Aus dem Klinischen Department für Kleintiere und Pferde

der Veterinärmedizinischen Universität Wien

Abteilung für Bildgebende Diagnostik

(Leiter: Univ.-Prof. Dr. med. vet. habil. Eberhard Ludewig)

Einfluss der Signalverarbeitung auf die Bildqualität in der veterinärmedizinischen Projektionsradiographie

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Würde eines

DOCTOR MEDICINAE VETERINARIAE

der Veterinärmedizinischen Universität Wien

vorgelegt von

Magister medicinae veterinariae Matthias Seeber

Wien, im Februar 2024

Für mein Familie

Betreuung:

Erstbetreuer:

Univ.-Prof. Dr. med. vet. habil. Eberhard Ludewig (Dipl. ECVDI)

Abteilung für Bildgebende Diagnostik, Klinisches Department für Kleintiere und Pferde

Veterinärmedizinische Universität Wien

Zweitbetreuer:

Prof. Dr. med. vet. habil. Micheal Pees (Dipl. ECZM)

Klinik für Heimtiere, Reptilien und Vögel

Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover

Gutachterin:

Ao.Univ.-Prof. Dr.med.vet. MMEd Sibylle Kneissl

Abteilung für Bildgebende Diagnostik, Klinisches Department für Kleintiere und Pferde

Veterinärmedizinische Universität Wien

Abkürzungsverzeichnis 6
1 Einleitung 7
1.1 Bildentstehung in der digitalen Projektionsradiographie 7
1.1.1 Signaldetektion 7
1.1.2 Signalverarbeitung 8
1.1.3 Bildpräsentation 9
1.1.4 Bildtransfer und -archivierung 9
1.2 Signalverarbeitung 10
1.2.1 Prinzipien der Signalverarbeitung 11
1.2.2 Filtertypen 11
1.2.2.1 Helligkeit und Kontrast 11
1.2.2.2 Filterung mit unscharfer Maske 14
1.2.2.3 Multifrequenzfilterung 15
1.2.2.4 Bildrauschfilterung 18
1.2.2.5 Virtuelles Streustrahlenraster 20
1.3 Bildqualität 21
1.3.1 Qualitätsparameter 22
1.3.1.1 Kontrast 22
1.3.1.2 Bildschärfe 23
1.3.1.3 Rauschen 23
1.3.2 Bildartefakte 23
1.4 Visual Grading Analysis 24
1.5 Dosiseinfluss in der digitalen Projektionsradiographie 28
2 Ziele der Untersuchung 30
3 Publikation 31
4 Diskussion 43
4.1 Beurteilung der Bildqualität 44
4.2 Einfluss des virtuellen Streustrahlenrasters 44
4.3 Einfluss der Multifrequenzfilterung 46
4.4 Bewertung des Überschwinger Artefakts 46

4.5 Einfluss der Detektordosis und der Rauschunterdrückung 47
4.6 Untersuchereinfluss auf die Bewertung der Bildkriterien 49
4.7 Limitationen der Studie 50
5 Zusammenfassung 52
6 Summary 53
7 Literaturverzeichnis 54
8 Danksagungen 61
9 Appendix zur Publikation 62

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Erklärung
AUC	Area under the Curve
CR	Computed Radiography
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
DR	Digital Radiography
DRC	Dynamic Range Control
DQE	Detective Quantum Efficiency
FE	Frequency Enhancement
FNC	Flexible Noise Control
GP	Gradation Processing
IC	image criteria
MFP	Multi-objective Frequency Processing
MÜF	Modulationsübertragungsfunktion
NIP	Needle-structured image plate
PACS	Picture Archiving and Communication System
PIP	Powder-structured image plate
ROC	Receiver Operating Characteristics
SRV	Signal-Rausch-Verhältnis
VGA	Visual Grading Analysis
VGC	Visual Grading Characteristic
VGP	Virtual Grid Processing

1 Einleitung

1.1 Bildentstehung in der digitalen Projektionsradiographie

Die digitale Radiographie beschreibt die Aufzeichnung und Wiedergabe latenter röntgenologischer Schwächungsprofile mittels elektronischer Datenverarbeitung. Bei (analogen) Film-Folien-Systemen übernimmt der Röntgenfilm sowohl die Funktion des Signalempfängers als auch der Bilddarstellung, des Bildtransports und der Bildarchivierung. In der digitalen Projektionsradiographie sind diese Schritte entkoppelt: (a) Signaldetektion, (b) Signalverarbeitung, (c) Bildpräsentation und (d) Bildtransfer und -archivierung. Jede Einzelkomponente kann mittels unterschiedlicher technischer Herangehensweise realisiert werden, was das Potential zur unabhängigen Optimierung bietet. Die Bildqualität hängt schlussendlich von jeder Teilkomponente ab [1].

1.1.1 Signaldetektion

Die Signaldetektion ist in der digitalen Projektionsradiographie ist auf unterschiedliche Weise möglich, wobei sich in der Praxis zwei technische Methoden durchgesetzt haben: Speicherfoliensysteme und Festkörperdetektoren [2, 3]. Da sich die technischen Grundlagen unterscheiden, variieren die Methoden auch in ihren Leistungsparametern [2].

Eine Übersicht zu Speicherfoliensystemen (Computed Radiography, CR) gibt weiterführende Literatur [4, 5]. Speicherfolien (auch digitale Lumineszenzradiographie genannt) sind flexible kettenbasierte Polyesterfolien. Dies ermöglicht eine ähnliche Handhabung wie bei Film-Folien-Systemen [6]. Auf die Trägerschicht der Folie ist ein Absorbermaterial aufgetragen, meist BaFX:Eu^{2+}, welches wie bei konventionellen Verstärkerfolien eine Pulverstruktur aufweist (Powder-structured image plate, PIP) [7]. Alternativen zur PIP sind:

- Systeme mit transparenter pulverstrukturierter Folie („Dual-side reading CR“): Hierbei wird eine transparente Trägerschicht und dickere Absorberschicht verwendet und die Auslesung erfolgt auf der Vorder- und Rückseite. Somit kann die DQE erhöht werden [8].
- Systeme mit Folien mit Nadelkristallstruktur (Needle-structured image plate, NIP): Hierbei besteht der Leuchtsoff aus CsBr:Eu^{2+} in Form von senkrecht angeordneten nadelförmigen Leuchtstoffpartikeln [7]. Diese Anordnung reduziert die seitliche Streuung des Lichts, wodurch die Schichtdicker erhöht werden kann [9]. Außerdem wird die

Bildinformation zeilenweiße ausgelesen, im Gegensatz zum Pixel-für-Pixel Auslesen bei PIP-Systemen, wodurch die DQE erhöht wird [10].

In allen Fällen werden die Elektronen im Leuchtstoff durch die Röntgenquanten auf ein höheres Energieniveau gehoben und verharren dort (daher der Name Speicherfoliensystem). Während des Auslesevorgangs wird die Folie mit einem Laserstrahl abgetastet und somit Energie zugeführt. Dies bewirkt eine kontrollierte Rückführung der angeregten Elektronen in ihren Ausgangszustand, es wird Energie in Form von Licht frei. Das Licht wird von einem Messgerät, dem Photomultiplier, in eine elektrische Ladung umgewandelt mit anschließender analog-digitaler Wandlung. Um die verbliebenden Elektronen in ihren Ausgangszustand zurückzubringen, wird eine intensive Lichteinwirkung verwendet. Die Folie wird in die Kassette zurückgeschoben und steht für die nächste Belichtung zu Verfügung [2]. Eine Übersicht zu Festkörperdetektoren (Digital Radiography, DR) gibt weiterführende Literatur [4, 5, 11]. Im Unterschied zu Speicherfoliensystemen zeichnen Festkörperdetektoren (Synonyme: Festkörper-Matrik-Detektoren, elektrische Flachdetektoren, Flächendetektoren) das Signal ohne Zwischenschritt auf. Dies bietet Vorteile hinsichtlich der Arbeitsweise, aber auch der Bildqualität [6]. Der Festkörperdetektor setzt sich aus zwei Schichten zusammen: eine röntgenstrahlenempfindliche Schicht und eine Pixelmatrix. Man unterscheidet opto-direkte Detektoren und elektro-direkte Detektoren. Bei opto-direkten Detektoren werden die Röntgenstrahlen in einer Szintillatorschicht zunächst in Licht umgewandelt und anschließend durch Photodioden in einer Halbleiterschicht in elektrische Ladung transformiert. Bei elektro-direkten Detektoren entfällt die Umwandlung in Licht. Die Röntgenstrahlen setzen in einem Halbleiter Elektronen frei, welche in einer Matrix als Ladungsänderung und somit ein digitales Signal umgewandelt werden [12].

1.1.2 Signalverarbeitung

Das Ziel der Signalverarbeitung ist es, die generierten Informationen so aufzubereiten, dass ein Maximum für die Bildbeurteilung genutzt werden kann [13]. Bildeindruck [14–16], Bildqualität [13, 17] und teilweise auch Artefaktmerkmale [18] werden durch die Signalverarbeitung nachhaltig geprägt. Da die Signalverarbeitung den Kernpunkt unserer Untersuchung darstellt, wird später detailliert auf diesen Punkt eingegangen.

1.1.3 Bildpräsentation

Ausschlaggebend für die Bildqualität bei der Bildpräsentation sind die Eigenschaften des Monitors und der Grafikkarte [19], sowie die Kalibrierung [20]. Die Eignung des Monitors wird durch folgende Merkmale definiert: Monitorgröße, Pixelgröße, Helligkeit, Minimalkontrast, Bildtiefe, Farbeigenschaften und Reflexionsmerkmale [20, 21]. In den meisten Fällen übersteigen die akquirierten Pixel und Graustufen die Kapazität der Monitore. Die Einschränkungen sind bei großer Bildmatrix- und tiefe geringer [22]. Am Monitor ergibt sich demnach eine Übersichtsdarstellung, es werden nicht alle Pixel dargestellt. Zudem gibt es weitere Anforderungen an die Rechnerhardware, deren Rechenleistung einen reibungslosen Ablauf gewährleisten muss und Anforderungen an die Betrachter-Software, welche einfach zu bedienen sein muss und gleichzeitig eine umfangreiche Manipulation der Bilder bieten muss [20, 22].

Vorteile der digitalen Bilddarstellung gegenüber von Film-Folien Systemen sind:

(a) Ein großer Dynamikbereich ist für die Diagnosestellung nutzbar [20].

(b) Werkzeuge können genutzt werden, um Läsionen besser darzustellen, wie etwa Anpassung der Bildgröße, Helligkeits- und Kontrastveränderung und Filterfunktionen [23, 24].

(c) Ein Wechsel zu anderen Modalitäten oder zu Vor- oder Vergleichsaufnahmen ist rasch möglich [22].

(d) Die digitale Bilddarstellung bietet ökonomische Vorteile [25].

1.1.4 Bildarchivierung und -transfer

Netzwerke ermöglichen eine Weitergabe der Bilder, ohne diese ausdrucken zu müssen. Dies ist auch aus einem ökonomischen Gesichtspunkt sinnvoll. Das PACS (Picture Archiving and Communication System) ist ein Bildarchivierungs- und Kommunikationssystem beruhend auf einem lokalen Netzwerk [3]. Alle Modalitäten senden die generierten Bilder an das Archiv. Dieses speichert die Bilder und sendet sie bei Bedarf an die Arbeitsplätze [26]. Für eine Kommunikation zwischen den einzelnen Geräten, ist es notwendig, dass die Informationen in einem einheitlichen Format vorliegen. Zu diesem Zweck wurde der DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) Standard entwickelt [3]. Hierbei werden relevante Zusatzinformationen, wie Patienteninformationen, Strahlendosis oder Zweitpunkt der Aufnahme, in den Bilddatensatz

integriert [3, 26]. Neben den zahlreichen Vorteilen der digitalen Bildarchivierung und des Bildtransfers (effizientere Arbeitsabläufe, weniger Platzbedarf, geringeres Risiko Aufnahmen zu verlieren, schneller Versand zur Befundung), ist vor allem zu beachten, dass große Datenmengen entstehen, auf die das Netzwerk und Speicherkapazität ausgerichtet sein müssen.

1.2 Signalverarbeitung

Die Signalverarbeitung ist Teil der Abbildungskette in der digitalen Radiographie und beeinflusst, wie alle anderen Bestandteile dieser, die finale Bildqualität eines Röntgenbildes [1]. Ziel der Signalverarbeitung ist es, relevante Strukturen hervorzuheben und störende Strukturen bzw. Artefakte zu unterdrücken. Dies wird erreicht, indem der Detailkontrast verstärkt wird, der Dynamikumfang an die Region angepasst wird und Bildrauschen unterdrückt wird [13]. So konnte gezeigt werden, dass die Erkennbarkeit von Pathologien [23, 27, 28] und schwer detektierbaren Strukturen wie Katheter [29] durch Signalverarbeitung verbessert werden kann und die Detektordosis reduziert werden kann [30, 31]. Allerdings können bei unzureichender Signalverarbeitung auch Artefakte entstehen, welche einerseits die Interpretation des Bildes erschweren und andererseits auch Pathologien imitieren können [18]. Die Software zur Signalverarbeitung wurde von den Herstellern digitaler Röntgensysteme kontinuierlich verbessert. Jüngste Entwicklungen beinhalten vier Filtertypen zur Signalverarbeitung: (a) „Gradation Processing“ (GP) um Helligkeit und Kontrast anzupassen [32], (b) „Multi-objective Frequency Processing“ (MFP), dies beinhaltet seinerseits „Frequency Enhancement“ (FE) zur Erhöhung der Kantenschärfe und „Dynamic Range Control“ (DRC) um den Dynamikumfang anzupassen und damit die Sichtbarkeit von Strukturen in Hoch- und Niedrigkontrastregionen zu verbessern [13], (c) „Flexible Noise Control“ (FNC) um unerwünschtes Bildrauschen zu unterdrücken [33] und (d) „Virtual Grid Processing“ (VGP) um virtuell den Einfluss von Streustrahlung auf die Bildqualität zu reduzieren [34]. Die Signalbearbeitungssoftware wird von verschiedenen Herstellern angeboten, wobei sich die zugrundeliegenden Prinzipien ähneln: Dynamik Vizialisation II (Fujifilm, Tokyo, Japan) [13, 33, 34], MUSICA (Agfa HealthCare, Mortsel, Belgium) [14, 35–37], UNIQUE (Philips Healthcare, Hamburg, Germany) [38], EVP (Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA) [39], Optima XR220amx (GE Healthcare, Waukesha, WI, USA) [14], CXDI Control Software NE (Canon Medical Systems Corporation, Ōtawara, Japan) [40] und Diamond View (Siemens AG Medical Systems, Erlangen, Germany) [41].

1.2.1 Prinzipien der Signalverarbeitung

Die Signalverarbeitung beschreibt alle Schritte, die notwendig sind, um die vom Detektor aufgezeichneten Rohdaten in ein Röntgenbild umzuwandeln, welches für eine klinische Interpretation geeignet ist. Dieser Vorgang ist komplex und kann in vier aufeinanderfolgende Schritte unterteilt werden [16, 42]: (I) Im ersten Schritt, dem sogenannten "pre-processing", wird eine Fehlerkorrektur der Rohdaten mittels Histogramm-Analyse durchgeführt, wobei auch Hardware-Fehler detektiert werden. (II) im zweiten Schritt, dem "for-processing", werden die Daten mittels "look-up-tables" (LUT) in ein sichtbares Bild transformiert. LUT ist eine Funktion, welche den Pixelwerten (Eingangswert) jeweils Helligkeitsstufen (Ausganswert) am Monitor zuweist. (III) Im dritten Schritt, dem eigentlichen "processing", wird das Bild mittels verschiedener komplexer mathematischer Methoden (z.B. Filterung mit unscharfer Maske, Multifrequenzfiterung) so manipuliert, dass die Bildqualitätsmerkmale (Kontrast, Bildschärfe und Rauschen) verbessert werden. Das zugrundeliegende technische Prinzip dieser Methoden wird nachfolgend genauer beschrieben, es besteht jedoch zusammengefasst darin das Bild in eine Reihe von Teilfrequenzbildern zu zerlegen und diese dann in gewichteter Form zu einem einzigen Bild mit verbesserter Struktursichtbarkeit zu verschmelzen [13, 33]. (IV) Im letzten Schritt, dem "post-processing", können kleinere Anpassungen mittels DICOM-viewer Software vorgenommen werden, um das Bild an die jeweiligen Bedürfnisse des Betrachters und die Fragestellung anzupassen. Dies beinhaltet beispielsweise eine Anpassung von Helligkeit und Kontrast, Zoom oder invertieren des Bildes. Entscheidend um das Potential der Signalverarbeitung ausschöpfen zu können ist jedoch die Qualität der Eingangsdaten [43]. Weiters bauen die einzelnen Schritte der Signalverarbeitung aufeinander auf. Fehler setzen sich damit fort [18].

1.2.2 Filtertypen

Nachfolgend werden die Filtertypen der Signalverarbeitung genauer beschrieben, welche in der eigenen Untersuchung zur Anwendung kamen.

1.2.2.1 Helligkeit und Kontrast

Bei Film-Folien Systemen beschreibt die Gradationskurve (Schwärzungskurve) die Übertragung der absorbierten Strahlung in Graustufen (optische Dichte) auf einem Röntgenfilm [3]. In der digitalen Radiographie gibt die Gradationskurve an, wie die digitalen Eingangswerte in ebenfalls digitale Ausgangswerte umgewandelt werden. Hierbei ist eine zusätzliche Gradationskurve

notwendig, um die digitalen Ausganswerte in Graustufen umzuwandeln, welche am Betrachter-Monitor angezeigt werden. Diese Gradationsanpassung einer Struktur hängt ausschließlich von deren Pixelwerten ab, nicht von deren Größe oder Kontrast [13].

Da der Dynamikumfang und damit der Bereich der möglichen Signalwerte bei digitalen Detektorsystemen sehr hoch ist, enthält nur ein Teil dieses Bereiches die tatsächliche diagnostisch relevante Information. Beispielsweise wird in einem ersten Schritt der nicht belichtete Bereich aus der weiteren Analyse ausgeschlossen. Dann wird eine Histogramm-Analyse der verbliebenen Pixelwerte durchgeführt und alle Eingangswerte die Null (oder nahe Null) sind werden ausgeschlossen. Gleichzeitig wird hierbei auch die Bildbreite optimiert („latitude optimization"). In der Praxis führt dies dazu, dass die Bildqualität konstant bleibt, auch zwischen Objekten mit großen Absorptionsunterschieden.

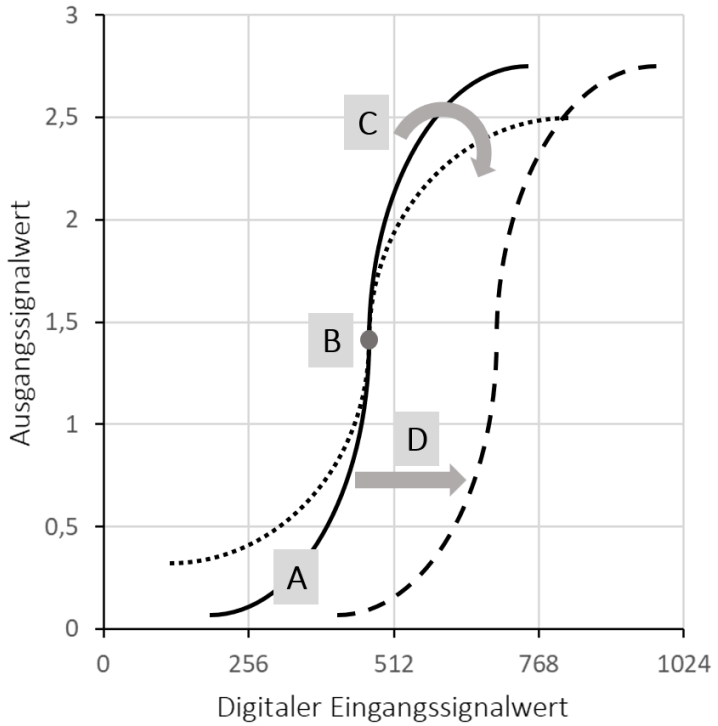


Abbildung 1. ***Möglichkeiten der digitalen Anpassung der Gradationskurve. (A)*** *Anhand der sigmoidalen Gradationskurve wird jedem digitalen Eingangssignalwert ein Ausgangssignalwert zugeordnet. Es stehen verschiedene Kurventypen zur Auswahl, welche der zu untersuchenden Region angepasst werden können (z.B. „orthopädische Kurve", „Thorax-Kurve", „Mammographie-Kurve");* ***(B)*** *Rotationszentrum der Kurve: bei einer Kontrastanpassung bleibt das Rotationszentrum unverändert;* ***(C)*** *Kontrastanpassung: durch Rotation der Kurve kann der Kontrast erhöht (steilere Kurve) oder verringert (flachere Kurve) werden;* ***(D)*** *Helligkeitsanpassung: durch Verschiebung der Kurve auf der x-Achse, kann die Helligkeit erhöht (Verschiebung nach links) oder verringert (Verschiebung nach rechts) werden.*

Die anschließende Gradationsanpassung wird üblicherweise mit „look-up tables" (LUTs) durchgeführt, welche im System gespeichert sind [13]. Die LUT hat für jeden Eingangswert einen

Ausgangspixelwert gespeichert (zwischen 8 und 16 Bit, d.h. zwischen 256 und 65.536 Signalwerte). Das digitale System ist durch einen linearen Zusammenhang zwischen Dosis und Signalwert gekennzeichnet. Die linearen Charakteristika des digitalen Systems werden durch die Gradationsanpassung in eine, dem Film-Folien System ähnelnde, sigmoidale Kurve (Gradationskurve) umgewandelt. Dadurch entsteht der Eindruck einer konventionellen Röntgenaufnahme. Es stehen üblicherweise mehrere LUTs zur Auswahl. Durch Verschiebung der Kurve auf der X-Achse kann die Helligkeit angepasst werden (Abbildungen 1 und 2). Durch Rotation der Kurve um das Rotationszentrum (Steilheit der Kurve) der Kontrast (Abbildungen 1 und 3).

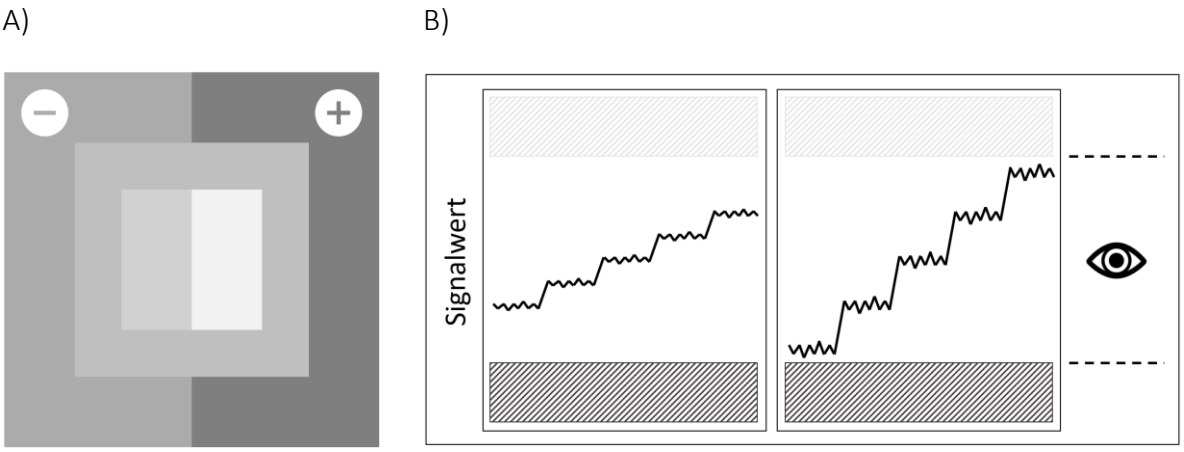


Abbildung 2. **Kontrastanpassung**. ***(A)*** *Schematische Darstellung der Kontrasterhöhung: In der linken Bildhälfte (minus) besteht eine geringe Differenz zwischen den einzelnen Graustufen. In der rechten Bildhälfte (plus) wurde der Kontrast (die Differenz zwischen den Graustufen) erhöht, indem dunkle Areale dunkler und helle heller dargestellt wurden; das Gradationszentrum (hier mittleres Quadrat) blieb unbeeinflusst.* ***(B)*** *Graphische Darstellung der Kontrastanpassung: Die Differenz zwischen den einzelnen Signalstufen wurde erhöht, und somit der Kontrast (im Rahmen des für das menschliche Auge wahrnehmbaren Dynamikumfangs).*

A) B)

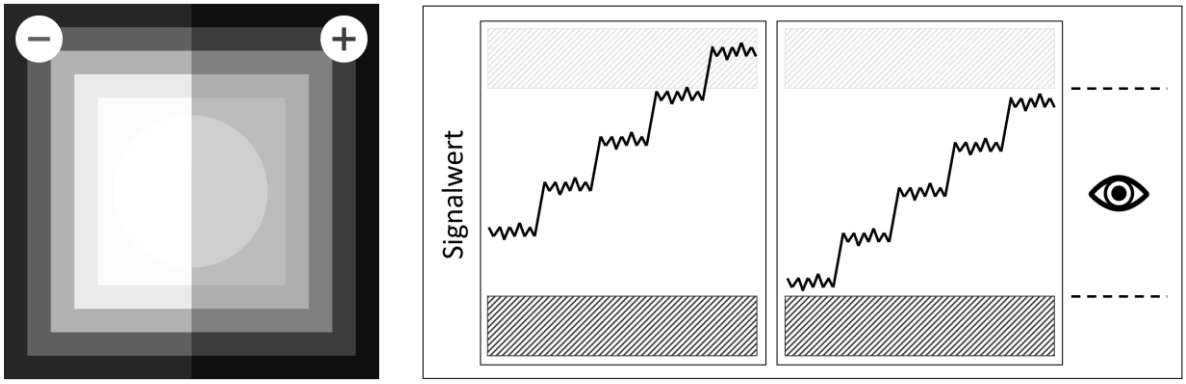


Abbildung 3. ***Helligkeitsanpassung****.* ***(A)*** *Schematische Darstellung der Helligkeitsanpassung: In der linken Bildhälfte (minus) erscheint das Zentrum einheitlich weiß. In der rechten Bildhälfte (minus) wurde die Helligkeit reduziert. Dadurch ist nun auch die Information (Halbkreis), welche für das menschliche Auge zuvor nicht sichtbar war, dargestellt.* ***(B)*** *Graphische Darstellung der Kontrastanpassung: Durch eine Reduktion der Helligkeit (Verschiebung nach unten) werden Signalwerte, welche für das menschliche Auge zuvor nicht wahrnehmbar waren (einheitlich weiß) in den für das Auge wahrnehmbaren Bereich überführt.*

1.2.2.2 Filterung mit unscharfer Maske

Die Filterung mit unscharfer Maske wurde als eine einfache Methode zur Kantenanhebung und Verbesserung der Bildschärfe entwickelt [13]. In einem ersten Schritt wird das Bild mittels eines Niedrigpassfilters getrübt. Dies geschieht üblicherweise dadurch, dass lokal die Pixelwerte gemittelt werden. Je größer die Region der zur Mittelung herangezogenen Pixel (Kernel-Größe), desto verschwommener das Niedrigpassbild. Das Bild enthält nur noch Niedrigfrequenzinformationen, es sind also nur noch große Strukturen sichtbar. Strukturen, welche kleiner als die Kernel-Größe sind werden nahezu vollständig unterdrückt.

In einem nächsten Schritt wird das generierte Niedrigpassbild vom Originalbild subtrahiert, es entsteht ein Hochpassbild, welches diejenigen Informationen enthält, welche im Niedrigpassbild unterdrückt wurden. Dazu gehören neben den kleinen Strukturen (abhängig von der gewählten Kernel-Größe) auch scharfe Konturen.

Für das finale Bild können nun verschieden gewichtete Kombinationsmöglichkeiten zwischen Original-, Hochpass- und Niedrigpassbild gewählt werden. Üblicherweise wird ein gewichtetes Hochpassbild zum Originalbild addiert. Dies führt zu einer Akzentuierung der im Hochpassbild beinhalteten Konturen und kleinen Objekte. Der Gewichtungsfaktor wird „enhancement factor“ genannt. Spezialanpassungen (z.B. Kompression des Dynamikumfangs) sind ebenfalls möglich, indem das Hoch- oder Niedrigpassbild vor der Kombination mit dem Originalbild noch einer

Gradationsanpassung („look-up table operation“) unterzogen wird. Der Faktor, welcher die Filterung mit unscharfer Maske am stärksten beeinflusst, ist die Kernel-Größe: verkürzt kann gesagt werden, dass alle Objekte kleiner der Kernel-Größe verstärkt werden, während Objekte größer der Kernel-Größe relativ gesehen unterdrückt werden [13].

1.2.2.3 Multifrequenzfilterung

Idealerweise gelingt es der Signalverarbeitung folgende Problemstellungen zu lösen [13]: (I) die Kompression des Dynamikumfangs zur gleichermaßen guten Darstellung von Regionen mit starker (z.B. Knochen) und geringer (z.B. Lunge) Absorption; (II) Detailverstärkung zur besseren Darstellung von Niedrigkontraststrukturen und Optimierung der Ortsauflösung; (III) eine Reduktion des Bildrauschens. Die Multifrequenzfilterung bietet die Möglichkeit zur simultanen Optimierung in allen genannten Bereichen, während man sich bei der bei der Filterung mit unscharfer Maske für einen Bereich entscheiden muss [13].

In der Multifrequenzfilterung wird das Ausgangsbild in viele Frequenzbereiche zerlegt, welche jeweils nur die Information über eine bestimmte Objektgröße enthalten (Abbildung 4). Für die Signalverarbeitung kann anschließend jede dieser Unterbereiche individuell bearbeitet werde, was eine Vielzahl an Bearbeitungsmöglichkeiten eröffnet. Die Aufspaltung geschieht durch Zerlegung des Originalbildes in Niedrigpass- und Hochpasskomponenten. Der Prozess startet mit dem höchsten Frequenzbereich. Die verbleibende Niedrig(er)passkomponente wird dann wiederum als Ausgangsbild für die nächste Zerlegung verwendet und der Ablauf wird so oft wiederholt, bis etwa 8 separate Frequenzbereiche generiert wurden. Alle bis auf den niedrigsten Frequenzbereich enthalten positive und negative Pixelwerte, welche den Objektkontrast im jeweiligen Frequenzbereich repräsentieren. Der niedrigste Frequenzbereich enthält nur Informationen über Dichteunterschiede sehr großer Areale [13, 33].

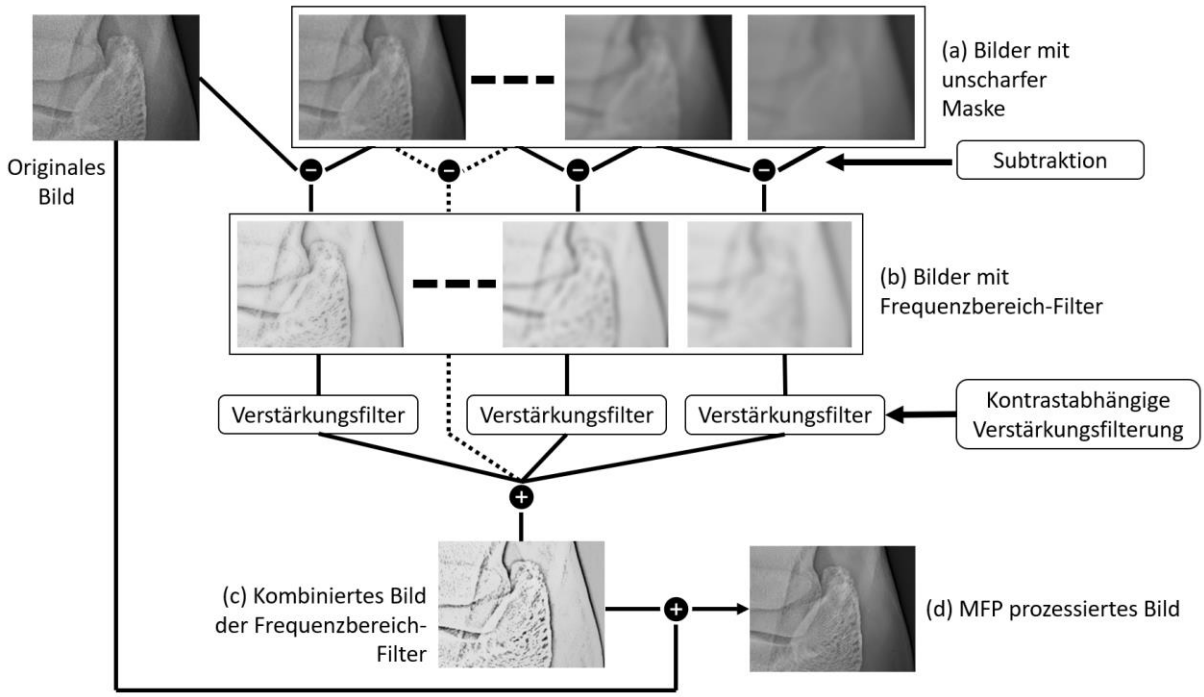


Abbildung 4 nach Yamada et al. [33] ***Funktionsweise der Multifrequenzfilterung (Multi-objective frequency processing – MFP).*** *Ausgehend vom Originalbild werden mehrere Bilder durch Filterung mit unscharfer Maske erzeugt (Schritt a). Ausgehend davon werden durch Subtraktion ähnlicher Frequenzbereiche mehrere Bandpassfilterbilder errechnet (Schritt b). Diese werden mittels eines kontrastabhängigen Verstärkungskoeffizienten individuell angepasst und schließlich zu einem Bild kombiniert (Schritt c). Durch Addierung dieses Kombinierten Bandpassfilterbildes zum Originalbild entsteht das Multifrequenzfilterungsbild (MFP) mit individuell angepasster Kompression des Dynamikumfangs und Kantenanhebung (Schritt d).*

Im Vergleich zur Filterung mit unscharfer Maske ist die Multifrequenzanalyse flexibler. Es können einzelne Frequenzbereiche und somit nur spezielle Objektgrößen verstärkt werden. Eine noch bessere Anpassung ist jedoch mit nicht-linearen Techniken möglich. Die einzelnen Frequenzbereiche können verschiedener Gradationsanpassung („look-up table operation“) unterzogen werden. So ist es möglich eine Kontrastabhängige und Objektgrößenabhängige Verstärkung zu erreichen. Zusammenfassend hat die Multifrequenzfilterung folgende Vorteile: (I) Niedrigkontrastobjekte (schwer abgrenzbare Strukturen) können verstärkt werden, (II) “überbelichtete” und “unterbelichtete” Areale (im konventionellen Sinne) können angepasst und das Bild “harmonisiert” werden, (III) Kantenartefakte können vermindert werden und (IV) der natürliche Bildeindruck wird beibehalten [13].

Detailverstärkung ist sowohl mit Filterung mit unscharfer Maske als auch mit Multifrequenzfilterung möglich. Filterung mit unscharfer Maske verstärkt alle Strukturen, die kleiner als eine vorgegebene Kernel-Größe sind, unabhängig von deren intrinsischem Kontrast [13]. Die Multifrequenzfilterung erlaubt eine kontrastabhängige Verstärkung. Detailverstärkung bzw.

Kantenbetonung, auch „Edge Enhancement“ oder „Frequency Enhancement“ (FE) genannt, wird dazu verwendet, um die Grenzen von Strukturen zu akzentuieren und damit die Abgrenzbarkeit von z.B. Gefäßen in der Lunge zu verbessern (Abbildung 5). Die Multifrequenzfilterung ist der Filterung mit unscharfer Maske hierbei überlegen, da es möglich ist lokalen Objektkontrast zu akzentuieren, ohne allgemeine Artefakte zu produzieren, welche diagnostische Strukturen beeinträchtigen könnten [18]. Die Multifrequenzfilterung kann auch dazu verwendet werden die Modulationsübertragungsfunktion (MÜF) zu verbessern [13]; Wichtig hierbei ist, dass die Kernel-Größe und der Verstärkungsfaktor an die MÜF des Detektors angepasst ist, um eine übermäßige Verstärkung und damit Artefakte zu vermeiden [13].

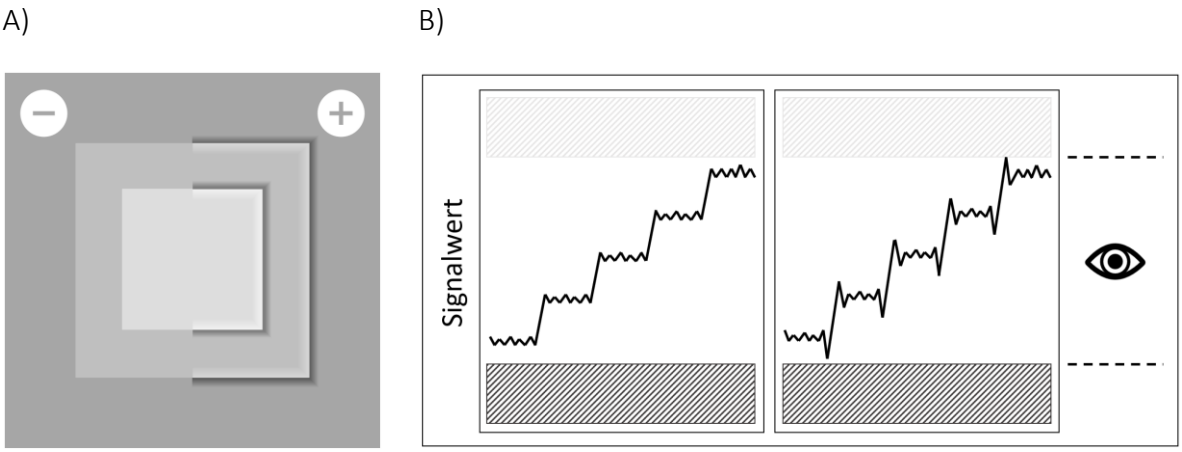


Abbildung 5. ***Kantenbetonung****. **(A)** Schematische Darstellung der Kantenbetonung („Edge Enhancement“): in der linken Bildhälfte (minus) entsteht der Kontrast alleinig durch die Signalwertunterschiede. In der rechten Bildhälfte (plus) wurden der Kantenkontrast erhöht, indem auf beiden Seiten der Kante subtile helle und dunkle Highlights erzeugt wurden. **(B)** Graphische Darstellung der Kantenbetonung: in der unmittelbaren Umgebung der Kontrastdifferenzen wurden diese durch eine Akzentuierung verstärkt.*

Digitale Röntgenaufnahmen müssen mit einem großen Dynamikumfang der abzubildenden Regionen zurechtkommen. Ursächlich dafür sind die gleichzeitige Abbildung von Strukturen mit großer Variation in ihrer Absorptionsmenge, z.B. Knochen und Weichteilstrukturen. Die Reduktion bzw. Kompression des Dynamikumfangs, auch „Dynamic Range Compression“ (DRC) genannt, ist eine Möglichkeit, um den Dynamikbereich an das Schwächungsprofil der Region anzupassen, während der Detailkontrast beibehalten wird [13]. Folglich wird das Bild „harmonisiert“ und Objekte in Hoch- und Niedrigabsorptionsregionen werden besser dargestellt (Abbildung 6). Die DRC beruht hierbei auf einer Variante der Filterung mit unscharfer Maske. Die Reduktion des Dynamikumfanges wird erreicht, indem eine nicht-lineare Subtraktion eines tiefenpassgefilterten Bildes („low-pass image“) vom Originalbild durchgeführt wird. Dieses tiefpassgefilterte Bild verwendet einen großen Kernel und gibt damit nur die groben Dichteunterschiede

zwischen beispielsweise Knochen und Weichteilstrukturen wieder. Indem die darin enthaltene Information in einer gewichteten Weise vom Originalbild subtrahiert wird, kann die optische Dichte in den Weichteilstrukturen erhöht werden, während die optimale Dichte im Knochen beibehalten wird. Der Gewichtungsfaktor orientiert sich hier an den Pixelwerten [13].

Alternativ kann das tiefpass- oder hochpassgefilterte Bild vor der Subtraktion auch mittels Gradationskurve angepasst werden: Indem für ein tiefpassgefiltertes Bild eine flache Gradationskurve verwendet wird und für ein hochpassgefiltertes Bild eine steile Gradationskurve („Kontrastkurve“) resultiert dies nach Substruktion vom Originalbild in einem gefilterten Bild mit angepasstem Dynamikbereich und gleichzeitig lokal hohem Kontrast [13].

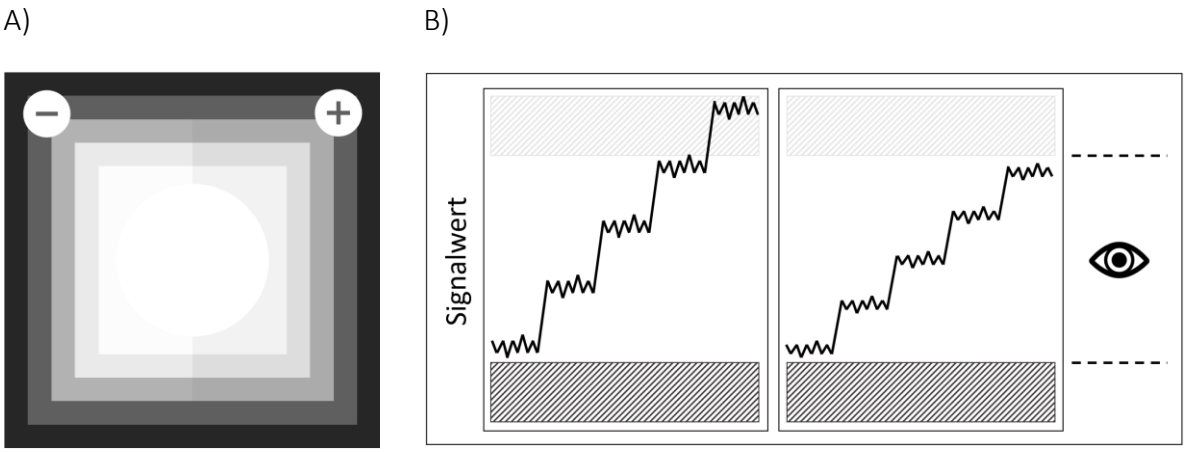


Abbildung 6. ***Kompression des Dynamikumfangs. (A)*** *Schematische Darstellung der Kompression des Dynamikumfangs: In der linken Bildhälfte (minus) erscheint das Zentrum einheitlich weiß. In der rechten Bildhälfte (plus) wurde der Dynamikumfang im hellen Bereich reduziert. Der Halbkreis wird sichtbar, während die dunklen äußeren Areale unbeeinflusst bleiben (im Gegensatz zur gradationsbasierten Helligkeitsanpassung).* ***(B)*** *Graphische Darstellung der Kompression des Dynamikumfangs: Die oberen Signalwerte übersteigen die Aufnahmefähigkeit des menschlichen Auges – sie erscheinen einheitlich weiß. Durch eine Reduktion der Signaldifferenzen in diesem Bereich (Kompression), werden sie sichtbar. Die niedrigen Signalwerte bleiben unbeeinflusst und verschieben sich nicht in den „dunklen“ Bereich.*

1.2.2.4 Bildrauschfilterung

Rauschen ist ein wichtiger limitierender Faktor bei der Objekterkennung und tritt verstärkt bei niedriger Dosis auf [44]. Bildrauschfilter unterdrücken Rauschen, während gleichzeitig der diagnostisch wichtigen Kontrast in anatomischen Strukturen beibehalten wird [33]. Bildrauschfilter können die Bildqualität bei niedriger Detektordosis verbessern [30], allerdings kann eine falsche Parametereinstellung aus zu Artefakten führen [45]. In den Abbildungen 7 und 8 wird die Funktionsweise schematisch erläutert [33].

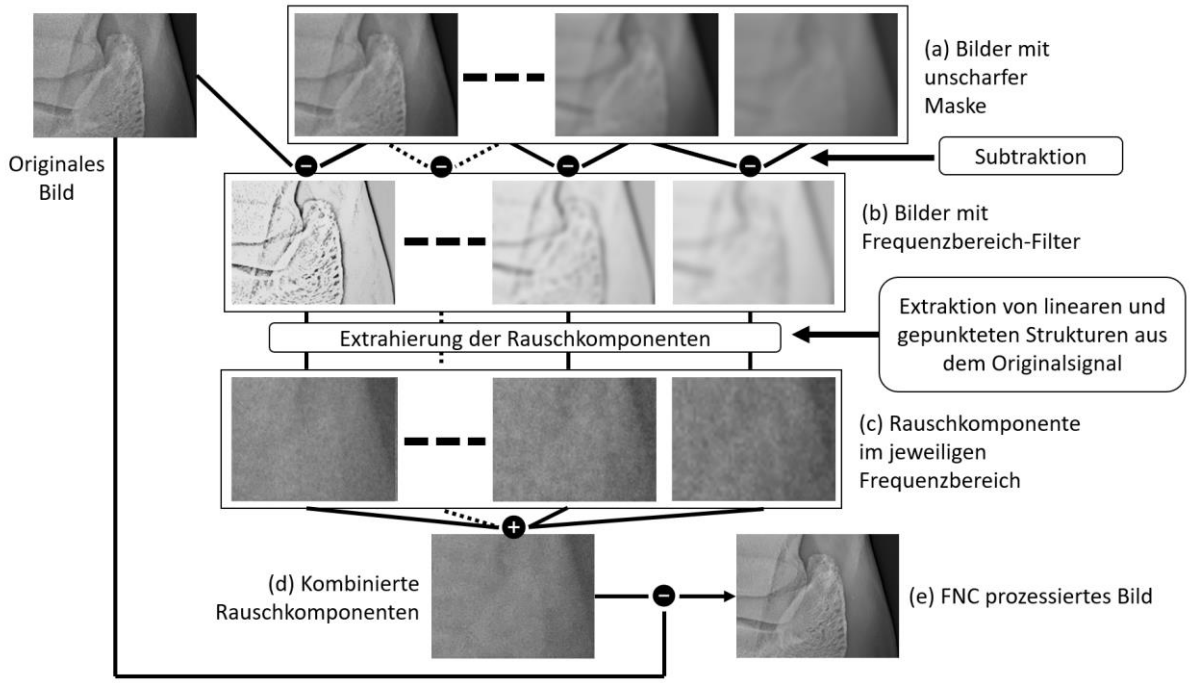


Abbildung 7 nach Yamada et al. [33] **Funktionsweise der Bildrauschfilterung (Flexible Noise Control, FNC).** *Bandpassfilter-Bilder mit verschiedenen Frequenzkomponenten werden erzeugt (Schritt b), indem die Unterschiede zwischen dem Originalbild und den Bildern mit unscharfer Maske (Schritt a) bestimmt werden, ähnlich der Multifrequenzanalyse (MFP). Anschließend werden aus jedem Bandpassfilterbild die Rauschkomponenten extrahiert, so dass Bilder mit reinen Rauschkomponenten entstehen (Schritt c). Bei der Extraktion der Rauschkomponenten werden Unschärfesignale von linearen und punktförmigen Strukturen differenziert. Bei den Signalen von punktförmigen Strukturen werden Signale mit geringem Kontrast unterhalb eines festen Schwellenwerts als Rauschen betrachtet und extrahiert. Diese Verarbeitung wird in jedem Bandpassfilterbild durchgeführt. Durch Überlagerung der Bilder mit reiner Rauschkomponente im jeweiligen Frequenzband wird ein Bild mit kombinierter Rauschkomponente erzeugt (Schritt d).Das FNC prozessiertes Bild wird durch Subtraktion des Bildes mit kombinierten Rauschkomponenten vom Originalbild generiert (Schritt e).[33]*

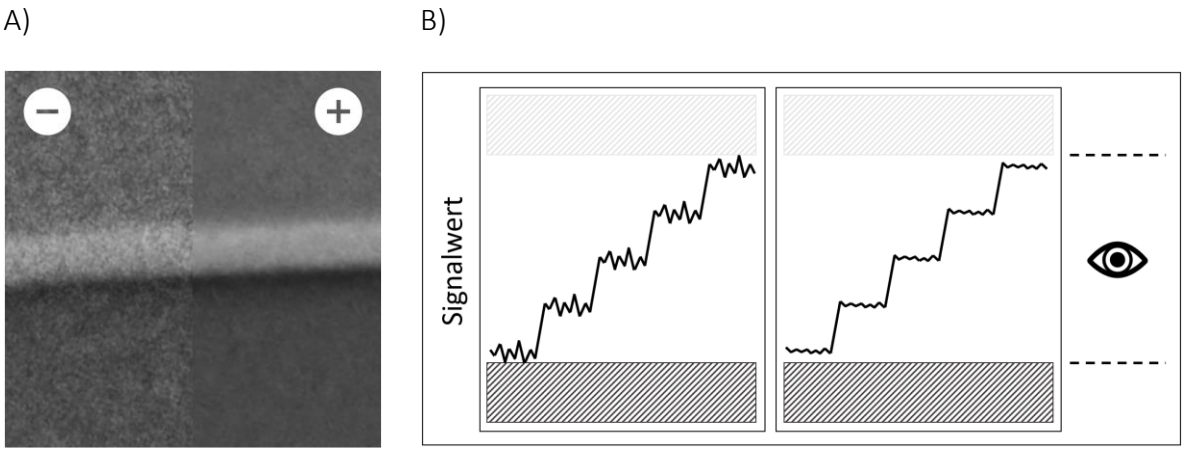


Abbildung 8. **Bildrauschfilter**. **(A)** *Schematische Darstellung des Bildrauschfilters anhand einer Aufnahme ohne (minus) und mit (plus) Filterung.* **(B)** *Graphische Darstellung des Bildrauschfilters: die kleinen, zufälligen Signalunterschiede (Rauschen) werden geglättet, während die großen Signaldifferenzen (Bildinformation) beibehalten werden.*

1.2.2.5 Virtuelles Streustrahlenraster

Streustrahlung vermindert die Bildqualität, indem sie zu einer unerwünschten allgemeinen Belichtung ohne Bildinformation führt, welche den Kontrast vermindert und das Bildrauschen vermehrt [2]. Hersteller von Signalverarbeitungssoftware entwickelten als Alternative zu den üblicherweise verwendeten physischen Streustrahlenrastern virtuelle Streustrahlenrastersoftware [46–49]. Sayed et al. geben einen Überblick über virtuelle Streustrahlenraster in der Humanmedizin und es konnten hierausfolgende Schlussfolgerungen gezogen werden [50]:

- Die Bildqualität von Bildern ohne physisches Streustrahlenraster konnte verbessert werden.
- Die Strahlendosis kann reduziert werden.
- Unter idealen klinischen Bedingungen ist die rasterbasierte Radiographie der softwarebasierten rasterlosen Radiographie mit virtueller Korrektur vorzuziehen.
- Es gibt derzeit noch keine klaren Leitlinien für den Einsatz von Software zur Streuungskorrektur.

In den Abbildungen 9 und 10 wird die Funktionsweise schematisch erläutert [51].

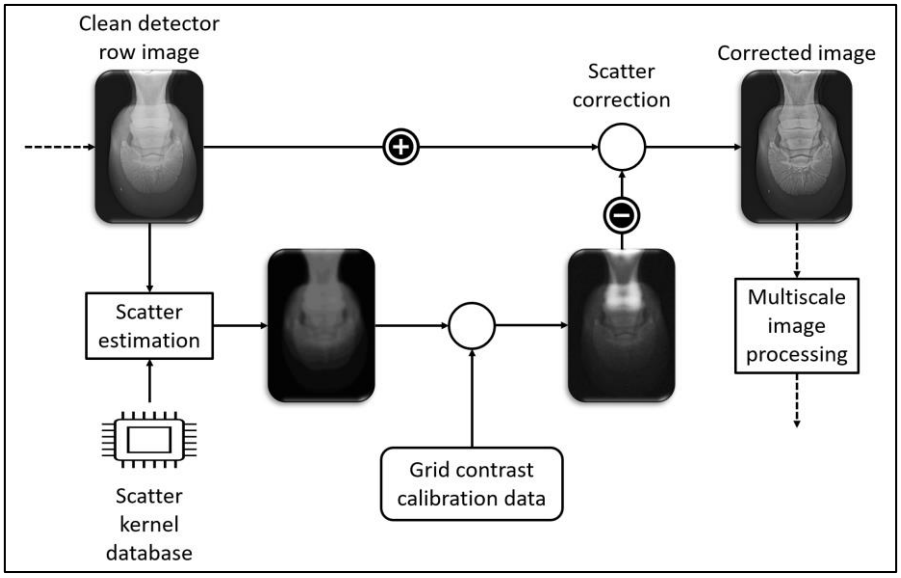


Abbildung 9 nach Renger et al. [51] ***Funktionsweise eines virtuellen Streustrahlenrasters (Virtual Grid Processing, VGP).*** *Die Streustrahlung eines Objekts hängt von der Materialzusammensetzung und der Dicke des Objekts ab. Das gesamte Streusignal eines Objekts kann als eine Überlagerung lokaler Streuungsbeiträge betrachtet werden, die als Streu-Kernel bezeichnet werden. (I) Um das Streusignal in einem Bild zu schätzen, wählt eine Streukorrektursoftware für jede Bildposition den passenden Streu-Kernel aus einer Datenbank mit abgespeicherten Streu-Kernels aus. Die Wahl des richtigen Streukerns basiert auf dem lokalen Bildsignal und dessen räumlichen Gradienten. (II) Die Überlagerung aller Streukerne ergibt eine Schätzung des Streubildes. Das resultierende geschätzte Streubild enthält alle Streuungen des Objekts.*

(III) Ein Raster reduziert die Streuung, beseitigt sie aber nie vollständig. Die zusätzliche Kalibrierung führt zu einem Bild, das nur das Streusignal enthält, das normalerweise durch das Gitter entfernt würde. (IV) Dieses kalibrierte Streubild wird vom Ausgangsbild subtrahiert, so dass ein streuungsreduziertes Bild entsteht. (V) Anschließend wird das korrigierte Bild von der Multifrequenz-Software des Röntgensystems verarbeitet.

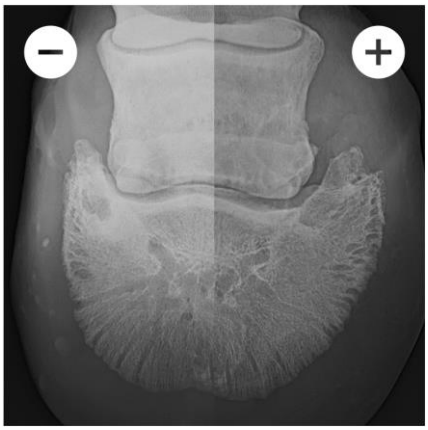


Abbildung 10. ***Virtuelles Streustrahlenraster****. Beispiel einer Röntgenaufnahme ohne (minus) und mit (plus) virtuellem Streustrahlraster.*

1.3 Bildqualität

In der digitalen Radiographie hat jede einzelne Komponente der Abbildungskette einen Einfluss auf die Bildqualität [1]. Zusätzlich zu den physikalisch-technischen Merkmalen der Komponenten der Abbildungskette haben auch patientenseitige Bedingungen [52] und die äußeren Bedingungen der Bildbetrachtung [53] einen Einfluss auf die Qualität der Präsentation der Bildinformation.

Die Bildqualität in der digitalen Radiographie ist nicht einfach zu definieren. Eine adäquate Bildqualität ist dann erreicht, wenn die bedeutsamen Bildinformationen so dargestellt werden, dass sie vom Betrachter ausreichend sicher beurteilt werden können. Dies hängt wiederum von der klinischen Fragestellung und auch von der Präferenz des Bildbetrachters ab [54]. Eine ausreichende Bildqualität ist erreicht, wenn es die Aufnahme dem Betrachter ermöglicht folgende Aussagen zu treffen: (a) zwischen unterschiedlichen Krankheitsstadien und gesunden Patienten unterscheiden, (b) diagnostisch wichtige Strukturen und Merkmale beschreiben können, (c) unterschiedliche Typen von Veränderungen klassifizieren zu können oder (d) sicher relevante Strukturen in der Aufnahme detektieren zu können [55]. In der Humanmedizin wird letzteres verwendet, um die Güte der Bildinformation zu beurteilen. Charakteristische Bildmerkmale (organtypische kritische Strukturen) wurden in Leitlinien definiert, und werden als Qualitätsanforderung an die Röntgenuntersuchung herangezogen [56]. Diese wurden initial für die analoge

Radiographie entwickelt und später für die digitale Radiographie angepasst [56]. Für die veterinärmedizinische digitale Radiographie gibt es keine vergleichbaren Leitlinien [57].

1.3.1 Bildqualitätsparameter

Abbildung 11 gibt einen Überblick über die Faktoren, welche die Bildqualität beeinflussen.

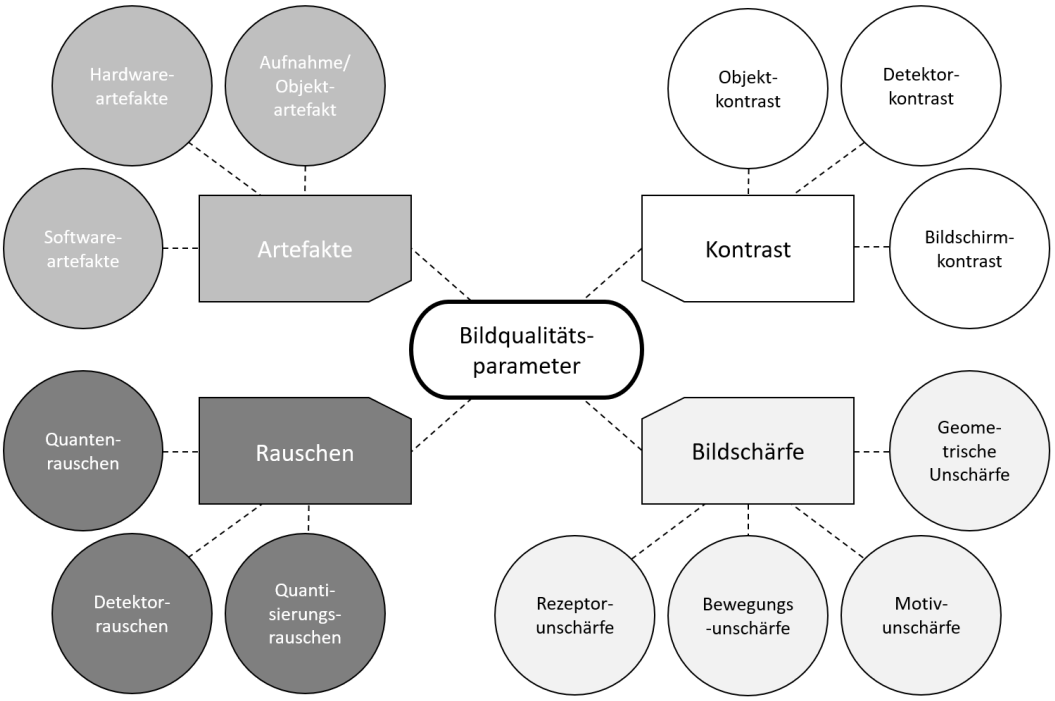


Abbildung 11 nach Alsleem et al. [58] ***Bildqualität in der digitalen Radiographie.*** *Die Abbildung veranschaulicht die Parameter der Bildqualität und die Faktoren, welche die Parameter beeinflussen.*

1.3.1.1 Kontrast

Die Differenz zwischen dem Grauwert einer Struktur und ihrer direkten Umgebung wird als Kontrast bezeichnet [2], wobei die Kontrastschwelle in einer Region bei 5% liegt. Da das menschliche Auge nur eine begrenzte Anzahl an Helligkeitsstufen erfassen kann, ist es wichtig, dass zur Wahrnehmung kleiner Helligkeitsunterschiede der Dichteumfang nicht überschritten wird [59]. In der digitalen Projektionsradiographie beeinflussen alle Schritte der Bildentstehung und Bildpräsentation die Grauwertdarstellung. Die Charakteristika der digitalen Projektionsradiographie, wie der große Dynamikumfang der Detektoren [60] und die Möglichkeit zur Signalverarbeitung [13] übertreffen hierbei die Fähigkeiten der Film-Folien-Systeme [6].

1.3.1.2 Bildschärfe

Die Bildschärfe ist definiert als Differenzierbarkeit von Linien pro Millimeter. In der digitalen Projektionsradiographie haben folgende Faktoren einen Einfluss auf den Schärfeeindruck: (a) die Ortsauflösung des Detektorsystems, (b) der Objektkontrast (dieser wird von der Objektgröße, dem Schwächungsfaktor, der Strahlenqualität, dem Streustrahlenanteil und den geometrischen Bedingungen beeinflusst) und (c) der Patientenbewegung [61]. Der subjektive Schärfeeindruck wird jedoch auch durch die Umgebung beeinflusst: ein kleines Objekt ist vor einem homogenem Hintergrund besser abgrenzbar als vor einem unruhigen Hintergrund [62]. In der klinischen Praxis ist jedoch der visuelle Schärfeeindruck der Konturabgrenzung weniger von der maximale Ortsauflösung als durch das Verhalten der Modulationsübertragungsfunktion (MÜF) bei niedrigeren Ortsfrequenzen beeinflusst. Dieses Verhältnis lässt sich durch geeignete digitale Signalverarbeitung verbessern [13].

1.3.1.3 Rauschen

Eine Quantifizierung des Bildrauschens ist mittels Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) möglich: diese gibt das Verhältnis zwischen Nutz- und Störsignal an [2]. Eine Abnahme des SRV durch eine Reduktion des Nutzsignals führt zu einem subjektiv körnig empfundenem Bild und einem Detailverlust [44]. Um Strukturen sicher identifizieren zu können, ist ein SRV von mindestens 5:1 notwendig [44]. Rauschen entsteht durch eine Reihe von Quellen, wie Quanten- und elektronisches Rauschen, die zufällige Signalschwankungen erzeugen [63]. Rauschen ist ein wichtiger limitierender Faktor bei der Objekterkennung, da es in einem bestimmten System konstant bleibt, solange die Dosis nicht erhöht wird [44].

1.3.2 Artefakte

Auf der Röntgenaufnahme sichtbare Strukturen, welche nicht die tatsächlichen Gegebenheiten im Patienten widerspiegeln, werden als Artefakte bezeichnet. Sie können eine Pathologie imitieren [64, 65], die Bildqualität vermindern oder tatsächliche Pathologien maskieren [18]. In der digitalen Projektionsradiographie gibt es zahlreiche mögliche Ursachen für die Entstehung von Artefakten. Grundsätzliche Fehler, wie etwa eine fehlerhafte Lagerung, Bewegungsartefakte, doppelte Belichtung in der CR und falsche Patientenidentifikation wirken sich ebenso wie bei Film-Folien- Systemen aus [18]. Die hohe Empfindlichkeit und der größere Dynamikbereich der digitalen Röntgensysteme machen sie anfälliger für bestimmte Artefakte [52]. Artefakte in der

digitalen Projektionsradiographie können in folgende Kategorien eingeteilt werden, je nachdem, in welchem Schritt sie entstehen: (I) preexposure artifacts, (II) exposure artifacts, (III) postexposure artifacts, (IV) reading artifacts und (V) workstation artifacts [52]. Eine genauere Beschreibung der mögliche Artefakte und Möglichkeiten zur Vermeidung findet sich in der Literatur [18, 52].

1.4 Visual Grading Analysis

Die Qualität eines Bildes kann mittels unterschiedlicher Methoden beurteilt werden, wobei der Bildbetrachter jeweils die Sichtbarkeit bestimmter Strukturen innerhalb eines Bildes beurteilt. Zu diesen Methoden zählen u.a. Präferenzstudien, „Receiver Operating Characteristics" (ROC) Analysen, „image criteria" (IC) Analysen und „Visual Grading Analysis" (VGA). Zur Beurteilung von Röntgenbildern eignet sich die VGA aus mehreren Gründen [57]:

- Alle Komponenten der Entstehungskette eines Röntgenbildes werden in die Beurteilung mit einbezogen. Hierdurch sind die Ergebnisse nahe an der klinischen Praxis.
- Die Beurteilung der Bildqualität wird mittels klinisch relevanter Strukturen getroffen. In der Humanmedizin sind diese standardisierte [56]. Die Strukturen sollen folgende für Röntgenbilder relevanten Bildkriterien beinhalten: Ortsauflösung, Kontrast in Hochkontrast- und Niedrigkontrastregionen, sowie Bildrauschen [56].
- Die Studien sind einfach durchführbar und der zeitliche Aufwand für die Beurteiler ist überschaubar. Zur Datenanalyse wurde spezielle Software entwickelt, welche den Zeitaufwand zusätzlich verkürzt und die Datenauswertung Vereinfacht [66].
- Für die Analyse der Daten existiert eine validierte Methode, die „Visual Granding Characteristic" (VGC) Analyse [67].

Als Kriterien werden üblicherweise physiologische anatomische Strukturen verwendet, da diese gut reproduzierbar sind. Es konnte gezeigt werden, dass die Beurteilbarkeit dieser stark mit der Beurteilbarkeit von Pathologien korreliert [68]. Die Beurteilung eines Bildes ist entweder durch den Vergleich mit einem Referenzbild möglich (relative VGA) oder der Betrachter beurteilt die Sichtbarkeit der vorgegebenen Kriterien ohne Vergleich mit einem Referenzbild (absolute VGA). Üblicherweise wird das Ergebnis der Beurteilung mittels einer 3 bis 7-stufigen Skala ausgedrückt.

Tabelle 1. ***Beschreibung der Kriterien für eine absolute "Visual Grading Analysis" (VGA) Studie.***

Punkteergebnis	*Bildqualität*	*Definition*
1	Exzellent	Keine Einschränkung
2	Gut	Geringe Einschränkung, eine klinische Anwendung ist möglich
3	Ausreichend	Moderate Einschränkung, eine klinische Anwendung ist limitiert
4	Eingeschränkt	Starke Einschränkung, eine klinische Anwendung durch starken Informationsverlust deutlich limitiert
5	Unzureichend	Vollständiger Informationsverlust, keine klinische Anwendung möglich

Die durch die Beurteiler generierten Daten sind ordinal, d.h. sie drücken mittels mehrstufiger Skala ihre Meinung über die Qualität eines Bildes aus. Für die statistische Auswertung der Daten entwickelten Båth und Månsson [67] die VGC Analyse, welches sich an den Grundlagen der ROC-Analyse orientiert. Die VGC-Analyse wird stufenweise durchgeführt:

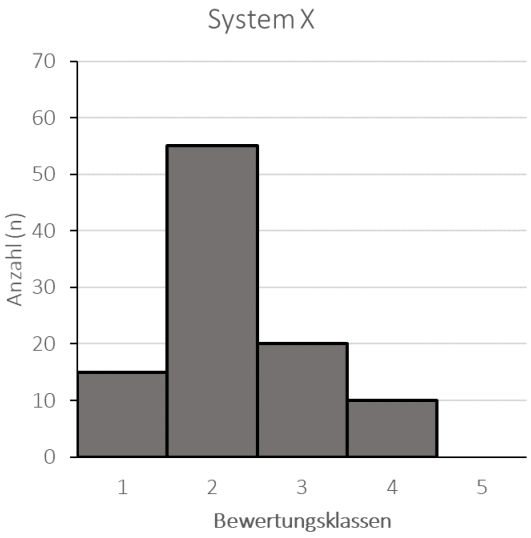
(1) Für jede verwendete System (X, Y) fasst ein Histogramm die Ergebnisse zusammen.
(2) Die VGC-Datenpunkte werden mittels einer Tabelle ermittelt. Sie errechnen sich für jedes System durch die kumulative relative Häufigkeit der korrespondierenden Kategorien. Diese repräsentieren die Koordinaten für die VGC-Kurve. Der Ausgangspunkt der Kurve ist als „0“ definiert. Der Endpunkt ist immer „1“, da hier alle Entscheidungen mit einbezogen werden.
(3) Nun wird die Fläche unter der Kurve berechnet. Hierfür eignet sich ROC-Analyse kompatible Software (z.B. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 28.0. Armonk, NY: IBM Corp. 2021). Die Fläche unter der Kurve beschreibt, wie stark sich die Bildqualität zwischen den beiden Systemen unterscheidet. Je stärker dich die Kurve der diagonalen Mittellinie annähert, bzw. die Fläche unter der Kurve sich 0,5 annähert, desto weniger Unterschied zwischen den beiden Systemen.
(4) Gängige statistische Methoden können nun zur Berechnung von Konfidenzintervall und p-Wert angewendet werden.

Fiktives Anwendungsbeispiel:

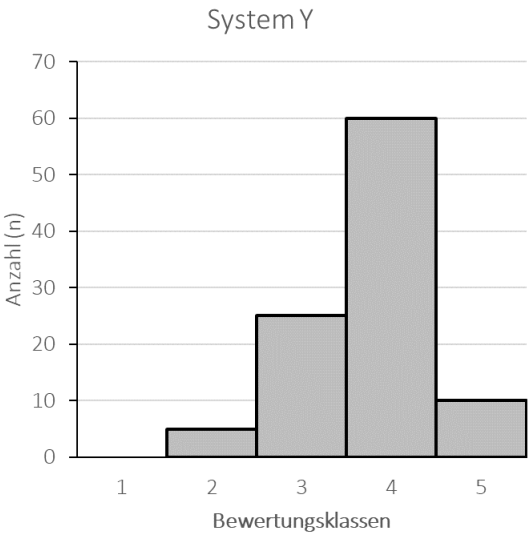
Der Einfluss eines virtuellen Rasters auf die Bildqualität von medio-lateralen Aufnahmen des Schultergelenks von großen Hunderassen soll untersucht werden. Röntgenaufnahmen von 25 Hunden wurden angefertigt und jeweils mit (System X) und ohne (System Y) Nachbearbeitung mittels eines virtuellen Rasters gespeichert. Alle weiteren Aufnahmekriterien werden konstant gehalten. Zwei Radiologen müssen mittels absoluter VGA anhand zweier Kriterien (z.B. trabekuläre Knochenstruktur des Humerus und Knochen-Knorpel-Grenze im Schultergelenk) mittels 5-stufiger Skala (1 = exzellent; 5 = unzureichend) die Abgrenzbarkeit der Strukturen beurteilen. Die Röntgenbilder werden den Beurteilern hierzu in zufälliger Reihenfolge und verbrindet präsentiert. Es ergeben sich pro System 100 Einzelbeurteilungen, welche in je einem Histogramm zusammengefasst werden (Abbildung 12A und 12B). Die kumulative relative Häufigkeit wird für jede System errechnet und in eine Tabelle übertragen (Abbildung 12C). Hierdurch ergeben sich die VGC-Datenpunkte für die VGC-Kurve. Für das hier dargestellte Beispiel ergibt sich eine Fläche unter der Kurve von 0,11 und eine Standardabweichung von 0,02 (Abbildung 12D). Das 95%-ige Konfidenzintervall (0,08 – 0,14) inkludiert 0,5 nicht; der p-Wert liegt <0,001. Damit kann festgelegt werden, dass System X System Y statistisch signifikant überlegen ist, VGP würde die Bildqualität folglich verbessern.

Die VGA hat auch Limitationen. Sie Grundlage der Methode bildet der subjektive Eindruck des Untersuchers bezüglich des zu beurteilenden Bildes. Weitere Nachteile [56, 67] und Möglichkeiten zu Verbesserung [69] werden im Detail in der Literatur behandelt.

(A)



(B)



(C)

Punkt	VGA_X	VGA_Y
1	0,00	0,00
2	0,15	0,00
3	0,70	0,05
4	0,90	0,30
5	1,00	0,90
6	1,00	1,00

(D)

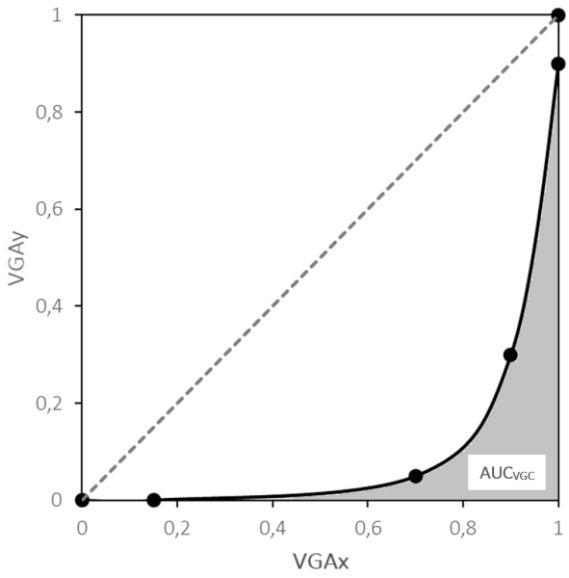


Abbildung 12 nach Ludewig et al. [57] ***Auswertung der Ergebnisse einer fiktiven „Visual Grading Analysis" (VGA). (A)*** *Histogramm der Ergebnisse einer „Visual Grading Characteristic" (VGC) Analyse von System X unter Verwendung einer fünfstufigen Skala und 100 Einzelentscheidungen.* ***(B)*** *Histogramm für Ergebnisse von System Y.* ***(C)*** *Tabellarische Zusammenfassung der kumulativen relativen Häufigkeiten. Diese entsprechen gleichzeitig den Datenpunkten der Kurve.* ***(D)*** *Aus den „Visual Grading Characteristic" (VGC) Datenpunkten ergibt dich die VGC-Kurve. Die schwarzen Punkte sind die Koordinaten, die der Interpretation der Stufen der Ratingskala durch den Beobachter entsprechen. Die Fläche unter der Kurve („Area Under the Curve" - AUC_{VGC}), hier grau markiert, ist statistisch unterschiedlich von 0,5. System X ist System Y statistisch signifikant überlegen.*

1.5 Dosiseinfluss in der digitalen Radiographie

Ziel in der Radiographie ist es die vertretbar niedrigste Strahlendosis zu verwenden [70]. In der Humanmedizin bezieht sich dies auf den Strahlenschutz des Patienten, in der Veterinärmedizin auf die Dosisminimierung für die Haltepersonen. Das Mindestmaß an Bildqualität und Strahlendosis sollte je nach Diagnosezweck festgelegt werden dem diagnostischen Zweck bestimmt werden [71]. Die Faktoren, die die Strahlendosis für den Patienten definieren, sind mA, kVp, Belichtungszeit und Kollimation. Weitere Faktoren, welche die benötigte Dosis beeinflussen, sind die Patientengröße und die Eigenschaften des Detektors [72]. Es ist jedoch eine Optimierung aller Anteile der Abbildungskette notwendig, um die niedrigste vertretbare Strahlendosis zu erreichen [72].

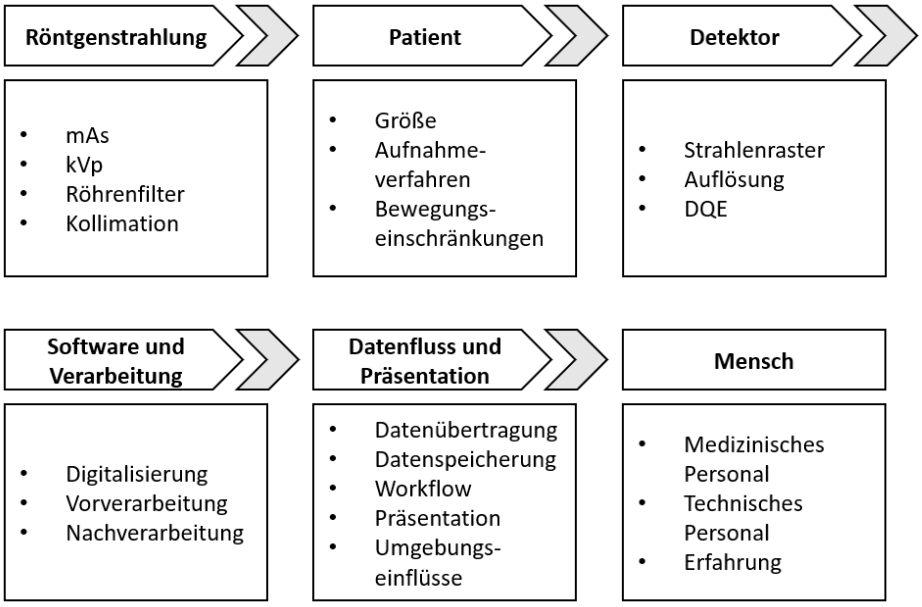


Abbildung 13 nach Seibert et al. [72] ***Potential zur Dosisminimierung.*** *Der Kompromiss zwischen Dosis und Bildqualität wird von vielen Faktoren beeinflusst. All diese Faktoren müssen optimiert werden, um die Patientendosis zu minimieren*

Die DR unterscheidet sich vollkommen von Film-Folien-Systemen bezüglich des Zusammenhangs von Dosis und Bildqualität. In der DR gibt es keine inverse Korrelation zwischen Bildempfängerdosis und Grauwertregistrierung durch den Detektor. Außerdem besteht die Möglichkeit einer nachträglichen Grauwerteanpassung [73]. Eine Verringerung der mAs verringert die Strahlendosis und folglich auch das SRV (da vom System weniger Signal registriert wird, der Rauschanteil aber konstant ist) und die Kontrastauflösung des Bildes. Bilder mit hohem Rauschpegel erhöhen das Risiko eines diagnostischen Detailverlusts [58]. Eine niedrigere Röhrenspannung erhöht den Quantenwirkungsgrad (Detective Quantum Efficiency, DQE) der Detektoren

eines digitalen Systems, wodurch die Bildqualität verbessert werden kann [74]. In der DR konnte gezeigt werden, dass durch eine Erniedrigung der kVp die Darstellung von anatomischen Strukturen verbessert werden konnte, ohne die Patientendosis zu erhöhen [75]. Höhere kVp sind jedoch für dickere Körperregionen notwendig, um die Kontrastauflösung des Bildes zu optimieren [58]. Darüber hinaus kann die Wahl höherer kVp zu einer Sättigung der Pixel führen. Infolgedessen verschlechtert sich die Bildqualität [18]. Unterschiedliche Detektorsysteme haben eine unterschiedliche Detektionsleistung und damit unterschiedliche Vermögen zur Dosisreduktion [72]. Ein gutes Verständnis der Einflüsse der Strahlendosis auf die Faktoren auf die Bildqualität ist von wesentlicher Bedeutung, um eine optimale Bildqualität bei niedriger Strahlendosis zu erhalten.

2 Ziele der Untersuchung

Ziel dieser Studie war es primär, den Einfluss unterschiedlicher Bildbearbeitungseinstellungen auf die Bildqualität digitaler Röntgenaufnahmen distaler Pferdegliedmaßen zu evaluieren. Es galt weiterhin, den Einfluss der Bildempfängerdosis auf die Bildqualität zu beschreiben und hierbei zu erörtern, ob durch Anpassung der Bildbearbeitungseinstellungen auch bei einer niedrigen Bildempfängerdosis eine akzeptable Bildqualität erreicht werden kann. Schließlich sollte der Untersuchereinfluss auf die Bewertung der Bildkriterien und Bildbearbeitungseinstellungen beurteilt werden.

Received: 9 June 2023 | Revised: 19 November 2023 | Accepted: 22 November 2023

DOI: 10.1111/vru.13321

ORIGINAL RESEARCH

WILEY

Image processing setting adaptions according to image dose and radiologist preference can improve image quality in computed radiography of the equine distal limb: A cadaveric study

Matthias Seeber | **Kristina A. Lederer** | **Conor Rowan** | **Carina Strohmayer** | **Eberhard Ludewig**

Clinical Unit of Diagnostic Imaging, Department for Companion Animals and Horses, University of Veterinary Medicine, Vienna, Austria

Correspondence
Matthias Seeber, Clinical Unit of Diagnostic Imaging, Department for Companion Animals and Horses, University of Veterinary Medicine, 1210 Vienna, Austria.
Email: Matthias.Seeber@vetmeduni.ac.at

Abstract

Image processing (IP) in digital radiography has been steadily refined to improve image quality. Adaptable settings enable users to adjust systems to their specific requirements. This prospective, analytical study aimed to investigate the influence of different IP settings and dose reductions on image quality. Included were 20 cadaveric equine limb specimens distal to the metacarpophalangeal and metatarsophalangeal joints. Images were processed with the Dynamic Visualization II system (Fujifilm) using five different IP settings including multiobjective frequency processing, flexible noise control (FNC), and virtual grid processing (VGP). Seven criteria were assessed by three veterinary radiology Diplomates and one veterinary radiology resident in a blinded study using a scoring system. Algorithm comparison was performed using an absolute visual grading analysis. The rating of bone structures was improved by VGP at full dose ($P < .05$; $AUC_{VGC} = 0.45$). Überschwinger artifact perception was enhanced by VGP ($P < .001$; $AUC_{VGC} = 0.66$), whereas image noise perception was suppressed by FNC ($P < .001$; $AUC_{VGC} = 0.29$). The ratings of bone structures were improved by FNC at 50% dose ($P < .05$; $AUC_{VGC} = 0.44$), and 25% dose ($P < .001$; $AUC_{VGC} = 0.32$), and clinically acceptable image quality was maintained at 50% dose (mean rating 2.16; 95.8% ratings sufficient or better). The favored IP setting varied among observers, with higher agreement at lower dose levels. These findings supported using individualized IP settings based on the radiologist's preferences and situational image requirements, rather than using default settings.

KEYWORDS
exposure dose, image quality, multiscale processing, post-processing, scatter correction

This is an open access article under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs License, which permits use and distribution in any medium, provided the original work is properly cited, the use is non-commercial and no modifications or adaptations are made.
© 2023 The Authors. *Veterinary Radiology & Ultrasound* published by Wiley Periodicals LLC on behalf of American College of Veterinary Radiology.

1 | INTRODUCTION

Image quality (IQ) is critical for optimal diagnostic accuracy in equine orthopedic radiography. Poor-quality radiographs are difficult to evaluate, and they might be misinterpreted.[1] IQ in a digital radiography system is determined by the interaction of individual steps of the imaging chain: signal detection, signal processing, image display, data transmission, and data archiving.[2] Image processing (IP) is the procedure of converting the recorded detector signal into an image appropriate for clinical use[3]: the technical principle is to decompose the image into a series of subfrequency images and then to fuse these into one single image with improved structure visibility.[4,5] IP software is continuously improved by manufacturers of digital radiography systems (e.g., Fujifilm's software Dynamic Visualization II). Recent expansions include four major tools: (1) gradation processing (GP) to optimize image contrast and density,[6] (2) multiobjective frequency processing (MFP) including frequency enhancement (FE) to enhance acutance in high spatial frequencies and dynamic range control (DRC) to increase visibility range,[5] (3) flexible noise control (FNC) to reduce undesired image noise,[4] and (4) virtual grid processing (VGP) to virtually minimize the impact of scatter radiation.[7] Very few studies specifically address veterinary applications of IP[8–11] and focus on the equine distal limb.[12]

Both image noise and scatter radiation can lead to loss of diagnostic details.[13] Compared with conventional film/screen combinations, digital radiography has a wide dynamic range. However, underexposure results in grainy images, as image noise is inversely correlated with the amount of radiation the detector receives.[14] Noise reduction software can improve IQ in low-dose orthopedic radiography.[15] Scatter radiation, on the other hand, is related to the object size and compromises IQ by decreasing the signal-to-noise ratio and image contrast.[13] Scatter correction software can replace the physical grid without IQ impairment in orthopedic radiography[16] and improve IQ in large-animal thoracic radiography.[10] However, the potential of FNC for dose reduction and VGP for IQ improvement has not yet been investigated in equine orthopedics. Conversely, insufficient processing can lead to the suppression of relevant image information and induction of artifacts.[1,17] For example, excessive IP may cause Überschwinger artifacts—a radiolucent halo occurring where large density differences exist between adjacent objects that can be mistaken for loosening of orthopedic devices[1] or pneumothorax.[17] Modern software, like Dynamic Visualization II,[18] claims to be able to minimize this effect.[17] In our experience, inappropriate IP settings can still lead to disturbing artifacts; however, this has not yet been investigated in equine orthopedic radiography. Most software allows users to manually adapt IP settings to suit their individual needs and design their own protocols. Previous studies have demonstrated the potential of IP setting adaptation to improve the visibility of specific hard-to-detect structures, such as foreign bodies.[11] In phantom[19] and clinical[7,8] studies, modified processing resulted in a substantially reduced detector dose while maintaining the IQ level. In our experience, veterinary digital radiography systems often use IP protocols that were originally designed for human medical applications. It can be assumed that these protocols are not optimal given the considerable differences in subject sizes and variable structural features. However, the potential of IP setting adaptation has not yet been investigated in equine orthopedic radiography.

The aims of the study were to (1) investigate the effects of different IP settings on the IQ of radiographs of distal equine limbs; (2) assess the effects of low detector doses on IQ; (3) clarify whether by applying alternative processing algorithms, an acceptable IQ can still be achieved at low dose levels; (4) investigate the influence of the observer on the ratings of image features. Our hypotheses were as follows: (1) different IP settings have an influence on the perception of predefined image criteria of the distal equine limb; (2) VGP can improve the perception of anatomic structures; (3) FNC can improve the perception of anatomic structures at low levels of detector doses; (4) the effects of IP settings differ between full and low levels of detector doses, and an acceptable IQ can be achieved at low doses by applying alternative IP settings; (5) the preference regarding IP algorithms differs among observers.

2 | METHODS

2.1 | Selection and description of subjects

This study had a prospective analytical design. Ten forelimbs and 10 hindlimbs distal to the metacarpophalangeal and metatarsophalangeal joints of 20 horse cadavers were included. The sample size was based on previous visual grading studies with a comparable prospective analytical study design for radiographic IQ comparisons.[16,20–23] The animals were euthanized for reasons unrelated to the study and had no evidence of orthopedic disease. The director of our department approved the use of cadavers for the analytical study, and patient data were not included. This study was not classified as an animal experiment by the local Animal Welfare Committee (Ethics Committee of the University for Veterinary Medicine, Vienna); therefore, the requirement for ethics approval was waived.

Inclusion criteria were as follows: (1) a hoof diameter (heel to dorsal coronary band distance) of 11.5 ± 1.0 cm to reduce interphantom variability and to perform the study with a standardized dose level and (2) no radiologically detectable abnormalities in the regions of interest. All decisions regarding subject inclusion or exclusion were consensually made by an ECVDI-certified veterinary radiologist (E.L.) and a graduate student (M.S.). The horseshoe was removed (if present), as well as any metal (if possible), to prevent any potential influence on preprocessing[17] and dose indicator[14] values. The limbs were cleaned and trimmed. Packing of the frog grooves was not performed.

For IP, the Dynamic Visualization II software (Fujifilm) on the workstation FCR Profect CP Plus (Fujifilm) was used, offering multiple adaptable processing tools (visualized and explained in Supporting Information S1). Because setting recommendations for equine distal limbs do not exist, different IP algorithms were defined in the first stage of the study. The IP algorithms were defined by a graduate student with experience in radiology (M.S.) under the supervision of an ECVDI board-certified veterinary radiologist (E.L.). To generate a

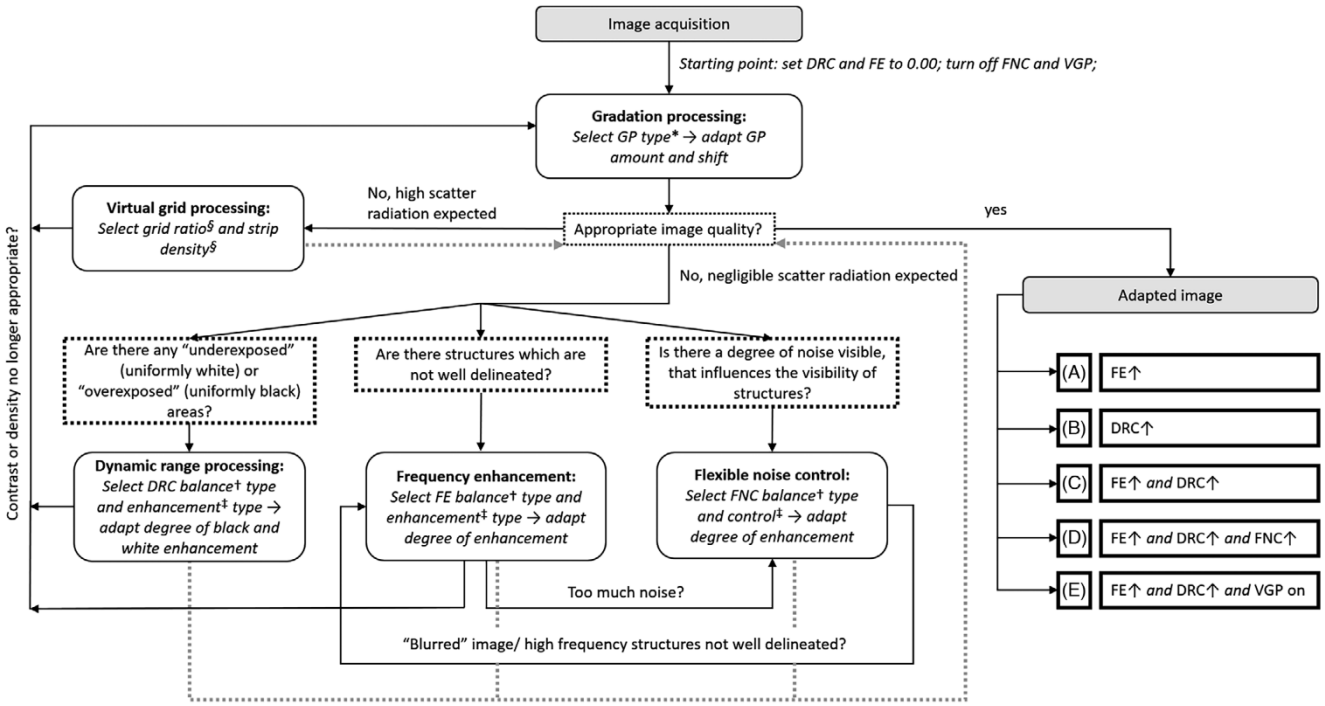


FIGURE 1 Flowchart showing the stepwise adjustment of IP parameters. A–E, five individually adapted algorithms. *According to the investigated region; †According to the object size; ‡According to the object density; §According to the expected amount of scatter radiation. DRC, dynamic range control; FE, frequency enhancement; FNC, flexible noise control; GP, gradation processing; IP, image processing; VGP, virtual grid processing.

basic optimized IP setting, a systematic stepwise adjustment method developed in a previous study for comparable software[24] was adapted for the Dynamic Visualization II system (Figure 1). Images at 100% dose not included in the analysis of this study were processed and readapted multiple times, resulting in a basic IP setting that was found by consensus (M.S. and E.L.) to result in an overall good IQ.

The basic setting was subsequently modified to create five individual settings by varying the enhancement levels while keeping all other parameters constant: (A) high FE level, (B) high DRC enhancement level, (C) combination of A and B, (D) combination of A and B and high FNC enhancement level, and (E) combination of A and B and applied VGP (the exact parameter settings are shown in Supporting Information S2). Enhancement level differences were not maximized but adapted to a level still providing clinically adequate IQ in all five algorithm settings in 100% dose images. Gradation processing was not standardized as it could be individually adapted by each observer using the DICOM-viewer software.

2.2 | Data recording and analysis

For image acquisition, a computed radiography storage system (FCR Profect CP Plus with HR-BD image plates, Fujifilm) was used (Table 1). Radiography of distal limbs was performed comparable with images in the upright pedal view (dorsal 80-degree proximal-palmarodistal and proximal-plantarodistal oblique views)[25] by placing the detector on the table and positioning the limb directly on it. Physical antiscatter grids were not used.

The exposure settings were adjusted based on the manufacturer's recommendations for dose indicator values. For HR-BD image plates, the manufacturer recommends an aspired *S*-value in the range of 100. Exposure settings of 64.5 kVp and 8 mAs were estimated to reach the targeted *S*-value of 100 ± 10 (100% dose) in all phantoms. This exact exposure setting also matched the recommendations for radiography of the equine distal phalanx.[25] Halving and quartering the mAs values resulted in the 50% dose and 25% dose groups, respectively (Table 1). The individual radiographs were then adapted multiple times according to each predefined IP setting, quintupling the number of images, which were subsequently stored in the PACS system (JiveX Enterprise PACS; VISUS Health IT).

Radiographs were reviewed by three ECVDI-certified veterinary radiologists (E.L., C.R., and C.S.) and one ECVDI final-year radiology resident (K.L.). The decisions were not based on consensus but on individual opinions. A training session was conducted on the application of the grading system. The images were randomized, and the metadata were removed. Thus, the observers were blinded to animal identification, processing, and dose settings. A medical-grade grayscale monitor (EIZO RadiForce MX242W; EIZO Corporation) and commercial DICOM-viewer software (JiveX Diagnostic 5.5.2; VISUS Health IT) were used. The observers were permitted to use postprocessing for zoom, contrast, and density adaptation. The observation time was not limited.

TABLE 1 Technical equipment and exposure settings.

Technical information	
Manufacturer	Fujifilm, Tokyo, Japan
CR reader	Fuji CR PROFECT CS Image reader (Model: CR-IR 363)
Detector type	Fuji CR image plate for dual-sided mammography reading (HR-BD)
Detector size	$24 \times 30\ cm^2$
Matrix	4728×5928
Spatial resolution (pixel/mm)	20
Spatial resolution (lp/mm)	<10
Reading greyscale	12 bits
Exposure settings	
Film-focal distance (FFD)	100 cm
Grid	No
X-ray system	Siemens Optitop 150/40/80HC - 100
Focus size	$0.6 \times 0.6\ mm^2$
Field size	$18 \times 28\ cm^2$
Exposure setting, 100% *S*-value, 100 ± 10	64.5 kVp; 8 mAs
Exposure setting, 50% *S*-value, 200 ± 20	64.5 kVp; 4 mAs
Exposure setting, 25% *S*-value, 400 ± 40	64.5 kVp; 2 mAs

Abbreviation: CR, computed radiography.

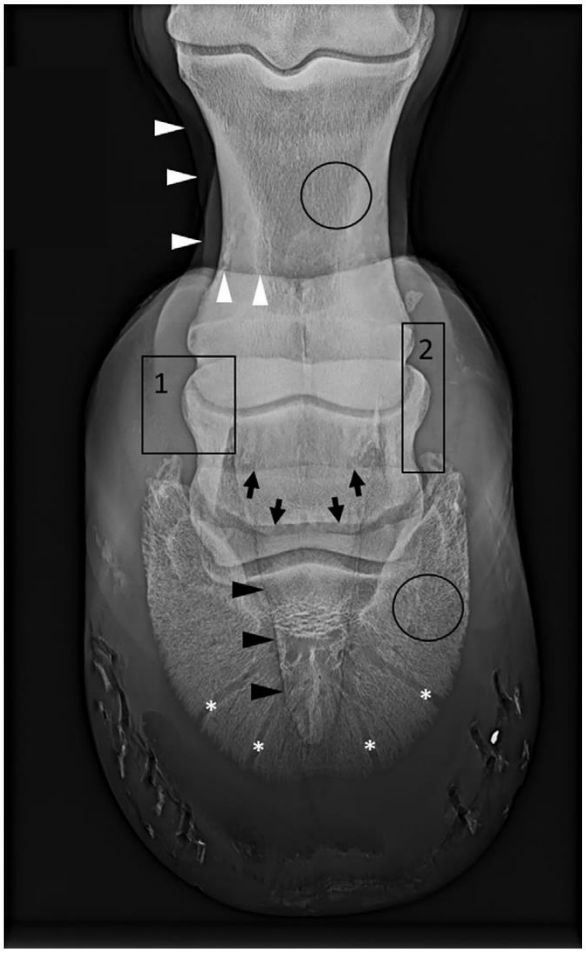


FIGURE 2 Dorsal 80-degree proximal-palmarodistal oblique (D80Pr-PaDiO) radiograph of an equine distal forelimb. The criteria listed in Table 2 are marked: A, trabecular bone (black circle); B, navicular bone (black arrows); C, vascular channels (asterisks); D, extraarticular soft tissues (white arrowheads); E, frog (black arrowheads); F, image noise (box 1); G, Überschwinger artifact (box 2).

Seven image criteria, comprising five anatomical structures (A—trabecular bone, B—navicular bone, C—vascular channels, D—extraarticular soft-tissue structures, and E—frog) and two technical features (F—image noise and G—Überschwinger artifact), were evaluated using a five-point scoring system ranging from 1 (best) to 5 (worst). Table 2 presents a detailed description of the assessment of each criterion. The anatomical structures are shown in Figure 2. The two technical features were assessed in selected areas, as shown in Figure 2. Each criterion was scored individually, but for further analyses, criteria A–C were subsumed as bone structures and criteria D and E were subsumed as soft-tissue structures. The images were rated without reference images.[26,27]

2.3 | Statistics

Statistical tests were selected by an ECVDI-certified veterinary radiologist (E.L.) with statistical experience in performing similar studies, and the analysis was carried out by a graduate student (M.S.) with training in biostatistics as part of his doctoral degree (DrVetMed). Scoring frequencies, mean values, and 95% confidence intervals were calculated to facilitate comparisons between IP settings and reviewers (Microsoft Excel 2019, Microsoft Corporation). To calculate the intersystem IQ variability, absolute visual grading characteristic (VGC) analyses were performed as described elsewhere.[27] The outcome reflects the observer's confidence in assessing the predefined criteria without using reference images. Because of the methodical parallels of this method with receiver operating characteristic analyses,[27] ROC software (IBM SPSS Statistics 26, IBM) was used to generate graphs and to estimate areas under the curves (AUCs), confidence intervals, and *P*-values. The more the AUC deviated from 0.5, the more the two IP settings systems differed in their IQ. Statistical significance was set at $P < .05$. Spearman's rank correlation was applied to evaluate interobserver correlation (IBM SPSS Statistics 26). Correlations were considered significant at $P < .05$. The effect size of correlation was "negligible" for $r < 0.1$, "low" for r between 0.1 and 0.3, "moderate" for r between 0.3 and 0.5, and "high" for $r > 0.5$.[28] In addition, interobserver agreement was calculated using Cohen's kappa test with the same significance levels and effect sizes as described above.

TABLE 2 Assessment criteria and scoring system used by observers for evaluating image quality.

Criteria—anatomical structures		Definition
A	Trabecular bone[a]	Discrimination between compact and trabecular bone, identification of the trabecular bone structure in the nonsuperimposed part of the proximal and distal phalanx
B	Navicular bone[a]	Contrast and delineation of the bony contour of the navicular bone
C	Vascular channels[a]	Demarcation of vascular channels from the sole canal to the sole border of the distal phalanx
D	Extraarticular soft-tissue structures[b]	Delineation of the caudal border of the bulb and the boundary of soft tissues
E	Frog[b]	Demarcation of the frog
Criteria—technical features		Definition
F	Image noise	Image noise level; influence on the depiction of anatomical structures
G	Überschwinger artifact	Rebound artifact level; influence on the depiction of anatomical structures
Scoring system for A–E		Definition
1	Excellent	Structures are completely evaluable, textbook-quality
2	Good	Structures are evaluable, no limitations for clinical interpretation
3	Sufficient	Structure evaluation is possible, minor limitations for clinical interpretation
4	Limited	Structure evaluation is restricted, major limitations for clinical interpretation
5	Insufficient	No interpretation possible
Scoring system for F and G		Definition
1	Excellent	No loss of information
2	Good	Minor loss of information, no restriction on structure assessment
3	Sufficient	Minor loss of information, minor restriction on structure assessment
4	Limited	Major loss of information, structure assessment limited
5	Insufficient	Major loss of information, structure assessment not possible

[a]Criteria A–C were subsumed as bone structures.
[b]Criteria D and E were subsumed as soft-tissue structures.

3 | RESULTS

The analysis was based on a total of 8400 individual observer decisions.

3.1 | Overall algorithm comparisons

For all reviewers combined, 43.3% (13/30) significant differences between algorithms based on AUC_{VGC} comparisons were found (Supporting Information S3). At 100% dose, IP algorithms were overall ranked as follows (from best to worst): D—E—B—A—C (mean scores, 1.75—1.86). However, at lower doses, the ranking changed (Figure 3; ranking shown in Table 3; and numerical data shown in Supporting Information S5).

The suitability of the algorithms for a clinical setting was evaluated by assessing the percentage of limited and insufficient ratings (i.e., scores of 4 and 5). This was <4% of ratings for all algorithms at 100% dose; 4%—10% of ratings at 50% dose (the lowest rating for algorithm D with 4.2% of ratings); 18.8% (D) to 43.6% (C) at 25% dose (Figure 4, Supporting Information S6).

3.2 | Algorithm comparisons according to individual image criteria

A detailed overview of the criteria scores for the individual doses and algorithms is shown in Figure 5 and Supporting Information S6. The AUC_{VGC} values of the algorithm comparisons and significance levels are shown in Supporting Information S3. The rankings of the algorithms are listed in Table 3. The most important observations are summarized below. The percentages of limited and insufficient ratings (i.e., scores of 4 and 5) for the individual image criteria are shown in Figure 4 and Supporting Information S6. Figure 6 is an example of algorithm performance on an identical radiograph, comparing 100% and 25% doses.

3.2.1 | Bone structures

The perception of bone structures was better with VGP (algorithm E) than without it (algorithm C) at all three dose levels. Differences were not observed with FNC enhancement (algorithm D) and without

TABLE 3 Performance of algorithms A–E ranking from best (left) to worst (right).

Criteria	Dose level (%)	Algorithm ranking (best to worst)				
Bone structures	100	E^{CBA}	D^{BA}	C^{A}	B	A
	50	E^{BAC}	D^{BAC}	B↑	A↑	C↓
	25	D^{BEAC}↑	B^{AC}↑	E^{AC}↓	A^{C}↑	C↓
Soft-tissue structures	100	E	D	C	B	A
	50	D↑	E↓	B↑	A↑	C↓
	25	D^{C}↑	B^{C}↑	A^{C}↑	E↓	C↓
Image noise	100	B^{EC}	D^{EC}	A^{EC}	E	C
	50	B^{AEC}	D^{EC}	A^{C}	E^{C}	C
	25	B^{AEC}	D^{AEC}	A^{C}	E^{C}	C
Überschwinger artifact	100	A^{BCDE}	B^{E}	C^{E}	D^{E}	E
	50	A^{BCDE}	B^{E}	C^{E}	D^{E}	E
	25	A^{CDE}	B^{E}	C^{E}	D^{E}	E
All criteria	100	D^{C}	E	B	A	C
	50	D^{C}	B^{C}↑	A^{C}↑	E^{C}↓	C
	25	D^{ACE}	B^{ACE}↑	A^{C}↑	E^{C}↓	C

Note: Superscript letters indicate algorithms that are significantly worse in AUC_{VGC} analyses. Algorithms ranked better and worse in lower-dose images in comparison with the 100%-dose ranking are marked with an arrow pointing up and down, respectively.

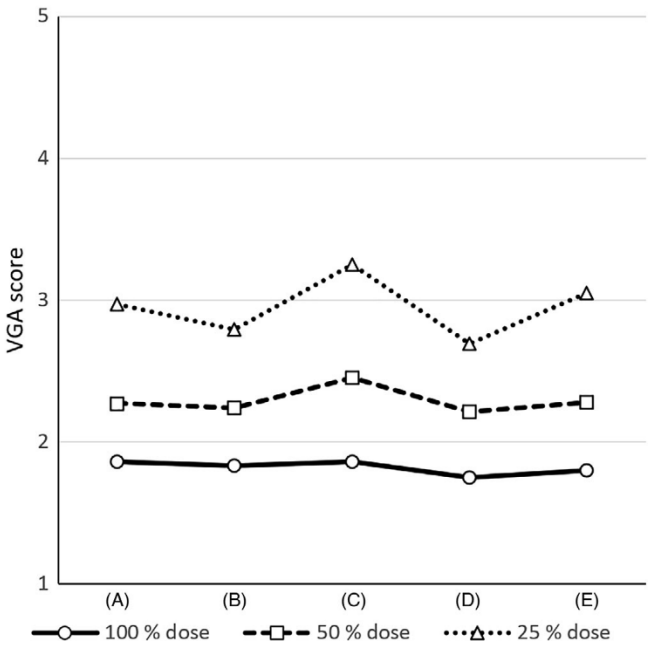


FIGURE 3 Mean scores of individual algorithms including all criteria and all reviewers at 100%, 50%, and 25% doses. The five-point scoring system ranges from 1 (best) to 5 (worst). Numeric values are shown in Supporting Information S5.

FNC enhancement (algorithm C) at 100% dose, but bone structure perception was better with FNC enhancement at lower dose levels. Finally, bone structure perception was better with both FE and DRC enhancement (algorithm C) than with only FE (algorithm A) at 100% dose.

3.2.2 | Soft-tissue structures

Mean scores were significantly different only at 25% dose.

3.2.3 | Image noise

At all three dose levels, image noise perception was lower with FNC enhancement (algorithm D) than without FNC enhancement (algorithm C), and lower with only DRC enhancement (algorithm B) than with FE and DRC enhancement (algorithm C). At 50% dose, scores were not lower than sufficient for algorithms B and D (Figure 4, Supporting Information S6).

3.2.4 | Überschwinger artifact

At all three dose levels, Überschwinger artifact perception was higher with VGP (algorithm E) than without VGP (algorithm C) and lower without DRC enhancement (algorithm A) than with DRC enhancement (algorithm C).

3.3 | Dose effects

The criterion that was most affected by the image dose was image noise. The criterion least affected was the Überschwinger artifact (Supporting Information S6). To evaluate the potential of dose reduction by changing the algorithm, we compared 100%-dose image scores of each

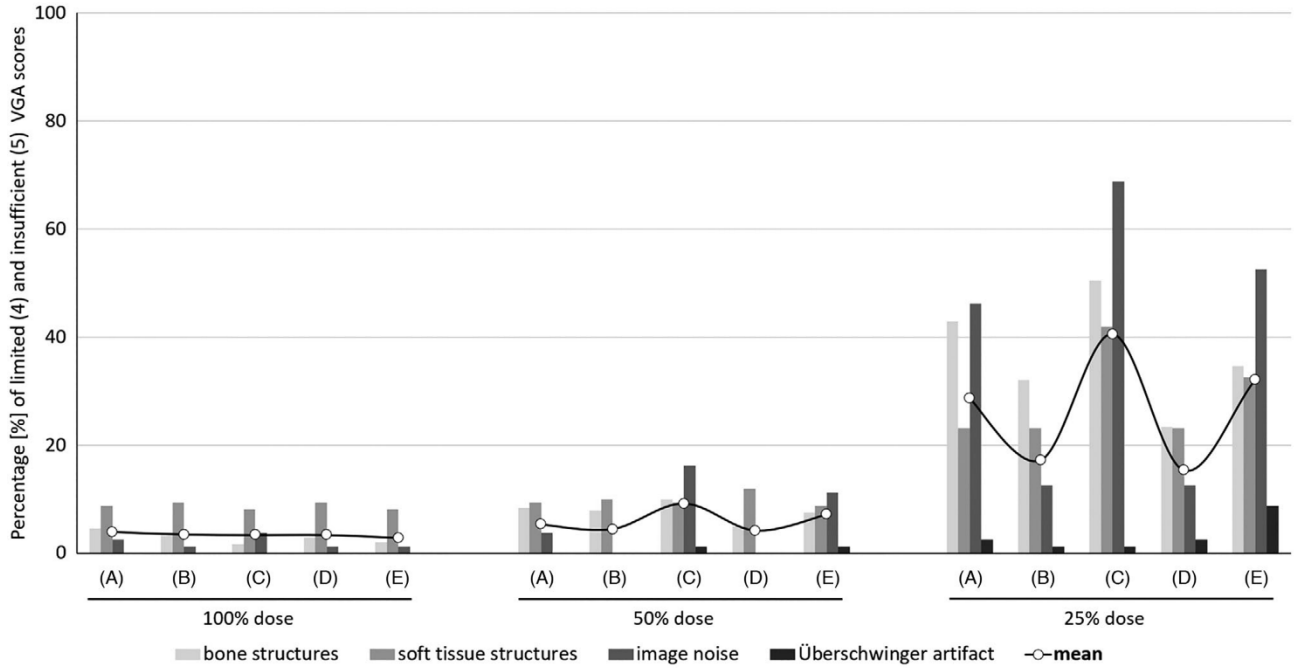


FIGURE 4 Percentage of images that were rated lower than "sufficient" (i.e., "limited" [score 4] and "insufficient" [score 5]) at 100%, 50%, and 25% doses for individual criteria: bone structures, soft-tissue structures, image noise, and Überschwinger artifact. Mean values are indicated with white circles. Numeric values are shown in Supporting Information S3 and S5.

criterion with lower-dose (50% and 25%) image scores of the same criterion processed with a different algorithm. By changing the algorithm, the criteria bone structures and soft-tissue structures were still rated significantly worse in AUC_{VGC} analysis in all cases for images with a reduced dose (Supporting Information S6). However, a change to an alternative algorithm resulted in a better IQ in lower-dose images (e.g., changing algorithm C to D), as described above.

3.4 | Interobserver comparisons

At the 100%-dose level, individual reviewers differed regarding their best- and worst-rated IP algorithm. With decreasing doses, the assessments were more uniform among observers: algorithm C was ranked worst by 4 of 4 reviewers, and algorithm D was ranked best by 3 of 4 reviewers (Supporting Information S5).

Interobserver correlations and agreements were calculated for all observers and all imaging criteria. Interobserver correlation was significant in 92.9% (39/42) of the cases. The Spearman correlation coefficients ranged from 0.023 to 0.727 with a mean value of 0.375, indicating an overall moderate correlation. The correlation was lowest for extraarticular soft-tissue structures (mean value of 0.167) and highest for image noise (mean value of 0.615). The interobserver agreement was significant in 69.0% (29/42) of the cases. Image noise was the only criterion for which all correlations were significant. Cohen's kappa coefficients ranged from 0.011 to 0.391, with a mean value of 0.121, indicating an overall low agreement. The agreement was lowest for frog (mean value of 0.051) and highest for image noise (mean value of 0.242).

4 | DISCUSSION

This experimental study investigated the influence of IP on IQ in the computed radiography of equine distal limbs. The findings of this study supported our first hypothesis, as different IP settings influenced the perception of predefined image criteria, and this influence was greater for bone structures and at low detector doses. The second hypothesis was partially accepted, as VGP enhanced the perception of bone structures, but no effect could be shown on the perception of soft-tissue structures. The third hypothesis was accepted as the perception of anatomic criteria improved at low levels of detector doses with FNC enhancement. The fourth hypothesis was partially accepted, as the ranking of IP settings was different at full and low levels of detector dose for anatomic criteria but not for technical features. A clinically acceptable IQ could be maintained at a 50% dose with the FNC enhancement setting but not at a 25% dose. The fifth hypothesis was partially accepted because the preference for individual algorithms at the full dose varied among observers. However, agreement was high at low-detector doses. The results of the present study are consistent with previous findings in human orthopedic radiography[15,29,30] and expand the proven applicability of IP to equine radiography. Based on our literature review, this is the first study to focus on IQ optimization using IP, including MFP, FNC, and VGP in equine radiography.

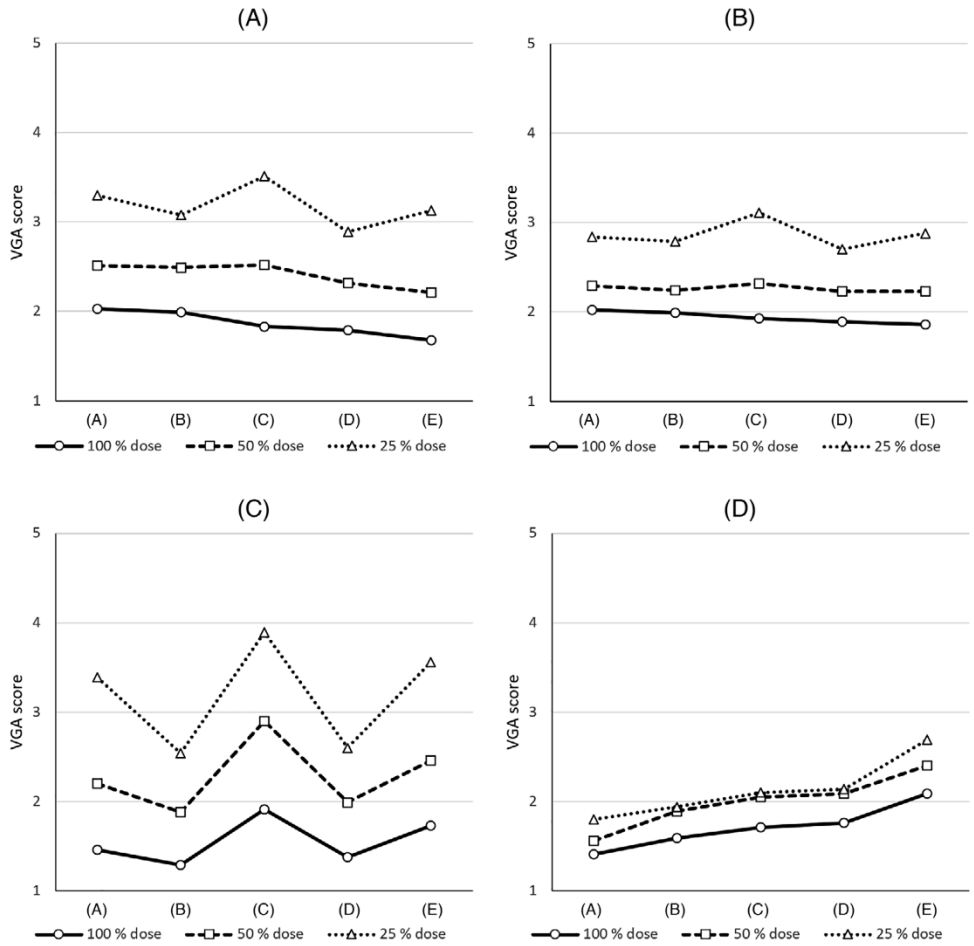


FIGURE 5 Mean algorithm scores for individual criteria: A, bone structures; B, soft-tissue structures; C, image noise; and D, Überschwinger artifact at 100%, 50%, and 25% doses. The five-point scoring system ranges from 1 (best) to 5 (worst). Numeric values are shown in Supporting Information S6.

IQ in digital radiography is not easy to define, as it depends on the clinical question and the observer's preference.[31] One measure of IQ is the visibility of anatomical structures, as used in VGA,[27] which has been shown to be strongly correlated with the detectability of pathological structures.[32] In our study, five anatomical criteria were established. Unlike human medicine,[26] veterinary medicine lacks standardized criteria. The following criteria were chosen to cover the relevant parameters for radiographic IQ[26]: spatial resolution (trabecular bone), low-contrast resolution (extraarticular soft-tissue structures, frog), and high-contrast resolution in both small (vascular channels) and large (navicular bone) structures. Additionally, two criteria were chosen to evaluate the impact of processing artifacts on IQ (image noise, Überschwinger artifact).[17]

Overall, individual IP settings influence IQ but to varying degrees in different structures. At the predefined 100% dose, the perception of soft-tissue structures was not significantly affected by any chosen algorithm. Conversely, the perception of bone structures was deemed the best with VGP. Scatter radiation compromises IQ by creating unwanted generalized exposure called "fog" which reduces contrast and adds quantum noise.[13] Manufacturers have released scatter correction software as an alternative to physical grids.[18] Unlike a physical grid, scatter radiation is not filtered out prior to absorption by the detector; rather, mathematical algorithms calculate the components of the expected scatter radiation in the signal.[18] As a result, subjective contrast was restored, as demonstrated by thoracic radiography in humans[7,19] and animals.[10] A recent study reported the same beneficial effect on bone structure perception in human skeletal radiography,[30] which is consistent with our results. Disruptive scatter radiation occurs when object diameters are greater than 10 cm[13]; thus, low amounts of scatter radiation are expected. However, previous studies have found that scatter correction software also shows a positive effect in anatomic regions where low amounts of scatter radiation are expected.[30,19] Physical antiscatter grids are not routinely used in the radiography of equine distal limbs, as they entail a substantial increase in exposure dose, and positioning is time-consuming. Our results suggest that VGP has the potential to improve the perception of bone structures. However, further studies comparing VGP and physical antiscatter grid images, as performed in human radiography,[7] are needed.

We demonstrated that a combination of high enhancement levels of FE and DRC leads to a good perception of bone structures in 100% dose

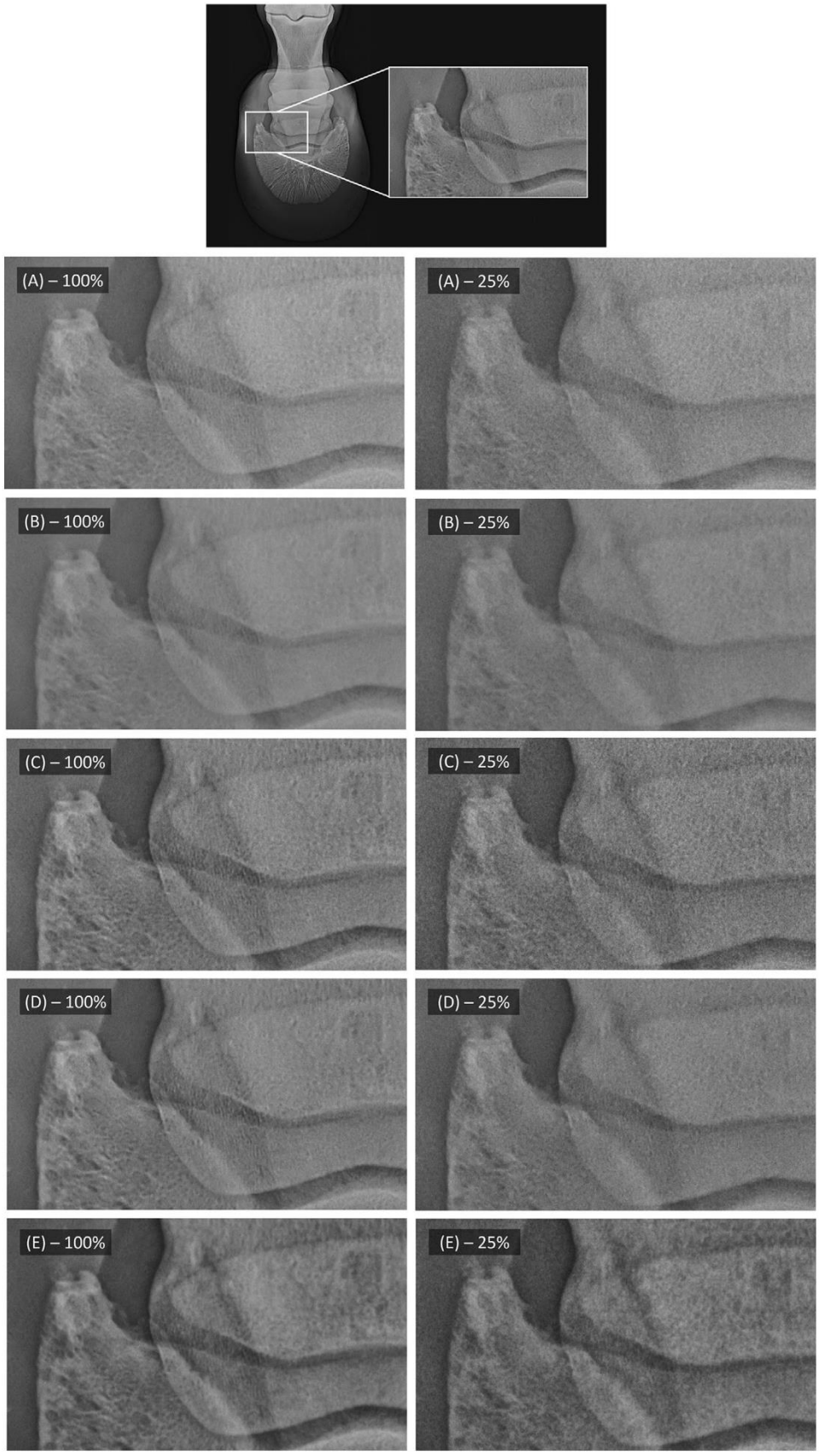


FIGURE 6 The images represent examples of the different image processing algorithms acquired at 100% and 25% doses from the same distal limb.

images. Our results are consistent with those of other studies showing that MFP can increase IQ in human skeletal radiography.[29] This can be explained by the two complementary functions of the MFP to improve contrast: hard-to-detect (low-contrast) structures are enhanced by FE, and conventional over- or underexposed regions are better displayed by DRC.[4,5,33] A description of the mathematical background of the MFP[5] is beyond the scope of this study; however, it is comparable to the multiscale filters of other providers.[34] Caution should be taken, as overenhancement has been shown to suppress normal bone density and simulate osteoporosis.[5]

Überschwinger artifact (overshoot or rebound effect) appears as a radiolucent halo around areas with large density differences between adjacent objects.[17] This artifact had little influence on IQ in our study setting, as the worst score was between "sufficient" and "good". In contrast to older unsharp-mask processing, MFP[5] and especially the second-generation system Dynamic Visualization II[33] can minimize this artifact. Nonetheless, we did find differences between algorithms: VGP led to a higher level of Überschwinger artifact recognition than other IP settings. Reducing the DRC enhancement level was the best way to address this problem. Überschwinger artifacts can simulate the loosening of orthopedic devices or mimic pneumothorax.[17] Thus, in clinical settings, when it is questionable whether an actual pathology or an artifact is present, images can be reprocessed without VGP and with a low DRC.

In this study, the perception of anatomical structures in low-dose images could not be fully compensated for by adjusting the IP settings. Other studies found that a dose reduction of up to 61% was possible using IP software.[7,8] However, these studies only compared software-processed and nonprocessed images. Although the overall perception of anatomical structures was slightly worse, in clinical practice, a dose reduction of 50% appears acceptable with IP adaptation. In low-dose images, the enhanced-contrast algorithms that performed well in adequately dosed images (algorithms A and C) were outperformed by the noise-suppressing algorithms (algorithms B and D) regarding bone structure perception. Thus, in accordance with the ALARA guidelines,[35] if a radiograph is underexposed, it could be assessed whether an IP adaptation can improve the IQ sufficiently to answer the clinical question before the image is repeated at a higher dose. Another advantage is that underexposed images that are reviewed after the animal has already left can be improved without the need for a recall.

Image noise was the factor most affected by dose reduction. Noise itself originates from various sources with quantum noise being the most dominant source in low-dose images.[36] A common method for reducing the effects of quantum noise is to increase the detector exposure. Software-based virtual noise reduction yields very similar results.[37] In our study it was possible to reduce the detector dose to 50% maintaining an acceptable level of image noise perception. The first option is to lower the FE level, and the second option relies on increasing the FNC enhancement level. When image contrast is enhanced via FE changes, noise is also emphasized.[17,33] Thus, if high quantum noise is present, as in low-dose imaging, enhancing the contrast with FE leads to an accentuation of the already present noise, and the FE process thus may be deleterious.[5] The second option is preferable as it allows us to maintain a higher FE level and to better assess bone structures.[21] In agreement with our results, previous studies have shown that FNC is an effective approach to reduce noise in human radiography.[4,15] FNC is a multiresolution filter, which in contrast to a simple average filter (i.e., linear low-pass filters) does not blur the whole image but is able to preserve edges and anatomical structures.[4]

The overall correlation among the observers was moderate and comparable to that of other observational studies with similar study designs.[20] Although the reviewers were not necessarily expected to provide the same scores, it was interesting to determine if the trends were similar. The low correlations in the evaluation of anatomical structures can be adequately explained by the fact that the observers had different algorithm preferences at full dose, possibly because all algorithms performed well at this dose. In contrast, the correlation was high for image noise perception. At reduced doses, the differences in IQ among algorithms were greater, and all observers agreed that noise suppression algorithms (algorithms B and D) should be preferred. As all observers were experienced in radiology, the criteria were simple to evaluate, and the evaluation scheme was explained in training sessions, the differences in algorithm preference could be best explained by personal taste.[15,31]

Our study has several limitations. There are no standard or recommended IP settings for equine distal limbs. The algorithms used were chosen subjectively and can only be compared with each other. By selecting a higher difference in IP parameters between algorithms, a greater difference in IQ can be suspected. Thus, in cases in which we found no significant differences, it cannot be claimed that IP has, in general, no influence on specific criteria. The different algorithms are based on differences in the enhancement level, while other parameters were kept constant (e.g., balance type and enhancement type) so that their influence on IQ could not be assessed. An investigation of all parameters is beyond the scope of this study. Absolute VGC analysis is based on a subjective assessment of IQ; therefore, the results depend on the observer's opinion.[38] However, this method was described as appropriate for evaluating IQ in diagnostic imaging[26,27] and previously used in comparable studies,[8,19,20,30,34] reflecting everyday clinical practice. Furthermore, a possible confounding effect of phantom variability was considered in the study design, as it had an equally weighted influence on all IP algorithms and dose levels. However, equine distal limbs, like any other region of the body, come in different conformations and sizes. The possible influence of the phantom size should be investigated in further studies. We tested the influence of IP on IQ using Fuji software. Each provider developed its own IP software.[34] Although the underlying technical principles overlap,[5] our results cannot be fully transferred to the software of other providers.

In conclusion, IP settings had a significant influence on the radiologists' perception of IQ, and this influence was greater at low detector doses. The perception of predefined bone structures was best at full detector doses with VGP and at low detector doses with FNC enhancement. The ranking of the investigated IP settings differed according to predefined anatomical and technical criteria, detector doses, and reviewers. Thus, the findings supported using individualized IP settings

based on the radiologist's preferences and situational image requirements, rather than using default settings. Further studies are needed to test the influence of other IP parameters on IQ, as well as in smaller animals and in other anatomical regions that may have different IP requirements.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors acknowledge the Institute of Pathology, University of Veterinary Medicine, Vienna, for providing and preparing the distal limbs of equine cadavers. The authors also acknowledge FUJIFILM Healthcare, Austria for contributing content related to the image processing software.

LIST OF AUTHOR CONTRIBUTIONS

Category 1

a. Conception and design: Ludewig, Seeber, Rowan, Lederer, Strohmayer
b. Acquisition of data: Seeber
c. Analysis and interpretation of data: Seeber

Category 2

a. Drafting the article: Seeber, Ludewig, Rowan
b. Revising article for intellectual content: Ludewig, Seeber, Rowan, Lederer, Strohmayer

Category 3

a. Final approval of the completed article: Ludewig, Seeber, Rowan, Lederer, Strohmayer

Category 4

a. Agreement to be accountable for all aspects of the work in ensuring that questions related to the accuracy or integrity of any part of the work are appropriately investigated and resolved: Ludewig, Seeber, Rowan, Lederer, Strohmayer

CONFLICT OF INTEREST STATEMENT

The authors declare no conflict of interest.

PREVIOUS PRESENTATION DISCLOSURE

The findings of the present study have neither been reported in a previous meeting nor published in an abstract.

REPORTING GUIDELINE DISCLOSURE

The STROBE checklist was used in the preparation of this manuscript.

DATA AVAILABILITY STATEMENT

Data supporting the findings of this study are available as supplementary files and from the corresponding author upon reasonable request.

ORCID

Matthias Seeber https://orcid.org/0009-0004-7565-1710
Carina Strohmayer https://orcid.org/0000-0002-6552-357X

REFERENCES

1. Dixon J, Biggi M, Weller R. Common artefacts and pitfalls in equine computed and digital radiography and how to avoid them. *Equine Vet Educ*. 2018;30:326-335. doi:10.1111/eve.12595
2. Båth M, Håkansson M, Hansson J, Månsson LG. A conceptual optimisation strategy for radiography in a digital environment. *Radiat Prot Dosim*. 2005;114:230-235. doi:10.1093/rpd/nch567
3. Lo WY, Puchalski SM. Digital image processing. *Vet Radiol Ultrasound*. 2008; 49:S42-S47. doi:10.1111/j.1740-8261.2007.00333.x
4. Yamada S, Murase K. Effectiveness of flexible noise control image processing for digital portal images using computed radiography. *Br J Radiol*. 2005;78:519-527. doi:10.1259/bjr/26039330
5. Prokop M, Neitzel U, Schaefer-Prokop C. Principles of image processing in digital chest radiography. *J Thorac Imaging*. 2003;18:148-164. doi:10.1097/00005382-200307000-00004
6. Don S, Whiting BR, Ellinwood JS, Foos DH, Kronemer KA, Kraus RA. Neonatal chest computed radiography: image processing and optimal image display. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;188:1138-1144. doi:10.2214/AJR.05.0733
7. Ahn SY, Chae KJ, Goo JM. The potential role of grid-like software in bedside chest radiography in improving image quality and dose reduction: an observer preference study. *Korean J Radiol*. 2018; 19:526-533. doi:10.3348/kjr.2018.19.3.526
8. Precht H, Gerke O, Rosendahl K, Tingberg A, Waaler D. Digital radiography: optimization of image quality and dose using multi-frequency software. *Pediatr Radiol*. 2012;42:1112-1118. doi:10.1007/s00247-012-2385-3
9. Lo WY, Hornof WJ, Zwingenberger AL, Robertson ID. Multiscale image processing and antiscatter grids in digital radiography. *Vet Radiol Ultrasound*. 2009;50:569-576. doi:10.1111/j.1740-8261.2009.01585.x
10. Shimbo G, Tagawa M, Matsumoto K, Tomihari M, Miyahara K. Effects of scatter correction processing on image quality of portable thoracic radiography in calves. *Jpn J Vet Res*. 2018; 66:105-112. doi:10.14943/jjvr.66.2.105
11. Kleinfelder TR, Curtis CK. Effects of Image postprocessing in digital radiography to detect wooden, soft tissue foreign bodies. *Radiol Technol*. 2022;93:544-554.
12. Whitlock J, Dixon J, Sherlock C, Tucker R, Bolt DM, Weller R. Technical innovation changes standard radiographic protocols in veterinary medicine: is it necessary to obtain two dorsoproximal–palmarodistal oblique views of the equine foot when using computerised radiography systems? *Vet Rec*. 2016;178:531. doi:10.1136/vr.103396
13. Thrall DE, Widmer WR. *Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*. 7th ed. Elsevier; 2018:986.
14. Uffmann M, Schaefer-Prokop C. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. *Eur J Radiol*. 2009;72:202-208. doi:10.1016/j.ejrad.2009.05.060
15. Precht H, Waaler D, Outzen CB, et al. Does software optimization influence the radiologists' perception in low dose paediatric pelvic examinations? *Radiography*. 2019; 25:143-147. doi:10.1016/j.radi.2018.12.013
16. Lisson CG, Lisson CS, Kleiner S, Regier M, Beer M, Schmidt SA. Iterative scatter correction for grid-less skeletal radiography allows improved image quality equal to an antiscatter grid in adjunct with dose reduction: a visual grading study of 20 body donors. *Acta Radiol*. 2019;60:735-741. doi:10.1177/0284185118796668
17. Drost WT, Reese DJ, Hornof WJ. Digital radiography artifacts. *Vet Radiol Ultrasound*. 2008;49:S48-56. doi:10.1111/j.1740-8261.2007.00334.x

18. Kawamura T, Naito S, Okano K, Yamada M. Improvement in image quality and workflow of X-ray examinations using a new image processing method, "Virtual Grid technology". *Fujifilm Res Dev*. 2015;60:21-27.
19. Renger B, Brieskorn C, Toth V, et al. Evaluation of dose reduction potentials of a novel scatter correction software for bedside chest X-ray imaging. *Radiat Prot Dosim*. 2016;169:60-67. doi:10.1093/rpd/ncw031
20. Tebrün W, Ludewig E, Köhler C, Böhme J, Pees M. Needle-based storage-phosphor detector radiography is superior to a conventional powder-based storage phosphor detector and a high-resolution screen-film system in small patients (budgerigars and mice). *Sci Rep*. 2019;9:10057. doi:10.1038/s41598-019-46546-5
21. Jadidi M, Båth M, Nyrén S. Dependency of image quality on acquisition protocol and image processing in chest tomosynthesis-a visual grading study based on clinical data. *Br J Radiol*. 2018;91:20170683. doi:10.1259/bjr.20170683
22. Notohamiprodjo S, Roeper KM, Mueck FG, et al. Advances in multiscale image processing and its effects on image quality in skeletal radiography. *Sci Rep*. 2022;12:4726. doi:10.1038/s41598-022-08699-8
23. Bochmann M, Ludewig E, Krautwald-Junghanns ME, Pees M. Comparison of the image quality of a high-resolution screen-film system and a digital flat panel detector system in avian radiography. *Vet Radiol Ultrasound*. 2011;52:256-261. doi:10.1111/j.1740-8261.2011.01801.x
24. Moore CS, Liney GP, Beavis AW, Saunderson JR. A method to optimize the processing algorithm of a computed radiography system for chest radiography. *Br J Radiol*. 2007;80:724-730. doi:10.1259/bjr/33261679
25. Díaz GM, López-Sanromán J, Weller R. *A Practical Guide to Equine Radiography*. 5M Publishing Ltd. Sheffield, UK. 2018:222.
26. Precht H, Hansson J, Outzen C, Hogg P, Tingberg A. Radiographers' perspectives' on visual grading analysis as a scientific method to evaluate image quality. *Radiography*. 2019;25:14-S18. doi:10.1016/j.radi.2019.06.006
27. Båth M, Månsson LG. Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation. *Br J Radiol*. 2007;80:169-176. doi:10.1259/bjr/35012658
28. Cohen J. A power primer. *Psychol Bull*. 1992;112:155-159. doi:10.1037//0033-2909.112.1.155
29. Sasagawa T, Kunogi J, Masuyama S, et al. New computed radiography processing condition for whole-spine radiography. *Orthopedics*. 2011;34:906-910. doi:10.3928/01477447-20111021-15
30. Lisson CG, Lisson CS, Vogele D, et al. Improvement of image quality applying iterative scatter correction for grid-less skeletal radiography in trauma room setting. *Acta Radiol*. 2020;61:768-775. doi:10.1177/0284185119878348
31. Decoster R, Mol H, Smits D. Post-processing, is it a burden or a blessing? Part 1 evaluation of clinical image quality. *Radiography*. 2015;21:e1-e4. doi:10.1016/j.radi.2014.06.003
32. Sund P, Båth M, Kheddache S, Månsson LG. Comparison of visual grading analysis and determination of detective quantum efficiency for evaluating system performance in digital chest radiography. *Eur Radiol*. 2004;14:48-58. doi:10.1007/s00330-003-1971-z
33. Takahashi T, Ohara Y, Yamada M. Improving X-ray image quality based on human-body thickness and structure recognition. *Fujifilm Res Dev*. 2017;62:30-37.
34. Smet MH, Breysem L, Mussen E, Bosmans H, Marshall NW, Cockmartin L. Visual grading analysis of digital neonatal chest phantom X-ray images: impact of detector type, dose and image processing on image quality. *Eur Radiol*. 2018;28:2951-2959. doi:10.1007/s00330-017-5301-2
35. Willis CE, Slovis TL. The ALARA concept in pediatric CR and DR: dose reduction in pediatric radiographic exams–a white paper conference. *AJR Am J Roentgenol*. 2005;184:373-374. doi:10.1007/s00247-004-1264-y
36. Cerciello T, Bifulco P, Cesarelli M, et al. Noise reduction in fluoroscopic image sequences for joint kinematics analysis. Paper presented at: XII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing: MEDICON 2010, May 27–30, 2010, Chalkidiki, Greece.
37. Bernhardt P, Lendl M, Deinzer F. New technologies to reduce pediatric radiation doses. *Pediatr Radiol*. 2006;36:212-215. doi:10.1007/s00247-006-0212-4
38. Keeble C, Baxter PD, Gislason-Lee AJ, Treadgold LA, Davies AG. Methods for the analysis of ordinal response data in medical image quality assessment. *Br J Radiol*. 2016;89:20160094. doi:10.1259/bjr.20160094

SUPPORTING INFORMATION

Additional supporting information can be found online in the Supporting Information section at the end of this article.

How to cite this article: Seeber M, Lederer KA, Rowan C, Strohmayer C, Ludewig E. Image processing setting adaptions according to image dose and radiologist preference can improve image quality in computed radiography of the equine distal limb: A cadaveric study. *Vet Radiol Ultrasound*. 2023;1-12. https://doi.org/10.1111/vru.13321

4 Diskussion

Ziel der vorliegenden Studie war, den Einfluss der Signalverarbeitung auf die Bildqualität in der veterinärmedizinischen orthopädischen Projektionsradiographie zu untersuchen. In einer prospektiven, analytischen Kadaverstudie mit distalen Pferdegliedmaßen wurde hierbei der Einfluss verschiedener Signalverarbeitungseinstellungen auf die Bildqualität bei voller und reduzierter Detektordosis zu untersucht. Wir konnten zeigen, dass verschiedene Voreinstellungen der Signalverarbeitung einen Einfluss auf die Beurteilbarkeit von vordefinierten Bildkriterien hat und dass dieser Einfluss sich bei reduzierter Detektordosis verstärkt. Wir konnten ebenfalls zeigen, dass die Reduktion der Detektordosis hinsichtlich der Bildqualität nicht vollständig mittels Anpassung der Signalverarbeitung kompensiert werden kann. Allerdings konnte unter Verwendung einer rauschunterdrückenden Signalverarbeitung eine für den klinischen Zweck akzeptable Bildqualität trotz einer Dosisreduktion um 50 % beibehalten werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung sind konsistent mit den Ergebnissen vorhergehender Studien aus der humanmedizinischen orthopädischen Projektionsradiographie, welche ebenfalls eine Verbesserung der Bildqualität durch die Signalverarbeitung beschreiben [40, 64, 76, 77]. Die vorliegende Studie beschreibt erstmalig die Möglichkeit zur Optimierung der Bildqualität mittels angepasster Signalverarbeitung in der orthopädischen Projektionsradiographie bei Pferden mit dem Fokus auf neue Bildprozessierungssoftware (FNC und VGP).

Die Bildqualität ändert sich je nach Anpassung der verwendeten Signalverarbeitungseinstellungen, was die Bedeutung einer Optimierung der Software-Einstellungen hervorhebt [40, 78, 79]. Die Software-Optimierung ist jedoch kompliziert aufgrund der Vielzahl an möglichen Parameter-Kombinationen (19 anpassbare Parameter in der Signalverarbeitungssoftware von Fuji, „Dynamic Visualization II“), der Variabilität in der Objektgröße in der Veterinärmedizin und der spezifischen Anforderungen verschiedener anatomischen Regionen. Dies kann den Radiologen dazu verleiten, Voreinstellungen aus der Humanmedizin einfach zu übernehmen. Voreinstellungen liefern jedoch nicht zwingend eine optimale Bildqualität: Eine humanmedizinische Studie verglich verschiedene angepasste Signalverarbeitungseinstellungen mit der klinischen Standardeinstellung für pädiatrische Skelettröntgenaufnahme und stellte fest, dass alle diese Einstellungen die ursprüngliche Standardeinstellung hinsichtlich Bildqualität übertrafen [40]. Für eine Optimierung der Signalverarbeitung ist jedoch das Verständnis der komplizierten Signalverarbeitungssoftware notwendig und der Optimierungsprozess ist zeitaufwendig. Die

Ergebnisse der Studie sollen dementsprechend auch zu einem besseren Verständnis der Signalverarbeitung führen und zukünftige Optimierungen erleichtern.

4.1 Beurteilung der Bildqualität

Der Begriff der Bildqualität ist in der digitalen Radiographie schwierig zu definieren, da eine Beurteilung der ausreichend geeigneten Bildqualität immer in Zusammenhang mit der klinischen Fragestellung gesehen werden muss und auch von der Präferenz des Betrachters abhängig ist [54]. Eine Möglichkeit zur Messung der Bildqualität ist die Beurteilung der Sichtbarkeit von vordefinierten anatomischen Strukturen, wie in der „Visual Grading Analysis“ (VGA) [67]. Die VGA ist eine validierte Methode zur Auswertung von Bildqualitätsstudien in der digitalen Radiographie [57]. Die Beurteilung vordefinierter anatomische Strukturen zeigt eine starke Korrelation mit der Beurteilbarkeit von pathologischen Strukturen, die Anwendbarkeit ist jedoch standardisierbarer und einfachere [68]. Im Gegensatz zu einer allgemeinen Beurteilung der Bildqualität ohne vordefinierte Kriterien, bietet die Beurteilung mittels vordefinierter Strukturen und Kriterien ein objektiveres und zuverlässigeres Urteil [54]. In der vorliegenden Studie wurden fünf anatomische Kriterien gewählt, drei Knochenstrukturen und zwei Weichteilstrukturen, um die Bildqualität hinsichtlich Schärfe und Graustufenwiedergabe zu evaluieren [40, 56]. Zusätzlich wurden zwei Kriterien ausgewählt, um den Einfluss von Störfaktoren zu beurteilen, nämlich das Bildrauschen und das Überschwinger-Artefakt [18]. Die Kriterien mussten in einer Vorstudie erarbeitet werden, da es im Gegensatz zur humanmedizinische Radiographie [56] in der veterinärmedizinischen Radiographie keine standardisierten Kriterien zur Verfügung stehen [57]. Die Kriterien wurden entsprechend gewählt, um alle wichtigen Parameter der Bildqualitätsbeurteilung abzudecken [56]: Ortsauflösung (trabekulärer Knochen), Niedrigkontrastauflösung (extraartikuläre Weichteilstrukturen, Strahl), Hochkontrastauflösung in kleinen (Gefäßkanäle) und großen (Strahlbein) Strukturen und Rauschen (Bildrauschen).

4.2 Einfluss des virtuellen Streustrahlenrasters

Die einzelnen Signalverarbeitungseinstellungen hatten in der vorliegenden Studie einen Einfluss auf die Bildqualität, jedoch in unterschiedlichem Ausmaß auf unterschiedliche Strukturen. So konnte bei der vordefinierten vollen Detektordosis keine Unterschiede in der Beurteilbarkeit der Weichteilstrukturen gefunden werden. Im Gegensatz dazu war die Beurteilbarkeit der

Knochenstrukturen signifikant besser unter Verwendung des VGP, eines virtuellen Streustrahlenrasters.

Streustrahlung vermindert die Bildqualität, indem sie zu einer unerwünschten allgemeinen Belichtung ohne Bildinformation führt, welche den Kontrast vermindert und das Bildrauschen vermehrt [2]. Hersteller von Signalverarbeitungssoftware entwickelten als Alternative zu den üblicherweise verwendeten physischen Streustrahlenrastern virtuelle Streustrahlenrastersoftware. 2015 wurde von Fujifilm (Tokio, Japan) die Signalverarbeitungssoftwarekomponente VGP („virtual grid processing“) entwickelt [80]. Im Gegensatz zu einem physischem Streustrahlenraster wird die Streustrahlung nicht vor auftreffen auf den Detektor absorbiert, sondern es werden von einer Software mathematische Algorithmen verwendet, um den Anteil an zu erwartender Streustrahlung zu berechnen und nachträglich von der Aufnahme zu subtrahieren. Hierzu muss der Abstand der Röntgenröhre zum Detektor und die verwendete Dosis bekannt sein [80]. Daraus resultiert eine Verbesserung des subjektiven Kontrasts. Mehrere Studien mit Fokus auf Thoraxaufnahmen in der Humanmedizin [34, 47–49, 51] und Veterinärmedizin [81] zeigten das Potential von Streustrahlenreduktions-Software hinsichtlich der Verbesserung des Bildkontrastes und der Möglichkeit zur Reduktion der Detektordosis. Weiters konnten neuere Studien denselben positive Effekt auf die Bildqualität auch in der humanmedizinischen orthopädischen Projektionsradiographie zeigen [17, 77]. Die Ergebnisse entsprechen auch den Resultaten der vorliegenden Studie. Die in der vorliegenden Studie verwendeten distalen Pferdegliedmaßen hatten einen maximalen Durchmesser von 12,5 cm. Dementsprechend sind die Resultate überraschend, da störende Streustrahlung vor allem bei Objekten mit einem Durchmesser von mehr als 13 bis 15 cm auftritt [82]. Allerdings konnte bereits in vorhergehenden Studien gezeigt werden, dass Streustrahlenreduktions-Software auch die Bildqualität in anatomischen Regionen verbessern kann, in denen wenig Streustrahlung zu erwarten war [77, 51]. In der Aufnahmeregion der distalen Gliedmaße bei Pferden kommen physische Streustrahlenraster kaum zum Einsatz. Einerseits müsste hierbei eine deutlich höhere Detektordosis verwendet werden, andererseits ist die Positionierung eines Streustrahlenrasters zeitaufwendig und eine nicht korrekte Positionierung würde zu Artefakten führen. Dementsprechend zeigen die Ergebnisse unserer Studie, dass die Streustrahlungsreduktions-Software VGP als einfach anwendbare Alternative angesehen werden kann, um die Darstellung von Knochenstrukturen zu verbessern.

4.3 Einfluss der Multifrequenzfilterung

In unserer Studie konnte gezeigt werden, dass hohe Verstärkungsstufen der Kantenanhebung und der Dynamikkompression (FE und DRC), den beiden Funktionen des „Multi-objektive Frequency Processings“ (MFP) zu einer guten Sichtbarkeit der Knochenstrukturen bei voller Detektordosis führen. Ähnliche Resultate konnten frühere Studien zeigen, welche den Einfluss von MFP auf die Bildqualität in der humanmedizinischen Radiographie hinsichtlich Aufnahmen des Skeletts [76], Thorax [83] und dentaler Strukturen [84]. Allerdings verglichen diese Studien Aufnahmen mit und ohne Signalverarbeitung. Nur eine Studie verglich unterschiedliche Signalverarbeitungseinstellungen des MFP und kam zum Ergebnis, dass hohe Verstärkungsstufen des FE und DRC zu einer Verbesserung der Bildqualität bei humanmedizinischen orthopädischen Aufnahmen führten [76], was mit den Resultaten der vorliegenden Studie übereinstimmt. Eine Kontrastverbesserung wird durch die zwei sich ergänzenden Funktionen des MFP erreicht: bei schwer abgrenzbaren Strukturen (Niedrigkontrastobjekte) wird durch FE eine Akzentuierung der Kanten erreicht und die Darstellung von Objekten in „überbelichteten“ (generalisiert schwarze Regionen) oder „unterbelichtete“ (generalisiert weiße Regionen) Arealen wird verbessert, ohne eine generalisierte Helligkeits- bzw. Kontrastanpassung vorzunehmen [13, 33, 85]. Die genauen Schritte der Signalverarbeitung sind in ersten Teil der Publikation beschrieben [13]. Der DRC-Verstärkung-Typ wurde in der vorliegenden Studie so gewählt, um gleichermaßen Niedrigkontrastregionen (z.B. extraartikuläre Weichteilstrukturen) und Hochkontrastregionen (z.B. Strahlbein) zu verbessern. Allerdings zeigte sich eine stärkere Auswirkung auf Knochenstrukturen, was bereits in einer früheren Studie gezeigt werden konnte [76]. MFP sollte jedoch mit Vorsicht angewandt werden, da gezeigt werden konnte, dass es bei übermäßiger Signalverarbeitung die Knochendichte vermindert erscheint, wodurch der Eindruck einer Osteoporose entstehen kann [13].

4.4 Bewertung des Überschwinger Artefakts

Das Überschwinger Artefakt, auch “overshoot“ oder „rebound effect“ genannt, erscheint als Aufhellungssaum um Metalle oder an grenzen anderer Objekte mit großem Dichteunterschied [18]. Dieses Artefakt hatte in der vorliegenden Studie nur einen geringen Einfluss auf die Abgrenzbarkeit von anatomischen Strukturen. Im Gegensatz zur älteren Signalverarbeitung basierend auf der Methode der „Unsharp Mask“, können die neueren Methoden des MFP [13] und insbesondere die aktuellste Methode “Dynamic Visualization II” [85] dieses Artefakt minimieren. Nichtdestotrotz konnten Unterschiede zwischen den einzelnen

Signalverarbeitungseinstellungen gezeigt werden: während VGP zu einem stärkeren Überschwinger Artefakt als die anderen Signalverarbeitungseinstellungen führt, konnte durch eine Reduktion des DRC das Artefakt minimiert werden. Das Überschwinger Artefakt kann eine Lockerung von Metallimplantaten oder auch einen Pneumothorax vortäuschen [18]. Folglich sollte in Fällen in der klinischen Praxis, in denen es fraglich ist, ob es sich um eine tatsächliche Pathologie oder ein Artefakt handelt, die Signalverarbeitung der Aufnahme angepasst werden, indem kein VGP verwendet wird und das DRC reduziert wird. Allerdings wurde in der vorliegenden Studie nur ein FE und DRC Gewichtungs-Typ („balance type“) verwendet. Unserer Erfahrung nach führt die Verwendung eines Gewichtungs-Typs für große Objekte zu einem stärkeren Überschwinger Artefakt. Die muss jedoch noch in weiterführenden Studien gezeigt werden.

4.5 Einfluss der Detektordosis und der Rauschunterdrückung

In der vorliegenden Studie konnte die Sichtbarkeit von anatomischen Strukturen in Aufnahmen mit verminderter Detektordosis nicht vollständig durch eine Anpassung der Signalverarbeitung kompensiert werden. In Phantomstudien und klinischen Studien konnte war eine Verminderung der Detektordosis bei gleichbleibender Bildqualität um bis zu 61 % durch Signalverarbeitung möglich [34, 78, 84, 86]. Allerdings wurden hier jeweils Aufnahmen mit und ohne Signalverarbeitung verglichen und nicht wie in der vorliegenden Studie der Einfluss von unterschiedlichen Signalverarbeitungseinstellungen relativ zueinander. Auch wenn die Sichtbarkeit von anatomischen Strukturen bei reduzierter Dosis signifikant schlechter war, so war die Bildqualität bei 50 % reduzierter Dosis noch klinisch akzeptabel, insbesondere unter Verwendung von rauschunterdrückenden Signalverarbeitungseinstellungen. Eine Reduktion der Detektordosis auf 25 % lieferte jedoch bei keiner Einstellung eine akzeptable Bildqualität. In einer früheren Studie konnte gezeigt werden, dass eine Anpassung der Signalverarbeitung zu einer deutlichen Verbesserung der Bildqualität bei initial nicht diagnostischen Aufnahme führen kann [14]. Dies ist auch ein zentrales Resultat der vorliegenden Studie: während kontrastverbessernde Signalverarbeitungseinstellungen (hohes FE und VGP) bessere Resultate bei voller Detektordosis liefern, liefern rauschunterdrückende Signalverarbeitungseinstellungen (niedriges FE und hohes FNC) bessere Resultate bei verminderter Detektordosis. Hinsichtlich der ALARA-Guidelines sollte deshalb in einer unterbelichteten Aufnahme versucht werden die Signalverarbeitung anzupassen, um dadurch wenn möglich eine klinisch ausreichend gute Bildqualität zu erreichen, bevor die Aufnahme mit erhöhter Dosis wiederholt wird.

Das Bildrauschen war das Kriterium, welches am meisten durch die Verminderung der Detektordosis beeinflusst wurde. Das Signal-zu-Rausch Verhältnis ("signal-to-noise ratio, SNR) beschreibt den Zusammenhang von Kontrast zu Rauschen in großen Objekten [87]. Diese Kennzahl verkleinert sich bei verminderter Dosis, wodurch sich die Bildqualität verschlechtert [87]. Das Rauschen in der digitalen Radiographie hat verschiedene Ursachen, wobei "quantum noise" die Hauptkomponente des Bildrauschen bei niedriger Detektordosis bildet [63]. Die gängige Methode zur Minimierung des "quantum noise" ist dementsprechend die Erhöhung der Detektordosis. Dies führt allerdings auch zu einer erhöhten Patientendosis. Softwarebasierte rauschunterdrückende Signalverarbeitung wurde als alternative hierzu entwickelt, und lieferte ähnliche Resultate [88].

In der vorliegenden Studie war es möglich die Detektordosis um 50 % zu vermindern, ohne das Bildrauschen zu verstärken, wenn rauschunterdrückende Signalverarbeitungseinstellungen verwendet wurden. Dies war mittels zweier Einstellungen möglich: Erstens durch eine Verminderung des FE. Durch eine Akzentuierung der Kanten mittels FE wird auch der Rauscheindruck vermehrt [18, 65, 85]. Wenn also viel "quantum noise" vorhanden ist, wie es bei niedriger Detektordosis der Fall ist, kann ein hohes FE für die insgesamte Bildqualität kontraproduktiv sein [13]. Zweitens, durch eine Erhöhung des FNC, einen speziell entwickelten Rauschunterdrückungsfilter. Diese Methode sollte bevorzugt werden, da diese trotzdem den Einsatz von FE erlaubt, und somit Knochenstrukturen besser dargestellt werden können [89]. Ähnliche Resultate konnten in vorhergehenden Studien gezeigt werden, wobei sich FNC als geeignet zeigte um das Bildrauschen in der humanmedizinischen orthopädischen, dentalen und pädiatrischen Radiographie zu minimieren [33, 40, 84].

FNC ist die Weiterentwicklung des einfacheren Mittelwertfilter („linear low-pass filter") und trübt im Gegensatz zu diesem nicht das gesamte Bild, sondern schafft es anatomische Strukturen und Kanten beizubehalten [33]. Die Beschreibung der mathematischen Grundlagen dieser Signalverarbeitung geht übersteigt den Rahmen dieser Publikation. Vereinfacht dargestellt schafft es diese Signalverarbeitung das Signal von Punktstrukturen (Rauschen) unter einem festgelegtem Grenzwert zu unterdrücken, während das Signal von anatomischen Strukturen beibehalten wird [33]. Trotz der positiven Effekte des FNC in Aufnahmen mit niedriger Detektordosis, sollte diese Signalverarbeitung in Maßen verwendet werden: Auch kleine diagnostisch wichtige Objekte unterlaufen den Prozess des FNC und es ist sehr wahrscheinlich, dass diese

dadurch unterdrückt werden können. In der vorliegenden Studie wurden kleinere anatomische Strukturen (z.B. trabekuläre Knochenstrukturen) nicht durch FNC unterdrückt. Eine Erklärung hierfür kann sein, dass die neue Generation der Rauschunterdrückungssoftware wie vom Hersteller angegeben tatsächlich anatomische Strukturen besser beibehalten kann [85] oder dass in der vorliegenden Studie der Verstärkungsgrad des FNC nicht hoch genug war, um das gesamte Bild zu trüben. Unserer Erfahrung nach ist es jedoch bei maximalem FNC eine generelle Bildtrübung möglich und sollte deshalb vermieden werden.

4.6 Untersuchereinfluss auf die Bewertung der Bildkriterien

Die Korrelation zwischen den einzelnen Beurteilern war insgesamt moderat und vergleichbar mit Studien mit ähnlichem Studiendesign [90]. Obwohl nicht zu erwarten war, dass die Beurteiler in ihren Bewertungen exakt übereinstimmen, war es relevant, ob die Tendenz der Beurteilungen dieselbe ist. In der Tat war in der vorliegenden Studie die Korrelation höher als die Übereinstimmung. Die niedrigere Korrelation in der Bewertung der anatomischen Strukturen kann damit erklärt werden, dass die Beurteiler eine unterschiedliche Präferenz bei den Signalverarbeitungseinstellungen bei voller Detektordosis hatten. Während beispielsweise zwei Beurteiler die Signalverarbeitungseistellung mit VGP präferierten, wurde ebendiese von den beiden anderen als schlechter eingestuft. Grund dafür kann sein, dass bei voller Detektordosis alle Signalverarbeitungseinstellungen eine gute bis sehr gute Bildqualität lieferten. Im Gegensatz dazu war die Korrelation beim Kriterium „Bildrauschen“ hoch. Dies kann damit erklärt werden, dass alle Beurteiler Bildrauschen bei Aufnahmen mit reduzierter Detektordosis als störend empfanden und sich dementsprechend einig waren, dass rauschunterdrückende Signalverarbeitungseinstellungen zu präferieren sind. Alle Beurteiler hatten langjährige Erfahrung im Bereich der Röntgendiagnostik, die Kriterien waren einfach zu bewerten und die Bewertungskriterien wurden in einer vorhergehenden Trainingssitzung besprochen. Dementsprechend kann die Präferenz zu den einzelnen Signalverarbeitungseinstellungen am besten mit „persönlicher Vorliebe“ der Bilddarstellung erklärt werden [40, 54]. Dies wird auch durch die Tatsache gestützt, dass die Korrelation zwischen den beiden Beurteilern (3 und 4) signifikant höher war, welche ihre radiologische Ausbildung am selben Institut und mit demselben Röntgensystem erhalten haben.

4.7 Limitationen der Studie

Die vorliegende Studie hat mehrere Limitationen. Es gibt in der Veterinärmedizin keine empfohlenen oder standardisierten Einstellungen für die Signalverarbeitungssoftware „Dynamic Visualization II“. Die einzelnen Einstellungen wurden subjektiv in einer Vorstudie gewählt und in einem mehrstufigen Verfahren als geeignet eingestuft. Dementsprechend konnten sie nur relative zueinander verglichen werden. Wenn in der Vorstudie größere Unterschiede zwischen den einzelnen Parametern gewählt worden wären, so wäre auch ein größerer Einfluss auf die Bildqualität zu erwarten gewesen. Es ist nicht ausgeschlossen, dass die Signalverarbeitung auf Kriterien, bei denen in der vorliegenden Studie keine signifikanten Unterschiede gefunden wurden (z.B. Weichteilstrukturen), einen Einfluss hat. Allerdings war es nicht Ziel der Untersuchung den Unterschied zwischen den Einstellungen zu maximieren, sondern den Einfluss verschiedener Signalverarbeitungseinstellungen mit einem jeweils individuellen Parameterfokus auf die individuellen Kriterien zu beurteilen, welche bei voller Detektordosis allesamt eine insgesamt gute Bildqualität liefern.

Die Unterschiede zwischen den Signalverarbeitungseinstellungen basieren auf Unterschiede zwischen der Verstärkungsstufe („enhancement level“), während andere Parameter konstant gehalten wurden (z.B. „balance type“ und „enhancement type“). Somit konnte deren Einfluss auf die Bildqualität nicht beurteilt werden. Eine Untersuchung aller Parameter übersteigt den Rahmen der Untersuchung und kann Ziel weiterer Studien sein.

Die absolute VGC-Analyse basiert auf einer subjektiven Bewertung der Bildqualität und ist damit von der Meinung der Beurteiler abhängig [69]. Allerdings ist diese Methode zur Bewertung der Bildqualität bei Röntgenaufnahmen validiert [56, 67] und sie wurde in zahlreichen vergleichbaren Studien angewendet [15, 17, 51, 77, 78, 90]. Zusätzlich repräsentiert sie den klinischen Alltag, wo der Radiologe anhand einer individuellen Aufnahme entscheiden muss, ob die Bildqualität ausreicht, um die klinische Fragestellung zu beantworten.

Die distale Gliedmaße bei Pferden unterscheidet sich, wie jede Körperregion, zwischen den einzelnen Individuen. Es wurde versucht den Einfluss der Phantomvariabilität zu minimieren, indem Gliedmaßen von einheitlicher Größe und ohne pathologische Veränderungen verwendet wurden und alle gleichermaßen vor den Aufnahmen präpariert wurden. Zusätzlich wurde das

Studiendesign so gewählt, dass die Phantomvariabilität einen gleichgewichteten Einfluss auf alle Signalverarbeitungseinstellungen und Detektordosen hatte.

Der Einfluss der Signalverarbeitung auf die Bildqualität wurde ausschließlich mittels Software von Fuji (Tokio, Japan) untersucht. Jeder Hersteller hat jedoch eine individuelle Signalverarbeitungssoftware entwickelt [15], wobei sich die zugrundeliegenden mathematischen Methoden jedoch ähneln [13]. Dementsprechend können die Ergebnisse der vorliegenden Studie nicht unmittelbar auf die Software anderer Hersteller übertragen werden. Der Vergleich verschiedener Hersteller kann das Ziel weiterführender Untersuchungen sein.

5 Zusammenfassung

Die Signalverarbeitung in der digitalen Radiographie wurde ständig weiterentwickelt, um die Bildqualität zu optimieren. Anpassungsfähige Software ermöglichen es den Benutzern, die Signalverarbeitungseinstellungen an die jeweiligen spezifischen Anforderungen anzupassen. Ziel der Untersuchung war es, den Einfluss verschiedener Verarbeitungseinstellungen auf die Bildqualität bei voller und reduzierter Detektordosis zu untersuchen. Es wurde eine prospektive Kadaverstudie mit distalen Gliedmaßen von 20 Pferden durchgeführt. Die Bilder wurden mit „Dynamic Visualization II“ (Fujifilm, Tokio, Japan) unter Verwendung von fünf verschiedenen Einstellungs-Algorithmen verarbeitet. Diese inkludierten folgende Signalverarbeitungswerkzeuge: „Multi-objective Frequency Processing” (MFP), “Flexible Noise Control” (FNC) und “Virtual Grid Processing” (VGP). Sieben Kriterien wurden von vier Radiologen in einer verblindeten Studie anhand eines fünfstufigen Bewertungssystems beurteilt. Der Vergleich der Systeme wurde anhand einer „Visual Grading Analysis” (VGA) durchgeführt. Wir konnten zeigen, dass die Verarbeitungseinstellungen einen signifikanten Einfluss auf die Wahrnehmung von Bilddetails durch den Radiologen haben, insbesondere bei niedriger Detektordosis. Die vorliegende Studie bestätigt Ergebnisse von Phantomstudien und aus der Humanradiologie und erweitert die Anwendbarkeit auf die orthopädische Radiographie von Pferden. Bei ausreichend belichteten Bildern können Algorithmen zur Kontraststeigerung mit einem höheren Grad an MFP und VGP die Wahrnehmung von Knochenstrukturen verbessern. Bei Bildern mit niedriger Dosis sollte die Signalverarbeitung auf Einstellungen zur Rauschunterdrückung angepasst werden, entweder durch eine Erhöhung des FNC oder Verminderung der Kantenanhebung (FE). Dadurch kann trotz Reduktion der Detektordosis um 50 % eine klinisch akzeptable Bildqualität erhalten werden. Dynamikkompression (DRC) und VGP können zu unerwünschten Überschwinger-Artefakten führen. Bei adäquat belichteten Bildern variierte die bevorzugte Verarbeitungseinstellung zwischen den Beobachtern, bei niedrigerer Detektordosis waren sie jedoch einheitlich in ihrer Meinung. Die „interobserver correlation“ für verschiedene Kriterien reichte von vernachlässigbar bis hoch mit einem mittleren Korrelationsfaktor von 0,379. Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass Standardeinstellungen für die Signalverarbeitung vermieden werden sollten, da ein umfassendes Verständnis der Potenziale der Signalverarbeitung dazu beitragen kann, die Bildqualität zu verbessern, Artefakte zu reduzieren und die Präferenzen der Bildbetrachter zu berücksichtigen.

6 Summary

Image processing in digital radiography has been steadily refined to improve image quality. Adaptable settings enable users to adjust systems to their specific requirements. The aim of the study was to investigate the influence of different processing settings and dose reduction on image quality. A prospective cadaver study with distal limbs of 20 horses was performed. Images were processed with 'Dynamic Visualization II' (Fujifilm, Tokyo, Japan) using five different settings including Multi-objective Frequency Processing (MFP), Flexible Noise Control (FNC) and Virtual Grid Processing (VGP). Seven criteria were assessed by four veterinarian radiologists in a blinded study using a five-step scoring system. Comparison of the systems was performed using an absolute Visual Grading Analysis (VGA). We could show that processing settings have a significant influence on perception of image details by the radiologist reading the image, especially at low levels of the detector dose. The present study confirms previous findings of phantom studies and in clinical human radiography and expands the proven applicability to equine orthopedic radiography. In adequately exposed images, enhanced contrast algorithms with a higher degree of MFP and VGP can further improve perception of bone structures. In low dose images, image processing settings should be adapted to noise reduction algorithms with higher degree of FNC enhancement levels or lower degree Frequency Enhancement (FE), enabling maintenance of a clinically acceptable image quality with 50 % dose reduction. Dynamic Range Control (DRC) and VGP can lead to undesired Überschwinger artifacts. The favored processing setting varied between observers at adequately exposed images, but they were consistent in their opinion in lower dose images. Interobserver correlation for different criteria ranged from negligible to high with a mean correlation of 0.379. In conclusion, default processing settings should be avoided, as a comprehensive understanding of image processing can help to improve image quality, to reduce artifacts and to match observers' preferences.

7 Literaturverzeichnis

1. Båth M, Håkansson M, Hansson J, Månsson, LG. A conceptual optimisation strategy for radiography in a digital environment. *Radiat Prot Dosim* 2005;114:230–235. doi:10.1093/rpd/nch567

2. Thrall DE, Widmer WR. Textbook of veterinary diagnostic radiology (ed 7th). St. Louis, MO: Elsevier, 2018. 986 p.

3. Muhlbauer MC, Kneller S. Radiography of the dog and cat: Guide to making and interpreting radiographs (ed 2nd). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2024. 566 p.

4. Schaefer-Prokop C, Uffmann M, Eisenhuber E, et al. Digital radiography of the chest: detector techniques and performance parameters. *J Thorac Imaging* 2003;18:124–137.

5. Schulz RF. Digitale Detektorsysteme für die Projektionsradiographie. RöFo-Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin. New York: Georg Thieme Verlag, 2001. S. 1137-1146.

6. Ou X, Chen X, Xu X, et al. Recent Development in X-Ray Imaging Technology: Future and Challenges. *Research* 2021;2021:9892152. doi:10.34133/2021/9892152

7. Neitzel U. Status and prospects of digital detector technology for CR and DR. *Radiat Prot Dosim* 2005;114:32–38. doi:10.1093/rpd/nch532

8. Riccardi L, Cauzzo MC, Fabbris R, Tonini E, Righetto R. Comparison between a builtin "dual side" chest imaging device and a standard "single side" CR. *Med Phys* 2007;34:119–126. doi: 10.1118/1.2400619

9. Schaefer-Prokop CM, Boo DW de, Uffmann M, Prokop M. DR and CR: Recent advances in technology. *Eur J Radiol* 2009;72:194–201. doi:10.1016/j.ejrad.2009.05.055

10. Körner M, Treitl M, Schaetzing R, Pfeifer KJ, Reiser M, Wirth S. Depiction of low-contrast detail in digital radiography: comparison of powder- and needle-structured storage phosphor systems. *Invest Radiol* 2006;41:593–599. doi:10.1097/01.rli.0000223765.73182.55

11. Spahn M. Flat detectors and their clinical applications. *Eur Radiol* 2005;15:1934–1947. doi:10.1007/s00330-005-2734-9

12. Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser M, Treitlet M. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. RadioGraphics 2007;27:675–686.

13. Prokop M, Neitzel U, Schaefer-Prokop C. Principles of image processing in digital chest radiography. *J Thorac Imaging* 2003;18:148–164. doi:10.1097/00005382-200307000-00004

14. Sensakovic WF, O'Dell MC, Letter H et al. Image quality and dose differences caused by vendor-specific image processing of neonatal radiographs. *Pediatr Radiol* 2016;46:1606–1613. doi:10.1007/s00247-016-3663-2

15. Smet MH, Breysem L, Mussen E, Bosmans H, Marshall NW, Cockmartin L. Visual grading analysis of digital neonatal chest phantom X-ray images: Impact of detector type, dose

and image processing on image quality. *Eur Radiol* 2018;28:2951–2959. doi:10.1007/s00330-017-5301-2

16. Lo WY, Puchalski SM. Digital image processing. *Vet Radiol Ultrasound* 2008;49:S42–7. doi:10.1111/j.1740-8261.2007.00333.x

17. Lisson CG, Lisson CS, Kleiner S, Regier M, Beer M, Schmidt SA. Iterative scatter correction for grid-less skeletal radiography allows improved image quality equal to an antiscatter grid in adjunct with dose reduction: a visual grading study of 20 body donors. *Acta Radiol* 2019;60:735–741. doi:10.1177/0284185118796668

18. Drost WT, Reese DJ, Hornof WJ. Digital radiography artifacts. *Vet Radiol Ultrasound* 2008;49:S48-56. doi:10.1111/j.1740-8261.2007.00334.x

19. Ricke J, Hänninen EL, Zielinski C, et al. Shortcomings of low-cost imaging systems for viewing computed radiographs. *Comput Med Imaging Graph* 2000;24:25–32. doi:10.1016/S0895-6111(99)00036-1

20. Puchalski SM. Image display. *Vet Radiol Ultrasound* 2008;49:9–13. doi:10.1111/j.1740-8261.2007.00327.x

21. Ludewig E, Böltzig C, Gäbler K, Werrmann A, Öchtering G. Display quality of different monitors in feline digital radiography. *Vet Radiol Ultrasound* 2011; 52:1-9.

22. Krupinski EA, Kallergi M. Choosing a radiology workstation: technical and clinical considerations. *Radiology* 2007;242:671–682. doi:10.1148/radiol.2423051403

23. Kleinfelder TR, Curtis CK. Effects of Image Postprocessing in Digital Radiography to Detect Wooden, Soft Tissue Foreign Bodies. *Radiol Technol* 2022;93:544–554.

24. Biederer J, Gottwald T, Bolte H et al. Pulmonary nodule detection with digital projection radiography: an ex-vivo study on increased latitude post-processing. *Eur Radiol* 2007;17:1089–1100. doi:10.1007/s00330-006-0367-2

25. Funke M, Obenauer S, Hermann KP, Fischer U, Grabbe E. Softcopy versus Hardcopybefundung in der digitalen Mammographie. *Der Radiologe* 2002;42:265–269. doi: 10.1007/s00117-002-0729-y

26. Robertson ID, Saveraid T. Hospital, radiology, and picture archiving and communication systems. *Vet Radiol Ultrasound* 2008;49:19-28. doi:10.1111/j.1740-8261.2007.00329.x

27. Outzen CB, Maron D, Nissen J, et al. The influence of a novel edge enhancement software on image quality of DR hand images of patients with rheumatoid arthritis. *Radiography* 2021;27:877–882. doi:10.1016/j.radi.2021.02.006

28. Ley-Zaporozhan J, Shoushtari H, Menezes R, et al. Enhanced pneumothorax visualization in ICU patients using portable chest radiography. *PloS One* 2018;13:e0209770. doi:10.1371/journal.pone.0209770

29. Kristensen SV, Outzen C, Grau LM, et al. Can advanced edge enhancement software improve image quality to visualise tubes, catheters and wires in digital chest radiographs? *Radiography* 2023;29:165–170. doi:10.1016/j.radi.2022.10.012

30. Oh S, Kim JH, Yoo S-Y, Jeon TY, Kim YJ. Evaluation of the image quality and dose reduction in digital radiography with an advanced spatial noise reduction algorithm in pediatric patients. *Eur Radiol* 2021;31:8937–8946. doi:10.1007/s00330-021-07942-6

31. Feghali JA, Chambers G, Delépierre J, Delépierrea J, Chapelierea S, Mannes I, Adamsbaum C. New image quality and dose reduction technique for pediatric digital radiography. *Diagn Interv Imaging* 2021;102:463–470. doi:10.1016/j.diii.2021.01.009

32. Don S, Whiting BR, Ellinwood JS, Foos DH, Kronemer KA, Kraus RA. Neonatal chest computed radiography: image processing and optimal image display. *AJR Am J Roentgenol* 2007;188:1138–1144. doi:10.2214/AJR.05.0733

33. Yamada S, Murase K. Effectiveness of flexible noise control image processing for digital portal images using computed radiography. *Br J Radiol* 2005;78:519–527. doi:10.1259/bjr/26039330

34. Ahn SY, Chae KJ, Goo JM. The Potential Role of Grid-Like Software in Bedside Chest Radiography in Improving Image Quality and Dose Reduction: An Observer Preference Study. *Korean J Radiol* 2018;19:526–533. doi:10.3348/kjr.2018.19.3.526

35. Vuylsteke P, Schoeters EP. Multiscale image contrast amplification (MUSICA). Paper presented at: Medical Imaging 1994, February 13, 1994, Newport Beach, California.

36. Notohamiprodjo S, Roeper KM, Mueck FG et al. Advances in multiscale image processing and its effects on image quality in skeletal radiography. *Sci Rep* 2022;12:4726. doi:10.1038/s41598-022-08699-8

37. Moore CS, Liney GP, Beavis AW, Saunderson JR. A method to optimize the processing algorithm of a computed radiography system for chest radiography. *Br J Radiol* 2007;80:724–730. doi:10.1259/bjr/33261679

38. Stahl M, Aach T, Dippel S. Digital radiography enhancement by nonlinear multiscale processing. *Med Phys* 2000;27:56–65. doi:10.1118/1.598857

39. Biederer J, Bolte H, Schmidt T et al. Detection of artificial air space opacities with digital radiography: ex vivo study on enhanced latitude post-processing. *Rofo* 2010;182:235–242. doi:10.1055/s-0028-1109961

40. Precht H, Waaler D, Outzen CB et al. Does software optimization influence the radiologists' perception in low dose paediatric pelvic examinations? *Radiography* 2019;25:143–147. doi:10.1016/j.radi.2018.12.013

41. Niemann T, Reisinger C, Ruiz-Lopez L, Bongartz G. Image quality in conventional lumbar spine radiography: evaluation using the post-processing tool Diamond View. *Eur J Radiol* 2009;70:357–361. doi:10.1016/j.ejrad.2008.01.040

42. Andriole KP, Ruckdeschel TG, Flynn MJ, et al. ACR-AAPM-SIIM practice guideline for digital radiography. *J Digit Imaging* 2013;26:26–37. doi.10.1007/s10278-012-9523-1

43. Jungnickel K, Redlich U. Bildqualitätseinbussen bei der Bildausgabe eines digitalen Röntgenaufnahmesystems. *Z Med Phys* 2009;19:67–72. doi:10.1016/j.zemedi.2008.07.002

44. Lança L, Silva A. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 2. *Radiography* 2009;15:134–138. doi:10.1016/j.radi.2008.02.005

45. Kirby KM, Ren L, Daly TR, et al. Impact of flexible noise control (FNC) image processing parameters on portable chest radiography. *J Appl Clin Med Phys* 2022;23:e13812. doi:10.1002/acm2.13812

46. Kim K, Kang S, Kim W, et al. A new software scheme for scatter correction based on a simple radiographic scattering model. *Med Biol Eng Comput* 2019;57:489–503. doi:10.1007/s11517-018-1893-1

47. Mentrup D, Jockel S, Menser B, Neitzel U. Iterative scatter correction for grid-less bedside chest radiography: performance for a chest phantom. *Radiat Prot dosimetry* 2016;169:308–312. doi:10.1093/rpd/ncv432

48. Gossye T, Buytaert D, Smeets PV, et al. Evaluation of Virtual Grid Processed Clinical Chest Radiographs. *Investig Radiol* 2022;57:585–591. doi:10.1097/RLI.0000000000000876

49. Gossye T, Smeets PV, Achten E, Bacher E. Impact of Software Parameter Settings on Image Quality of Virtual Grid Processed Radiography Images: A Contrast-Detail Phantom Study. *Investig Radiol* 2020;55:374–380. doi:10.1097/RLI.0000000000000646

50. Sayed M, Knapp KM, Fulford J, Heales C, Alqahtani SJ. The principles and effectiveness of X-ray scatter correction software for diagnostic X-ray imaging: A scoping review. Eur J Radiol 2023;158:110600. doi:10.1016/j.ejrad.2022.110600

51. Renger B, Brieskorn C, Toth V et al. Evaluation of dose reduction potentials of a novel scatter correction software for bedside chest x-ray imaging. *Radiat Prot Dosim* 2016;169:60–67. doi:10.1093/rpd/ncw031

52. Jiménez DA, Armbrust LJ, O'Brien RT, Biller DS. Artifacts in digital radiography. *Vet Radiol Ultrasound* 2008;49:321–332. doi:10.1111/j.1740-8261.2008.00374.x

53. Krupinski EA, Williams MB, Andriole K, et al. Digital radiography image quality: image processing and display. *J Am Coll Radiol* 2007;4:389–400. doi:10.1016/j.jacr.2007.02.001

54. Decoster R, Mol H, Smits D. Post-processing, is it a burden or a blessing? Part 1 evaluation of clinical image quality. *Radiography* 2015;21:e1-e4. doi:10.1016/j.radi.2014.06.003

55. Månsson LG. Methods for the Evaluation of Image Quality: A Review. Radiat Prot Dosimetry 2000;90:89–99. doi:10.1093/oxfordjournals.rpd.a033149

56. Precht H, Hansson J, Outzen C, Hogg P, Tingberg A. Radiographers' perspectives' on Visual Grading Analysis as a scientific method to evaluate image quality. *Radiography* 2019;25:14–S18. doi:10.1016/j.radi.2019.06.006

57. Ludewig E, Richter A, Frame M. Diagnostic imaging - evaluating image quality using visual grading characteristic (VGC) analysis. *Vet Res Commun* 2010;34:473–479. doi:10.1007/s11259-010-9413-2

58. Alsleem H, Davidson R. Quality parameters and assessment methods of digital radiography images. *Radiographer* 2012;59:46–55. doi:10.1002/j.2051-3909.2012.tb00174.x

59. Petrov Y. Luminance correlations define human sensitivity to contrast resolution in natural images. *J Opt Soc Am* 2005;22:587–592. doi:10.1364/JOSAA.22.000587

60. Bochmann M, Ludewig E, Krautwald-Junghanns ME, Pees M. Comparison of the image quality of a high-resolution screen-film system and a digital flat panel detector system in avian radiography. *Vet Radiol Ultrasound* 2011;52:256–261. doi:10.1111/j.1740-8261.2011.01801.x

61. Samei E, Hill JG, Frey GD, Southgate WM, Mah E, Delong D. Evaluation of a flat panel digital radiographic system for low-dose portable imaging of neonates. *Med Phys* 2003;30:601–607. doi:10.1118/1.1556611

62. Brogdon BG, Kelsey CA, Moseley RD. Factors Affecting Perception of Pulmonary Lesions. *Radiol Clin N* 1983;21:633–654. doi:10.1016/S0033-8389(22)01116-2

63. Cerciello T, Bifulco P, Cesarelli M et al. Noise reduction in fluoroscopic image sequences for joint kinematics analysis. Paper presented at: XII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing: MEDICON 2010, May 27-30, 2010, Chalkidiki, Greece.

64. Tsalafoutas IA, Kasviki K, Samartzis A, Trimmis K, Gkeli MG. The impact of image processing algorithms on digital radiography of patients with metalic hip implants. *Phys Med* 2019;64:238–244. doi:10.1016/j.ejmp.2019.07.015

65. Clark JL, Wadhwani CP, Abramovitch K, Rice DD, Kattadiyil MT. Effect of image sharpening on radiographic image quality. *J Prosthet Dent* 2018;120:927–933. doi:10.1016/j.prosdent.2018.03.034

66. Hansson J, Månsson LG, Båth M. The validity of using ROC software for analysing visual grading characteristics data: an investigation based on the novel software VGC analyzer. *Radiat Prot Dosimetry* 2016;169:54–59. doi:10.1093/rpd/ncw035

67. Båth M, Månsson LG. Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation. *Br J Radiol* 2007;80:169–176. doi:10.1259/bjr/35012658

68. Sund P, Båth M, Kheddache S, Månsson LG. Comparison of visual grading analysis and determination of detective quantum efficiency for evaluating system performance in digital chest radiography. *Eur Radiol* 2004;14:48–58. doi:10.1007/s00330-003-1971-z

69. Keeble C, Baxter PD, Gislason-Lee AJ, Treadgold LA, Davies AG. Methods for the analysis of ordinal response data in medical image quality assessment. *Br J Radiol* 2016;89:20160094. doi:10.1259/bjr.20160094

70. Kundel HL. Images, image quality and observer performance: new horizons in radiology lecture. *Radiology* 1979;132:265–271. doi.10.1148/132.2.265

71. Schaefer-Prokop C, Neitzel U, Venema HW, Uffmann M, Prokop M. Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. *Eur Radiol* 2008;18:1818–1830. doi:10.1007/s00330-008-0948-3

72. Seibert JA. Tradeoffs between image quality and dose. *Pediatr Radiol* 2004;34:183-95. doi:10.1007/s00247-004-1268-7

73. Busch HP, Faulkner K. Image quality and dose management in digital radiography: a new paradigm for optimisation. *Radiat Prot Dosimetry* 2005;117:143–147. doi:10.1093/rpd/nci728

74. Launders JH, Cowen AR, Bury RF, Hawkridge P. Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography. Eur Radiol 2001;11:870–875. doi:10.1007/s003300000525

75. Uffmann M, Neitzel U, Prokop M, et al. Flat-panel-detector chest radiography: effect of tube voltage on image quality. *Radiology* 2005;235:642–650. doi:10.1148/radiol.2352031730

76. Sasagawa T, Kunogi J, Masuyama S et al. New computed radiography processing condition for whole-spine radiography. *Orthopedics* 2011;34:906-10. doi:10.3928/01477447-20111021-15

77. Lisson CG, Lisson CS, Vogele D et al. Improvement of image quality applying iterative scatter correction for grid-less skeletal radiography in trauma room setting. *Acta Radiol* 2020;61:768–775. doi:10.1177/0284185119878348

78. Precht H, Gerke O, Rosendahl K, Tingberg A, Waaler D. Digital radiography: optimization of image quality and dose using multi-frequency software. *Pediatr Radiol* 2012;42:1112–1118. doi:10.1007/s00247-012-2385-3

79. Precht H, Gerke O, Rosendahl K, Tingberg A, Waaler D. Large dose reduction by optimization of multifrequency processing software in digital radiography at follow-up examinations of the pediatric femur. *Pediatr Radiol* 2014;44:239–240. doi:10.1007/s00247-013-2854-3

80. Kawamura T, Naito S, Okano K, Yamada M. Improvement in image quality and workflow of X-ray examinations using a new image processing method, “Virtual Grid technology”. *Fujifilm Res Dev* 2015;60:21–27.

81. Shimbo G, Tagawa M, Matsumoto K, Tomihari M, Miyahara K. Effects of scatter correction processing on image quality of portable thoracic radiography in calves. *Jpn J Vet Res* 2018;66:105–112. doi:10.14943/jjvr.66.2.105

82. Uffmann M, Schaefer-Prokop C. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. *Eur J Radiol* 2009;72:202–208. doi:10.1016/j.ejrad.2009.05.060

83. Tagashira H, Arakawa K, Yoshimoto M, Mochizuki T, Murase K, Yoshida H. Improvement of lung abnormality detection in computed radiography using multi-objective frequency processing: Evaluation by receiver operating characteristics (ROC) analysis. *Eur J Radiol* 2008;65:473–477. doi:10.1016/j.ejrad.2007.04.017

84. Sakurai T, Kawamata R, Kozai Y et al. Relationship between radiation dose reduction and image quality change in photostimulable phosphor luminescence X-ray imaging systems. *Dentomaxillofac Radiol* 2010;39:207–215. doi:10.1259/dmfr/44413341

85. Takahashi T, Ohara Y, Yamada M. Improving X-ray Image Quality based on Human-Body Thickness and Structure Recognition. *Fujifilm Res Dev* 2017;62:30-37.

86. Lee W, Lee S, Chong S et al. Radiation dose reduction and improvement of image quality in digital chest radiography by new spatial noise reduction algorithm. *PloS ONE* 2020;15:e0228609. doi:10.1371/journal.pone.0228609

87. Marsh DM, Malone JF. Methods and materials for the measurement of subjective and objective measurements of image quality. *Radiat Prot Dosim* 2001;94:37–42. doi:10.1093/oxfordjournals.rpd.a006476

88. Bernhardt P, Lendl M, Deinzer F. New technologies to reduce pediatric radiation doses. *Pediatr Radiol* 2006;36:212–215. doi:10.1007/s00247-006-0212-4

89. Jadidi M, Båth M, Nyrén S. Dependency of image quality on acquisition protocol and image processing in chest tomosynthesis-a visual grading study based on clinical data. *Br J Radiol* 2018;91:20170683. doi:10.1259/bjr.20170683

90. Tebrün W, Ludewig E, Köhler C, Böhme J, Pees M. Needle-based storage-phosphor detector radiography is superior to a conventional powder-based storage phosphor detector and a high-resolution screen-film system in small patients (budgerigars and mice). *Sci Rep* 2019;9:10057. doi:10.1038/s41598-019-46546-5

8 Danksagungen

Mein besonderer Dank gilt in erster Linie Univ.-Prof. Dr. med. vet. habil. Eberhard Ludewig. Er hat mich als mein Betreuer von der ersten Minute an unterstützt. In einzigartiger Weise hat er es geschafft mich so durch diese Arbeit zu begleiten, dass ich an den Aufgaben wachsen konnte, ohne an der Komplexität des Themas zu verzweifeln. Vielen Dank für die hervorragende Betreuung!

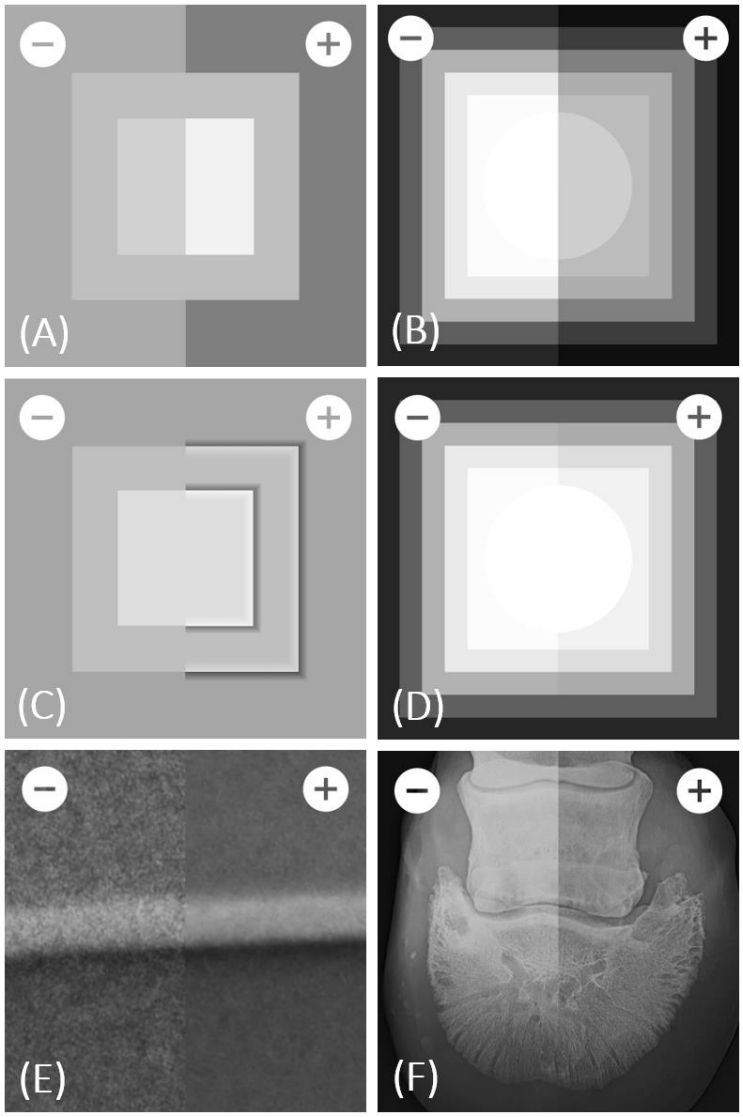
Weiters möchte ich mich bei allen Co-Autoren bedanken: Dr.in Kristina Ledere, Dr.in Carina Strohmayer und Dr. Conor Rowan. Alle haben große Geduld bei der Beurteilung der Röntgenaufnahmen bewiesen und mich bei der Publikation mit vielen konstruktiven Verbesserungsvorschlägen unterstützt.

Des Weiteren gilt mein Dank dem gesamten Team der Abteilung für Bildgebende Diagnostik für die stetige Unterstützung und die Chance mich auf fachlicher und persönlicher Ebene weiterzuentwickeln.

Der Abteilung für Pathologie der Veterinärmedizinischen Universität danke ich vielmals für die Bereitstellung der Pferdebeinkadaver. Fujifilm Austria gilt mein Dank für die fachliche Unterstützung mit der Signalverarbeitungssoftware „DVII“.

Zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie bedanken, welche mir meinen beruflichen Weg ermöglicht hat und immer Nachsicht hatte, wenn ich bei meinen Heimatbesuchen mit meiner Arbeit beschäftigt war.

Ohne all jene Personen hätte diese Arbeit nicht entstehen können. Vielen Dank!



SUPPLEMENT 1 Examples for applicable IP (image processing) software tools: the original part is to the left (minus), the adapted part to the right (plus), respectively. A, Contrast adaption in GP (gradation processing) – image contrast is increased by making all bright areas brighter and all dark areas darker, the gradation centre remains unchanged. B, Density adaption in GP – all areas of the image are uniformly lowered in their density, enabling to see the circle, but concurrently decreasing the visibility of the outer darker areas. C, FE (frequency enhancement) – image contrast in the area immediately around the edge is increased by creating subtle bright and dark highlights on either side of any edges to improve acutance. D, DRC (dynamic range control) – the circle on the original image is nearly not visualised, because the area is excessively whitened. By compressing the dynamic range, the circle is better visualised, while the darker areas remain unchanged. E, FNC (flexible noise control) – image noise is suppressed while retaining larger structures. F, VGP (virtual grid processing) - scattered radiation is artificially removed to improve image contrast. The software estimates the amount of scattered radiation based on the irradiated X-rays and the pixel values of the observed image and then subtracts this component.

SUPPLEMENT 2 Description of IP software settings.

Algorithm	MFP-FE			MFP-DRC				FNC				VGP			GP			
	YRB	YRT	YRE	YDB	YDT	YBE	YWE	FFC	FNB	FNT	FNE	GR	SD	IM	GT	GC	GA	GS
A	m	t	**3.0**	l	p	**0.10**	**0.20**	A	D	A	**0.4**	Off			v	0.8	0.9	0.40
B	m	t	**1.5**	l	p	**0.55**	**0.65**	A	D	A	**0.4**	Off			v	0.8	1.4	0.15
C	m	t	**3.0**	l	p	**0.55**	**0.65**	A	D	A	**0.4**	Off			v	0.8	1.3	0.20
D	m	t	**3.0**	l	p	**0.55**	**0.65**	A	D	A	**0.8**	Off			v	0.8	1.3	0.20
E	m	t	**3.0**	l	p	**0.55**	**0.65**	A	D	A	**0.4**	**3:1**	**40**	**AL**	v	0.8	1.1	0.30

Parameter description: MFP-FE, multi-frequency processing – frequency enhancement. YRB, multi-frequency balance type, determines the degree of frequency enhancement in relation to the frequency components; mode "m" is used for high-frequency components. YRT, multi-frequency enhancement type, determines the type of frequency enhancement in relation to the density; mode "f" and "t" are sharpness-oriented types, mode "f" provides the highest degree of sharpness. YRE, degree of multi-frequency enhancement; a higher number indicates a higher degree of frequency enhancement (max. 9.9). MFP-DRC, multi-frequency processing – dynamic range control. YDB, dynamic range balance type, determines the degree of DRC in relation to the frequency components; mode "l" is used for high-frequency components. YDT, dynamic range enhancement type, determines the type of DRC in relation to the density; mode "p" offers moderate adaptions in high- and low-density areas. YBE, degree of dynamic range black enhancement, determines the degree of DRC in low-density areas; a higher number indicates a higher degree of frequency enhancement (max. 1.0). YWE, degree of dynamic range white enhancement, determines the degree of DRC in high-density areas; a higher number indicates a higher degree of frequency enhancement (max. 1.0). FNC, flexible noise control. FFC, filter control, determines the degree of noise-suppressive processing depending on the radiation dose; with mode "A" noise-suppressive processing becomes higher with decrease in dose (typically used in diagnostic radiography). FNB, balance type, determines the degree of noise-suppressive processing in relation to the frequency components; modes "C" and "D" are used for medium- to high-frequency components, respectively. FNT, type of noise control, determines the degree of noise-suppressive processing in relation to the image density; with mode "A", noise-suppressing processing is constant irrespective of the image density (typically used). FNE, degree of noise control enhancement, a higher number indicates a higher degree of noise-suppressive processing (max. 1.0). VGP, virtual-grid processing. GR, grid ratio, a higher grid ratio leads to a higher virtual reduction of scattered radiation (max. 8:1). SD, strip density – a higher strip density (line pairs/cm) leads to a higher virtual reduction of scatter radiation, 40 is the lowest possible SD. IM, interspace material, AL should mimic the characteristics of aluminium. GP, gradation processing. GT, gradation type, defines the shape of the curve for converting the digital input data into density; mode "v" is a combination of two previous modes used for soft bone images and for orthopaedics. GC, defines the rotation centre of the curve, the centre was at a fixed level for all algorithms. GA, gradation amount, defines the change in contrast; a higher number indicates a higher degree of contrast adaption (min. 0.5 to max. 1.5) – contrast could be individually adapted by the observers in the post-processing process. GS, gradation shift, defines the changing in density; a lower number leads to higher density (min. -0.5 to max. 0.5).

SUPPLEMENT 3 AUC_{VGC} values of overall algorithm (A - E) comparisons separated for individual reviewers.

Dose level	Reviewer	A - B	A - C	A - D	A - E	B - C	B - D	B - E	C - D	C - E	D - E
100 %	1	0.55	0.60**	0.54	0.64***	0.55	0.49	0.59*	0.44	0.54	0.60**
	2	0.41**	0.45	0.35***	0.47	0.54	0.44	0.56	0.40**	0.53	0.62**
	3	0.50	0.49	0.44	0.38***	0.49	0.44	0.38***	0.45	0.37**	0.44
	4	0.51	0.51	0.54	0.48	0.50	0.53	0.48	0.53	0.48	0.45
	all	0.49	0.51	0.47	0.49	0.52	0.48	0.50	0.46*	0.48	0.52
50 %	1	0.51	0.65***	0.55	0.71***	0.64***	0.54	0.70***	0.41**	0.57	0.66***
	2	0.43*	0.56	0.42*	0.46	0.62**	0.49	0.53	0.38***	0.41**	0.54
	3	0.51	0.51	0.47	0.37***	0.51	0.47	0.36***	0.46	0.35***	0.39**
	4	0.52	0.54	0.50	0.49	0.52	0.47	0.46	0.45	0.44	0.49
	all	0.49	0.56***	0.49	0.50	0.57***	0.49	0.51	0.42***	0.44**	0.52
25 %	1	0.44	0.69***	0.47	0.67***	0.74***	0.53	0.73***	0.28***	0.48	0.71***
	2	0.37***	0.54	0.32***	0.50	0.68***	0.46	0.65***	0.27***	0.46	0.70***
	3	0.46	0.53	0.40**	0.42*	0.57*	0.44	0.47	0.37***	0.40**	0.53
	4	0.47	0.56	0.47	0.49	0.59**	0.50	0.52	0.41**	0.43	0.52
	all	0.44***	0.57***	0.42***	0.52	0.63***	0.48	0.58***	0.35***	0.45**	0.60***

*Note: *p ≤ 0.05, **p ≤ 0.01, *** p ≤ 0.001;* An equal assessment result in a value of 0.5. The more one system is superior, the more the value tends to 1.0 (in favor of the first system) or 0.0 (in favor of the second system).

SUPPLEMENT 4 AUC_{VGC} values of algorithm (A - E) comparisons separated for individual criteria.

Criteria	Dose level	A - B	A - C	A - D	A - E	B - C	B - D	B - E	C - D	C - E	D - E
Bone structures[#]	100%	0.49	0.44*	0.42**	0.39***	0.46	0.44*	0.41***	0.47	0.45*	0.48
	50%	0.49	0.50	0.44*	0.40***	0.51	0.45*	0.40***	0.44*	0.40***	0.46
	25%	0.43**	0.56*	0.37***	0.44*	0.63***	0.44*	0.51	0.32***	0.39***	0.56*
Soft tissue structures[§]	100%	0.49	0.48	0.46	0.46	0.49	0.47	0.47	0.49	0.48	0.50
	50%	0.48	0.51	0.48	0.48	0.53	0.49	0.50	0.47	0.47	0.50
	25%	0.47	0.57*	0.47	0.51	0.58**	0.48	0.52	0.40**	0.44	0.54
Image noise	100%	0.43	0.68***	0.47	0.62**	0.76***	0.55	0.70***	0.29***	0.43	0.65***
	50%	0.38**	0.78***	0.43	0.59	0.86***	0.55	0.69***	0.17***	0.32***	0.65***
	25%	0.24***	0.66***	0.25***	0.55	0.88***	0.52	0.80***	0.12***	0.40*	0.79***
Überschwinger artifact	100%	0.60*	0.64**	0.67***	0.78***	0.56	0.58	0.71***	0.52	0.66***	0.64**
	50%	0.64**	0.70***	0.73***	0.82***	0.57	0.59	0.71***	0.52	0.65***	0.64**
	25%	0.56	0.61*	0.64**	0.79***	0.56	0.58	0.77***	0.51	0.71***	0.72***

*Note: *p ≤ 0.05, **p ≤ 0.01, *** p ≤ 0.001, [#]subsumes the ratings from "trabecular bone", navicular bone" and "vascular channels", [§]subsumes the ratings from "extraarticular soft tissue structures" and "frog". An equal assessment result in a value of 0.5. The more one system is superior, the more the value tends to 1.0 (in favor of the first system) or 0.0 (in favor of the second system).*

SUPPLEMENT 5: General overview of the ratings for different processing algorithms (A – E).

Algorithm	Reviewer 1			Reviewer 2			Reviewer 3			Reviewer 4			All reviewers		
	Mean value	95% confidence interval	% of limited (4) and insufficient (5) scores	Mean value	95% confidence interval	% of limited (4) and insufficient (5) scores	Mean value	95% confidence interval	% of limited (4) and insufficient (5) scores	Mean value	95% confidence interval	% of limited (4) and insufficient (5) scores	Mean value	95% confidence interval	% of limited (4) and insufficient (5) scores
$A_{100\%}$	1.19^{CE}●	1.12-1.25	0.00	2.07●	1.94-2.20	5.00	2.11	1.97-2.24	1.43	2.07	1.88-2.26	12.86	1.86●	1.78-1.93	4.82
$B_{100\%}$	1.28^{E}	1.20-1.35	0.00	1.79^{A}	1.67-1.90	0.00	2.12●	1.98-2.26	3.57	2.14	1.93-2.34	13.57	1.83	1.75-1.91	4.29
$C_{100\%}$	1.38	1.30-1.46	0.00	1.91	1.78-2.03	2.86	2.07	1.96-2.18	0.71	2.06	1.89-2.24	10.71	1.86	1.79-1.92	3.57
$D_{100\%}$	1.25^{E}	1.18-1.32	0.00	1.64^{ACE}●	1.52-1.75	0.71	1.94	1.81-2.06	1.43	2.19●	2.01-2.38	14.29	1.75^{C}●	1.68-1.83	4.11
$E_{100\%}$	1.47●	1.38-1.56	0.00	1.99	1.86-2.13	4.29	1.74^{ABC}●	1.64-1.85	0.71	1.99●	1.81-2.16	8.57	1.80	1.73-1.87	3.39
$A_{50\%}$	2.00^{CE}●	1.91-2.09	0.00	2.36	2.24-2.49	5.71	2.34	2.20-2.47	3.57	2.36	2.17-2.56	17.86	2.27^{C}	2.19-2.34	6.79
$B_{50\%}$	2.03^{CE}	1.93-2.13	0.71	2.16^{AC}	2.03-2.30	5.00	2.37	2.25-2.49	5.00	2.41	2.24-2.59	14.29	2.24^{C}	2.18-2.31	6.25
$C_{50\%}$	2.38	2.27-2.49	2.86	2.51●	2.37-2.64	10.71	2.39●	2.27-2.51	3.57	2.52●	2.34-2.71	20.71	2.45●	2.38-2.52	9.46
$D_{50\%}$	2.12^{CE}	2.02-2.23	0.00	2.13^{AC}●	2.00-2.26	5.00	2.27	2.16-2.39	2.14	2.33	2.16-2.50	15.00	2.21^{C}●	2.15-2.28	5.54
$E_{50\%}$	2.56●	2.45-2.68	9.29	2.25^{C}	2.11-2.39	6.43	2.00^{ABCD}●	1.90-2.10	0.71	2.31●	2.13-2.48	13.57	2.28^{C}	2.21-2.35	7.50
$A_{25\%}$	3.33^{CE}	3.18-3.47	46.43	2.94	2.78-3.11	30.00	2.69	2.54-2.83	15.71	2.91	2.71-3.12	35.71	2.97^{C}	2.88-2.35	31.96
$B_{25\%}$	3.15^{CE}●	3.02-3.28	34.29	2.49^{ACE}	2.35-2.64	15.71	2.59^{C}	2.47-2.72	10.71	2.79^{C}	2.60-2.97	28.57	2.79^{ACE}	2.68-2.83	22.32
$C_{25\%}$	3.97●	3.82-4.12	71.43	3.08●	2.92-3.23	34.29	2.79●	2.66-2.93	20.00	3.15●	2.94-3.36	48.57	3.25●	3.16-3.34	43.57
$D_{25\%}$	3.23^{CE}	3.10-3.36	39.29	2.31^{ACE}●	2.19-2.43	3.57	2.41^{AC}●	2.30-2.53	5.00	2.79^{C}●	2.62-2.97	27.14	2.69^{ACE}●	2.61-2.76	18.75
$E_{25\%}$	3.91	3.77-4.05	70.00	2.95	2.80-3.10	24.29	2.47^{AC}	2.35-2.59	5.00	2.89	2.68-3.09	32.14	3.05^{C}	2.96-3.14	32.86

Note: *Algorithms ranked best and worst are marked with a green and red dot, respectively. Significance levels refer to differences of AUC_{VGC} analysis. Superscript letters indicate significant difference (only significantly better mean scores are marked) between processing algorithms.*

SUPPLEMENT 6: Ratings for different algorithms (A – E) listed according to image criteria (data of the reviewer are pooled).

Algo-rithm	Criteria	100 % dose			50 % dose				25 % dose			
		Mean value	95 % confi-dence interval	Frequency of category 4 and 5 ratings (%)	Mean value	95 % confi-dence interval	Frequency of category 4 and 5 ratings (%)	Comparison with 100 % dose (better/not significant/worse)	Mean value	95 % confi-dence interval	Frequency of category 4 and 5 ratings (%)	Comparison with 100 % dose (better/not significant/worse)
A	Bone structures#	2.03	1.92 - 2.14	4.58	2.51	2.40 - 2.61	8.33	- / - / A B C D E	3.30	3.20 - 3.41	42.92	- / - / A B C D E
	Soft tissue structures§	2.02	1.85 - 2.18	8.75	2.29	2.14 - 2.43	9.38	- / - / A B C D E	2.84	2.68 - 2.99	23.13	- / - / A B C D E
	Image noise	1.46	1.31 - 1.61	2.50	2.20	2.07 - 2.33	3.75	- / - / A B C D E	3.39	3.21 - 3.56	46.25	- / - / A B C D E
	Überschwinger artefact	1.41	1.30 - 1.53	0.00	1.56	1.44 - 1.69	0.00	D E / A B C / -	1.80	1.63 - 1.97	2.50	E / B C D / A
B	Bone structures#	1.99	1.88 - 2.10	3.33	2.49	2.39 - 2.59	7.92	- / - / A B C D E	3.08	2.97 - 3.18	32.08	- / - / A B C D E
	Soft tissue structures§	1.99	1.82 - 2.16	9.38	2.24	2.10 - 2.39	10.00	- / - / A B C D E	2.79	2.65 - 2.94	23.13	- / - / A B C D E
	Image noise	1.29	1.15 - 1.43	1.25	1.88	1.76 - 1.99	0.00	- / C E / A B D	2.54	2.37 - 2.70	12.50	- / - / A B C D E
	Überschwinger artifact	1.59	1.48 - 1.70	0.00	1.89	1.77 - 2.01	0.00	- / C D E / A B	1.94	1.80 - 2.08	1.25	- / C D E / A B
C	Bone structures#	1.83	1.73 - 1.93	1.67	2.52	2.41 - 2.62	10.00	- / - / A B C D E	3.51	3.39 - 3.63	50.42	- / - / A B C D E
	Soft tissue structures§	1.93	1.77 - 2.09	8.13	2.32	2.17 - 2.47	9.38	- / - / A B C D E	3.11	2.94 - 3.29	41.88	- / - / A B C D E
	Image noise	1.91	1.76 - 2.07	3.75	2.90	2.76 - 3.04	16.25	- / - / A B C D E	3.89	3.73 - 4.04	68.75	- / - / A B C D E
	Überschwinger artifact	1.71	1.60 - 1.82	0.00	2.05	1.92 - 2.18	1.25	- / E / A B C D	2.10	1.94 - 2.26	1.25	- / E / A B C D
D	Bone structures#	1.79	1.68 - 1.90	2.92	2.32	2.22 - 2.43	5.00	- / - / A B C D E	2.89	2.78 - 3.00	23.33	- / - / A B C D E
	Soft tissue structures§	1.89	1.73 - 2.05	9.38	2.23	2.07 - 2.38	11.88	- / - / A B C D E	2.70	2.54 - 2.86	23.13	- / - / A B C D E
	Image noise	1.38	1.24 - 1.51	1.25	1.99	1.87 - 2.11	0.00	- / C / A B D E	2.60	2.45 - 2.75	12.50	- / - / A B C D E
	Überschwinger artifact	1.76	1.65 - 1.87	0.00	2.09	1.98 - 2.19	0.00	- / E / A B C D	2.14	2.00 - 2.27	2.50	- / E / A B C D
E	Bone structures#	1.68	1.59 - 1.78	2.08	2.21	2.11 - 2.32	7.50	- / - / A B C D E	3.13	2.99 - 3.26	34.58	- / - / A B C D E
	Soft tissue structures§	1.86	1.71 - 2.02	8.13	2.23	2.08 - 2.39	8.75	- / - / A B C D E	2.88	2.68 - 3.07	32.50	- / - / A B C D E
	Image noise	1.73	1.58 - 1.87	1.25	2.46	2.29 - 2.64	11.25	- / - / A B C D E	3.56	3.38 - 3.75	52.50	- / - / A B C D E
	Überschwinger artifact	2.09	1.97 - 2.21	0.00	2.40	2.28 - 2.52	1.25	- / - / A B C D E	2.69	2.55 - 2.83	8.75	- / - / A B C D E

Note: #subsumes the ratings from "trabecular bone", navicular bone" and "vascular channels", §subsumes the ratings from "extraarticular soft tissue structures" and "frog". Comparisons were made between '100%-dose' and '50%-dose' and '25%-dose', respectively and significance levels refer to differences of AUC_{VGC} analysis. Differences are marked green (lower dose criteria is ranked significantly better) and red (lower dose criteria is ranked significantly worse).