

Das Tuben- und Katheterausrichtungssystem von CARESTREAM sorgt für bessere Bildqualität und einheitliche Verfahrensweisen im Bereich mobile diagnostische Radiografie

Streustrahlenraster verbessern die Bildqualität

Streustrahlung ist ein Hauptgrund für geringere Bildqualität im Bereich diagnostische Radiografie.

Streustrahlenraster bieten bei richtiger Ausrichtung ein effektives Mittel zur Reduzierung von Streustrahlung [1-6]. Die bevorzugte Übertragung von primären gegenüber gestreuten Röntgenstrahlen

verbessert das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (Contrast-to-Noise Ratio, CNR). Abbildung 1 zeigt zwei mobile Thoraxaufnahmen, die von einem Patienten auf der Intensivstation erfasst wurden – mit und ohne Raster bei gleichen Belichtungsbedingungen. Beim Vergleich der beiden Bilder fällt die deutliche Verbesserung durch die Raster auf.

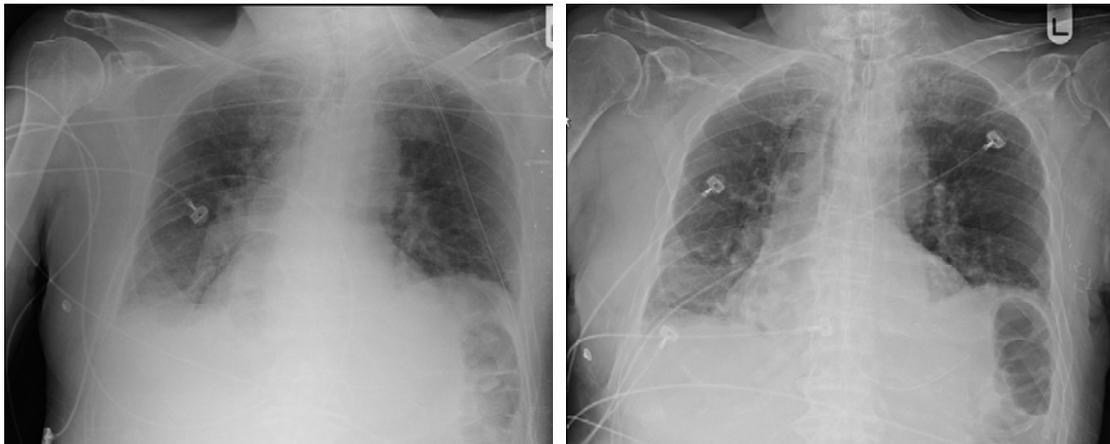


Abbildung 1 – Vergleich von mobilen Thoraxaufnahmen von einem Patienten auf der Intensivstation ohne (links) und mit (rechts) Streustrahlenraster

Weniger Schritte bei der Belichtung zur Nutzung der Vorteile von Rastern in der digitalen Radiografie

Der Bucky-Faktor ist der Kehrwert der Gesamtstrahlungsdurchdringung eines Streustrahlenrasters. Das analoge

Folienfilmsystem verfügt über eine feste sensitometrische Reaktion. Bei Verwendung eines Rasters war ein Schritt mit der Bucky-Faktor-Technik erforderlich, um eine ausreichende Belichtung sicherzustellen und ein Diagnosebild mit der richtigen Dichte und dem richtigen Kontrast zu erstellen.

White Paper | CARESTREAM DRX-Revolution Mobiles Röntgensystem

Die Vorteile des Streustrahlenrasters können in der digitalen Radiografie (DR) mit weniger Schritten bei der Belichtung als mit herkömmlichen Bucky-Faktoren umgesetzt werden [7]. Dies ist darauf zurückzuführen, dass es bei der DR keine feste sensitometrische Reaktion gibt. Gesamtcontrast und -helligkeit eines DR-Bildes können durch digitale Bildbearbeitung beliebig geändert werden. DR-Systeme verfügen grundsätzlich über begrenzte Rauschwerte – bei einer breiten Palette an Belichtungsstufen für den Patienten wird die Bildqualität vom anatomischen CNR des aufgenommenen Bildes bestimmt. Streustrahlenraster können die Bild-CNR zu einem Bruchteil der Kosten der reduzierten primären Röntgenübertragung optimieren. Dies legt nahe, dass eine gewisse Steigerung der Belichtungstechnik erforderlich ist, um die primäre Röntgenstrahlen-Dämpfung auszugleichen – in der Regel jedoch in geringerem Maße als die des Bucky-Faktors.

Herausforderungen bei der Verwendung von Rastern in der mobilen Radiografie

Die Verwendung von Rastern in der mobilen Radiografie erfolgt häufig nur sporadisch und nicht konsequent. Dies verursacht stärkere Schwankungen der Bildqualität und mehr Röntgenaufnahmen von schlechterer Qualität als die in der Radiologieabteilung aufgenommenen Bilder zur Auswertung.

Für MTRAs bedeutet die Verwendung von Rastern bei mobilen Untersuchungen eine ganze Reihe von zeitaufwendigen Workflow-Schritten. Diese umfassen u. a. das Anbringen und Abnehmen der Erweiterungsraaster an den Röntgenkassetten. Darüber hinaus betrifft dies die strengen Anforderungen an die ordnungsgemäße Positionierung und Ausrichtung der Röntgenquelle in Relation zur Kassette hinter dem Patienten zur Vermeidung eines Abschneidens des Rasters sowie die höhere Wahrscheinlichkeit, dass aufgrund von Artefakten durch das Abschneiden des Rasters wiederholte Belichtungen erforderlich sind.

Zudem herrscht oft die Fehleinschätzung vor, dass Raster in der digitalen Radiografie nicht erforderlich seien, da eine stärkere Belichtung den Grad des Rauschens durch Streuung ausgleichen würde und Anpassungen bei der Bildverarbeitung, zum Beispiel bezüglich Fenstern und Werten, die Qualitätsverluste durch Streustrahlung ausreichend kompensieren könnten. Berücksichtigt man all diese Überlegungen, gäbe es in der Tat kaum eine Motivation für MTRAs, in der digitalen Radiografie auf Raster zurückzugreifen.

DRX-Revolution Tuben- und Katheterausrichtungssystem

Das Tuben- und Katheterausrichtungssystem von CARESTREAM (Tube and Grid Alignment System, TGA) für das mobile Röntgensystem CARESTREAM DRX-Revolution bietet MTRAs Hilfe bei der ordnungsgemäßen Ausrichtung der Röntgenquelle am Raster/Detektor. Diese optionale Funktion lässt sich nahtlos in das DRX-Revolution-System integrieren. Es sind keine zusätzlichen Schritte erforderlich, die über den normalen Workflow hinausgehen (Abbildung 2).

White Paper | CARESTREAM DRX-Revolution Mobiles Röntgensystem

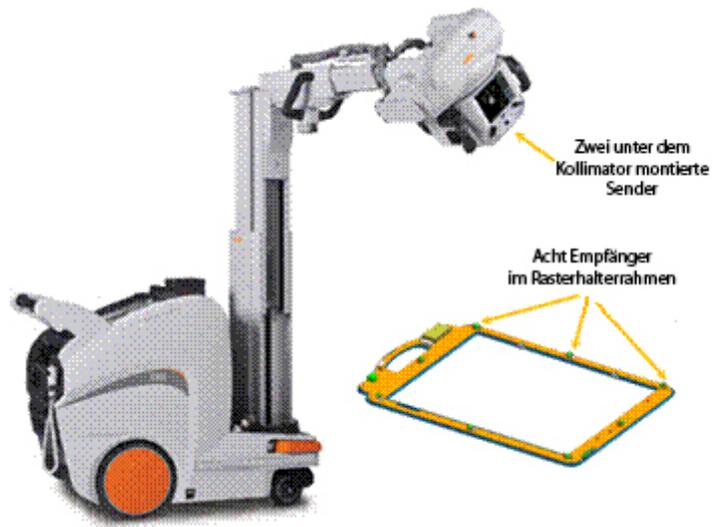


Abbildung 2 – Der DRX-Revolution und Abbildungen des optionalen Röntgenröhren- und Raster-Ausrichtungssystems. Die Sender des Ausrichtungssystems sind in die Röntgenkopfbaugruppe integriert und die Empfänger befinden sich in der Rasterhalterung.

White Paper | CARESTREAM DRX-Revolution Mobiles Röntgensystem

Das TGA von Carestream hilft MTRAs dabei, eine bessere Bildqualität zu erzielen und bietet ihnen ein einheitliches Bildgebungsverfahren für mobile Untersuchungen. Es erkennt automatisch die Röntgenquellenposition in Relation zum Rasterhalter/Detektor und meldet dann die Anzahl der Röntgenquellenabweichungen von der ordnungsgemäßen Ausrichtung (Abbildung 3). Die Abweichungen werden auf dem Röntgenkopfmonitor in Echtzeit separat in den Ausrichtungen oben/unten, links/rechts und innen/außen dargestellt. Der Ausrichtungsstatus verändert sich zu Grün, wenn das TGA bestimmt, dass die Röntgenquelle sich innerhalb des optimalen Rasterbereichs befindet – je nach angepeilter Source to Grid Distance (SGD, Abstand zwischen Quelle und Raster).

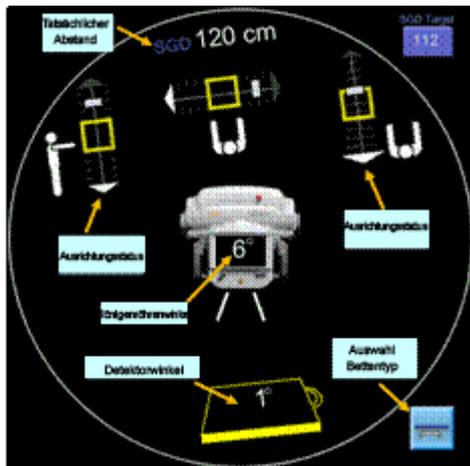


Abbildung 3 – Der Röntgenkopfmonitor am DRX-Revolution-System meldet in Echtzeit Informationen zur Röntgenquelle und zur Raster-/Detektorposition, um eine ordnungsgemäße Ausrichtung zu ermöglichen.

Überblick über die Ausrichtungstechnologie

Das TGA nutzt mehrere elektromagnetische Felder zur Positionierung der Triangulation. Zwei Sender sind zur Generierung der elektromagnetischen Felder unter dem Röntgenkollimator montiert und insgesamt acht Empfänger sind in der Rasterhalterung um das Raster/den Detektor installiert, um die Felder über die Sender zu erkennen (Abbildung 2). Die Sender nutzen magnetische Spulen, um die Magnetfelder zu synthetisieren, die die gleiche Funktion haben wie diejenigen von rotierenden permanenten Stabmagneten (Abbildung 4). Die Empfänger erkennen die Intensität und Phase der Drehfelder, wobei jeder Empfänger ein eindeutiges Sinuskurvensignal generiert (Abbildung 5).

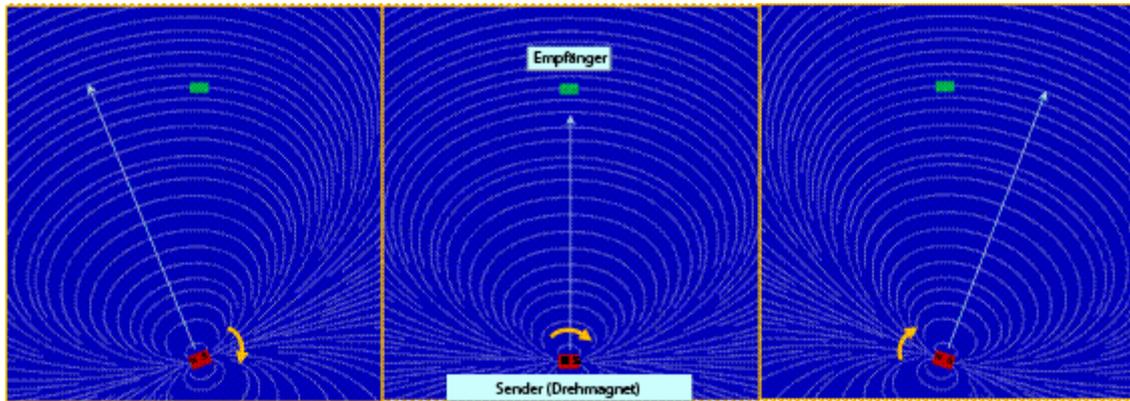


Abbildung 4 – Das Tuben- und Katheterausrichtungssystem funktioniert durch die Erkennung der Intensität und Phase von synthetisierten Drehfeldern. Diese Abbildungen zeigen drei Beispiele für verschiedene relative Positionen zwischen einem Sender und einem Empfänger.

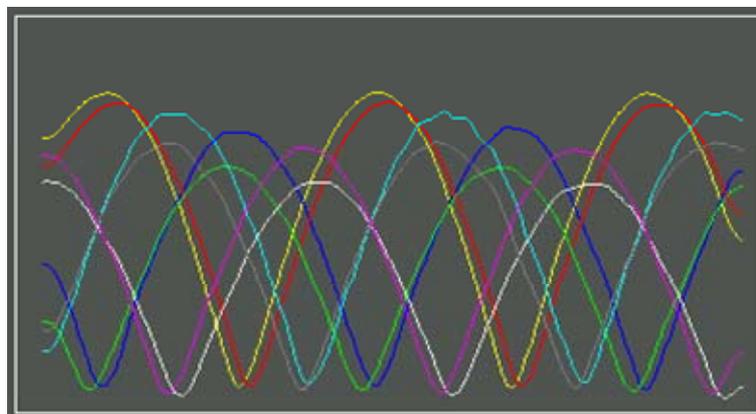


Abbildung 5 – Ein Schnappschuss der erkannten Magnetfeldsignale von acht Empfängern

Ausgefeilte mathematische Modelle zur Dekodierung der Sinuskurveninformationen vom Empfänger sind in die Software integriert. Die Stärke und Phase der Sinuskurve von jedem Empfänger wird aus den elektronischen Signalen ermittelt und anschließend mit den erwarteten theoretischen Werten verglichen, die auf Grundlage der anfänglichen Annahme von der Geometrie zwischen Röntgenquelle und Rasterhalter/Detektor berechnet wurden. Aus den Vergleichsdifferenzen aller Empfänger wird ein Gesamtfehler summiert. Ein Gesamtfehlerwert, der ungleich Null ist, gibt an, dass die anfängliche Geometrieannahme nicht korrekt ist. Es werden Feinabstimmungen vorgenommen und der Rechenvorgang wird wiederholt. Die Position der Röntgenquelle lässt sich am besten schätzen, wenn der Gesamtfehler minimiert wird. Abschließend wird der geschätzte Positionswert mit dem optimalen

Rasterbereich verglichen und die Abweichungen der Röntgenquelle von der ordnungsgemäßen Ausrichtung werden auf dem Röntgenkopfmonitor dargestellt.

Die Sender des Ausrichtungssystems nutzen die amplitudenmodulierten Hochfrequenzsignale (HF) für einen erweiterten Betriebsbereich und ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis. Über die Sender-HF-Signale kann Wirbelstrom im metallischen Material induziert werden, das sich in unmittelbarer Nähe der Empfänger befindet. Der Wirbelstrom erzeugt sekundäre elektromagnetische Wellen, die die Genauigkeit der Rasterausrichtungsergebnisse beeinträchtigen können. Zur Lösung dieses Problems können verschiedene Bettentypen in der grafischen Benutzeroberfläche der Software ausgewählt werden, damit die Beeinträchtigung besser ausgeglichen

White Paper | CARESTREAM DRX-Revolution Mobiles Röntgensystem

werden kann. Die Auswahl des Bettentyps (Intensivstation oder Notaufnahme) hängt in erster Linie davon ab, wie dick die Matratze ist, die auf dem Bettrahmen aus Metall aufliegt.

Definition eines optimalen Rasterbereichs

Das Raster im Rasterhalter weist eine mittige Brennweite von 112 cm, ein Rasterverhältnis von 8:1 sowie eine Frequenzauflösung von 80 Linien pro Zentimeter auf.

Der optimale Rasterbereich in der TGA-Software wird durch die minimale Leistungsanforderung an die Verbesserung der Bildqualität festgelegt. Die Rasterleistung wird anhand des Faktors der Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses (Signal-to-Noise Ratio Improvement Factor, SIF) charakterisiert[8]. Je höher der SIF-Wert, desto besser die Leistung. Die Vorteile der Rasterverwendung schwinden, wenn der SIF-Wert gleich 1,0 ist. Der optimale Rasterbereich bei einem bestimmten SGD wird durch die maximal zulässige laterale Fehlausrichtung (entlang der Rasterlinie) in der Röntgenquellenposition bestimmt, an der der minimale SIF-Wert am effektiven Bilderfassungsbereich des Detektors größer als 1,0 wäre.

Zusammenfassung

Streustrahlenraster verbessern die Qualität von Röntgenaufnahmen und für die Nutzung der Vorteile der Rasterverwendung sind in der digitalen Radiografie weniger Schritte bei der Belichtung erforderlich. Das Tuben- und Katheterausrichtungssystem von CARESTREAM für DRX-Revolution lässt sich vollständig in den normalen Workflow von MTRAs integrieren und bietet eine einfache, intuitive Hilfe bei der Ausrichtung von Röntgenquellen, um konsistent eine optimale Bildqualität zu erzielen.

Literaturnachweis

1. H.-P. Chan, K. L. Lam und Y. Wu, Studies of Performance of Anti-Scatter Grids in Digital Radiography: Effect on Signal-to-Noise Ratio, *Medical Physics*, 17(4), 655-664 (1990).
2. L. N. Rill, L. Brateman und M. Arreola, Evaluating Radiographic Parameters for Mobile Chest Computed Radiography: Phantoms, Image Quality and Effective Dose, *Medical Physics*, 30(10), 2727-2735 (2003).
3. D. W. Anderson, Introduction of Grids to Mobile ICU Radiography in a Teaching Hospital, *British Journal of Radiology*, 79, 315-318 (2006).
4. J. C. Wandtke, Bedside Chest Radiography, *Radiology*, 190:1-10 (1994).
5. M. D. Carlin, R. M. Nishikawa, H. MacMahon und K. Doi, The Effect of X-ray Beam Alignment on the Performance of Anti-Scatter Grids, *Medical Physics*, 23(8), 1347-1350 (1996).
6. H. MacMahon, Digital Chest Radiography: Practical Issues, *Journal of Thoracic Imaging*, 18, 138-147 (2003).
7. D. H. Foos, D. F. Yankelevitz, X. Wang, W. J. Sehnert, J. Yorkston, C. I. Henschke, The Bucky Stops Here: Redefining the Bucky Factor for Digital Portable Chest Radiography, United Kingdom Radiological Congress 2012 (<http://profile-eposters.co.uk/eposter/action/view/layout/2/id/284>).
8. Diagnostic X-ray Imaging Equipment – Characteristics of General Purpose and Mammographic Anti-Scatter grids, IEC-60627, 2001.