Stoffübersicht

Diagnostische Radiologie

Grundlagen von Röntgendiagnostikanlagen

Grundlagen der Röntgentechnik
Das digitale Bild
Der Aufnahmeplatz und seine Komponenten
Die Speicherfolie
Erste Bildbeispiele
Bildwandler Systeme
Bildqualität bei analogen Systemen
Durchleuchtungsarbeitsplätze, Funktionen
Qualitätssicherung bei analogen Systemen

Bildverarbeitung

Digitale Bildverarbeitung
Archivierung und Netze
Bilddarstellung

Spezielle Verfahren

Schichten
Mammographie
Computertomographie
Magnetresonanz
Ultraschall
Maßnahmen zur Dosiseinsparung

Imagefusion

Praktikum Bildverarbeitung

Kurzreferat über ausgewählte Aufgabe im Unterrichtsraum

Wiederholung im Computerraum, wenn möglich

Heinz Horbaschek
Dreibergstr. 10a
91056 Erlangen

Tel: 0131 49706
heinz.horbaschek@gmx.de

Skripten u.ä. unter:
www.horbiradio.de/Dokumente/MTRA.html

Version 2023

1.Grundlagen der Röntgentechnik 3

1.1 Erzeugung der Röntgenstrahlung 3

1.2 Strahlenspektrum 4

1.3. Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie 6

Intensität der Röntgenstrahlung: 8

Eigenfilterung 8

1.4 Was ist ein digitales Bild? 9

1.41 Binäres Zahlensystem 10

1.42 Digitalisierung der Grauwerte 10

1.5 Einfluss der Fokusgröße 12

1.6 Abbildungsverzeichnungen 13

1.51 Vergrößerungstechnik 14

2. Röntgenaufnahmeplatz 15

2. 1 Primärstrahlenblende (Tiefenblende) und Röntgenstrahler 15

2. 2 Streustrahlenraster 16

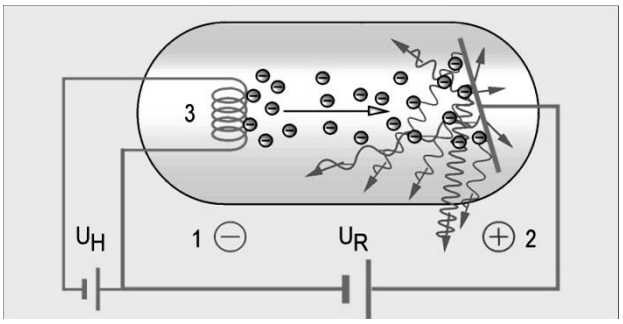
Rasterartefakte 20

Rasterprodukte 20

Stichpunkte zu Raster 20

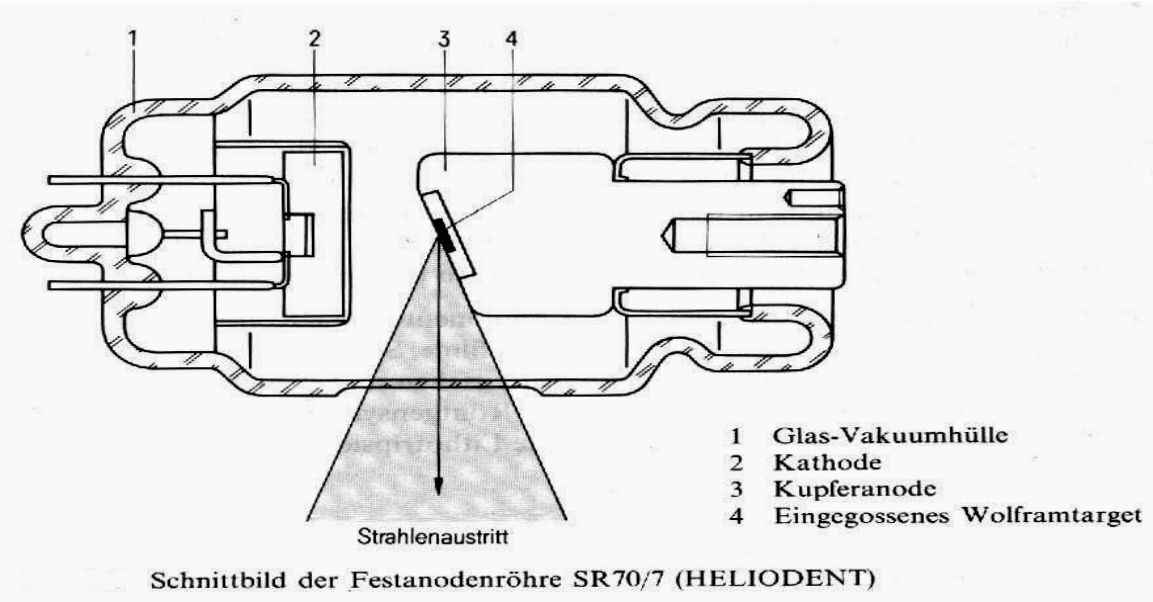
1.Grundlagen der Röntgentechnik

1.1 Erzeugung der Röntgenstrahlung



Prinzip: Röntgenstrahlung entsteht beim Auftreffen von Elektronen auf Materie bei hoher Geschwindigkeit im Vakuum. (Conrad Wilhelm Röntgen: 1895)

Die Beschleunigung erfolgt durch Hochspannung.



Der Wirkungsgrad ist schlecht: Etwa 98% der Gesamtenergie gehen als Verlustwärme verloren und nur ca. 1% werden in nutzbare Strahlung verwandelt

Richtwerte: u_R = 40kV...150kV (Mammographie 25kV)

Bei 120kV besitzen die Elektronen etwa das 0,6fache der Lichtgeschwindigkeit.

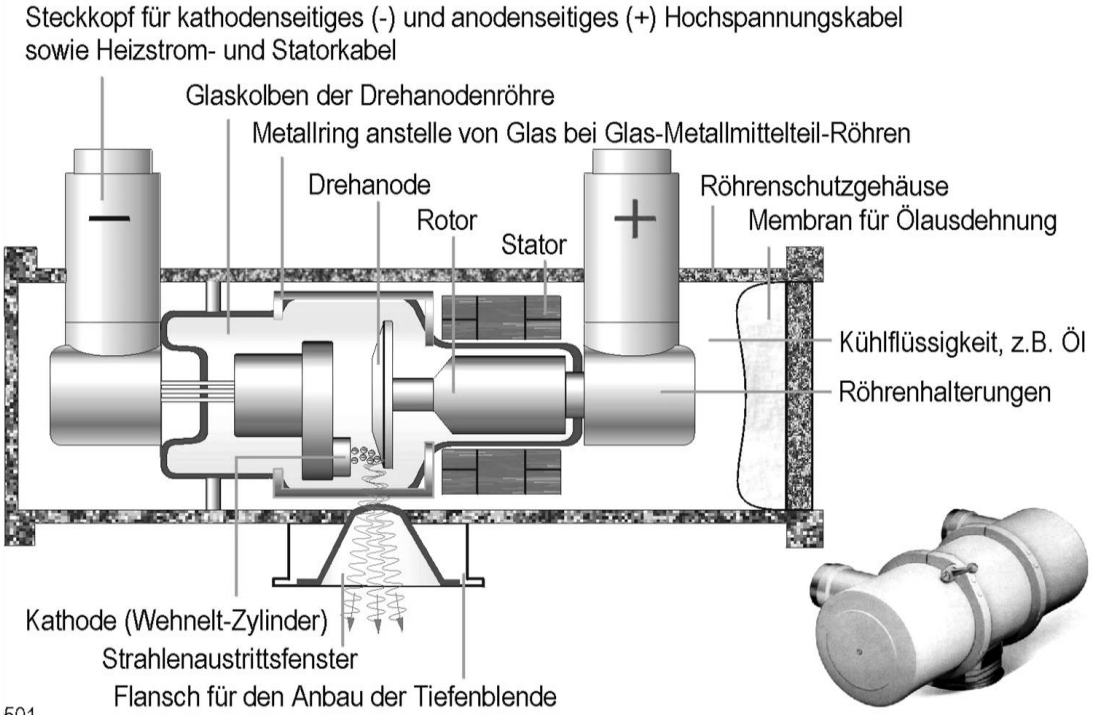
I_R = 0,1mA ... 1000mA

T_B = 1msec....Sekundenbereich

$\overline{p}$ = 350W –3kW (Durchleuchtungssysteme - Angiographie)

bis $\overline{p}$ = 5kW (Computer-Tomographie)

Um eine scharfe Abbildung zu bekommen, ist ein kleiner Fokus d.h. Brennfleck $(0{,}3mm)^2$ bis $(1{,}5mm)^2$ erforderlich. Da die elektrische Augenblicksleistung im Normalfall im höheren kW-Bereich liegt, ist bei höheren Anforderungen eine **Drehanodenröhre** (150Hz) erforderlich, damit die Wärme auf einer Brennbahn verteilt wird.



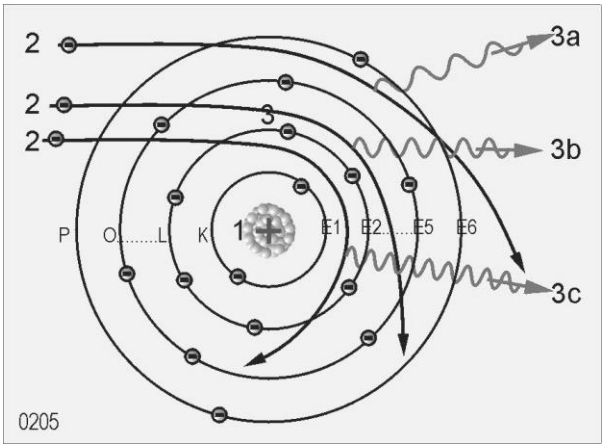
Röntgenstrahlen sind **elektromagnetische Schwingungen** ähnlich wie Radiowellen, Wärme- oder Lichtstrahlen, mit einer konstanten Ausbreitungsgeschwindigkeit von 300 000 km/s. Sie unterscheiden sich in ihrer Art nur durch ihre Wellenlänge bzw. durch die Frequenz. Es gilt die Beziehung:

$$\mathbf{c} = \lambda \times \nu$$

c = Lichtgeschwindigkeit, λ **=** Wellenlänge
ν **=** Schwingungen pro Sekunde (Frequenz)

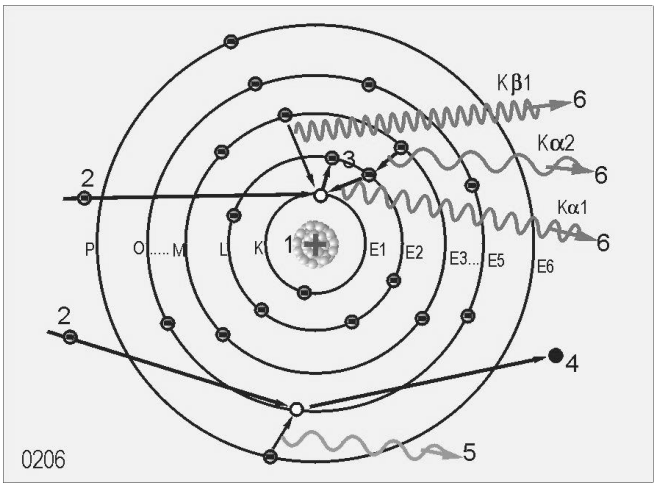
1.2 Strahlenspektrum

Die Röntgenstrahlung setzt sich zusammen aus der kontinuierlichen Bremsstrahlung und der charakteristischen Strahlung (Linienspektrum).



Bremsstrahlung: Beim Abbremsen der Elektronen wird elektromagnetische Strahlung ausgesandt. (Die kinetische Energie der Elektronen wird umgewandelt) **Elektronen** kommen in verschiedenen Entfernungen zum Kern an und ergeben so das gesamte **Spektrum**. Die wenigen, kernnahen erzeugen das energiereichste, also härteste Spektrum.

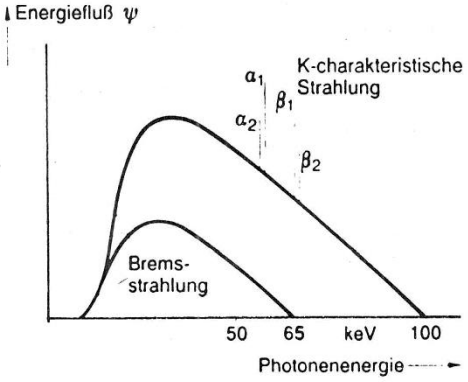
Charakteristische Strahlung: Von auftreffenden Elektronen angeregte Strahlung durch Übergang von einer Schale zur anderen (signifikant sind nur K- und L-Linien)
mit fest definierter Energien ⟶ **Spektrallinien**
Ein Elektron wird herausgerissen und wird frei, eines aus einer Schale besetzt die Stelle wieder.
Abgegeben wird die **Differenz** der Bindungsenergien als spektrale Strahlung.



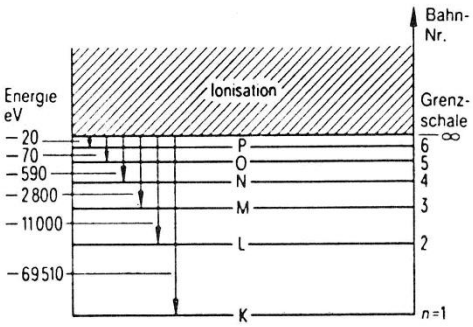
Maximale Strahlungsenergie: Wenn die gesamte Energie in einem einzigen Abbremsvorgang abgegeben wird (recht selten). Meistens geben die Elektronen aber die Energie in mehreren Teilstufen ab.

Für die Bildgebung ist in der allgemeinen Diagnostik die Bremsstrahlung maßgeblich, Ausnahme ist die **Mammographie**.

Typisches Spektrum:

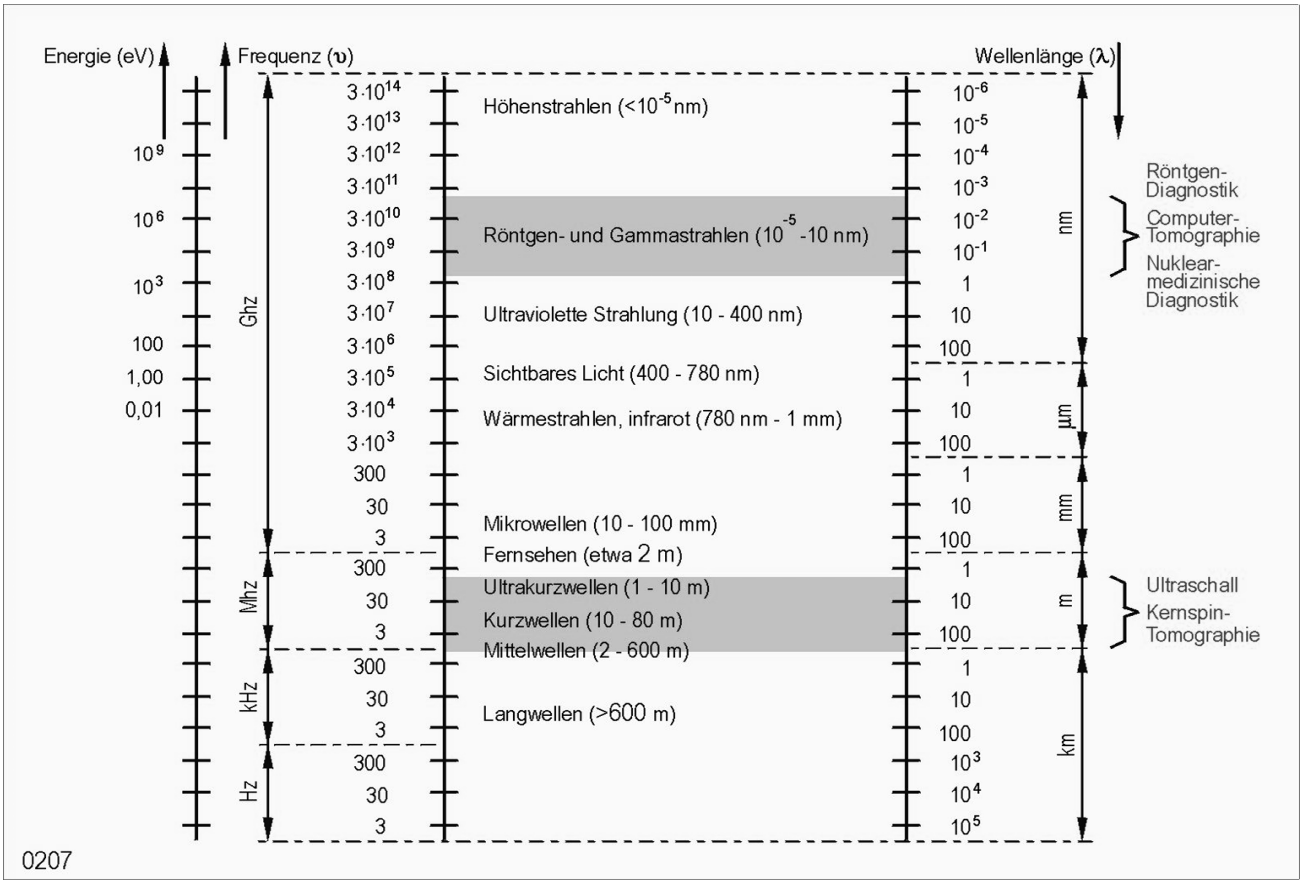


Spektrum der Röntgenbremsstrahlung und der charakteristischen Strahlung nach Austritt aus dem Strahler bei Röhrenspannungen von 65 und 100 kV. Die maximale Energie der Spektren liegt bei 65 und 100 keV (Grenzenergie in keV so groß wie Spannung in kV!). Die *Eigenfilterung des Strahlers* (Glaswand der Röhre, Öl des Strahlers) bestimmt die untere Grenzenergie, die etwa bei 10 bis 15 keV liegt. Quanten mit kleineren Energien schaffen es nicht, die Glaswand der Röntgenröhre zu durchdringen



Die Energieniveaus der Elektronen im Wolfram. Zur Unterscheidung werden diese Niveaus bei allen Elementen mit den Buchstaben K, L, M, N, O, P bezeichnet (auch: K-, L-, M-, N-, O-, P-*Schalen*). Die eingetragenen Energiewerte in eV (Elektronenvolt) sind die *Bindungsenergie* der Elektronen an den Atomkern (Beispiel: für Elektronen im K-Niveau beträgt die Bindungsenergie 69,51 keV, im P-Niveau, das man sich als äußerste Schale vorstellen kann, nur 20 eV)

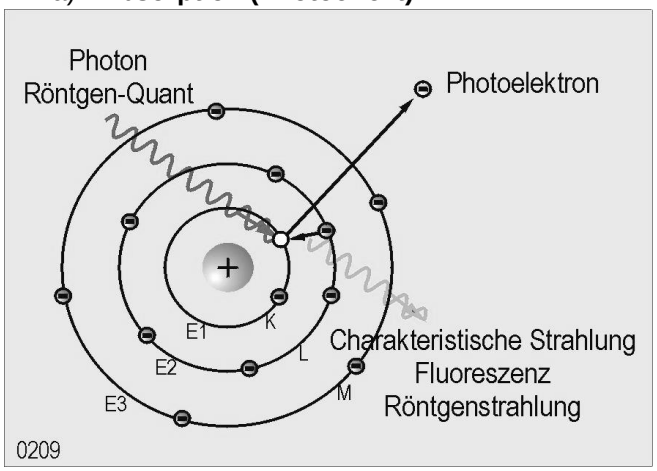
Einordnung der Strahlung in das elektromagnetische Spektrum:



1.3. Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie

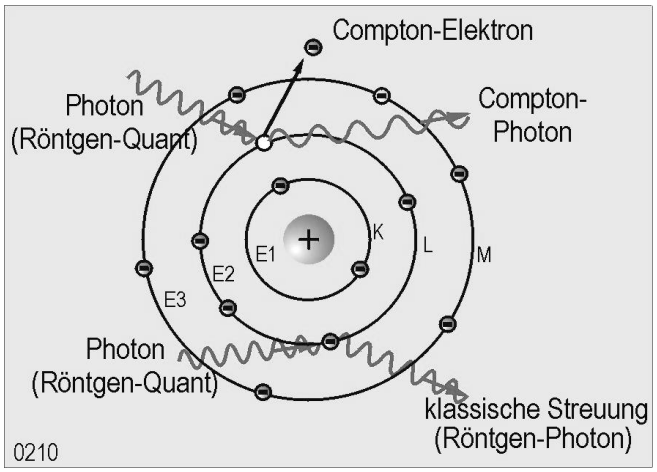
Beim Durchgang der Röntgenstrahlung durch Materie sind **zwei** schwächende Wechselwirkungen von Bedeutung:

a) **Absorption (Photoeffekt)**



Das Strahlungsquant überträgt die Energie **vollständig** auf ein Elektron der Atomhülle.

b**) Compton - Streuung**:

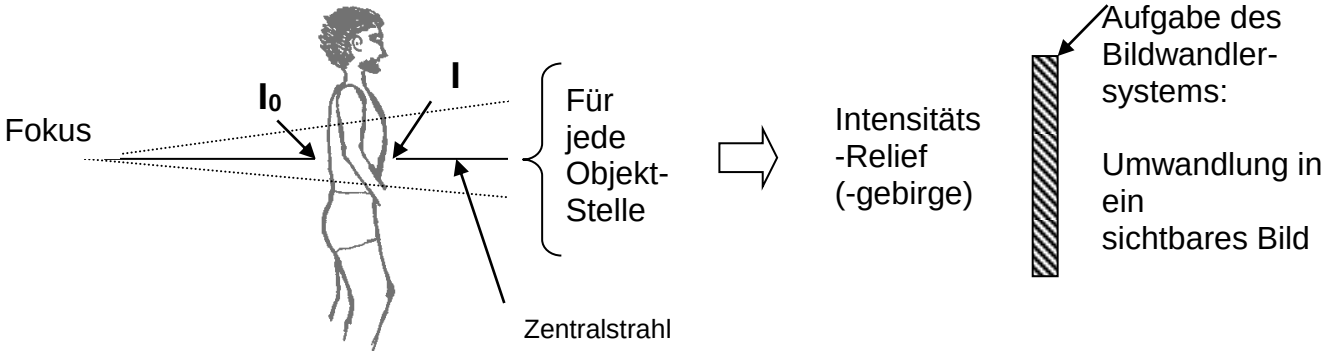


Das Quant überträgt einen **Teil** seiner Energie an ein Elektron der Atomhülle **und** ändert seine Richtung

Beispiel: 10cm H_2O; prozentueller Anteil der Wechselwirkungen:

	Absorption	Streuung
bei 60keV	70%	30%
bei 90keV	40%	60%

Beide Wechselwirkungen zusammen verursachen die Schwächung der Strahlung.



$I = I_0 e^{-\mu d}$ (Richtwert für Wasser : μ = 0,25/cm)

μ = linearer Schwächungskoeffizient (energieabhängig) ; d = Dicke

ρ = Dichte des Materials

$\frac{\mu}{\rho}$ bezeichnet man als Massenschwächungskoeffizienten

Die Schwächung der Röntgenstrahlung ist abhängig von der Dicke und Dichte des Objekts.

Hohe Energien (kV), also härtere Strahlung wird weniger als niedrige, also weichere Strahlung geschwächt.

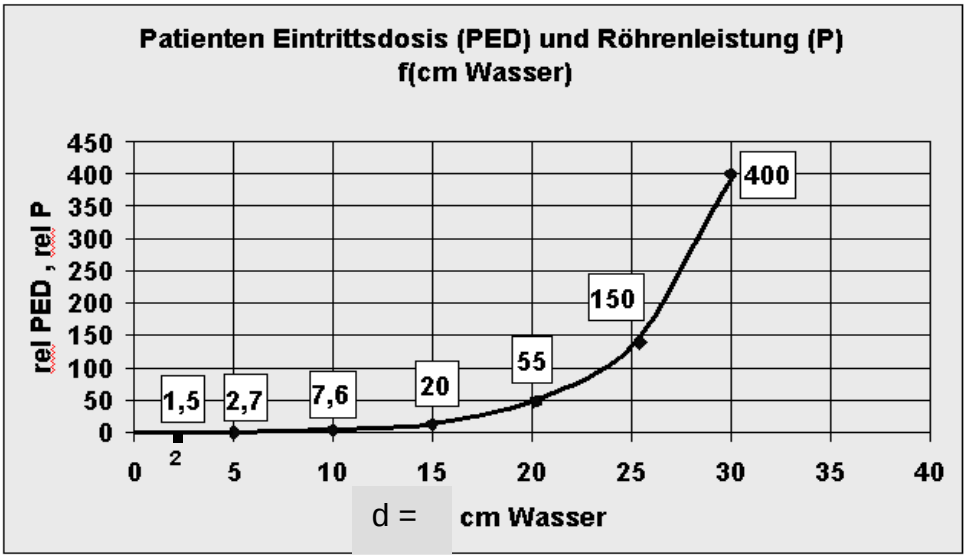
Somit erzeugen niedrige Energien bei dünnen Objekten und Objekten mit geringer Dichte höhere Schwächungsunterschiede, also besseren Kontrast.

Die Schwächung ist entsprechend dem Schwächungsgesetz nicht linear von der Dicke abhängig.

Beispiel der relativen Schwächung durch das Objekt bei 70 kV ($I = I_0 e^{-\mu d}$) :

Röntgen Parameter – Patient - Einfluss auf Eintritts Dosis oder Röhrenleistung

70kV, Intensität am Bildempfänger konstant, gerechnet für μ = 0,2



13

Merke:

Strahlenbelastung:

Die Eintrittsdosis und damit die Strahlenbelastung steigt überproportional mit der Objektdicke an!

Kontrast:

Zur Erzielung eines hohen Kontrastes sind niedrige kV-Werte anzuwählen. Aber:

Die Schwächung $\frac{\mu}{\rho}$ ist größer und daraus resultiert eine höhere Strahlenbelastung!

(Für konstantes mittleres I_0 ist bei niedrigen kV-Werten eine höhere Eingangsintensität I_0 erforderlich als bei hohen kV-Werten.)

Hartstrahltechnik:

Für die Darstellung der Lunge wählt man Hartstrahltechnik (hohe kV-Werte), damit Rippen und Wirbelsäule transparent werden!

Strahlungsaufhärtung:

Da $\frac{\mu}{\rho}$(bei niedriger Energie) > $\frac{\mu}{\rho}$(bei hoher Energie), führt jede Durchstrahlung eines Objekts zu einer Aufhärtung der Strahlung

(dieser Effekt wird in der Vorfilterung ausgenützt, um die Hautbelastung zu reduzieren).

Jodkontrast:
Die Absorption zeigt bei einigen Materialien Sprünge (Bindungsenergie der Elektronen). Diese Absorptionskanten macht man sich z.B. in der Angiographie zunutze:

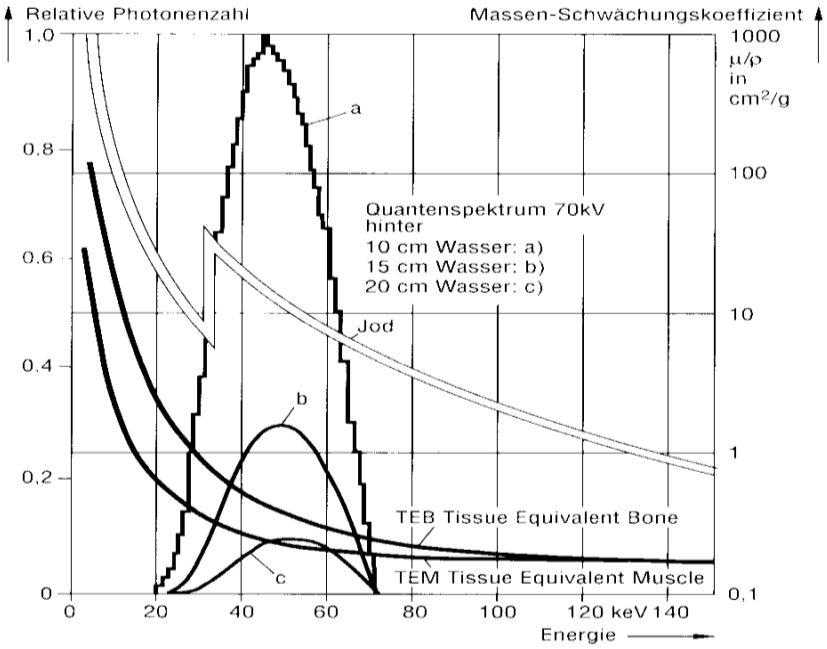


Bild 8.54
Röhrenspannungswahl und Jodkontrast bei der Extremitätenangiographie (TEB ≙ Knochengewebe, TEM ≙ Muskelgewebe)

Blutgefäße sind im Röntgenbild nicht sichtbar ($\frac{\mu}{\rho}$ unterscheidet sich nicht von demjenigen der Umgebung).

Deshalb werden bei Gefäßuntersuchungen (Angiographie) Kontrastmittel (meist jodhaltig) in die Gefäße injiziert.
Wählt man als Röhrenspannung ungefähr 70kV, dann ist im Bereich rechts neben der Absorptionskante die Strahlenintensität am größten und man erhält hohen "Jodkontrast".
Intensität der Röntgenstrahlung:
Die Intensität der Strahlung hängt bei gleichbleibenden kV linear von dem Strom in der Röntgenröhre ab. Dieser Strom wird über den Heizstrom des Glühwendels der Kathode bestimmt.
Die kV gehen überproportional in die Intensität ein. Z.B. steigt die Intensität bei einer Erhöhung der kV von 70 auf 83.auf das doppelte.
Die Menge der Röntgenstrahlung bei konstanten kV und gegebenen Strom wird über die Belichtungszeit für die einzelnen Bilder bestimmt.

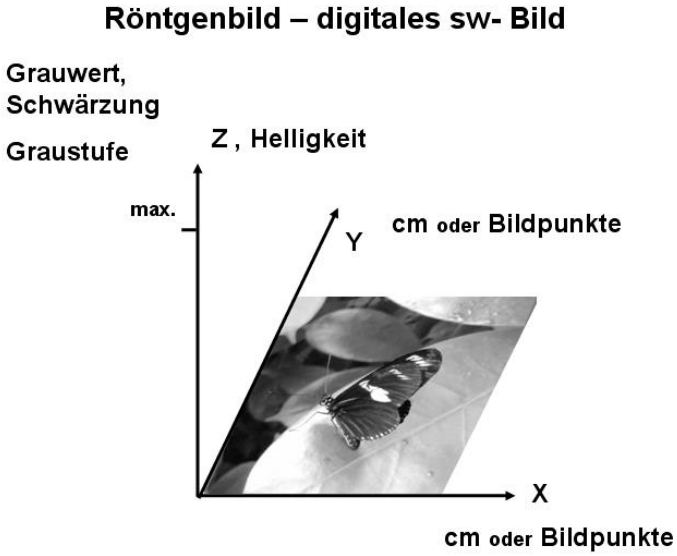
Eigenfilterung

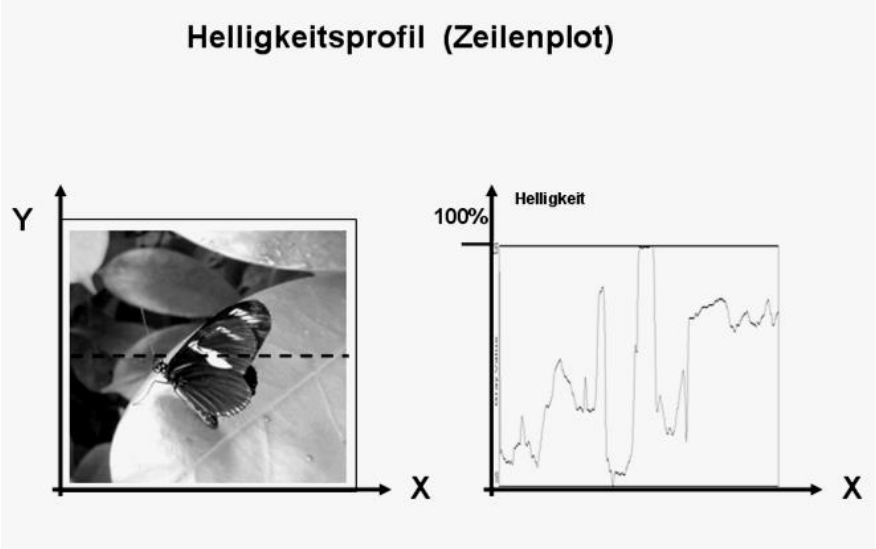
Die Eigenfilterung des Röntgenstrahlers (=Röntgenröhre + Gehäuse) beträgt etwa 1,5mm Al-Gleichwert. Diese schwächt vor allen Dingen die niederenergetischen Strahlenanteile (Weichstrahlung). Da die Weichstrahlung nur die Strahlenexposition des Patienten erhöht, ohne nennenswerte Beiträge zum Bild zu liefern, schreibt der Gesetzgeber eine Gesamtfilterung von 2,5mm Al-Gleichwert vor (meist ist ein Zusatzfilter erforderlich).

Heute werden wesentlich dickere Filter zur Reduzierung der Strahlenbelastung eingesetzt.

1.4 Was ist ein digitales Bild?

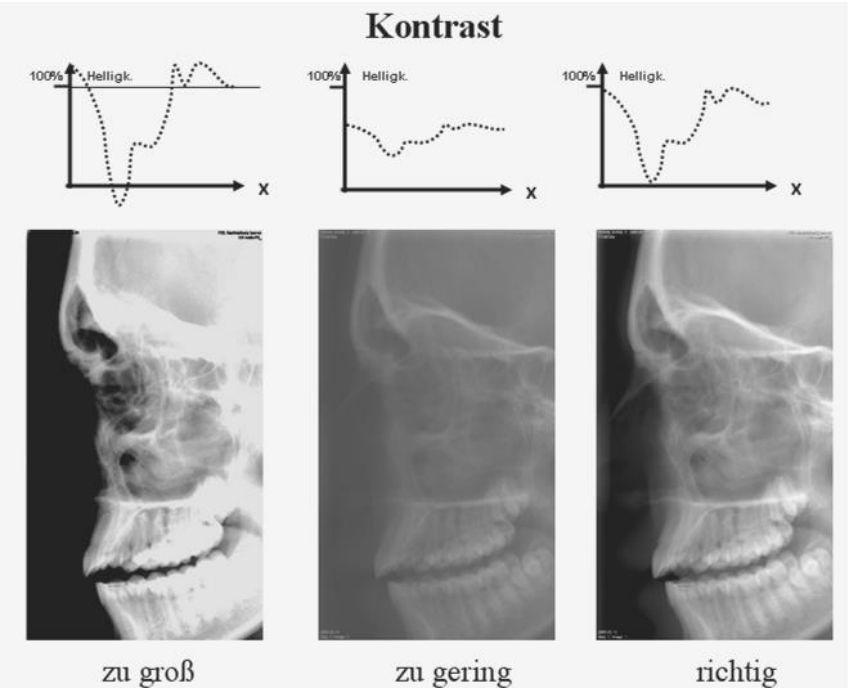
Ein Bild hat zwei Längsausdehnungen X und Y und Helligkeitswerte.
Der Helligkeitswert geht von schwarz bis weiß – Grauwert oder Schwärzung.
Bei digitalen sw-Bildern wird die Größe des Bildes in cm oder Bildpunkten angegeben,
der Helligkeitswert in Graustufen.



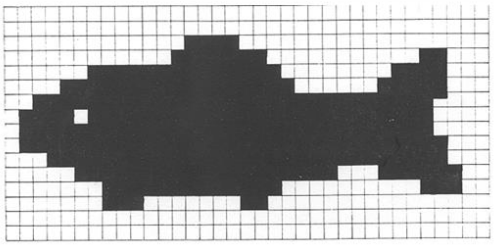


Ein Zeilenplot zeigt die Helligkeitswerte eines Bildes in Zeilenrichtung an

Bei einem Bild mit zu hohem Kontrast gehen die Helligkeitswerte über den darstellbaren Bereich hinaus und werden abgeschnitten.



Ein digitales Bild besteht aus einer **Bildpunktmatrix**, eine Angabe 768 x 1024 bedeutet z.B. eine Bildhöhe von 768 Pixeln bei einer Breite von 1024 Pixeln.
Bei einem Bild mit zu wenig Bildpunkte kann man die Bildpunktstruktur erkennen.



Das Beispiel links hat eine
Matrix von ca. 30 x20 Pixel

Der Grauwert hat nur hier nur eine Stufe,
entweder 0 oder 100% (1)

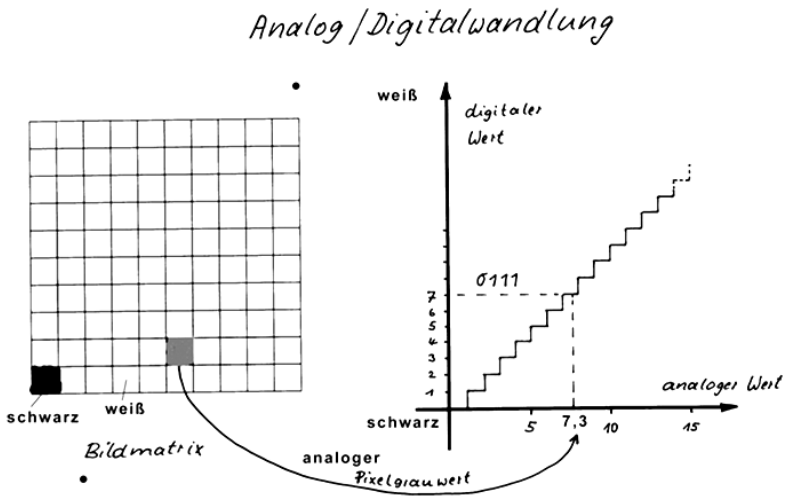
1.41 Binäres Zahlensystem

Im Gegensatz zu unserem 10 er System wird in der Digitaltechnik das **Binärsystem** angewendet, da ein digitaler Schaltkreis nur den Wert 0 oder 1 annehmen kann.

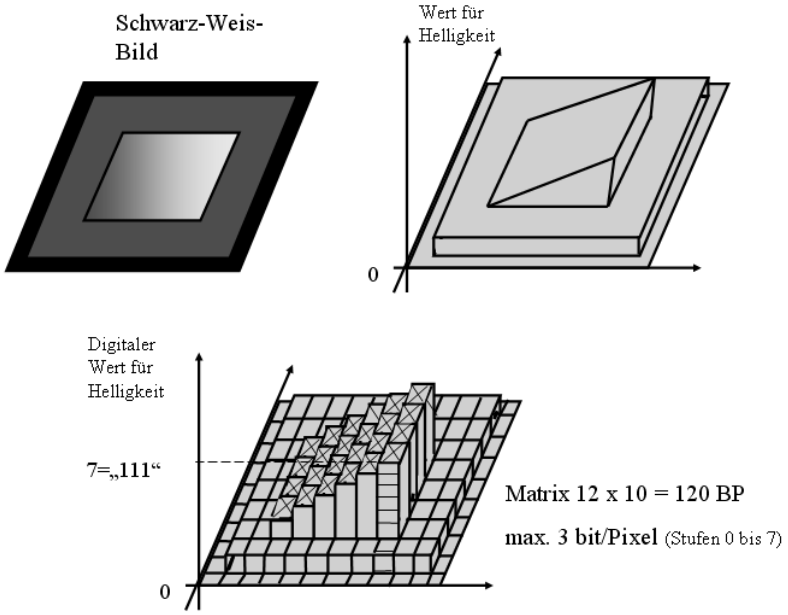
Darstellung von Dezimalzahlen im Binärsystem

2^{10}	2^9	2^8	2^7	2^6	2^5	2^4	2^3	2^2	2^1	2^0	
1024	512	256	128	64	32	16	8	4	2	1	
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	2
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	3
0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	10
0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	1	23
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	173
0	1	1	1	0	0	0	0	1	0	0	900
0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1023

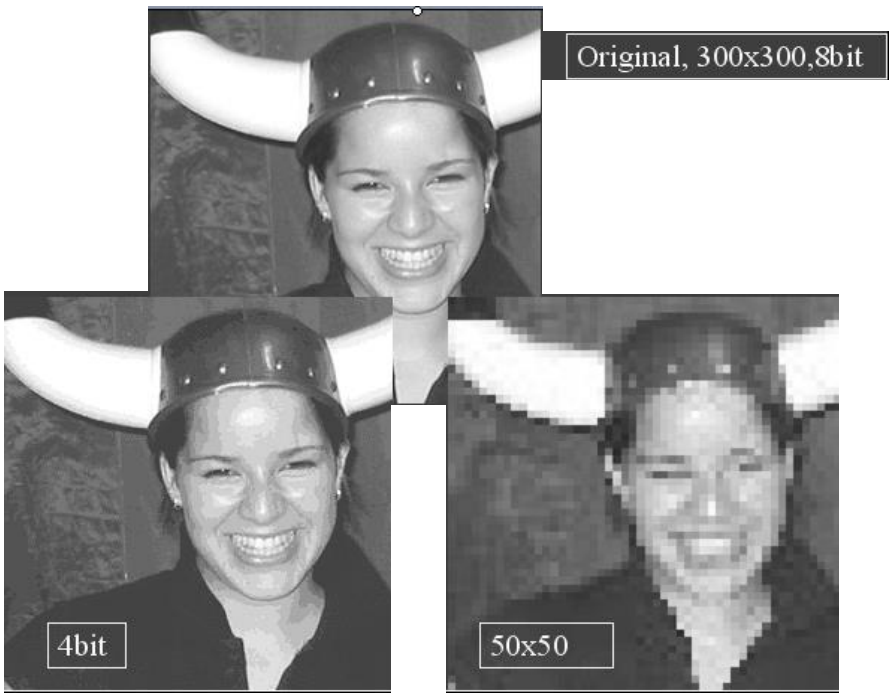
1.42 Digitalisierung der Grauwerte



Matrix und Graustufen:

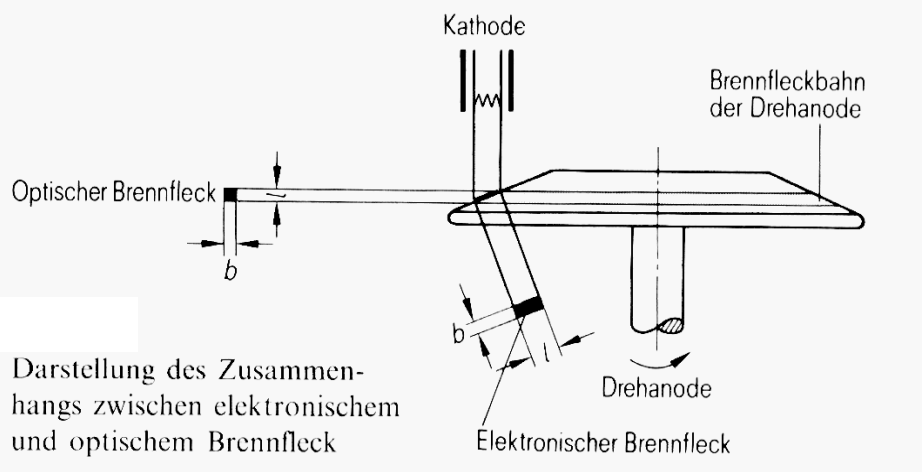


Wirkung von Matrix und Graustufe am Beispiel:



Die Bildpunktmatrix und die Graustufung sollten in einem unverarbeiteten Röntgenbild nicht sichtbar sein. Das menschliche Auge kann am Monitor nur ca. 150 Graustufe unterscheiden, deshalb erfolgt die Wiedergabe eines Bildes üblicherweise mit 8 Bit, also 256 möglichen Graustufen.

1.5 Einfluss der Fokusgröße



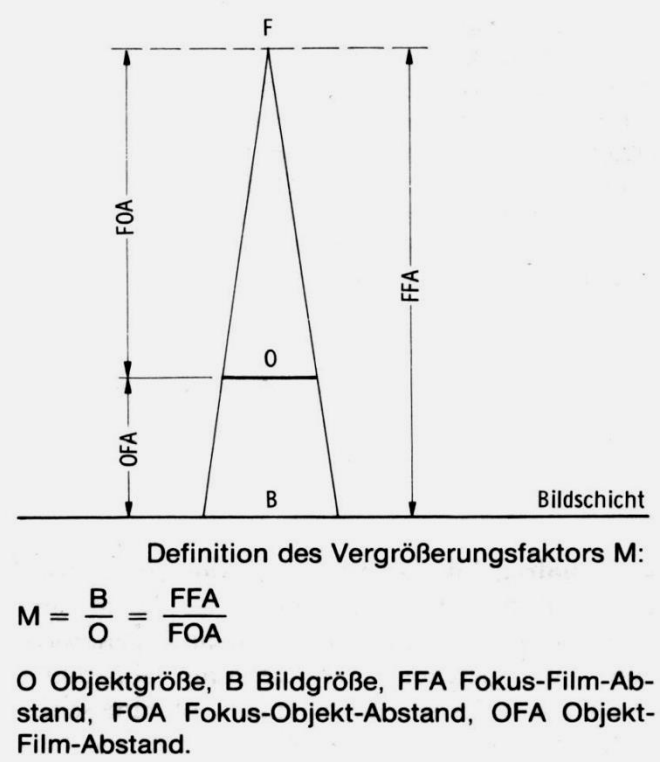
Darstellung des Zusammenhangs zwischen elektronischem und optischem Brennfleck

Entstehung des *optischen* Fokus (Schärfe!) aus dem *elektronischen* Brennfleck (Leistung!)

Um eine geringe **geometrische Unschärfe** bei der Abbildung zu erhalten, muss ein möglichst **kleiner optischer Fokus** verwendet und der Abstand zwischen Fokus und Objekt möglichst groß sein.
Aber: Leistungsgrenze!
Es gilt das „Quadratisches Abstandsgesetz“:

$$\frac{neuerFFA^2}{alterFFA^2} = \frac{"X"mAs}{"alte"mAs}$$

X mAs = alte mAs x $\frac{neuerFFA^2}{alterFFA^2}$



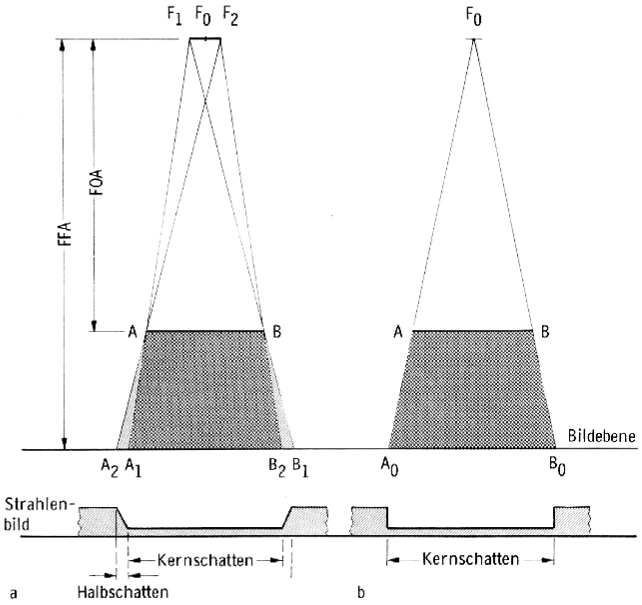
In der Praxis liegt das Objekt nie total auf dem Film, es ergibt sich immer eine vergrößerte Abbildung des Objekts.

Der Vergrößerungsfaktor M bei der Aufnahme ergibt sich aus dem Verhältnissen:
Fokus - Objekt- Abstand und
Fokus - Film- Abstand.

Bei Vergrößerungsmaßstäben über 1 erfolgt eine Verunschärfung der Abbildung

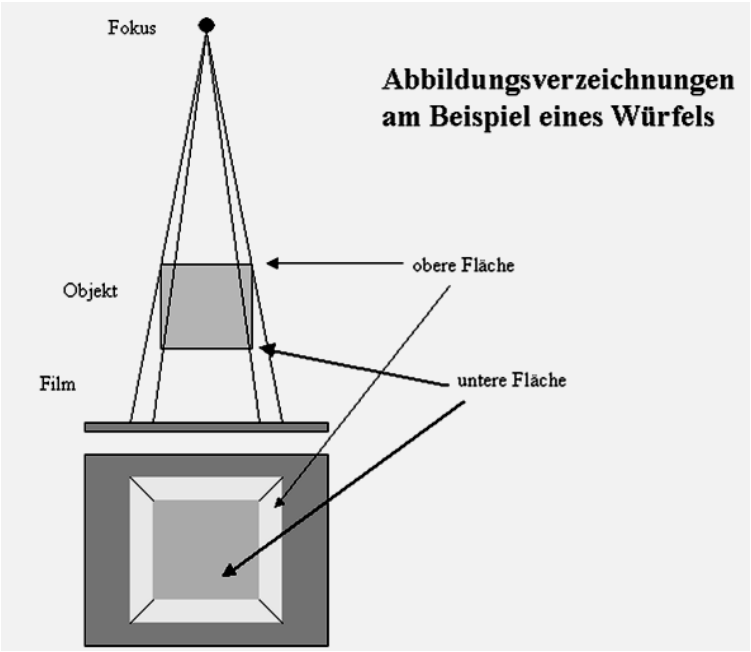
Röntgenabbildung bei einer ausgedehnten Strahlenquelle. (Im Interesse einer deutlichen Darstellung sind die geometrischen Verhältnisse gegenüber der Praxis übertrieben gewählt worden.)
a) Wirkliche Abbildung,
b) ideale Abbildung.
Strahlenquelle = Brennfleck mit der Ausdehnung $F_1F_2 = F$, Objekt AB, Kernschatten A_1B_2 (doppelt schraffiert), Halbschatten A_1A_2 und B_1B_2 (einfach schraffiert), Randunschärfe oder geometrische Unschärfe $U_g = A_1A_2 = B_1B_2$:

$$U_g = F(M-1);\ M = \frac{FFA}{FOA}.$$



Die **Schärfe der Abbildung** ist somit nur von der **Größe des Fokus** und dem **Vergrößerungsfaktor** abhängig.
Die **Größe** des auf dem Film abgebildeten Objektes hängt, bei gegebenem Abstand Fokus Objekt vom Abstand des Films zum Objekt ab.

1.6 Abbildungsverzeichnungen



Bei der Projektionsradiographie werden aufgrund des endlichen FFA , also systembedingt fokusnahe und fokusferne, in Realität gleich große Objekte, unterschiedlich groß abgebildet.

Ist dieser Effekt unerwünscht, so muss mit besonders großem FFA gearbeitet werden. (Lungenaufnahmen, Distator)

Variation des optischen Fokus und dessen Geometrie ist abhängig von dem differenziellen Anodenwinkel im Bild:
Bei einer Röntgenröhre mit einem bestimmten Anodenwinkel ergibt sich in der Mitte des genutzten Bildes (Zentralstrahl) im allgemeinen eine symmetrische Geometrie (Höhe x Breite) des optischen Fokus. An Bildstellen, die innerhalb des gesamten Bildwinkels näher an der Kathode liegen, ist die Projektion des physikalischen Fokus länger, so dass sich hier eine größere Länge und somit flächenmäßig auch ein größerer Fokus ergibt. An Bildstellen, die näher dem Anodenteller liegen, nimmt der projektierte Fokus in der Länge ab und die gesamte Fläche und somit auch die Intensität der Röntgenstrahlung ab.

Diese Abnahme der Intensität hin zum Anodenteller nennt man den **Heeleffekt.**
Dies wird im allgemeinen bei der Anordnung der Röntgenröhre zum Patienten beachtet, die intensivere Röntgenstrahlung wird dann über das dichtere Medium des Körpers gelegt.

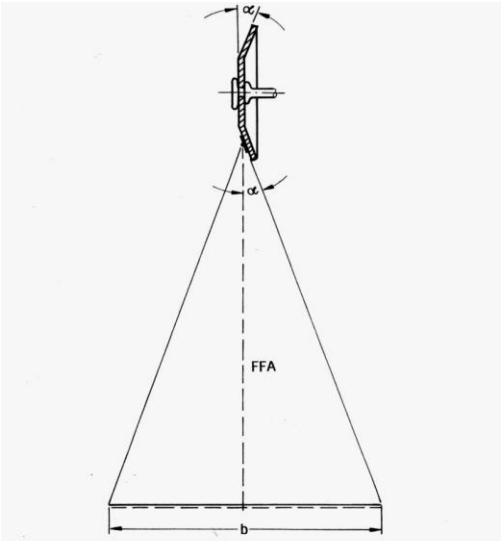


Abb. 7.6 Beziehung zwischen Anodenwinkel α, Fokus-Film-Abstand FFA und ausleuchtbarer Bildbreite b in Richtung der Röhrenlängsachse. In Richtung senkrecht zur Röhrenlängsachse wird das Bildformat von der Größe des Röhrenfensters bestimmt.

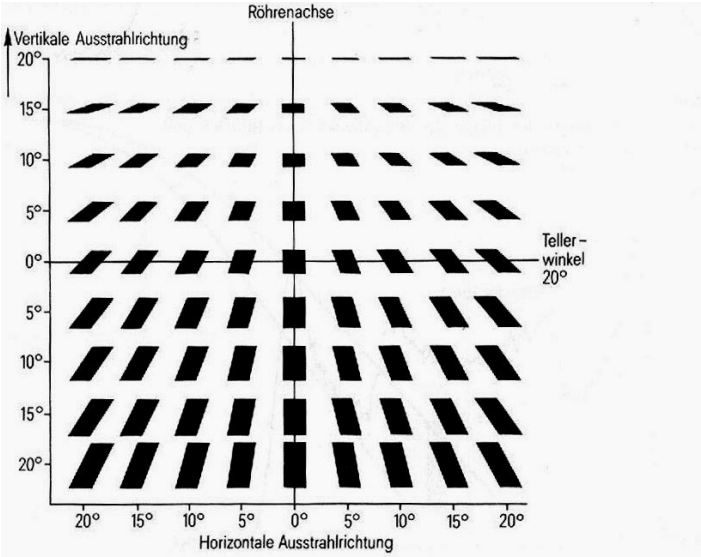


Bild 8.7
Variation der Brennfleckgeometrie und -größe in verschiedene Ausstrahlrichtungen zum Zentralstrahlpunkt. Der Zentralstrahlpunkt steht hier senkrecht auf dem Achschnittpunkt und zeigt auf den Betrachter

Abzuleiten davon ist, dass wenn der Zentralstrahl immer senkrecht zur Röhrenachse austritt, mit größeren Anodenwinkeln eine größere Fläche des Fokus und somit eine höhere Röntgenenergie- größerer Abstrahlwinkel- genutzt werden kann.
Dabei wird natürlich auch die Breite des Fokus, gegeben durch das Glühwendel entsprechend angepasst.
Daraus folgt auch, dass sich für jede Röhre entsprechend der **Fokusgröße** bzw. des **Anodenwinkels** eine unterschiedliche **maximale Leistung** ergibt.

Technische Grenzen bei der Realisierung der Fokusgröße:

Um Bewegungsunschärfen zu vermeiden, sind Belichtungszeiten von 1ms...100ms erforderlich. Dies bedingt eine hohe Strahlenintensität und damit große Kurzzeit-Röntgenröhrenströme (bis 1A). Um Aufschmelzungen auf der Anode zu vermeiden, kann der "Brennfleck" und damit der Fokus nicht beliebig klein gemacht werden.

Die Brennfleckgröße ist daher oft auch ein Kompromiss zwischen geometrischer Unschärfe und Bewegungsunschärfe und maximalem Strahlungsfeld.

Praxis: Drehanodenröhren haben zwei Fokusse. Typische Werte sind zum Beispiel:

Kleiner Fokus : P_{max} = 30kW; 0,3mm × 0,3 mm

Großer Fokus : P_{max} = 80kW/100kW 0,8mm × 0,8 mm bis 1,2mm × 1,2 mm

Hinweis: Der Anodenwinkel der Röntgenröhre kann nicht beliebig klein gemacht werden, weil sonst keine großen Aufnahmeformate möglich sind.

1.51 Vergrößerungstechnik

Normalerweise ist ein möglichst kleiner Objekt-Filmabstand gefordert:
* Wegen der bereits erwähnten Unschärfen.
* Damit das Objekt im Originalmaßstab abgebildet wird.

Bei der Vergrößerungstechnik (feine Knochenstrukturen, Mammographie u.ä.) ist zur Vermeidung der geometrischen Unschärfe ein besonders kleiner Fokus erforderlich. Andererseits wird das Objekt wegen der Nähe zum Fokus mit höherer Dosis belastet. Der kleinere Brennfleck hat eine kleinere Leistung – Aufnahmezeit länger! → Kompromisse sind unvermeidlich!

2. Röntgenaufnahmeplatz

Es geht hier um die "klassische" Röntgenaufnahme auf einem Röntgenfilm (Überlagerungsbild). Die Erzielung guter, diagnostisch einwandfrei auszuwertender Aufnahmen ist auch heutzutage keine Selbstverständlichkeit.

Benötigt werden folgende Basiskomponenten:

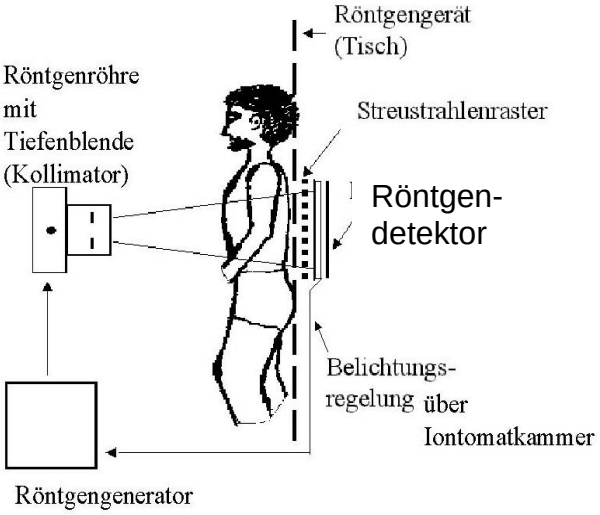
* Ein Röntgengerät zur Patientenlagerung

* Eine Röntgenröhre mit Kollimator zur Strahlenerzeugung und Einblendung

* Eine Filmfolienkombination (FFK) und ein vorgeschaltetes Streustrahlenraster

* Ein Röntgengenerator zur Erzeugung der Hochspannung, zur Steuerung des Aufnahmeablaufs und für die Belichtungsautomatik.

* Ionisationskammer zur Messung der Belichtung

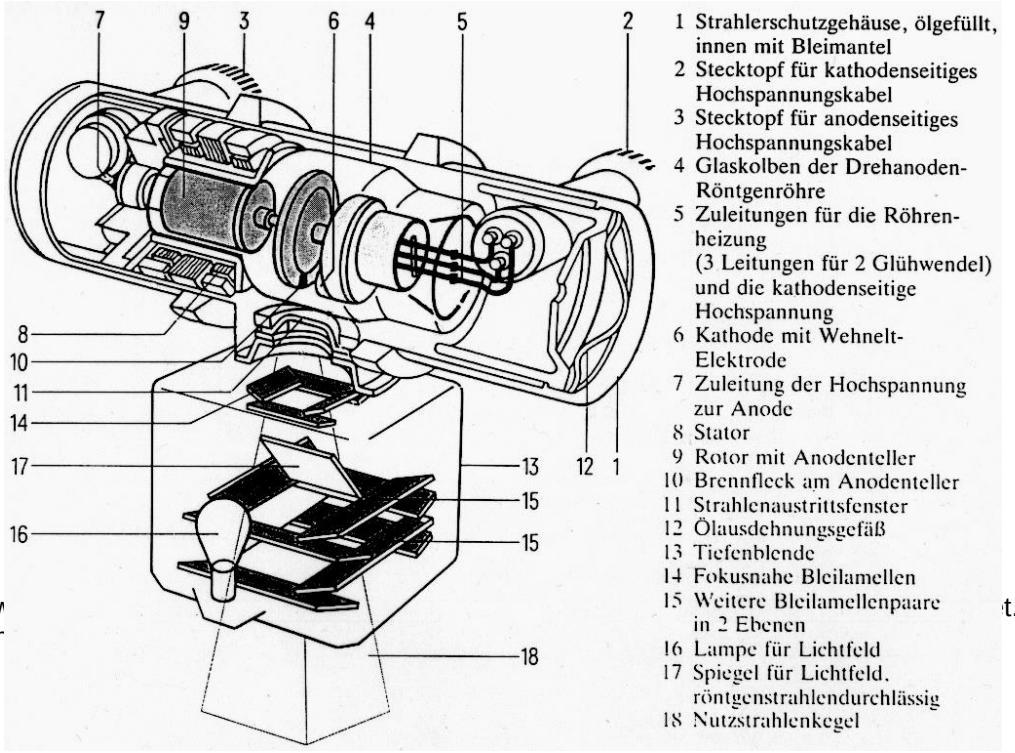


Beispiel eines Aufnahmeplatzes:

Röntgengeräte gibt es in unterschiedlichsten Ausführungen, je nachdem, welches Organ in welcher Technik untersucht oder behandelt werden soll.

Das Geräte-Spektrum reicht vom einfachen **Aufnahmetisch** über universell einsetzbare **Ober- und Untertischgeräte** bis zu speziellen Geräten z.B. für die **Mammographie, die Angiographie** usw.

2. 1 Primärstrahlenblende (Tiefenblende) und Röntgenstrahler



Es w t. Vor der
Aufr

Häufig wird mit einer Formatautomatik gearbeitet: Automatische Einblendung auf das maximale Format des jeweils verwendeten Bildempfängers (Bildformat), das auf die jeweilige Applikation abgestimmt ist.

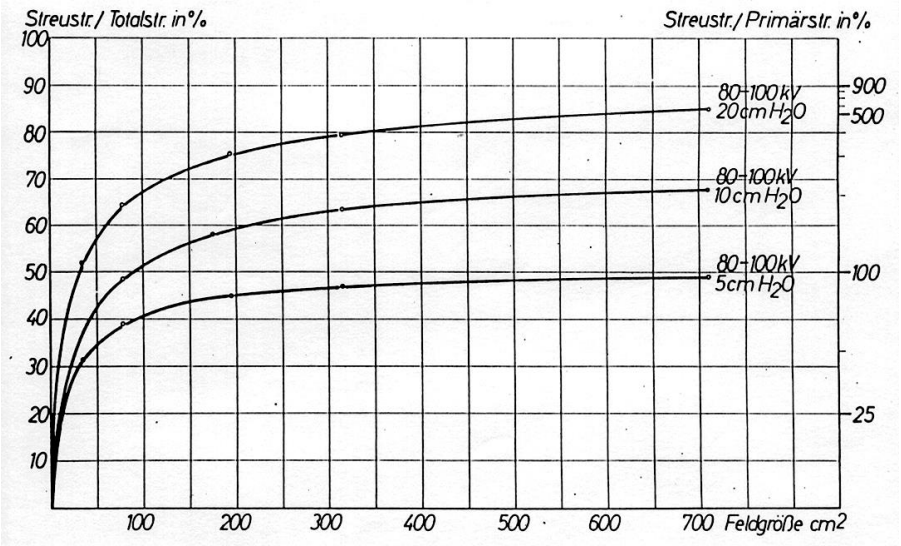
Stichpunkte zum Röntgenstrahler inkl. Kollimator:

Kennzeichen einer Röntgenröhre
Fokusgröße, geometrisch / elektrisch
Belastbarkeit (KV, mA, kW)
Anodenneigungswinkel (Ausleuchtung), Heeleffekt
Aufnahmezeit,
Mehrfachfoken, Kathode, Wendel
Senkrechtstrahl (Lot); Zentralstrahl (Mitte des Austrittsfensters)

Röhrenhaube und Tiefenblende
Strahlenschutz
Ausblendung des Nutzstrahlenbündels
Anordnung der Blenden, Sitz der Tiefenblende
Halbtransparente Einblendungen
Blendenpaare fokusnah und fokusfern
mit bzw. ohne Lichtvisier
automatische Einblendung mit Formatautomatik
Vorfilterung
halbtransparente Einblendung

2. 2 Streustrahlenraster

Die im Patienten erzeugte Streustrahlung führt zu kontrastarmen, verrauschten Bildern, die ohne Zusatzmaßnahmen diagnostisch nicht auswertbar sind. Sie trägt zwar zur Filmschwärzung mit bei, ist aber weitgehend unerwünscht, da sie wie ein Schleier über dem Primärstrahlenbild liegt.
Je dicker die durchstrahlte Masse und je größer das Bildfeld, desto größer ist der Streustrahlenanteil.



Wichtig:

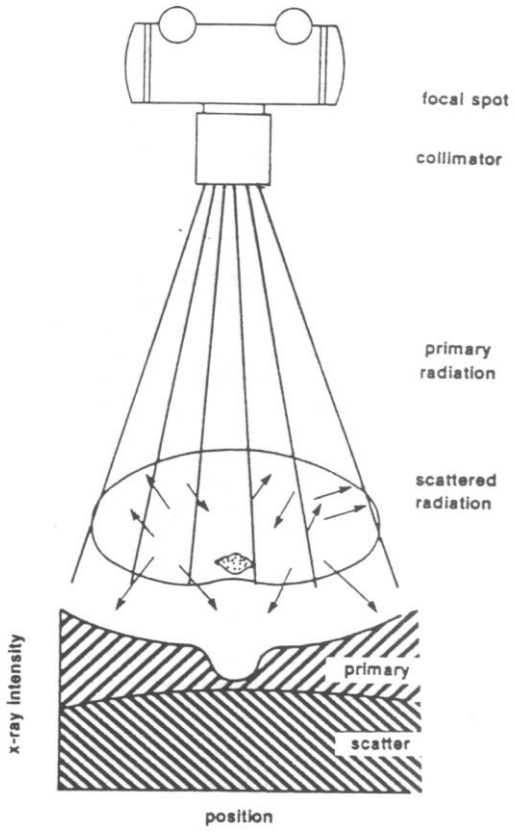
Möglichst kleiner Strahlenkegel

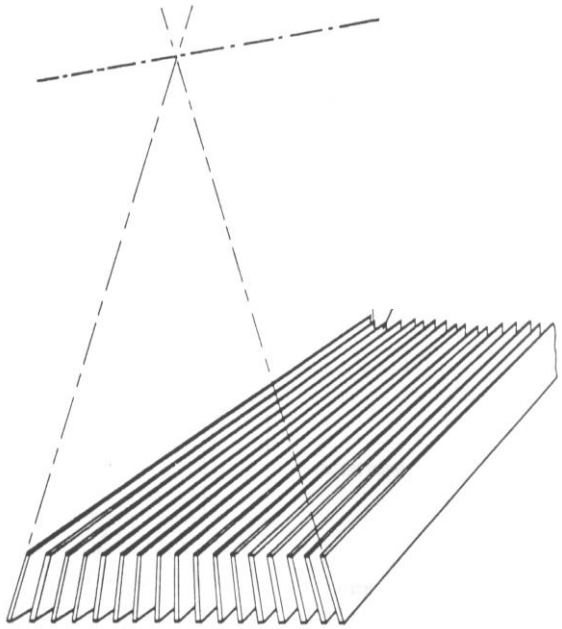
Kompression des Objekts

großer FOA

Streustrahlenraster (wesentliche Maßnahme)

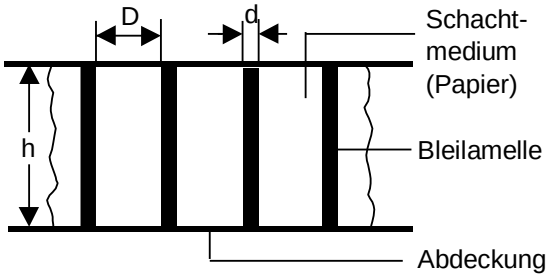
Die Folge **hoher Streustrahlenanteile** ist ein **erheblicher Kontrastverlust**, bzw. **Grauschleier („Nebel“)**, der so groß sein kann, dass geringe Schwächungsunterschiede im Objekt nicht mehr im Röntgenbild zu erkennen sind.
Bei einer Feldgröße von 700cm^2 ,d.h. einem Format von 24 cm * 30 cm und einer Objektdicke von 20 cm sind mehr als 80% der auf die Kassette fallende Strahlung, Streustrahlung, d.h. nur etwa 20 % der einfallenden Strahlung tragen zum Bildaufbau bei.





Als weiteres zeigen die Kurven, welchen Einfluss die Größe des eingeblendeten Feldes auf den Streustrahlenanteil hat. Bis zu einer Feldgröße von 200 cm^2 steigt der Streustrahlenanteil rapide an, danach ist nur noch eine geringe Zunahme zu erkennen.
Die Bildqualität kann man verbessern, indem man das durchstrahlte Volumen möglichst klein hält, z.B. durch Einblendung und oder Kompression. Diese Maßnahme allein reicht nicht aus, um den Anteil an Bild verschlechternder Streustrahlung in erträglichen Grenzen zu halten. Das ist nur mit Hilfe eines Streustrahlenrasters möglich, im folgenden kurz „Raster“ genannt.
Raster können als **Standraster oder früher als Laufraster** verwendet werden. Laufraster wurden während der Belichtung bewegt, damit in jedem Fall eine Abbildung der Rasterstreifen auf dem Bildempfänger (Film) vermieden wurde.
Der Raster befindet sich immer zwischen Objekt und Kassette (steht stellvertretend auch für andere Aufnahmesysteme)

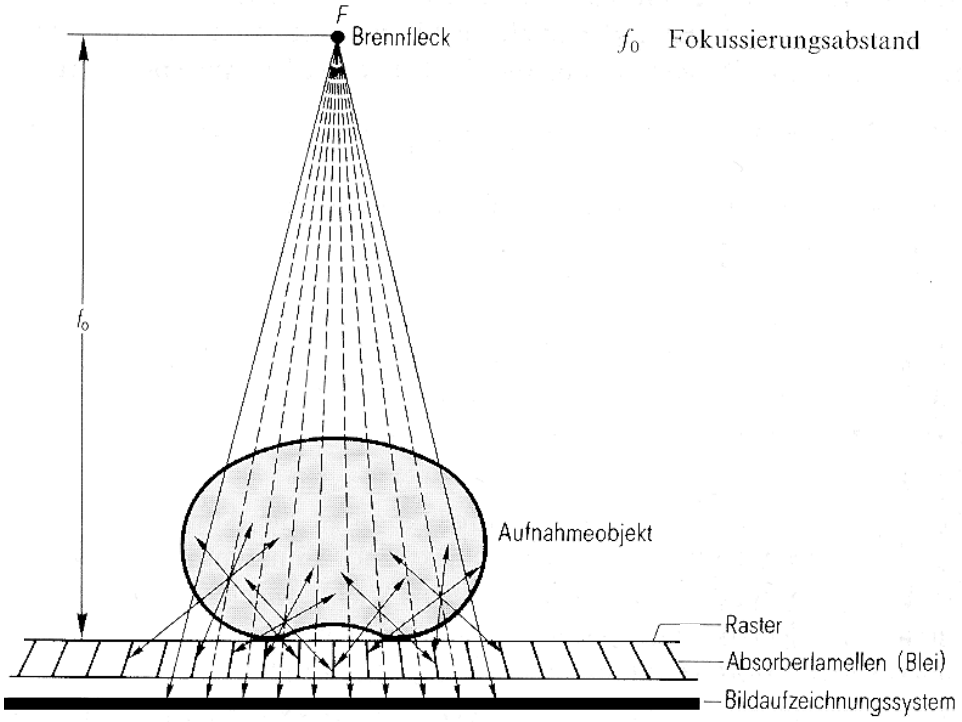
Aufbau eines Rasters



Raster bestehen aus Absorber-Lamellen der Dicke d und der Höhe h, die in regelmäßigen Abständen D nebeneinander angeordnet sind. Zwischen den Absorber-Lamellen befindet sich ein schwach absorbierender Stoff, das Schachtmedium, das kann Papier, Kunststoff oder Aluminium sein. Das Lamellen Material ist meist Blei kann aber auch Wolfram sein. Die Abdeckung besteht aus Aluminium oder Kohlefaser mit Kunststoff.

Erläuterung der Wirkungsweise:

Durch das Streustrahlenraster gelangen i.W. nur die genau in Längsachse der Rasterschächte und somit direkt vom Fokus ankommenden Quanten.
Alle anderen werden weitgehend von den Bleilamellen absorbiert



Für unterschiedliche Aufnahmebedingungen gibt es verschiedene Ausführungsformen von Rastern.
Linienraster lässt sich aufteilen in Parallelraster und fokussierter Raster.
Ein Parallelraster ist ein Raster, dessen Lamellenebenen parallel sind.
Ein **fokussierter Raster**, ist ein Raster, bei dem sich die Ebenen der Rasterlamellen in einer Geraden im Fokussierungsabstand f_o von der Rasterebene schneiden. Am meisten benutzt werden die fokussierten Raster.
Kreuzraster ist ein Raster, der aus zwei übereinander gelegten, gekreuzten Linienrastern hergestellt werden. Finden kaum Anwendung, da der Kontrastgewinn gegenüber einem Linienraster nicht den wesentlich höheren Dosisbedarf rechtfertigt.

Kenngrößen für Streustrahlenraster:

1. Geometrische Kenngrößen

Anzahl der Lamellen je cm **N** werden auch Linienzahl(Liniendichte) genannt

N = 1 / (d + D) pro cm

Linienzahl liegt standardmäßig um 40 Linien pro cm, geht aber für digitale Anlagen bereits bis 80!

Schachtverhältnis **r** ist das Verhältnis von Lamellenhöhe zu Lamellenabstand

r = h / D

gängige Schachverhältnisse sind 6, 8, 10, 12

Der Fokussierungsabstand $\mathbf{f_o}$ ist der Abstand der Schnittgeraden der Lamellenebenen von der Rasterebene,

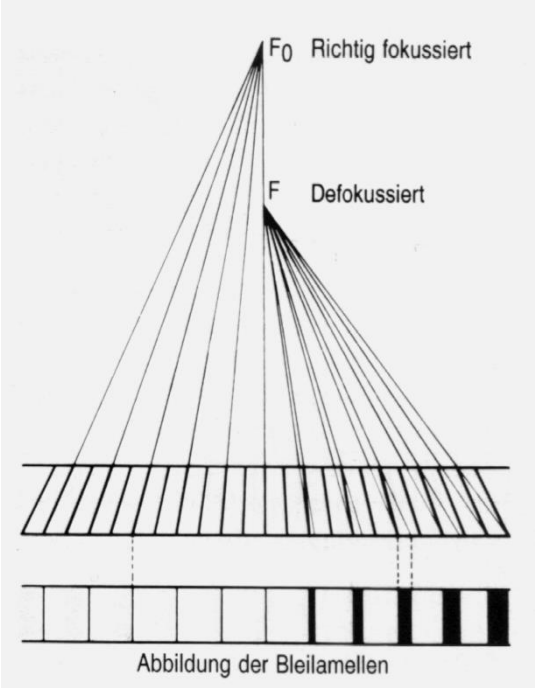
z. B. $f_o = 115$ d.h. der Raster – Fokus – Abstand beträgt 115cm

Bei Parallelrastern $f_o = \infty$

Die **Fokus – Raster – Abstandsgrenzen** f_1, f_2 sind die minimalen (f_1) und maximalen (f_2) zulässigen Fokus – Raster – Abstände bei einer Abnahme der Primärstrahlentransparenz am Rasterrand von 40%

Anmerkung: Als **defokussiert** bezeichnet man die Lage eines Rasters, wenn der Abstand f zwischen dem Fokus und der Rasterebene nicht gleich dem Fokussierungsabstand f_o ist

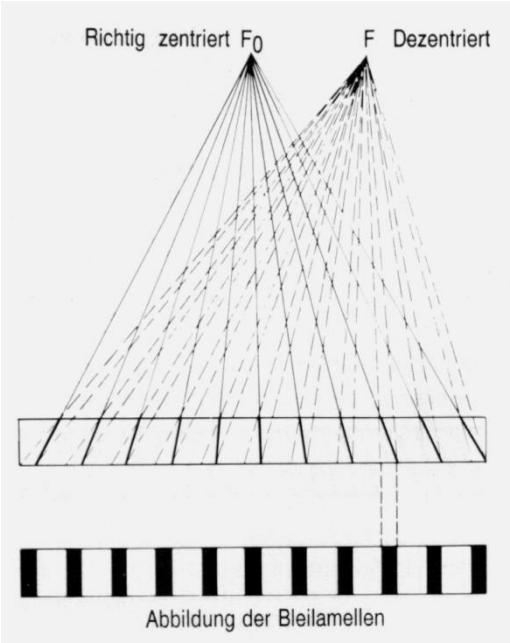
($f \neq f_o$)



Richtig fokussiert(links) werden die Lamellen richtig nur als schmale Streifen abgebildet, während rechts die Lamellen zu immer breiteren Schatten werden von der Rastermitte nach außen gesehen.
Da bei einem Laufraster die Lamellen aber nicht zur Abbildung kommen, wirkt sich diese Verschattung bei **Defokussierung** zu einer **Unterbelichtung der Aufnahme** zum Rand hin aus.
Dasselbe vollzieht sich im Prinzip auch bei einer Vergrößerung des Fokus – Raster – Abstandes, allerdings kommt es hier aufgrund des geänderten Einfallswinkel der Strahlung nicht im selben Maß zur Abschattung.

Selbstverständlich ist die Verschattung auch vom Schachtverhältnis des Rasters abhängig. Je höher das Schachtverhältnis desto mehr tritt dieser Effekt auf.

Als **dezentriert** bezeichnet man die Lage eines Rasters, wenn sich der Fokus außerhalb der Ebene der zur Rasterebene **senkrechten Lamelle** befindet.
Auch hier tritt ein Verlust von Primärstrahlung auf, der sich aber homogen über die gesamte Aufnahme auswirkt, d.h. man braucht für eine richtig belichtete Aufnahme in diesem Fall mehr Dosis.
Treffen Dezentrierung und Defokussierung zusammen, dann kommt es zu einer **asymmetrischen Abschattung**.



2, Physikalische Kenngrößen

Primärstrahlentransparenz Tp ist das Verhältnis der Messwerte eines Leuchtstoff-Strahlenmessgerätes für die Primärstrahlung mit Raster I′p und für Primärstrahlung ohne Raster Ip
Tp = I′p / Ip

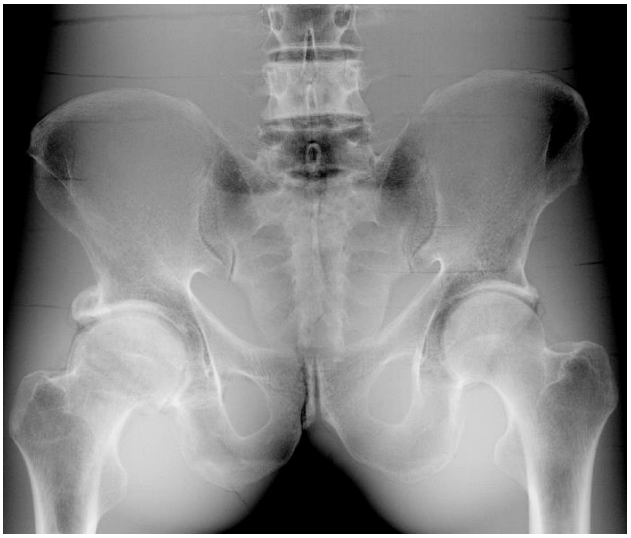
Streustrahlentransparenz Ts ist das Verhältnis der Messwerte eines Strahlungsmessgerätes für die Streustrahlung mit Raster I′s und für die Streustrahlung ohne Raster Is
Ts = I′s / Is

Selektivität Σ ist das Verhältnis von Primärstrahlentransparenz Tp zur Streustrahlentransparenz Ts
Σ = Tp / Ts
Die Selektivität ist eine Maßzahl für die kontrastverbessernde Wirkung eines Rasters.

Rasterartefakte

Früher konnte man nicht genügend feine Raster (Linien/cm) bauen, sodass sich entweder die Rasterstreifen auf dem Film abbildeten, bzw. man die Raster während der Aufnahme bewegte. Heute geht der Trend zu immer feineren Rastern, zu Viellinienrastern,die dann auch bei sehr gut auflösenden Bildempfängern nicht mehr bewegt werden müssen.

Bildbeispiel:



Beckenphantom ohne Raster 75 kV mit Streustrahlenraster r = 1:12

Rasterprodukte

Es gibt eine Vielzahl von verschiedenen Rastern, die auf den jeweiligen Verwendungszweck wie Format und Form, FFA, Bildempfänger oder Objektdicke und damit Grad der nötigen Streustrahlenunterdrückung abgestimmt sind.
Bei pädiatrischen Anlagen ist die Herausnehmbarkeit der Raster gefordert.

Stichpunkte zu Raster

Folgende Angaben müssen auf einem Raster „zu lesen“ sein.

Röhrenzeichen

Mittelstrich

Lamellenmaterial

Schachtverhältnis

Linienzahl pro cm

Fokussierung

z.B. Pb 8/40 fo115 bedeutet Lamellenmaterial Blei, Schachtverhältnis 8, 40 Linien pro cm, fokussiert auf 115cm.

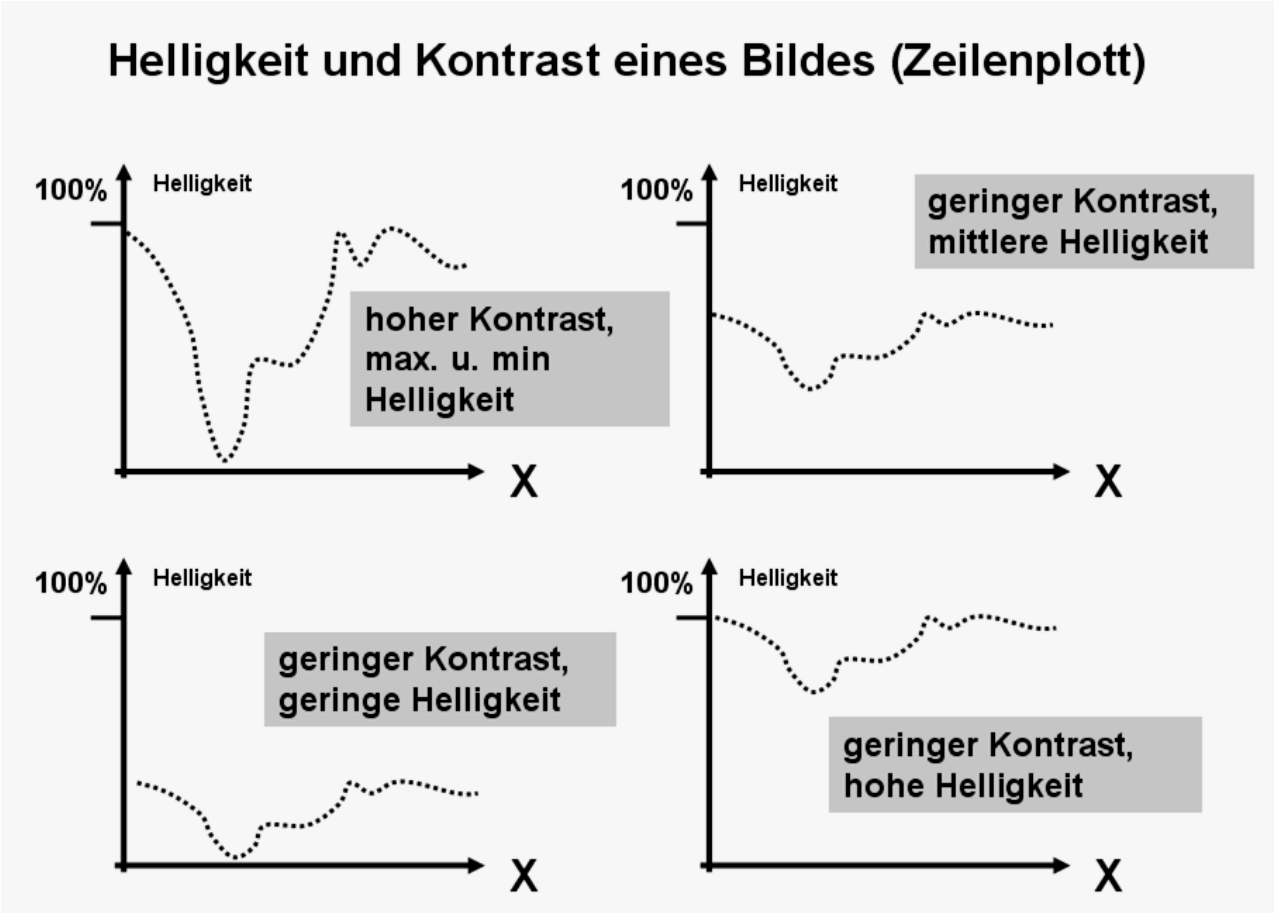
Weitere wichtige Kenngrößen: Primärstrahlentransparenz, Selektivität

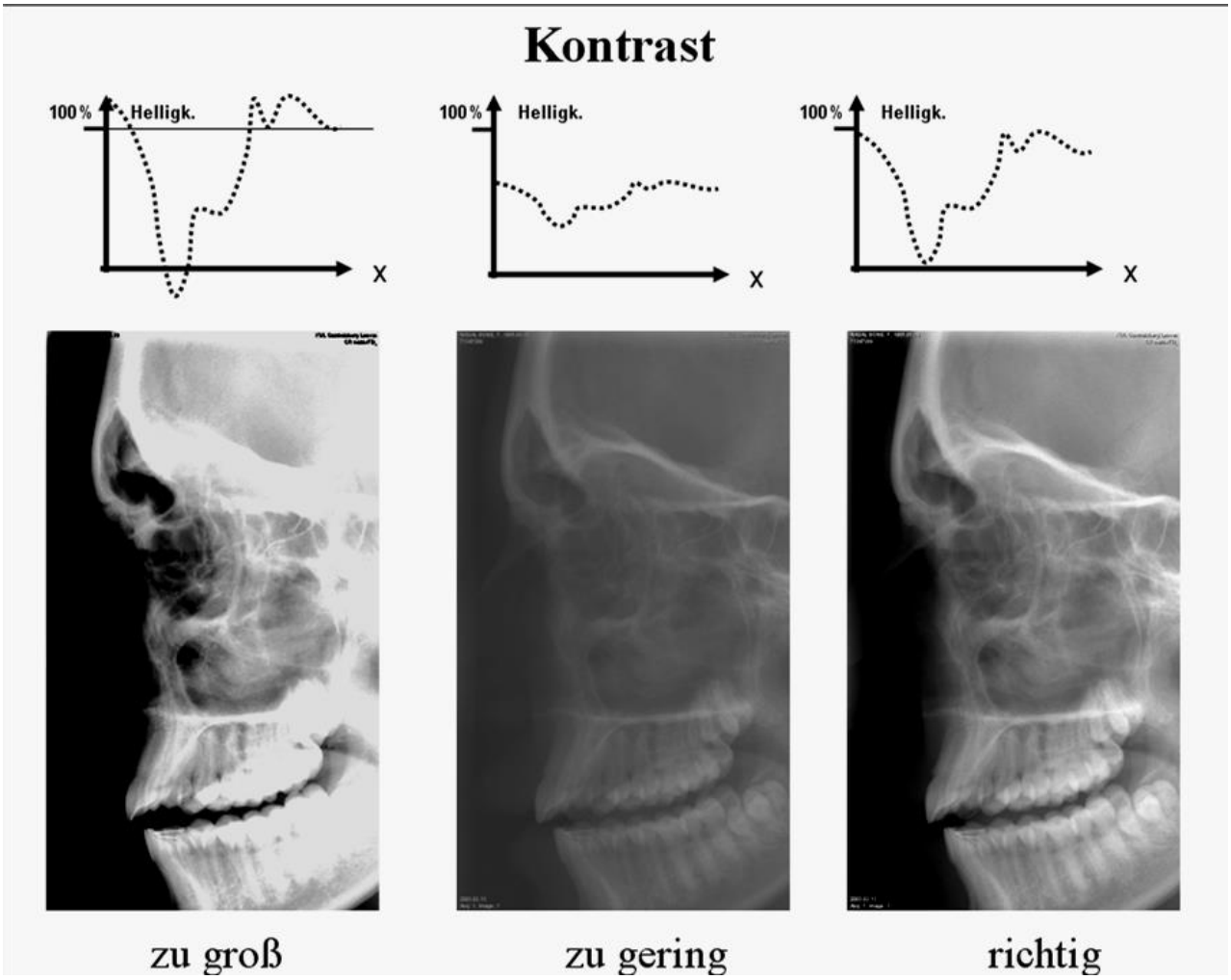
Wichtige Einflüsse auf Streustrahlung:

Objektfeld

Objektdicke

Anhang:


Helligkeit und Kontrast eines Bildes (Zeilenplott)
100%
Helligkeit
hoher Kontrast, max. u. min Helligkeit
X
100%
Helligkeit
geringer Kontrast, mittlere Helligkeit
X
100%
Helligkeit
geringer Kontrast, geringe Helligkeit
X
100%
Helligkeit
geringer Kontrast, hohe Helligkeit
X


Kontrast
100%
Helligk.
X
100%
Helligk.
X
100%
Helligk.
X
zu groß
zu gering
richtig