Practice*, Kluwer International Series in Engineering & Computer Science, ISBN978-0792375197, Kluwer Academic Publishers Verlag, November 2001
94. Wagner, P.: *Farbmanagement, Grundlagenwissen Bildbearbeitung*, Fa.: ScanDig, Unterhaching, <http://www.filmscanner.info/Farbtiefe.html>, letzter Zugriff 04.01.2010

95. Zheng, B., et al., *Applying computer-assisted detection schemes to digitized mammograms after JPEG data compression: an assessment*. Acad Radiol, 2000. **7**(8): p. 595-602.
96. Sung, M.M., et al., *Clinical evaluation of compression ratios using JPEG2000 on computed radiography chest images*. J Digit Imaging, 2002. **15**(2): p. 78-83.
97. Savcenko, V., et al., *An evaluation of JPEG and JPEG 2000 irreversible compression algorithms applied to neurologic computed tomography and magnetic resonance images*. Joint Photographic Experts Group. J Digit Imaging, 2000. **13**(2 Suppl 1): p. 183-5.
98. Loose, R., et al., [*Compression of digital images in radiology - results of a consensus conference*]. Rofo, 2009. **181**(1): p. 32-7.
99. Liang, Z., et al., *Effects of different compression techniques on diagnostic accuracies of breast masses on digitized mammograms*. Acta Radiol, 2008. **49**(7): p. 747-51.
100. Lee, K.H., et al., *Irreversible JPEG 2000 compression of abdominal CT for primary interpretation: assessment of visually lossless threshold*. Eur Radiol, 2007. **17**(6): p. 1529-34.
101. Kotter, E., et al., *Evaluation of Lossy data compression of chest X-rays: a receiver operating characteristic study*. Invest Radiol, 2003. **38**(5): p. 243-9.
102. Koff, D., et al., *Pan-Canadian evaluation of irreversible compression ratios ("lossy" compression) for development of national guidelines*. J Digit Imaging, 2009. **22**(6): p. 569-78.82. Koff, D., et al., *Pan-Canadian Evaluation of Irreversible Compression Ratios ("Lossy" Compression) for Development of National Guidelines*. J Digit Imaging, 2008.
103. Kocsis, O., et al., *Visually lossless threshold determination for microcalcification detection in wavelet compressed mammograms*. Eur Radiol, 2003. **13**(10): p. 2390-6.
104. Erickson, B.J., *Irreversible compression of medical images*. J Digit Imaging, 2002. **15**(1): p. 5-14.
105. Chan, H.P., et al., *Image compression in digital mammography: effects on computerized detection of subtle microcalcifications*. Med Phys, 1996. **23**(8): p. 1325-36.
106. Bajpai, V., et al., *Differences in compression artifacts on thin- and thick-section lung CT images*. AJR Am J Roentgenol, 2008. **191**(2): p. W38-43.
107. Veldkamp, W.J. and N. Karssemeijer, *Accurate segmentation and contrast measurement of microcalcifications in mammograms: a phantom study*. Med Phys, 1998. **25**(7 Pt 1): p. 1102-10.
108. Stines, J., et al., [*Image quality and optical density in mammography: study on phantoms*]. J Radiol, 1998. **79**(4): p. 331-5.
109. Norrman, E., H. Geijer, and J. Persliden, *Optimization of image process parameters through factorial experiments using a flat panel detector*. Phys Med Biol, 2007. **52**(17): p. 5263-76.
110. Norrman, E., et al., *A clinical evaluation of the image quality computer program, CoCIQ*. J Digit Imaging, 2005. **18**(2): p. 138-44. 94
111. Mochizuki, Y., S. Abe, and K. Yamaguchi, [*Estimation of appropriate dose for computed radiography by the threshold value of the image quality figure*]. Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2009. **65**(4): p. 430-7
112. Mayo, P., et al., *Study of digital mammographic equipments by phantom image quality*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006. **1**: p. 1994-6.

113. Katou, T., et al., [Low contrast detectability of a new CR system with two-sided reading]. Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2003. 59(3): p. 410-5.
114. Imai, K., et al., Fractal-feature distance as a substitute for observer performance index in contrast-detail examination. Eur J Radiol, 2008. 67(3): p. 541-5.
115. Ideguchi, T., et al., [Image quality and detection performance of a direct digital radiography system]. Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2006. 62(3): p. 425-33.
116. Ideguchi, T., et al., [Full-field digital mammography with amorphous silicon-based flat- panel detector: physical imaging characteristics and signal detection]. Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2004. 60(3): p. 399-405.
117. Fischbach, F., et al., Comparison of indirect CsI/a:Si and direct a:Se digital radiography. An assessment of contrast and detail visualization. Acta Radiol, 2003. 44(6): p. 616-21.
118. Blendl, C., A.C. Schreiber, and H. Buhr, [Results of an automatic evaluation of test images according to PAS 1054 and IEC 6220-1-2 on different types of digital mammographic units]. Rofo, 2009. 181(10): p. 979-88.
119. Thijssen, M.A., et al., *Quality analysis of DSA equipment*. Neuroradiology, 1988. **30**(6): p. 561-8.
120. Abella H.A., *Telemammography over Internet proves feasible, cost-effectiv*, Report from ARRS: 14.4.08
121. The Royal College of Radiologists: The adoption of lossy image data compression for the purpose of clinical interpretation, "www.rcr.ac.uk/docs/radiology/pdf/IT_guidance_lossyApr08.pdf". Letzter Zugriff 19.12.2008.
122. Hamann, K: *Möglichkeiten und Grenzen der Telepathologie in der Fetalpathologie*. Dissertationsschrift, Institut für Pathologie an der Charite, Berlin, 2002
123. Marshall, N.W., *A comparison between objective and subjective image quality measurements for a full field digital mammography system*. Phys Med Biol, 2006. **51**(10): p. 2441-63.
124. Thomas, J.A., et al., *Contrast-detail phantom scoring methodology*. Med Phys, 2005. **32**(3): p. 807-14.
125. Gebel M., Bleck J., Schmitt K.-J., Breitkopf P., Sutcliffe P.: *Photopic Ultrasound Imaging – Ein adaptives Verfahren basierend auf unserer Sehphysiologie*, electromedica 68 (2000) Heft1
126. Heywang-Köbrunner, S.H., Schreer I, et al: *Digitale Mammographie in Bildgebende Mammadiagnostik*, 2. Auflage, S.92-93, Thieme Verlag Stuttgart, 2003 (ISBN 3-13-101182-3)
127. Mantiuk, R.: *High-fidelity imaging: the computational models of the human visual system in high dynamic range video compression, visible difference prediction and image processing*, Dissertationsschrift, Universität Saarland in Zusammenarbeit mit dem Max-Planck-Institut, 10.07.2007 URN: urn:nbn:de:bsz:291-scidok-12019
128. Kiening H.: *System zur Beschreibung der objektiven Bildgüte digitaler Filmbelichter*, Dissertationsschrift, Cottbus 2002
129. M.Yip, D. Rodriguez, E. Lewis, K. Wells and K.C. Young. *A Simulation Framework for the Comparison of Digital Mammography Imaging Technology*, 131.227.76.230 IEEE Nuclear Science, 2007
130. Yip M., Chukwu W., Kottis E., Lewis E., Oduko J. M., Gundogdu O., Young K. C. and Wells K., *Automated scoring method for the CDMAM phantom*. SPIE Medical Imaging Proceedings, Orlando, USA, 2009; 7263: 72631A-72631A-10.

131. Hayes E., Loose R.: „*Compression shrinks digital mammograms down to practical size*“, Pressemitteilung, ECR 09.03.2007
132. Lenzen, H.: *Qualitätssicherung im Deutschen Mammographie-Screening, AGD (mittlere Parenchymdosis) am PAS-Prüfkörper: 105 Geräte in 42 Screeningeinheiten (80% aller im Screening eingesetzten Geräte) Durchschnittlich ermittelte Werte: CR:1,7mGy, DR: 1,4mGy, Röntgns scanner 1,0mGy*: Fortschr Röntgenstr 2007;179 DOI:10.1055/s-2007-976771
133. SCHREER, I.: *Auswertung der bisherigen Mammographie - Screening - Studien in Europa und in Nordamerika*. Radiologe 2001; 41: 344-351. Springer Verlag Berlin/Heidelberg
134. Zertifizierungsstelle für Mamma-Screening. Letzter Zugriff 5.01.2010 <http://www.onkozeit.de>,

Für Felix

Mein Dank gilt Felix, meinem Studienkollegen und Initiator dieser Arbeit für die er mich bei einem unser selten gewordenen Treffen begeistern konnte. Nach einem ernsthaften Versuch einen Doktorgrad während meiner Studienzzeit zu erwerben, den ich nach vier Jahren mit dem Weggang des Doktorvaters abgebrochen hatte, wollte ich ursprünglich keinen weiteren Anlauf unternehmen. Schon gar nicht eine Dissertation über eine räumliche Distanz von rund 1000 km. Noch zu stark waren die Erinnerungen an die fehlende Betreuung und die x-fachen Termine, die nicht stattgefunden haben oder nicht produktiv waren. Wenn da nicht die kleine geniale Idee aus dem Kopf von Felix gewesen wär. Ein Problem, was nicht nur Felix beschäftigt hat, sondern auch mir alltäglich in der Mammographie begegnet: Die Bildqualität und die damit verbundene Frage: Gibt es einen verlässlichen technischen Parameter, der mir sagt, ob ein digitales Bild gut oder schlecht ist? Wenn es diesen geben würde, dann könnte man digitale Mammographiebildern stärker als bisher verkleinern und dabei auf Bildinhalt verzichten, oder die Dosis für die Patientin reduzieren bis man einen anerkannten Schwellenwert erreicht. Viele Studien haben sich mit dem Thema Bildqualität beschäftigt aber keine verlässliche Richtschnur geliefert.

Die Idee, wie man genau diese Fragen beantworten könnte, erschien mir dann geradezu genial, weil absolut simpel. Man nehme eine etablierte technische und europaweit anerkannte Methode, um die Bildqualität von Mammographiebildern zu bestimmen und experimentiere mit den gängigen Parametern Dosis und Schichtdicke. Dann nehme man einen ebenso bekannten und etablierten Datenkompressionsalgorithmus und prüfe die Bilder erneut, um den unteren technischen Schwellenwert der Bildqualität zu finden. Das mußte und hat auch funktioniert.

So habe ich mich im fortgeschrittenen Alter und über die geographische Distanz doch noch an eine Dissertation gewagt und Dank Internet und mit Felix großzügiger Unterstützung auch abgeschlossen.

Jessica

Erklärung

„Ich, Jessica Barbara Miller, erkläre, daß ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:

„Evaluation des Einflusses von Dosis und Schichtdicke auf die verlustbehaftete JPEG 2000 Kompression in der digitalen Mammographie unter Verwendung von 600 Aufnahmen des CDMAM Phantoms“

selbst verfaßt und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfaßt und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum 23.09.2010

Unterschrift

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.