

Aus der Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der
Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

**Analyse zur Auswirkung der irreversiblen Wavelet-Kompression (JPEG2000)
auf CT Bildverarbeitungs- und Darstellungsalgorithmen**

D i s s e r t a t i o n
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
vorgelegt von

Conrad Friedrich Friese
aus Worms

Mainz, 2014

Wissenschaftlicher
Vorstand:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 22.07.2014

Inhalt

Inhalt.....	I
Abkürzungsverzeichnis	IV
Abbildungsverzeichnis.....	VI
Tabellenverzeichnis	VII
1 Einleitung.....	1
2 Literaturdiskussion	3
2.1 Rasante Zunahme anfallender Daten in der medizinischen Bildgebung.....	3
2.2 Datenkompression	4
2.2.1 Grundlegende Verfahren der Bilddatenkompression	6
2.2.2 Verlustfreie und verlustbehaftete Datenkompression	7
2.2.3 Funktionsweise der Bilddatenkompression	7
2.2.4 Maßeinheit der Kompression	9
2.3 Die Kompressionsverfahren JPEG und JPEG2000	10
2.3.1 JPEG: Beschreibung und Funktionsweise	11
2.3.2 JPEG2000: Beschreibung und Funktionsweise	12
2.3.3 Stellenwert in der medizinischen Bildgebung, Leistungsvergleich	14
2.3.4 3D-JPEG2000.....	15
2.4 Einfluss von verlustbehafteter Kompression auf medizinische Bilder	15
2.4.1 Artefakte und Einfluss des zugrunde liegenden Bildmaterials.....	15
2.4.2 Methoden zur Bestimmung der Bildqualität.....	17
2.4.3 Ermittlung der maximale Kompressionsrate.....	19
2.4.4 Aktuelle Empfehlungen	21
2.4.5 Weiterentwicklung und Zukunftsperspektive	23
2.5 Irreversibler Datenkompression im radiologischen Arbeitsablauf	24

2.6	Auswirkung von verlustbehafteter Bilddatenkompression auf computergestützte Weiterverarbeitung	26
2.6.1	Postprocessing und Funktionelle Bildgebung	26
2.6.2	Studienlage zum Einfluss verlustbehafteter Kompression auf Postprocessing ...	27
3	Material und Methoden.....	31
3.1	Bildmaterial und Auswahl der Postprocessing-Algorithmen	31
3.2	Anonymisierung und Kompression.....	33
3.3	Verwendete Materialien.....	33
3.4	3D-Volume rendering	34
3.5	Computer assistierte Detektion (CAD) von Lungenrundherden.....	37
3.6	Automatisierte Volumetrie von Leberrundherden.....	38
3.7	Funktionelle Bildgebung des Herzens.....	38
4	Ergebnisse	41
4.1	3D-Volume rendering	41
4.2	Computer assistierte Detektion (CAD) von Lungenrundherden.....	42
4.3	Automatisierte Volumetrie von Leberrundherden.....	44
4.4	Funktionelle Bildgebung des Herzens.....	46
5	Diskussion.....	49
5.1	Bewertung der aktuellen Studienlage	49
5.2	Praktischer Einsatz irreversibler Bilddatenkompression, rechtliche Bedenken ...	49
5.3	Offene Fragen.....	51
5.4	Interpretation der Ergebnisse	52
5.4.1	3D-Volume rendering	52
5.4.2	Computer assistierte Detektion von Lungenrundherden	54
5.4.3	Automatisierte Volumetrie von Leberrundherden	56
5.4.4	Funktionelle Bildgebung des Herzens	57

5.4.5	Limitationen.....	58
5.4.6	Zusammenfassung der Ergebnisse und Vergleich mit aktuellen Empfehlungen .	59
5.4.7	Allgemeine Aussagekraft der Ergebnisse	60
5.5	Verortung der Einflussgrenze von Kompression auf Postprocessing.....	62
5.6	Postprocessing und Bilddatenkompression im radiologischen Arbeitsablauf	63
5.7	Testsetting für Kompressionstoleranz	64
5.8	Ablösung der CR durch die PSNR und Folgen für Postprocessing.....	65
5.9	Adaptive Berechnung der CR und Folgen für Postprocessing	65
5.10	Unzureichend untersuchte Einflussfaktoren auf die Kompressionstoleranz	66
5.11	Einflussfaktoren der Kompressionstoleranz und Postprocessing.....	67
5.12	Konklusion	68
6	Zusammenfassung	70
7	Literaturverzeichnis	72
8	Anhang	79
	Danksagung.....	i
	Lebenslauf.....	ii

Abkürzungsverzeichnis

AC.....	Alternating current
AIP.....	Average intensity projection
Bpp.....	Bits per pixel
CAD.....	Computer assistierte Detektion
CAR.....	Canadian Association of Radiologists
CDF.....	Cohen-Daubechies-Feauveau-Wavelet
CR.....	Kompressionsrate
CT.....	Computertomographie
CTA.....	CT-Angiographie
DC.....	Discrete current
DCT.....	Diskrete Kosinustransformation
DICOM.....	Digital Imaging and Communications in Medicine
DIN.....	Deutsches Institut für Normung
DRG.....	Deutsche Röntgengesellschaft
EKG.....	Elektrokardiographie
ESD.....	Equivalent spherical diameter
ESR.....	European Society of Radiology
fMRI.....	Functional magnetic resonance imaging
FOV.....	Field of view
Ghz.....	Gigahertz
HDR-VDP.....	High Dynamic Range Visual Difference Predictor
HVS.....	Human Visual System
ICC.....	Intra-Klassen Korrelationskoeffizient
IEC.....	International Electrotechnical Commission
ISO.....	International Organisation for Standardization
JND.....	Just-noticeable Difference
JPEG.....	Joint Photographic Expert Group
JPEG-LS.....	JPEG-lossless
LE.....	Lungenembolie
MAE.....	Mean absolute error
MIP.....	Maximumintensitätsprojektion
MOS.....	Mean opinion score
MPR.....	Multiplanare Rekonstruktion
MSE.....	Mean square error
MS-SSIM.....	Multiscale-structural similarity index
PACS.....	Picture Archiving and Communication System
PET.....	Positronen-Emissions-Tomographie
PSNR.....	Peak-signal-to-noise ratio
pv.....	portalvenös
Q.....	Qualitätsfaktor
RCR.....	Royal College of Radiologists
RECIST.....	Response Evaluation Criteria in Solid Tumors
ROC.....	Receiver operating characteristic
ROI.....	Region of interest
SNR.....	Signal-to-noise ratio
SPECT.....	Einzelphotonen-Emissions-CT

SPIHT..... Set partitioning in hierarchical trees
SSD Shaded surface displays
SSIM Structural similarity index
UPMC..... University of Pittsburgh
VLT Visually lossless threshold
vPSNR..... Visual peak-signal-to-noise ratio
WHO World Health Organisation

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Bilddatenkompression	5
Abbildung 2: Methoden der Datenkompression.....	6
Abbildung 3: Funktionsweise von Bilddatenkompression	7
Abbildung 4: Transformation und Quantisierung des JPEG-Algorithmus	11
Abbildung 5: 2-fache Wavelet-Transformation.....	12
Abbildung 6: Reihenfolge des Einflusses von zunehmender Kompression	20
Abbildung 7: Workflow Bildakquirierung	24
Abbildung 8: Beispiel HDR-VDP	36
Abbildung 9: Box-plot PSNR	41
Abbildung 10: CAD - Balkendiagramme	42
Abbildung 11: Volumetrie - Volumenausmessung.....	44
Abbildung 12: Volumetrie - ESD	44
Abbildung 13: Volumetrie - RECIST	44
Abbildung 14: Volumetrie - WHO.....	44
Abbildung 15: funktionelle Bildgebung - Ejektionsfraktion.....	47
Abbildung 16: funktionelle Bildgebung - End-diastolisches Ventrikelvolumen	47
Abbildung 17: funktionelle Bildgebung - End-systolisches Ventrikelvolumen.....	47
Abbildung 18: funktionelle Bildgebung - Schlagvolumen	47
Abbildung 19: 3D-Darstellung - Beispiel.....	52
Abbildung 20: CAD - Beispiel	55
Abbildung 21: Volumetrie - Beispiel.....	56
Abbildung 22: Ausgemessener Ventrikel	57

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Steigende Datenmengen an der Universitätsmedizin Mainz (2).....	3
Tabelle 2: Empfohlene Kompressionsraten bei verlustbehafteter Bilddatenkompression (3).....	22
Tabelle 3: Studienlage - Einfluss von Kompression auf Postprocessing.....	29
Tabelle 4: Studienlage - Vergleich mit aktuell empfohlenen Kompressionsraten.....	30
Tabelle 5: Parameter der CT-Untersuchungen.....	32
Tabelle 6: Interpretation ICC (89).....	38
Tabelle 7: Ergebnisse PSNR	41
Tabelle 8: CAD - Kreuztabellen	43
Tabelle 9: CAD - Ergebnisse McNemar-Test.....	43
Tabelle 10: Volumetrie - Deskriptive Statistik.....	45
Tabelle 11: Volumetrie - ICC.....	45
Tabelle 12: funktionelle Bildgebung - Fehlerhafte Messungen, McNemars-Test.....	46
Tabelle 13: funktionelle Bildgebung - Deskriptive Statistik.....	46
Tabelle 14: funktionelle Ergebnisse - Ergebnisse ICC.....	48
Tabelle 15: Ergebnisse im Vergleich mit den aktuellen Empfehlungen.....	59
Tabelle 16: Zusammenfassung - Einfluss von Kompression auf Postprocessing	60

1 Einleitung

In kaum einem Sektor der Medizin macht sich der technische Fortschritt so bemerkbar wie in der medizinischen Bildgebung. Ein erhöhter Ressourcenverbrauch ist die Folge dieses Fortschrittes, was sich in zunehmenden Datenmengen widerspiegelt. Die anfallenden Datenvolumen medizinischer Aufnahmen steigen von Jahr zu Jahr so stark, dass von einer „Datenexplosion“ gesprochen wird. Dies führt zu steigenden Kosten für Speicher- und Netzwerkinfrastruktur radiologischer Einrichtungen. Hinzu kommt, dass die großen Datenmengen unhandlich bei der Übertragungen innerhalb und außerhalb von Kliniken und Praxen sind, vor allem an teleradiologische oder eHealth-Anwendungen ist dabei zu denken.

Der Schlüssel zur Entschärfung dieser Entwicklung könnte in der Verwendung von Bilddatenkompression liegen, wie man sie beispielsweise schon aus der Digitalfotographie der 90iger Jahren verwendet. Dabei lässt sich die Bilddatenkompression grob in verlustfrei, reversibel und verlustbehaftet, irreversibel einteilen. Die irreversible Datenkompression ist mit einem nicht umkehrbaren Verlust an Bildinformation verbunden und dadurch um ein Vielfaches potenter als die reversible Kompression. Dabei wird vor allem für die Darstellung nicht erforderliche Bildinformation verworfen. Im besten Falle ist die irreversible Kompression für einen menschlichen Betrachter visuell nicht wahrnehmbar. Sie kann aber bei stärker Kompression zu Bildartefakten führen, welche die Darstellung eines Bildes verändern können, bis hin zur Unkenntlichkeit.

Die irreversible Bilddatenkompression konnte sich in zahlreichen Studien der letzten 10 Jahre als adäquate Antwort auf die stetige Zunahme an Daten darstellen. Dabei haben sich vor allem die weit verbreiteten Kompressionsalgorithmen JPEG und JPEG2000 als geeignet erwiesen, ohne dass sich einer der beiden dem anderen in der Kompressionsleistung deutlich überlegen zeigen konnte. In letzter Zeit wurde in Studien zur irreversiblen Kompression allerdings zunehmend JPEG2000 verwendet, begründet durch seine einfachere Handhabung und die Bereitstellung von Zusatzfunktionen.

Aktuell existieren mehrere Empfehlungen zum praktischen Einsatz irreversibler Kompression von verschiedenen nationalen und internationalen Organisationen. Diese Empfehlungen beinhalten Angaben zum zulässigen Maß an Kompression, welches sich je nach Untersuchung und Organ unterscheidet. Abhängig von ihrer Konfiguration können Bilder mehr oder weniger

tolerant für Bilddatenkompression sein. Grundlage der Empfehlungen ist die diagnostische Gleichwertigkeit der Bilder vor und nach Kompression.

Die in Deutschland durch die Deutsche Röntgengesellschaft (DRG) publizierten Empfehlungen zur irreversiblen Bilddatenkompression haben explizit berücksichtigt, dass das empfohlene Maß an Kompression den Anforderungen zur Auszeichnungspflicht nach § 28 RÖV entsprechen. Sie sind im internationalen Vergleich eher moderat und sollen somit die Grundlage für den sicheren praktischen Einsatz in Deutschland darstellen. Trotzdem hat die irreversible Bilddatenkompression aufgrund rechtlich-ethischer Bedenken in Deutschland noch keine breite Anwendung erfahren. Ihr Einsatz beschränkt sich momentan lediglich auf Studienzwecke.

Zur fehlenden Akzeptanz trägt auch die Unklarheit über die Auswirkung von irreversibler Kompression auf Nach- und Weiterverarbeitung, wie Segmentierung, Volumetrie oder 3D-Darstellung medizinischer Bilder bei. Bis jetzt existieren nur wenige Studien die diesen Aspekt untersuchen. Die aktuelle Studienlage soll durch die Untersuchung weiterer Nach- und Weiterverarbeitungsalgorithmen nach Verwendung des Kompressionsalgorithmus JPEG2000 erweitert werden.

2 Literaturdiskussion

2.1 Rasante Zunahme anfallender Daten in der medizinischen Bildgebung

Seit der Umstellung auf digitale Akquirierung, Bearbeitung und Speicherung von radiologischen Aufnahmen steigen die anfallenden Datenmengen kontinuierlich an. Ursächlich hierfür sind allgemeine Faktoren wie die Zunahme an komplexer Diagnostik in einer alternden Gesellschaft, gesteigerte Effektivität mit zunehmenden Patientenzahlen sowie medizinischer und technischer Fortschritt. Bei letzterem fallen vor allem die höhere Auflösungen der einzelnen Bilder und die Zunahme an Bildern pro Volumen bei Schichtaufnahmen ins Gewicht. Auch funktionelle Bildgebung ist für ein rasantes Anwachsen der Datenmenge verantwortlich. Zu unterschiedlichen Zeitpunkten werden Aufnahmen eines Organs gemacht, um dessen physiologische Aktivität zu beurteilen. So entstehen gleich mehrere Aufnahmen pro Patient. Zudem werden durch die computergestützte Weiterverarbeitung zusätzliche Daten erhoben (ausgemessene Volumina, 3D-Rekonstruktionen, etc.). Das University of Pittsburgh Medical Center (UPMC) bezifferte den jährlichen Zuwachs an Studien auf ca. 5% pro Jahr. Zusätzlich nahm das durchschnittliche Datenvolumen pro Studie um 5 – 8 % jährlich zu (1). An der Universitätsmedizin Mainz nahm die Zahl der Studien sogar um durchschnittlich 17% zu, die Anzahl der Einzelbilder sogar um durchschnittlich ca. 60% (siehe Tabelle 1).

	2005	2006	2007	2008	2009	Ø
Studien/Jahr	173.000	190.000	269.000	281.000	316.000	+17%
Bilder/Jahr	8.940.000	11.099.000	26.204.000	34.428.000	48.295.000	+58%
Bilder/Werktag	36.000	40.000	113.000	145.000	210.000	+67%

Diese starke Zunahme sorgt für erhebliche Kosten bei Anschaffung und Unterhalt der nötigen Infrastruktur. In Deutschland müssen radiologische Aufnahmen 10 Jahre vorgehalten werden (kinderradiologische Aufnahmen sogar noch länger). Aufgrund des Zuwachses und steigender technischer Anforderungen muss die Speicherstruktur stetig erweitert werden. Die beschränkte Lebensdauer der Komponenten macht einen Austausch in regelmäßigen Abständen notwendig, wobei die Migration aufgrund hoher Datenvolumen umständlicher wird.

Gordon Moor stellte 1965 ein Gesetz auf, welches besagt, dass sich die Transistordichte auf Computerchips alle 12-24 Monate verdoppelt ohne erhebliche Mehrkosten in der Produktion zu verursachen. Diese Prognose ist noch immer gültig und lässt sich auch für die Entwicklung der Speicherkapazität auf Massenspeichern (z.B. Festplatten) postulieren. Als Resultat wird Speicherkapazität kontinuierlich billiger. Dieser ökonomisch positive Trend wird allerdings durch die starke Zunahme des Datenvolumens ausgeglichen oder sogar übertroffen. (3)

Neben der Speicherung ist auch die Transferierung großer Datenmengen problematisch. Innerhalb radiologischer Einrichtungen ist für den Transfer zwischen Aufnahmequelle, Arbeitsplatz/Kurzzeitspeicher und Archiv meist ausreichend Netzwerkbandbreite vorhanden. Beim Transfer von Bilddaten zwischen Kliniken oder Arztpraxen, oder zu anderen Fachabteilungen großer Kliniken, sieht dies jedoch anders aus. Hier macht sich die beschränkte Bandbreite durch lange Ladezeiten bemerkbar, die besonders bei Notfällen nicht akzeptabel sind. Eine Herausforderung sind große Datenmengen auch bei der Befundung fernab des Untersuchungsortes (Teleradiologie) oder bei eHealth-Anwendungen wie der Voransicht von Aufnahmen auf mobilen Endgeräten.

Die kontinuierlich anwachsende Menge an Daten wirft diverse Probleme auf. Die Beschäftigung mit Methoden und Verfahren zur Verminderung des Datenvolumens ist naheliegend und führte zu direkter und langfristiger Kostenreduktion, kürzeren Transferzeiten, besserer Kommunikation und kürzeren Arbeitsabläufen.

2.2 Datenkompression

Ein geeignetes Werkzeug diesem Problem entgegenzutreten ist Bilddatenkompression. Dabei wird die Bildinformation bei annähernd vollständiger oder vollständiger Rekonstruierbarkeit platzsparender gespeichert.

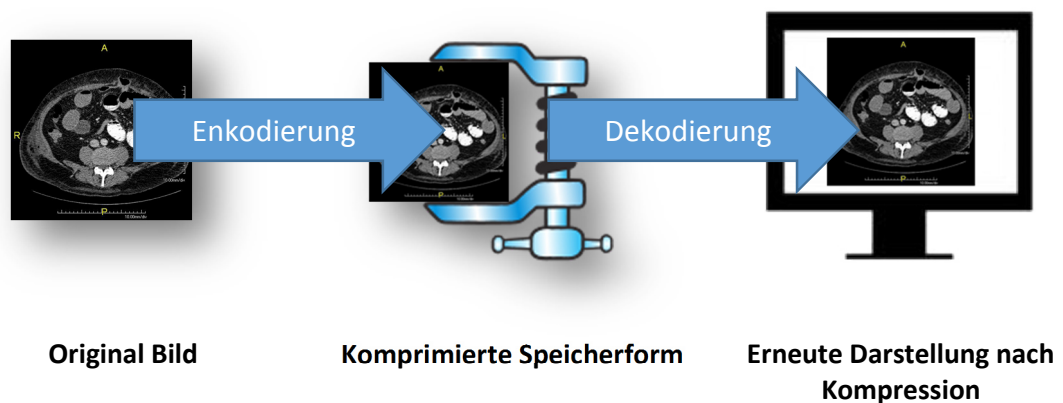


Abbildung 1: Bilddatenkompression

Die Information eines Bildes wird durch die verschiedenen Schritte eines Kompressionsalgorithmus konzentriert (Enkodierung) (siehe Abbildung 1). Dabei entsteht eine Speicherform des Bildes mit geringerem Dateivolumen. Zur Rekonstruktion des Bildes aus dieser Speicherform und zur Ansicht müssen die Schritte des Kompressionsalgorithmus in umgekehrter Reihenfolge wieder durchgeführt werden (Dekodierung). Vor allem bei begrenztem Speicherplatz oder begrenzter Transfermöglichkeit erfahren Bildkompressionsverfahren auch außerhalb medizinischer Bildverarbeitung seit langer Zeit große Anwendung. So zum Beispiel in der digitalen Fotografie oder bei Internetanwendungen. Je nach gewähltem Kompressionsalgorithmus kann dabei das Bilddatenvolumen enorm verkleinert werden. Die Werkzeuge und Methoden existieren also bereits ebenso wie eine große Erfahrung mit deren Umgang.

2.2.1 Grundlegende Verfahren der Bilddatenkompression

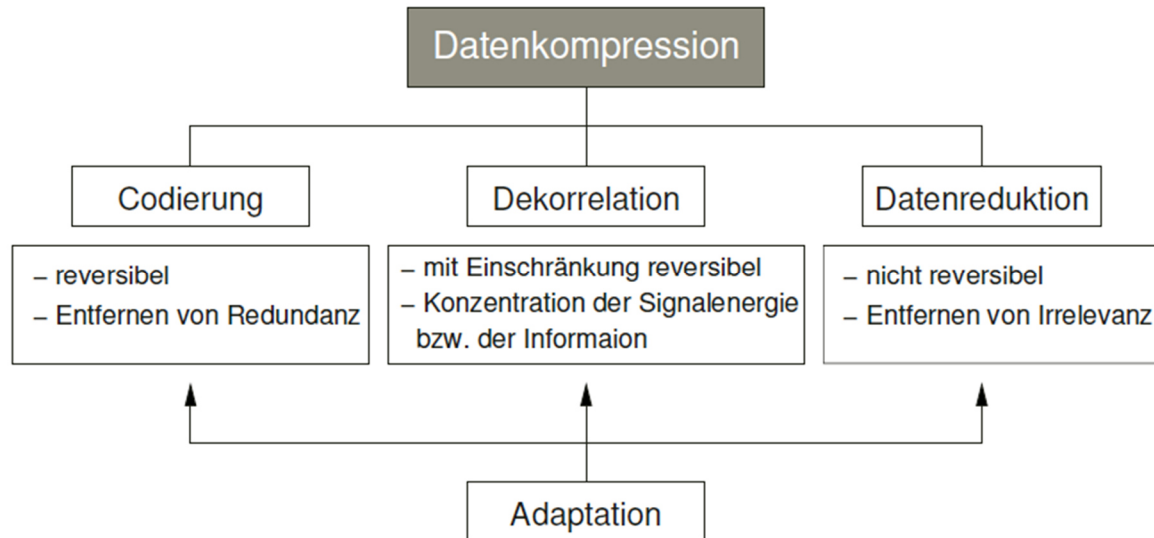


Abbildung 2: Methoden der Datenkompression

Verfahren zur Bilddatenkompression gehören prinzipiell drei großen Kategorien an (siehe Abbildung 2): Kodierung, Dekorrelation und Datenreduktion.

Ein digitales Bild setzt sich aus einzelnen Bildpunkten (Pixel) zusammen, die jeweils einen Farbwert besitzen. Diese kleinste Bildinformation wird bei digitaler Speicherung in Codewörter, bestehend aus 0 und 1, übersetzt. Dieser Übersetzungsvorgang wird als Kodierung (Abbildung 2: links) bezeichnet und kann durch verschiedene Verfahren optimiert werden, so dass ein Bild kürzer kodiert werden kann. Die Diskrepanz zwischen der kürzestmöglichen und der vorliegenden Kodierung wird als Redundanz bezeichnet. Eine Optimierung der Kodierung wird demnach auch als Redundanzreduktion bezeichnet. Dabei wird nur bereits vorhandene Information entfernt und die vollständige Bildinformation erhalten.

Einzelne Bildinformationen können miteinander in Korrelation stehen, beispielsweise benachbarte Pixel in Bildregionen mit ähnlicher Farbe oder Pixel, die einem ähnlichem Frequenzanteil zugerechnet werden können. Dekorrelationsverfahren (Abbildung 2: Mitte) nutzen diese Zusammenhänge aus und verringern so die zu speichernde Bildinformation. Einzelne Verfahren sind mit Rundungsschritten verbunden, die zu einer größeren Leistung des Verfahrens aber auch zu einem tatsächlichen Verlust an Bildinformation führen können.

Ein tatsächlicher Verlust an Bildinformation wird auch durch Datenreduktion (Abbildung 2: rechts) erreicht. Bildinformation kann mehr oder weniger relevant für die Darstellung eines Bildes sein. Kompressionsverfahren, welche mit Datenreduktion arbeiten, versuchen vor allem den für einen menschlichen Betrachter nicht wahrnehmbaren Bildanteil zu verwerfen. Das komprimierte Bild bleibt visuell identisch. Die Herausforderung dabei besteht in der Identifikation dieses irrelevanten Informationsanteils.

2.2.2 Verlustfreie und verlustbehaftete Datenkompression

Durch die geschilderte Funktionsweise lassen sich Kompressionsalgorithmen in zwei Gruppen unterteilen:

- verlustfrei (engl. lossless compression)
- verlustbehaftet (engl. lossy compression)

Die verlustfreie Bilddatenkompression ist komplett reversibel. Es geht keine Bildinformation verloren, komprimiertes Bild und Original sind mathematisch identisch. Es stehen vor allem Kodierungsmethoden im Vordergrund. Die maximal erzielbaren Kompressionsraten liegen bei der reversiblen Bildkompression bei 2:1 bis 3:1 (4). Aufgrund der geringen Effizienz, ist der Nutzen von verlustfreier Bilddatenkompression in der medizinischen Bildgebung eher beschränkt (3). Mit verlustbehafteter Bilddatenkompression lassen sich wesentlich höhere Kompressionsraten erzielen. Zusätzlich zu den verlustfreien Verfahren werden Methoden verwendet die adaptiert an den Signalempfänger (hier der menschliche Betrachter eines Bildes) relevante von irrelevanter Information trennen und durch Rundung die Informationsrepräsentation verkürzen.

2.2.3 Funktionsweise der Bilddatenkompression

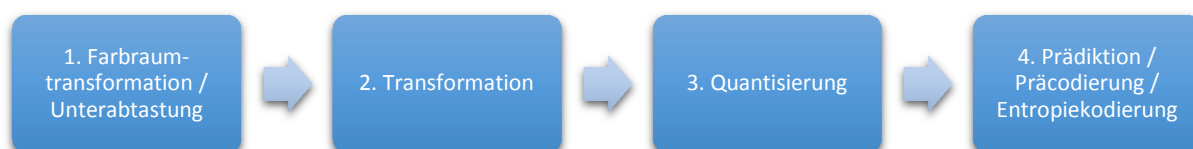


Abbildung 3: Funktionsweise von Bilddatenkompression

Abbildung 3 zeigt den allgemeinen Ablauf aller Kompressionsalgorithmen. Nicht alle Schritte werden in jedem Algorithmus verwendet. Zudem unterscheiden sich die verschiedenen Algorithmen in der Wahl des explizit gewählten Verfahrens. So zum Beispiel verwendet JPEG

eine Diskrete Kosinustransformation (DCT), JPEG2000 basiert hingegen auf einer Wavelet-Transformation.

Die einzelnen Schritte lassen sich wie folgt beschreiben:

1. *Farbraumtransformation und Unterabtastung*: Eine einfache Repräsentation von Bildinformation erfolgt durch die Darstellung im RGB-Farbraum (Rot, Grün, Blau). Dabei erhält jeder Bildpunkt für jede dieser drei Farben einen Wert aus dem sich der Farbton zusammensetzt. Andere Farbräume wie YCbCr verwenden Helligkeit (Luminanz Y) und Farbigeit (Chrominanz Cb und Cr) zur Beschreibung des Farbtone. Da das menschliche Auge empfindlicher für Helligkeitsunterschiede als für Farbunterschiede ist, kann durch Unterabtastung der beiden Chrominanzsignale (jeder zweite Pixel wird verworfen) schon eine deutliche Datenreduktion erzielt werden.

2. *Transformation*: Die Transformation stellt das Kernstück der verlustbehafteten Bilddatenkompression dar. Sinn der Transformation ist es niederfrequente von hochfrequenten Bildanteilen zu trennen. Hohe Frequenzen repräsentieren harte Farbübergänge (zum Beispiel scharf Kanten oder Text). Niedrige Frequenzen spiegeln weiche Farbübergänge wieder. Dabei ist das menschliche Auge viel sensitiver für die Wahrnehmung von Abweichungen in Bildbereichen mit niedrigen Frequenzen. Verändern sich durch Kompression die Farbwerte in einem stark kontrastreichen Bildbereich leicht, bleibt der Eindruck des starken Kontrastes bestehen. Kleine Veränderungen in einer einfarbigen Fläche fallen dagegen stark auf. Die Aufteilung geschieht durch die Umwandlung der örtlich aufgelösten Farbwerte zu Koeffizienten verschiedener Basisfunktionen (JPEG: Diskrete Kosinus-Transformation, JPEG2000: Wavelet-Transformation). Dabei spiegeln große Koeffizienten den niederfrequenten Bildteil wieder. Die Koeffizienten des hochfrequenten Bildanteils liegen nahe bei 0.

3. *Quantisierung*: Die durch die Transformation entstandenen Koeffizienten werden in Intervalle eingeteilt, kleine Koeffizienten mit 0 ersetzt. Das Vorgehen entspricht in etwa einer Rundung der Werte. Dieser Schritt ist essentiell damit die Transformation zu einer Datenreduktion führt. Die Größe der Quantisierungsintervalle ist variabel und kann sich auch adaptiv über verschiedene Wertebereiche verändern und somit der verwendeten Transformationsfunktion angepasst werden. Auch Farbkanäle können einer unterschiedlich

starken Quantisierung unterzogen werden. So können zum Beispiel im YCbCr-Farbraum feinere Quantisierungsintervalle für Luminanz (Y) und gröbere für Chrominanz (Cb und Cr) verwendet werden.

4.1 Präcodierung: Bildpunkte können untereinander in statistischem Zusammenhang stehen.

Die Präcodierung nutzt diese Zusammenhänge aus. Wichtige Vertreter sind:

- Phrasencodierung: Sich oft wiederholende Signalwertfolgen werden durch einen Platzhalter ersetzt.
- Lauflängencodierung: Ein sich oft wiederholender Signalwert wird nur als Wiederholungshäufigkeit gespeichert.
- Bit-Markierung: Kommt ein Signalwert häufig aber nicht hintereinander vor, wird dessen Auftreten in einer binären Liste abgespeichert
- Quadtree-Codierung: Es handelt sich ebenfalls um eine Bit-Markierung. Anstatt einer Liste wird jedoch eine hierarchische Baumstruktur verwendet.

4.2 Prädiktion: Ein Bildpunkt steht in Korrelation zu seinen umgebenen Bildpunkten. Aufgrund dieser Korrelation lässt er sich annäherungsweise schätzen. Nur die Abweichung zu diesem Schätzwert wird gespeichert. Da die Differenzwerte um den Schätzwert verteilt liegen ergibt sich eine Senkung der Entropie. Es lassen sich auch mehrere Prädiktoren pro Bild verwenden, die kontextabhängig ausgewählt werden, beispielsweise verschiedene Prädiktionsalgorithmen für Verläufe und Kanten.

4.3 Entropiecodierung: Kommt in einem Signal jeder Wert gleich oft vor ist der Informationsgehalt jedes Signalwertes gleich groß (geringe Entropie). Ist die Signalwerthäufigkeiten ungleich verteilt, spricht man davon, dass ein Signalwert der oft vorkommt weniger Informationsgehalt hat als ein Signalwert der selten vorkommt. Ziel der Entropiecodierung ist es Signalwerte ihrem Informationsgehalt angemessen zu repräsentieren. Ein oft vorkommender Signalwert erhält ein kurzes Codewort, ein seltener ein langes. So verringert sich die mittlere Länge der Kodierung.

2.2.4 Maßeinheit der Kompression

Als Maß für die Kompression können verschiedene Angaben gemacht werden. Am weitesten verbreitet ist die Angabe der Kompressionsrate (CR). Sie ist der Quotient aus dem

Datenvolumen des originalen Bildes geteilt durch das Datenvolumen nach Kompression (Formel 1).

$$\text{Kompressionsrate } CR = \frac{\text{Datenvolumen (bytes) des Originals}}{\text{Datenvolumen (bytes) nach Kompression}}$$

Formel 1: Kompressionsrate

Daneben ist auch die Angabe der Bitrate R (bbp) üblich. Sie ergibt sich aus dem Datenvolumen des komprimierten Bildes geteilt durch die Anzahl der Pixel (Formel 2).

$$\text{Bitrate } R \text{ (bbp)} = \frac{\text{Datenvolumen (bit)}}{\text{Pixel (px)}}$$

Formel 2: Bitrate

Eine Besonderheit des Kompressionsalgorithmus JPEG ist die Steuerbarkeit über eine Konstante, den Qualitätsfaktor Q) (Q=100 geringer Informationsverlust; Q=1 hoher Informationsverlust). Dieser beeinflusst die Größe der Quantisierungsintervalle und somit das Ausmaß der Kompression. Abhängig vom Bildinhalt korreliert der Q-Faktor unterschiedlich stark mit der Kompressionsrate CR. Aufgrund der ungenauen Aussage und zur besseren Vergleichbarkeit mit anderen Kompressionsverfahren wird daher meist auch bei JPEG die Kompressionsrate CR angegeben.

2.3 Die Kompressionsverfahren JPEG und JPEG2000

Eine breite Auswahl an verlustbehafteten Kompressionsalgorithmen wurde für den Einsatz in der Radiologie vorgeschlagen. Die größte Anzahl an Studien beschäftigte sich jedoch mit den beiden Verfahren JPEG und seinem Nachfolger JPEG2000 der Joint Photographic Expert Group, einem internationalen Komitee aus Bildverarbeitungsexperten (5). Es handelt sich um Normen für den Enkodierungs- und Dekodierungs-Prozess, die Kodierung, das Dateiformates und die Implementierung. Sie gehören zu den bekanntesten Kompressionsverfahren, und finden bereits in vielen Bereichen (wie z.B. Digitalfotographie) Anwendung. JPEG und

JPEG2000 werden in aktuellen Empfehlungen zum Einsatz verlustbehafteter Bilddatenkompression in der Radiologie präferiert (siehe 2.4.4) (3, 6–8).

2.3.1 JPEG: Beschreibung und Funktionsweise

Die 1992 vorgestellte und nach seinem Komitee benannte Norm vereint verlustbehaftete und nicht verlustbehaftete Methoden zur Bilddatenkompression: JPEG (baseline und extended lossy) und JPEG-LS (lossless). Die verlustbehafteten Methoden baseline und extended lossy verwenden als Transformationsfunktion die Diskrete Kosinus Transformation („DCT“), welche 8x8 Pixel große Bildblöcke verarbeitet. Verbreitung erlangte hauptsächlich baseline lossy. Diese ist beschränkt auf die Verarbeitung von Bildern mit einer Farbtiefe von 8bit (12bit bei extended lossy) pro Farbraum. Die nicht verlustbehaftete Methode JPEG-LS verwendet vor allem Prädiktionsverfahren.

Farbwerte eine 8x8 Blockes								Koeffizienten der DCT											
52	55	61	66	70	61	64	73	-415.38	-30.19	-61.20	27.24	56.13	-20.10	-2.39	0.46				
63	59	55	90	109	85	69	72	4.47	-21.86	-60.76	10.25	13.15	-7.09	-8.54	4.88				
62	59	68	113	144	104	66	73	-46.83	7.37	77.13	-24.56	-28.91	9.93	5.42	-5.65				
63	58	71	122	154	106	70	69	-48.53	12.07	34.10	-14.76	-10.24	6.30	1.83	1.95				
67	61	68	104	126	88	68	70	12.12	-6.55	-13.20	-3.95	-1.88	1.75	-2.79	3.14				
79	65	60	70	77	68	58	75	-7.73	2.91	2.38	-5.94	-2.38	0.94	4.30	1.85				
85	71	64	59	55	61	65	83	-1.03	0.18	0.42	-2.42	-0.88	-3.02	4.12	-0.66				
87	79	69	68	65	76	78	94	-0.17	0.14	-1.07	-4.19	-1.17	-0.10	0.50	1.68				
62	65	57	60	72	63	60	82	-416	-33	-60	32	48	-40	0	0				
57	55	56	82	108	87	62	71	0	-24	-56	19	26	0	0	0				
58	50	60	111	148	114	67	64	-42	13	80	-24	-40	0	0	0				
65	55	66	120	155	114	68	70	-42	17	44	-29	0	0	0	0				
70	63	67	101	122	88	60	78	18	0	0	0	0	0	0	0				
71	71	64	70	80	62	56	81	0	0	0	0	0	0	0	0				
75	82	67	54	63	65	66	83	0	0	0	0	0	0	0	0				
81	95	75	54	68	81	81	87	0	0	0	0	0	0	0	0				

DCT
Quantisierung

Abbildung 4: Transformation und Quantisierung des JPEG-Algorithmus

Die Funktionsweise der verlustbehafteten Kompression von JPEG:

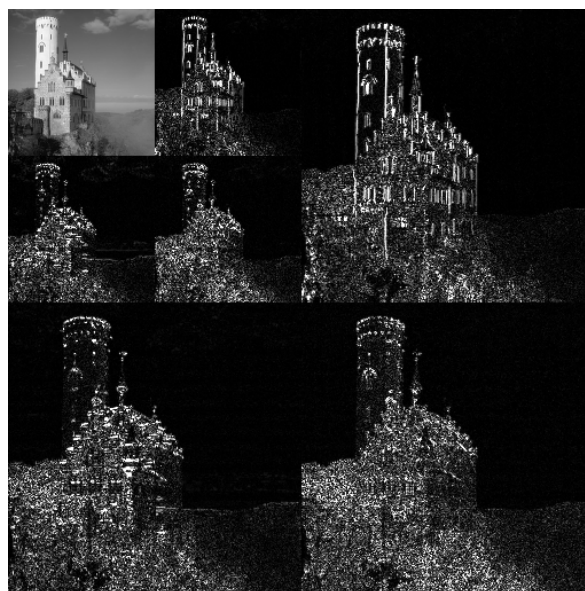
1. Farbraumtransformation in YCbCr und Unterabtastung (s.o.)
2. Das Bild wird 8x8 Pixel große Blöcke aufgeteilt
3. Diskrete Kosinus-Transformation (DCT) (siehe Abbildung 3): Durch die Transformation der 8x8 Blöcke werden die orts aufgelösten Werte in Koeffizienten umgewandelt. Dabei wird die Bildenergie (repräsentiert durch hohe Koeffizienten) in der linken oberen Ecke konzentriert. Dort findet sich vor allem niederfrequenter Bildanteil, welcher am vulnerabelsten für Veränderung ist. Hochfrequenter Bildanteil erhält Koeffizienten nahe Null.
4. Quantisierung: Die durch die Transformation erstellen Koeffizienten werden durch einen Quantisierungswert geteilt und gerundet. Dies führt zum Verschwinden kleiner

Koeffizienten. Der Quantisierungswert kann für sich für jeden Koeffizienten unterscheiden und wird als Quantisierungstabelle gespeichert. In der JPEG Norm ist bereits eine der menschlichen Wahrnehmung angepasste Quantisierungstabelle enthalten.

5. Kodierung: Der erste Koeffizient in der oberen linken Ecke entspricht dem Gleichanteil (engl. discrete current „DC“). Dieser wird mithilfe von Prädiktionsverfahren kodiert. Die anderen Koeffizienten (engl. alternating current „AC“) werden mithilfe einer Lauflängenkodierung kodiert. Zum Schluss findet eine Huffman-Kodierung statt.

2.3.2 JPEG2000: Beschreibung und Funktionsweise

Im Jahre 2000 wurde die Norm JPEG2000 von der Joint Photographic Expert Group vorgestellt. Im Gegensatz zu seinem Vorgänger beruht JPEG2000 auf einer Wavelet-Transformation. Ein weiterer Unterschied ist die Variabilität des verarbeiteten Bildblockes, dieser ist nicht auf 8×8 Pixel beschränkt und kann eine beliebige Größe annehmen. Der Algorithmus unterstützt sowohl verlustbehaftete als auch nicht verlustbehaftete Kompression. Der Unterschied liegt dabei in der verwendeten Wavelet Transformation. (Cohen-Daubechies-



© Alessio Damato / CC BY-SA 3.0

Abbildung 5: 2-fache Wavelet-Transformation

Feauveau-Wavelet „CDF“ $9/7$ bei irreversibler und CDF $5/3$ bei reversibler Kompression). JPEG2000 besitzt einige Alleinstellungsmerkmale gegenüber JPEG. Es unterstützt nativ Bilder mit einer Farbtiefe bis 16 Bit pro Farbraum, wie sie bei CT-Aufnahmen entstehen. Mittels unterschiedlicher Quantisierungsstärke der Teilbilder (s.u.) lassen sich Bildregionen schwächer komprimieren als andere. Diese sog. Region of interest wird somit bevorzugt und behält eine bessere Bildqualität als das restliche Bild. Progressive Decodierung nach Bildqualität erlaubt die Anzeige eines Bildes mit schlechter Bildqualität am Anfang des Decodierungsprozesses und eine Zunahme der Bildqualität im Laufe der Decodierung. Dies ist sogar progressiv bis zu einem nicht verlustbehafteten Bild möglich. 2008 wurde die Fähigkeit

hinzugefügt dreidimensionale Schichtbilder mit Ausnutzung der Korrelation zwischen den Schichten zu komprimieren.

Die Funktionsweise von JPEG2000:

1. Einteilung in Teilbilder beliebiger Größe. Der spätere Quantisierungsschritt (siehe 3.) kann für jedes Teilbild einzeln festgelegt werden. So entsteht die Möglichkeit bestimmte Bildbereiche schwächer zu komprimieren als andere (Region of interest).
2. Transformation: Durch Hoch- und Tiefpassfilterung mittels Wavelet-Transformation werden Bildinformationen gefiltert. Es entsteht ein Bild mit niedrigerem Informationsgehalt und mehrere Bilder mit den gefilterten Bildinformationen, auch als „Subbänder“ bezeichnet. (siehe Abbildung 5) Im Allgemeinen werden Subbänder für horizontale, vertikale und diagonale Bildinhalte angelegt. Die Wavelet-Transformation wird mehrfach hintereinander durchgeführt.
3. Quantisierung: (siehe 2.2.3) Die Quantisierungstabelle wird für jedes Subband adaptiv berechnet um ein optimales Ergebnis zu erzielen und kann außerdem für jedes Teilbild angepasst werden. Einflussfaktoren sind die Dynamik des Subbandes und die Farbtiefe des Bildes, so dass informationsreichere Subbändern bevorzugt werden.
4. Kodierung: Die quantisierten Subbänder werden in Bezirke (engl. precincts) mit gleicher örtlicher Lokalisation im Ausgangsbild unterteilt. Eine weite Unterteilung erfolgt in sog. Code-Blocks. Die Koeffizienten in den entstandenen Code-Blocks werden nun nach dem „most significant bit“-Prinzip mittels einer Kontext-basierten binären arithmetischen Kodierung (MQ-Coder) kodiert. Dabei werden die den Koeffizienten kodierenden Bits in drei Gruppen unterteilt. Signifikante Bits mit hohem Informationsgehalt über den Koeffizienten, insignifikante Bits in der unmittelbarer Nachbarschaft und nicht signifikante Bits. Die so aufgeteilten Bits werden in sog. Paketen für einen Bezirk zusammengefasst. Es entstehen also Pakete mit unterschiedlichem Informationsgehalt. Pakete einer Kategorie werden nun für alle Subbänder in sog. Ebenen gebündelt. Dieses Vorgehen erlaubt eine progressive Übertragung der Ebenen. Die erste Ebene beinhaltet ein grobes Bild, das sich mit jeder weiteren Ebene verfeinert.

2.3.3 Stellenwert in der medizinischen Bildgebung, Leistungsvergleich

Die Intention von JPEG2000 war es durch intelligente Kompressionsmethoden JPEG sowohl in der Kompressionsleistung (9) als auch in Funktionsumfang und Bedienbarkeit (s.o.) zu überbieten ohne dabei die Komplexität des Verfahrens unnötig zu steigern. Für den Einsatz in der medizinischen Bildgebung sind beide Verfahren Gegenstand vieler Untersuchungen. Obwohl der Wunsch zur Einigung auf ein Verfahren besteht (3) konnte sich bis jetzt keines der beiden durchsetzen. Die Studienlage zum Vergleich der beiden Verfahren ergibt ein inhomogenes Bild. Eine Literaturrecherche von Shiao et al. von 2007 stellt dies ausführlich dar (10): Bei hohen Kompressionsraten ist JPEG2000 im Vorteil: Die gleiche Bildqualität lässt sich mit höherer Kompressionsrate erzielen oder die Bildqualität ist bei gleicher Kompressionsrate besser (weniger Artefakte). Hohe Kompressionsraten werden in der medizinischen Bildgebung jedoch momentan nicht angestrebt (siehe 2.4.3). Klar überlegen ist JPEG2000 auch bei Bildern mit hoher Auflösung, wie zum Beispiel bei Röntgen-Aufnahmen (11). Bei niedriger Kompressionsrate ist die Studienlage undeutlich. Einige Studien belegen je nach Modalität und Vergleichsmethode jeweils die Überlegenheit von JPEG2000 oder JPEG, beziehungsweise deren Gleichwertigkeit. Die inhomogene Studienlage ist begründet in der unterschiedlichen Wahl der Vergleichs-Methodik von komprimiertem Bild und Original (siehe 2.4.2). In der Studie von Shiao et al. wird JPEG und JPEG2000 bei einer Vielzahl von Modalitäten (MRT, CT, Röntgen-Thorax, Mammographie) mit objektiven Vergleichsmethoden verglichen. Dort stellt sich JPEG2000 gegenüber seinem Vorgänger überlegen dar (10). Im neuesten Update zu den kanadischen Richtlinien, das besonders das Thema dünnenschichtiger CT-Aufnahmen untersucht, zeigt sich JPEG2000 ebenfalls überlegen (12). Eine finale Antwort kann momentan nicht gegeben werden. Studien zum Thema Bilddatenkompression in der medizinischen Bildgebung der letzten Jahre verwenden aber zunehmend JPEG2000 (13–19). Selbst unter der Annahme JPEG2000 sei bei niedrigen Kompressionsraten weniger potent als JPEG, bietet der Algorithmus dennoch eine Vielzahl von Vorzügen für den Einsatz in der medizinischen Bildgebung, die diesen Trend erklären lassen. Die Fähigkeit nativ Bilder mit 16bit Farbtiefe zu verwenden erlaubt den unkomplizierten Umgang mit CT-Aufnahmen. Progressive Decodierung nach Bildqualität und die Möglichkeit des gleichzeitigen Vorhandenseins von verlustbehaftetem und nicht verlustbehaftetem Bild in einem Datenstrom sind interessante Funktionen für die Fernübertragung von Bildern. Aus einem gespeicherten Bild lassen sich

Bilder mit beliebig schlechterer Qualität abrufen, beispielsweise zur schnellen Darstellung auf mobilen Endgeräten. JPEG2000 bietet außerdem die native Unterstützung von Region of interest, was jedoch bis jetzt weitgehend ungenutzt ist.

2.3.4 3D-JPEG2000

Eine Erweiterung des JPEG2000 Standards ermöglicht die Kompression von 3D-Volumendatensätzen. Bei der zweidimensionalen Kompression wird bei Schichtaufnahmen jedes Schichtbild für sich komprimiert. Bei der 3D-Kompression werden Korrelationen zwischen den Schichten mit einbezogen. Dies sollte besonders bei dünn-schichtigen CT-Aufnahmen stärkere Kompression ermöglichen. Der Stellenwert der 3D-Kompression ist noch unklar. In einer Studie ließ sich eine leichte Steigerung der möglichen Kompressionsrate durch die dreidimensionale Kompression im Vergleich zur zweidimensionalen Kompression bei nicht verlustbehafteter Kompression nachweisen (20). Bei verlustbehafteter Bilddatenkompression konnte eine Studie bei gleicher Kompressionsrate eine bessere Bildqualität bei dünn-schichtigen Aufnahmen zeigen (21). Zwei andere Studien erreichen maximale Kompressionsraten von 8:1 (22) beziehungsweise sogar nur unter 8:1 (23), was im Vergleich zur 2D-Kompression keine Steigerung darstellt (siehe 2.4.4). Erwähnenswert ist die enorme Rechenleistung, die für 3D-Kompression benötigt wird. So dauert die Kompression und Dekodierung einer CT-Studie in etwa 30 Minuten auf einem 2-GHz Computer (23).

2.4 Einfluss von verlustbehafteter Kompression auf medizinische Bilder

2.4.1 Artefakte und Einfluss des zugrunde liegenden Bildmaterials

Mit steigender Kompressionsrate erhöht sich das Ausmaß an Quantisierung. Zunächst fallen Koeffizienten für hochfrequente Bildanteile weg, die keinen visuellen Einfluss auf das Bild haben (24). Erste Auswirkungen auf die Darstellung des Bildes zeigen sich in einer Art Glättungseffekt (engl. smoothing). Dieser kommt vor allem durch den Wegfall von hochfrequentem Bildrauschen (engl. noise) zustande (25). Es konnte gezeigt werden, dass dieser Glättungseffekt die subjektive Bildqualität nicht unbedingt verschlechtern muss und sogar für ein besseren Bildeindruck sorgen kann (26, 27). Mit weiter zunehmender Kompressionsrate tritt eine Trübung (engl. blurring) des Bildes auf. Von der Quantisierung sind jetzt auch visuell sichtbare Strukturen betroffen (25). Bei weiterer Kompression entstehen für den gewählten Kompressionsalgorithmus spezifische Artefakte. Bei JPEG entstehen Artefakte

durch die Einteilung des Bildes in Blöcke von 8x8 Pixel Größe. Bei starker Quantisierung wird ein Block nur noch durch seinen Gleichanteil (engl. discrete current „DC“) repräsentiert. Dieser sog. „blocking“-Effekt zeichnet sich durch abgrenzbare einfarbige Blöcke aus (25). In der Umgebung von starken Kontrasten können durch die Transformation Mosaikmuster oder Linien entstehen (25). Ein „blocking“-Effekt ist bei der JPEG2000-Kompression nur bei ausgeprägter Unterteilung des Bildes in Teilbilder zu finden. Artefakte die bevorzugt bei diesem Kompressionsalgorithmus auftreten sind sogenannte „rice“-Artefakte. Diese folgen der Richtung des am stärksten komprimierten Subbandes (25).

Datenkompression kann also je nach Kompressionsrate unterschiedliche Auswirkungen auf die Bildqualität haben: Von einem nicht unterscheidbaren Bild über eine Verbesserung des subjektiven Bildeindrucks bis hin zu deutlichen Artefakten in relevanten Strukturen. Welchen Einfluss diese Veränderungen auf Strukturen in medizinischen Aufnahmen haben, hängt stark von deren Beschaffenheit ab. Entgegen der intuitiven Annahme sind gerade nicht die subtilen Pathologien besonders vulnerabel, die schon im Originalbild schwer auszumachen sind (wie z.B. ein Haarriss). Denn diese zeichnen sich durch schwache Kontraste mit meist niederfrequentem Bildanteil aus. Hochfrequente Bildanteile, die sich auf viele Koeffizienten verteilen sind hingegen besonders anfällig (25), eine Konfiguration die man zum Beispiel in Aufnahmen des Gehirns findet.

Ab wann störende Bildveränderungen auftreten hängt nicht nur von der Kompressionsrate ab, sondern auch von der Beschaffenheit des Bildes. Ausschlaggebend sind vor allem die Auflösung des Bildes und die Anzahl der Grautöne (8). Daneben spielt die Konfiguration des Bildes eine wichtige Rolle, wie zum Beispiel die Größe der leeren Flächen in einer Aufnahme (3) oder das Ausmaß an Hintergrundrauschen (7). Die Art Untersuchung und das untersuchte Körperteil beeinflussen die Bildkonfiguration ebenfalls. Abhängig vom Vorhandensein starker Kontraste (10), Konturen oder diffuser Übergängen ergeben sich andere Frequenzverteilungen, die wiederum die Kompressionstoleranz beeinflussen. Im Thorax-CT zeigten sich beispielsweise große Unterschiede in der Kompressionstoleranz zwischen Mediastinal-Wand und Lungengewebe (28). Feine, irreguläre Texturen in Computertomographien des Gehirns oder trabekulärer Knochen in Röntgenaufnahmen werden durch viele hochfrequente Koeffizienten repräsentiert und sind somit besonders störungsanfällig (24). Als gute Prädiktionsparameter für die Kompressionstoleranz eines Bildes

haben sich die Variation der hohen Frequenzen (z.B. Hirngewebe) und die visuelle Komplexität herausgestellt (14). Ein weiterer großer und modalitätsabhängiger Einflussfaktor ist die Schichtdicke bei CT-Aufnahmen (12, 13, 17, 21, 29, 30), da die Rekonstruktion dünnenschichtiger Aufnahmen zu mehr Hintergrundrauschen führt. Zusammengefasst ist das Ausmaß an Beeinträchtigung durch Bilddatenkompression stark abhängig von der Art der Untersuchung, des Aufnahmeapparates, des Körperteils, der Krankheit sowie des gewählten Kompressionsalgorithmus.

2.4.2 Methoden zur Bestimmung der Bildqualität

Wie gut ein komprimiertes Bild seinem Original entspricht beschreibt die Wiedergabetreue (engl. fidelity). Durch die verwendete Kompressionsrate lässt sich nur höchst ungenau auf die zu erwartende Wiedergabetreue schließen, die Kompressionsrate korreliert nur schlecht mit der subjektiv wahrgenommenen Bildqualität (3, 19, 31). Eine Übersicht über aktuell verwendete Methoden zur Bestimmung der Wiedergabetreue findet sich in einer Arbeit von Lundström (32).

Eine Möglichkeit zur Beurteilung der Wiedergabetreue ist der Vorher-Nachher-Vergleich eines menschlichen Betrachters, der den Grad der Abweichung beurteilt. Zur Objektivierung dieser Bewertung hat sich die sog MOS-Skala (engl. mean opinion score) etabliert (9). Dabei werden die beobachteten Abweichungen mit Zahlen von 1 (starke Abweichung) bis 5 (keine Abweichung) bewertet.

Durch Kompression entstandene Abweichung lassen sich auch mathematisch erfassen. Dabei werden die Farbwerte aller Pixel in Original und komprimiertem Bild einzeln miteinander verglichen. Mathematische Verfahren können schon kleinste Bildabweichungen detektieren. Die nötigen Berechnungen sind dabei nicht besonders rechenaufwendig. Zu den gängigsten gehören der Mean absolute error (MAE), der Mean squared error (MSE), die Signal-to-noise ratio (SNR) und die Peak-signal-to-noise ratio (PSNR). Vor allem die auf dem MSE beruhende PSNR erfährt breite Anwendung in Kompressionsstudien.

Der MSE berechnet sich aus der Summe der Farbwert-Differenzen aller Pixel. Durch das Quadrieren der Differenz fallen größere Abweichungen stärker ins Gewicht (siehe Formel 3).

$$MSE = \frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N (x_i - x'_i)^2$$

Formel 3: Mean squared error

Die Peak-signal-to-noise ratio (PSNR) setzt den Mean squared error ins Verhältnis zu dem maximal möglichen Farbwert (z.B. 256 bei 8bit) (siehe Formel 4).

$$PSNR = 10 \times \log_{10}\left(\frac{MAX_i^2}{MSE}\right)$$

Formel 4: Peak-signal-to-noise ratio

Im Vergleich zu anderen Verfahren sollen die Ergebnisse dabei eine größere Übereinstimmung mit dem menschlichen visuellen System haben. Studien zur Korrelation von PSNR und der subjektiven Beurteilung von medizinischen Bildern belegen eine hohe Übereinstimmung zur menschlichen Wahrnehmung (19, 33, 34). So lässt sich die Wiedergabetreue anhand der PSNR besser abschätzen als an der Kompressionsrate (3, 13, 19). Eigentlich dimensionslos, werden die Ergebnisse der PSNR aufgrund des Logarithmierens in Dezibel dB angegeben. Je stärker die Abweichungen in einem Bild sind, desto größer der MSE und desto kleiner die PSNR. Bei einem maximal möglichen Farbwert von 256 (wie bei Bildern mit 8bit Farbtiefe) liegen PSNR Werte üblicherweise zwischen 20 und 40 dB (35). Bei identischen Bildern ist eine Berechnung der PSNR nicht möglich, da hier der MSE=0 und eine Division durch 0 nicht möglich ist (siehe Formel 4). Definitionsgemäß ist die PSNR dann unendlich. Beim Vergleich zweier Bilder mit maximaler Abweichung (komplett schwarz und weißes Bild) ergibt sich eine PSNR von 0.

Die Limitation der PSNR besteht in einer fehlenden Vergleichbarkeit der Werte bei unterschiedlichem Kompressionsalgorithmus und Bildmaterial (36). Gemessene Werte gelten nur explizit für das gewählte Testsetting. Durch ihre simple Funktionsweise kann die PSNR außerdem keinen strukturellen Kontext in Bildern berücksichtigen.

Methoden wie der Structural similarity index (SSIM) bzw. der Multiscale-SSIM (MS-SSIM) versuchen daher den Bildkontext zu berücksichtigen. Es konnte gezeigt werden, dass der MS-SSIM der PSNR ebenbürtig ist (33).

Eine weitere Möglichkeit der Bewertung der Wiedergabetreue sind Verfahren, welche die menschliche Wahrnehmung der induzierten Abweichungen in Bildern nachahmen. Diese beruhen auf Modellen des Human Visual System (HVS). Hierrunter fallen der High Dynamic Range Visual Difference Predictor (HDR-VDP) (37) und die Just noticeable difference-metrics (JNDmetrics). Beide Verfahren konzentrieren sich darauf, ob visuell wahrnehmbare Abweichungen zwischen Original und komprimiertem Bild vorliegen. Dabei zeigte sich eine höhere Übereinstimmung mit der menschlichen Wahrnehmung als bei PSNR und MS-SSIM (19, 33).

Verschiedene Vorschläge sollen die Vorhersageergebnisse vor allem der mathematischen Verfahren verbessern. Die Verwendung von Regions of interest gewichtet die für die subjektive Beurteilung wichtigen Bildbereiche stärker (3, 32). Verschiedene Studien erzielten vielversprechende Ergebnisse mit der Implementierung von ROI-Verfahren, jedoch hat noch kein Verfahren praktische Anwendung erfahren (15, 38–42). Bei den sog. Window-based Verfahren werden mathematische Methoden nicht auf einzelne Pixel angewendet werden, sondern auf 8x8 bzw. 9x9 Pixel-große Bildblöcke (10, 43–46). Es werden außerdem vor allem Änderungen in der Schärfe von Bildstrukturen durch die Kompressions-induzierte Trübung berücksichtigt. Mit der vPSNR konnte eine Verbesserung der PSNR erzielt werden. Dabei werden die Differenzen der Farbwerte mittels einer der menschlichen Wahrnehmung adaptieren Funktion gewichtet. Außerdem konnte eine Objektivierung beim Vergleich verschiedener Kompressionsalgorithmen erzielt werden (32). In wie weit diese Verbesserungen praktische Umsetzung erfahren werden ist noch unklar.

2.4.3 Ermittlung der maximale Kompressionsrate

Je höher die gewählte Kompressionsrate, desto größer der erzielte Einsparungseffekt. Für den Einsatz in der medizinischen Bildgebung muss jedoch sichergestellt sein, dass Bildkompression die diagnostische Aussagekraft nicht einschränkt. Es gilt das Maß an Kompression zu finden, welches den Anforderungen an Effizienz und diagnostischer Sicherheit genügt. Die Grenze, ab der ein diagnostischer Einfluss beobachtet werden kann, lässt sich durch Studien jeweils für

eine Kombination aus Kompressionsalgorithmus, Aufnahme modalität und Körperteil bestimmen. Dazu werden Abweichungen in der Diagnoseerhebung vor und nach Kompression gesucht und auf Signifikanz geprüft. Unterhalb dieser Grenze spricht man von diagnostisch verlustfrei (engl. diagnostically lossless).

Ein anderer Ansatz gilt der Bestimmung der Grenze der visuellen Übereinstimmung von Original und komprimiertem Bild. Für die verlustbehaftete Datenkompression gilt, je stärker man komprimiert desto mehr Artefakte entstehen. Diese können so gering sein, dass Original und komprimiertes Bild visuell nicht unterscheidbar sind. Erst bei zunehmender Kompressionsrate entstehen einem menschlichen Betrachter auffällige Abweichungen. Man spricht von der sog. Visually lossless-Grenze (engl. Visually lossless threshold „VLT“) (47). Ist für einen menschlichen Betrachter kein Unterschied zwischen Original und komprimiertem Bild festzustellen, so kann, laut allgemeiner Annahme, keine Beeinflussung auf die Diagnoseerhebung bestehen. In Studien lässt sich die Grenze der visuellen Unterscheidbarkeit durch die alternierende oder Side by side-Präsentation (3) von Original und Kompression feststellen oder mit Hilfe von Wahrnehmungs-adaptierten Bildvergleichsprogrammen wie HDR-VDP (siehe 2.4.2).

Abbildung 6 zeigt die Reihenfolge des Einflusses von Bilddatenkompression bei steigender Kompressionsrate.

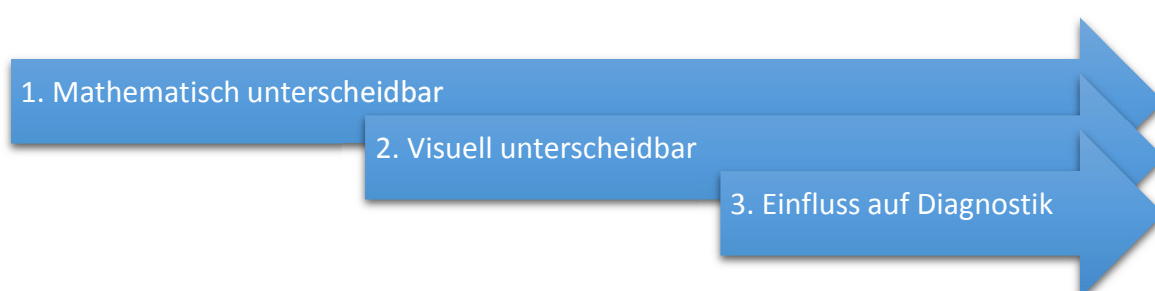


Abbildung 6: Reihenfolge des Einflusses von zunehmender Kompression

Laut Röntgenverordnung §28 Satz 4 muss beim Einsatz der Bilddatenkompression in Deutschland der Erhalt der diagnostischen Aussagekraft gewährleistet sein. Bei der Annäherung an die Diagnostically lossless-Grenze zeigten sich jedoch Schwierigkeiten genaue Grenzwerte zu definieren (11, 32, 48). Zudem ließen sich ethisch-rechtliche Bedenken nie ganz ausräumen: In anderem Kontext, wie zum Beispiel beim Auffinden von Nebenbefunden,

könnten die entstandenen sichtbaren Artefakte die Diagnoseerhebung doch beeinflussen. In jüngster Vergangenheit wird häufig die Visually lossless-Grenze als Obergrenze der maximalen Kompressionsrate herangezogen (14, 18, 47, 49, 50).

Eine Arbeit von Braunschweig et al. (5) hat die Ergebnisse von Studien mit Angaben zur maximal vertretbaren Kompressionsrate zusammengefasst: Insgesamt konnten 51 Studien mit randomisiert-kontrollierten Setting, hohem Vorhersagewert und relevanten Endpunkten identifiziert werden. Es wurden je nach anatomischer Region und Aufnahmetechnik maximale Kompressionsraten bestimmt. So ergab sich für konventionelles Röntgen eine maximale Kompressionsrate unabhängig vom anatomischen Bereich von 10:1 (47, 51–61), für computertomographische Aufnahmen von Abdomen, Thorax, Lunge und Skelett von 8:1 und von 5:1 für Aufnahmen des Kopfes und Gehirnes (17, 22, 29, 30, 45, 59, 62–74). Für Magnetresonanztomographien ergaben sich maximale Kompressionsraten von 16:1 (45, 59, 75, 76), für Angiographien von 6:1 (50, 64, 77–82) und für Mammographien von 25:1 (50, 83, 84).

2.4.4 Aktuelle Empfehlungen

Ausgehend von der aktuellen Studienlage haben verschiedene nationale und internationale Organisationen Empfehlungen zur verlustbehafteten Bilddatenkompression publiziert:

- Royal College of Radiologists (RCR, Großbritannien) „The adoption of lossy data compression for the purpose of clinical interpretation“ (April 2008) (6)
- Canadian Association of Radiologists (CAR, Canada) “Pan-Canadian Evaluation of Irreversible Compression Ratios (“Lossy” Compression) for Development of National Guidelines” (2009) (7) und “Evaluation of Irreversible Compression Ratios for Medical Images Thin Slice CT and Update of Canadian Association of Radiologists (CAR) Guidelines” (2012) (12)
- Deutsche Röntgen Gesellschaft (DRG, DE) “Kompression digitaler Bilddaten in der Radiologie – Ergebnisse einer Konsensuskonferenz“ (2009) (8)
- European Society of Radiology (ESR) “Usability of irreversible image compression in radiological imaging. A position paper by the European Society of Radiology (ESR)” (2011) (3)

Tabelle 2: Empfohlene Kompressionsraten bei verlustbehafteter Bilddatenkompression (3)

	UK	Canada JPEG	Canada JPEG2000	Germany
Röntgen – Thorax	10	30	30	10
Röntgen – Skelett	10	30	30	10
Röntgen – Körper	10	30	30	10
Röntgen – Kinder		30	30	
Mammographie	20	25	25	15
CT – Kopf	5	12	8	5
CT – Skelett/Thorax/Lunge	5	15	15	8
CT – Körper		15	10	10
CT – Angiographie		15	15	
CT – Kinder		15	15	
MRT	5	24	24	7
Nuklearmedizin		11	11	
Ultraschall	10	12	12	
Angiographie	10			6
Röntgenfluoreszenz				6
Radiotherapie-Planung	Keine			

Tabelle 2 zeigt eine Übersicht über die jeweiligen Empfehlungen zur Kompressionsrate. Dabei fallen deutliche Unterschiede auf. Während die Empfehlungen aus Großbritannien und Deutschland eher moderat sind, erlauben die kanadischen Empfehlungen deutlich höhere Kompressionsraten.

Die erste nationale Richtlinie stammt aus Großbritannien aus dem Jahr 2008 und beruht auf einer umfassenden Studienanalyse. Die Empfehlungen liegen je nach Untersuchung und Körperteil zwischen 5:1 und 20:1. Sie liegen damit oberhalb der VLT, welche beispielsweise bei CT-Abdomen und CT-Thorax zwischen 5:1 und 10:1 liegt (49, 68). 2009 veröffentlichte die Canadian Association of Radiologists in ihren Guidelines die Ergebnisse einer großen multizentrischen Studie aus Kanada. Hauptsächlich auf die diagnostische Verlustfreiheit fokussiert, liegen die Empfehlungen zwischen 8:1 und 30:1. Im selben Jahr veröffentlichte die Deutsche Röntgengesellschaft die Ergebnisse einer Konsensus-Konferenz von Radiologie, Industrie, Physik und Behörden basierend auf der erwähnten Literatur- und Studienanalyse von Braunschweig et al. (5). Die empfohlenen Obergrenzen für die Kompressionsrate liegen zwischen 5:1 und 15:1 und nehmen so eine Position zwischen den britischen und kanadischen Empfehlungen ein. Das Positionspapier der ESR aus dem Jahr 2011 bestätigt sicheren Einsatz

verlustbehafteter Kompression unter der Berücksichtigung der genannten nationalen Richtlinien.

2.4.5 Weiterentwicklung und Zukunftsperspektive

Um die Kompressionsrate zu erhöhen haben Kim et al. eine interessante Methode vorgeschlagen. In einer CT-Aufnahme ersetzt ein konstanter Wert alle Pixel außerhalb des Körpers. Beim nachfolgenden Kompressionsschritt mit JPEG2000 bzw. 3D-JPEG2000 musste das niederfrequente Bildrauschen außerhalb des Körpers nicht berücksichtigt werden. So ließ sich die Kompressionsrate deutlich steigern (15).

Ein Vorschlag der ESR zur Weiterentwicklung der Bilddatenkompression sieht vor, zukünftig nicht mehr die Kompressionsrate als Maß der Kompression zu verwenden, da sie nur schlecht mit der subjektiv wahrgenommenen Bildqualität korreliert (3, 13, 19). Stattdessen soll die Peak-signal-to-noise ratio (PSNR) eine genauere Bestimmung maximaler Kompression ermöglichen. Die PSNR lässt sich direkt als Zielgröße im JPEG2000 Algorithmus verwenden. Nach gezielter Bestimmung von PSNR-Grenzwerten je nach Art der Untersuchung, des Körperteils und der Krankheit ließe sich automatisiert für jedes Bild die optimale Kompression erzielen.

Ein Vorschlag, der mittel- bis langfristig das Kompressionsergebnis noch einmal drastisch verbessern soll, ist die Berechnung der möglichen Kompressionsrate adaptiv für jedes Bild direkt aus seinen Bildinformationen. So lassen sich über in der Bilddatei vorhandene Metadaten, unabhängig von Informationen über die direkte Bildkonfiguration, schon Rückschlüsse auf die Bildqualität nach Kompression schließen. Die größte Korrelation zur Bildqualität zeigen dabei Kompressionsrate und Schichtdicke bei CT-Aufnahmen. Andere Informationen, die das Bildrauschen beeinflussen, wie Röhrenstrom, Aufnahmedauer, Pitchfaktor und Field of view (FOV), haben interessanter Weise keinen Einfluss auf die Bildqualität gezeigt, wobei aufgrund unzureichender Studienbedingungen keine finale Aussage über diese Werte möglich war (13). Informationen über die Beschaffenheit des Bildes ermöglichen genauere Vorhersagen. Vor allem die Variation der hohen Frequenzen und der visuellen Komplexität eignen sich als gute Vorhersageparameter für die Bildqualität (14). Ein robuster Algorithmus, der die Bildqualität zutreffend vorhersagen kann, würde es überflüssig machen sich einem Grenzwert mittels wiederholter Kompression und anschließendem

Bildvergleich zu nähern. Die maximale Kompressionsrate ließe sich so direkt bestimmen, adaptiv und automatisiert für jedes Einzelbild.

2.5 Irreversibler Datenkompression im radiologischen Arbeitsablauf

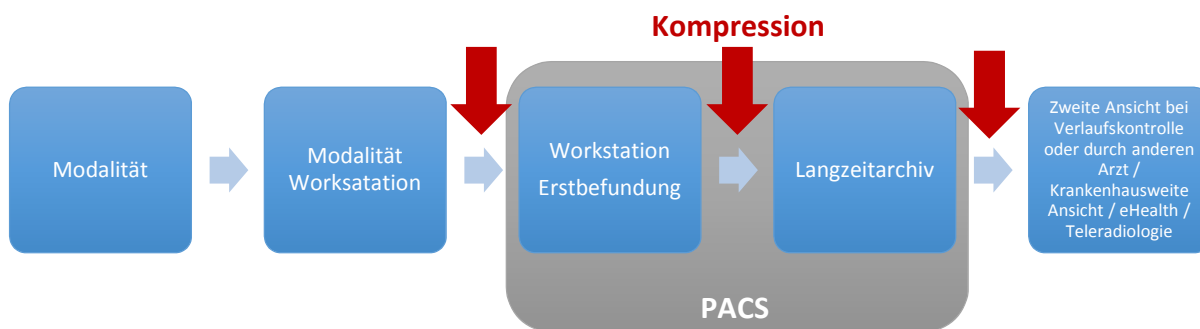


Abbildung 7: Workflow Bildakquirierung

Die Akquirierung medizinischer Bilder erfolgt wie in Abbildung 7 dargestellt. Am Aufnahmegerät, der Modalität, entsteht das Bild. Meist befindet sich dort auch eine Arbeitsstation zur ersten Ansicht der Bilder, an der die Art der Rekonstruktion und zugehörige Parameter festgelegt werden. Von dort wird die Aufnahme in ein sog. Picture Archiving and Communication System (PACS) gesendet. An einem PACS-Arbeitsplatz erfolgt die eigentliche Durchsicht der Bilder sowie die Erstellung des Befundes. Im PACS existieren klassischerweise ein Kurzzeitspeicher zur schnellen Erreichbarkeit der Bilder zeitnah zur durchgeführten Untersuchung und ein Langzeitarchiv zur Aufbewahrung der Bilder für den gesetzlich vorgeschriebenen Zeitraum mit einer deutlich langsameren Anbindung.

Bilddatenkompression kann nun an verschiedenen Punkten der Bildakquirierung und Verarbeitung angewandt werden. Je früher komprimiert wird, desto größer der Nutzen der Datenreduktion bei den folgenden Transfers. Braunschweig et al. (5) gibt eine gute Übersicht über die verschiedenen Punkte an denen Bilddatenkompression stattfinden kann. Vor allem zwei Szenarien kristallisieren sich dabei heraus, die Kompression an der Modalität und die Kompression im PACS.

Eine Möglichkeit besteht in der Kompression direkt am Aufnahmegerät. Dort besteht dann die Möglichkeit für Rekonstruktionen und Postprocessing nicht komprimierten Daten, jedoch

werden von dort nur komprimierte Bilder an das PACS gesandt. Der erste Befund entsteht so anhand komprimierter Bilder und späterem Postprocessing liegt ebenfalls komprimiertes Bildmaterial zugrunde. Der Vorteil früher Bildkompression ist, dass schon beim Transfer ins PACS und innerhalb dessen die Vorteile der Datenreduktion ausgenutzt werden können. Diese Variante findet zurzeit Anwendung in Kanada (7). Kritikpunkt dieser Variante ist, dass durch die modalitätsgebundene Kompression Kompressionsalgorithmen verschiedener Hersteller verwendet werden müssen, was die Ergebnissicherung und Qualitätskontrolle erschweren kann.

Die andere Möglichkeit ist der Einsatz der Bilddatenkompression im PACS nachdem der erste Befund erstellt wurde. Diese Variante wird hierzulande bevorzugt. Hierzu hat sich die ESR grundlegende Gedanken gemacht und unterscheidet generell zwei verschiedene Ansätze der Betrachtung radiologischer Bilder (3).

1. Ansicht mit großer medizinisch-rechtlicher Verantwortung, wie zum Beispiel bei der Erhebung des Erstbefundes.
2. Zweitsichtung im Rahmen eines Follow-Ups oder durch einen anderen behandelnden Arzt.

Für ersteres stehen in diesem Ansatz also noch die nicht komprimierten Originaldaten zur Verfügung. Erst danach werden die Bilder zur Aufbewahrung im Langzeitarchiv komprimiert. Dieser vorsichtiger Ansatz verwirft den Nutzen der Datenreduktion für die ersten Transfers, senkt aber das Datenvolumen im Langzeitarchiv. Hinzu kommt, dass im Vergleich zu vielen Aufnahmegegeräten die Implementierung von JPEG oder JPEG2000 in aktuellen PACS meist gegeben ist. Da allerdings aktuell empfohlene Kompressionsraten im diagnostisch oder sogar visuell verlustfreien Bereich liegen scheint eine Sonderbehandlung der Erstbefundung eigentlich nicht zwingend notwendig. Bei der Verwendung von zwei Qualitätsstufen könnte unter Umständen eine subjektive Abwertung der komprimierten Bilder als „minderwertig“ stattfinden (5).

Wird verlustbehaftete Bilddatenkompression weder direkt an der Modalität noch im PACS geduldet, kann sie dennoch bei Anwendungen, die der normalen Bilderhebung und -verarbeitung nachgeschaltet sind, eingesetzt werden. Bereits erwähnte Beispiele sind die

Ansicht in anderen Abteilungen eines Krankenhauses, Teleradiologie oder eHealth-Anwendungen.

2.6 Auswirkung von verlustbehafteter Bilddatenkompression auf computergestützte Weiterverarbeitung

Verfahren zur verlustbehafteten Bilddatenkompression gehen von einem menschlichen Beobachter als Signalempfänger aus. Das visuelle System des Menschen ist dabei sensitiver für Veränderungen in der Helligkeit und für grobe Verläufe oder einfarbigen Flächen und weniger empfindlich für Veränderungen der Farbe, an Konturen und starken Kontrasten. Kompressionsalgorithmen machen sich dies zu Nutze und reduzieren vor allem den Informationsgehalt für den ein menschlicher Beobachter unempfindlich ist. Computerprogramme und Algorithmen, welche die Bilddaten weiterverarbeiten, tasten sie auf mathematischem Wege ab und müssen sich dabei nicht analog zur menschlichen Wahrnehmung verhalten. Dabei ist die Art der Beeinflussung völlig unklar. Sowohl eine negative Beeinflussung durch den Informationswegfall, als auch ein positiver Effekt, zum Beispiel durch den Smoothing-Effekt, oder auch keinerlei Beeinflussung sind denkbar.

2.6.1 Postprocessing und Funktionelle Bildgebung

Der Begriff Postprocessing bezeichnet die Weiterverarbeitung von Bilddaten mit dabei entstehendem qualitativem oder quantitativem Gewinn an neuer Informationen. Es existieren diverse Verfahren, die den Radiologen unterstützen. Beispielsweise ermöglichen spezielle Visualisierungen der Bilder eine bessere Auffindbarkeit von Pathologien. Andere Verfahren versuchen radiologische Tätigkeiten automatisiert durchzuführen. Bestandteil dieser Verfahren ist dabei häufig die Segmentierung anatomischer Strukturen. Am einfachsten gelingt dies, wenn sich anatomische Strukturen durch die Angabe eines Grenzwertes von der Umgebung abgrenzen lassen. So zum Beispiel bei computertomographischen Aufnahmen von Knochen oder Kontrastmittel-gefüllten Gefäßen. Die Segmentierung von Organen und noch mehr die Auffindung von Pathologien (z.B. Tumore) in diesen sind wesentlich kompliziertere Vorgänge. Algorithmen zu diesem Zweck sind oft noch fehleranfällig. Ein Einfluss von verlustbehafteter Kompression auf diese Verfahren würde nicht verwundern. Beispiele für Anwendung von Postprocessing sind: Multiplanare Rekonstruktion (MPR), Maximumintensitätsprojektion (MIP), Shaded surface displays (SSD) und 3D-Volume

rendering, Vessel centreline extraction, Gefäßdurchmesser- oder Stenosegradbestimmung, die automatisierte Analyse von Läsionen (Fläche, Volumen, Kontrastmittelaufnahme), die virtuelle Koloskopie oder die Segmentierung von Organen.

Unter funktioneller Bildgebung versteht man die dynamische Anzeige oder Berechnung physiologischer Prozesse im Körper. Prominenter Vertreter ist die Positronen-Emissions-Tomographie (PET-CT) mit der Darstellung der Aktivität des Glukosestoffwechsels, welche in Tumorgewebe stark erhöht ist. Weitere Beispiele sind die Einzelphotonen-Emissions-Computertomographie (SPECT), funktionelle MRT (fMRI) und die computertomographische Messung von Durchblutung oder Herzfunktion. Funktionelle Bildgebung beinhaltet für gewöhnlich immer eine Art Postprocessing. Der aufgezeichnete Prozess im Körper wird durch einen Algorithmus objektiv bewertet, wie zum Beispiel durch die Messung verschiedener Werte im zeitlichen Verlauf (Ventrikelvolumina, Glukoseaktivität).

2.6.2 Studienlage zum Einfluss verlustbehafteter Kompression auf Postprocessing

Während große Anstrengung unternommen werden die maximal tolerable Kompressionsrate für unverarbeitete Bilder zu bestimmen beziehungsweise Verfahren zur deren Berechnung zu finden, ist die Auswirkung von verlustbehafteter Bilddatenkompression auf Postprocessing-Algorithmen weitgehend unbeleuchtet. Aktuelle Richtlinien empfehlen daher Postprocessing auf nicht komprimierten Daten anzuwenden oder die Kompressionstoleranz vor dem Einsatz sicher zu stellen (3).

Die American Heart Association war die erste die das Thema aufgriff. In einer Studie von Tuinenburg et al. (64) wurde der Einfluss von verlustbehafteter JPEG-Kompression auf die quantitative Erhebung des Stenosegrades in der digitalen Koronarangiographie untersucht. Gewählt wurden die Kompressionsstufen 6:1, 10:1 und 16:1. Verschiedene Werte wie Durchmesser oder Länge der Stenose und des Gefäßes wurden gemessen. Außerdem wurde ein Kalibrierungs-Faktor für eine spätere Ballon-Dilatation bestimmt. Signifikante Veränderungen bei der Gefäßausmessung und beim Kalibrierungs-Faktor, die sich klar auf die Kompression zurückführen lassen, entstanden in 10:1 und 16:1.

Eine weitere Studie von Ko et al. (70) befasste sich mit dem Auswirkungen von JPEG2000-Kompression auf Computer-assistierte Volumetrie von Lungenrundherden. Die gewählten Kompressionsstufen waren 10:1, 20:1, 30:1 und 40:1. Das Volumen von Lungenrundherden

wurde vor und nach Kompression durch einen eigens entwickelten Algorithmus ausgemessen. Signifikante Abweichungen der Volumina zeigten sich ab einer Kompressionsrate von 20:1. Zusammenhänge ließen sich auch zwischen Beschaffenheit und Lage des Herdes und seiner Kompressionstoleranz finden. So waren milchglasartige Rundherde anfälliger als solide Herde. Zentrale Herde zeigten ebenfalls eine stärkere Empfindlichkeit als periphere. Vermehrt Blutgefäße um zentrale Herde sollen den Kontrast zur Umgebung reduzieren und so für diese Beobachtung verantwortlich sein.

Raffy et al. (85) untersuchte die Auswirkung auf einen ähnlichen Algorithmus, die Computer assistierte Detektion (CAD) von Lungenrundherden. Verwendet wurde ein sog. SPIHT-Kompressionsverfahren, welches auf einer Wavelet-Transformation und einer Kodierungsstruktur in hierarchischen Bäumen beruht (SPIHT). Trotz vielversprechender Ergebnisse (86) ist dieses Verfahren jedoch noch wenig untersucht und hat sich daher nicht gegen JPEG und JPEG2000 durchsetzen können. Die Detektion von Lungenrundherden des CAD-Programms zeigte bis zu einer Kompressionsrate von 48:1 keine signifikanten Abweichungen. Als Vorhersageparameter hatte sich die Lokalisation des Herdes als signifikant erwiesen. Andere Parameter wie Lungenherdgröße, Dosis, Rekonstruktionsfilter oder Kontrastmittel zeigten sich hingegen nicht signifikant.

Eine Studie von Kim et al. (87) untersuchte die Auswirkung von JPEG2000-Bilddatenkompression auf die Average intensity projection (AIP) von dünn-schichtigen Abdomen-CTs. Die AIP fasst mehrere Schichten zu einer dickeren zusammen. Dabei wird die mittlere Intensität der in Blickrichtung liegenden Datenpunkte dargestellt. Sie dient zur schnelleren Durchsicht der Bilder. Ergebnis der Studie war, dass sich in der berechneten AIP erst später Artefakte zeigen als in den zugrunde liegenden originalen dünn-schichtigen Aufnahmen. Die AIP aus dünn-schichtigen Aufnahmen zeigte ebenfalls eine größere Toleranz für Kompression als original dickschichtige Aufnahmen.

Tabelle 3: Studienlage - Einfluss von Kompression auf Postprocessing

Jahr	Autor	Postprocessing	Kompressions- algorithmus	Kein Einfluss	Einfluss	VL
2000	Tuinenburg et al.	Stenosegrad in digitaler Koronarangiographie	JPEG	6:1	10:1, 16:1	
2005	Ko et al.	Computer-assistierte Volumetrie von Lungenrundherden	JPEG2000	10:1	20:1, 30:1, 40:1	5:1(49)
2006	Raffy et al.	CAD	3D Partitionierung in Hierarchical Trees (SPIHT)	24:1	48:1, 96:1	5:1(49)
2008	Kim et al.	AIP	JPEG2000	Kompressionstoleranz: AIP > dickschichte Aufnahmen > dünnsschichte Aufnahmen		

Zusammenfassend (siehe Tabelle 3) ergibt die aktuelle Studienlage kein klares Bild für die Toleranz von Postprocessing-Algorithmen bei verlustbehafteter Kompression. Die Studien verwenden verschiedene Kompressionsalgorithmen. Die Computer-assistierte Volumetrie und das CAD-Programm zeigten in den aktuell empfohlenen Kompressionsraten für Thorax-CTs (siehe Tabelle 2) von 10:1 in Großbritannien und Deutschland bzw. 15:1 in Kanada keine Veränderung durch Kompression. Für die quantitative Erhebung des Stenosegrades in der digitalen Koronarangiographie zeigten sich Abweichungen ab einem Kompressionsgrad von 10:1. Die deutsche Empfehlung von 6:1 liegt unter dieser Grenze, wohingegen die britische Empfehlung von 10:1 nicht als sicher gelten kann (siehe Tabelle 4). Beim Übereinstimmungsvergleich der AIP mit dünn- bzw. dickschichtigen Aufnahmen zeigten sich Unterschiede ab 6:1 bzw. 8:1, was unterhalb der aktuellen Empfehlungen von 15:1 in Kanada und 10:1 in Deutschland liegt. Allerdings entstanden in der AIP weniger Artefakte als in vergleichbaren dickschichtigen Aufnahmen, was belegt, dass sie gefahrlos eingesetzt werden kann.

Tabelle 4: Studienlage - Vergleich mit aktuell empfohlenen Kompressionsraten					
Autor	Postprocessing	Einfluss ab:	Empfehlungen:		
			UK	Canada	D
Tuinenburg et al.	quantitative Erhebung des Stenosegrades in der digitalen Koronarangiographie	10:1	10:1	-	6:1
Ko et al.	Computer-assistierte Volumetrie von Lungenrundherden	20:1	5:1	15:1	8:1
Raffy et al.	CAD	48:1	5:1	15:1	8:1
Kim et al.	VLT der AIP	-	-	15:1 (JPEG) 10:1 (JPEG2000)	10:1

Die bisherigen Studienergebnisse lassen darauf schließen, dass Postprocessing-Algorithmen in den in Deutschland und Großbritannien empfohlenen Kompressionsraten unbeeinflusst bleiben. Für den sicheren Einsatz von Postprocessing-Algorithmen auf komprimierte Bilder sind aber weitere Studien notwendig. Viele Gruppen von Algorithmen sind noch nicht untersucht. In der vorliegenden Arbeit soll der Einfluss von moderater Bilddatenkompression mit Kompressionsraten zwischen 8:1 und 15:1 auf ausgewählte Postprocessing-Algorithmen näher beleuchtet werden.

3 Material und Methoden

3.1 Bildmaterial und Auswahl der Postprocessing-Algorithmen

Die Auswahl der untersuchten Postprocessing-Algorithmen sollte eine kleine Zahl an Algorithmen umfassen, die unterschiedliche Methoden vertreten und bei denen ein Einfluss von verlustbehafteter Kompression gut denkbar wäre. Alle gewählten Verfahren basieren auf der Weiterverarbeitung von CT-Bildern. Vor allem die Computertomographie trägt maßgeblich zur stetigen Zunahme des Datenvolumens bei. Aufgrund der geringeren Kompressionstoleranz von dünn-schichtigen CT-Aufnahmen (siehe 2.4.1) wurden nur Studien mit Schichtdicken von 0,8-1 mm verwendet. Die verwendeten Studien stammen aus der Arbeitsroutine der Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Universitätsmedizin Mainz aus dem Zeitraum 2009 bis 2012. Als Aufnahmegerät diente ein Brilliance iCT und ein Brilliance 64 von Philips.

Folgende Postprocessing-Algorithmen wurden verwendet:

- 3D-Volume rendering von CT-Angiographien der Becken-/Beingefäße
- Computer assistierte Detektion (CAD) von Lungenrundherden
- Volumetrie von Leberherden
- Messung der Ejektionsfraktion in EKG-getriggerten Cardio-CT-Untersuchungen

Tabelle 5 zeigt die verwendeten Parameter der verschiedenen zugrunde liegenden CT-Untersuchungen.

Tabelle 5: Parameter der CT-Untersuchungen					
Postprocessing	Unter- suchung	Parameter	Aufnahmegerät		
			Brilliance 64	iCT	
CAD – Lungen- rundherde	CT Thorax nativ	Röhrenspannung	120 kV	100 Kv	
		Dosis	100 mAs	80 mAs	
		Schichtdicke	1 mm	1mm	
		Pitch	1,078	0,867	
					iDose 5
	CT Thorax LE	Röhrenspannung	120 kV	120 kV	120 kV
		Dosis	100 mAs	100 mAs	100 mAs
		Schichtdicke	1 mm	1 mm	1 mm
		Pitch	1,173	0,915	0,915
		Bolustracking			iDose 4
		Treshhold	100 HU	150 HU	150 HU
		ROI	li. Ventrikel	li. Veentrikel	li. Veentrikel
		Kontrastmittel	Imeron 400	Imeron 400	Imeron 400
	Flow	80ml - 5 ml/s	80ml - 4 ml/s	80ml - 4 ml/s	
3D-Rendering	CTA-Becken- Bein	1. Spirale (Leberkuppe – Zehen)		-	
		Röhrenspannung	120 kV		
		Dosis	250 mAs		
		Schichtdicke	1 mm		
		Pitch	0,891		
		2. Spirale (Zehen – Knie)			
		Röhrenspannung	80 kV		
		Dosis	600 mAs		
		Schichtdicke	0,9 mm		
		Pitch	0,891		
Volumetrie – Leber- rundherde	CT Abdomen pv	Röhrenspannung	120 kV	120 kV	
		Dosis	200 mAs	160 mAs	
		Schichtdicke	0,8mm	0,8mm	
		Pitch	1,172	0,915	
				iDose 3	
			Kontrastmittel	Imeron400	Imeron400
	Flow	120 ml - 3 ml/s	100 ml - 3 ml/s		
Messung Ejektions- fraktion	CT Aorta/Herz	Röhrenspannung	120 kV	100 kV	
		Dosis	600 mAs	600 mAs	
		Schichtdicke	1 mm	0,8 mm	
		Pitch	0,29	0,16	
				iDose5	
			Bolustracking	100 HU	180 HU
			Treshhold	Aorta asc.	Aorta asc.
			ROI	Imeron 400	Imeron 400
			Kontrastmittel	12 ml – 2ml/s	14 ml – 2ml /s
			Flow	120 ml – 4ml/s	60 ml – 5ml/s
				60 ml – 4 ml/s	20 ml – 4 ml/s
			Postinjection delay	7s	4,9s
			Postthreshold delay	5,5s	10s

3.2 Anonymisierung und Kompression

Zur Anonymisierung wurde ein selbstentwickeltes Programm aus der IT-Abteilung der Radiologie der Universitätsmedizin Mainz verwendet. Dieses wurde dem Kompressionsschritt vorhergeschaltet und ersetzte Vor- und Nachname, Geburts- und Untersuchungsdatum sowie die Serienbezeichnung in den DICOM-headers der CT-Studien. Außerdem wurden alle Kompressionsraten (8:1, 10:1 und 15:1), sowie eine Kopie des Originals zu einer Studie zusammengefasst. Die einzelnen Kompressionsraten und die Originalkopie erhielten eine von vier zufälligen Serienbezeichnungen. Dies diente dazu, dass die angewandte Kompressionsrate nicht aus dem Seriennamen ableitbar war. Zur Auswertung konnte anhand einer Excel-Tabelle die Serie einer Kompressionsrate zugeordnet werden.

Bei dem verwendeten Kompressionsalgorithmus handelt es sich um den, in das PACS der Firma Cerner GmbH (Idstein, Deutschland) integrierten, JPEG2000-Algorithmus. Dieser ist gemäß der PACS-DICOM Transfer Syntax JPEG2000 (1.2.840.10008.1.2.4.91) und ISO/IEC 15444-1 implementiert. Der Ablauf der Kompression beinhaltete den Transfer zu einem speziellen DICOM-Server. Dort wurde nach vorgegebener Kompressionsrate komprimiert und wieder dekomprimiert, so dass für Encoding und Decoding der gleiche Algorithmus verwendet wurde.

Die aktuell empfohlenen Kompressionsraten für CT-Aufnahmen liegen je nach Körperteil zwischen 5:1 und 15:1. Zur Klärung der Frage ob Postprocessing-Algorithmen bei aktuell empfohlenen Kompressionsraten empfindlich für Kompression sind, wurden folgende praxisnahe Kompressionsraten gewählt: 8:1, 10:1 und 15:1.

3.3 Verwendete Materialien

Die Aufnahme und Verarbeitung sämtlicher Daten erfolgte mithilfe des Tabellenkalkulationsprogrammes Excel von Microsoft. Die statistische Auswertung wurde mithilfe SPSS (IBM, Version 20) mit freundlicher Unterstützung des Instituts für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik der Universitätsmedizin Mainz durchgeführt. Die Auswertung beziehungsweise der Bildvergleich und die Messung der Zielvariablen erfolgte an einem Standard-Befundungsarbeitsplatz (i7-3770 3,4 GHz, 16 GB RAM, Windows 7 64bit), der auch im klinischen Alltag verwendet wird. Bei dem Monitor handelte es sich um einen NEC MultiSync PA301W, der die Anforderungen gemäß DIN 6868 erfüllt.

3.4 3D-Volume rendering

Insgesamt wurden 30 CT-Angiographien der unteren Extremität eingeschlossen. Das Patientenkollektiv umfasste 7 Frauen und 23 Männer im Alter von 46 bis 83 Jahren. Die Parameter der verwendeten CT-Untersuchung und Angaben zu Art und Modus der Kontrastmittelgabe finden sich in Tabelle 5. Der klinische Nutzen von 3D-Rekonstruktionen bei CT-Angiographien besteht in der Visualisierung der Gefäße und deren Durchgängigkeit. Um etwaigen Einfluss auf die diagnostische Qualität der 3D-Rekonstruktionen zu ermitteln wurden nur Studien eingeschlossen, in denen die A. dorsalis pedis in der Rekonstruktion dargestellt werden konnte. Die 3D-Darstellung dieses Gefäßes ist bekannter Weise oft fehleranfällig, ein negativer Einfluss verlustbehafteter Kompression ist daher möglicherweise dort zu finden. Die 3D-Rekonstruktionen wurden mit Hilfe des AquariusNet Viewer (Version 4.4.4.23, TeraRecon, Foster City, USA) erstellt. Für die 3D-Einstellungen wurde die Vorlage „AAA“ verwendet (siehe Anhang 5). Um den Bildvergleich mit etablierten Methoden für zweidimensionale Bilder zu ermöglichen wurden Screenshots der Rekonstruktion mit einer Matrixgröße von 512x512 in exakt gleicher Position erstellt. Der Ausschnitt des Screenshots beinhaltete den Fuß von ventral gesehen, so dass die A. dorsalis pedis eingesehen werden konnte. Um zu gewährleisten, dass die Screenshots in exakt gleicher Position erstellt werden konnten, wurde dies zehnmal an einer nicht komprimierten Untersuchung durchgeführt. Jeder dieser Screenshots wurde mit jedem anderen Screenshot unter Verwendung der PSNR-Berechnung verglichen. Im Ergebnis war die PSNR bei allen Vergleichen nicht definierbar (Division durch 0), gleichbedeutend mit einer absoluten Übereinstimmung, aus der die Zuverlässigkeit der Positionierung abgeleitet werden konnte.

Der Vergleich zwischen komprimiertem Datensatz und Originaldaten beinhaltete eine subjektive Bewertung zweier Radiologen sowie die Berechnung der Peak-signal-to-noise ratio und mit Hilfe des wahrnehmungs-adaptierten Vergleichsprogramm High Dynamic Range Visual Difference Predictor (HDR-VDP).

Die Bewertung durch die Radiologen erfolgte mittels einer randomisierten Side by side-Präsentation. Dieses Verfahren beruht auf den Empfehlungen aktueller Literatur (3). Jeweils ein Paar aus Original und einer Kompressionsrate wurde zwei Radiologen (2 und 8 Jahre Berufserfahrung) in getrennten Sitzungen nebeneinander präsentiert. Dabei war die

Anordnung zufällig, sodass sich das Original rechts oder links befinden konnte. Die Bewertung erfolgte in normaler Arbeitsumgebung an Standard-Befundungsplätzen. Die Radiologen wurden angehalten Sitzposition und Monitorabstand wie im normalen Arbeitsalltag zu handhaben. Zur Klärung der Frage nach visueller Übereinstimmung musste für jedes dieser insgesamt 90 Paare angegeben werden, ob sich ein Unterschied zwischen den Bildern erkennen lässt oder nicht.

Die Peak-signal-to-noise ratio ist eine mathematische Methode zur Bestimmung von Abweichungen, die beispielsweise durch einen Kompressionsalgorithmus induziert werden. Sie gilt als etabliertes Verfahren in Studien die sich mit Bilddatenkompression medizinischer Bilder befassen und wurde in 2.4.2 ausführlich besprochen. Sie wird normalerweise eingesetzt, um ein Bild mit seinem komprimierten Pendant zu vergleichen. Dieses unterscheidet sich nur durch die entstandenen Bildstörungen vom Original. Die Berechnung der PSNR ist möglich, da Screenshots der 3D-Reonstruktionen verglichen werden und nicht die 3D-Daten selbst. Allerdings besitzt die PSNR in diesem Setting eine eingeschränkte Aussagekraft. Zeigt die PSNR ein hohes Maß an Übereinstimmung, kann man von nahezu identischen Reonstruktionen ausgehen. Ist die PSNR hingegen niedrig, bedeutet dies jedoch im Umkehrschluss nicht, dass die Qualität der komprimierten Reonstruktion schlecht ist. Die PSNR vergleicht Pixel für Pixel, verschiebt sich beispielsweise das Bild um einen Pixel ergibt sich eine schlechte PSNR obwohl das Bild optisch identisch ist. Zur Berechnung der PSNR wurde das Freeware-Programm ImageMagick (verfügbar unter <http://www.imagemagick.org>) verwendet. Dabei wurde zunächst für jeden Farbraum die PSNR berechnet und dann deren Mittelwert bestimmt.

Der High Dynamic Range Visual Difference Predictor (HDR-VDP) gehört zu den wahrnehmungsbasierten Bildvergleichsmethoden und wurde ebenfalls bereits in 2.4.2 vorgestellt. Es handelt sich um ein frei zugängliches Programm des Max Planck Institutes für Informatik, München (erhältlich unter: <http://www.mpi-inf.mpg.de/resources/hdr/vdp/>). Es berücksichtigt die Wahrnehmung des menschlichen Auges, gekennzeichnet durch eine „nicht-lineare Reaktion und lokale Adaption der Helligkeit, limitierte Sensitivität für Orts- und Zeitfrequenzen, sowie visuelle Maskierung“ (88). Es werden vor allem Abweichungen in der Helligkeit (engl. Luminance) und nicht in der Farbinformation (engl. Chrominance) berücksichtigt. Auf Grund dessen korreliert der HDR-VDP viel besser mit dem Eindruck eines

menschlichen Betrachters als die PSNR (19, 33). Für die Detektions-Wahrscheinlichkeiten 0,75 und 0,95 errechnet das Programm die Anzahl an Pixeln, die für einen menschlichen Betrachter als abweichend vom Original erkennbar wären. Der wahrnehmbare Unterschied beim Vergleich von Original und komprimiertem Bild wird auch als gerade noch wahrnehmbarer Unterschied (engl. Just-noticeable Difference „JND“) bezeichnet. Dieser lässt mit dem HDR-VDP auch visualisiert als Detektionskarte darstellen. Ähnlich wie die PSNR wird der HDR-VDP im Normalfall für den Abweichungsvergleich bei Anwendung eines Kompressionsalgorithmus auf ein Bild verwendet. Analog zur PSNR muss dies auch hier bei der Auswertung berücksichtigt werden. In Abbildung 8 findet sich ein Beispiel für die Ausgabe des HDR-VDP-Programmes. Hierfür wurde ein Screenshot einer Rekonstruktion versuchsweise mit 20:1 komprimiert und mit dem Original verglichen. Dabei zeigten sich sichtbare Artefakte vor allem in dem ansonsten homogenen schwarzen Bereich. Induzierte Veränderungen an der Rekonstruktion selbst waren für das menschliche Auge nicht auffällig.

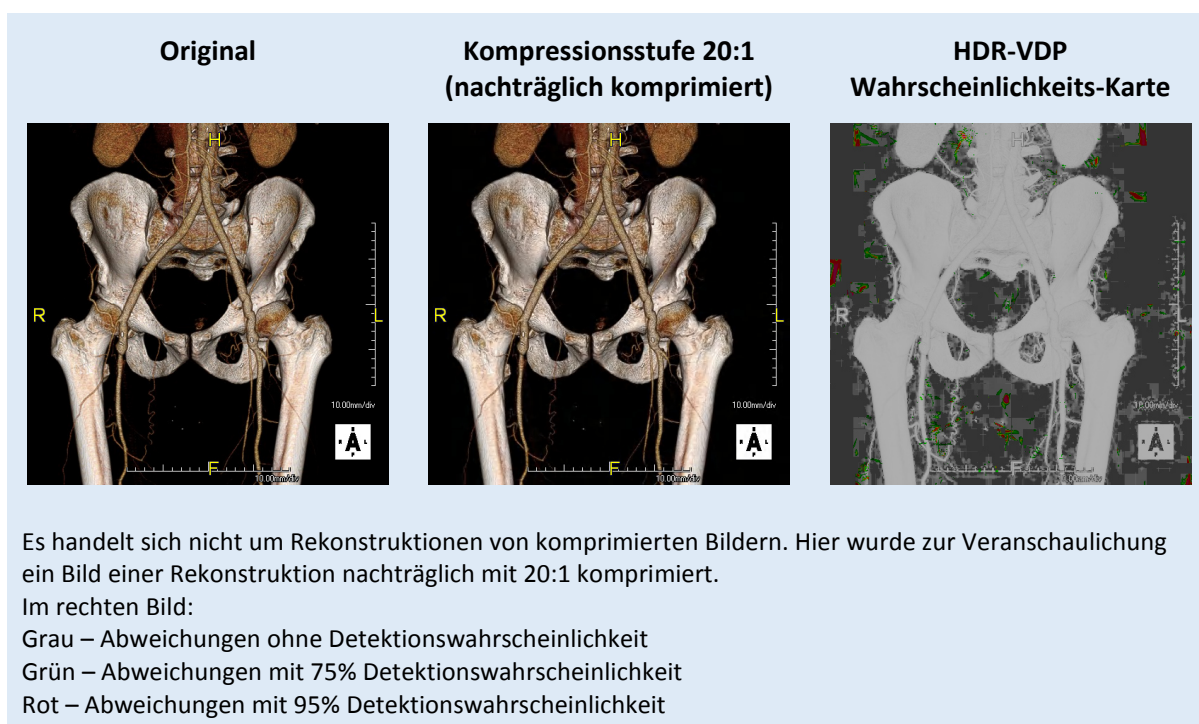


Abbildung 8: Beispiel HDR-VDP

Statistische Methoden

Zur statistischen Auswertung wurden der Median und die Quartile der PSNR analysiert. Die grafische Darstellung erfolgte mittels Box-Plots. Eine weitergehende statistische Auswertung

(wie ROC-Analyse der subjektiven Bewertung) der Ergebnisse war aufgrund fehlender Variabilität der Ergebnisse nicht möglich.

3.5 Computer assistierte Detektion (CAD) von Lungenrundherden

Gegenstand der Untersuchung war ein Werkzeug zur Computer-assistierten Detektion (CAD) von Lungenrundherden in CT-Thorax-Aufnahmen. Der Algorithmus ist Teil des AquariusNET APS-Servers (AQAPS32950004, Version: v4.4.7.64, TeraRecon, Foster City, USA) und kann in Verbindung mit AquariusNET Viewer (Version 4.4.4.2.3, TeraRecon, Foster City, USA) genutzt werden. Das Programm durchsucht automatisch die Lunge nach Rundherden, wie sie zum Beispiel bei Tumorerkrankungen zu finden sind, und versieht diese mit einem Wahrscheinlichkeitsscore zwischen 0 und 1 (siehe Abbildung 20). Der Score gibt an mit welcher Wahrscheinlichkeit es sich bei einer vom Programm gefundenen Struktur um einen Lungenrundherd handelt. Der Cutoff-Wert für diesen Score ist standartmäßig bei 0,4. Funde mit einem niedrigeren Score wurden nicht berücksichtigt. Teil der Studie waren achtunddreißig dünn-schichtige CT-Aufnahmen der Lunge mit mindestens einem (bis max. 11) Rundherden mit einer Größe von 4-10 mm. Größere Rundherde wurden für das CAD-Programm als zu einfach zu finden eingestuft und daher nicht mit eingeschlossen. Eingrenzungen anhand der Lokalisation der Rundherde wurden nicht vorgenommen. Das Patientenkollektiv umfasst 9 Frauen und 29 Männer im Alter von 15 bis 82 Jahren. Die Parameter der verwendeten CT-Untersuchung und Angaben zu Art und Modus der Kontrastmittelgabe finden sich in Tabelle 5. Als Vergleichsgruppe wurden die CT-Studien von zwei radiologischen Assistenzärzten (mit 1 und 2 Jahren Erfahrung) im Konsens auf Rundherde durchsucht, wobei nicht zwischen gutartig oder bösartig unterschieden wurde. Jedem Fund, ob von Radiologen oder CAD-Programm, wurde für das Vorhandensein in jeder Kompressionsstufe ein binärer Wert zugeordnet.

Abhängig von der Übereinstimmung mit der manuellen Suche wurden die Funde des CAD-Programms in tatsächliche und falsche Funde (wie beispielsweise als Rundherd missinterpretierte Gefäße o.ä.) eingeteilt.

Statistische Methoden

Zur statistischen Auswertung wurde für jede Kompressionsstufe die absolute Häufigkeit von tatsächlichen und falschen Funden berechnet und diese in Balkendiagrammen abgebildet.

Anschließend wurden die Funde in einer Kompressionsstufe gegen die Funde in den Originaldaten in einer Kreuztabelle gegeneinander aufgetragen. Zur Überprüfung signifikanter Abweichungen wurden McNemar Tests mit einem globalen Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ durchgeführt.

3.6 Automatisierte Volumetrie von Leberrundherden

Bei dem untersuchten Algorithmus handelt es sich um einen Prototyp zur automatisierten Volumetrie von Leberrundherden der Firma Mevis Medical Solutions AG (Bremen, Deutschland). Nach dem Platzieren einer Markierung in die zu messende Läsion (siehe Abbildung 21) wird diese automatisch dreidimensional segmentiert und folgende Werte bestimmt: Volumen, Equivalent spherical diameter (ESD), Durchmesser nach den RECIST-Kriterien (engl. Response Evaluation Criteria in Solid Tumors) und Durchmesser nach WHO-Kriterien (World Health Organisation). Eingeschlossen wurden insgesamt 20 CT-Aufnahmen des Abdomens mit insgesamt 59 Leberläsionen. Das Patientenkollektiv umfasst 7 Frauen und 13 Männer im Alter von 30 bis 81 Jahren. Die Parameter der verwendeten CT-Untersuchung und Angaben zu Art und Modus der Kontrastmittelgabe finden sich in Tabelle 5.

Statistische Methoden

Zur statistischen Analyse wurden der Median sowie die Quartile der berechneten Werte im Original und den drei Kompressionsstufen erhoben. Die grafische Darstellung erfolgte mittels Box-Plots. Zur Überprüfung der Konkordanz der gemessenen Werte nach Kompression mit den gemessenen Werten der Originaldaten wurden Intra-Klassen Korrelationskoeffizient (ICC) berechnet.

Tabelle 6: Interpretation ICC (89)	
<0,1	Keine Übereinstimmung
0,1-0,4	Schwache Übereinstimmung
0,41-0,6	Deutliche Übereinstimmung
0,61-0,8	Starke Übereinstimmung
>0,81	Fast vollständige Übereinstimmung

Die Intra-Klassen Korrelationskoeffizient können wie in Tabelle 6 interpretiert werden.

3.7 Funktionelle Bildgebung des Herzens

Untersuchungsobjekt dieser Studie war die funktionelle Messung der Ejektionsfraktion des Herzens in EKG-getriggerten, kontrastmittelunterstützten CT-Aufnahmen des Herzens.

Eingeschlossen wurden insgesamt 30 Studien. Das Patientenkollektiv umfasste 16 Frauen und 14 Männer im Alter von 32 bis 90 Jahren. Die Aufnahmen wurden mittels Spiral-CT bei gleichzeitiger Erfassung des EKGs erhoben. Anschließend wurden zu neun bzw. zehn verschiedenen Zeitpunkten der Herzaktion im EKG Schichtdatensätze rekonstruiert. Die Parameter der verwendeten CT-Untersuchung und Angaben zu Art und Modus der Kontrastmittelgabe finden sich in Tabelle 5. Die anschließende Auswertung erfolgte mit TeraRecon Intuition (Version 4.4.7.102.7056, Foster City, USA). Das Programm findet selbständig den linken Ventrikel, bestimmt die Grenzwerte der Röntgenabschwächung (HU) für das Blut/Kontrastmittelgemisch im Ventrikel und bestimmt Mitral- und Aortenklappe (siehe

Abbildung 22). Anhand dieser Segmentierung kann das end-diastolische und end-systolische linksventrikuläre Volumen gemessen und anschließend daraus die Ejektionsfraktion und das Schlagvolumen berechnet werden.

In einzelnen Kompressionsstufen einer Studie gelang die automatische Ausmessung nicht. Ursächlich hierfür waren drei verschiedene Gründe mit denen unterschiedlich umgegangen wurde.

1. Die Ausmessung konnte von dem Programm nicht durchgeführt werden und wurde mit Fehlermeldung verweigert.
2. Das Programm konnte den linken Ventrikel nicht selbständig auffinden. Nach manueller Markierung konnte die automatische Messung ohne Probleme beendet werden.
3. Mitral- und Aortenklappe konnte nicht gefunden werden. Diese wurden manuell aufgesucht, woraufhin die automatische Messung ohne Probleme weiterlaufen konnte.

Statistische Methoden

Zu- und Abnahme dieser Fehlern durch Kompression wurde mittels McNemar-Test zum globalen Signifikanzniveau $\alpha=0,05$ auf ihre Signifikanz geprüft. Aufgrund multipler Testung wurde eine Bonferroni-Korrektur angewandt und jeder einzelne Test zum Bonferroni-korrigierten lokalen Niveau durchgeführt.

Nach Erhebung aller Werte wurden die Messungen, welche durch den unter 1. beschriebenen Fehler nicht durchgeführt werden konnten, durch ein sog. Median-Imputations-Verfahren ergänzt, in dem fehlende Werte durch den Median aller einwandfrei messbaren Werte ersetzt werden.

Die statistische Analyse umfasste Median und Quartile, welche in Box-Plots dargestellt wurden. Zur Konkordanz-Bestimmung wurden Intra-Klassen Korrelationskoeffizient berechnet.

Die Intra-Klassen Korrelationskoeffizient können wie in Tabelle 6 interpretiert werden.

4 Ergebnisse

4.1 3D-Volume rendering

PSNR

Bei der PSNR-Berechnung wurde jeweils ein Screenshot einer 3D-Rekonstruktion eines komprimierten Datensatzes mit dem des Original verglichen. Wie in Tabelle 7 dargestellt zeigte sich eine leichte Abnahme der PSNR mit zunehmender Kompression, visualisiert in Abbildung 9.

Tabelle 7: Ergebnisse PSNR

	PSNR (dB) Original vs. 8:1	PSNR (dB) Original vs. 10:1	PSNR (dB) Original vs. 15:1
Median	49,89	49,61	48,89
Perzentile	25	48,84	47,98
	75	50,94	49,98

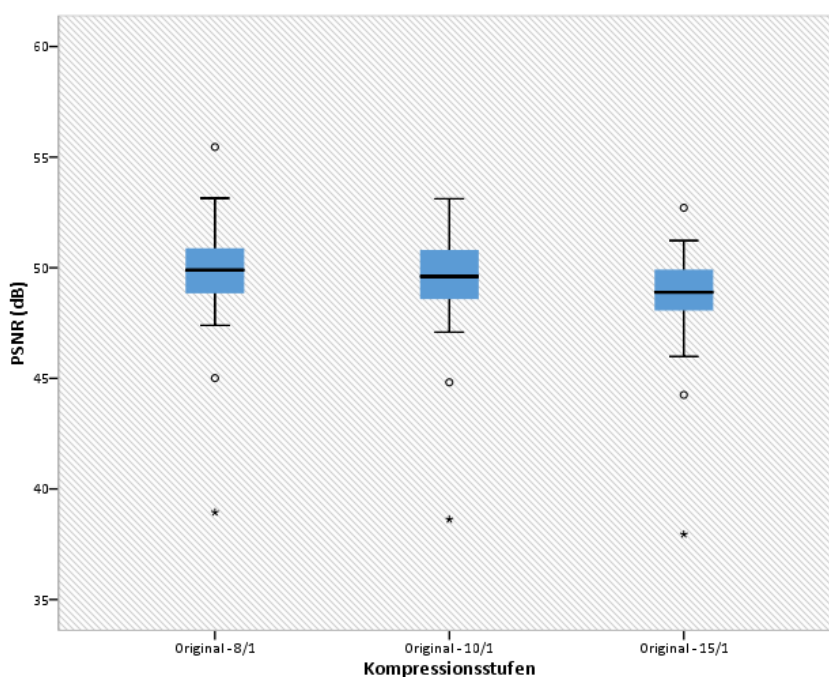


Abbildung 9: Box-plot PSNR

HDR-VDP

Der HDR-VDP errechnete für den Anteil an auffälligen Pixeln jeweils 0% für die Detektions-Wahrscheinlichkeiten 0,75 und 0,95. Der Höchstwert einer Messung lag bei 0,0008% in 0,75.

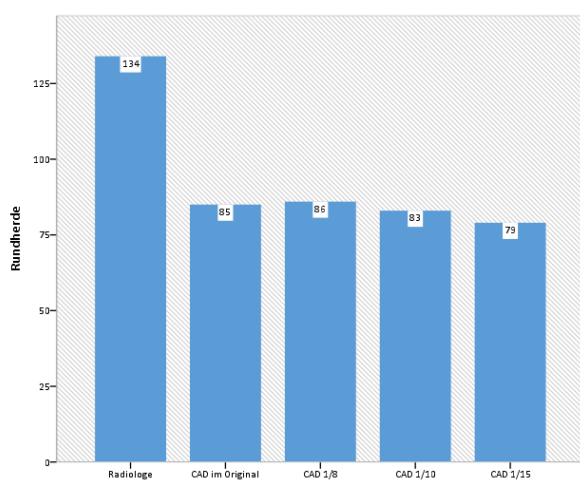
Bewertung durch menschliche Betrachter

In der randomisierten, doppel-blinden, Side by side Auswertung der Screenshots konnte einer der Betrachter bei keiner Kombination aus Original und Kompression einen Unterschied feststellen. Der zweite Untersucher fand bei 2 von 90 Paaren einen feststellbaren Unterschied. Je einmal bei einer 15:1 komprimierten Rekonstruktion und einmal bei einer 10:1 komprimierten Rekonstruktion unterschiedlicher Serien.

4.2 Computer assistierte Detektion (CAD) von Lungenrundherden

Insgesamt ergaben sich 159 Funde, sie sich aus 134 Rundherde der zwei Radiologen und 24 falsch erkannte Strukturen des CAD-Programms zusammensetzten. Von den 134 bestätigten Funden hat das Programm insgesamt nur 92 über alle Kompressionsstudien hinweg gefunden, was einer Sensitivität von 68,66% und einer Rate an falsch positiven Funden von 15,01% entspricht. Zu beobachten war einerseits, dass mit zunehmender Kompression einzelne Rundherde vom CAD-Programm nicht mehr gefunden wurden. Andererseits wurden auch in komprimierten Bildern Rundherde gefunden, welche im Original nicht detektiert wurden. Insgesamt ergaben sich folgende Veränderungen: Wie in Abbildung 10 zu sehen stieg die Gesamtzahl der vom CAD-Programm gefundenen Rundherde in 8:1 leicht an, um dann in 10:1 und 15:1 leicht abzufallen. Auch die Zahl der falschen Funde stieg in 8:1 an, in 10:1 und 15:1 lag sie zwischen Original und 8:1.

Gefundene Rundherde:



Falsche Funde:

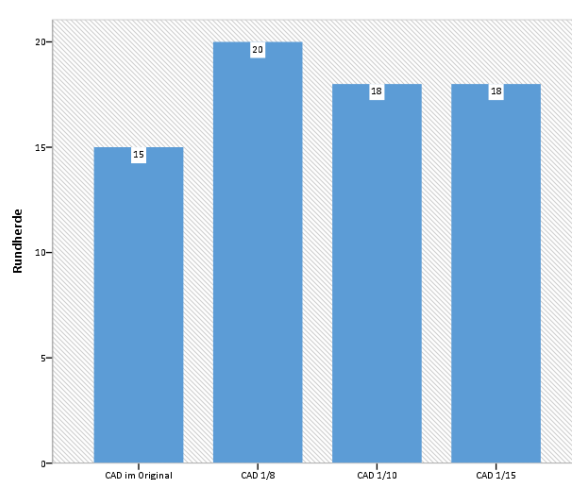


Abbildung 10: CAD - Balkendiagramme

Tabelle 8: CAD – Kreuztabellen

CAD: 8:1 vs. Original				CAD: 10:1 vs. Original				CAD: 15:1 vs. Original						
		CAD Original				CAD Original				CAD Original				
		0	1			0	1			0	1			
CAD 8:1	0	47	5	52	CAD 10:1	0	50	7	57	CAD 15:1	0	49	12	61
	1	11	95	106		1	8	93	101		1	9	88	97
		58	100	158			58	100	158			58	100	158

Tabelle 9: CAD - Ergebnisse McNemar-Test

Kompressionsrate	McNemar-Test
8:1	p=0,21
10:1	p=1
15:1	p=0,644

Tabelle 8 zeigt die CAD-Funde als Kreuztabelle. In Tabelle 9 sind die Ergebnisse des McNemar-Tests dargestellt. Die gefundenen Abweichungen der Anzahl der Lungenrundherden und falsch positiven Funden zeigten sich zum globalen Signifikanzniveau $\alpha=0,05$ nicht signifikant.

4.3 Automatisierte Volumetrie von Leberrundherden

Wie in Abbildung 11 bis Abbildung 14 und Tabelle 10 zu sehen ist, waren die Mediane der gemessenen Werte Volumen, ESD, RECIST-Durchmesse und WHO-Durchmesser nach Kompression kleiner als im Original. Im Vergleich der verschiedenen Kompressionsstufen zeigte sich ein relativ homogenes Bild.

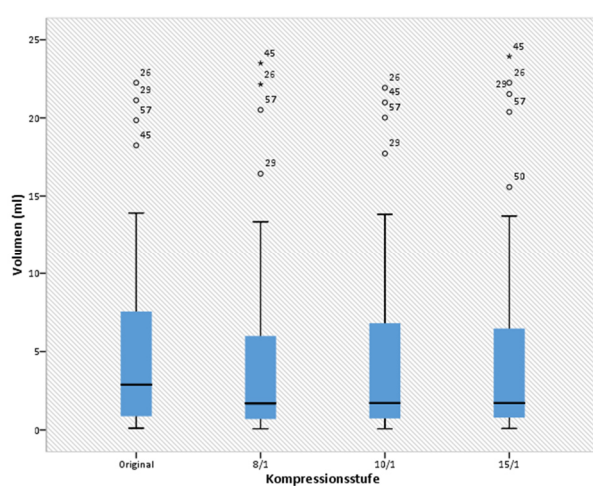


Abbildung 11: Volumetrie – Volumenausmessung

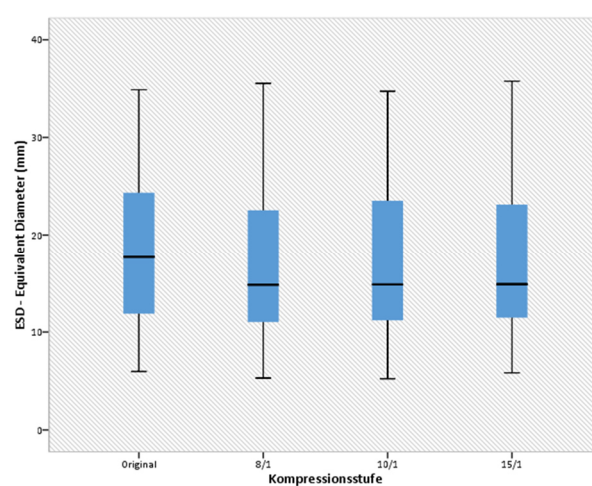


Abbildung 12: Volumetrie - ESD

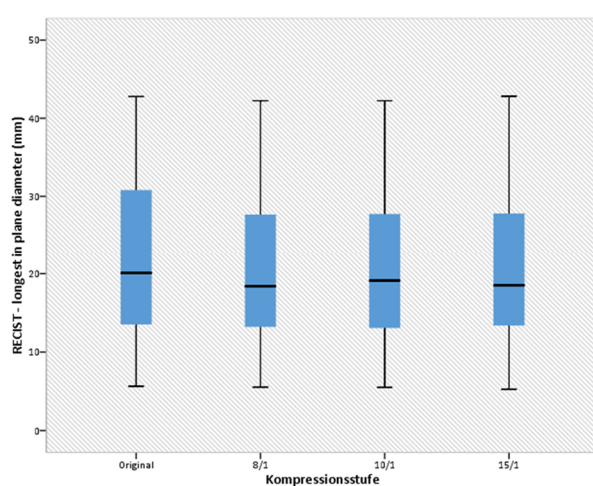


Abbildung 13: Volumetrie - RECIST

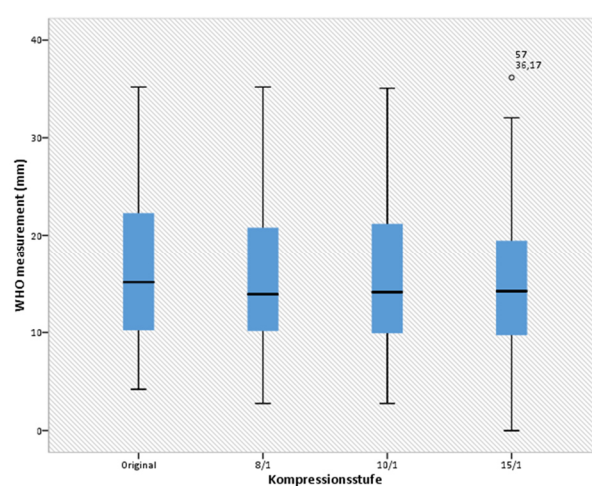


Abbildung 14: Volumetrie - WHO

		Median	Perzentile	
			25	75
Volumen (ml)	Original	2,89	0,84	7,59
	8:1	1,70	0,68	6,02
	10:1	1,72	0,65	6,93
	15:1	1,72	0,75	6,51
ESD	Original	17,68	11,71	24,38
	8:1	14,83	10,92	22,57
	10:1	14,86	10,74	23,66
	15:1	14,89	11,27	23,16
RECIST	Original	20,09	13,46	31,59
	8:1	18,40	13,20	27,73
	10:1	19,12	13,06	27,92
	15:1	18,51	13,27	28,06
WHO	Original	15,13	10,19	22,43
	8:1	13,90	9,99	21,07
	10:1	14,11	9,85	21,63
	15:1	14,21	9,66	19,48

Die berechneten Intra-Klassen Korrelationskoeffizient ICC (siehe Tabelle 11) ergaben eine fast perfekte Übereinstimmung der gemessenen Werte aus komprimierten Bildmaterial im Vergleich zu den Werten aus den Originalen (89).

Wert	Kompressionsrate	ICC Original gegen Kompression
Volumen (ml)	8:1	ICC=0,923 ($\sigma=0,02$)
	10:1	ICC=0,933 ($\sigma=0,017$)
	15:1	ICC=0,923 ($\sigma=0,02$)
"ESD"- Durchmesser	8:1	ICC=0,922 ($\sigma=0,02$)
	10:1	ICC=0,93 ($\sigma=0,018$)
	15:1	ICC=0,93 ($\sigma=0,018$)
"RECIST"- Durchmesser	8:1	ICC=0,926 ($\sigma=0,019$)
	10:1	ICC=0,942 ($\sigma=0,015$)
	15:1	ICC=0,918 ($\sigma=0,021$)
WHO- Durchmesser	8:1	ICC=0,91 ($\sigma=0,024$)
	10:1	ICC=0,942 ($\sigma=0,018$)
	15:1	ICC=0,918 ($\sigma=0,023$)

4.4 Funktionelle Bildgebung des Herzens

Wie in 3.7 beschrieben arbeitete das Programm bei einigen Studien fehlerhaft. Tabelle 12 zeigt die Anzahl der Studien, die manuell nachjustiert wurden (Markierung des Ventrikels oder der Klappenebene) und wie oft die Messung mit Fehlermeldung abgebrochen wurde. Zu erwähnen ist, dass die Messung zweier Serien in allen Kompressionsstufen wie auch im Original mit Fehlermeldung nicht ausgeführt werden konnte. Für die Gesamtzahl der manuell nachjustierten Serien ergab sich keine Veränderung. Die Anzahl an Serien, deren Messung mit Fehlermeldung abgebrochen wurde, nahm bei 8:1 erst um eine zu. In 10:1 und 15:1 konnte dann eine Serie mehr gemessen werden als im Original. Diese Veränderungen zeigten sich jedoch nicht als signifikant.

	Original	8:1	10:1	15:1
Nachjustiert	6 (p=1)	7 (p=1)	7 (p=1)	7 (p=1)
Automatisch verweigert	4 (p=1)	5 (p=1)	3 (p=1)	3 (p=1)

Es erfolgte die Bestimmung der Mediane für alle Messungen, anschließend wurden die nicht gemessenen Werte durch den Median ersetzt.

		Median	Perzentile	
			25	75
Ejektionsfraktion	Original	58,48	44,10	64,59
	8:1	58,25	50,11	62,40
	10:1	58,05	52,72	68,64
	15:1	57,36	47,15	63,83
End-diastolisches Ventrikelvolumen	Original	116,21	105,70	132,53
	8:1	118,35	103,81	155,96
	10:1	116,84	100,24	150,98
End-systolisches Ventrikelvolumen	Original	49,09	34,38	68,57
	8:1	49,47	38,79	77,39
	10:1	42,02	33,77	81,48
	15:1	46,61	38,65	73,52
Schlagvolumen	Original	67,11	59,89	78,23
	8:1	69,16	59,51	81,83
	10:1	68,82	57,65	78,50
	15:1	69,02	64,27	77,67

Tabelle 13 zeigt die Ergebnisse der deskriptiven Statistik:

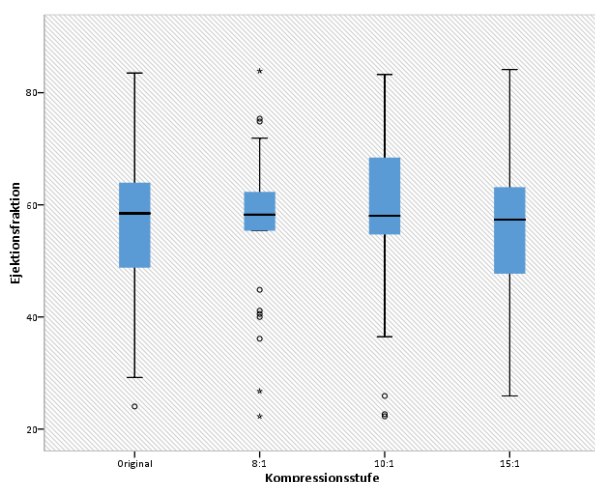


Abbildung 15: funktionelle Bildgebung - Ejektionsfraktion

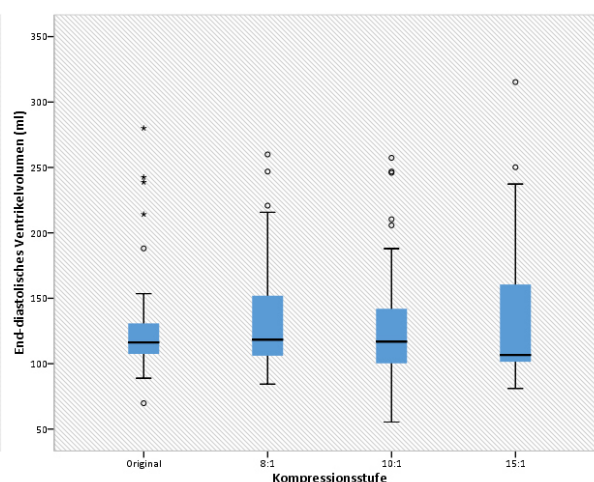


Abbildung 16: funktionelle Bildgebung - End-diastolisches Ventrikelvolumen

Wie in Abbildung 15 zu sehen ist, zeigte der Median der Messung der Ejektionsfraktion keine großen Abweichungen nach Kompression. Auffällig sind viele Extremwerte in 8:1.

Abbildung 16 zeigt die Messung des enddiastolischen Ventrikelvolumens. Hier ist ein leichter Abfall des Median in 15:1 zu beobachten.

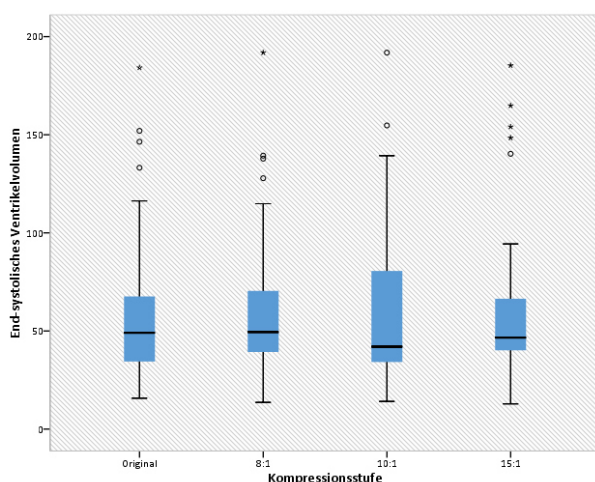


Abbildung 17: funktionelle Bildgebung - End-systolisches Ventrikelvolumen

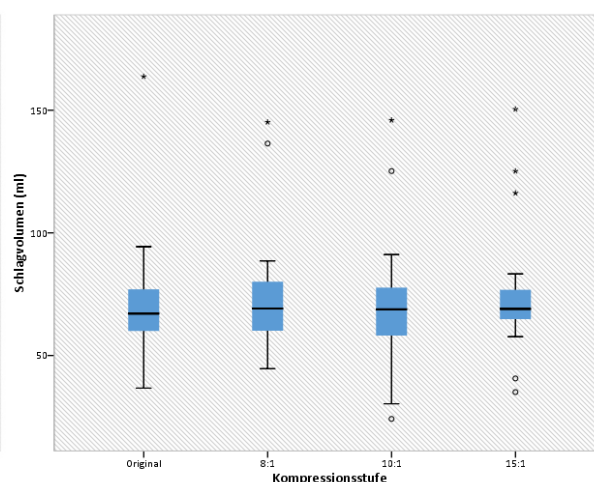


Abbildung 18: funktionelle Bildgebung - Schlagvolumen

In Abbildung 17 ist das end-systolische Ventrikelvolumen dargestellt. Ein geringer Abfall des Median ist in 10:1 zu beobachten.

Abbildung 18 zeigt das berechnete Schlagvolumen. Es stellen sich keine gravierenden Abweichung des Median dar.

Tabelle 14: funktionelle Ergebnisse - Ergebnisse ICC		
Wert	Kompressionsrate	ICC Original gegen Kompression
Ejektionsfraktion	8:1	ICC=0,912 (0,822 – 0,958)
	10:1	ICC=0,87 (0,742 – 0,937)
	15:1	ICC=0,899 (0,796 – 0,951)
End-diastolisches Ventrikelvolumen	8:1	ICC=0,888 (0,775-0,956)
	10:1	ICC=0,924 (0,845-0,964)
	15:1	ICC=0,885 (0,77-0,944)
End-systolisches Ventrikelvolumen	8:1	ICC=0,964 (0,925-0,983)
	10:1	ICC=0,968 (0,933-0,985)
	15:1	ICC=0,939 (0,874-0,971)
Schlagvolumen	8:1	ICC=0,709 (0,467-0,852)
	10:1	ICC=0,739 (0,515-0,868)
	15:1	ICC=0,708 (0,466-0,851)

In Tabelle 14 sind die berechneten Intra-Klassen Korrelationskoeffizient dargestellt. Dabei zeigte sich für die Werte Ejektionsfraktion, enddiastolisches und endsystolisches Volumen in allen Kompressionsraten eine fast vollständige Übereinstimmung und für das Schlagvolumen eine starke Übereinstimmung zu den Werten des Originals (89).

5 Diskussion

5.1 Bewertung der aktuellen Studienlage

Um der stetigen Zunahme medizinischer Bilddaten zu begegnen, konnte sich die verlustbehaftete Bilddatenkompression in zahlreichen Studien als adäquates Hilfsmittel darstellen. Seit über zehn Jahren ist sie Gegenstand der Forschung. Zur Zeit existieren mehrere Empfehlungen von nationalen und internationalen Organisationen (3, 6–8) zum praktischen Einsatz verlustbehafteter Kompression. Bildqualitätsverluste im Rahmen dieser Empfehlungen sind geringer als solche, die teilweise heute schon durch Senkung der Dosis, Kontrastmitteleinsparung oder weniger Anregungsphasen in der MRT in Kauf genommen werden. Einige Autoren sehen daher die Bilddatenkompression als gleichberechtigten Teil der Bildverarbeitungskette an (24).

Aktuell sind vor allem die Kompressionsverfahren JPEG, JPEG2000 und für Schichtaufnahmen auch 3D-JPEG2000 im Gespräch. Die Überlegenheit eines dieser Verfahren gegenüber den anderen konnte noch nicht gezeigt werden (10–12). Der modernere Algorithmus JPEG2000 bietet in seiner Arbeitsweise jedoch einige Vorteile (siehe 2.3.3) gegenüber JPEG und wird daher zunehmend in aktuellen Kompressionsstudien verwendet (13–19). Aktuelle Empfehlungen zur akzeptablen Kompressionsrate verorten diese in den Bereich mit zwar mathematisch verlustbehafteter aber diagnostisch verlustfreier Bildqualität. Sie basieren auf Studien mit Vorher-Nachher-Vergleich von diagnostischen Parametern und auf visueller Übereinstimmung durch Radiologen oder durch Hilfsmitteln wie PSNR oder HDR-VDP (siehe 2.4.2). Dies führte zwar zu praxistauglichen Empfehlungen für Kompressionsraten bei gängigen Untersuchungen abhängig von der jeweiligen Region, jedoch stellt sich die Bestimmung der optimalen Kompressionsrate als schwierig dar.

5.2 Praktischer Einsatz irreversibler Bilddatenkompression, rechtliche Bedenken

Die durch die DRG publizierten Empfehlungen (8) zur verlustbehafteten Bilddatenkompression (siehe Tabelle 2) wurden in einer Konsensuskonferenz mit Beteiligung Radiologie, Industrie, Physik und Behörden entwickelt. Dabei wurde berücksichtigt, dass die empfohlenen Kompressionsraten den Anforderungen zur Auszeichnungspflicht nach § 28 RÖV entsprechen müssen und somit den sicheren praktischen Einsatz erlauben. Trotzdem hat die

irreversible Bilddatenkompression in Deutschland noch keine breite Anwendung erfahren. Ihr Einsatz beschränkt sich momentan lediglich auf Studienzwecke.

Zur Erklärung dieser Vorbehalte muss die Einbindung der Bilddatenkompression in den radiologischen Workflow beachtet werden. Dabei gibt es vor allem zwei Vorschläge: Die Kompression an der Aufnahmemodalität und die Kompression nach Erstellung des ersten Befundes im PACS (siehe 2.5). Der erste, in Kanada erprobte, Vorschlag reduziert schon direkt ab der Modalität die zu speichernden und zu übermittelnden Daten. Bedenken hierbei gibt es, da der Kompressionsalgorithmus hier modalitätsgebunden, also herstellerabhängig, ist und somit statt eines zentralen Algorithmus im PACS eine Vielzahl verschiedener Algorithmen verwendet werden müssen. Dies könnte möglicherweise zu Problemen in der Ergebnissicherung und Qualitätskontrolle führen. Obwohl die gängigen Empfehlungen zu verlustbehafteter Datenkompression von der Gleichwertigkeit komprimierter und originaler Bilder ausgehen, wird der Vorschlag von der ESR (3) nicht präferiert, die der erstmaligen Erhebung eines Befundes einen höheren ethisch-rechtlichen Stellenwert einräumt und dort die Verwendung von nicht komprimierten Bildern vorsieht. Dies entspricht dem zweiten Vorschlag: Nach Erstellung des ersten Befundes werden die Bilder komprimiert im Archiv abgelegt. Der Unterschied zwischen dieser spätere Datenreduktion und der Kompression direkt an der Modalität fällt wahrscheinlich nicht groß ins Gewicht. Dieses Vorgehen beinhaltet jedoch die Verwendung zweier Versionen eines Bildes. Unklar ist, ob nicht eine subjektive Abwertung der archivierten Bilder stattfindet und wie die Lage bei einem Rechtsstreit ist, wenn die Originalbilder, die einem Befund zu Grunde liegen, nicht mehr vorhanden sind.

Die Frage welche Bilder langfristig gespeichert werden müssen spielt nicht nur im Hinblick auf Bilddatenkompression eine Rolle. Mittels multiplanarer Rekonstruktion (MPR) lassen sich beispielsweise sagittale oder koronare Rekonstruktionen aus einem Datensatz mit axialen Schichtaufnahmen erstellen, sodass keine Notwendigkeit für deren Aufbewahrung besteht. Ein weiteres Beispiel ist die Erstellung von dickschichtigen Rekonstruktionen aus einem dünnschichtigen Datensatz mittels Average intensity projection (AIP) (3), welche das Aufbewahren von separaten dickschichtigen Aufnahmen überflüssig machen sollte. Es stellt sich daher die generelle Frage, was eigentlich aufbewahrt werden muss. Die Vermeidung dieser Art von „Redundanz“ beziehungsweise die Ressourcenverlagerung von Speicherplatz zu Rechenleistung kann sicher auch zu spürbaren Einsparungseffekten führen.

5.3 Offene Fragen

Trotz bislang fehlender praktischer Verwendung irreversibler Bilddatenkompression bleibt sie Gegenstand der Forschung. So wurden verschiedene Vorschläge zur Optimierung des Kompressionsergebnisses beziehungsweise zur Vereinfachung des Kompressions-Workflows gemacht. Darunter fallen die Verwendung der PSNR anstelle der Kompressionsrate CR (3), die adaptive Berechnung der Kompressionsrate anhand von Bildinformationen (13, 14) oder die alleinige Verwendung von visuell verlustfreien Kompressionsraten (14, 18, 47, 49, 50). Die Bewertung der in 2.4.4 ausführlich besprochenen Vorschläge fällt unterschiedlich aus:

Als Marker für die Wiedergabetreue (engl. fidelity) eines Bildes hat konnte die PSNR als der Kompressionsrate CR überlegen dargestellt werden (3, 19, 49). Die Verwendung der PSNR würde daher zu besseren Kompressionsergebnissen führen. Allerdings müssten die bisherigen Empfehlungen für die Kompressionsraten durch jene für die PSNR ersetzt werden, wozu wiederum eine Vielzahl von neuen Studien nötig wäre.

Unter adaptiver Berechnung der Kompressionsrate versteht man die Bestimmung einer maximalen Kompressionsrate für ein einzelnes Bild anhand von Parametern der Bildkonfiguration oder Informationen aus dem DICOM-Header. Momentan ist man noch mit der Identifizierung dieser Parameter beschäftigt (siehe 2.4.4) (13, 14). Dieser Vorschlag erscheint als sehr attraktive Zukunftsvision, über deren letztendliche Umsetzbarkeit aber noch kein abschließendes Urteil möglich ist.

Der fehlende praktische Einsatz der irreversiblen Bilddatenkompression liegt neben den Unklarheiten bei der Workflow-Einbindung und den ungewissen Weiterentwicklungen der Kompressionstechniken auch an dem weitgehend unbekanntem Einfluss auf Nach- und Weiterverarbeitung komprimierter Bilder. Die aktuelle Studienlage zu diesem Thema wurde in 2.6.2 ausführlich dargelegt. Die geringe Anzahl der Studien und die Verwendung unterschiedlicher Kompressionsalgorithmen lässt kein klares Bild zeichnen. Allerdings zeigen die bisherigen Ergebnisse, dass die untersuchten Postprocessing-Algorithmen im Bereich der aktuell empfohlenen Kompressionsraten unempfindlich zu sein scheinen.

5.4 Interpretation der Ergebnisse

In Anhang 1, Anhang 2 und Anhang 3 sind Einzelbilder einer CT-Abdomen-Untersuchung in den gewählten Kompressionsstufen abgebildet. Auch nach starker Vergrößerung sind Unterschiede nur schwer zu erkennen.

Die Ergebnisse der untersuchten Postprocessing Algorithmen 3D-Volume rendering, CAD von Lungenrundherden, automatisierte Volumetrie von Leberrundherden und funktionelle EF-Messung des Herzens lassen verschiedene Schlussfolgerungen zu.

5.4.1 3D-Volume rendering

Der untersuchte Postprocessing-Algorithmus dient zur Generierung einer 3D-Darstellung aus zweidimensionalen Schichtaufnahmen. Diese Kategorie von Algorithmus wurde zum ersten Mal auf ihre Kompressionstoleranz geprüft.

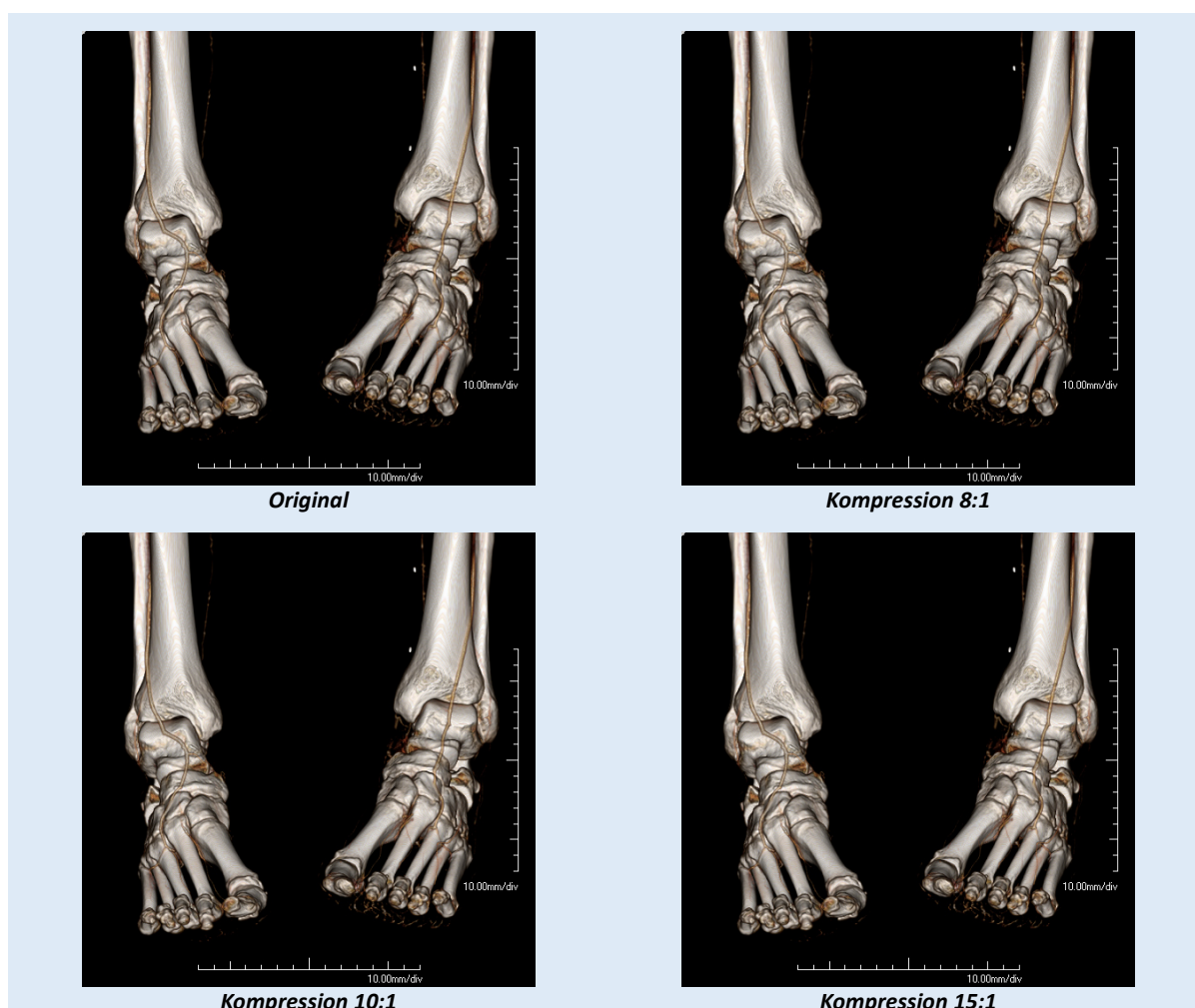


Abbildung 19: 3D-Darstellung - Beispiel

Screenshots von 30 3D-Rekonstruktionen (siehe Abbildung 19, Vergrößerung in Anhang 4) von komprimierten und nicht komprimierten CT-Angiographien der Becken-Bein-Gefäße wurden auf drei verschiedene Arten mit Screenshots der Originalrekonstruktion verglichen: PSNR-Berechnung, HDR-VDP und Side by side Auswertung zweier Radiologen. Wie bereits diskutiert, dient die PSNR-Berechnung im Normalfall zum Vorher-Nachher-Vergleich bei Anwendung eines Codecs oder Kompressionsalgorithmus auf ein Bild. Dabei werden Pixel für Pixel die Abweichungen zum Original bestimmt. Bei der 3D-Rekonstruktion von CT-Aufnahmen würde es nicht verwundern, wenn kleinste Abweichungen des Bildmaterials zu einer anderen Rekonstruktion führten, die zwar optisch ähnlich ist, aber bei denen sich starke Abweichungen beim direkten Vergleich einzelner Pixel ergeben. Es zeigte sich ein Trend dahingehend, dass die Übereinstimmung der Rekonstruktionen mit steigender Kompression abnahm, gekennzeichnet durch das Absinken der PSNR. Die berechneten PSNR-Werte für die Rekonstruktion lagen jedoch bei etwa 50dB, was bei einem Bild mit 8bit Farbraum von fast absoluter Übereinstimmung zeugt (35).

Der High Dynamic Range Visual Difference Predictor (HDR-VDP) bewertet die Abweichungen zwischen 3D-Rekonstruktion aus komprimierten und nicht komprimierten Datensätzen mit einer mutmaßlichen Detektionswahrscheinlichkeit für Menschen. Ähnlich wie bei der PSNR muss dabei bedacht werden, dass der HDR-VDP normalerweise beim Vorher-Nachher-Vergleich von induzierten Störungen auf ein Bild verwendet wird. Schlechte Werte müssten nicht zwangsläufig auf eine schlechte Rekonstruktion hinweisen. Allerdings fand das Programm selbst bei der Detektionswahrscheinlichkeit von 0,75 keine Abweichungen, welche einem menschlichen Betrachter auffallen würden. Dies spricht für die visuelle Gleichheit der Rekonstruktionen vor und nach Kompression in den Stufen 8:1, 10:1 und 15:1.

Dass Ergebnis der Bewertung durch zwei Radiologen in einem doppelblinden randomisierten Side by side Setting war sehr eindeutig. Lediglich einer der beiden Radiologen gab zwei Rekonstruktionen (10:1 und 15:1 in unterschiedlichen Untersuchungen) als nicht identisch an. Fraglich ist ob diese Auswahl korrekt getroffen wurde, wenn in allen anderen Kombinationspaaren kein Unterscheid feststellbar war. Eine Auswertung im Sinne einer Receiver oOperatingcharacteristic-Analyse (ROC) (90) war aufgrund der Eindeutigkeit der Ergebnisse und der geringen Anzahl der verwendeten Kompressionsstufen nicht sinnvoll. Die Eindeutigkeit liegt wahrscheinlich an den moderat gewählten Kompressionsraten. Für die

Fragestellung spielt dies allerdings keine Rolle. Es sollte für Kompressionsraten im Bereich aktuell empfohlener Raten die Kompressionstoleranz für die gewählten Postprocessing-Algorithmen festgestellt werden.

Zusammenfassend kann bei JPEG2000-Kompression mit den Kompressionsraten 8:1, 10:1 und 15:1 von einem sehr hohen Maß an Übereinstimmung, wenn nicht sogar von Gleichheit, der 3D-Rekonstruktionen gesprochen werden. Die durch die Kompression induzierten Veränderungen wie „smoothing“, „blurring“ und „rice“-Artefakte (siehe 2.4.1) beeinflussen die „mathematische Abtastung“ des verwendeten 3D-Algorithmus nicht.

5.4.2 Computer assistierte Detektion von Lungenrundherden

Bei der Interpretation der Ergebnisse lässt sich zunächst feststellen, dass das CAD-Programm im Vergleich zu einem Radiologen eine sehr schlechte Trefferquote besitzt. Einen guten Vergleichswert bietet eine Arbeit von Goo et al. (91) die das Ergebnis von 10 Studien zusammenfasst. Die Sensitivität mit 68,66% lag demnach etwas unter den in der Literatur beschriebenen Werten von durchschnittlich 71,8%, die Rate an falsch positiven Funden von 15,1% lag deutlich über der beschriebenen 4,04%.

Die Grenze des Einflusses der 3D-Kompression auf die Computer-assistierte Detektion von Lungenrundherden konnte in einer Studie von Raffy et al. auf eine Kompressionsstufe zwischen 24:1 und 48:1 lokalisiert werden. Die 2D-Kompression mittels JPEG2000 zeigte bis 15:1, also auch unterhalb von 24:1, keinen Einfluss auf die CAD. Ob sich bis 48:1 ebenfalls ein signifikanter Einfluss zeigen würde ist unklar, wäre zum Vergleich beider Verfahren jedoch von Interesse.

Der Vergleich zwischen komprimierten und nicht komprimierten Bildern ergab keine signifikanten Abweichungen. Im Vorfeld schien ein Verschwimmen der Rundherdkanten durch den „blurring“-Effekt oder die Fehlinterpretation von hinzukommenden „rice“-Effekten als Rundherde als mögliche Mechanismen negativer Beeinflussung der CAD durch Kompression möglich. Diese Befürchtung konnte sich jedoch nicht bestätigen. Sowohl die Anzahl an tatsächlichen Rundherden als auch die Anzahl der fälschlich als Rundherd detektierten Strukturen zeigten keine signifikanten Abweichungen.

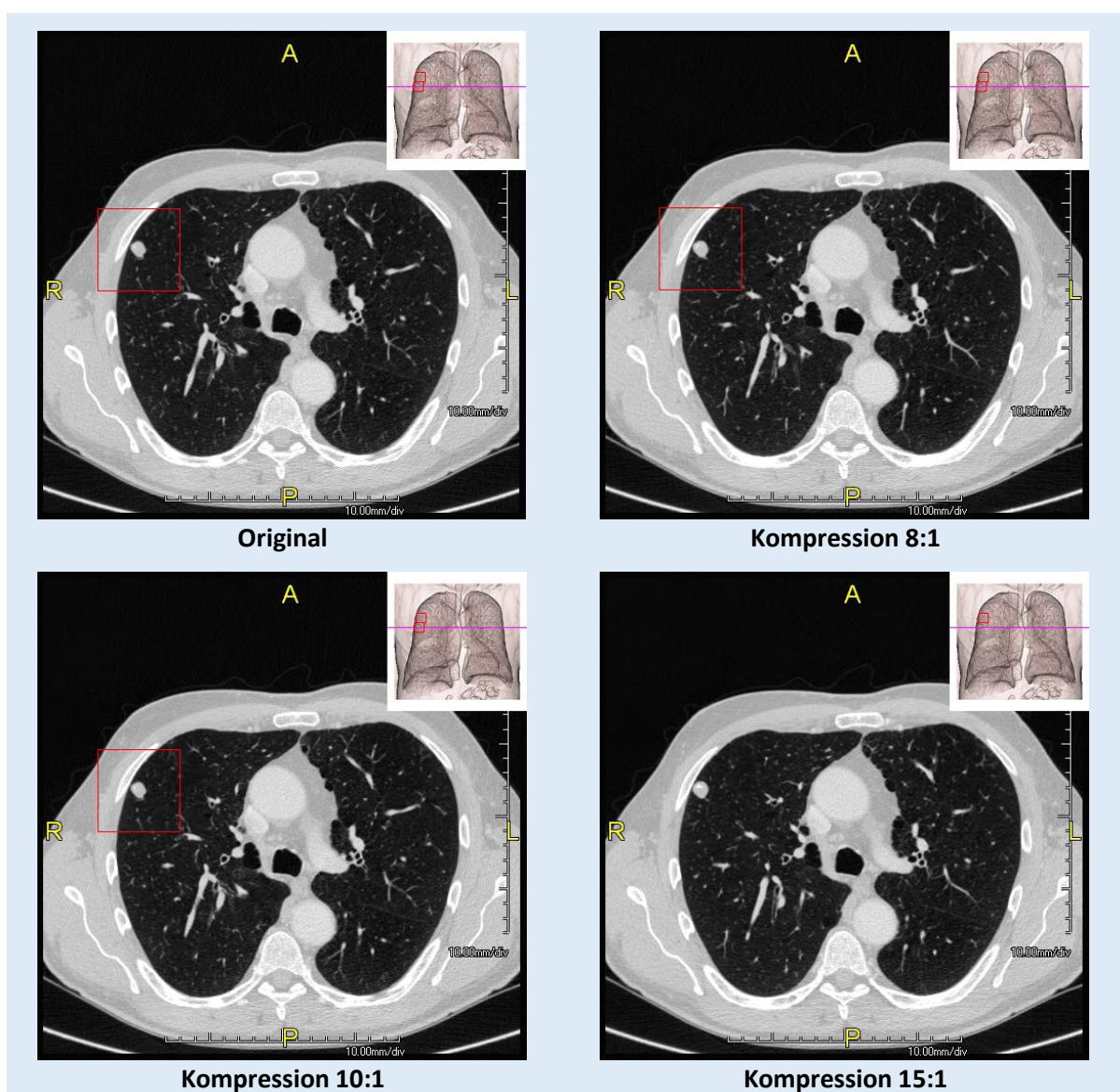


Abbildung 20: CAD - Beispiel

Da nur Kompressionsraten bis 15:1 verwendet wurden, war die Bestimmung der Grenze des Einflusses der JPEG2000 nicht möglich. Spekulativ bleibt ob diese auch, wie bei Raffy et al., zwischen 24:1 und 48:1 liegt. Ein Vergleich zwischen dem dort gewählten 3D-Kompressionsverfahren und JPEG2000 wäre zwar interessant gewesen, die Aussagekraft wäre jedoch durch die Verwendung unterschiedlicher CAD-Programme ohnehin eingeschränkt.

5.4.3 Automatisierte Volumetrie von Leberrundherden

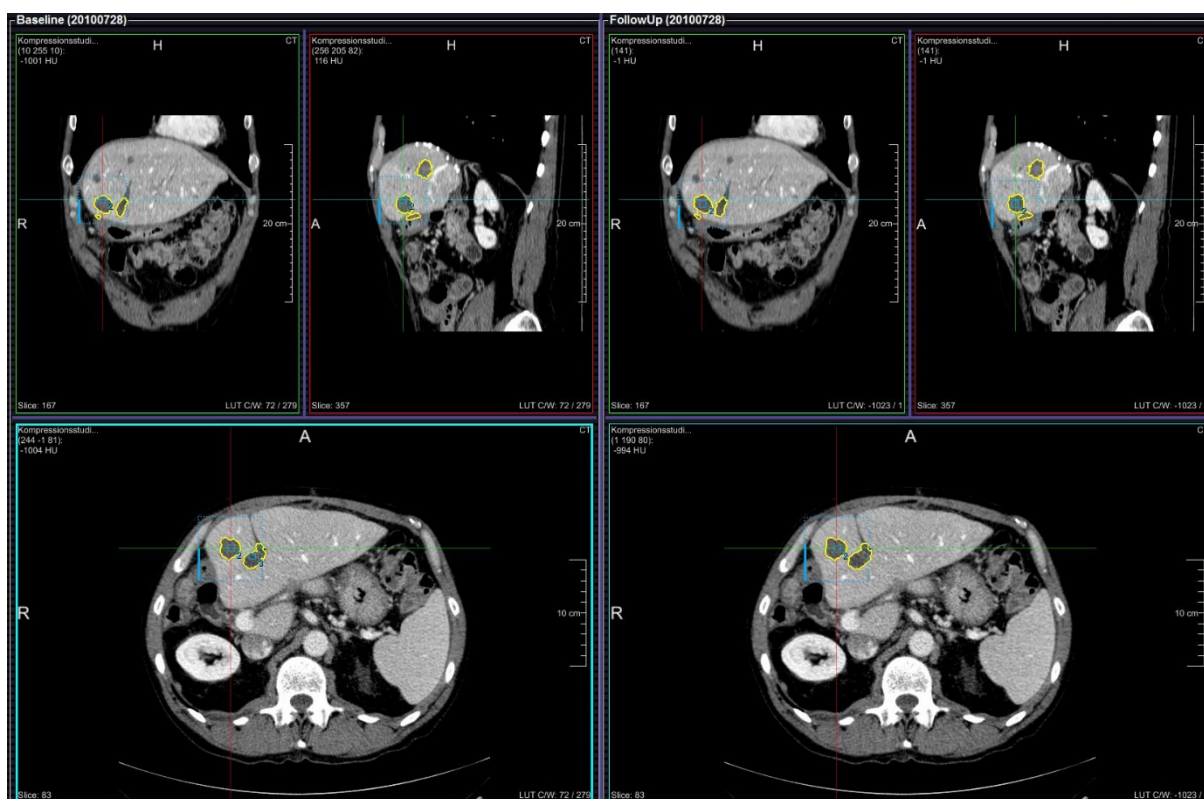


Abbildung 21: Volumetrie - Beispiel

Der hier verwendete Algorithmus gehört zu der Kategorie der Volumetrie-Algorithmen, deren praktischer Einsatz im klinischen Alltag noch überschaubar ist, denen jedoch für die Zukunft viel Potential zugesprochen wird. Eine Studie zur Volumetrie von Lungenrundherden verortete die Grenze des Einflusses von JPEG2000-Kompression zwischen 10:1 und 20:1 (70). Die Vermessung von Rundherden in der Leber unterscheidet sich von der Vermessung von Lungenrundherden in der Größe der Läsionen sowie im Kontrast zum umgebenen Gewebe. Ein ähnliches Verhalten der beiden Algorithmen war daher nicht unbedingt zu erwarten. In der automatisierten Volumetrie von Leberrundherden mittels eines Prototyp-Algorithmus zeigten sich bei den vier gemessenen Werten (Volumen, ESD-Durchmesser, RECIST-Durchmesser und WHO-Durchmesser) einen Abfall des Median der komprimierten Bilder im Vergleich zum Original, ohne jedoch einen großen Unterschied untereinander zu zeigen. Da die berechneten Intra-Klassen Korrelationskoeffizient allerdings eine fast vollständige Übereinstimmung belegten, müssen die Abweichungen als nicht signifikant eingestuft werden. Der untersuchte Algorithmus ist also nicht beeinflusst von den induzierten Bildveränderungen in den Kompressionsraten 8:1, 10:1 und 15:1. Ob der Grenzwert für den

Einfluss der Kompression für beide bisher untersuchten Volumetrie-Algorithmen in einem ähnlichen Bereich liegt, bleibt aufgrund der fehlenden Grenzwertbestimmung spekulativ. Der Trend zum Absinken des Medians, lässt einen signifikanten Einfluss der Bildkompression bis 20:1 durchaus denkbar erscheinen, was sich mit den Ergebnissen der Rundherdvolumetrie in der Lunge decken würde.

5.4.4 Funktionelle Bildgebung des Herzens

Zeitlich aufgelöste CT-Untersuchungen des Herzens erlauben eine Bestimmung der linksventrikulären Ejektionsfraktion. Grundlage der Berechnung ist das Ausmessen der Ventrikelvolumina in Systole und Diastole durch das automatische Auffinden der Ventrikelwände und der begrenzenden Herzklappen.

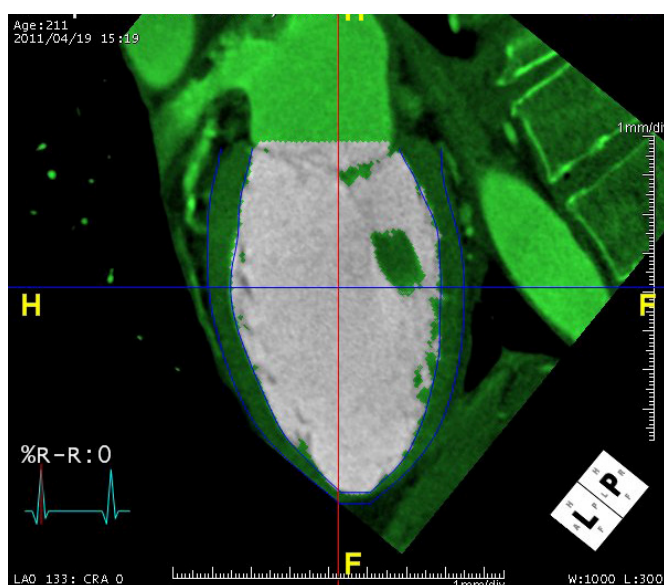


Abbildung 22: Ausgemessener Ventrikel

In der Verwendung von JPEG2000 zeigten sich keine Auswirkungen auf die Fehlerquote des untersuchten Algorithmus. Dies gilt sowohl für die Anzahl der Fälle, in denen die automatische Messung nicht durchgeführt wurde als auch für die Anzahl der Fälle, in denen nachjustiert werden musste (siehe 3.7). Die berechneten Intra-Klassen Korrelationskoeffizient belegten die fast vollständige beziehungsweise starke Übereinstimmung der Werte vor und nach Kompression. Eine Beeinflussung des Algorithmus in den Kompressionsstufen 8:1, 10:1 und 15:1 findet sich also nicht.

5.4.5 Limitationen

Verschiedene Gedanken sind bei der Bewertung der Ergebnisse zu berücksichtigen. Aus Mangel an geeigneten Verfahren zum Vergleich von 3D-Modellen wurden die erprobten Vergleichstools für zweidimensionale Bilder auf Screenshots der erstellten Rekonstruktionen angewandt. Dabei handelt es sich nicht um ein etabliertes Verfahren für diesen Zweck. Zum Vergleich von 3D-Rekonstruktionen ist es nicht optimal. Ihre Limitation besteht darin, dass sie zwar bei großer Übereinstimmung der 3D-Rekonstruktion eindeutige Ergebnisse liefert, jedoch ist unklar, wie diese Methode auf stärkere Kompression mit tatsächlichen Abweichungen der Rekonstruktionen reagieren würde. Denkbar ist eine allmähliche Verschlechterung der Messwerte, aber auch ein abrupter Abfall, wenn der steigende Einfluss der Bilddatenkompression beginnt sich in abweichenden Rekonstruktionen widerzuspiegeln.

Bei der subjektiven Bewertung der Rekonstruktionen mittels Side by side Präsentation ist zu bedenken, dass im alltäglichen Umgang die freie Rotation des 3D-Modells möglich ist. Es ließe sich argumentieren, dass die Einbeziehung der Möglichkeit zur freien Rotation in das Studiendesign das Detektionsvermögen von Veränderungen an den Rekonstruktionen herabsetzen könnte. Durch freies Drehen und ungenaues Positionieren des 3D-Modells bei der Gegenüberstellung würden Veränderungen womöglich nicht so stark auffallen wie bei direkter Gegenüberstellung in exakt gleicher Position. Da sich jedoch keine wahrnehmbaren Abweichungen nachweisen ließen, sind die Studienergebnisse unbeeinflusst von dieser Einschränkung. Zukünftige Studien, die Kompressionsraten mit tatsächlichen Auswirkungen untersuchen, sollten dies bei der Wahl des Studiendesigns jedoch bedenken.

Die Side by side Präsentation zur Bestimmung von Abweichungen zweier Bilder ist möglicherweise auch nicht die Methode der Wahl. Beim Vergleich zweier zweidimensionaler Bilder hat sich das sog. Flicker-Verfahren als sensitiver herausgestellt (23). Das Verfahren charakterisiert sich durch die alternierende Anzeige der Bilder in einem Intervall von wenigen Sekunden.

Die subjektive Auswertung wurde von Assistenzärzten der Radiologie durchgeführt. Ein Kritikpunkt könnte sein, dass die Bewertung durch erfahrenere Fachärzte belastbarere Ergebnisse bietet. Allerdings konnte gezeigt werden, dass Assistenzärzte signifikant sensitiver

für Kompressionsartefakte sind (23). Begründet wurde dies mit der längeren Ansichtszeit bis zur Diagnose und der schwächeren Fokussierung auf die wesentlichen Strukturen.

Die Auswahl an verwendeten Untersuchungen bei der Computer assistierten Detektion von Lungenrundherden enthielt sowohl native Aufnahmen sowie Aufnahmen mit Kontrastmittel zur Abklärung von Lungenembolien. Ob dies einen Einfluss auf das Ergebnis hat, ist nicht klar.

5.4.6 Zusammenfassung der Ergebnisse und Vergleich mit aktuellen Empfehlungen

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Anwendung von irreversibler Kompression mit JPEG2000 in den Kompressionsstufen 8:1, 10:1 und 15:1 keinen Einfluss auf die vier untersuchten Postprocessing-Algorithmen hat. Gegen eine Reproduzierbarkeit der dargelegten Ergebnisse scheint nichts zu sprechen. Die praxisnah gewählten Kompressionsstufen lagen um die aktuell empfohlenen Höchstwerte für Bilddatenkompression mit JPEG oder JPEG2000 (3, 6–8).

Postprocessing	Ergebnis	Aktuelle Empfehlungen			VLT
		UK	Canada	D	
3D-Volume Rendering	Bis inkl. 15:1 kein Einfluss		15:1		
CAD Lungenrundherde	Bis inkl. 15:1 kein Einfluss	5:1	15:1	8:1	5:1 – 10:1 (49)
Volumetrie Leberrundherde	Bis inkl. 15:1 kein Einfluss		15:1 (JPEG) 10:1 (JPEG2000)	10:1	5:1 – 10:1 (68)
Ejektionsfraktionmessung	Bis inkl. 15:1 kein Einfluss	5:1	15:1	8:1	5:1 – 10:1 (49)

Tabelle 15 vergleicht die aktuellen Empfehlungen zur irreversiblen Datenkompression, in denen Postprocessing nicht berücksichtigt wurden, mit den Ergebnissen zu den untersuchten Algorithmen. Zu sehen ist, dass die aktuellen Empfehlungen alle unterhalb oder bei 15:1 liegen. So spricht dem Einsatz der untersuchten Algorithmen im klinischen Alltag unter Berücksichtigung dieser Empfehlungen nichts entgegen.

Tabelle 16: Zusammenfassung - Einfluss von Kompression auf Postprocessing					
Jahr	Autor	Postprocessing	Kompressions- algorithmus	Kein Einfluss	Einfluss
2000	Tuinenburg et al.	Stenosegrad in digitaler Koronarangiographie	JPEG	6:1	10:1, 16:1
2005	Ko et al.	Computer-assistierte Volumetrie von Lungenrundherden	JPEG2000	10:1	20:1, 30:1, 40:1
2006	Raffy et al.	CAD	3D Partitionierung in Hierarchical Trees (SPIHT)	24:1	48:1, 96:1
2008	Kim et al.	AIP	JPEG2000	Kompressionstoleranz: AIP > dickschichte Aufnahmen > dünnschichte Aufnahmen	
		3D-Volume Rendering	JPEG2000	15:1	
		CAD Lungenrundherde	JPEG2000	15:1	
		Volumetrie Leberrundherde	JPEG2000	15:1	
		Ejektionsfraktionmessung	JPEG2000	15:1	

Die Studienlage zum Einfluss von Bilddatenkompression auf Postprocessing lässt sich wie in Tabelle 16 dargestellt erweitern. In der Zusammenschau ist festzustellen, dass die bisher untersuchten Postprocessing-Algorithmen nicht durch moderate Bilddatenkompression unter Berücksichtigung aktueller Empfehlungen beeinflusst werden. Einzige Ausnahme ist die digitale Koronarangiographie. Diese zeigte sich ab einer Kompressionsrate von 10:1 beeinflusst (64), was mit den britischen Empfehlungen von 10:1 kollidiert.

5.4.7 Allgemeine Aussagekraft der Ergebnisse

Mit den ergänzten Studien ist nun eine breite Auswahl aus vielen unterschiedlichen Einsatzbereichen des Postprocessing untersucht. Zu überlegen ist, ob sich aus den Ergebnissen Schlüsse auf andere Postprocessing Algorithmen oder Kompressionsalgorithmen ziehen lassen.

Postprocessing-Algorithmen werden von vielen verschiedenen Entwicklern angeboten. Haben sie die gleiche Funktion, ähneln sie sich auch in der Programmierung. Dass sie auf Kompression auch ähnlich reagieren, ist zwar sehr wahrscheinlich aber nicht absolut sicher. Die hohen Anforderungen an medizinisch-ethische und rechtliche Sicherheit in der medizinischen Bildgebung verbietet somit Rückschlüsse von einem untersuchten auf einen ähnlichen, nicht untersuchten Algorithmus.

Eine Möglichkeit dieser Problematik zu begegnen läge in der Standardisierung der Postprocessing-Verfahren oder einzelner Teilschritten. Würden einzelne Teilschritte der Postprocessing-Algorithmen, die sich von Hersteller zu Hersteller wahrscheinlich doch sehr ähneln, standardisiert, könnte man sie nach erfolgreicher Überprüfung gefahrlos in jedem darauf aufbauenden Programm einsetzen. Der nötige enorme Studienaufwand sowie die nötige Absprache in der Industrie lassen dies jedoch eher als unwahrscheinliches Szenario erscheinen.

Bei der Planung einer Studie zur Überprüfung eines Postprocessing-Algorithmus auf Kompressionstoleranz kann bei ähnlich moderaten Kompressionsstufen jedoch von der Hypothese der Unbeeinflussbarkeit ausgegangen werden.

In Studien zur Auswirkung irreversibler Kompression auf Postprocessing wurden hauptsächlich JPEG2000 und JPEG verwendet. Es hat sich gezeigt, dass JPEG und JPEG2000 in einem gewissen Rahmen ähnliche Auswirkungen auf medizinische Bilder haben (siehe 2.3.3), was sich darin widerspiegelt, dass für JPEG und JPEG2000 aktuell mit einigen wenigen Ausnahmen die selben Kompressionsraten empfohlen werden (3). Zudem liegt dem Prinzip von Kompressionsalgorithmen die Konservierung visuell essentieller Strukturen zugrunde. Die Funktionsweisen unterschiedlicher Kompressionsalgorithmen unterscheiden sich jedoch vermutlich stärker als die ähnlicher Postprocessing-Algorithmen von verschiedenen Herstellern. So ist auch hier ein Schluss von den Ergebnissen eines Kompressionsalgorithmus auf die eines anderen nicht zulässig.

Als vielversprechendster Kompressionsalgorithmus gilt momentan JPEG2000 (siehe 2.3.3). Eine Klärung der Sachlage für diesen Algorithmus scheint daher zunächst am sinnvollsten. Durch die Ergänzung vier weiterer Postprocessing Algorithmen wurden nun insgesamt 6 Postprocessing-Algorithmen auf Ihre Toleranz gegenüber JPEG2000 überprüft. Lediglich eine Studie verwendete JPEG und eine einen 3D-SPIHT-Kompressionsalgorithmus.

Ganz unbeleuchtet ist die Auswirkung von Bilddatenkompression mittels 3D-JPEG2000. Ähnlich 3D-SPIHT kennzeichnet sich dieser durch die Miteinbeziehung von Korrelationen zwischen Schichten, statt nur innerhalb einer Schicht wie bei herkömmlicher zweidimensionaler Kompression (siehe 2.3.4). Der Stellenwert dieser Technik ist noch unklar. Aktuelle Studien zeigen eher kein Steigerungspotential der Kompressionsrate im Vergleich zur

klassischen zweidimensionalen Kompression mit JPEG oder JPEG2000, andere können eine leichte Überlegenheit feststellen (20–23) (siehe 2.3.4). Eine Untersuchung von Postprocessing auf Kompressionstoleranz bei Verwendung von 3D-JPEG2000 erscheint also eher nachrangig.

Auch ist unklar wie Postprocessing-Algorithmen mit Erweiterungen des JPEG2000-Verfahrens, wie Region of interest (ROI), zurecht kommen. Bei der Verwendung von Region of interest werden Bilder in wichtige und unwichtige Bildbereiche aufgeteilt und anschließend unterschiedlich stark komprimiert. Einige Studien haben vielversprechende Ergebnisse damit erzielt (15, 38–42). Möglicherweise erfordert die durch ROI veränderte Datenstromstruktur Änderungen in der Implementierung eines Postprocessing-Algorithmus. Zudem ist unklar, ob die selektive stärkere und schwächere Kompression ein Problem darstellt.

5.5 Verortung der Einflussgrenze von Kompression auf Postprocessing

Wie bereits in 2.4.1 beschrieben, können je nach Ausmaß der angewandten Kompression verschiedene Artefakte entstehen. Diskutiert wurde, dass durch die verschiedenen Auswirkungen der Kompression auch verschiedene Beeinflussung des Postprocessings möglich sind. Der zuerst eintretende sog. „Smoothing“-Effekt, wurde damit in Verbindung gebracht das visuelle Erscheinungsbild einer medizinischen Aufnahme verbessern zu können (26, 27). Die denkbare Möglichkeit, dass durch diese Glättung Postprocessing-Algorithmen besser arbeiten können, konnte durch die aktuellen Ergebnisse nicht erhärtet werden. Bei stärkerer Kompression entstehen sog. „Blurring“-Artefakte und JPEG2000-sepezifische „Rice“-Artefakte. Diese sorgen zunächst für eine visuelle Unterscheidbarkeit der Bilder ohne gravierende negative visuelle Beeinflussung. Aktuelle Studien zur Verortung der Visually lossless-Grenze (VLT) geben für CT-Thorax bzw. CT-Abdomen Kompressionsraten zwischen 5:1 und 10:1 an (49, 68).

Abbildung 6 zeigt die Reihenfolge der Einflussnahme von Bilddatenkompression auf medizinische Aufnahmen. Wo sich die Grenze für den Einfluss auf Postprocessing-Algorithmen verortet ist nicht klar. Prinzipiell kann sie sich wie bereits diskutiert für jeden Algorithmus unterscheiden. Zur Klärung dieser Fragen bietet sich der Vergleich von Kompressionsstudien zu einem Postprocessing-Algorithmus mit manuell ausgewerteten Studien mit ähnlichem Ansatz an. Möglich ist dies zum Beispiel anhand von Studien zur Detektion von Lungenrundherden. In der Studie von Raffy et al. (85) konnte die Grenze zur Beeinflussung der

Detektionsrate eines CAD-Programmes auf Kompressionsraten zwischen 24:1 und 48:1 (JPEG2000) lokalisiert werden. Eine Studie von Ko et al. (70) verortet die Grenze der Beeinflussung der Detektionsrate von Radiologen auf unter 10:1 (JPEG2000), eine Studie von Li et al. (67) zwischen 10:1 und 20:1 (JPEG). Damit scheint zumindest die Grenze des Einflusses von verlustbehafteter Bilddatenkompression auf CAD über der für die Befundung durch einen Radiologen zu liegen. Der Postprocessing-Algorithmus ist also toleranter für Bildkompression als der Mensch. Unklar ist, ob dies nur in diesem speziellen Fall zutrifft oder ob sich diese Konstellation generell wiederfindet. Möglicherweise ist Postprocessing überhaupt nicht beeinflusst solange sich für die manuelle Bearbeitung des Bildes keine Auswirkung gezeigt hat.

5.6 Postprocessing und Bilddatenkompression im radiologischen Arbeitsablauf

Wie in 5.4.7 diskutiert, lässt sich anhand der aktuellen Ergebnisse keine allgemeine Aussage zur Auswirkung von verlustbehafteter Bilddatenkompression auf Postprocessing ableiten. Für die Einbindung in den radiologischen Workflow bedeutet dies, wie auch von der ESR empfohlen (3), dass entweder nur nicht komprimiertes Ausgangsmaterial verwendet wird oder die Algorithmen vor ihrem Einsatz auf ihre Kompressionstoleranz getestet werden müssen.

Für den Einsatz der Bildkompression am Aufnahmegerät ließen sich Algorithmen, wie zum Beispiel die CAD von Lungenrundherden, noch an der Modalität auf nicht komprimierte Bilder durchführen. Dies würde allerdings bedeuten, dass die CAD standardmäßig bei passender Fragestellung im Workflow integriert wäre, was aktuell nicht der Fall ist. Die spätere Anwendung eines solchen Algorithmus, beispielsweise beim Erstellen des ersten Befundes im PACS, würde eine vorherige Überprüfung des Algorithmus auf dessen Kompressionstoleranz erfordern. Wird die Bilddatenkompression allerdings erst nach der Erstbefundung im PACS durchgeführt, wäre nur die Anwendung von ungetesteten Postprocessing im Rahmen von Follow-up-Untersuchungen oder bei der Zweitsichtung durch einen anderen Arzt bedenklich.

Die bis jetzt getesteten Postprocessing-Algorithmen zeigten mit einer Ausnahme (siehe 5.4.6) keinen Einfluss durch Bilddatenkompression nach aktuellen Empfehlungen. Egal an welcher Stelle des radiologischen Arbeitsablaufes die Bilddatenkompression eingesetzt wird, ist der Einsatz dieser Algorithmen bedenkenlos möglich.

5.7 Testsetting für Kompressionstoleranz

Die Prüfung eines Postprocessing-Algorithmus muss einige Anforderungen erfüllen. Der Test muss so angelegt, durchgeführt und dokumentiert werden, dass daraus eine rechtliche und medizinisch-ethische Grundlage für den Einsatz des Algorithmus entsteht. So muss der Test mit einer ausreichenden Sicherheit die Kompressionstoleranz des Algorithmus zeigen, bevor dieser routinemäßig auf komprimiertes Bildmaterial angewendet werden kann. Letztendlich muss die Frage, ob rechtliche Bedenken mit einem erfolgreich bestandenen Test ausgeräumt werden können, noch geklärt werden.

Zur erforderlichen Testung eines Postprocessing-Algorithmus können folgende Gedanken gefasst werden. Auf originale und komprimierte Bilder wird der Algorithmus angewandt und hinterher die Funktionsweise auf Abweichungen untersucht. Die Art des Vorher-Nachher-Vergleichs hängt mit dem untersuchten Algorithmus zusammen und stellt sich unterschiedlich schwierig dar. Postprocessing-Algorithmen, die als Ergebnis Zahlen ausgeben (z.B. Volumina, Längen, Durchmesser, Anzahl an Rundherden), sind relativ leicht anhand dieser zu vergleichen. Der Vorher-Nachher-Vergleich von Visualisierungs-Algorithmen stellt sich jedoch schwieriger dar. Das verwendete Verfahren bei der Untersuchung des 3D-Rekonstruktions-Algorithmus mit dem Vergleich durch HDR-VDP und PSNR kann lediglich fast absolute Identität nachweisen. Ob die untersuchte Kompressionsrate noch vertretbar ist, obwohl diese Verfahren einen Unterschied feststellen, ist nicht klar. Hier scheint die subjektive Beurteilung durch einen menschlichen Betrachter zielführender. Verwendet werden sollte hierbei, wie von der ESR vorgeschlagen, ein randomisiertes Side by side oder Flicker-Verfahren, entweder mit binärer Auswahl, MOS-Skala oder forced-choice als Bewertungskriterien. Eine interessante Erweiterung des Testsettings wäre die Auswertung der Ergebnisse mittels ROC-Kurve (90). Hierfür ist die Verwendung einer ausreichenden Anzahl an Kompressionsstufen mit ausreichender Kompressionsstärke nötig, um eine Auswirkung auf das Postprocessing zu zeigen.

Interessant wären auch die Lokalisation des beginnenden Einflusses von Bilddatenkompression sowie der Vergleich mit der Visually lossless-Grenze und der diagnostically lossless-Grenze.

Die Erstellung solch breiter Kompressionsreihen ist mit herkömmlichen PACS-integrierten Kompressionslösungen mit viel manueller Arbeit verbunden. Für diesen Zweck wäre eine Anwendung zur automatischen Anonymisierung und Erstellung von Kompressionsreihen mit einer breiten Auswahl von Kompressionsraten wünschenswert. Nach Auswahl einer passenden Untersuchung, sollte dies weitgehend automatisch erfolgen. Ein anderer Ansatz wäre die Einrichtung von institutsinternen, nationalen oder offen zugänglichen Datensatzsammlungen. Diese sollten zu gängigen Untersuchungsverfahren, wie CT-Abdomen oder CT-Thorax Fallsammlungen mit breiter Auswahl an Kompressionsstufen in JPEG und JPEG2000-Kompression enthalten. Anhand dieser Fallsammlungen ließen sich einerseits neue Algorithmen viel schneller auf ihre Kompressionstoleranz untersuchen und andererseits die Fragestellung der Postprocessing-Algorithmen unter Kompression einfacher mit neuen Daten unterlegen.

Auch mit automatisierter Erstellung von Kompressionsreihen oder mit vorliegender Datensatzsammlung ist der Vorher-Nachher-Vergleich eines Algorithmus auf der Anwenderseite durch viel manuelle Arbeit geprägt. Der Entwickler eines Algorithmus könnte dies durch vergleichsweise wenig Mehraufwand weitgehend automatisiert durchführen.

5.8 Ablösung der CR durch die PSNR und Folgen für Postprocessing

Im aktuellen Positionspapier der ESR wird vorgeschlagen in Zukunft die PSNR anstatt der Kompressionsrate CR zu etablieren. Der PSNR konnte eine viel größere Korrelation zur Wiedergabetreue als der Kompressionsrate nachgewiesen werden (3, 13, 19). Ob dies auch für die Auswirkung auf Postprocessing gilt ist nicht klar. Zur Klärung dieser Frage müssten Studien sowohl die Grenzwerte für die Kompressionsrate als auch die Grenzwerte für PSNR bestimmen. Anschließend ließe sich jeweils die Korrelation mit der Leistung des Postprocessing-Algorithmus bestimmen. Vermutet werden kann, dass auch hier die PSNR die höhere Aussagekraft hat, da sie besser mit der Wiedergabetreue nach Kompression (siehe 2.4.2) korreliert. Ein Einfluss auf Postprocessing ist erst bei schlechter Wiedergabetreue, im Sinne großer Abweichungen im komprimierten Bild, zu erwarten.

5.9 Adaptive Berechnung der CR und Folgen für Postprocessing

Als Zukunftsperspektive für die Bilddatenkompression in der medizinischen Bildgebung ist momentan der Vorschlag im Gespräch, die Kompressionsrate für jedes einzelne Bild einer

Aufnahme adaptiv zu berechnen (3, 13, 14). Dies soll mithilfe von Faktoren der Bildbeschaffenheit gelingen. Einige Einflussfaktoren mit hoher Korrelation zur Wiedergabetreue konnten schon bestimmt werden. In Studien haben die Faktoren Schichtdicke bei CT-Aufnahmen (14), Variation der hohen Frequenzen und die visuellen Komplexität eines Bildes (13) starke Korrelation mit der Wiedergabetreue nach Kompression gezeigt. Mithilfe solcher Faktoren sollte dann eine Formel zur Berechnung der maximalen Kompressionsrate erstellt werden. Unter anderem ist jedoch nicht klar ob schon alle Einflussfaktoren bestimmt worden sind. Wird sich die adaptive Berechnung in Zukunft etablieren können, muss sichergestellt werden dass keine Kompressionsraten gewählt werden, die mit Postprocessing interferieren, entweder durch Einbringen bekannter Höchstgrenzen in diese Formel oder durch Testung der Postprocessing-Algorithmen an adaptiv komprimierten Datensätzen.

5.10 Unzureichend untersuchte Einflussfaktoren auf die Kompressionstoleranz

Neben den Einflussfaktoren, die eine adaptive Berechnung der Kompressionsrate ermöglichen sollten, haben zahlreiche Studien generelle Einflussfaktoren auf die Wiedergabetreue nach Kompression und somit die Kompressionstoleranz identifiziert. Wie in 2.4.1 dargelegt, handelt es sich dabei um die Auflösung des Bildes, die Anzahl der Grautöne (8), die Größe der leeren Flächen in einer Aufnahme (3), das Hintergrundrauschen (7), die Häufigkeit von starken Kontrasten (10), die Variation der hohen Frequenzen, die visuelle Komplexität (14) und die Schichtdicke bei CT-Aufnahmen (13, 17, 29). Dabei sind jedoch einige Einflussfaktoren zwar postuliert aber noch nicht näher beleuchtet worden.

Das Ausmaß an Hintergrundrauschen hängt stark von den physikalischen Aufnahmeparametern wie Röhrenstromstärke, Expositionszeit, Pitch-Faktor und Röhrenspannung (92) ab. In einer Studie wurde keine signifikante Korrelation zwischen dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt, welches sich aus Röhrenstromstärke, Expositionszeit und Pitch berechnet (siehe Formel 5), und der Kompressionstoleranz gefunden (13).

$$\text{Röhrenstrom} - \text{Zeit} - \text{Produkt (mAs)} = \text{Röhrenstromstärke (mA)} \times \frac{\text{Expositionszeit}}{\text{Pitch}}$$

Formel 5: Röhrenstrom-Zeit-Produkt

Dort wurde allerdings eine automatische Röhrenstromstärkenmodulation verwendet. Durch die automatische Modulation wurde auch das Hintergrundrauschen konstant gehalten. So sind die Zusammenhänge zwischen den erwähnten Parametern und der Kompressionstoleranz weiterhin unklar. Für den praktischen Einsatz von Bilddatenkompression ist dies beispielsweise bei low dose-Aufnahmen, wie sie bei pädiatrischen Fragestellungen oft eingesetzt werden, von Bedeutung. Dort werden gleichzeitig auch häufig kürzere Aufnahmezeiten angestrebt um Bewegungsartefakte zu minimieren, was jedoch wiederum das Hintergrundrauschen verstärkt.

Eine häufige zu findende Limitation von Studien, die sich mit Bilddatenkompression befassen ist die Einschränkung der Gültigkeit der Ergebnisse auf Aufnahmegeräte eines bestimmten Herstellers. Ob sich die Kompressionstoleranz bei unterschiedlichen Aufnahmegeräten zwischen Herstellern unterscheiden ist bisher nicht untersucht. Dabei handelt es sich sicher um einen schwer zu fassenden Faktor, der auch vermutlich nie ganz ausgeräumt werden kann.

Ein weiterer postulierter Einflussfaktor ist auch die Größe des Field of view (FOV). Je nach Auswahl dieses Aufnahmebereiches ist mehr oder weniger Luft mitabgebildet, was die Kompressionstoleranz maßgeblich beeinflussen soll (3). In einer Studie konnte keine Korrelation zwischen FOV und Kompressionstoleranz gezeigt werden (13). Allerdings wurde in dieser Studie das FOV automatisch nach dem Patientengewicht ausgewählt, was die luftgefüllten Flächen konstant hielt.

5.11 Einflussfaktoren der Kompressionstoleranz und Postprocessing

Die Klärung der Auswirkung der genannten Einflussfaktoren auf die Kompressionstoleranz von Postprocessing-Algorithmen scheint zunächst unerheblich, da diese sich in erster Linie für etablierte Kompressionsraten als unbeeinflusst durch irreversible Bilddatenkompression erweisen müssen. Eine zukünftige Berechnung der maximalen Kompressionsrate anhand dieser Einflussfaktoren macht diese Zusammenhänge jedoch interessant.

Die Studien von Ko et al. und Raffy et al. zur Computer-assistierten Volumetrie bzw. Detektion von Lungenrundherden verwendeten beide dünnschichtige CT-Aufnahmen. Auch bei der Untersuchung der 3D-Darstellung, der CAD, der Volumetrie von Leberläsionen und der Messung der Ejektionsfraktion wurden ausschließlich dünnschichtige Aufnahmen verwendet. Zwar haben sich dünnschichtige Aufnahmen generell als vulnerabler für Datenkompression

herausgestellt, dies muss bei Postprocessing-Anwendungen aber nicht zwangsläufig auch der Fall sein.

Aus den aktuell empfohlenen Kompressionsraten zur verlustbehafteten Bilddatenkompression (3, 6–8) und den zugrunde liegenden Studien geht hervor, dass computertomographische Aufnahmen des Gehirns wesentlich weniger toleranter für Bilddatenkompression sind als Aufnahmen von andere Organen (24) (siehe 2.4.1). Begründet wird dies durch die hohe Farbwertdynamik in Aufnahmen des Gehirns mit einer hohen Bildenergie im hochfrequenten Bereich. Postprocessing-Anwendungen, wie zum Beispiel die Perfusionsmessung des Gehirns sind bisher noch nicht untersucht worden.

Auch ist die Auswirkung irreversibler Bilddatenkompression auf Anwendungen der funktionellen Bildgebung des Hirns noch unklar. Ein häufig verwendetes Verfahren der funktionellen Bildgebung ist das Positronen-Emissions-Tomographie (PET-CT). Da es sich hierbei um eine relativ häufige Untersuchung mit großen Datenvolumen handelt, müsste die Klärung der Sachlage für die PET-CT von hohem Interesse sein. Bisher sind Verfahren die auf der Messung der Stärke eines Signals beruhen, wie das PET-CT oder auch das Functional magnetic resonance imaging (fMRI), noch nicht auf Kompressionstoleranz überprüft worden.

5.12 Konklusion

Bilddatenkompression hat sich als potentes Verfahren zur Kostenreduktion von Speicher- und Netzwerkinfrastruktur, der Flexibilisierung des Arbeitsablaufes und der Effektivitätssteigerung von teleradiologischen Anwendungen darstellen können. Seit über einem Jahrzehnt befassen sich Studien mit diesem Thema. Seit einigen Jahren gibt es nun nationale und internationale Empfehlungen, die je nach Untersuchung bestimmte Kompressionsraten als sicher anwendbar einstufen. In Zusammenschau aller Studien, die sich mit Postprocessing im Rahmen der empfohlenen Kompressionsraten beschäftigen, kann festgehalten werden, dass dieses im Rahmen der Empfehlungen weitestgehend unbeeinflusst von Bilddatenkompression ist. Die meisten Studien zu Untersuchung von Postprocessing-Algorithmen (6 von 8) befassen sich mit JPEG2000. Leider sind die Ergebnisse nur spezifisch für die jeweilige Kombination aus Kompressionsalgorithmus und Postprocessing-Algorithmus gültig. Daher muss ein Algorithmus der klinisch praktischen Einsatz erfahren soll vor seiner Anwendung an komprimiertem Bildmaterial auf seine Kompressionstoleranz überprüft werden. Dabei sind

vor allem zwei Optionen denkbar, die Testung institutsintern, eventuell unter Zuhilfenahme von vorgefertigten Bibliotheken, oder die Testung durch den Hersteller des Algorithmus. Andere Faktoren, welche die Kompressionstoleranz von Postprocessing beeinflussen können, wie dünnschichtige versus dickschichtige Aufnahmen oder besonders kompressionsensitive Untersuchungen (z.B. Schädel-CT) als Ausgangsmaterial für Postprocessing, sind noch weitgehend unbeleuchtet. Mit Ausblick auf die zukünftige Ablösung der Kompressionsrate CR als Referenzwert maximal akzeptierter Kompression beispielsweise durch die PSNR oder vPSNR, muss dies in den Testszenarien berücksichtigt werden. Für den Algorithmus ist zunächst unerheblich welches Maß für die Kompression gewählt wird, für den etablierten Grenzwert muss aber die Kompressionstoleranz bestimmt werden. Wird in Zukunft möglicherweise sogar adaptiv das Maß an Kompression berechnet werden können, müssen mögliche Auswirkungen auf Postprocessing dabei ebenfalls unbedingt bedacht werden.

6 Zusammenfassung

Der technische Fortschritt konfrontiert die medizinische Bildgebung wie keine andere Sparte der Medizin mit einem rasanten Anstieg zu speichernder Daten. Anschaffung, Wartung und Ausbau der nötigen Infrastruktur entwickeln sich zunehmend zu einem ökonomischen Faktor. Ein Verfahren, welches diesem Trend etwas entgegengesetzten könnte ist die irreversible Bilddatenkompression. Sie ist seit über 10 Jahren Gegenstand vieler Studien, deren Ergebnisse sich wiederum in Empfehlungen zum Einsatz irreversibler Kompression mehrerer nationaler und internationaler Organisation, wie CAR, DRG, RCR und ESR widerspiegeln. Tenor dieser Empfehlungen ist, dass der Einsatz von moderater irreversibler Bilddatenkompression sicher und sinnvoll ist. Teil dieser Empfehlungen sind auch Angaben über das Maß an Kompression, ausgedrückt in Kompressionsraten, welche je nach Untersuchung und anatomischer Region als sicher anwendbar gelten und keinen diagnostisch relevanten Verlust der komprimierten Bilder erzeugen.

Verschiedene Kompressionsalgorithmen wurden vorgeschlagen. Letztendlich haben sich vor allem die beiden weit verbreiteten Algorithmen JPEG und JPEG2000 bewährt. Letzterer erfährt in letzter Zeit zunehmende Anwendung, aufgrund seiner einfacheren Handhabung und seiner umfangreichen Zusatzfunktionen.

Aufgrund rechtlich-ethischer Bedenken hat die irreversible Kompression keine breite praktische Anwendung finden können. Dafür verantwortlich ist unter anderem auch die Unklarheit, wie sich irreversible Kompression auf Nach- und Weiterverarbeitung (sog. Postprocessing) medizinischer Bilder, wie Segmentierung, Volumetrie oder 3D-Darstellung, auswirkt. Bisherige Studien zu diesem Thema umfassen vier verschiedene Postprocessing-Algorithmen. Die untersuchten Algorithmen zeigten sich bei verlustbehafteter Kompression im Bereich der erwähnten, publizierten Kompressionsraten weitgehend unbeeinflusst. Lediglich die computergestützte Messung von Stenosegraden in der digitalen Koronarangiographie kollidiert mit den in Großbritannien geltenden Empfehlungen. Die Verwendung unterschiedlicher Kompressionsalgorithmen schränkt die allgemeine Aussagekraft dieser Studienergebnisse außerdem ein.

Zur Erweiterung der Studienlage wurden vier weitere Nach- und Weiterverarbeitungs-algorithmen auf ihre Kompressionstoleranz untersucht. Dabei wurden die Kompressionsraten

von 8:1, 10:1 und 15:1 verwendet, welche um die empfohlenen Kompressionsraten von CAR, DRG, RCR und ESR liegen und so ein praxisnahes Setting bieten. Als Kompressionsalgorithmus wurde JPEG2000 verwendet, aufgrund seiner zunehmenden Nutzung in Studien sowie seiner bereits erwähnten Vorzüge in Sachen Handhabung und Zusatzfunktionen. Die vier Algorithmen umfassten das 3D-Volume rendering von CT-Angiographien der Becken-Bein-Gefäße, die Computer-assistierte Detektion von Lungenrundherden, die automatisierte Volumetrie von Leberundherden und die funktionelle Bestimmung der Ejektionsfraktion in computertomographischen Aufnahmen des Herzens.

Alle vier Algorithmen zeigten keinen Einfluss durch irreversibler Bilddatenkompression in den gewählten Kompressionsraten (8:1, 10:1 und 15:1). Zusammen mit der bestehenden Literatur deuten die Ergebnisse an, dass moderate irreversible Kompression im Rahmen aktueller Empfehlungen keinen Einfluss auf Nach- und Weiterverarbeitung medizinischer Bilder hat. Eine explizitere Vorhersage zu einem bestimmten, noch nicht untersuchten Algorithmus ist jedoch aufgrund der unterschiedlichen Funktionsweisen und Programmierungen nicht sicher möglich.

Sofern ein Postprocessing Algorithmus auf komprimiertes Bildmaterial angewendet werden soll, muss dieser zunächst auf seine Kompressionstoleranz getestet werden. Dabei muss der Test eine rechtlich-ethische Grundlage für den Einsatz des Algorithmus bei komprimiertem Bildmaterial schaffen. Es sind vor allem zwei Optionen denkbar, die Testung institutsintern, eventuell unter Zuhilfenahme von vorgefertigten Bibliotheken, oder die Testung durch den Hersteller des Algorithmus.

7 Literaturverzeichnis

1. Hagland M. Image explosion. In the wake of modality advances, CIOs must please radiologists, store huge amounts of data, and not lose sight of the bottom line. *Healthc Inform* 2009; 26(8):27–8.
2. Pinto dos Santos, D., Jungmann F, Friese C, Düber C, Mildemberger P. Irreversible Bilddatenkompression in der Radiologie. *Radiologe* 2013; 53(3):257–60.
3. European Society of Radiology (ESR). Usability of irreversible image compression in radiological imaging. A position paper by the European Society of Radiology (ESR). *Insights Imaging* 2011; 2(2):103–15.
4. Huang HK. PACS and imaging informatics: Basic principles and applications. 2nd ed. Hoboken, N.J: Wiley-Blackwell; 2010.
5. Braunschweig R, Kaden I, Schwarzer J, Sprengel C, Klose K. Image data compression in diagnostic imaging: international literature review and workflow recommendation. *Rofo* 2009; 181(7):629–36.
6. Board of the Faculty of Clinical Radiology. The adoption of lossy image data compression for the purpose of clinical interpretation: The Royal College of Radiologists; 2008 [Zuletzt geprüft am 2011 Nov 21]. Verfügbar unter:
URL:https://www.rcr.ac.uk/docs/radiology/pdf/IT_guidance_LossyApr08.pdf.
7. Koff D, Bak P, Brownrigg P, Hosseinzadeh D, Khademi A, Kiss A et al. Pan-Canadian evaluation of irreversible compression ratios ("lossy" compression) for development of national guidelines. *J Digit Imaging* 2009; 22(6):569–78.
8. Loose R, Braunschweig R, Kotter E, Mildemberger P, Simmler R, Wucherer M. Kompression digitaler Bilddaten in der Radiologie - Ergebnisse einer Konsensuskonferenz. *Rofo* 2009; 181(1):32–7.
9. Strutz T. Bilddatenkompression: Grundlagen, Codierung, Wavelets, JPEG, MPEG, H.264. 4., überarb. u. erg. Aufl. 2009: Vieweg+Teubner Verlag; 2009.
10. Shiao Y, Chen T, Chuang K, Lin C, Chuang C. Quality of compressed medical images. *J Digit Imaging* 2007; 20(2):149–59.
11. Erickson BJ. Irreversible Compression of Medical Images. *Journal of Digital Imaging* 2002; 15(1):5–14.
12. Koff D, Bak P, Matos A, Norman G. Evaluation of Irreversible Compression Ratios for Medical Images Thin Slice CT and Update of Canadian Association of Radiologists (CAR) Guidelines. *J Digit Imaging* 2013; 26(3):440–6.
13. Kim KJ, Kim B, Lee H, Choi H, Jeon J, Ahn J et al. Predicting the fidelity of JPEG2000 compressed CT images using DICOM header information. *Med. Phys.* 2011; 38(12):6449.
14. Kim KJ, Kim B, Lee KH, Mantiuk R, Richter T, Kang HS. Use of Image Features in Predicting Visually Lossless Thresholds of JPEG2000 Compressed Body CT Images: Initial Trial. *Radiology* 2013; 268(3):710–8.

15. Kim KJ, Lee KH, Kim B, Richter T, Yun ID, Lee SU et al. JPEG2000 2D and 3D reversible compressions of thin-section chest CT images: improving compressibility by increasing data redundancy outside the body region. *Radiology* 2011; 259(1):271–7.
16. McEntee MF, Nikolovski I, Bourne R, Pietrzyk MW, Evanoff MG, Brennan PC et al. The Effect of JPEG2000 Compression on Detection of Skull Fractures. *Acad Radiol* 2013; 20(6):712–20.
17. Ringl H, Schernthaner RE, Bankier AA, Weber M, Prokop M, Herold CJ et al. JPEG2000 compression of thin-section CT images of the lung: effect of compression ratio on image quality. *Radiology* 2006; 240(3):869–77. Verfügbar unter: URL:<http://radiology.rsna.org/content/240/3/869.full.pdf>.
18. Georgiev VT, Karahaliou AN, Skiadopoulos SG, Arikidis NS, Kazantzi AD, Panayiotakis GS et al. Quantitative Visually Lossless Compression Ratio Determination of JPEG2000 in Digitized Mammograms. *J Digit Imaging* 2013; 26(3):427–39.
19. Kim KJ, Lee KH, Kang H, Kim SY, Kim YH, Kim B et al. Objective index of image fidelity for JPEG2000 compressed body CT images. *Med Phys* 2009; 36(7):3218–26.
20. Kim B, Lee KH, Kim KJ, Richter T, Kang H, Kim SY et al. JPEG2000 3D compression vs. 2D compression: an assessment of artifact amount and computing time in compressing thin-section abdomen CT images. *Med Phys* 2009; 36(3):835–44.
21. Khan M Siddiqui, Eliot L Siegel, Bruce I Reiner, Olivier Crave, Jeffrey P Johnson, Zhenyu Wu, Joseph C Dagher, Ali Bilgin, Michael W Marcellin, Mariappan Nadar. Improved compressibility of multislice CT datasets using 3D JPEG2000 compression. *International Congress Series*:57–62.
22. Ringl H, Schernthaner RE, Kulinna-Cosentini C, Weber M, Schaefer-Prokop C, Herold CJ et al. Lossy three-dimensional JPEG2000 compression of abdominal CT images: assessment of the Visually lossless threshold and effect of compression ratio on image quality. *Radiology* 2007; 245(2):467–74.
23. Erickson BJ, Krupinski E, Andriole KP. A multicenter observer performance study of 3D JPEG2000 compression of thin-slice CT. *J Digit Imaging* 2010; 23(5):639–43.
24. Erickson BJ, Manduca A, Palisson P, Persons KR, Earnest F, 4th., Savcenko V et al. Wavelet compression of medical images. *Radiology* 03.1998; 206(3):599–607.
25. Persons K, Palisson P, Manduca A, Erickson BJ, Savcenko V. An analytical look at the effects of compression on medical images. *J Digit Imaging* 1997; 10(S1):60–6.
26. Cox GG, Cook LT, Insana MF, McFadden MA, Hall TJ, Harrison LA et al. The effects of lossy compression on the detection of subtle pulmonary nodules. *Med Phys* 1996; 23(1):127–32.
27. Savcenko V, Erickson BJ, Palisson PM, Persons KR, Manduca A, Hartman TE et al. Detection of subtle abnormalities on chest radiographs after irreversible compression. *Radiology* 1998; 206(3):609–16.
28. Kim KJ, Kim B, Lee KH, Kim TJ, Mantiuk R, Kang H et al. Regional difference in compression artifacts in low-dose chest CT images: effects of mathematical and perceptual

- factors. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191(2):W30-7. Verfügbar unter: URL:<http://www.ajronline.org/content/191/2/W30.full.pdf>.
29. Woo HS, Kim KJ, Kim TJ, Hahn S, Kim B, Kim YH et al. JPEG 2000 compression of abdominal CT: difference in tolerance between thin- and thick-section images. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 189(3):535–41.
30. Yamamoto S, Johkoh T, Mihara N, Umeda T, Azuma M, Nakanishi S et al. Evaluation of compressed lung CT image quality using quantitative analysis. *Radiat Med* 2001; 19(6):321–9.
31. Fidler A, Likar B, Skaleric U. Lossy JPEG compression: easy to compress, hard to compare. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35(2):67–73.
32. Lundström C. vPSNR: a Visualization-aware image fidelity metric tailored for diagnostic imaging. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2013; 8(3):437–50.
33. Kim KJ, Kim B, Mantiuk R, Richter T, Lee H, Kang H et al. A comparison of three image fidelity metrics of different computational principles for JPEG2000 compressed abdomen CT images. *IEEE Trans Med Imaging* 2010; 29(8):1496–503.
34. Kim B, Lee KH, Kim KJ, Mantiuk R, Hahn S, Kim TJ et al. Prediction of perceptible artifacts in JPEG 2000-compressed chest CT images using mathematical and perceptual quality metrics. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 190(2):328–34. Verfügbar unter: URL:<http://www.ajronline.org/content/190/2/328.full.pdf>.
35. Salomon D, Motta G, Bryant D. *Data Compression: The Complete Reference*: Springer; 2007. Verfügbar unter: URL:http://books.google.de/books?id=ujnQogzx_2EC.
36. Huynh-Thu Q, Ghanbari M. Scope of validity of PSNR in image/video quality assessment. *Electron. Lett.* 2008; 44(13):800.
37. R. Mantiuk. HDR Visual Difference Predictor [Zuletzt geprüft am 2012 Dec 26]. Verfügbar unter: URL:<http://www.mpi-inf.mpg.de/resources/hdr/vdp/>.
38. Doukas C, Maglogiannis I. Region of interest coding techniques for medical image compression. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2007; 26(5):29–35.
39. FATEMIZADEH E, SHOOSHTARI P. ROI-BASED 3D HUMAN BRAIN MAGNETIC RESONANCE IMAGES COMPRESSION USING ADAPTIVE MESH DESIGN AND REGION-BASED DISCRETE WAVELET TRANSFORM. *Int. J. Wavelets Multiresolut Inf. Process.* 2010; 08(03):407–30.
40. Gokturk SB, Tomasi C, Girod B, Beaulieu C. Medical image compression based on region of interest, with application to colon CT images. In: 2001 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering n Medicine and Biology Society; 2001. S. 2453–6 .
41. Penedo M, Pearlman WA, Tahoces PG, Souto M, Vidal JJ. Region-based wavelet coding methods for digital mammography. *IEEE Trans Med Imaging* 2003; 22(10):1288–96.
42. Wang A, Liu P, Chen Y. Multiwavelet-Based Region of Interest Image Coding. In: 2009 2nd International Congress on Image and Signal Processing (CISP). S. 1–4 .

43. Zhou Wang, Bovik AC. A universal image quality index. *IEEE Signal Process. Lett.* 2002; 9(3):81–4.
44. Chen T, Chuang K, Wu J, Chen SC, Hwang I, Jan M. A novel image quality index using Moran I statistics. *Phys Med Biol* 2003; 48(8):N131-7.
45. Chen T, Chuang K, Chiang Y, Chang J, Liu R. A statistical method for evaluation quality of medical images: a case study in bit discarding and image compression. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2004; 28(4):167–75.
46. Chen T, Chuang K, Chang J, Shiao Y, Chuang C. A Blurring Index for Medical Images. *J Digit Imaging* 2006; 19(2):118–25.
47. Slone RM, Foos DH, Whiting BR, Muka E, Rubin DA, Pilgram TK et al. Assessment of Visually lossless irreversible image compression: comparison of three methods by using an image-comparison workstation. *Radiology* 2000; 215(2):543–53.
48. Lee H, Lee KH, Kim KJ, Park S, Seo J, Shin Y et al. Advantage in image fidelity and additional computing time of JPEG2000 3D in comparison to JPEG2000 in compressing abdomen CT image datasets of different section thicknesses. *Med. Phys.* 2010; 37(8):4238.
49. Kim TJ, Lee KH, Kim B, Kim KJ, Chun EJ, Bajpai V et al. Regional variance of Visually lossless threshold in compressed chest CT images: lung versus mediastinum and chest wall. *Eur J Radiol* 2009; 69(3):483–8.
50. Kocsis O, Costaridou L, Varaki L, Likaki E, Kalogeropoulou C, Skiadopoulos S et al. Visually lossless threshold determination for microcalcification detection in wavelet compressed mammograms. *Eur Radiol* 2003; 13(10):2390–6.
51. Eraso FE, Analoui M, Watson AB, Rebeschini R. Impact of lossy compression on diagnostic accuracy of radiographs for periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002; 93(5):621–5.
52. Erickson BJ, Manduca A, Persons KR, Earnest F, 4th., Hartman TE, Harms GF et al. Evaluation of irreversible compression of digitized posterior-anterior chest radiographs. *J Digit Imaging* 1997; 10(3):97–102.
53. Fidler A, Likar B, Pernus F, Skaleric U. Comparative evaluation of JPEG and JPEG2000 compression in quantitative digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31(6):379–84.
54. Fidler A, Likar B, Pernus F, Skaleric U. Impact of JPEG lossy image compression on quantitative digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31(2):106–12.
55. Kihara Y. Evaluation of diagnostic accuracy of CRT monitor display for personal computer in the detection of small lung nodules: with particular emphasis on comparison between JPEG and wavelet compression. *Nihon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi* 2001; 61(5):231–7.
56. Kotter E, Roesner A, Torsten Winterer J, Ghanem N, Einert A, Jaeger D et al. Evaluation of Lossy data compression of chest X-rays: a receiver operating characteristic study. *Invest Radiol* 2003; 38(5):243–9.

57. Janhom A, van der Stelt, P F, Sanderink, G C H. A comparison of two compression algorithms and the detection of caries. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31(4):257–63.
58. Ricke J, Maass P, Lopez Hanninen E, Liebig T, Amthauer H, Stroszczynski C et al. Wavelet versus JPEG (Joint Photographic Expert Group) and fractal compression. Impact on the detection of low-contrast details in computed radiographs. *Invest Radiol* 1998; 33(8):456–63.
59. Savcenko V, Erickson BJ, Persons KR, Campeau NG, Huston J3, Wood CP 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):183–5.
60. Slone RM, Muka E, Pilgram TK. Irreversible JPEG compression of digital chest radiographs for primary interpretation: assessment of Visually lossless threshold. *Radiology* 2003; 228(2):425–9.
61. Suryanarayanan S, Karellas A, Vedantham S, Waldrop SM, D'Orsi CJ. A perceptual evaluation of JPEG 2000 image compression for digital mammography: contrast-detail characteristics. *J Digit Imaging* 2004; 17(1):64–70.
62. Zheng LM, Sone S, Itani Y, Wang Q, Hanamura K, Asakura K et al. Effect of CT digital image compression on detection of coronary artery calcification. *Acta Radiol* 2000; 41(2):116–21.
63. Zalis ME, Hahn PF, Arellano RS, Gazelle GS, Mueller PR. CT colonography with teleradiology: effect of lossy wavelet compression on polyp detection--initial observations. *Radiology* 2001; 220(2):387–92.
64. Tuinenburg JC, Koning G, Hekking E, Zwinderman AH, Becker T, Simon R et al. American College of Cardiology/ European Society of Cardiology international study of angiographic data compression phase II. The effects of varying JPEG data compression levels on the quantitative assessment of the degree of stenosis in digital coronary angiography. *Eur. Heart J.* 2000; 21(8):679–86.
65. Ohgiya Y, Gokan T, Nobusawa H, Hirose M, Seino N, Fujisawa H et al. Acute cerebral infarction: effect of JPEG compression on detection at CT. *Radiology* 2003; 227(1):124–7.
66. Megibow AJ, Rusinek H, Lisi V, Bennett GL, Macari M, Israel GM et al. Computed tomography diagnosis utilizing compressed image data: an ROC analysis using acute appendicitis as a model. *J Digit Imaging* 2002; 15(2):84–90.
67. Li F, Sone S, Takashima S, Kiyono K, Yang ZG, Hasegawa M et al. Effects of JPEG and wavelet compression of spiral low-dose ct images on detection of small lung cancers. *Acta Radiol* 2001; 42(2):156–60.
68. Lee KH, Kim YH, Kim BH, Kim KJ, Kim TJ, Kim HJ et al. Irreversible JPEG 2000 compression of abdominal CT for primary interpretation: assessment of Visually lossless threshold. *Eur Radiol* 2007; 17(6):1529–34.
69. Kondo Y. Medical image transfer for emergency care utilizing internet and mobile phone. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 2002; 58(10):1393–401.

70. Ko JP, Chang J, Bomsztyk E, Babb JS, Naidich DP, Rusinek H. Effect of CT image compression on computer-assisted lung nodule volume measurement. *Radiology* 2005; 237(1):83–8. Verfügbar unter: URL:<http://radiology.rsna.org/content/237/1/83.full.pdf>.
71. Kalyanpur A, Neklesa VP, Taylor CR, Daftary AR, Brink JA. Evaluation of JPEG and wavelet compression of body CT images for direct digital teleradiologic transmission. *Radiology* 2000; 217(3):772–9.
72. Halpern EJ, Levy HM, Newhouse JH, Amis, E S Jr, Sanders LM, Mun IK. Quadtree-based data compression of abdominal CT images. *Invest Radiol* 1990; 25(1):31–8.
73. Frank MS, Lee H, Kim Y, Rowberg AH, Lee W, Riskin EA. Evaluation of a combined two- and three-dimensional compression method using human Visual characteristics to yield high-quality 10:1 compression of cranial computed tomography scans. *Invest Radiol* 1994; 29(9):842–7.
74. Cosman PC, Davidson HC, Bergin CJ, Tseng CW, Moses LE, Riskin EA et al. Thoracic CT images: effect of lossy image compression on diagnostic accuracy. *Radiology* 1994; 190(2):517–24.
75. Azpiroz-Leehan J, Leder R, Lerallut J. Quantitative and qualitative evaluation of filter characteristics for wavelet packet compression of MR images. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2004; 2:1537–40.
76. Cahill PT, Vullo T, Hu JH, Wang Y, Deck MD, Manzo R et al. Radiologist evaluation of a multispectral image compression algorithm for magnetic resonance images. *J Digit Imaging* 1998; 11(3):126–36.
77. Baker WA, Hearne SE, Spero LA, Morris KG, Harrington RA, Sketch MH, JR et al. Lossy (15:1) JPEG compression of digital coronary angiograms does not limit detection of subtle morphological features. *Circulation* 1997; 96(4):1157–64.
78. Breeuwer M, Heusdens R, Gunnewiek RK, Zwart P, Haas HP. Data compression of x-ray cardio-angiographic image series. *Int J Card Imaging* 1995; 11 Suppl 3:179–86.
79. Brennecke R, Bürgel U, Simon R, Rippin G, Fritsch HP, Becker T et al. American College of Cardiology/ European Society of Cardiology international study of angiographic data compression phase III. Measurement of image quality differences at varying levels of data compression. *European Heart Journal* 2000; 21(8):687–96.
80. Kerensky RA, Cusma JT, Kubilis P, Simon R, Bashore TM, Hirshfeld JW et al. American College of Cardiology/European Society of Cardiology International Study of Angiographic Data Compression Phase I: The effect of lossy data compression on recognition of diagnostic features in digital coronary angiography. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2000; 35(5):1370–9.
81. Koning G, Beretta P, Zwart P, Hekking E, Reiber JH. Effect of lossy data compression on quantitative coronary measurements. *Int J Card Imaging* 1997; 13(4):261–70.
82. Toney MO, Dominguez R, Dao HN, Simmons G. The effect of lossy discrete cosine transform compression on subtle bone fractures. *J Digit Imaging* 1997; 10(4):169–73.
83. Penedo M, Souto M, Tahoces PG, Carreira JM, Villalón J, Porto G 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):450–7.

84. Sung M, Kim H, Yoo SK, Choi B, Nam J, Kim H et al. Clinical evaluation of compression ratios using JPEG2000 on computed radiography chest images. *J Digit Imaging* 2002; 15(2):78–83.

85. Raffy P, Gaudeau Y, Miller DP, Moureaux J, Castellino RA. Computer-aided detection of solid lung nodules in lossy compressed multidetector computed tomography chest exams. *Acad Radiol* 2006; 13(10):1194–203.

86. Rani B, Bansal RK, Bansal S. Comparison of JPEG and SPIHT image compression algorithms using objective quality measures. In: 2009 International Multimedia, Signal Processing and Communication Technologies (IMPACT-2009). S. 90–3 .

87. Kim B, Lee KH, Kim KJ, Mantiuk R, Kim H, Kim YH. Artifacts in slab average-intensity-projection images reformatted from JPEG 2000 compressed thin-section abdominal CT data sets. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 190(6):W342-50. Verfügbar unter: URL:<http://www.ajronline.org/content/190/6/W342.full.pdf>.

88. R. Mantiuk KMHS. Visible Difference Predictor for High Dynamic Range Images. *Proc. of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*:2763–9.

89. Koch R, Spörl E. Statistische Verfahren zum Vergleich zweier Messmethoden und zur Kalibrierung: Konkordanz-, Korrelations- und Regressionsanalyse am Beispiel der Augeninnendruckmessung. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2007 [Zuletzt geprüft am 2013 Aug 8]; 224(1):52–7.

90. Metz CE. Receiver operating characteristic analysis: a tool for the quantitative evaluation of observer performance and imaging systems. *J Am Coll Radiol* 2006; 3(6):413–22.

91. Goo JM. A computer-aided diagnosis for evaluating lung nodules on chest CT: the current status and perspective. *Korean J Radiol* 2011; 12(2):145–55.

92. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics* 2002; 22(6):1541–53.

8 Anhang



Original



8:1

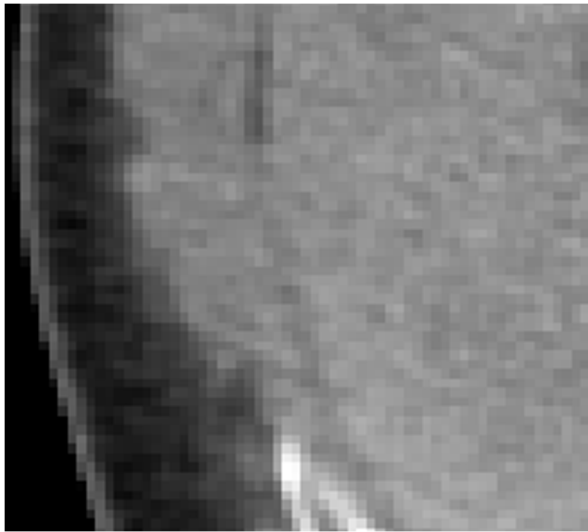


10:1

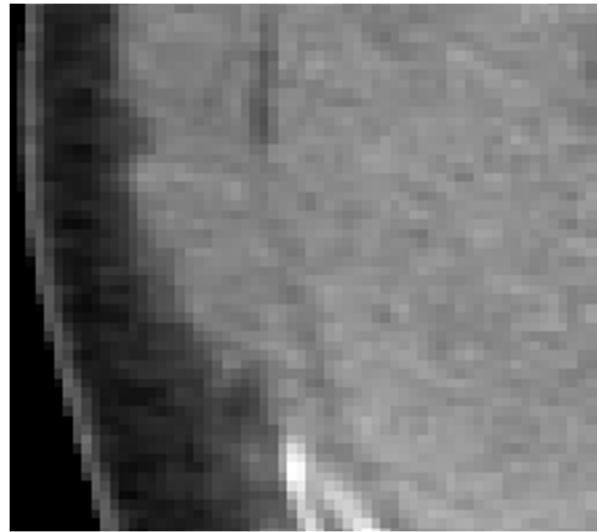


15:1

Anhang 1: CT-Abdomen mit den gewählten Kompressionsstufen



Original



8:1

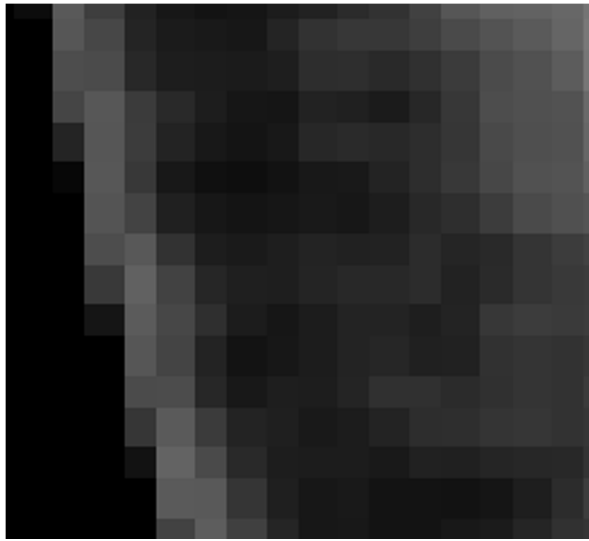


10:1

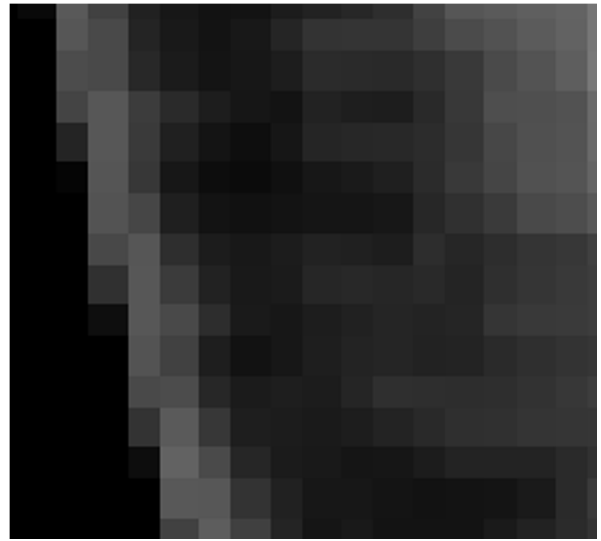


15:1

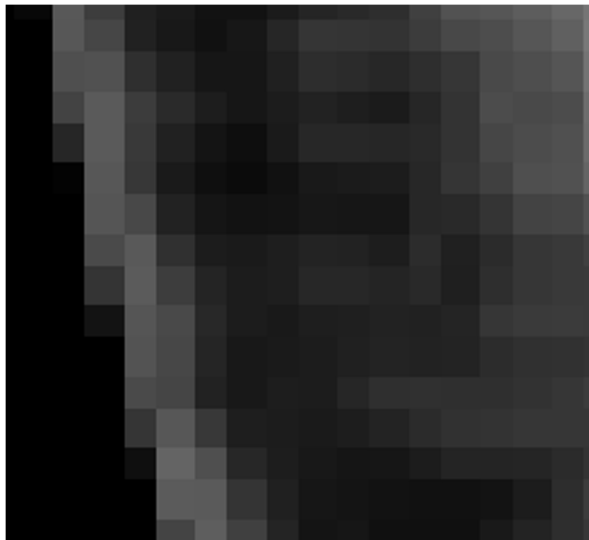
Anhang 2: CT-Abdomen, 400% Vergrößerung



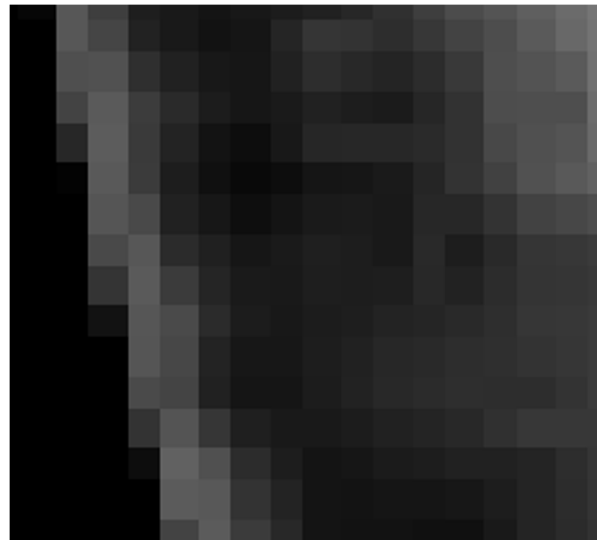
Original



8:1

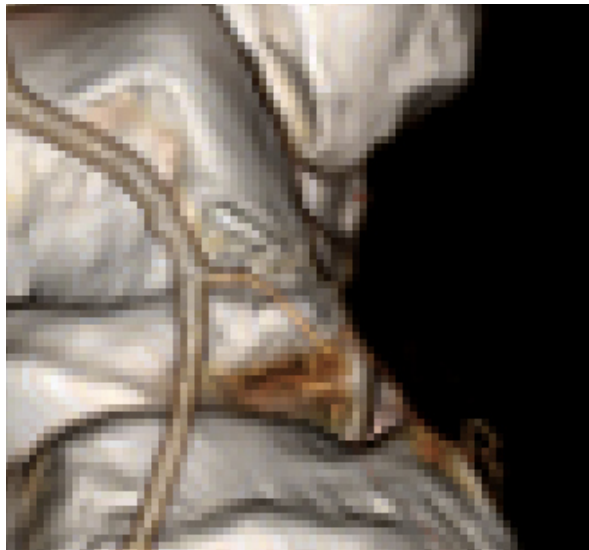


10:1

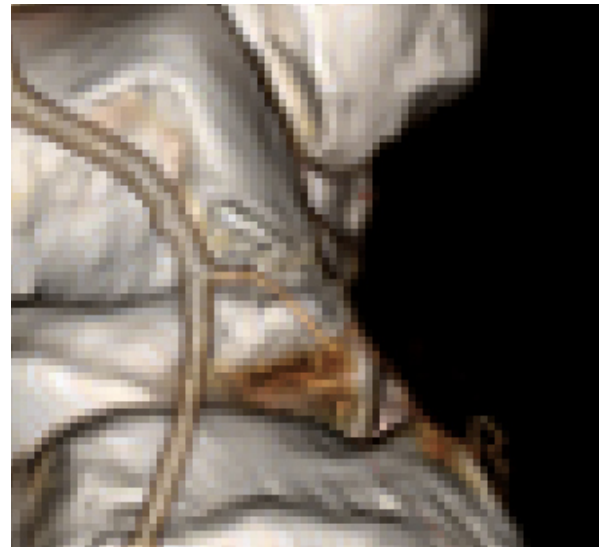


15:1

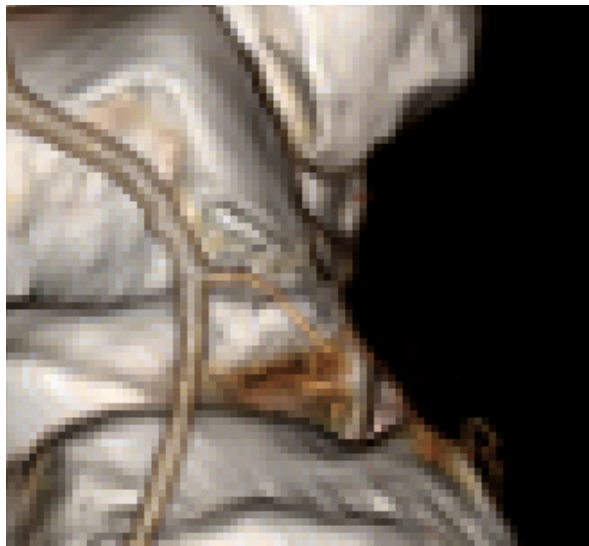
Anhang 3: CT-Abdomen, 800% Vergrößerung



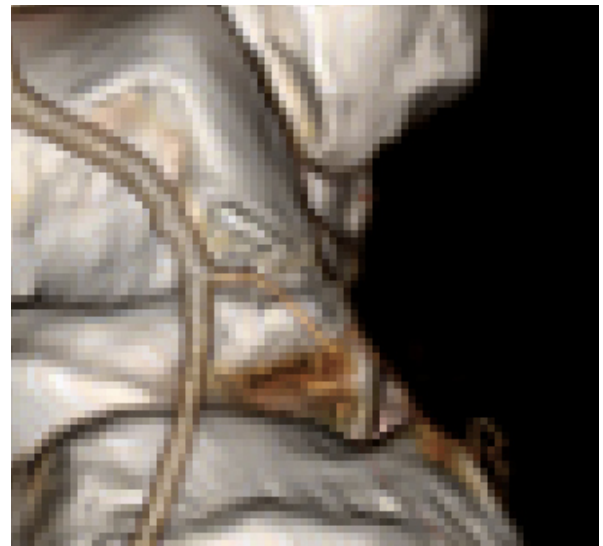
Original



8:1



10:1



15:1

Anhang 4: 3D-Rekonstruktion, 400% Vergrößerung

Anhang 5: 3D-Vorlage "AAA"		
1	WW	500
	WL	400
	Deckkraft	1
2	WW	200
	WL	220
	Deckkraft	0,2
3	WW	200
	WL	100
	Deckkraft	0,4
4	WW	500
	WL	-240
	Deckkraft	0,3
5	WW	600
	WL	-500
	Deckkraft	0,25
6	WW	600
	WL	-500
	Deckkraft	0,25
7	WW	600
	WL	-500
	Deckkraft	0,25
8	WW	600
	WL	-500
	Deckkraft	0,25
	Head Light	1
	Intensity	1
	Contrast	0
	Specular	0
	Deckkraftkorrektur	1

Danksagung

Eine wissenschaftliche Arbeit ist nie das Werk einer einzelnen Person, deshalb möchte ich mich bei allen Menschen bedanken, die mir die Erstellung meiner Dissertation ermöglicht haben.

Meinem Doktorvater bin ich zu besonderem Dank verpflichtet. Nicht nur für das interessante Thema und die hervorragende Betreuung, auch für die Möglichkeit die Dissertation auf dem Deutschen Röntgenkongress vorstellen zu dürfen und als Wissenschaftliche Hilfskraft in der radiologischen Abteilung der Universitätsmedizin Mainz mitwirken zu können.

Bei meinem Zweitgutachter möchte ich mich herzlich für die bereitwillige Übernahme des Zweitgutachtens bedanken.

Mein besonderer Dank gilt auch meinem Betreuer für die großartige Unterstützung während des experimentellen Teils, des Schreibens und vor allem in der Korrekturphase.

Den Kollegen der Radiologie für die Mitarbeit am experimentellen Teil.

Personen aus der EDV-Abteilung für die Bereitstellung des Anonymisierungswerkzeuges und der stets schnellen und unkomplizierten Hilfe.

Mitarbeitern aus dem Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik danke ich für die Betreuung in statistischen Angelegenheiten.

Auch den MTRAs und allen weiteren Mitarbeitern der Abteilung für Radiologie an der Universitätsmedizin Mainz, die zur Verwirklichung dieser Arbeit beigetragen haben danke ich herzlichst.

Und nicht zuletzt danke ich meinen Eltern, die in jeglicher Hinsicht die Grundsteine für meinen Weg gelegt haben.

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name Conrad Friedrich Friese
Wohnort Neutorstr. 20
55116 Mainz

Geboren am 11.09.1986 in Worms
Familienstand ledig
Nationalität deutsch

Hochschulausbildung

04/2006 – 08/2008 Vorklinisches Studium an der Universität Mainz
Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung abgeschlossen.
Pflegepraktikum in Worms, München, Hamburg.
08/2008 – 02/2012 Klinisches Studium an der Universität Mainz
02/2012 – 02/2013 Praktisches Jahr an der Uniklinik Mainz, ein halbes Tertial am
University Hospital of North Staffordshire.
05/2013 Abschluss des Studiums

Studienbegleitende Tätigkeiten

Famulaturen:

08/2010 – 10/2010 Famulatur in der allgemeinärztlichen Praxis Dr. Wolf in Worms
03/2011 – 04/2011 Famulatur in der internistischen Abteilung des St. Vincenz-Hospital in
Mainz
08/2011 – 09/2011 Famulatur in der dermatologischen Praxis Dr. Lohse in Ludwigshafen
09/2011 – 20/2011 Famulatur in verschiedenen Abteilungen des St. Marys Hospital in
Rehoboth, Namibia
08/2009 – 03/2010 Auslandssemester an der Universidad Miguel Hernández de Elche in
Spanien

Zivildienst

05/2005 – 03/2006 Ausbildung zum Rettungssanitäters beim Deutschen Roten Kreuz in
Worms

Schulbildung

1994 – 1997 Diesterweggrundschule in Worms
1997 – 2005 Gauß Gymnasium, Worms