

Streustrahlenraster – (k)ein kurzer Überblick

Anti-Scatter Grid – a Short Outline

N. Platz Batista da Silva, C. Becker



Der vorliegende Artikel gibt einen allgemeinen Überblick über die verschiedenen in der Röntgendiagnostik verwendeten Streustrahlenraster und ihre Eigenschaften. Es werden Techniken zur Verringerung von Streustrahlung, Aufbau und Funktionsweise von Streustrahlenrastern und verschiedene Formen von Streustrahlenrastern beschrieben.

Streustrahlung – Was ist das?

Streustrahlenraster (engl.: Anti-Scatter Grid, Bucky Grid) sind heutzutage aus der Röntgendiagnostik nicht mehr wegzudenken: Sie absorbieren die bildgütemindernde Streustrahlung (engl.: Scattered Radiation), die beim Durchstrahlen eines Objektes durch eine Wechselwirkung der Primärstrahlung (ausgehend von der Röntgenröhre) mit den Atomen des Objektes entsteht. Dieser Effekt wird Compton-Effekt genannt: Bei Auftreffen eines Photons auf Materie gibt dieses ein locker gebundenes Elektron ab und überträgt einen Teil seiner Energie auf das Absorbermaterial. Das „Restphoton“ fliegt mit einer Richtungsänderung und energieärmer weiter [1]. Dies erklärt auch, weshalb – im Gegensatz zur gerichteten Primärstrahlung – Streustrahlung ein ungeordnetes Ausbreitungsmuster aufweist. Dabei bewirkt sie eine unscharfe Schwärzung des Röntgenfilms (=Kontrastverringern) und führt darüber zur Verminderung der Bildqualität. Weitere, die Qualität maßgeblich beeinflussende Faktoren, sind die Absorption sowie das Quantenrauschen [2].

Wie hoch der Anteil der entstehenden Streustrahlung ist, hängt von folgenden Faktoren ab [3]: Objektstärke, Objektvolumen, Zusammensetzung des durchstrahlten Gewebes (Atomzahl), Röhrenspannung >60 kV.

Verringerung von Streustrahlung

Neben der Verwendung eines Streustrahlenrasters gibt es noch weitere Möglichkeiten, die entstehende Streustrahlung zu verringern und damit die Bildqualität zu optimieren. Diese sollen im Folgenden nur umrissen werden [2].

Einblendung

Einblendung erfolgt durch feststehende Tuben oder bewegliche (Iris-)Tiefenblenden. Das Strahlenbündel wird dadurch optimal auf das Format des Röntgenfilms angepasst. Darüber hinaus ermöglicht sie eine Verminderung der außerhalb des Brennflecks entstehenden Strahlung (extrafokale Strahlung); bei Irisblenden, welche in Durchleuchtungsgeräten genutzt werden, kann dadurch eine zusätzliche Dosisreduktion um bis zu 20% bewirkt werden [2,4].

Hintergrundwissen Quantenrauschen

Das Quantenrauschen entsteht durch statistische Verteilung der auf den Detektor auftreffenden Quanten. Bei zu geringer Anzahl von Quanten pro Fläche kommt es zur Körnung des Bilds, welche sich mit zunehmender Dosisleistung reduziert.

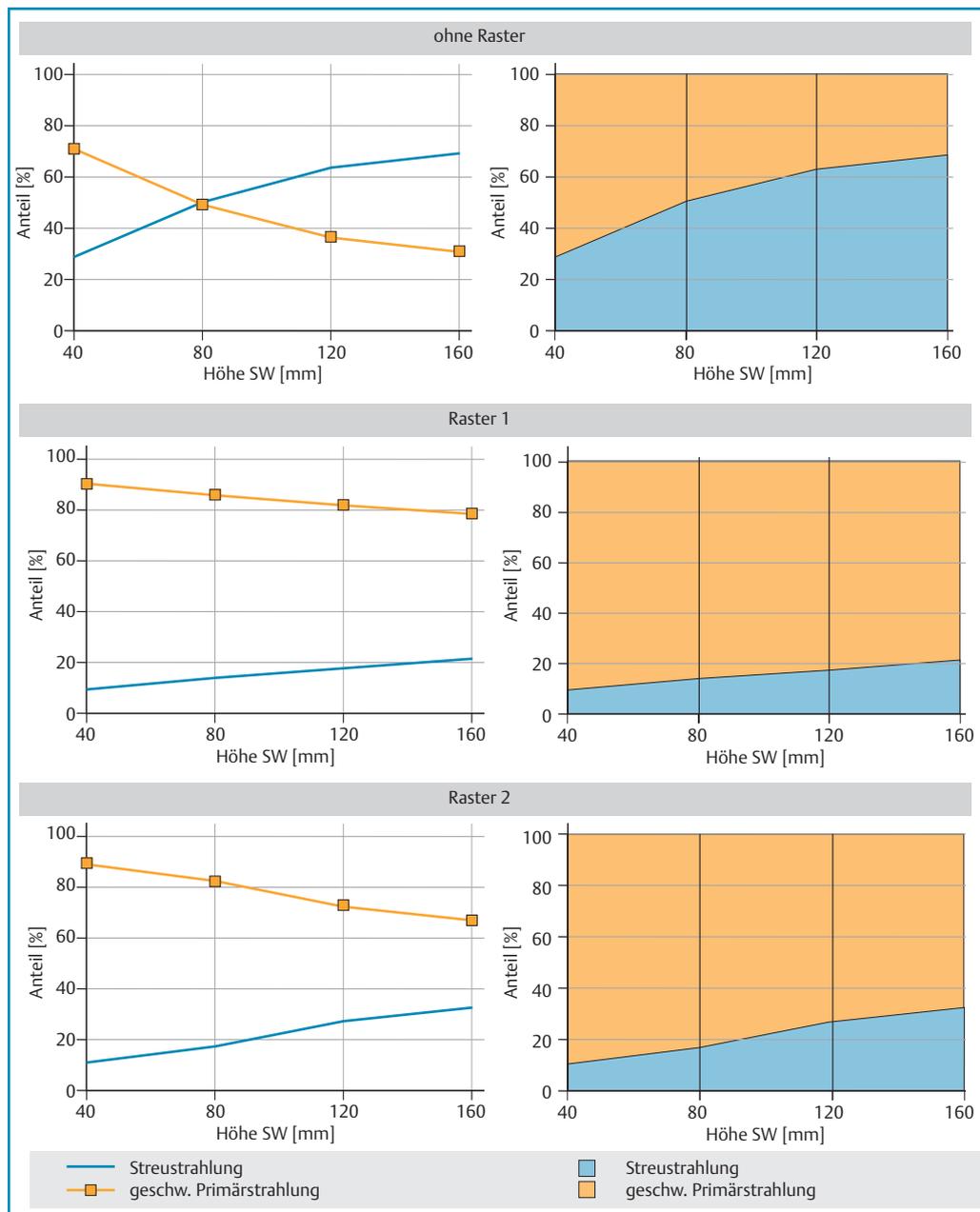
Hintergrundwissen Absorption

Organe absorbieren die ankommenden Röntgenstrahlen verschieden intensiv, sodass die nicht absorbierte, den Körper verlassende Primärstrahlung unterschiedliche Strahlenkontraste hervorruft. Aus der örtlichen Verteilung der Strahlenkontraste entsteht ein sog. Strahlenabsorptionsbild. Dies nennt man auch Röntgenstrahlenbild, Strahlenbild oder Strahlenrelief.

Hintergrundwissen Compton-Effekt

Unter dem Compton-Effekt versteht man die Streuung eines Photons an gebundenen Elektronen der Atome. Das einfallende Photon gibt dabei nur einen Teil seiner Energie an ein Elektron der äußeren Elektronenhülle ab. Das Photon fliegt mit geringerer Energie (d.h. mit größerer Wellenlänge) und veränderter Richtung weiter. Das Elektron hat die Energiedifferenz übernommen und wird emittiert.

Abb. 1 Grafische Darstellung der prozentualen Anteile von Streu- und Primärstrahlung abhängig von der Objektdicke (Höhe SW = Höhe des Solid Water Blocks = durchstrahltes Objekt im Versuch). Ohne Raster zeigt sich mit zunehmender Objektdicke ein deutlicher Anstieg des Streustrahlenanteils bei gleichzeitiger Schwächung der Primärstrahlung. Mit Raster verschiebt sich das Verhältnis eindeutig zugunsten der Primärstrahlung. Auszug aus [5].



Kompression



Durch Kompression verringert sich das Volumen eines durchstrahlten Objekts und damit sein streustrahlenerzeugender Anteil. Des Weiteren lässt sich durch eine Verkleinerung der Objektdicke, wie sie durch Kompression erreicht wird, eine weitere Reduktion der vom Objekt absorbierten Strahlendosis erzielen [2].

Abstand (Grödel-Technik)



Im Vergleich zur Primärstrahlung nimmt die Streustrahlung mit zunehmendem Abstand zwischen Objekt und Detektor (Objekt-Detektor-Abstand) ab [2,5]. Daher kann der Anteil bildqualitätsmindernder Streustrahlung durch gezielte Erweiterung des Objekt-Detektor-Abstands vermin-

dert werden. In der praktischen Anwendung wird der gezielte Einsatz dieser Methode Grödel-Technik oder auch Air-Gap-Technique genannt. Dies widerspricht allerdings einer der Grundregeln der Zentralprojektion zur Erstellung einer qualitativ hochwertigen Röntgenaufnahme: das Objekt möglichst nahe am Detektor zu platzieren. Daher wird die Grödel-Technik nur in Einzelfällen als Methode zur Verminderung der Streustrahlung eingesetzt. Ein Beispiel für den gezielten Einsatz der sog. Air Gap im radiologischen Alltag ist die Vergrößerungsmammografie (nicht bei Standardaufnahmen!); hierbei führt der vergrößerte Objekt-Detektor-Abstand in Kombination mit optimaler Einblendung zu einer ausreichenden Reduktion der Streustrahlung, sodass auf ein Raster zugunsten einer verminderten Strahlendosis am Objekt verzichtet werden kann [6].

Streustrahlenraster finden Verwendung sowohl in der konventionellen und digitalen Bildgebung als auch in der Schnittbildgebung (CT) und erhöhen die Bildschärfe, den allgemeinen Kontrast sowie die Detailauflösung, indem die Rasterlamellen die entstehende Streustrahlung absorbieren und damit verringern. Ohne Raster kann ein Verhältnis von Streu- zu Primärstrahlung von bis zu 80:20 (Gesamtdosis=100%) bestehen. Mit Streustrahlenrastern verschiebt sich die Dominanz hin zur Primärstrahlung bei insgesamt höherer Gesamtdosis am Objekt. Die erhöhte Gesamtdosis erklärt sich dadurch, dass eine höhere Dosisleistung, also mehr Quanten, bei Verwendung eines strahlenabsorbierenden Rasters nötig sind, um eine ausreichende Belichtung des Films bzw. Detektors zu erzielen [7]. Eine grafische Darstellung der Wirkung unterschiedlicher Raster bezogen auf die Absorption von Streustrahlung zeigt ein Auszug aus einer Projektarbeit von Kujath [5] (☉ Abb. 1). In ☉ Abb. 2 sind die jeweiligen zugehörigen Kenngrößen der Raster dargestellt.

Zusätzlich zum Streustrahlenraster kann die Streustrahlung durch Einblendung, Kompression und Abstand verringert werden.

Aufbau und Funktionsweise

Streustrahlenraster bestehen aus strahlendurchlässigen, hochkant stehenden Blei-, Wolfram-, Platin- oder Goldlamellen, die in einem festen Abstand zueinander angeordnet sind. Die Zwischenräume sind mit strahlendurchlässigem Material, z.B. Aluminium, Plastik oder carbonfaserverstärktem Kunststoff, ausgefüllt. Je nach Material ergibt sich daraus eine höhere oder niedrigere Gesamtdosisleistung:

- ▶ Bei Verwendung von Rastern mit Aluminium im Interlamellarraum kann die benötigte Dosisleistung doppelt so hoch wie die Dosisleistung bei Nichtverwendung eines Rasters sein [7].
- ▶ Bei Verwendung von Rastern mit carbonhaltigem Interlamellarraum hingegen erhöht sich die nötige Dosisleistung im Vergleich zur rasterlosen Anwendung um „nur“ 50% [7].

Das Raster wird zwischen durchstrahltem Objekt (Patient) und Detektor eingebracht (☉ Abb. 3) [2, 8]. Die Primärstrahlung durchdringt vordergründig die strahlendurchlässigen Zwischenräume des Rasters. Die sekundär entstehende Streustrahlung hingegen trifft unter einem anderen Winkel als die Primärstrahlung auf und wird somit (idealerweise) von den Lamellen absorbiert [2,9]. Qualitativ hochwertige Raster erlauben somit eine Reduktion der Streustrahlung um bis zu 90% [9]. Bei optimaler Einblendung und guter Kompression des Röntgenobjekts kann die Gesamtstrahlung der Aufnahme damit auf bis zu

Verwendete Streuraster		
	Raster 1	Raster 2
Schachtverhältnis:	12/40	13/75
Film-Fokus-Abstand:	115	100
Absorbermaterial:	Pb	Pb
		4933800
		G1500
		NR 001096
		S 01

8 Solid-Water-Blöcke je 20 mm hoch

Abb. 2 Kenngrößen der im Versuchsaufbau von Kujath [5] verwendeten Streustrahlenraster (Auszug).

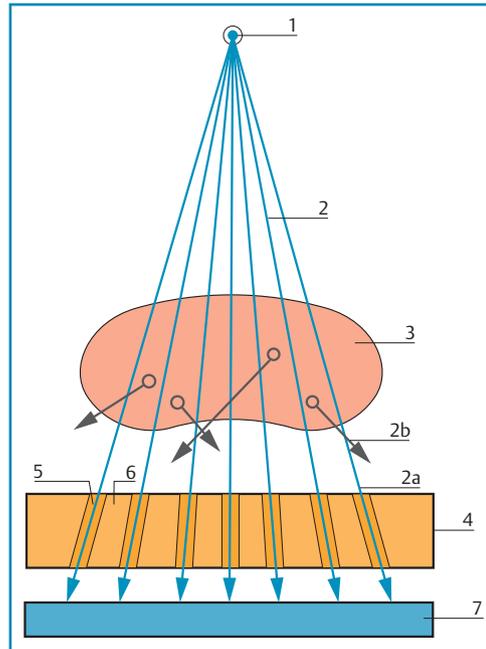


Abb. 3 Auf- und Einbau eines Streustrahlenrasters. 1 Röhrenfokus. 2 Röntgenstrahlung. 2a Primärstrahlung. 2b Streustrahlung. 3 Röntgenobjekt. 4 Streustrahlenraster. 5 Durchgangskanäle. 6 Absorberlamellen. 7 Detektor.

16% der Gesamtstrahlung ohne Streustrahlenraster vermindert werden [4,10]. Allerdings erhöht sich durch Verwendung eines Streustrahlenrasters die absorbierte Strahlendosis des durchleuchteten Objekts – im klinischen Alltag also die des Patienten – um das 3- bis 5-Fache [4, 11].

Durch den Einsatz eines Streustrahlenrasters erhöht sich die vom Patienten absorbierte Strahlendosis um das 3- bis 5-Fache.

Konstruktionsfaktoren

Die Effizienz eines Streustrahlenrasters hängt von den jeweiligen sog. Konstruktionsfaktoren oder auch Effizienzfaktoren ab. Eine Übersicht über Effizienzfaktoren verschiedener in der Routine häufig eingesetzter Streustrahlenraster bietet ☉ Tab. 1 (nach [2]).

Rasterkenngrößen

Die sog. Rasterkenngrößen (☉ Tab. 2) sind individuelle Daten eines Streustrahlenrasters. Sie stellen die Hauptfaktoren der Rastereffizienz dar. Auf jedem Raster finden sich folgende Angaben [2,8]:

Tab. 1 Überblick über die Konstruktionsfaktoren eines Streustrahlenrasters.

Konstruktionsfaktor	Definition	Bemerkung
Linienzahl/cm	Beschreibt die Anzahl der Lamellen pro cm Rasterfläche	$L = 1/D + d$
Schachtverhältnis r	Verhältnis Lamellenhöhe zu Lamellenabstand	$r = h/D$
Selektivität	Prozentverhältnis Primärstrahlen- zu Streustrahlendurchlässigkeit	$\Sigma = TP/TS$
Rasterfokussierung	Übereinstimmung der Absorberlamellenneigung mit dem Einfall des Primärstrahlenbündels	–
Blendenfaktor	Belichtungszeitverhältnis „mit“ zu „ohne“ Raster	nicht konstant

Tab. 2 Rasterkenngrößen verschiedener Streustrahlenraster (nach [2]).

Typ/Kurzbezeichnung	r	L	Fokussierungsabstand [cm]	Anwendbare FDA [cm]	Anwendungsgebiet
Wolframraster W (5/50)	5	50/70 0	∞	(100 – ∞)	<ul style="list-style-type: none"> ▶ stehender Raster ▶ Chirurgie ▶ Betaufnahmen
Universalraster Blei (8/40)	8	40	<ul style="list-style-type: none"> ▶ 70 ▶ 115 ▶ 140 ▶ 150 	<ul style="list-style-type: none"> ▶ 64 – 79 ▶ 96 – 150 ▶ 111 – 200 ▶ 117 – 212 	<ul style="list-style-type: none"> ▶ Zielgerät ▶ Rastertisch ▶ Wandstativ
Hartstrahlraster Blei (12/40)	1 2	40	100	<ul style="list-style-type: none"> ▶ 92 – 111 ▶ (88 – 122) 	<ul style="list-style-type: none"> ▶ Rastertisch ▶ Schichtgerät
			115	<ul style="list-style-type: none"> ▶ 100 – 132 ▶ (98 – 150) 	<ul style="list-style-type: none"> ▶ Wandstativ ▶ Hartstrahl-Lungenaufnahmen
			140	<ul style="list-style-type: none"> ▶ 122 – 169 ▶ 98 – 150 	
			150	129 – 186	

- ▶ Linienzahl L oder Lamellenzahl N/cm
- ▶ Schachtverhältnis r
- ▶ Fokussierungsabstand in cm
- ▶ stoffliche Lamellenbeschaffenheit
- ▶ Röhrenseite (um fokussierte Raster nicht von der falschen Seite zu beleuchten)

In unserem Institut verwenden wir in der klinischen Routine bewegte Parallelraster sowie fokussierte Raster mit einem Fokussierungsabstand von 115 cm, 150 cm, 180 cm und 300 cm. Für die Anfertigung von Spezialaufnahmen verwenden wir parallele Tunnelraster (frei belichtete Aufnahmen z. B. auf Station).

Beispiel. Die Angabe auf einem Raster könnte wie folgt lauten: 12/40, 150 cm, Pb, Röhre. Übersetzt heißt das: Schachtverhältnis von 12:1, Linienzahl = 40/cm, Fokussierungsabstand = 150 cm, Bleilamellen, Röhrenseite.

Die Rasterkenngrößen stellen die Hauptfaktoren der Rastereffizienz dar.

Linienzahl L oder Lamellenzahl N

Die Linienzahl L beschreibt die Anzahl (n) der Lamellen, meist pro cm Rasterfläche (dann Linienzahl/cm):

$$L = 1/D + d$$

mit L = Linienzahl/Lamellenzahl, D = Abstand der Absorberlamellen, d = Dicke der Lamellen.

Routinemäßig finden Raster mit einer Linienzahl von 40/cm Anwendung. Allerdings werden je nach Fragestellung und Modalität auch niedrig- ($L < 40/cm$) und hochfrequente Raster (auch Viellinienraster, $L > 40/cm$) eingesetzt. Je niedriger die Linienzahl eines Rasters ist, desto ineffektiver wird die Streustrahlung von ihm absorbiert.

Cave. Bei zu hoher Lamellenzahl findet eine zu starke Absorption von Primärstrahlung statt!

Die Linienzahl L beschreibt die Anzahl (n) der Lamellen pro cm Rasterfläche.

Schachtverhältnis r

Das Schachtverhältnis gibt das Verhältnis (engl.: Ratio) zwischen der Lamellenhöhe (h) und dem Abstand der Lamellen (D) zueinander an:

$$R = h/D$$

Ein erhöhtes Schachtverhältnis (d. h. Lamellen an sich höher als deren Abstand zueinander) geht mit einem erniedrigten Einfallswinkel der Streustrahlen und somit einer Verstärkung der Rasterwirkung einher (d. h. Streustrahlen werden besser absorbiert und dies führt zu einer besseren Bildqualität [Abb. 4]). Daraus folgt: Je größer der Einfallswinkel, desto schlechter wird die Streustrahlung absorbiert.

Im klinischen Alltag kommen Streustrahlenraster mit einem Schachtverhältnis zwischen 8:1 und

18:1 zum Einsatz, wobei gilt: je höher das Schachtverhältnis, desto weniger Streustrahlung [7]! Abhängig vom Schachtverhältnis eines Rasters müssen die Auslöseparameter entsprechend angepasst werden. Dies kann allerdings zu einer Erhöhung der Dosis am Patient führen (☉ Tab. 3).

Das Schachtverhältnis bildet das Verhältnis zwischen der Lamellenhöhe (h) und dem Abstand der Lamellen (D) ab.

Selektivität Σ

Unter der Selektivität Σ versteht man das prozentuale Verhältnis zwischen der Primärstrahldurchlässigkeit (TP, meist ca. 60–70%) und der Streustrahldurchlässigkeit (TS) eines Streustrahlenrasters:

$$\Sigma = TP/TS$$

Je höher die Selektivität eines Rasters ist, desto wirkungsvoller ist es.

Cave. Mit zunehmender Röhrenspannung und Objektdicke kann die Selektivität abnehmen!

Die Selektivität ist das prozentuale Verhältnis zwischen der Primärstrahldurchlässigkeit (TP) und der Streustrahldurchlässigkeit (TS) eines Streustrahlenrasters.

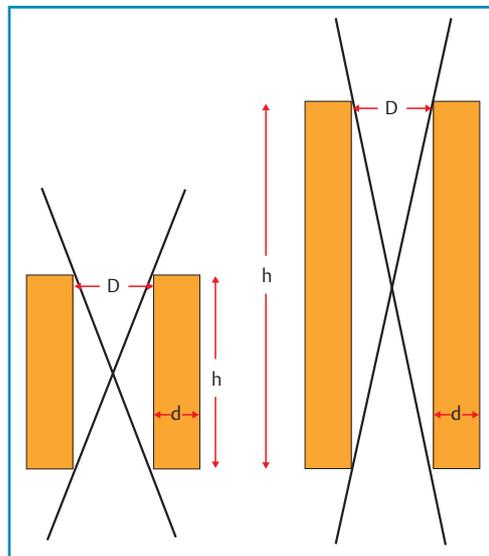
Rasterfokussierung

Unter Fokussierung versteht man eine Übereinstimmung des Neigungswinkels der Absorberlamellen mit der Divergenz der Primärstrahlen [8]. Fokussierte Raster machen sich eben dieses Prinzip zunutze, um die nicht mit den Primärstrahlen divergenten Streustrahlen zu absorbieren und damit die Streustrahlung zu verringern (☉ Abb. 3). Auf jedem Raster ist ein individueller Fokus-Detektor-Abstand angegeben, der innerhalb seiner Toleranzgrenzen (nach vorne ca. 20cm, nach hinten ca. 30cm) dringend einzuhalten ist [8]. Ansonsten kommt es zu einer Defokussierung mit konsekutiver Bildkontrastminderung in der Peripherie. [2]

Wenn der Neigungswinkel der Absorberlamellen mit der Divergenz der Primärstrahlen übereinstimmt, dann spricht man von Fokussierung.

Blendenfaktor (Rasterfaktor, Belichtungszeitverlängerungsfaktor)

Der Blendenfaktor gibt die Beziehung zwischen Belichtungszeit eines Röntgenbildes mit und ohne Verwendung eines Streustrahlenrasters wieder. Die Höhe des Faktors gibt an, um wie viel



Tab. 3 kVp-Erhöhung abhängig vom Schachtverhältnis eines Streustrahlenrasters.

Grid Ratio ¹	mAs Increase ²	kVp Increase ³
non-grid	1 ×	0
5 : 1	2 ×	8 – 10
6 : 1	3 ×	11 – 12
8 : 1/10 : 1	4 ×	13 – 15
12 : 1	5 ×	20 – 25
16 : 1	6 ×	30 – 40

¹ Grid Ratio = Schachtverhältnis

² mAs Increase = mAs Erhöhung

³ kVp Increase = kVp-Erhöhung (nach [12])

sich die Belichtungszeit einer Aufnahme und damit die Exposition erhöht im Vergleich zu einer Röntgenaufnahme ohne Raster. Da der Blendenfaktor von der Größe des durchstrahlten Objekts sowie von der Strahlenqualität, d.h. vom Streustrahlenanteil, abhängig ist, handelt es sich hierbei um keine konstante Größe [8, 13].

Verschiedene Formen von Streustrahlenrastern

Man unterscheidet verschiedene Formen von Streustrahlenrastern (☉ Abb. 5–7):

- ▶ linear parallele
- ▶ linear fokussierte
- ▶ Kreuzraster

Eine weitere Einteilung erfolgt in statisch vs. bewegt sowie niedrig- vs. hochfrequente Raster.

Linear parallele Streustrahlenraster. Diese haben eine parallele Lamellenanordnung (☉ Abb. 5). Dadurch werden allerdings nur diejenigen Primärstrahlen durchgelassen, welche sich direkt im zentralen Strahlengang der Röntgenröhre befinden. Da die Primärstrahlen sich kegelförmig verteilen, die Rasterlamellen aber parallel angeordnet sind, wird ein Anteil der Primärstrahlung

Abb. 4 Unterschiedliche Einfallswinkel der Streustrahlung in Abhängigkeit von der Lamellenhöhe. Höhere Lamellen bedeuten ein höheres Schachtverhältnis. Dies beschreibt die Effizienz des Rasters. D = Lamellenabstand, d = Lamellenbreite, h = Lamellenhöhe.

Abb. 5 Parallelraster mit verschmälertem peripheren Rand.

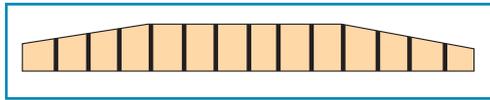


Abb. 6 Fokussiertes Streustrahlenraster. 1 Fokus der Strahlenquelle. 2 Primärstrahlung. 3 Objekt. 4 Streustrahlung. 5 Streustrahlenraster.

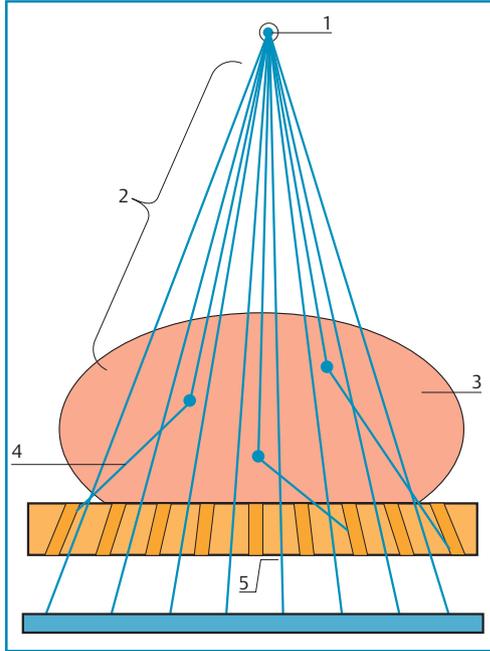
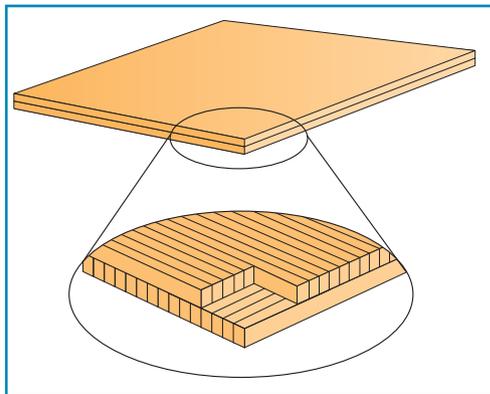


Abb. 7 Schematische Darstellung eines Kreuzrasters.



dennoch von den Lamellen absorbiert. Dadurch kann, vor allem bei geringem Abstand zwischen Strahlenquelle und Objekt, ein abgeschnittener Rand auf der Aufnahme entstehen. Dieser Problematik wird durch einen prismatischen Querschnitt der Lamellen sowie eine Verschmälung des Rasters in der Peripherie entgegengewirkt (der prismatische Querschnitt ermöglicht eine ausreichend optische Dichte in den Randbereichen). Diese Form von Raster ist meist ortsfest (statisch) und wird vor allem bei Zielaufnahmen (Betaufnahmen und seitliche Aufnahmen am liegenden Patienten) sowie in Verbindung mit der Fluoroskopie angewandt. Ein Vorteil von Parallelrastern besteht darin, dass der Zentralstrahl der Röntgenröhre in Bezug zum Raster nicht 100% mittig fokussiert sein muss, da unabhängig vom Ausgangspunkt des Strahls immer ein Teil der sich divergent ausbreitenden Primärstrahlen von den Rasterlamellen absorbiert wird [2, 8, 14].

Linear fokussierte Raster. Bei dieser Art Raster sind die Lamellen mittig parallel, nach lateral hin zunehmend anguliert angeordnet, sodass die Lamellen mit der Divergenz der Primärstrahlung weitestgehend übereinstimmen (☛ Abb. 6). Die Streustrahlung wird durch die abgewinkelten Lamellen abgefangen. Da ihre Neigung zum Rasterand hin meist abflacht, werden auch die peripheren Anteile des Detektors bzw. Films komplett bestrahlt, sodass abgeschnittene Bildränder vermieden werden können. Fokussierte Streustrahlenraster werden häufig verwendet, vor allem wenn Aufnahmen großer Objekte oder Aufnahmen mit kurzem Fokus-Detektor-Abstand erstellt werden. Dies ist z. B. der Fall bei einer Abdomenübersichtsaufnahme (großflächiges Objekt, kurzer Fokus-Detektor-Abstand für gute Bildqualität). Im Gegensatz zu Parallelrastern muss der Zentralstrahl bei fokussierten Rastern auch fokussiert werden, da es ansonsten zu keiner adäquaten Belichtung des Aufnahmesystems kommt [2, 3].

Kreuzraster. Ein vergleichsweise selten verwendeter Rastertyp ist das Kreuzraster (☛ Abb. 7), welches aus 2 (linear) parallelen Streustrahlenrastern besteht, die senkrecht zueinander angeordnet sind. Sie sind effizienter als lineare Raster (≥ 2 -fache) bezüglich ihrer Absorptionsfähigkeit von Streustrahlung, erfordern aber mehr Erfahrung im Umgang: Das Zentrum des Kreuzrasters muss exakt mit dem Zentrum des Röntgenstrahls übereinstimmen, da die Bildränder sonst mehr oder weniger großzügig abgeschnitten werden. Daher finden Kreuzraster heutzutage nur noch selten Anwendung [3].

Des Weiteren unterscheidet man statische von bewegten Streustrahlenrastern.

Statische Raster (Stehraster). Statische Raster werden zwischen Objekt und Detektor eingebracht und bewegen sich während der Anfertigung der Aufnahme nicht. Meist handelt es sich hierbei um Parallelraster. Ihr Haupteinsatzgebiet liegt in Thorax- oder Beckenaufnahmen im Patientenbett. Allerdings können sich die Lamellen bei falsch gewähltem Lamellenabstand als bildgütemindernd entpuppen, da die Lamellenschatten als Streifen auf dem Röntgenbild zur Darstellung kommen können. Dies täuscht eine Überbelichtung vor [8]. Daher sollte für Aufnahmen mit statischem Streustrahlenraster eine Lamellenzahl von mind. 50/cm gewählt werden sowie der angegebene Fokussierungsabstand eingehalten werden [2, 7]. Dieser Effekt wird durch bewegte Raster aufgehoben, da im Aufnahmemoment die Schatten durch die Bewegung verschwimmen und damit nicht mehr zur Darstellung kommen.

Bewegte Raster. Die Bewegung bei bewegten Rastern erfolgt dabei parallel zum Film. Routinemäßig kommen hierbei vor allem Katapult- und Schwingraster zum Einsatz. Eine besondere Form bewegter Raster stellen die rotierenden oder oszillierenden Raster dar. Die Rasterbewegung wird durch einen elektromagnetischen Impuls gestartet, gefolgt von 20–30 s Oszillation des Rasters [3]. Auch diese Raster sind linear fokussiert, allerdings diskoid geformt und kommen nahezu ausschließlich in der Angiografie zum Einsatz [2, 3].

Hochfrequente Raster. Je nach Lamellen- oder Linienzahl eines Rasters unterscheidet man niedrig- und hochfrequente Streustrahlenraster. Unter hochfrequent werden Raster mit einer sehr dichten Lamellenanzahl von 41–80 Lamellen/cm Rasterfläche zusammengefasst, auch Viellinienraster genannt. Je höherfrequent ein Raster ist, desto besser wird die Streustrahlung absorbiert und desto niedriger ist die Strahlendosis am Patienten. In einer Studie von Wamser et al. (2008) [15] konnte eine Dosisreduktion an Prüfkörpern von bis zu 17% erreicht werden. Allerdings beschrieben sie statistisch signifikante Einbußen bezüglich der Bildqualität und konsekutiv in der Befundung, da die Primärstrahlung analog zur Streustrahlung bei Hochfrequenzrastern ebenfalls verstärkt absorbiert wird. Deshalb muss gegebenenfalls die Dosisleistung bei Verwendung eines Viellinienrasters entsprechend erhöht werden. Dies wiederum führt konsekutiv zu einer höheren Strahlendosis am Patienten [3, 7, 12].

Kurz zusammengefasst. Die Verwendung von Viellinienrastern kann eine signifikante Strahlendosisreduktion am Patienten von bis zu 17% bewirken [15]; hierzu muss jedoch gegebenenfalls bei der Befundung des Röntgenbildes der Kompromiss einer qualitativ minderwertigen Aufnahme in Kauf genommen werden. Der Einsatz erfolgt vor allem in der pädiatrischen Radiologie. Hier steht der Grundsatz der Strahlenreduktion am Patienten über dem, eine möglichst qualitativ hochwertige Aufnahme bei moderater Strahlenexposition des Patienten anzufertigen.

Hypothetisches Fallbeispiel. Angenommen, ein Raster hat eine Lamellenzahl von 25/cm und man benötigt rein hypothetisch 100 Photonen, um ein Röntgenbild zu erzeugen. Verdoppelt man nun die Lamellenzahl – macht damit also die Durchgangskanäle enger – schickt aber dennoch nur 100 Photonen hindurch, kommen insgesamt weniger Photonen am Detektor an und die Bildqualität verringert sich, da nicht genügend Teilchen für eine ausreichende Belichtung des Films ankommen. Daher müssen nun mehr, wenn nicht mindestens doppelt so viele Photonen „losgeschickt“ werden, um ein dem 1. Bild qualitativ gleichwertiges Ergebnis zu erreichen.

Unter dem Begriff Streustrahlenraster sind linear parallele Streustrahlenraster, linear fokussierte Raster, Kreuzraster, statische Raster (Stehraster), bewegte Raster und hochfrequente Raster zusammengefasst.

Einsatzgebiet: Raster ja oder nein? Und wenn ja, wann verwende ich welches Raster?

In der Literatur wird die Verwendung eines Streustrahlenrasters im Allgemeinen empfohlen

- ▶ für Körperteile > 10 cm
- ▶ zur Kontrasterhöhung im Weichteilgewebe
- ▶ wenn pathologisch veränderte Areale den Anteil der Streustrahlung erhöhen würden

Generelle Richtlinien und Empfehlungen sind den Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik (Stand: 2007, [16]) sowie der Richtlinie für die technische Prüfung von Röntgeneinrichtungen und genehmigungsbedürftigen Störstrahlern – Richtlinie für Sachverständigenprüfungen nach der Röntgenverordnung (SV-RL) – vom 9. Januar 2009 [17] zu entnehmen. Dort findet sich beispielsweise die allgemeine Vorgabe für Aufnahmeeinrichtungen in der Röntgendiagnostik: diese haben (Raster-)Tische oder (Raster-)Vertikalstative (d. h. mit oder ohne Raster) oder Spezialgeräte (z. B. Mammografiegeräte) oder Durchleuchtungsgeräte zu sein. Der Fokus-Detektor-Abstand sollte bei ortständigen Röntgengeräten mit Raster 100–200 cm betragen.

Die Empfehlungen zur Anwendung von Streustrahlenraster sind im Folgenden aufgeführt:

- ▶ Statische, parallele Streustrahlenraster werden, wie bereits beschrieben, hauptsächlich für Thorax- und Seitenaufnahmen (z. B. Becken) bei bettlägerigen Patienten eingesetzt [2, 8]. Gemäß den Leitlinien benötigen sie eine vergleichsweise hohe Linienzahl (mind. $L \geq 60/cm$) und erfordern eine exakte Einhaltung des individuellen Fokussierungsabstands (siehe Rasterkenngrößen), um keine Lamellenartefakte im Röntgenbild zu erzeugen.
- ▶ Bewegte Raster, meist fokussiert, finden sich in nahezu allen Rasteraufnahmetischen und -wandstativen. Die potenziellen Lamellenartefakte bleiben aufgrund der Schwing- oder Katapultbewegung des Rasters im Aufnahmepunkt aus. Daher kann die Linienzahl/cm bei bewegten im Vergleich zu statischen Rastern auch niedriger sein. Die Leitlinien empfehlen eine Linienzahl von mindestens 36/cm [16]. Der Einsatz fokussierter bzw. bewegter Raster ist bei Aufnahmeobjekten > 10 cm (z. B. Mammografie, Thorax) empfohlen sowie bei digitalen Systemen (Angiografie etc.) [3, 7].

Tab. 4 Auszug aus den Leitlinien [16]. Pädiatrische Besonderheiten in der diagnostischen Qualitätssicherung, aufnahmetechnische Hinweise und physikalische Größen in Abhängigkeit vom Alter.

	Bezeichnung	Austragungszeit/Alter	Gewicht [kg]	Körperdurchmesser [cm] (p.-a./a.-p.)	Dosis [μGy] Extremitäten	Dosis [μGy] Körperstamm	Zusatzfilter [mmCu] 1 mm Al + mindestens 0,1 mm Cu	Raster
1	Frühgeborenes	<28 Wochen	<1	<4	≤ 10	≤ 5 (2,5)	0,1	nein
2	Neugeborenes	0–28 Tage	<5	<6	≤ 10	≤ 5 (2,5)	0,1	nein
3	Säugling	1–12 Monate	<10	<8	≤ 10	≤ 5 (2,5)	0,1	nein
4	Kind < 8 Jahre	1–8 Jahre	<20	<10	≤ 10	≤ 5 (2,5)	0,1	nein
5	Kind > 8 Jahre	9–12 Jahre	<25	<12	≤ 10	≤ 5 (2,5)	0,1	nein
6	Jugendlicher	13–18 Jahre	>25	>12	≤ 10	≤ 5 (2,5)	0,1–0,2	möglich, r8 bzw. r17 bei Festraster

Schaltzeiten Kind ≤ 5 ms.

In digitalen Systemen werden generell hochfrequente Streustrahlenraster (Viellinienraster) verwendet (L=41–80/cm), da diese das Auftreten von bildgütemindernden Streifen deutlich minimieren [12].

Sonderfall Pädiatrie

Bei Kindern wird generell auf ein Raster zugunsten einer möglichst hohen Dosisreduktion am Patienten verzichtet! Erst ab einem Gewicht von 25 kg und damit einem Alter von ca. 8–10 Lebensjahren können Raster in bestimmten Fällen für Thoraxaufnahmen verwendet werden oder aber bei einem zu durchstrahlenden Objektdurchmesser von mehr als 12–15 cm. Des Weiteren ist ein Schachtverhältnis von $r=8$ bei bewegten Rastern, bei statischen von $r=15–17$ einzusetzen [2, 4, 11, 16]. Einen Überblick über die Besonderheiten in der Pädiatrie bietet [Tab. 4](#).

Bei Kindern wird generell auf ein Raster zugunsten einer möglichst hohen Dosisreduktion am Patienten verzichtet!

Rasterartefakte und ihre Fehlerquellen: Was kann man alles falsch machen?

In den folgenden Absätzen werden die häufigsten Fehler in der Anwendung von Streustrahlenrastern besprochen. Einteilen lassen sich diese grob in:

- ▶ Fehler bei der Ausrichtung des Zentralstrahls:
 - ▶ Defokussierung
 - ▶ Dezentrierung
- ▶ Fehler in der Ausrichtung des Rasters (Upside-down, Off-Level)
- ▶ Rasterartefakte durch technische Fehler [2, 8, 12]:
 - ▶ Moiré-Effekt
 - ▶ stroboskopischer Effekt
 - ▶ beschädigtes Streustrahlenraster

Um eine bessere Vorstellung davon zu bekommen, wie der Rasterfehler in der klinischen Routine durchgeführt wird, haben wir eine Versuchsreihe durchgeführt und die Fehler nachgestellt. Diese Versuchsreihe samt ihrer jeweiligen Bildergebnisse zeigen die [Abb. 8–18](#).

Defokussierung (Off-Focus-Error)

Zu einer Defokussierung kommt es, wenn die Strahlenquelle nicht den vorgegebenen Fokussierungsabstand des Streustrahlenrasters einhält. Dadurch wird die für die Fokussierung wichtige Übereinstimmung von Primärstrahlendivergenz und Angulierung der Rasterlamellen peripher betont aufgehoben. Als Folge kommt es zu einem Dosisabfall der bildgebenden Primärstrahlung in den Randgebieten (die Mitte ist hiervon nicht betroffen, da die Divergenz hier noch weitestgehend übereinstimmt). Das Röntgenbild zeigt periphere, bilaterale Dichteminderungen. Werden Raster mit hoher Linienzahl verwendet, fällt eine Defokussierung stärker ins Gewicht als bei niederfrequenten Rastern. Dieser Fehler ist in [Abb. 8](#) u. [Abb. 9](#) bzw. schematisch auf [Abb. 10a](#) dargestellt.



Abb. 8 Defokussierung. Fokussierungsabstand 170 cm, eigentlicher Fokussierungsabstand des Rasters 115 cm.

Zu einer Defokussierung (Off-Focus-Error) kommt es, wenn die Strahlenquelle nicht den vorgegebenen Fokussierungsabstand des Streustrahlenrasters einhält.

Dezentrierung (Off-Center-Error)

Die Dezentrierung ist der häufigste Fehler. Hierbei kommt es zu einer Platzierung des Zentralstrahls außerhalb des Rastermittelpunkts. Dies führt zu einem ungleichmäßigen Dosisabfall innerhalb der Bildebene. Vor allem bei fokussierten Rastern kommt es dadurch zu einer einseitig betonten Fehlbelichtung des Strahlenbilds. Des Weiteren kann es zu abgeschnittenen Bildrändern kommen (sog. Cutoff). Da die Röntgenaufnahme in diesem Fall wiederholt werden muss und sich damit die Gesamtdosis des Patienten erhöht, soll dieser vermeidbare Fehler auch möglichst vermieden werden [2]. Eine schematische Darstellung des Off-Center-Errors zeigt **Abb. 10b**. Den Versuchsaufbau zur Dezentrierung sowie das dazu angefertigte Röntgenbild zeigen die **Abb. 11** u. **Abb. 12**.

Bei der Dezentrierung (Off-Center-Error) kommt es zu einer Platzierung des Zentralstrahls außerhalb des Rastermittelpunkts

Upside-Down-Error

Ein Upside-Down-Error entsteht, wenn die angegebene Röhrenseite der Rasterkenngrößen nicht beachtet wird und es somit zu einer Belichtung der falschen Seite eines fokussierten Rasters kommt. Dies ist meist der Fall, wenn Streustrahlenrasterkassetten eingesetzt werden, z.B. bei Bettlungen (**Abb. 13**). Das entstehende Röntgenbild erscheint zwar mittig noch normal belichtet – obwohl auch hier der Kontrast nicht optimal ist – in der Peripherie allerdings kommt es zu einem Cutoff mit überproportionaler Transparenzminderung (**Abb. 14** u. **Abb. 15**).

Ein Upside-Down-Error entsteht, wenn man die falsche Seite eines fokussierten Rasters belichtet.

Off-Level-Error

Wenn das Streustrahlenraster beim Auslösen nicht komplett flach, sondern aus der Bildebene heraus geneigt ist, kommt es zu Artefakten, die als Off-Level-Error bezeichnet werden (**Abb. 16**). Hierbei ändert sich, meist betont unilateral, der Einfallswinkel für die divergent auftreffenden Primärstrahlen. Auf dem Strahlenbild kommt es zu einer seitlich betonten, aber global im Bild sichtbaren Transparenzminderung mit Unschärfe und ggf. Cutoff, wenn die Primärstrahlung vollständig

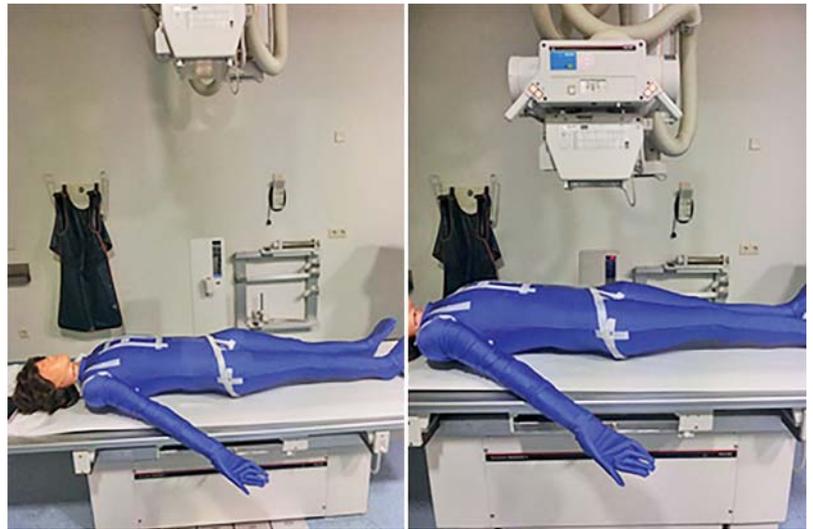


Abb. 9 Defokussierung mit zu weitem (links) und zu geringem (rechts) Fokussierungsabstand.

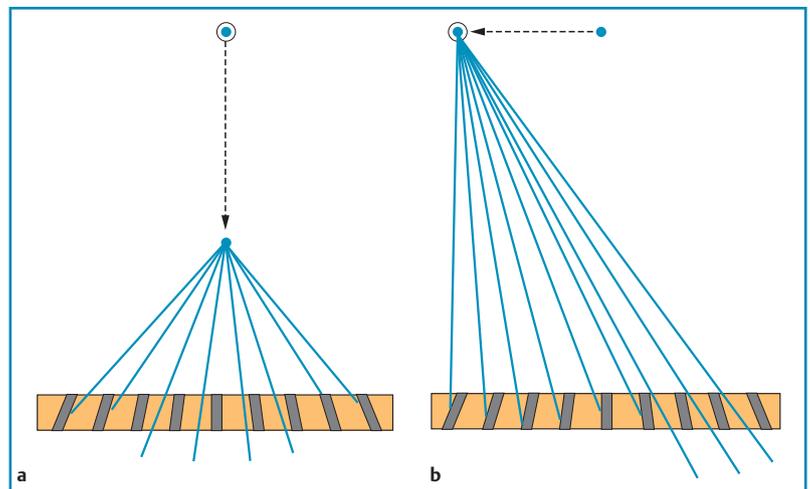


Abb. 10

a Defokussierung: Strahlenquelle zu nah am Objekt für den vorgegebenen Fokussierabstand.

b Dezentrierung: Strahlenquelle nicht mittig in Bezug zum Rastermittelpunkt mit konsekutivem Dosisabfall in Bildebene, daraus folgt eine ungleichmäßige Belichtung.

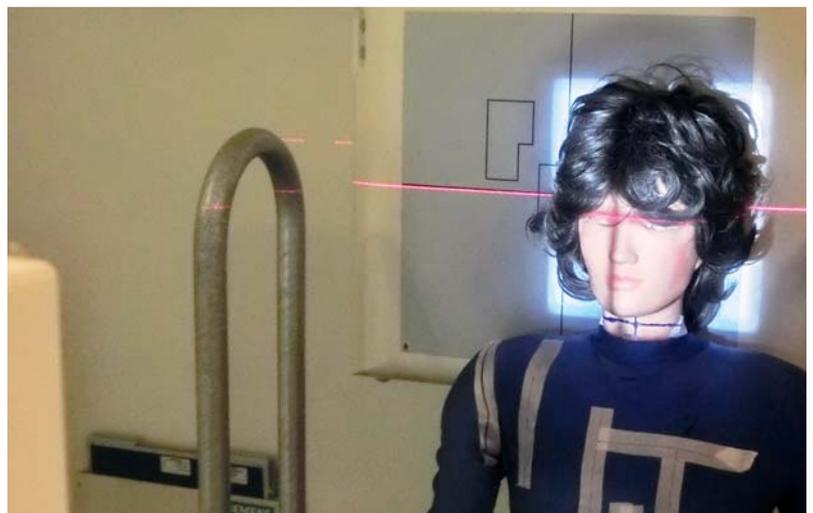


Abb. 11 Versuchsaufbau zur Dezentrierung.

Abb. 12 Dezentrierung am Modell. Durch die sichtbaren Lamellen erscheint das Bild inhomogen heller.

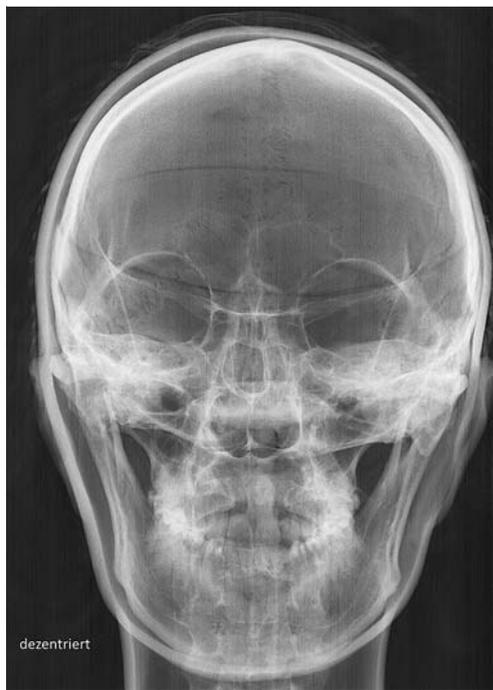


Abb. 13 Tunnelraster.



Abb. 14 Upside-Down-Error. Schematische Darstellung: Das fokussierte Raster wurde entgegen seiner markierten Röhrenseite zwischen Patient und Detektor eingebracht und bewirkt nun eine dominante, periphere Fehlbelichtung.

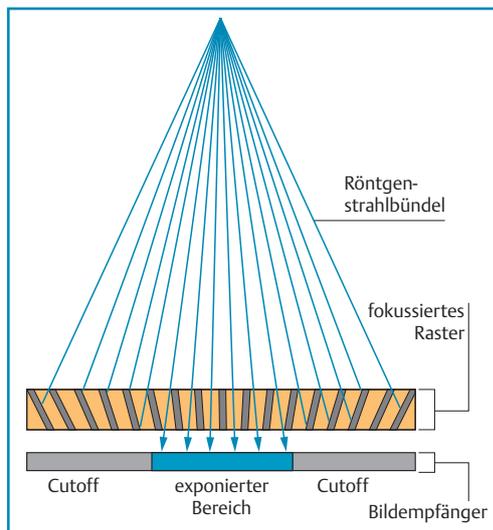


Abb. 15 Upside-Down-Fehler im Röntgenbild mit bilateralem Cutoff.

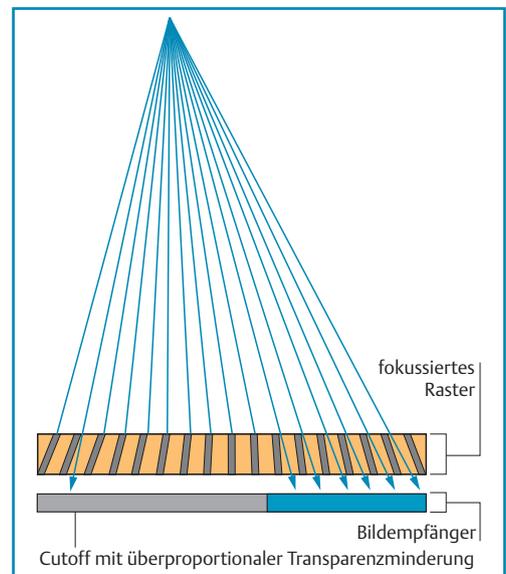


Abb. 16 Neigung des Streustrahlenrasters aus der Bildebene heraus (oblique) mit konsekutivem Off-Level-Error im Sinne einer unilateral betonten, aber globalen Transparenzminderung.

von den Rasterlamellen absorbiert wird. Die Minderung der Bildgüte ist dabei abhängig vom Neigungswinkel (je stärker die Neigung, desto ausgeprägter kommt der Fehler zur Darstellung, siehe [Abb. 17](#) u. [Abb. 18](#)).

Zu einem Off-Level-Error kommt es, wenn das Streustrahlenraster beim Auslösen nicht komplett flach, sondern aus der Bildebene heraus geneigt ist.



Abb. 17 Versuchsaufbau zur Darstellung eines Off-Level-Errors („verkipptes“ Raster). Die Keile unterhalb des Knies bewirken im linken Bild eine Neigung um 15°, im rechten um 30°.

Stroboskopischer Effekt

Aufgrund eines plötzlichen Rasterstillstands bei sonst beweglichen Rastern kommt es zum sog. stroboskopischen Effekt. Hierbei werden eigentlich rotierende Teile als stehend wahrgenommen. Ein Grund dafür kann beispielsweise eine Auslösezeit sein, die für die Bewegung des Rasters unverhältnismäßig kurz ist [14].

Zu einem stroboskopischen Effekt kommt es, wenn rotierende Teile des Rasters als stehend wahrgenommen werden.

Moiré-Effekt

Zum Moiré-Effekt kommt es, wenn

- ▶ das verwendete Streustrahlenraster eine Lamellenfrequenz ähnlich der Frequenz des Zentralstrahls aufweist (= Interferenzen).
- ▶ zusätzlich eine Rasterkassette auf einem Rasteraufnahmetisch oder einem -wandstativ mit unterschiedlicher Lamellenzahl und damit Frequenz angewandt wird (d. h. 2 Raster übereinander).
- ▶ Interferenzen zwischen Detektor und Streustrahlenraster entstehen, beispielsweise bei matrixförmig angeordneten Detektorelementen [9].

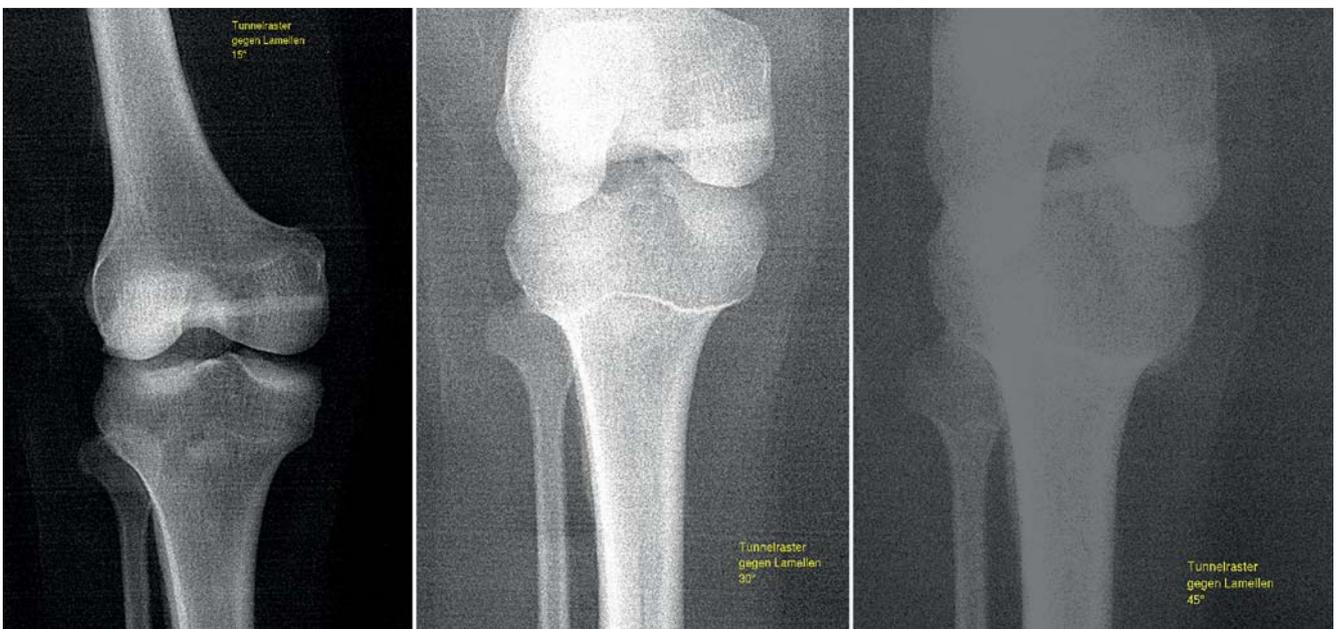
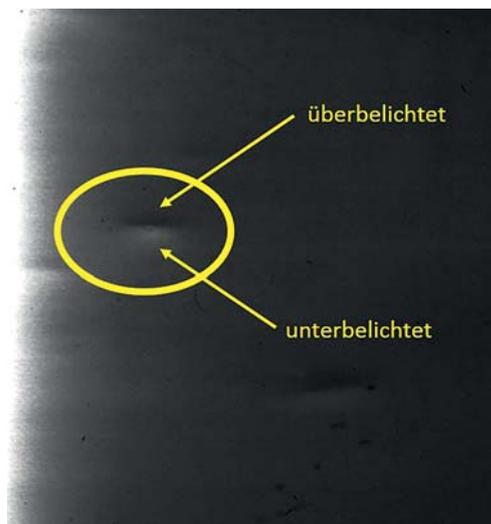


Abb. 18 Off-Level-Error im Röntgenbild. Das verwendete Tunnelraster ist links um 15°, in der Mitte um 30° und rechts um 45° gegen die Lamellen aus der Bildebene heraus geneigt.

Abb. 19 Beispiel für eine Beschädigung der Rasterlamellen.



Die Artefakte auf dem Röntgenbild erinnern an Zebrastreifen, welche sich über die gesamte Aufnahme erstrecken. Sie entstehen durch die Überlagerung der Lamellenstreifen des Streustrahlenrasters mit ähnlich frequenten, externen Objekten (z. B. weiteres Raster) [12, 14].

Beim Moiré-Effekt erinnern die Artefakte auf dem Röntgenbild an Zebrastreifen; sie entstehen durch die Überlagerung der Lamellenstreifen mit ähnlich frequenten, externen Objekten.

Beschädigte Streustrahlenraster

Je nach Lokalisation und Art der Beschädigung können unterschiedliche Artefakte entstehen. Bei den typischen Beschädigungen sind die Lamellen zu einer Seite geknickt. Dadurch stellt sich die eine Hälfte des beschädigten Bereiches überbelichtet, die andere Hälfte unterbelichtet dar (Abb. 19).

Durch ein beschädigtes Streustrahlenraster erscheint die eine Hälfte des beschädigten Bereiches überbelichtet, die andere Hälfte unterbelichtet.

Abstract

This article outlines the various anti-scatter grids used in diagnostic radiology and their characteristics. Techniques to diminish scattered radiation, setup, and functionality of anti-scatter grids as well as different forms of anti-scatter grids are described.

Kernaussagen

- ▶ Wie viel Streustrahlung entsteht, hängt von der Objektstärke, dem Objektvolumen, der Gewebeszusammensetzung des durchstrahlten Objekts sowie der Röhrenspannung ab.
- ▶ Streustrahlenraster werden zur Verminderung der bildgütemindernden Streustrahlung, welche primär vom Patient selbst ausgeht, zwischen Patient und Detektor eingebracht.
- ▶ Neben Streustrahlenrastern erhöhen Einblendung, Kompression und Abstandstechniken die Bildqualität.
- ▶ Die relevanten Rasterkenngrößen (mit unmittelbarem Einfluss auf die Qualität des Bilds) sind:
 - ▶ Schachtverhältnis
 - ▶ Linienzahl
 - ▶ Fokussierungsabstand
 - ▶ Lamellenstoff
 - ▶ Röhrenseite
- ▶ Streustrahlenraster können auf verschiedene Art und Weisen eingeteilt werden:
 - ▶ Linear fokussiert–parallel vs. linear
 - ▶ Kreuzraster, statisch vs. bewegt
 - ▶ nieder- vs. hochfrequent (in Bezug auf die Lamellenanzahl/cm)
 - ▶ Indiziert ist der Rastereinsatz
 - ▶ bei Körperteilen > 10 cm
 - ▶ bei pathologisch veränderten Körperarealen derselben Größe
 - ▶ zur Kontrasterhöhung im Weichteilgewebe
 - ▶ In der Pädiatrie findet das Streustrahlenraster ab einem Objektdurchmesser von 12–15 cm bzw. einem Gewicht von 25 kg Anwendung. Andernfalls ist kein Raster zu verwenden!
 - ▶ Häufige Artefakte und Fehlerquellen sind:
 - ▶ Defokussierung
 - ▶ Dezentrierung
 - ▶ Upside-Down-Fehler
 - ▶ Off-Level-Error (falsche Rasterneigung)
 - ▶ stroboskopischer Effekt
 - ▶ Moiré-Effekt
 - ▶ beschädigte Raster/Rasterkassetten

Literaturverzeichnis

- 1 Pschyrembel W. Pschyrembel Klinisches Wörterbuch. 260. Auflage. Berlin: Walter de Gruyter; 2004
- 2 Laubenberger T, Laubenberger J. Technik der medizinischen Radiologie: Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 1999
- 3 Fosbinder R, Orth D. Essentials of Radiologic Science. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2011: 375
- 4 Roth J. Strahlenschutz – Sinn und Unsinn. Basel, Schweiz: Universitätsspital; 2006: 10
- 5 Kujath N. Streustrahlenanteil und Selektivität ausgewählter Streustrahlenraster. Technische Hochschule Köln, Projektarbeit. 2002: 10
- 6 Heywang-Köbrunner S, Schreer I. Bildgebende Mammadiagnostik: Untersuchungstechnik, Befundmuster, Differenzialdiagnose und Interventionen. Stuttgart: Thieme; 2008
- 7 Martin C. Optimisation in general radiography. Biomed Imaging Interv J 2007; 3: e18
- 8 Becht S, Zimmer-Brossy M. Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik. Heidelberg: Springer; 6. Aufl. 2008
- 9 Hoheisel M, Schäfer M, Sklebitz H. Streustrahlenraster oder Kollimator sowie Verfahren zur Herstellung. Europäisches Patentamt 2004; Patentblatt 2004/13.
- 10 Nitz W. Bildgebende Verfahren in der radiologischen Diagnostik I (Computertomographie, Röntgen, Sonographie, PET, SPECT) [Vorlesung]. Regensburg: Hochschule; 2010: 112
- 11 Stöckelhuber BM. Faktoren und Maßnahmen zur Dosisreduzierung in der Kinderradiologie. Fortschr Röntgenstr 2010; 182: 28
- 12 Principles of Imaging Science II (RAD 120). NJ, USA: 2012
- 13 Lang DJ. Strahlenschutzkurs: Streustrahlenraster. 2009: <http://lang-website.homepage.t-online.de/Strahlenschutzkurs-Website/raster1.htm>
- 14 Radiographic Grids. 2005: <http://profstelmark.com/QA/RADIOGRAPHIC%20GRIDS.ppt>
- 15 Wamser G. Einfluß eines Viellinierrasters auf Bildqualität und Strahlenexposition. Fortschr Röntgenstr 1997; 166: 475–480
- 16 Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik, Bundesärztekammer. Editor 2007: 81
- 17 Richtlinie für die technische Prüfung von Röntgeneinrichtungen und genehmigungsbedürftigen Störstrahlern – Richtlinie für Sachverständigenprüfungen nach der Röntgenverordnung (SV-RL). Stand 1.8.2012. www.bmub.bund.de/service/publikationen

Über die Autoren



Natascha Platz Batista da Silva

Jahrgang 1990. 2008–2014 Medizinstudium an der Universität Regensburg. 2011–2014 wissenschaftlich-studentische Mitarbeiterin am Institut für Röntgendiagnostik des Universitätsklinikums Regensburg. Von Dezember 2014 bis Juni 2015 Assistenzärztin in der Klinik und Poliklinik für Chirurgie, seit Juli 2015 Assistenzärztin am Institut für Röntgendiagnostik (beides Universitätsklinikum Regensburg).



Claus Becker, Leitender MTRA

Jahrgang 1971. 1982–1993 Schulausbildung in Metten. 1994–1997 Ausbildung an der MTRA-Schule München-Großhadern. Seit 1997 MTRA am Institut für Röntgendiagnostik am Universitätsklinikum Regensburg.

Korrespondenzadresse

Natascha Platz Batista da Silva
 Universitätsklinikum Regensburg
 Institut für Röntgendiagnostik
 Franz-Josef-Strauß Allee 11
 93053 Regensburg
 Deutschland
 Tel. +49(941)9447410
 Fax: +49(941)9447411
 E-Mail: natascha.platz-batista-da-silva@ukr.de

Interessenkonflikt: kein Interessenkonflikt angegeben



Radiobonus

Wer die CRTE/CPD-Fragen zu diesem Artikel bis zum 31. Januar 2016 beantwortet, kann eines von 3 Exemplaren des Bandes „Pädiatrische Radiologie für MTRA/RT“ aus der Reihe Edition Radiopraxis gewinnen.



CRTE/CPD-Fragen Streustrahlenraster – (k)ein kurzer Überblick

1 Wo entsteht der Hauptanteil der Streustrahlung?

- A. Strahlenquelle
- B. Blende
- C. Streustrahlenraster
- D. Patient
- E. Detektor/Film

2 Welche der folgenden Methoden trägt keinen Anteil zur Streustrahlenverringerung bei?

- A. Einblendung
- B. Kompression
- C. Grödel-Technik
- D. Streustrahlenraster
- E. Dezentrierung

3 Von welchen Faktoren ist der Streustrahlenanteil eines Objekts unabhängig?

- A. Objektstärke
- B. Objektvolumen
- C. Zusammensetzung des durchleuchteten Gewebes
- D. Röhrenspannung
- E. Art des verwendeten Streustrahlenrasters

4 Welche der folgenden Kombinationen stellen keine relevanten Konstruktionsfaktoren eines Streustrahlenrasters dar?

- A. Linienzahl, Schachtverhältnis, Selektivität
- B. Rasterfokussierung, Blendenfaktor, Selektivität
- C. Materialdichte, Patientengewicht, Herkunftsort des Rasters
- D. Linienzahl, Rasterfokussierung, Schachtverhältnis
- E. Selektivität, Linienzahl, Blendenfaktor

5 Was gehört nicht zu den auf Rastern angegebenen Rasterkenngrößen?

- A. Selektivität
- B. Schachtverhältnis
- C. Linienzahl
- D. Fokussierungsabstand
- E. stoffliche Beschaffenheit der Lamellen

6 Welche der folgenden Faktoren stellen generell keine Indikation zur Verwendung eines Rasters dar?

- A. Körperteile > 10 cm
- B. Schaffung hoher Kontraste im Weichteilgewebe
- C. Röntgen eines 7-jährigen Kindes mit einem Gewicht von 18 kg
- D. Röntgen eines übergewichtigen 10-jährigen Kindes mit einem Gewicht von 28 kg
- E. Bettlungsaufnahmen

7 Was ist kein gängiges Material für die Lamellen eines Streustrahlenrasters?

- A. Wolfram
- B. carbonfasernverstärkter Kunststoff
- C. Blei
- D. Gold
- E. Platin

8 Die Gesamtstrahlendosis am Patienten erhöht sich durch die Verwendung eines Streustrahlenrasters

- A. um das 0,3–0,5-Fache.
- B. um das 3–5-Fache.
- C. um das 30–50-Fache.
- D. um das 300–500-Fache.
- E. gar nicht.

9 Welcher der folgenden Fehler gehört nicht zu den typischen Fehlern bei Verwendung von Streustrahlenraster?

- A. Off-Center-Error
- B. Off-Level-Error
- C. Off-Focus-Error
- D. Off-Use
- E. Upside-Down-Error

10 Der Moiré-Effekt führt zu

- A. „Zebrastrifen“ auf dem Röntgenbild.
- B. Überbelichtung des gesamten Bilds.
- C. bilateralen peripheren Transparenzminderungen.
- D. einer unilaterale periphere Transparenzminderung.
- E. einer doppelt so hohen Gesamtdosis am Patienten.