

# **Handbuch Radiographie**

Anmerkungen  
und  
Beispiele  
zur  
Aufnahmetechnik  
und  
Einstelltechnik

Philips Medizin Systeme  
Unternehmensbereich der Philips GmbH

Einleitung.....	4
Abbildung mit Röntgenstrahlung.....	5
Bildgebung und Bildgüte .....	7
Film-Folien-Systeme .....	12
Andere Detektoren.....	14
Röntgeneratoren.....	17
Röntgenröhren .....	21
Das VARIOFOCUS-Prinzip.....	23
Umrechnung von Expositionsdaten .....	25
Das Radiographiesystem.....	29
Tomographie.....	31
Strahlenschutz.....	33
Beschreibungen der Aufnahmen.....	35
Anwendung der Expositionstabellen .....	37
Schädel anterior-posterior.....	39
Schädel posterior-anterior.....	39
Schädel seitlich .....	40
Schädel axial.....	40
Schädel axial, sitzend.....	41
Schädel 30° halbaxial/Towne .....	41
Sella turcica seitlich.....	42
Mastoid nach Schüller .....	42
Felsenbein nach Stenvers.....	43
Felsenbein nach Mayer .....	43
Orbita-Übersicht posterior-anterior.....	44
Foramen opticum nach Rhese-Goalwin.....	44
Vergleichende Jochbogendarstellung („Henkeltopf“) .....	45
Jochbogen isoliert .....	45
Nasennebenhöhlen halbaxial .....	46
Nase seitlich.....	46
Halswirbelsäule anterior-posterior.....	47
Halswirbelsäule seitlich .....	47
Halswirbelsäule schräg .....	48
Brustwirbelsäule anterior-posterior.....	48
Brustwirbelsäule seitlich.....	49
Brustwirbelsäule seitlich, Rückenlage .....	49
Lendenwirbelsäule anterior-posterior .....	50
Lendenwirbelsäule seitlich.....	50
Lendenwirbelsäule schräg.....	51
Kreuzbein-Steißbein seitlich.....	51
Lumbosakraler Übergang anterior-posterior.....	52
Lumbosakraler Übergang seitlich .....	52
Hüftgelenk anterior-posterior.....	53
Hüftgelenk medio-lateral nach Lauenstein .....	53
Hüftgelenk seitlich nach Sven-Johannson .....	54
Beckenübersicht anterior-posterior .....	54
Oberschenkel mit Hüftgelenk anterior-posterior .....	55
Oberschenkel mit Hüftgelenk seitlich.....	55
Hüfte schräg (Ala-Projektion).....	56
Hüfte, Foramen obturatum.....	56
Kniegelenk anterior-posterior .....	57
Kniegelenk seitlich .....	57
Kniegelenk nach Frik.....	58
Patella axial, Bauchlage.....	58
Patella axial (Serie en-défilé).....	59
Unterschenkel anterior-posterior .....	59
Unterschenkel seitlich.....	60

Sprunggelenk anterior-posterior .....	60
Sprunggelenk seitlich .....	61
Sprunggelenk stehend .....	61
Fuß dorso-plantar .....	62
Fuß schräg .....	62
Fersenbein seitlich .....	63
Fersenbein axial .....	63
Fersenbein stehend .....	64
Großzehe dorso-plantar .....	64
Großzehe seitlich .....	65
Rippen anterior-posterior .....	65
Rippen tangential .....	66
Schlüsselbein dorso-ventral .....	66
Schlüsselbein tangential .....	67
Brustbein posterior-anterior .....	67
Brustbein seitlich .....	68
Schulterblatt anterior-posterior .....	68
Schulterblatt seitlich, stehend .....	69
Schultergelenk anterior-posterior .....	69
Schultergelenk halbaxial .....	70
Schulter axial, sitzend .....	70
Schulter transthorakal .....	71
Oberarm ventro-dorsal .....	71
Ellenbogengelenk volo-dorsal .....	72
Ellenbogengelenk seitlich .....	72
Unterarm volo-dorsal mit Handgelenk .....	73
Unterarm seitlich mit Handgelenk .....	73
Handgelenk dorso-volar .....	74
Handgelenk seitlich .....	74
Hand dorso-volar .....	75
Hand schräg .....	75
Daumen volo-dorsal .....	76
Daumen seitlich .....	76
Os naviculare .....	77
Lungenübersicht posterior-anterior .....	77
Lungenübersicht seitlich .....	78
Abdomenübersicht stehend, posterior-anterior .....	78
Abdomen, linke Seitenlage .....	79
Abdomenübersicht liegend, anterior-posterior .....	79
Harnblase anterior-posterior .....	80
Gallenblase posterior-anterior .....	80

## Einleitung

Dieses Handbuch wurde mit dem Ziel geschrieben, den Anwendern radiographischer Systeme auf Fragen aus der täglichen Arbeit eine rasche und möglichst einfache, aber exakte Antwort zu geben. Das Problem liegt in der Interpretation des Wortes *möglichst*. Oberster Grundsatz ist dabei die Richtigkeit der Angaben auch im wissenschaftlichen Sinne. Dieses Handbuch will und kann jedoch kein Lehrbuch ersetzen.

Bei der Bearbeitung wurde dem Verfasser sehr viel Hilfe von Radiologieassistentinnen und Ärzten zuteil. Ausführliche Anregungen von Herrn Professor Dr. med. H. Niemann und von Frau T. Jasper wurden eingearbeitet. Für die Unterstützung bei der Zusammenstellung des Bildmaterials bin ich Herrn Dr. med. A. Hintze, Frau C. Haupt, Frau R. Fassel, Frau H. Wehmeyer und Frau S. Buchmann zu besonderem Dank verpflichtet.

Die Tabellen sollen unter anderem helfen, die unterschiedlichen technischen Anweisungen der heutigen Radiographie-Praxis aufeinander zu beziehen und es dem Benutzer erleichtern, auch andere als die beschriebenen Techniken zu nutzen. Die Anwendungshinweise beziehen nationale und internationale Richtlinien und Vorschriften ein. Die Beschreibung der Aufnahmetechnik wurde auf den internationalen Gebrauch abgestimmt.

### Zur 2. Auflage

Rasch war die 1. Auflage dieses Handbuches vergriffen. In die inzwischen erschienene englischsprachige Ausgabe wurden weitere internationale Anregungen eingearbeitet. Auch enthält die englische Ausgabe bereits einen Abschnitt über VARIOFOCUS. Auf vielfachen Wunsch wurde ein weiterentwickeltes Kapitel zum Thema VARIOFOCUS sowie ein Abschnitt über Tomographie in die 2. Auflage eingearbeitet. Es wurde Rücksicht genommen auf Besonderheiten der Radiologie in Deutschland wie die 1995 neu veröffentlichten Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik. Diese führten insbesondere zu einer Überarbeitung der Expositionsdaten. Die sonstigen Änderungen beschränken sich auf die Beseitigung der Spuren des Druckfehlerteufels und auf geringfügige Textänderungen.

Hamburg, im Februar 1996, Dr. rer. nat. F. Buchmann

## Abbildung mit Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung ist wie Licht *elektromagnetische Strahlung*. Sie breitet sich geradlinig aus. Der Unterschied zu Licht ergibt sich aus der erheblich kürzeren Wellenlänge und der Fähigkeit, Materie zu durchdringen. Auch kann Röntgenstrahlung nicht wie Licht durch Spiegel, Glaslinsen oder vergleichbare Mittel abgelenkt oder gebündelt werden. Hingegen ist Röntgenstrahlung in der Lage, den menschlichen Körper zu durchdringen. Dabei wird sie durch Absorption und Streuung geschwächt.

Die Röntgenabbildung beruht auf der Projektion von Teilen des Körpers auf einen Detektor, der in der Radiographie ein Film-Folien-System, ein Röntgenbildverstärker oder ein digital geleseener Detektor sein kann.

Die *Zentralprojektion* geht vom Fokus der Röntgenröhre aus. In der Röntgendiagnostik werden meistens Drehanodenröhren verwendet. Die Strahlung entsteht durch Bremsung von Elektronen, die durch die Aufnahmespannung auf dem Weg von der Kathode zur Anode der Röntgenröhre beschleunigt wurden. Je höher die Aufnahmespannung (kV-Wert) ist, desto höher ist die Energie der auf die Anode treffenden Elektronen, und desto härter und durchdringungsfähiger ist die entstehende Röntgenstrahlung. *Harte Strahlung* (Hartstrahltechnik) führt zu niedrigen Kontrasten im Strahlungsbild; *weiche Strahlung* (Mammographie) führt zu hohen Kontrasten.

Die Strahlung wird durch eine Strahlenfeldblende, die vorzugsweise als *Tiefenblende* ausgeführt ist, auf die notwendige Feldgröße eingeblendet. Zur genauen Anpassung des Strahlungsfeldes an das Bildfeld bedient man sich eines Lichtfeldes, welches durch Projektion der patientennahen Blendenkanten der Strahlenfeldblende mit einer starken Lichtquelle erzeugt wird (Lichtvisier). Da die Lichtquelle größer als der Fokus der Röntgenröhre ist, entsteht ein Lichtfeld, welches immer etwas ungenauer berandet ist als das Strahlungsfeld.

Beim Durchdringen des Körpers wird in erheblichem Umfang *Streustrahlung* erzeugt, weshalb das abzubildende Objekt während des Momentes der Abbildung selbst wie eine großflächige Strahlenquelle wirkt. Die Menge der Streustrahlung ist proportional zur Größe des durchstrahlten Volumens. Die Streustrahlung verschlechtert den Bildkontrast. Außerdem erfordert sie *Strahlenschutzmaßnahmen*: Außer dem Patienten sollen möglichst keine Personen im Untersuchungsraum sein. Ist letzteres unumgänglich, so müssen sie sich durch Abstand und Abschirmung schützen. Am Patienten sind nötigenfalls *Schutzabdeckungen* anzuwenden.

Die Entstehung des Strahlungsbildes beruht auf den *Schwächungsunterschieden* von Luft, Gewebe und Knochen, wobei sich Körperflüssigkeiten von Geweben kaum unterscheiden. Zur Verminderung der Streustrahlung im Strahlungsbild werden in den meisten Fällen streustrahlenmindernde Maßnahmen eingesetzt. Dazu gehören ein möglichst kleines durchstrahltes Volumen, die Abstandstechnik und Streustrahlenraster.

Das Strahlungsbild muß hinter dem Patienten noch einige Materialschichten wie die Tischplatte, Abdeckungen, den Streustrahlenraster und eine Meßkammer durchdringen, bevor es vom Detektor aufgezeichnet werden kann. Bei Röntgenaufnahmen mit einem Film-Folien-System ist der Detektor eine Schicht, welche kristallines Material enthält, das Röntgenstrahlung in *Lumineszenzlicht* verwandelt. Dieses Licht wird unmittelbar auf die fotografische Schicht des Filmes kopiert. Zur Verbesserung der Wirkung enthält die Folien-Kassette eine zweite Lumineszenzfolie, welche die Rückseite des Filmes belichtet, wo eine zweite fotografische Schicht aufgebracht ist. Die beiden Folienschichten und der Film sind insgesamt etwa 1 mm dick.

Bei der anschließenden *Entwicklung* des DoppelschichtRöntgenfilms in einem Automaten werden die durch optische Belichtung mit dem Folienlicht oder durch direkte Strahlungsexposition entstandenen Silberkeime in ein fotografisches Bild umgewandelt.

Den letzten Schritt der Übertragungskette der Röntgenabbildung stellt die Betrachtung dar. *Die Betrachtungsbedingungen* haben erfahrungsgemäß einen ebenso starken Einfluß auf die Detailerkennbarkeit wie die technische Bildqualität.

## Bildgebung und Bildgüte

Ziel der Röntgenabbildung ist die Darstellung *diagnosewichtiger Einzelheiten*. Der Diagnostiker macht sich gleichsam ein Bild vom Zustand des Patienten, auch unter Einbeziehung weiterer Information. Es ist in den meisten Fällen unverzichtbar, daß der befundende Arzt den Patienten sieht oder gesehen hat, und daß die Betrachtungsbedingungen für die Röntgenbilder den Regeln der physiologischen Optik entsprechen.

### Kontrast

Eine Einzelheit im Bild ist nur dann erkennbar, wenn ihr Kontrast höher als die visuelle Kontrastschwelle von 2% bis 3% ist. Als Maß für den Kontrast verwendet man den relativen Helligkeitsunterschied benachbarter Stellen im Bild. Bei der fotografischen Abbildung wird der Kontrast gewöhnlich in Form des Schwärzungsunterschiedes angegeben.

Parameter, welche einen hohen lokalen und globalen Kontrast bewirken, sind niedriger kV-Wert, wenig Streustrahlung, hohe Schwächungsunterschiede im Objekt und eine steile Schwärzungskurve des Röntgenfilmes. Ein zu hoher globaler Kontrast (Grobkontrast) kann zur Folge haben, daß nicht mehr der gesamte Schwächungsunterschied des abzubildenden Objektes dargestellt wird. Aus diesem Grunde ist es oft vorteilhaft, die Aufnahmespannung etwas höher als zu niedrig zu wählen. Ein zu geringer Kontrast an kleinen Objektdetails läßt sich dann noch durch Minderung der Streustrahlung ausgleichen. Die für die verschiedenen Abbildungsaufgaben heute in der Radiologie gebräuchlichen kV-Werte haben sich aus der Erfahrung entwickelt.

Bei der Aufzeichnung des Strahlungsbildes wird der Kontrast durch die Charakteristik des Detektors stark beeinflußt. Als wichtigstes Beispiel einer solchen Charakteristik ist die Schwärzungskurve des Film-Folien-Systems zu nennen. Der Kontrast im Strahlungsbild ist fast immer niedriger als der Kontrast im aufgezeichneten oder dargebotenen Bild. Bei Film-Folien-Systemen wird der Kontrast im Bereich mittlerer und hoher Schwärzung durch die Steilheit der Schwärzungskurve bestimmt. Im Bereich geringer Schwärzung ist hingegen die Form des Durchhanges der Schwärzungskurve entscheidend für den Bildkontrast. Er ist dort niedriger als der Kontrast im Strahlungsbild. Bei digitaler Detektion kann der Kontrast des Strahlungsbildes in jedem Bereich durch Bildverarbeitung den Erfordernissen angepaßt werden.

### Schwächung

In den mit Luft gefüllten Körperhöhlen wird die Röntgenstrahlung praktisch nicht geschwächt. Zum angrenzenden Körpergewebe, dessen Schwächung etwa der von Wasser entspricht, entsteht somit schon aus Luftschichten geringer Dicke ein hoher Kontrast. Der Kontrast zwischen Wasser bzw. Gewebe und Knochen ist ebenfalls hoch, aber er ist stark von der Strahlenhärte abhängig. Möchte man Strukturelemente des Knochens abbilden, so wählt man eine relativ weiche Strahlung mit Aufnahmespannungen um 60 kV.

Würde man jedoch eine Thoraxaufnahme so anfertigen, so wären zwar einige Rippenbereiche gut zu sehen, aber andere Teile des Bildes wären schwarz oder weiß, da der Grobkontrast zu hoch ist; die Lungenstruktur wäre nur mäßig zu erkennen. Wählt man hingegen eine harte Strahlung bei z.B. 125 kV Aufnahmespannung, so tritt der Knochenkontrast zurück, und der noch immer hohe Kontrast zwischen Lungengefäßen und Luft liefert das bekannte *Hartstrahlbild*. Der Grobkontrast ist jetzt soweit reduziert, daß sich alle Teile der Lunge darstellen lassen. Zur Verbesserung des Strahlenschutzes kann man die für die Bildgebung ohnehin unwirksamen weichen Anteile der Röntgenstrahlung aus dem Strahlengang herausfiltern. Um den Detailkon-

trast der Lungenaufnahme den Erfordernissen anzupassen, muß ein Streustrahlenraster mit hoher Wirkung, ein sogenannter Hartstrahlraster, angewendet werden.

**niedriger kV-Wert  $\Leftrightarrow$  hoher Kontrast**

## **Streustrahlung**

Die Beschränkung der Streustrahlung im Bild kann auf verschiedene Art und Weise erfolgen: Ein infolge enger Einblendung sowie geringer Objektstärke kleines durchstrahltes Volumen führt zu so geringen Streustrahlenanteilen im Bild, daß man auf einen Raster verzichten kann (z.B. Hände, Füße, Kinder).

*Streustrahlenraster haben* longitudinal zur Körperachse ausgerichtete Bleilamellen mit dazwischen befindlichem strahlendurchlässigen Material wie z.B. Papier. Die direkte Strahlung, Nutzstrahlung genannt, kann einen solchen, wie eine Jalousie wirkenden Raster bei geringer Schwächung durchdringen. Streustrahlung, die schräg auf den Raster trifft, wird hingegen von den Bleilamellen absorbiert, sowie schräg auf Jalousie-Lamellen fallende Sonnenstrahlung.

Streustrahlenraster sind meistens fest in das Röntgensystem eingebaut. Ihre der Röntgenröhre zugekehrte Seite ist gekennzeichnet. Gleiches gilt für die Verlaufsrichtung der Lamellen. Außerdem ist der *Fokussierungsabstand* angegeben. Das ist der Abstand, auf den die Lamellen bei der Herstellung des Rasters ausgerichtet wurden.

Zusätzlich sind als Wirkungsparameter die Anzahl der Lamellen pro Zentimeter und das Schachtverhältnis angegeben. Unter dem *Schachtverhältnis* versteht man das Verhältnis der Höhe der Lamellen zur Breite des Zwischenraumes. Gebräuchlich, und der DIN-Norm gemäß, ist die Angabe des Schachtverhältnisses zusammen mit dem Buchstaben R oder r für Ratio. Oftmals wird auch die Zahl der Lamellen pro Zentimeter durch einen Schrägstrich vom Schachtverhältnis getrennt. Gebräuchliche Parameterpaare sind z.B. 36/8, 40/10, 44/12, 60/10. Für die Wirkung eines Rasters ist darüber hinaus die Dicke der Bleilamellen bedeutsam. Häufig vorkommende Dicken der Bleilamellen sind etwa 35  $\mu$  oder 70  $\mu$ . Außer Blei werden auch andere Schwermetalle zum Bau von Streustrahlenrastern verwendet.

Bei bewegten Streustrahlenrastern ist die Zahl der Lamellen pro Zentimeter von geringerer Bedeutung. Bei feststehenden Rastern ist jedoch eine hohe Zahl von Lamellen pro Zentimeter wichtig, um die Störung des Bildes durch Rasterabbildung klein zu halten.

**höheres Schachtverhältnis  $\Leftrightarrow$  höherer Bildkontrast  
höheres Schachtverhältnis  $\Leftrightarrow$  höhere Dosis**

Je höher das Schachtverhältnis, desto besser ist die Wirkung gegen Streustrahlung, desto stärker ist aber auch die Schwächung der Primärstrahlung. Der richtige Expositionswert (mAs bei gegebenem kV-Wert) für eine Aufnahme ist somit vom Raster abhängig.

## **Schärfe**

Die Schärfe des Röntgenbildes ist subjektiv definiert. Seit Anbeginn der klinischen Radiologie wurde immer wieder die Abbildung von Kanten zur Definition der Schärfe einer Abbildung herangezogen. Infolge unterschiedlicher Wirkungen der die Abbildung bestimmenden Einflüsse auf das Bild einer Kante konnten jedoch keine allgemein befriedigenden Kriterien aufgestellt

werden. Grund dafür ist die Tatsache, daß der menschliche Sehprozeß selbst einen Einfluß auf den Schärfeeindruck hat.

Objektive Kriterien, die jedoch den Begriff der Schärfe nicht voll erfassen, sind das Auflösungsvermögen z.B. von Strichrastern oder besser die *Modulationsübertragungsfunktion*. Nach DIN wird sie bei der Röntgenabbildung durch einen fest vorgegebenen Rechenprozeß aus dem Bild eines Spaltes ermittelt. Sie beschreibt, welchen Kontrastverlust eine Einzelheit des Objektes bei der Abbildung erfährt. Parameter ist die Feinheit der Einzelheit, ausgedrückt in Linien pro Millimeter.

Der Modulationsübertragungsfunktion liegt die Erkenntnis zugrunde, daß Details, z.B. Testobjekte, die sehr klein sind, durch die Abbildung stärker im Kontrast reduziert werden, als größere Details. Mathematisch sind solche Testobjekte als Gitter mit periodischem Dichteverlauf zu verstehen.

Die Schärfe des Bildes wird negativ beeinflusst durch die inhärente Abbildungsqualität des Film-Folien-Systems (*Folienunschärfe*), durch Objektbewegungen während der Expositionsdauer (*Bewegungsunschärfe*) und durch die Abmessungen sowie die Belegung des Brennflecks der Röntgenröhre bei direkter radiographischer Vergrößerung des Bildes (*geometrische Unschärfe*).

Die *Folienunschärfe* ist bei hochempfindlichen Folien größer als bei Folien geringer Empfindlichkeit. Grund dafür sind die Zahl der Röntgenquanten pro Bildpunkt, der Aufbau der Folie und die Qualität der Abbildung des Folienbildes auf den Film.

**höhere Dosis  $\Leftrightarrow$  weniger Folienunschärfe**

Die *Bewegungsunschärfe* entsteht als Folge zu langer Expositionsdauer bei bewegten Organen oder durch Patientenbewegung. Abhilfe kann durch höhere Leistung (kW), empfindlicheres Detektorsystem oder kV-Erhöhung erreicht werden. Die letzten beiden Methoden ziehen allerdings eine Verminderung des Bildkontrastes bzw. der Abbildungsschärfe des Detektors nach sich und sind nur bedingt zu empfehlen. In manchen Fällen kann auch eine Verminderung des Fokusabstandes zur Verkürzung der Expositionsdauer akzeptiert werden.

**mehr kW  $\Leftrightarrow$  weniger Bewegungsunschärfe**

*Geometrische Unschärfe* gibt es nur bei direkter radiographischer Vergrößerung. Für die Kontaktkopie eines Testobjektes könnte der Fokus mehrere Millimeter groß sein. Die Vergrößerung ist für die verschiedenen Aufnahmen durchaus unterschiedlich. Sie läßt sich wie folgt abschätzen:

$$V = \text{FFA} : \text{FOA}$$

wobei V die Vergrößerung, FFA den Fokus-Film-Abstand und FOA den Fokus-Objekt-Abstand bedeuten.

Als geometrische Unschärfe wird dann  $U = (V - 1) \times F$  gesetzt, wobei U die gesuchte geometrische Unschärfe und F die Fokusgröße (Größe des Brennflecks) ist.

**kleinerer Fokus  $\Leftrightarrow$  weniger geometr. Unschärfe**

Aber Vorsicht! Diese Abschätzung der Unschärfe ist nur brauchbar für die Veränderung der Anwendungssituation für Brennflecke mit gleicher Belegung. Unter der *Brennfleckbelegung* versteht man die Verteilung der Strahlungsdichte auf der Fläche des Brennflecks, also gleich-

sam die Feinstruktur des Brennfleckes. Die Brennfleckbelegung ist gewöhnlich unterschiedlich von Fokus zu Fokus und von Röntgenröhre zu Röntgenröhre. Unterschiedlich belegte Brennflecke können trotz gleicher Unschärfezahl zu erheblichen Unterschieden in der Bildschärfe führen. Diese Regel ist also nur eine Faustregel.

Es gibt weitere Arten von Unschärfen in der Radiographie, die besondere Anwendungsfälle betreffen. Ein Beispiel dafür ist die Parallaxenunschärfe der Tomographie. Bei der *Röntgen-Verwischungs-Tomographie* entsteht das Bild durch kontinuierliche Überlagerung einer Reihe von Projektionen der Schicht. In jedem Moment des Ablaufes der Schichtfigur wird die Film-Folien-Kombination aus einer anderen Richtung getroffen. Es entstehen somit unterschiedliche Bildorte für das Bild der Vorderfolie und der Rückfolie. Daraus resultiert eine typische Unschärfe.

## **Expositionsgröße**

Unter der Expositionsgröße ist die für die Anfertigung der jeweiligen Aufnahme erforderliche Abgabe von Röntgenstrahlung zu verstehen. Sie muß so gewählt werden, daß am Detektor die erforderliche *Dosis pro* Bild zustande kommt. Neben der Schwächung der Strahlung durch den Patienten und die Geräteteile haben gewisse Eigenschaften des Detektors, der kV-Wert, der mAs-Wert und der Fokus-Detektor-Abstand entscheidenden Einfluß auf die Expositionsgröße.

Zu den entsprechenden *Detektoreigenschaften* gehören die Empfindlichkeit, ihre Abhängigkeit von der Strahlenqualität (kV-Gang genannt) sowie ihre Abhängigkeit von der Expositionsdauer (Schwarzschildeffekt des Filmes). Bei Anwendung des Expositionsautomaten AMPLIMAT werden diese drei Parameter automatisch vom Generator berücksichtigt. Für die manuelle Exposition müssen sie in der Expositionstabelle berücksichtigt werden.

Der *kV- Wert* hat einen sehr starken, überproportionalen Einfluß auf die Expositionsgröße. Da er zur Wahl der Strahlenqualität benötigt wird, sollte er möglichst nicht zum Feinabgleich des Expositionswertes herangezogen werden.

Der *mAs-Wert* ist, unter der Voraussetzung, daß alle anderen Parameter unverändert bleiben, zur Expositionsgröße weitgehend proportional. Abweichungen von dieser Proportionalität beruhen auf dem oben genannten *Schwarzschildeffekt*, der bei langen Expositionszeiten einen Zuschlag zum mAs-Wert nach sich zieht. Der Film vergißt gleichsam ein wenig von der Exposition, die er am Anfang erhielt.

Die Abhängigkeit der Expositionsgröße vom Abstand wird durch das *Abstand-Quadrat-Gesetz* beschrieben. Gemeint ist die Abhängigkeit vom Fokus-Detektor-Abstand bzw. Fokus-Film-Abstand (FFA). Angenommen, der FFA betrage 1 m. Verdoppelt man den Abstand bei gleicher Expositionsgröße auf 2 m, so verteilt sich die bei 1 m Abstand am Detektor gemessene Dosis auf eine viermal so große Fläche, d.h. sie verringert sich auf 1/4 des ursprünglichen Wertes. Bei Verdoppelung des FFA muß man also die Expositionsgröße vervierfachen, um die gleiche Dosis am Detektor zu erhalten.

Allgemein gilt: Für konstante Eintrittsdosis am Detektor, also bei Verwendung des selben Film-Folien-Systems, ist die erforderliche Expositionsgröße proportional dem Quadrat des FFA. Am einfachsten läßt es sich vom FFA = 1 m aus rechnen. Im Abschnitt *Umrechnung von Expositionsdaten* ist eine praktische Umrechnungstabelle für Änderungen des FFA angeführt.

## **Bildbetrachtung**

Die richtige *optische Dichte* (Schwärzung) des Bildes ist nicht nur beim Röntgenfilm von entscheidender Wichtigkeit. In jedem Falle muß der *Grobkontrast* klein genug sein, so daß alle im Bild darzustellenden Details noch innerhalb des Bildumfanges liegen. Dieses wird bei einem Film-Folien-System erreicht, wenn die mittlere optische Dichte nahe 1 liegt.

Ein einfacher Test: Legt man einen Röntgenfilm mit optischer Dichte 1 auf ein weißes bedrucktes Papier, so ist bei Leselicht der Druck gerade noch durchscheinend. Genauer kann man die optische Dichte mit einem Densitometer messen, das zum Zwecke der Qualitätssicherung meistens ohnehin in der Röntgenabteilung verfügbar ist.

Der *Detailkontrast* des Röntgenbildes wird, abgesehen von den oben beschriebenen Parametern, wesentlich durch Steilheit und Verlauf der Schwärzungskurve des entwickelten Filmes beeinflußt.

Für die *Bildbetrachtung* sind ein ausreichend helles Betrachtungsgerät sowie die Einhaltung einiger Regeln der physiologischen Optik notwendig: Es darf keine Blendquellen im Gesichtsfeld geben. Bei der Befundung des Bildes, vor allem in Bereichen, die an transparente Stellen grenzen, muß eine Abdeckung des störenden Blendlichtes erfolgen. Am besten werden die Bilder am Schaukasten so dicht nebeneinander gesetzt, daß dazwischen *kein Blendlicht* auftritt. Einzelbilder sollten eingeblendet werden. Oftmals wird die aufnahmetechnisch realisierte hohe Bildgüte bei der Betrachtung infolge ungünstiger visueller Bedingungen bei weitem nicht ausgeschöpft.

**optimierte Bildbetrachtung  $\leftrightarrow$  sichere Diagnostik**

## Film-Folien-Systeme

Film-Folien-Systeme bestehen, von Sonderfällen abgesehen, aus einem Paar von *Verstärkungsfolien* mit einer bildwandelnden Schicht und einem dazwischen angeordneten Film, der auf der Vorderseite und der Rückseite je eine fotografische Schicht trägt. Folien und Film befinden sich in einer Röntgenkassette oder einer automatisch arbeitenden Vorrichtung. Die Kassette hat die Aufgabe, den fotografischen Film vor Licht zu schützen und die Folien gleichmäßig an die beiden fotografischen Schichten zu drücken, so daß eine Kontaktkopie des optischen Bildes der Folien auf dem doppelschichtigen Film entsteht. Weiter gehört zum System der Entwicklungsprozeß des Röntgenfilmes.

### Folienleuchtstoffe

Die bildwandelnden Schichten bestehen aus einem Leuchtstoff, der durch Lumineszenz das Strahlungsbild in ein optisches Bild umwandelt. Als Lumineszenzstoff wurde im Anfang *Kalziumwolframat* ( $\text{CaWO}_4$ ) verwendet. Kalziumwolframat ist eine chemisch sehr stabile Substanz und wandelt Röntgenstrahlung in blaues Lumineszenzlicht. Inzwischen haben andere Substanzen, in denen *Seltene-Erd-Metalle* die entscheidende Rolle spielen, die Welt der Radiographie erobert. Sie wandeln das Röntgenbild in ein grünes, blaues oder ultraviolettes optisches Bild. Der Film muß hinsichtlich der Lichtfarbe zur jeweiligen Folienart passen. Es gibt inzwischen eine große Anzahl unterschiedlicher Film-Folien-Systeme, deren Beschreibung ein gesondertes Buch erfordern würde. Aus diesem Grunde werden hier nur einige allgemeine Angaben gemacht.

Leuchtstoff	Lichtfarbe
Kalziumwolframat	Blau
Yttriumtantalat	Blau, ultraviolett
Yttrium-Strontium-Lithium-Tantalat	Blau
Gadoliniumoxisulfid/Terbium	Grün
Lantanoxybromid	Blau, ultraviolett

Tabelle 1: Die Lichtfarben einiger Folienleuchtstoffe.

Für die Anwendung von Expositionsautomaten spielt die Konstanz der Filmentwicklung eine wichtige Rolle. Es ist deshalb zweckmäßig, die Konstanz der Entwicklung laufend zu kontrollieren und bei Änderungen so rasch wie möglich Abhilfe zu schaffen. Die Konstanz der Entwicklung betrifft sowohl die Empfindlichkeit als auch den mittleren Gradienten der Schwärzungskurve. Letzterer beeinflußt den Bildkontrast. Ändern sich bei einem gegebenen Film-Folien-System infolge Instabilität der Entwicklung die Empfindlichkeit und der mittlere Gradient, so sind negative Einflüsse auf die Bildgüte und oftmals sogar Fehlaufnahmen die Folge.

### Empfindlichkeitsklassen

Die Empfindlichkeit bezieht sich auf Film, Folie und Entwicklung. Es ist zu bedenken, daß je nach Leuchtstoff die Abhängigkeit der Empfindlichkeit von der Strahlenqualität (kV-Wert, Filterung) unterschiedlich sein kann. Ist nur ein Wert angegeben, so kann man davon ausgehen, daß es sich um die Empfindlichkeit bei etwa 70 kV Aufnahmespannung handelt. Die Empfindlichkeit bei geringerer Aufnahmespannung ist niedriger. Je nach Art der Folie kann es vorkommen, daß zwei bei 70 kV gleich empfindliche Systeme z.B. bei 50 kV sehr unterschiedliche Empfindlichkeiten haben. Im Bereich von 40 kV bis 85 kV steigt die Empfindlichkeit. Bei

Erhöhung der Aufnahmespannung über 85 kV hinaus ändert sie sich meist wenig; sie kann steigen oder fallen, je nach Art der Folien.

Die Empfindlichkeit S nach DIN 6867-10 ist umgekehrt proportional der Luftkerma (Äquivalentdosis), die zu der optischen Dichte 1 über dem Schleier des Filmes führt. Die Empfindlichkeit S 100 entspricht dem Dosisbedarf (Luftkerma) von 10  $\mu\text{Gy}$  für die optische Dichte 1, die Empfindlichkeit S 200 benötigt 5  $\mu\text{Gy}$ .

Empfindlichkeit S (nach DIN)	Exposition (Luftkerma) $\mu\text{Gy}$
50	20
100	10
200	5
400	2,5
800	1,25

Tabelle 2: Empfindlichkeit und zugehörige Expositionsdosis des Detektors [ $\mu\text{Gy}$ ] nach DIN 6867-10.

Sehr empfindliche Film-Folien-Systeme erzeugen das Röntgenbild mit einer sehr geringen Strahlendosis. Verbunden mit hoher Empfindlichkeit ist allerdings auch eine verstärkte Körnigkeit des Bildes, Rauschen genannt, und ein damit verbundener Verlust an feinen Details.

Hohe Detailerkennbarkeit hinsichtlich feiner Strukturen erfordert geringe Empfindlichkeit S. Die meisten Aufnahmen werden heute mit S 200 angefertigt. Für Aufnahmen im Bereich des Abdomens ist S 400 üblich.

Film-Folien-Systeme werden gewöhnlich Empfindlichkeitsklassen zugeordnet. Die Empfindlichkeitsklasse des Film-Folien-Systems gibt nur einen groben Anhaltswert für die Empfindlichkeit (S-Wert), die im praktischen Betrieb vorliegt. Für korrekte Exposition muß deshalb der Expositionsautomat genau auf das Film-Folien-System eingestellt werden. Dieses darf sich dann während des Betriebes nur in sehr engen Grenzen verändern.

### Mittlerer Gradient

Der Bildkontrast von Röntgenaufnahmen hängt stark vom *mittleren Gradienten* (Steilheit) der Schwärzungskurve des Filmes ab. Die *Schwärzungskurve* stellt bekanntlich die Abhängigkeit der optischen Dichte des entwickelten Films von der Expositionsgröße dar. Als mittleren Gradienten versteht man das Verhältnis des Schwärzungsunterschiedes etwa im geradlinigen Teil der Schwärzungskurve zur Differenz der Logarithmen der Expositionswerte. Ein mittlerer Gradient von 1 würde eine 1:1-Übertragung des Kontrastes des Strahlungsbildes auf den Film bedeuten. Da jedoch der mittlere Gradient von Röntgenfilmen nahe 3 liegt, entsteht eine erhebliche Kontrastanhebung.

Der mittlere Gradient hängt von der Entwicklungsdauer sowie von der Zusammensetzung und der Temperatur des Entwicklerbades ab. Da der mittlere Gradient Einfluß auf die mittlere optische Dichte und auf den Bildkontrast hat, muß er in die Qualitätskontrolle der Filmentwicklung einbezogen werden.

**steiler Film  $\Leftrightarrow$  hoher Kontrast**

## Andere Detektoren

### Röntgenbildverstärker

Elektronenoptische *Röntgenbildverstärker* sind mit einer bildwandelnden Schicht aus gerichteten *Cäsiumjodid-Kristallen* ausgestattet. Das entstehende optische Bild wird auf eine Fotokathode übertragen, elektronisch verstärkt, verkleinert und dann einer Video-Kamera zugeführt. Die früher gebräuchliche Aufzeichnung des Bildverstärker-Ausgangsbildes auf Film mit Hilfe beispielsweise einer Kamera des Formates 100 mm x 100 mm hat heute keine Bedeutung mehr. Statt dessen wird das Video-Signal in digitaler Form verarbeitet und übertragen. Es kann dann zu einem Sichtgerät, einem digitalen Langzeitspeicher, einem Übertragungssystem oder einer Ausgabekamera gesendet werden.

Zwei Kameratypen sind in Gebrauch: *Die Multiformatkamera*, die das wieder als Video-Bild dargestellte Signal auf Film überträgt, oder die *Laser-Kamera*, die das digitale Bildsignal mittels eines Laser-Strahles unmittelbar auf einen Spezialfilm aufzeichnet.

Radiographie mit Hilfe eines Bildverstärkers findet vor allem im Zusammenhang mit Durchleuchtung statt.

### Digitale-Lumineszenz-Radiographie

Die Digitale-Lumineszenz-Radiographie arbeitet mit einem ähnlichen Primärprozeß wie das Film-Folien-System. Als Detektor dient kristallines Material, welches das Strahlungsbild in eine in den Kristallen angelegte Ladungsänderung umwandelt. Der Vorgang entspricht etwa der Umsetzung der Strahlung in einem ThermoLumineszenz-Dosimeter.

Die *Lumineszenzfolie* befindet sich in einer Kassette oder einem lichtdichten Behälter. Durch Exposition mit Röntgenstrahlung werden, proportional zur Strahlungsintensität, kristalline Zentren in einen lumineszenzfähigen Zustand versetzt. Dieses latent gespeicherte Bild wird mit einem Laser zeilenweise abgetastet. Das dabei entstehende Lumineszenzlicht wird gemessen und einer sofortigen Digitalisierung zugeführt. Eine digital-elektronische Bildverarbeitung schließt sich an. Das Bild wird in einem Bildspeicher abgelegt und kann auf einem Monitor dargestellt und an einen Langzeitspeicher oder eine Ausgabekamera gesendet werden. Die Lumineszenzfolie wird anschließend mit hellem optischen Licht neutralisiert und steht dann für eine neue Röntgenaufnahme zur Verfügung.

Die Digitale-Lumineszenz-Radiographie kann mehr als einhundert Mal größere Intensitätsunterschiede des Strahlungsbildes aufzeichnen als ein Film-Folien-System. Sie bietet deshalb besondere Vorteile dort, wo Ungenauigkeiten bei der Exposition unvermeidlich sind. Das ist z.B. bei Betaaufnahmen ohne AMPLIMAT der Fall.

### Selen als Bilddetektor

Amorphes Selen ist als Detektor der *Xeroradiographie* bekannt. Man verwendet Selenschichten, welche vorher mit etwa 1000 Volt elektrostatisch aufgeladen werden. Bei der Exposition solcher Schichten mit Röntgenstrahlung entsteht ein der lokalen Strahlungsdichte entsprechendes Ladungsbild.

In der Xeroradiographie wird dieses *Ladungsbild* gewöhnlich mit einem feinen Pulver entwickelt: Es wird ein Pulver aufgebracht, das auf der Selenplatte entsprechend der dort anzutref-

fenden elektrischen Ladung unterschiedlich haftet. Dieses Pulverbild wird auf einen Bildträger, z.B. ein Papier, übertragen und durch einen heißen Draht, der dicht an der Oberfläche vorbeigeführt wird, in den Bildträger eingebrannt. Im Vergleich zu anderen Methoden konnte jedoch ein hoher Dosisbedarf, also eine geringe Empfindlichkeit, bisher nicht zufriedenstellend überwunden werden.

### **Digital gelesenes Selen**

Im Gegensatz zur unmittelbaren Entwicklung erreicht man bei elektronischer Auslesung des Ladungsbildes eines Selendetektors und digitaler Bildverarbeitung nicht nur eine besonders hohe Empfindlichkeit, sondern auch eine sehr hohe Bildgüte. Digital gelesenes Selen wird deshalb mit großem Erfolg in dem System Philips Thoravision, einem Thorax-Aufnahmegerät, angewendet.

Amorphe Schichten von Selen haben im Vergleich zu kristallinen Detektionsschichten (Film-Folien-System, Lumineszenzfolie, Röntgenbildverstärker) besondere Vorteile: Durch die amorphe Struktur ist das Bild arm an Rauschen. Die Quantenausbeute liegt nahe am Wert für den idealen Detektor.

Da das Ladungsbild der Selenschicht möglichst unmittelbar nach der Exposition gelesen werden muß, können diese Vorteile bei der Xeroradiographie nicht genutzt werden.

Beim Thoravision ist die bildempfangende Selenschicht auf einer rotationsfähigen Trommel angeordnet, so daß das Auslesen unmittelbar nach der Exposition mit speziell entwickelten Sonden automatisch und rasch erfolgen kann.

Amorphes Selen bietet sich für weitere Anwendungen wie die Mammographie oder die allgemeine Radiographie als Detektor an.

### **Digitale Radiographie**

In der digitalen Radiographie wird das Röntgenbild in eine mathematische Form umgesetzt. Die Bildinformation wird durch Zahlen ausgedrückt. Gedanklich sieht das so aus:

Man legt eine *Matrix* fest, die man sich wie die Kästchen eines karierten Papiers vorstellen kann. Diese legt man über das digital darzustellende Bild. Dann mißt man in jedem Bildelement der Matrix, also in jedem Kästchen, die optische Dichte (Schwärzung) mit einem in Zahlen anzeigenden Meßinstrument und notiert diese Zahl in dem jeweiligen Kästchen. Jedes Bildelement der Matrix läßt sich durch die Nummern von Zeile und Spalte identifizieren. Der Inhalt der Bildelemente stellt die *Grauwertinformation* dar.

Bei der Darstellung eines Bildes in digitaler Form wird vorher festgelegt, wie „tief“ das Bild sein soll, d.h., wie viele *Helligkeitsstufen* für die Darstellung der Grauwerte zugelassen werden.

Bei digitaler Darstellung findet man das Bild in einem digital-elektronischen Speicher in Speicherzellen, welche durch die jeweilige Zeilennummer und Spaltennummer der Bildmatrix bezeichnet sind, und als Information jeweils eine Zahl enthalten.

In der digitalen Technik ist es üblich, Größenangaben in bit, Byte, Kilobyte usw. zu machen. „bit“ kommt von „binary digit“ und heißt frei übersetzt binäre Einheit. 1 bit stellt einen Schalter dar, der zwei Zustände haben kann: ein (= 1) oder aus (= 0). Die digitale Elektronik kennt als Zählelemente nur solche *binären Einheiten*.

8 bit heißen 1 Byte. 1024 Byte heißen 1 Kilobyte, abgekürzt 1 kB oder einfach nur 1 k. Mit 8 bit können 256 unterschiedliche Einzelheiten dargestellt werden. Diese Einzelheiten können Buchstaben des Alphabets, besondere Zeichen der Schreibmaschine, Symbole und vieles mehr sein. Mit 8 bit kann man auch 256 Graustufen in einer Matrix-Zelle unterscheiden. Mit jedem weiteren bit verdoppelt sich die Zahl der Möglichkeiten. 9 bit ermöglichen 512 Unterscheidungen. 10 bit entsprechen 1024 Stufen. 11 bit führen auf 2048 Möglichkeiten. 12 bit vermögen 4096 Unterschiede auszudrücken.

Dabei stelle man sich vor, daß für jedes bit in irgend einer Weise ein Ja/Nein-Schalter realisiert sein muß. Dieses kann z.B. ein Punkt einer optischen Platte sein, der markiert oder frei ist, eine magnetisierbare Stelle auf einem Magnetband oder eine Leuchtdiode. Der besondere *Vorteil der digitalen Radiographie* besteht in einigen Merkmalen, die mit anderen Verfahren nicht erzielbar sind:

- Durch die Wandlung der Aufnahme in ein digitales Signal werden Aufnahme und Wiedergabe entkoppelt. Man braucht also nicht schon bei der Aufnahme Eigenschaften der Darbietung, wie die richtige optische Dichte (Schwärzung) im Beispiel des Film-Folien-Systems, zu berücksichtigen.
- Es gibt beliebig viele „Original-Bilder“. Die Ausgabe, Übertragung und Darbietung kann wiederholt auf gleiche Weise ohne Zwischenkopierprozeß erfolgen.
- Bei der Übertragung eines digitalisierten Bildes gibt es keine Bildverschlechterung wie sie durch die Modulationsübertragungsfunktion beschrieben wird. Die Übertragungsqualität ist für alle Feinheitsgrade des Bildes 100%.
- Die Bilder können beliebig oft aus dem Speicher aufgerufen und ausgegeben werden. Sind Bilder nicht auffindbar aber noch elektronisch gespeichert, so können sie sofort wiederbeschafft werden. Man bedenke den großen Vorteil bei Bildern mit pathologischen Befunden, die nötigenfalls mehrfach ausgegeben werden können (für die Station, den OP, die Vorlesung, die Fallsammlung usw.).
- Mit digitalen Bildern ist Teleradiologie möglich. Die Bilder können zur Konsultation oder zu anderen Zwecken über kleine oder auch große Entfernungen elektronisch verschickt werden.
- Kosteneinsparungen sind möglich, wenn man die Bilder am Monitor zur Diagnose darbietet und nur im Falle der Notwendigkeit auf fotografischem Film ausgibt. Auch lassen sich Kosten sparen, indem man die Bilder bei der Ausgabe verkleinert.
- Durch elektronische Bildverarbeitung können aus einem aufgenommenen Bilddatensatz verschiedene Bilddarstellungen ausgegeben werden, z.B. solche, die Rundherde hervorheben oder solche, die feine Strukturelemente betonen. Das digitale Bild kann also durch Bildverarbeitung besonderen Anforderungen angepaßt werden.
- Die digitalen Detektoren können mehrfach verwendet werden.

Da die Charakteristik bei digitaler Detektion meist linear ist und sich somit erheblich von der Schwärzungskurve eines Film-Folien-Systems unterscheidet, kann in der digitalen Radiographie ein anderes Strahlungsbild und ein wesentlich anderer kV-Wert optimal sein. Mit Mitteln der Bildverarbeitung kann dann trotzdem der Bildcharakter der gewohnten Darstellung oder eine bessere Bilddarbietung erreicht werden.

## Röntgengeneratoren

Ein moderner Röntgengenerator bietet dank der Fortschritte in der Hochspannungstechnik und des Einsatzes neuester Computertechnologie wichtige Vorzüge. In letzter Zeit wird dies besonders bedeutsam, da auch seitens der Vorschriften höhere Anforderungen an den Generator gestellt werden.

Die Erzeugung der Hochspannung erfolgte bei älteren Röntgengeneratoren durch Transformation von Wechselstrom oder Drehstrom und anschließende Gleichrichtung. Derartige Hochspannungserzeuger sind auch heute noch in Gebrauch. Sie unterscheiden sich untereinander durch ihre *Leistung (Kilowatt)* und durch die *Restwelligkeit* der Hochspannung.

Wellige Hochspannung führt zu erhöhten Anteilen weicher Strahlung und damit zu erhöhter Hautbelastung des Patienten sowie zu verminderter Strahlungsausbeute. So liefert bei gleicher Aufnahmespannung eine Zweipuls-Gleichrichtung nur etwa 50% der Strahlungsdosis pro mAs einer Sechspuls-Gleichrichtung. Das gleiche mAs-Produkt erzeugt also bei gleicher Aufnahmespannung, je nach Bauart des Generators, eine unterschiedliche Expositionsdosis. Aus diesem Grunde gibt es für unterschiedliche Generatortypen unterschiedliche Expositionstabellen.

### Konverter

Heute werden in Röntgengeneratoren praktisch ausschließlich *Konverter zur Hochspannungserzeugung* verwendet. Damit können Generatoren geringen Gewichts und Volumens und sehr guter Hochspannungsqualität gebaut werden. Konverterschaltungen ermöglichen zudem eine sehr hohe Genauigkeit und die exakte Schaltung auch sehr kurzer Expositionszeiten.

Die Funktion eines *Konvertergenerators* kann man sich so vorstellen: Der Drehstrom des Elektrizitätsnetzes wird gleichgerichtet. Dabei entsteht eine Ladungsreserve auf einem Potential von einigen hundert Volt. Bildlich stelle man sich einen See vor, dessen Tiefe die Spannung ist. Der Konverter transportiert mittels eines Schwingkreises die Ladung in vielen kleinen Einzelportionen auf das Niveau der gewünschten Aufnahmespannung, z.B. auf 70 000 Volt (70 kV). Die Hochspannung wird durch Verändern der Schaltfrequenz oder durch die Größe der Ladungsportionen geregelt. Um im Beispiel des Bildes zu bleiben: Der Konverter pumpt die Ladung auf das Niveau der Hochspannung. Die Schwingfrequenzen moderner Konverterschaltungen liegen bei etwa 10000 bis 100000 Hertz. Wegen dieses Frequenzbereiches spricht man auch von *Mittelfrequenz-Generatoren* im Unterschied zu herkömmlichen Röntgengeneratoren, die mit Netzfrequenz arbeiten. Der wichtigste Vorteil des Konverters ist die geregelte Hochspannung mit ihrer sehr geringen Welligkeit.

Nach dem Konverterprinzip wird heute nicht nur die Hochspannung erzeugt, sondern auch der Heizstrom für die Röntgenröhre. Dieses führt zu gleichmäßiger Strahlungsemission und besonders genauen mAs-Werten.

### Aufnahmetechniken

Mit der Wahl der Aufnahmespannung in kV und gegebenenfalls durch Hinzufügen von Härtingfiltern erfolgt die Wahl der *Strahlenqualität*. Die in der Praxis verwendeten kV-Bereiche und ihre Hauptanwendungsgebiete der Radiographie mit Film-Folien-Systemen veranschaulicht Tabelle 3.

<b>KV-Bereich</b>	<b>40-60 kV</b>	<b>60-90 kV</b>	<b>125 kV</b>
<b>Anwendung</b>	Knochen	Knochen, Gewebe, Magen-Darm	Lunge, Magen-Darm
<b>Kontrast Knochen/Gewebe</b>	hoch	mittel	klein
<b>Kontrast Gewebe/Luft</b>	hoch	hoch	hoch
<b>Technik</b>	Freie Kassette	Raster- Radiographie	Hartstrahl- technik
<b>Anmerkungen</b>	Meist ohne Raster	Häufigster Wert: 70 kV	Hartstrahl- Raster und Cu-Filter

Tabelle 3: kV-Bereiche und Hauptanwendungsgebiete.

Die *Expositionsparameter* in der Radiographie sind der kV-Wert unter Einbeziehung der Filterung, der mAs-Wert, die Expositionszeit  $s$ , der Röhrenstrom (mA) sowie die Parameter der Automation und der Korrektur. Bei Anwendung eines Expositionsautomaten ist es notwendig, dem Generator vorher die Eigenschaften des FilmFolien-Systems hinsichtlich Empfindlichkeit und kV-Gang mitzuteilen. Dieses geschieht normalerweise bei Auslieferung bzw. Installation der Anlage.

<b>Aufnahmetechnik</b>	<b>Zu wählen sind</b>	<b>Eigenschaften</b>
<b>kV – mAs</b>	kV-Wert, mAs-Wert, Fokus	Beste Technik für freie Exposition
<b>kV – mA – s</b>	kV-Wert, mA-Wert, Expositionszeit $s$ , Fokus	Bekannt von der Tomographie, mAs- Wert wird berechnet (mA x s)
<b>kV – mAs – s</b>	kV-Wert, mAs-Wert, Expositionszeit $s$ , Fokus	Wie kV – mA – s, aber mAs-Wert direkt aus der Tabelle
<b>kV – AEC</b>	kV-Wert, Schwärzung, Meßfelder	<i>Klassische Einknopftechnik mit Amplimat</i>
<b>APR – Daten</b>	Datensatz, bei Bedarf modifizieren	Programmierte Wahl des Datensatzes, z.B. kV und mAs
<b>APR – AEC</b>	Datensatz	<i>Klassische Organautomatik Mit Amplimat</i>

Tabelle 4: In der Praxis übliche Aufnahmetechniken. **AEC** (Automatic Exposure Control) bedeutet Anwendung des Expositionsautomaten AMPLIMAT. **APR** bedeutet Anwendungs-PROGRAMM.

Für die richtige Wahl der Expositionsparameter und der Expositionsstrategie ist es wichtig zu wissen, in welcher Aufnahmetechnik gearbeitet werden soll. Die Tabelle 4 definiert die verschiedenen in der Praxis üblichen Aufnahmetechniken und stellt zugleich einen Überblick dar. Ein moderner Röntgenerators unterstützt alle angeführten Aufnahmetechniken.

Die älteste Aufnahmetechnik (kV-mA-s) ist völlig an den elektrotechnischen Eigenschaften des Generators orientiert. Man hat jedoch bald gelernt, daß bei gegebenem kV-Wert nicht die Expositionszeit, sondern das mAs-Produkt die Expositionsgröße am besten beschreibt und so die kV-mAs-Technik als die beste für die freie Einstellung geeignete Technik erkannt. Deshalb sind moderne Expositionstabellen vorzugsweise in kV-mAs-Technik eingerichtet.

Da bei der *Tomographie* die Expositionszeit nicht zur Festlegung der Expositionsgröße frei verfügbar, sondern durch die Verwischungsfigur bestimmt ist, spielt in dieser Anwendung die kV-mA-s-Technik nach wie vor eine wichtige Rolle. Die hier neu angeführte kV-mAs-s-Technik erreicht dieses Ziel, nämlich die freie Wahl des Zeitparameters, wesentlich einfacher: Man gibt die Expositionsgröße mAs direkt ein, wie man sie der Tabelle entnimmt, und zusätzlich den Zeitparameter *s*. Die Steuerung des zugehörigen Stromes macht der Generator automatisch. Voraussetzung ist allerdings, daß der Generator die kV-mAs-s-Technik unterstützt.

Nach wie vor wird bei Röntgeneratoren das Prinzip der fallenden Last angewendet. Für jede Röntgenröhre und jeden Fokus gibt es eine statische und eine dynamische Belastungskennlinie. Die statische Kennlinie gibt an, welcher Strom bei vorgegebener Expositionszeit maximal eingestellt werden darf, damit die Röhre keinen Schaden nimmt. Die dynamische Kennlinie läßt einen höheren Strom bei Beginn der Aufnahme zu und fordert bei zunehmender Expositionszeit eine Reduktion des Stromes. Will man mit Hilfe der statischen Kennlinie sicherstellen, daß die Röntgenröhre nicht überlastet wird, so muß man den Röhrenstrom so einstellen, daß sie auch bei der längsten zugelassenen Expositionszeit noch sicher arbeitet. Der Schutz der Röntgenröhre führt nach der statischen Belastungskennlinie zu einem festen mA-Wert und einer entsprechend langen Aufnahmedauer. Wählt man zu Beginn der Aufnahmedauer einen höheren Strom, so muß dieser im Verlauf der Aufnahmedauer entsprechend der dynamischen Belastungskennlinie reduziert werden. Diese Methode mit erhöhtem Beginnstrom und anschließender mA-Reduzierung wird fallende Last genannt. Sie führt bei gleichem mAs-Wert in den meisten Fällen zu kürzeren Expositionszeiten. Fallende Last ist nur bei Expositionsautomatik sinnvoll.

APR bedeutet *Anwendungs-PRogrammierung*. APR kann sowohl mit der Expositionsautomatik, also mit dem AMPLIMAT, als auch mit einem gewählten Datensatz kombiniert werden. In jedem Falle ist APR auf ein bestimmtes Anwendungsgerät bezogen. Bei APR-Betrieb ist der Datensatz der zugehörigen Expositionstabelle zugrunde gelegt. Bei APR-AEC werden der AMPLIMAT und die Felderwahl programmiert.

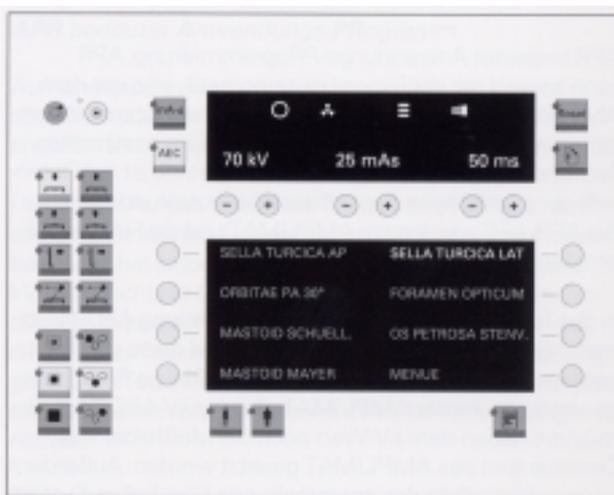
In der Tabelle wird die englische Bezeichnung AEC (*Automatic Exposure Control*) verwendet, weil diese weltweit gebräuchlich ist. AEC bedeutet bei den Philips Röntgeneratoren immer AMPLIMAT. Bei der kV-AEC-Technik müssen neben dem kV-Wert noch die Meßfelder (die Dominanten) des AMPLIMAT gesetzt werden. Außerdem ist gegebenenfalls das entsprechende Film-Folien-System vorzugeben, sowie eine aufnahmespezifische Anpassung der optischen Dichte (Schwärzung) vorzunehmen, um optimal exponierte Aufnahmen sicherzustellen. Bei APR-AEC-Technik entfallen diese Einstellungen. Der *Patienten-Dicken-Angleich* (PDA) ermöglicht bei den Techniken kV-AEC und APR-AEC die Anpassung an unterschiedlich schwere Patienten.

Da in der Klinik auch die Aufnahme von Röntgenbildern unter individuell veränderten Bedingungen gewünscht wird, ist die Möglichkeit besonders wertvoll, im Generator unter einem APR

sowohl Schaltdaten als auch ein AEC-Programm abzulegen. Die beiden Techniken sind über einen Umschalter verfügbar.

Der Einsatz von Computern in modernen Röntgengeneratoren ermöglicht eine wesentlich weitergehende Unterstützung der Untersuchungen, als dies früher möglich war. So können umfangreiche Expositionstabellen gespeichert werden. Als Beispiel soll die Bedienoberfläche eines modernen computergesteuerten Generators, des Philips Optimus, kurz analysiert werden (Abb. 1).

Bei der Konstruktion wurde an die Bedienung der SCP- und Medio-Generatoren angeknüpft, von denen mehr als 12 000 in Röntgeneinrichtungen installiert sind, so daß man Wahlschalter und Anzeigeelemente an gewohnter Stelle findet. In der Abbildung sieht man oben ein großes Anzeigefeld für die Voranzeige (Daten vor Auslösung der Aufnahme) und die Nachanzeige (nach der Beendigung der Aufnahme) sowie für die Ausgabe von Meldungen des Generators. Die Voranzeige dient zur Kontrolle und Veränderung von Expositionsparametern. Die Nachanzeige ermöglicht die Darstellung aller im Generator zur Verfügung stehenden und protokollierbaren Daten.



*Abb. 1: Bedienoberfläche des computergesteuerten Röntgengenerators Philips Optimus für Radiographie.*

Das Neue und Besondere an diesem Generator aber ist das untere Anzeigefeld. Es ermöglicht den Aufruf der gespeicherten Expositions-Datensätze bei APR- und APR-AEC-Technik für eine große Zahl von Untersuchungen. Die APR-Schilder sind also nicht mehr gedruckt wie bei älteren Generatoren, sondern als Text im Display sichtbar. Das rasche Auffinden des gesuchten Datensatzes wird durch eine besondere Strategie erleichtert. Dazu gehört die Zusammenfassung der Untersuchungen in Gruppen, ähnlich wie in der Expositionstabelle am Ende dieses Handbuchs. Die Datenverwaltung des Generators ermöglicht sowohl die Zuordnung der Datensätze zu den Anwendungsgeräten als auch die Zusammenfassung nach Anwendungsgebieten.

Moderne Röntgengeneratoren verfügen über Möglichkeiten des Datenverkehrs sowohl mit den anderen Teilen des radiographischen Systems als auch mit externen Systemen. Dazu gehört auch der Anschluß von Druckern zur Dokumentation von Untersuchungsdaten.

Der Philips Optimus-Röntgengenerator ermöglicht auch die in diesem Handbuch beschriebene VARIOFOCUS-Anwendung.

## Röntgenröhren

Mit Ausnahme weniger, mobiler Röntgengeräte, die auch heute noch mit Festanoden-Röntgenröhren arbeiten, werden Radiographiesysteme mit *Drehanoden-Röntgenröhren* ausgerüstet. Die Erfindung der Drehanodenröhre geht auf den damaligen Chef des Philips Forschungslabors, Bouwers, zurück. Alle Röntgenröhren arbeiten mit einem *Strichfokus nach Götze*. Beide Prinzipien, der Strichfokus und die Drehanode, dienen der Beherrschung der unerwünscht hohen Wärmemenge, die bei der Erzeugung von Röntgenstrahlung entsteht.

Beim Strichfokus wird ein relativ langer, strichförmiger elektronischer Brennfleck unter einem kleinen Winkel, dem *Anodenwinkel*, vom Abbildungsgegenstand aus „gesehen“. Auf diese Weise wird die Wärme über den langen „Strich“ verteilt, während der optisch wirksame Brennfleck unter dem kleinen Anodenwinkel klein erscheint. Gebräuchliche Anodenwinkel liegen im Bereich von 7° bis 16°. Ist der Anodenwinkel klein, so kann nur ein kleines Bildfeld dargestellt werden, da die Öffnung des Strahlenbündels nicht größer als der Anodenwinkel sein kann. Demzufolge wäre ein großer Anodenwinkel günstiger. Andererseits bedeutet aber ein kleiner Anodenwinkel hohe Röhrenleistung bei kleinem Fokus. Der Anodenwinkel sollte deshalb also immer so klein wie möglich, aber so groß wie nötig sein.

**kleiner Anodenwinkel  $\Leftrightarrow$  hohe Leistung**  
**großer Anodenwinkel  $\Leftrightarrow$  großes Bildfeld**

Bei der Drehanode wird die Wärmebelastung des Strichfokus über die kreisförmige Fokusbahn auf dem Anodenteller verteilt. Die Kurzzeitbelastbarkeit der Drehanode ist deshalb um ein Vielfaches höher als die einer Festanode. Je länger die Fokusbahn, desto höher die Belastbarkeit. Mittelfristig fließt die Wärme von der Fokusbahn in den Anodenteller der Drehanodenröhre. Je größer der Durchmesser des Anodentellers, desto mehr Wärme paßt auf die Fokusbahn. Leider gibt es auch hier technische Grenzen: Ein schwerer Anodenteller mit großem Durchmesser kann nur langsam in Drehung versetzt werden, und da die herkömmlichen Lager einer Drehanodenröhre nur begrenzte Lebensdauer haben, können sie nicht kontinuierlich rotieren, sondern müssen zwischen den Aufnahmen abgebremst und immer wieder neu gestartet werden.

Es gibt ein weiteres Mittel, um die Kurzzeitbelastung der Drehanodenröhre zu erhöhen. Das ist die Erhöhung der Anzahl der Umdrehungen der Anode pro Zeiteinheit. Diese Möglichkeit wird z.B. bei den Röhrentypen Super Rotalix benutzt. Bei der Einführung hoch drehender Röntgenröhren hat Philips Pionierarbeit geleistet.

Herkömmliche Röntgenröhren besitzen ein Vakuumgefäß aus Hartglas. Solche Röhren können durchaus hohe Leistung erbringen. Die Beherrschung der *Extrafokalstrahlung*, die außerhalb des Fokus durch Fehllandung von Elektronen entsteht, erweist sich jedoch als schwierig. Ersetzt man das Glasgefäß der Röntgenröhre durch einen Metallzylinder (Philips Entwicklung), so wird ein erheblicher Anteil der fehllandenden Elektronen abgeleitet und die unerwünschte Extrafokalstrahlung auf einen Bruchteil reduziert.

*Metall-Röntgenröhren* können besonders kompakt gebaut werden. Auf diese Weise entstehen neben höherer Bildgüte und besserem Strahlenschutz auch noch Vorteile, welche sich aus der Kompaktheit ergeben, nämlich geringeres Gewicht bei höherer Leistung. Eine weitere Pionierleistung von Philips war es, die Kugellager der Drehanoden durch *Spiralrillenlagern* zu ersetzen. Das sind Gleitlager, deren Flächen mit einem besonderen Profil versehen sind, in welchem ein flüssiges Metall so geführt wird, daß es die Lagerteile dauernd auf Abstand hält. Drehanodenröhren mit Spiralrillenlagern werden nicht im Start-Stop-Betrieb, sondern bei konti-

nuiertlicher Rotation angewendet. Sie können auch sehr schwere Anodenteller tragen und laufen geräuschlos. Über die Lagerflächen kann Wärme zu einem Kühler abgeleitet werden.

Ein typischer Repräsentant der Metall-Röntgenröhren mit Spiralrillenlager ist die Philips Maximus Rotalix Ceramic (MRC 200). Sie ist mit einem Anodenteller von 20 cm Durchmesser ausgestattet und liefert Höchstleistungen an kardiologischen Arbeitsplätzen und CT-Systemen. MRKRöhren mit Spiralrillenlagern verbinden die Vorteile von Festanoden- und Drehanodenröhren.

Die Leistungsparameter einer Röntgenröhre beziehen sich auf den Wärmehaushalt und auf die optische Leistung. Die Nennleistung wird für jeden Fokus einzeln in kW (Kilowatt) angegeben. Hohe Nennleistung (kW) führt zu kurzer Expositionszeit. Die Dauerleistung eines Röntgenstrahlers wird dadurch bestimmt, wieviel Wärme das Schutzgehäuse an die Außenwelt abführen kann. Meistens sind das 250W oder 300W. Durch zusätzliche Wasserkühlung des Strahlers können auch höhere Dauerleistungen erreicht werden.

Ein Beispiel soll den *Wärmehaushalt der Röntgenröhre* veranschaulichen: Eine Aufnahme mit 75 kV und 40 mAs entspricht einer Wärmemenge von  $75 \times 40 = 3\,000$  Wattsekunden. Bei 300 W Kühlung sind zur Ableitung dieser Wärmemenge 10 Sekunden erforderlich. Sechs solcher Aufnahmen pro Minute würden also die Wärmeleistung von 300 W verbrauchen. In Wirklichkeit muß man von dieser Leistung noch die Wärmemenge abziehen, die beim Anlauf der Drehanode entsteht. Da in der Radiographie zwischen den Aufnahmen oder den kleinen Gruppen von Aufnahmen immer längere Pausen liegen, kann die in der Röhre und im Schutzgehäuse gespeicherte Wärme in ausreichendem Maße abfließen.

Weitere wichtige Leistungsparameter der Röntgenröhre sind die *Fokusgröße* und der *Anodenwinkel*. Die Fokusgröße wird nach DIN als ein Nennwert angegeben, der sich von den wirklichen Abmessungen des Fokus in Millimetern unterscheidet. Deshalb hat der Normwert für die Fokusgröße keine Dimension, und die Angabe der Fokusgröße in Millimetern entspricht nicht der Norm. Die realen Abmessungen des Fokus sind, über das Bildfeld betrachtet, unterschiedlich. Grund dafür ist die Anwendung des Strichfokusprinzips und die Tatsache, daß die Brennflecke üblicherweise eine rechteckige Form besitzen.

Der *Anodenwinkel* ist eine Angabe zur Größe des nutzbaren Bildfeldes. Es ist offensichtlich, daß Strahlung nicht unter einem Winkel austreten kann, der in Richtung zur Anode hin größer als der Anodenwinkel ist. Die Dosisleistung nimmt aber bereits ab, wenn man mit der Öffnung des Strahlenbündels in der Nähe des Anodenwinkels liegt. Vergleicht man die Dosis, die ein Röntgenstrahler bei einer Aufnahme in der Mitte des Bildfeldes liefert, mit jener in einem Punkt näher zur Anode hin, so beobachtet man dort einen kleineren Meßwert. Den Abfall der Dosisausbeute zur Anode hin nennt man Heeeffekt. Das Wort kommt vom englischen Wort „to heel“ = krängen, sich auf die Seite legen. Durch die Anode wird ein Teil der Strahlung abgeschattet. Wegen des *Heel-Effektes* muß man die Öffnung des Strahlenbündels auf einen um etwa  $10^\circ$  kleineren Winkel als den Anodenwinkel beschränken. Man kann das maximal nutzbare Feld bei Kenntnis des Anodenwinkels nach einer Faustregel leicht abschätzen: Es sei von 115 cm Fokusabstand ausgegangen. Man subtrahiert vom Anodenwinkel zuerst  $1^\circ$ . Der Restwinkel ist mit 4 zu multiplizieren. Bei einem Anodenwinkel von  $11^\circ$  kann man nach dieser Regel in 115 cm Abstand ein Feld von 40 cm ausleuchten. Ein Anodenwinkel von  $16^\circ$  würde eine Feldgröße von 60 cm ermöglichen. Ein Anodenwinkel von  $7^\circ$  beschränkt das Feld auf 24 cm in Richtung zur Anode. Das ist gewöhnlich die Körperlängsachsenrichtung.

## Das VARIOFOCUS-Prinzip

Im Falle direkter radiographischer Vergrößerung sollte der Fokus der Röntgenröhre klein genug sein, um die geometrische Unschärfe auf ein Minimum zu reduzieren, und gleichzeitig groß genug, um Leistung zur Vermeidung von Bewegungsunschärfe zur Verfügung zu haben. Die meisten Röntgenröhren besitzen zwei Brennflecke. Der kleinere von beiden führt zu geringer geometrischer Unschärfe und ist in der Leistung eingeschränkt. Der größere von beiden erzeugt mehr geometrische Unschärfe, ermöglicht aber die Vermeidung von Bewegungsunschärfe. Wenn die Expositionszeit keinerlei Rolle spielt, kann so der kleine Fokus beste Ergebnisse liefern. Wenn kurze Expositionszeiten zur Vermeidung von Bewegungsunschärfe verlangt werden, muß man möglicherweise den großen Brennfleck anwenden. In vielen praktischen Fällen entspricht die optimale Fokusgröße keinem der beiden. Das Optimum liegt dazwischen.

Dem VARIOFOCUS-Prinzip liegt die Überlegung zugrunde, daß die Projektion eines Objektes als aus zwei Teilprojektionen zusammengesetzt verstanden werden kann. Diese mögen gleichzeitig mit dem großen und dem kleinen Brennfleck erfolgen. Die beiden Teilprojektionen tragen je mit einem bestimmten Anteil zur Abbildung bei, müssen sich jedoch vollkommen überlagern. Dazu ist es erforderlich, daß auch die beiden Brennflecke in der Röntgenröhre einander überlagert sind.

Durch theoretische und experimentelle Untersuchungen wurde festgestellt, daß im Falle solcher Überlagerung effektive Fokusgröße und Leistung zwischen den Werten der beteiligten Brennflecke liegen. Die Projektion entsteht, als ob sie mit einem Brennfleck zwischen beiden erfolgt wäre. Die Daten dieses effektiven Fokus ergeben sich aus den Anteilen der Teilbilder. Ein Beispiel mag dieses veranschaulichen: Wenn die Röntgenröhre zwei Brennflecke mit nominaler Größe von 0,6 und 1,3 besitzt, die auf der Anode überlagert angeordnet sind und Kurzzeit-Nennleistungen von 30 kW und 85 kW haben, dann entspricht die Projektion mit 50% Anteil von beiden Brennflecken einer solchen mit einem 0,95-Fokus von 57 kW.

Für die praktische Umsetzung des VARIOFOCUS-Prinzips ist ein Röntgengenerator erforderlich, der die beiden Brennflecke einer Doppelfokus-Röntgenröhre gleichzeitig ansteuern kann. Der prozentuale Anteil der beiden Brennflecke an der Aufnahme muß vom Röntgengenerator gesteuert werden können.

VARIOFOCUS setzt voraus, daß die Röntgenröhre dafür geeignet ist und daß der Röntgengenerator die entsprechende Steuerfunktion besitzt.

Das VARIOFOCUS-Prinzip ermöglicht die freie Verfügbarkeit über die Fokusdaten zwischen den beiden Brennflecken, soweit sie auf der Interpolationslinie liegen, welche der Hersteller der Röntgenröhre vorgibt. In diesem Sinne wird durch VARIOFOCUS aus einer Doppelfokus-Röntgenröhre eine Röntgenröhre mit beliebig vielen Brennflecken.

Es wurde experimentell festgestellt, daß bereits ein kleiner Anteil z.B. von nur 20 % des kleinen Brennflecks an der Abbildung die Bildschärfe deutlich verbessern kann. Besondere Vorteile von VARIOFOCUS sind die Optimierung der Bildqualität und unter vergleichbaren Betriebsbedingungen eine erhöhte Lebensdauer des Strahlers. Diese Verlängerung der Lebensdauer ergibt sich daraus, daß die Glühkathoden der Brennflecke bei niedrigerer Temperatur betrieben werden als bei Benutzung der Einzel-Brennflecke.

Das Mischungsverhältnis der beiden Brennflecke kann beim Philips Optimus-Röntgengenerator in einem APR-Programm abgelegt werden. Für den Anwender ergibt sich so der Vorteil der Nutzung von VARIOFOCUS ohne zusätzliche Aufmerksamkeit bei der Bedienung.

In der Tabelle 6 finden sich Hinweise zur Anwendung von VARIOFOCUS und somit zur APR-Programmierung des Röntgengenerators. Sie zeigt berechnete Fokusgrößen in Abhängigkeit vom Objekt-Film-Abstand (OFA) unter der Annahme eines Fokus-Film-Abstands (FFA) von 115 cm sowie einer Auflösung von mindestens 2 [1/mm]. Der OFA von 15 cm entspricht der Aufnahme einer Hand mit der Filmkassette in der Rasterlade. Bei einer Kontaktaufnahme der Hand spielt die Fokusgröße keine Rolle! Eine seitliche Aufnahme der LWS mit OFA 20 cm erfordert einen Fokus von etwa 0,7, um die Auflösungsforderung zu erfüllen. Bei Fernaufnahmen des Thorax ist wegen des großen FFA von in der Regel 2 Metern der große Fokus geeignet. Die Wahl eines kleineren Fokus als in der Tabelle angegeben führt meist auch zu einer zusätzlichen Verbesserung der Bildschärfe. Besonders kleine Brennflecke (0,4 oder kleiner) sind bei erhöhter radiographischer Vergrößerung wie z. B. bei Zielaufnahmen von Knochenstrukturen zu empfehlen.

<b>Beispiel SRO 33100</b>							
Kleiner Fokus	100 %	80 %	65 %	50 %	35 %	20 %	0 %
Großer Fokus	0 %	20 %	35 %	50 %	65 %	80 %	100 %
Fokus effektiv	0,6	0,75	0,85	0,95	1,05	1,15	1,3
KW effektiv	30	41	49	57	65	73	85
<b>Beispiel SRO 2550</b>							
Kleiner Fokus	100 %	80 %	65 %	50 %	35 %	20 %	0 %
Großer Fokus	0 %	20 %	35 %	50 %	65 %	80 %	100 %
Fokus effektiv	0,6	0,65	0,75	0,8	0,85	0,9	1,0
KW effektiv	25	30	33	37	41	45	50
<b>Beispiel SRO 0950</b>							
Kleiner Fokus	100 %	80 %	65 %	50 %	35 %	20 %	0 %
Großer Fokus	0 %	20 %	35 %	50 %	65 %	80 %	100 %
Fokus effektiv	0,3	0,45	0,55	0,65	0,75	0,85	1,0
KW effektiv	9	16	22	28	35	42	50

Tabellen 5: Beispiele für die Verfügbarkeit von Brennflecken bei VARIOFOCUS mit drei Philips-Röntgenröhren am Optimus-Röntgengenerator. Die Wirkung von VARIOFOCUS ist bei der Röntgenröhre SRO 0950 besonders deutlich. Theoretische Werte - die tatsächliche Leistung (kW) kann um 1/2 R10-Stufe abweichen.

OFA (cm)	10	15	20	30	35	40	45	50	60
Vergrößerung	1,1	1,15	1,3	1,35	1,45	1,55	1,65	1,7	2,1
Fokus	2,1	1,3	0,7	0,6	0,5	0,4	0,3	0,25	0,15

Tabelle 6: Berechnete maximale Größe gleichförmig belegter Brennflecke für Auflösung 2 (1/mm) oder besser in Abhängigkeit vom Objekt-Film-Abstand (OFA) bzw. der Vergrößerung bei 115 cm FFA.

## Umrechnung von Expositionsdaten

### Die Expositionsgröße

Die Expositionsgröße einer Röntgenaufnahme hängt von verschiedenen technischen Parametern ab, deren Änderung zu anderen Datensätzen führt. Will man von bekannten Datensätzen auf andere umrechnen, so bedient man sich am besten geeigneter Tabellen. Das gilt insbesondere, wenn man von einer Expositionstechnik, z.B. von der kV-mAs-Technik auf die kV-mA-s-Technik umrechnen möchte.

Zu den oben genannten technischen Parametern gehören:

- der mAs-Wert
- der mA-Wert
- die Expositionszeit  $s$
- der kV-Wert
- der Fokus-Detektor-Abstand (FFA)
- die Empfindlichkeit des Detektors (Film)
- die Korrektur von Expositionsdaten

### Stufung von mAs, mA und $s$

Die Expositionsdaten lassen sich kontinuierlich oder in Stufen verändern. Praktische Erfahrungen zeigen, daß erst eine 25%-Stufung zu relevanten Unterschieden in der Schwärzung des Röntgenbildes führt. Natürlich kann man, wenn man Bilder direkt nebeneinander hält, auch feinere Unterschiede erkennen, aber deutliche Unterschiede zeigen sich erst bei 25%-Schritten. In den Normen von DIN und ISO findet man eine Skalenteilung in ungefähr 25%-Schritten. Es ist die Skala R10, welche in 10 relativen Stufen zu einer Verzehnfachung des Wertes führt.

...										
0,1	0,12	0,16	0,2	0,25	0,32	0,4	0,5	0,64	0,8	1
1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10
10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100
...										

Tabelle 7: R10-Skala zur Teilung von Expositionswertskalen für mA,  $s$ , mAs. Die Stufung beträgt etwa 25%.

Um auch Forderungen nach feinerer Teilung gerecht zu werden, gibt es in den genannten Normen eine doppelt genaue Skala mit etwa 12%iger Stufung. Dies ist die R20-Skala. Sie teilt eine Größenordnung in 20 Stufen:

...										
1,00	1,12	1,25	1,40	1,60	1,80	2,00	2,24	2,50	2,80	3,15
	3,55	4,00	4,50	5,00	5,60	6,30	7,10	8,00	9,00	10,00
...										

Tabelle 8: R20-Skala. Im Vergleich zur R10-Skala enthält die R20-Skala jeweils noch einen Zwischenwert. Die Stufung beträgt etwa 12%.

Beide Skalen kommen als Stufung der Expositionszeit sowie der Parameter mAs und mA bei Röntgeneratoren vor. Da die R10-Skala die gebräuchlichste Stufung darstellt, werden die folgenden Tabellen vorzugsweise auf diese eingestellt. Das gilt insbesondere auch für die Expositionswerte in diesem Handbuch.

## kV-Stufung

Auch für die kV-Werte wurde nach einer Stufung gesucht, welche gleiche Schritte der Expositionsgröße zur Folge hat, wie die mAs-Schritte nach der R10-Skala. Dabei ist zu bedenken, daß der kV-Wert die Expositionsgröße wesentlich stärker beeinflusst, als der mAs-Wert. Eine entsprechende kV-Stufung muß somit viel feiner sein. Die entsprechende 25-stufige Skala kann auch an Röntgeneratoren realisiert werden. Sie enthält folgende kV-Werte:

41	42	44	46	48	50	52	55	57	60	63	66	70
73	77	81	85	90	96	102	109	117	125	133	141	(150)

Tabelle 9: kV-Stufung, äquivalent zur R10-Stufung der mAs-Werte.

Die Skala der Tabelle 9 ist ein Kompromiß und als solcher nicht unumstritten. Sie funktioniert in der Nachbarschaft eines bestimmten Wertes hinreichend gut. Aber wegen der unterschiedlichen Abhängigkeit der heute gebräuchlichen Film-Folien-Systeme von der Strahlenqualität muß, vor allem im Bereich unterhalb 85 kV, mit erheblichen Abweichungen von der erwarteten Wirkung gerechnet werden. Anstatt die kV-Werte in Stufen nach Tabelle 7 zu verändern, kann man auch folgende Regel benutzen:

**Die Änderung des kV-Wertes um 10% halbiert  
bzw. verdoppelt die Expositionsgröße.**

Eine kV-Änderung sollte allerdings nur vorgenommen werden, wenn *Gründe der Strahlenqualität* dafür sprechen. So muß z.B. bei der Aufnahme eines sehr kräftigen Patienten der kV-Wert um 10% erhöht, bei einem sehr dünnen Patienten um 10% erniedrigt werden, um den Bildumfang anzupassen. Die Expositionsgröße ist dann meist schon automatisch mit angepaßt. Bei Betrieb mit AMPLIMAT hat die kV-Änderung keinen Einfluß auf die Expositionsgröße, wohl aber auf den Bildumfang und auf die Expositionszeit s.

## mAs-Wertetabelle

Für den Betrieb ohne AMPLIMAT geht man von einer Tabelle aus, die Wertepaare (kV, mAs) ausweist. Es gibt jedoch Fälle, in denen man statt dessen die kV-mA-s-Technik anwenden und den s-Wert verlängern möchte.

Auch der umgekehrte Weg, nämlich die Berechnung eines mAs-Wertes aus mA und s wird verlangt. Dieses leistet ebenfalls die Tabelle 10.

Sie stellt die mAs-Werte in Abhängigkeit von den mA-Werten und s-Werten dar. Es wird die R10-Skala verwendet.

1. Beispiel: Für eine Feststromtechnik mit 400 mA findet man in der Spalte „400“ mA der Tabelle 10 mAs-Werte und in der Spalte „s“ die zugehörigen Expositionszeiten. 32 mAs werden z.B. in 0,08 Sekunden erreicht. 32 mAs findet man im Kreuzungspunkt der Zeile „0,08 s“ und der Spalte „400 mA“.

2. Beispiel: Für eine feste Expositionszeit von 2 s (Tomographie oder Dens axis oder seitliche BWS) kann in der Zeile „2“ der mAs-Wert (den man ja in der Expositionstabelle findet) aufgesucht und in der Kopfzeile der zugehörige Röhrenstrom in mA abgelesen werden; z.B. 32 mAs bei 2 s 16 mA.

S	Röhrenstrom in mA																				S	
	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	400		500
0,01										0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	0,01	
0,012									0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	0,012	
0,016								0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	0,016	
0,02							0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	0,02	
0,025						0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	0,025	
0,032					0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	0,032	
0,04				0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	0,04	
0,05			0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	0,05	
0,064		0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	0,064	
0,08	0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	0,08	
0,1	0,5	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	0,1
0,125	0,64	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	0,125
0,16	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	0,16
0,2	1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	0,2
0,25	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	0,25
0,32	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	0,32
0,4	2	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	0,4
0,5	2,5	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	0,5
0,64	3,2	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	0,64
0,8	4	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	400	0,8
1	5	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	400	500	1
1,25	6,4	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	400	500	640	1,25
1,6	8	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	400	500	640	800	1,6
2	10	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	400	500	640	800	1000	2
2,5	12,5	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	400	500	640	800	1000		2,5
3,2	16	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	400	500	640	800	1000			3,2
4	20	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	400	500	640	800	1000				4
5	25	32	40	50	64	80	100	125	160	200	250	320	400	500	640	800	1000					5

Tabelle 10: mAs-Werte-Tabelle zur Umrechnung von mAs-Technik auf mA-s-Technik

Die Umrechnung der Expositionswerte bei Abstandsänderungen erfolgt nach dem *Abstand-Quadrat-Gesetz*. Dabei ist zu beachten, daß die Expositionsdosis am Ort des Detektors konstant gehalten werden muß. Das bedeutet, daß der zu erbringende Wert der Expositionsgröße proportional zum Quadrat des Abstandes ist. Bei Abstandsvariation unter der Annahme konstanter kV-Werte ergeben sich folgende Umrechnungsfaktoren:

Die Tabelle 11 zeigt eine formale Besonderheit: Bei Auflistung der Abstandswerte nach der R20-Skala ändern sich die Expositions-Korrekturfaktoren nach der R10-Skala. Grund dafür ist das Abstand-Quadrat-Gesetz. Zur Umrechnung des mAs-Wertes sucht man den neuen Fokus-Film-Abstand in der Zeile *FFA neu*, und in dieser Zeile den Korrekturfaktor in der Spalte *Abstand alt auf*. Man kann, wenn der Generator auf die R10-Skala eingestellt ist, den neuen Wert des mAs-Produktes einstellen, indem man um genauso viele Schaltstufen weiterschaltet, wie Werte bis zum Wert 1 in der Spalte stehen, in der man den Korrekturfaktor abgelesen hat.

FFA neu [cm]	Abstand alt [cm]									
	70	80	90	100	112	125	140	160	180	200
70	1,0	0,8	0,64	0,5	0,4	0,32	0,25	0,2	0,16	0,12
80	1,25	1,0	0,8	0,64	0,5	0,4	0,32	0,25	0,2	0,16
90	1,6	1,25	1,0	0,8	0,64	0,5	0,4	0,32	0,25	0,2
100	2,0	1,6	1,25	1,0	0,8	0,64	0,5	0,4	0,32	0,25
112	2,5	2,0	1,6	1,25	1,0	0,8	0,64	0,5	0,4	0,32
125	3,2	2,5	2,0	1,6	1,25	1,0	0,8	0,64	0,5	0,4
140	4,0	3,2	2,5	2,0	1,6	1,25	1,0	0,8	0,64	0,5
160	5,0	4,0	3,2	2,5	2,0	1,6	1,25	1,0	0,8	0,64
180	6,4	5,0	4,0	3,2	2,5	2,0	1,6	1,25	1,0	0,8
200	8,0	6,4	5,0	4,0	3,2	2,5	2,0	1,6	1,25	1,0

Tabelle 11: Veränderungsfaktoren für die Expositionsgröße (mAs-Wert) bei Abstandsänderung.

Ein Beispiel: Der alte FFA habe 112 cm betragen und der neue soll 70 cm sein. Man liest in Zeile *FFA neu 70 cm* und Spalte *FFA alt 112 cm* den Faktor 0,4 ab. Dieser ist von oben nach unten, also in der Spalte *alt 112 cm* vier Schritte von „1,0“ entfernt. Der richtige mAs-Wert wird somit gefunden, indem man den mAs-Wert des Generators um vier R10-Stufen zurückschaltet. Das entspricht einer Multiplikation mit dem Faktor 0,4. Den Wert kann man zur Kontrolle ausrechnen.

Eine weitere Anwendung der Tabelle 11 besteht in der Stufung von Versuchsaufnahmen mit Abstandsvariation bei gleichem Schaltwert des Generators. Wenn man die Werte der Skala von 70 cm bis 100 cm nacheinander als FFA einstellt, so verändert sich die Exposition genau in Stufen der R10-Skala. Selbstverständlich darf bei einer solchen Expositionsreihe wegen der Änderung der Zentrierung kein Streustrahlenraster angewendet werden. Außerdem darf keine Streustrahlung das Ergebnis verfälschen. Streukörper und Schwächungsmittel im Strahlengang müssen in diesem Falle detektorfern angeordnet werden.

Ein Beispiel: Man möchte bei konstanter Expositionszeit die Exposition eines Detektors in Schritten der R10-Skala (das sind die üblichen Stufen für den mAs-Wert) ändern. Für 100 cm FFA habe man die Schaltdaten für die gewünschte Exposition festgestellt (z.B. optische Dichte 1 für ein bestimmtes Film-Folien-System). Dann entspricht die Abstandsvariation nach der R20-Skala genau einer Stufung der Expositionsgröße nach der R10-Skala.

## Das Radiographiesystem

Das Radiographiesystem umfaßt alle Komponenten, die zur Anfertigung einer Röntgenaufnahme erforderlich sind. Dazu gehören der Röntgenerators und der Röntgenstrahler ebenso wie Stativ, Tisch und Detektorsystem.

Neben der Bereitstellung der Expositionsdaten, der elektrotechnischen Überwachung der Anlage sowie der Steuerung der Hilfsgeräte und Röhren gehören z.B. Darstellung des Fokus-Abstandes, die Messung und Darstellung der Einstrahlrichtung, die Verarbeitung der geometrischen Aufnahmedaten, die Sicherung der Einblendung und die Ansteuerung von Servoantrieben dazu. Außerdem sind die Funktionen des Tisches, des Wandstativs, des Strahlerstativs und der Tomographieeinrichtung so zu organisieren, daß die Untersuchungen optimal durchgeführt werden können.

Bei Röntgeneinrichtungen älterer Bauart waren die Bedien- und Anzeigeelemente für die genannten Funktionen über die gesamte Anlage verteilt. Eine Verknüpfung von Daten war deshalb kaum möglich. Auch waren die Anzeigemöglichkeiten in vielen Fällen unbefriedigend. Unter Nutzung von moderner Computertechnologie lassen sich heute Bedien- und Anzeigeelemente bauen, welche die wichtigsten Funktionen zur Vorbereitung und Einstellung einer Röntgenaufnahme zusammenfassen. Aus ergonomischen Gründen erscheint es zweckmäßig, diese in den Steuergriff des Röntgenstrahlers zu integrieren.

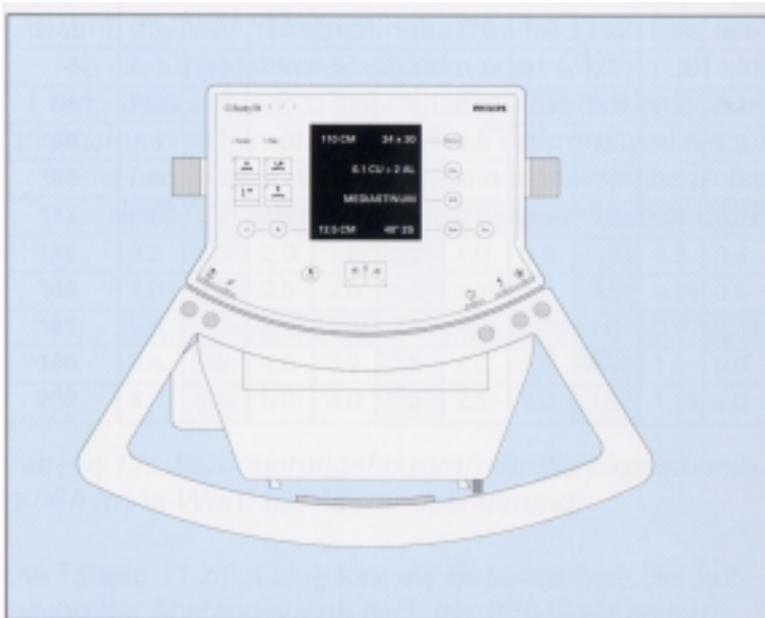


Abb 2: Steuergriff des Röntgenstrahlers als zentrales Bedien- und Anzeigeelement beim universellen Radiographiearbeitsplatz Bucky Diagnost.

Das zentrale Bedien- und Anzeigeelement des Bucky Diagnost enthält ein Display für geometrische Daten wie Fokus-Film-Abstand (FFA) und Kassettenformat. Auch das gewählte Härtingsfilter wird angezeigt. In der folgenden Zeile findet man die Information über das gewählte APR-Programm und in der unteren Zeile sind die Tomographie-Parameter wie Schichttiefe und Verwischungsfigur dargestellt.

Mit den zugeordneten Schaltern lassen sich die gewählten Daten verändern. So können auch Generatorfunktionen, wie die Wahl von Anwendungsgeräten oder von APR-Datensätzen, patientennah gesteuert werden.

In den Griff sind die Bremsensteuerungen für das Röhrenstativ integriert. Man unterscheidet dabei die herkömmlichen Bremsschalter für die Einzelbewegungen und einen zentralen Schalter zur Lösung aller Bremsen der horizontalen und vertikalen Bewegung. Die Betätigung der Tiefenblende geschieht über handgerechte, seitlich angebrachte Drehknöpfe.

Das Lösen der Bremsen für die schwimmende Tischplatte und die Betätigung der Höhenverstellung des Laufrastertisches erfolgen bei heutigen Systemen vorzugsweise über Fußschalter.

Das Bucky Diagnost-System ist in unterschiedlichen Ausführungen verfügbar.

## Tomographie

Röntgen-Verwischungs-Tomographie, wie das seit den 30er Jahren gebräuchliche Verfahren der bevorzugten Abbildung von Körperschichten zur Unterscheidung von der Computertomographie genannt wird, ist außer an radiographischen Arbeitsplätzen an universellen Durchleuchtungseinrichtungen, an urologischen Untersuchungsgeräten und an Spezialgeräten zu finden. Das Verfahren bildet die ausgewählte Schicht scharf ab, während die außerhalb der Schicht liegenden Bereiche durch Verwischung mehr oder weniger stark in ihrer Darstellung abgeschwächt werden.

Bei der Tomographie in diesem Sinne erfolgt eine koordinierte Bewegung des Fokus der Röntgenröhre und des Detektors so, daß die Ebene des Detektors in jedem Augenblick parallel zur darzustellenden Schicht bleibt und daß die radiographische Vergrößerung der Schicht während dieser Bewegung konstant ist. Dieses wird z.B. mit einer Filmkassette erreicht, die sich parallel zur Tischplatte eines Radiographie-Tisches bewegt, während der Strahler über dem Patienten eine gegensinnige Bewegung ausführt. Der Koordinationspunkt für diese Bewegung liegt dann in der Mitte der darzustellenden Schicht im Patienten. Dieser Koordinationspunkt, der als „Fulkrum“ bezeichnet wird, ist ortsfest, bewegt sich also überhaupt nicht. Bewegen sich Kassettensmitte und Strahlermitte auf zueinander parallelen Geraden oder innerhalb einer Ebene, so spricht man von „linearer Verwischung“.

Der Bewegungsweg des Fokus der Röntgenröhre kann wie im Beispiel linear oder auch entlang einer Kurve verlaufen. Entsprechend spricht man von „linearer“, „kreisförmiger“, „elliptischer“, „spiralförmiger“ oder „hypozyklidaler“ Verwischung, je nach Art des Verwischungsweges. Die nichtlinearen Verwischungsfiguren haben eine stärkere tomographische Wirkung als die lineare Verwischung. Will man die Wirksamkeit der Verwischung abschätzen, so kann man dafür den Weg z.B. eines Punktes in 1 cm Abstand von der darzustellenden Schicht oder den Winkel, den ein solcher Punkt außerhalb der Schicht während der Aufnahmezeit überstreicht, verwenden. In jedem Falle werden Einzelheiten, die nahe der darzustellenden Schicht liegen, weniger stark verwischt als von der Schicht entferntere Einzelheiten.

Der gesamte Winkel, welcher die Schichtfigur oder Verwischungsfigur einschließt, heißt Schichtwinkel. Bei gegebener Verwischungsfigur gilt: Je größer der Schichtwinkel, desto stärker ist die Verwischung der Strukturen, welche außerhalb der darzustellenden Schicht liegen.

Das Schichtbild oder „Tomogramm“ enthält das gewünschte Bild der Schicht und diesem überlagert die unvollständig verwischten Anteile des Bildes der außerhalb der Schicht liegenden Strukturen. Diese an sich unerwünschten und dem Bild der Schicht überlagerten Reststrukturen heißen „Wischschatten“. Bei linearer Verwischung verbleiben mehr Wischschatten im Bild als bei nichtlinearer bzw. mehrdimensionaler Verwischung. Allerdings sind die Wischschatten der linearen Verwischung leichter von Artefakten zu unterscheiden als jene bei anderen Verwischungsverfahren.

Für die Bildgüte, mit welcher die Schicht dargestellt wird, ist nicht nur die Art und Menge der Wischschatten relevant; die koordinierte Bewegung von Fokus und Detektor kann technisch nicht völlig exakt durchgeführt werden. Außerdem wird der Detektor aus unterschiedlichen Richtungen durchstrahlt. Aus der mechanischen Toleranz des Schichtgerätes und aus der Schrägdurchstrahlung des Detektors resultiert eine „tomographische Unschärfe“, welche den bekannten Unschärfen hinzuzurechnen ist. Bei einem Film-Folien-System als Detektor kann sich die aus der Schrägdurchstrahlung resultierende Unschärfe schon bei Schichtwinkeln ab  $20^\circ$

bemerkbar machen. Trotzdem entsteht bei der Tomographie nicht nur eine abbildungsmäßige Trennung der Schicht vom Rest des Objektes, sondern auch eine oft starke Erhöhung des Bildkontrastes der Einzelheiten der Schicht. Besondere Beispiele für die daraus resultierende Verbesserung der Detailerkennbarkeit sind die Darstellung feiner Frakturen im Knochen, die Sichtbarkeit von im Thorax-Übersichtsbild nicht erkennbaren Rundherden und die Darstellung von Einzelheiten des Nierenbecken-Kelch-Systems.

Die Dicke der scharf abgebildeten Schicht ist in praktischen Fällen etwa 1 mm. Dickere Schichten können mit sehr kleinen Schichtwinkeln von weniger als  $5^\circ$  erreicht werden. Eine Serie von Schichtbildern, z.B. im Abstand von 5 mm oder 10 mm aufgenommen, stellt somit einen Satz von Proben durch das Objekt dar. In Zweifelsfällen ist es deshalb zweckmäßig, zusätzlich dazwischenliegende Schichten zu wählen, wenn ein Zweifel besteht, ob das gesuchte Detail etwa in der Serie verfehlt wurde.

Die Röntgen-Verwischungs-Tomographie ist einfach und kostengünstig durchzuführen und effektiv. Die Schichten können parallel zur Körperachse gelegt werden. Das Verfahren kann in die radiographische Untersuchung integriert werden.

Die Expositionsdaten können aus den Expositionsdaten für die Projektionsradiographie einfach ermittelt werden: Wegen der etwas höheren gewünschten optischen Dichte und wegen des im Mittel erhöhten Abstandes zwischen Bildmitte und Fokus während der Schichtbewegung erhöht man den mAs-Wert um eine Stufe der R10-Skala bei gleichem kV-Wert wie für die entsprechende Übersichtsaufnahme.

## Strahlenschutz

Röntgenstrahlung ist *ionisierende Strahlung*. Dringt Röntgenstrahlung in Materie ein, so tritt ein Teil davon in Wechselwirkung mit dieser Materie. Ionisierend bedeutet in diesem Zusammenhang, daß die Röntgenquanten infolge ihrer hohen Energie in der Lage sind, die Elektronenhülle von Atomen zu stören und Ionen, d.h. elektrisch nicht mehr neutrale Atome zu erzeugen. Auf diese Weise können chemische Reaktionen herbeigeführt, Moleküle aufgespalten, biologische Systeme gestört und verändert werden. Werden Zellkerne getroffen, so kann das zum Tod der Zelle, zur Verletzung mit nachfolgender Heilung oder zur Veränderung der Zelle führen. Das gilt auch für Erbinformation tragende Strukturen wie Chromosome.

### Das ALARA-Prinzip

Die *biologischen Wirkungen* der Strahlung sind der Grund, weswegen man sich vor unnötiger Bestrahlung schützen muß. Das gilt sowohl für die mit Röntgenstrahlung arbeitenden Personen als auch für die Patienten. Als Grundsatz gilt das ALARA-Prinzip: „*As Low As Reasonably Achievable*“. Das heißt in freier Übersetzung „nur so viel wie zur Erreichung des Untersuchungszieles erforderlich“. Das ALARA-Prinzip gilt im übrigen nicht nur für die Röntgendiagnostik, sondern auch für andere Verfahren der bildgebenden Diagnostik. Es wäre richtig, das ALARA-Prinzip auch auf sonstige Gefahrenelemente, die unseren Sinnen nicht zugänglich sind, wie z.B. den Zigarettenkonsum und den Gebrauch von Schmerztabletten anzuwenden.

### Strahlenschutz des Personals

Die Umsetzung des ALARA-Prinzips auf den Untersucher bedeutet: Wenn es nicht unbedingt erforderlich ist, darf während der Röntgenaufnahme niemand außer dem Patienten im Untersuchungsraum sein. Ist dieses aus besonderen Gründen aber notwendig, so bieten sich ein möglichst *großer Abstand vom Streustrahlung* aussendenden Patienten und das Tragen von *Schutzkleidung* an.

In keinem Falle ist es gerechtfertigt, daß der Untersucher oder eine Hilfsperson die Hände oder andere Körperteile im Strahlungsfeld hat. Es ist nicht notwendig, daß z.B. bei Zahnaufnahmen ein anderer als der Patient den Film hält.

Dazu sei folgendes Beispiel angeführt:

Angenommen, bei jeder Zahnaufnahme wird auf der Haut eine Strahlendosis von 10 mGy angewendet. Hält nun der Zahnarzt bei jeder Aufnahme selbst den Film, so wird jedesmal etwa derselbe Bereich der Hand mit dieser Dosis beaufschlagt. Nach 5000 solcher Zahnaufnahmen wird er einen schweren Strahlenschaden an der Hand haben und berufsunfähig sein. Der Patient hingegen, der den Zahnfilm selbst hält, tut dieses nur sehr selten und wird daraus keinen Nachteil erleiden.

Bei der Beurteilung, wo die Strahlung einen gegebenenfalls doch im Raum befindlichen Helfer trifft, muß man den genauen Ursprung der Strahlung kennen. Der Röntgenstrahler ist so weit abgeschirmt, daß er - außerhalb des Primärstrahlenbündels - in 1 Meter Abstand unter üblichen Betriebsbedingungen keine Gefahr darstellt. Daraus folgt, daß man zum Strahler Abstand halten muß. Das abbildende Strahlenbündel wird durch die Feldblende in gleicher Weise abgeschirmt. Der Röntgenraum selbst einschließlich des Fußbodens und der Wände wird bei Errichtung der Röntgenanlage so gestaltet, daß er ebenfalls keine Gefahren birgt.

Die wichtigste für den Untersucher bzw. für den Helfer wirklich kritische Strahlenquelle ist der Patient oder gegebenenfalls ein im Strahlengang befindliches Phantom aus Wasser, Plexiglas, Aluminium oder aus einem anderen *streuenden Material*. Davor muß man sich schützen. Die Abschirmung, z.B. eine Schürze oder eine Schutzwand muß aus diesem Grunde gegen den Patienten gerichtet sein. Auch kommt es auf den Abstand vom Patienten an.

Da der Patient als großflächiger Strahler wirkt, gilt auch nicht das Abstand-Quadrat-Gesetz sondern ein lineares Abstandsgesetz. Wenn man den Abstand vom Patienten von 50 cm auf 100 cm erhöht, halbiert sich die eintreffende Dosis an Streustrahlung nur und sinkt nicht etwa, wie man meinen könnte, auf 1/4 ab. Das Abstand-Quadrat-Gesetz gilt nur für punktförmige Strahler, wie z.B. den Fokus der Röntgenröhre.

### **Strahlenschutz des Patienten**

Für den Strahlenschutz des Patienten gilt ebenfalls das ALARA-Prinzip. Es sollte allerdings nicht auf der Basis von Ängstlichkeit, sondern mit Verstand angewandt werden. Eine Röntgenaufnahme ist immer dann sinnvoll, wenn es dafür eine Indikation gibt, d.h., wenn ein Anlaß besteht, der durch eine ärztliche Notwendigkeit gedeckt ist.

Sorgfältiges Arbeiten und die Vermeidung von Wiederholungsaufnahmen aus technischen Gründen sind deshalb der größte Beitrag zur Umsetzung des ALARA-Prinzips. Zur sorgfältigen Arbeit gehört insbesondere die Wahl der richtigen Strahlenqualität, die Anwendung von Härtingfiltern, wo dieses geboten ist, die Einblendung des Strahlenfeldes auf das richtige Maß und die Anwendung eines Detektors mit der richtigen Empfindlichkeit. Außerdem sollte selbstverständlich die Lagerung immer so erfolgen, daß empfindliche Organe wie das Auge, das Knochenmark und die Gonaden möglichst außerhalb des Strahlungsfeldes liegen oder geschützt werden.

Gegen *Streustrahlung aus dem eigenen Körper* kann der Patient durch partielle Abdeckung mit Bleigummi und durch besondere Abschirmungen wie z.B. Hodenkapseln geschützt werden. Die Leitlinien der Bundesärztekammer verlangen deshalb die Abdeckung des Körperstammes mit Bleigummi oder eine äquivalente Maßnahme bei allen Aufnahmen des Kopfes und der Extremitäten.

Die Anwendung der *Hartstrahltechnik* hat eher aufnahmetechnische als Strahlenschutzvorteile. So kann es sein, daß durch eine Erhöhung des kV-Wertes zwar die Hautdosis gesenkt, aber wegen der Härte der Strahlung die *Gonadendosis* erhöht wird. Auch im Bereich von 60 kV bis 90 kV sollte Aufnahmetechnikvorteil vor Strahlenschutzvorteil gesetzt werden. Die Gründe hierfür werden an einem Beispiel deutlich: Die Anhebung der Aufnahmespannung um 15 kV bis 20 kV reduziert zwar die Hautdosis; bedenkt man jedoch, daß die höhere Spannung auch einen höher wirksamen und somit stärker schwächenden Streustrahlenraster erfordert, so wird der erwartete Vorteil neutralisiert.

Ganz anders liegt die Sache dann, wenn aus anderen Gründen, z.B. wegen der großen Anzahl unterschiedlicher Untersuchungen ohnehin ein stärker wirkender Raster eingebaut ist. Dann wäre eine Herabsetzung der Aufnahmespannung mit einer zusätzlichen und unnötigen Strahlenbelastung verbunden.

## Beschreibungen der Aufnahmen

### Lagerung des Patienten

Im folgenden Teil dieses Buches findet man am Anfang eines jeden Einstellbeispiels eine Grafik zur Veranschaulichung der Lagerung des Patienten und der Einstellung der Röntgenaufnahme. Die den Strahlenschutz betreffenden Hilfsmittel wurden dabei bewußt nicht mit dargestellt, damit die Lagerung des Patienten deutlicher wird. Es gilt die Regel: Bei allen Aufnahmen des Schädels oder der Extremitäten ist der Körperstamm durch Bleigummi oder andere Mittel gegen Störstrahlung zu schützen.

In den Bildern wurde der *Zentralstrahl* als gedankliche Einstellhilfe durch einen roten Strich angedeutet.

Wird die *Kassette* in der herausgezogenen Rasterlade dargestellt, so ist eine Aufnahme mit Laufraster angesprochen. Bei Anwendung einer freien Kassette kann es sich, je nach Spezifikation der Aufnahme, um eine Kassette mit oder ohne zugeordneten Festraster handeln. Bei Rasterkassetten muß auf die richtige Zentrierung und auf den richtigen Fokussierungsabstand geachtet werden.

Aufnahmen in freier Einstellung werden jeweils ohne Expositionsautomat AMPLIMAT angegeben.

Die Beschreibung *der Aufnahmespezifikationen* erfolgt immer nach demselben Schema. Bei einigen Aufnahmen wird auf *Strahlenschutz-Hilfsmittel* hingewiesen. Das bedeutet jedoch nicht, daß dort, wo ein solcher Hinweis fehlt, dem Strahlenschutz automatisch genüge getan ist. Vielmehr muß, dem *ALARA-Prinzip* folgend, in jedem Falle die Anwendung geeigneter zusätzlicher Strahlenschutzmittel empfohlen werden. In diesem Zusammenhang sei auf den Abschnitt über Strahlenschutz verwiesen.

### Richtungsbezeichnungen

Für die Richtungsbezeichnungen wurde ein einheitliches Begriffssystem verwendet, welches auch wissenschaftlichen Ansprüchen genügt. Man unterscheidet Richtungen im Raum, geometrisch definierte Begriffe und patientenbezogene Bezeichnungen. Ein Beispiel für die erstgenannte Kategorie ist *horizontal*, für die zweite Gruppe *parallel*; und ein Vertreter der dritten Begriffsgruppe ist *kranio-kaudal*.

Zur Erleichterung der Anwendung soll nun die Begriffswelt der Richtungsbezeichnungen im Einzelnen kurz erläutert werden:

#### Orientierung im Raum

*Horizontal* bedeutet soviel wie „parallel zum Horizont“ *vertikal* bezeichnet die Richtung des freien Falls und ist zu verstehen als „auf den Scheitel des stehenden Patienten gerichtet“.

Für vertikal sind auch Bezeichnungen wie *von oben nach unten* oder *lotrecht* gebräuchlich, die jedoch zu Verwechslungen führen können. So wäre z.B. *von oben nach unten* als Richtung im Raum und zugleich als Richtung am Patienten interpretierbar.

### **Geometrische Begriffe**

*parallel*: Zwei Geraden sind parallel, wenn sie in allen Punkten gleichen Abstand haben. Eine Gerade ist zu einer Ebene parallel, wenn alle ihre Punkte den gleichen Abstand von der Ebene haben. Prüfung der Parallelität: Es muß sich um eine erste Gerade und um eine zweite Gerade oder eine Ebene handeln. Der Abstand muß für zwei Punkte gleich sein. - Zwei Ebenen sind zueinander parallel, wenn sie in drei beliebigen Punkten gleichen Abstand haben.

*orthogonal* sind zwei Geraden zueinander, wenn sie miteinander einen rechten Winkel ( $90^\circ$ ) bilden. Entsprechendes gilt für Ebenen und Geraden oder Ebenen zueinander. Für orthogonal wird oft fälschlich *senkrecht* gesagt.

### **Patientenbezogene Richtungen**

anterior-posterior (Abkürzung ap), bedeutet von vorne nach hinten.

posterior-anterior (Abkürzung pa), bedeutet von hinten nach vorne.

lateral ist gleichbedeutend mit seitlich. Lateral oder seitlich ist immer orthogonal zu ap und pa. Man spricht dann von Projektionen auf zueinander orthogonale Ebenen.

kranio-kaudal bedeutet vom „Kopf zum Schwanz“, also vom oberen zum unteren Körperende. Die Bezeichnung wird häufig mit einer Winkelangabe verknüpft, wenn es um Schrägprojektionen geht.

kaudo-kranial ist die entgegengesetzte Richtung zu kranio-kaudal.

dorso-ventral bedeutet vom Rücken (dorsum) zum Bauch (venter).

ventro-dorsal ist die entgegengesetzte Richtung zu dorso-ventral.

dorso-plantar bedeutet vom Rücken zur Fläche, z.B. vom Fußrücken zur Sohle.

planto-dorsal kennzeichnet die Richtung von der Fläche zum Rücken, also z.B. von der Handfläche zum Handrücken.

### **Koordinaten am Kopf**

In der Schädelaufnahmetechnik sind Hilfslinien und Hilfsflächen gebräuchlich, welche sich auf innere Schädelmerkmale, wie z.B. die Symmetrie oder auf äußere Schädelmerkmale wie den äußeren Gehörgang beziehen.

Die *Medianebene* ordnet dem Schädel eine linke und eine rechte Hälfte zu.

Die *Frankfurter Horizontale*, auch Deutsche Horizontale genannt, ist die anthropologisch begründete Ebene, welche bei unbeeinflusster Kopfhaltung horizontal verläuft. Sie ist definiert als Ebene durch die unteren Orbitalränder und die oberen Begrenzungen der äußeren Gehörgänge.

Viele Schädelaufnahmen orientieren sich an der *Auge-Ohr-Linie*. Sie verläuft vom äußeren Augenwinkel zur Mitte des äußeren Gehörganges und ist  $10^\circ$  bis  $12^\circ$  gegen die Frankfurter Horizontale geneigt.

Näheres zur Schädelaufnahmetechnik findet sich in der Fachliteratur oder in den Anleitungen für Schädelgeräte.

### **Abstandsangaben**

In der Praxis der Radiographie werden Abstandsangaben oftmals in einer Form subjektiver Schätzung angegeben. Diese sind zwar hinreichend genau, können allerdings auch zu wenig nützlichen Diskussionen führen. Der Angabe „zwei Querfinger“ wurde daher in diesem Handbuch die Angabe „3 cm“ vorgezogen. Die Angabe „1 Querfinger“ der praktischen Radiographie ist dementsprechend mit „1,5 cm“ zu interpretieren.

## Anwendung der Expositionstabellen

Keine der bekannten Expositionstabellen wird allen Wünschen gerecht. Das gilt auch für die Angaben in diesem Handbuch. Obwohl die meisten Expositionen ausprobiert wurden, sind sie doch letztlich nur als Hinweise zu werten. Das gilt insbesondere für die Angabe der Empfindlichkeit des Film-Folien-Systems. Waren früher fast ausschließlich  $\text{CaWO}_4$ -Folien im Gebrauch, so stehen heute sehr unterschiedliche Detektionssysteme zur Verfügung, die einerseits die Anwendungsergebnisse verbessert haben, andererseits aber durch ihre unterschiedliche Abhängigkeit von der Strahlenqualität auch zu Schwierigkeiten bei der Umrechnung und Übertragung von Daten führen können.

Der **kV-Wert** und gegebenenfalls ein Zusatzfilter bestimmen die Härte der Strahlung. Er sollte möglichst nicht zur Anpassung der Expositionsgröße verändert werden, sondern nur aus anderen aufnahmetechnischen Gründen. Diese sind u.a. Richtwerte aus der Literatur, Erfahrungswerte, Empfehlungen, welche sich auf einen bestimmten Detektor beziehen, oder erhebliche Dickenabweichungen des Objektes vom Durchschnitt. Es gibt viel unnütze Diskussion um die Stufung der kV-Skala. Viele Institute bevorzugen eine kleine Auswahl von den Organen fest zugeordneten kV-Werten. Dem steht die kontinuierliche Veränderung der kV-Werte, die Stufung in Einzel-kV-Schritten und die sogenannte äquivalente Stufung gegenüber. In den Tabellen wurde der zuerst genannten Methode der Vorzug gegeben.

Der **mAs-Wert** steht bei gegebenem kV-Wert für die Expositionsgröße. Er ist in der Tabelle nach der in Normen definierten R10-Skala gestuft. Ein Expositionsschritt entspricht etwa 25% Änderung der Expositionsgröße. Die mAs-Werte der Tabelle sind lediglich Richtwerte.

Bei Exposition mit dem Expositionsautomaten **AMPLIMAT** ist der in der Tabelle angegebene mAs-Wert ohne Bedeutung. Es kommt darauf an, daß die in der dritten Spalte angegebene Dominantenwahl erfolgt. Die beiden Kreise bezeichnen die linke und die rechte Meßkammer, das Quadrat in der Mitte die mittlere Meßkammer. Die Wahl von mAs-Wert und AMPLIMAT-Einstellung ist alternativ, soweit Expositionsautomatik anwendbar ist. Ist ein AMPLIMAT angeschlossen, so ist die Benutzung in den meisten Fällen von erheblichem Vorteil. Es muß jedoch streng darauf geachtet werden, daß das Aufnahmegebiet keine direkte Strahlung erhält.

Der **Fokus-Film-Abstand** (FFA) hat Einfluß auf Projektion, Expositionsgröße und Strahlenschutz. Vielerorts wird heute mit einem FFA von 105 cm bis 115 cm gearbeitet. Der Vorteil des vergrößerten FFA (im Vergleich zu 100 cm) ist eine Verbesserung der Abbildung, vor allem beim Urogramm und bei der Wirbelsäule. Um die Tabelle auf 100 cm umzurechnen, wäre der mAs-Wert um 25% (eine Stufe der R10-Skala) zu senken. Der Unterschied zwischen 110 cm und 115 cm ist für die Praxis vernachlässigbar. Ein FFA von 105 cm entspricht der Aufnahme mit freier Kassette auf dem Rasteraufnahmetisch ohne Veränderung der Strahlerposition und bei FFA 115 cm für die Laufrasteraufnahme.

Die **Empfindlichkeitsangabe S** (DIN) für das Film-Folien-System ist ein Richtwert, der sich auf die Norm DIN 6867-1 (1985) bezieht. Je nach Leuchtstoff der Folien hängt die Empfindlichkeit unterschiedlich stark von der Strahlenqualität (kV-Wert) ab. Diese Unterschiede der Abhängigkeit bestehen besonders im Bereich von 40 kV bis 85 kV. Liegen keine anderen Angaben für ein bestimmtes Film-Folien-System vor, so ist S die Empfindlichkeitszahl für etwa 70 kV.

**Streustrahlenraster** haben zwei gegenläufige Eigenschaften: Sie halten störende Streustrahlung vom Film-Folien-System fern und schwächen die Strahlung. Je wirksamer ein Raster ist,

desto stärker schwächt er die Strahlung, richtige Zentrierung und richtiger Fokussierungsabstand vorausgesetzt. Wegen unterschiedlicher Raster kann der Expositionswert (mAs) auch bei sonst gleichen Bedingungen von Arbeitsplatz zu Arbeitsplatz unterschiedlich sein.

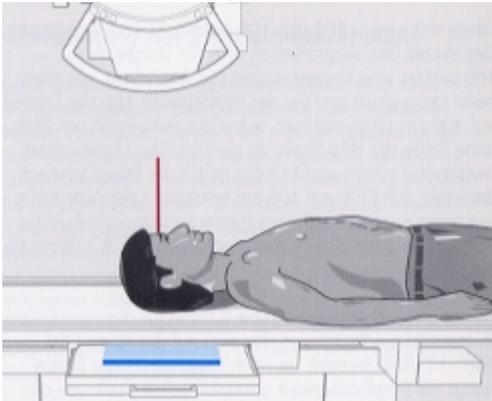
Die Wahl des **Fokus** der Röntgenröhre für die jeweilige Aufnahme ist entscheidend für das Verhältnis der Bildschärfe bei Vergrößerung zur Expositionsdauer. Für starke Vergrößerungen muß der Fokus klein sein; für bewegte Objekte muß er groß sein. Leider ist die Expositionsdauer umso länger, je kleiner der Fokus ist. Mit einer Doppelfokusröhre kann meist ein Fokus von etwa 0,6 bei 25 kW Leistung und ein Fokus mit 1,0 bei 50 kW Leistung angewählt werden. Steht die VARIOFOCUS-Funktion zur Verfügung, so kann am Optimus-Generator der mittlere Fokus auf den für die entsprechende Röhre günstigen VARIOFOCUS-Wert gesetzt werden.

kleiner Fokus	■□□	≤ 0,6
mittlerer Fokus	□■□	VARIOFOCUS (≤ 1,0)
großer Fokus	□□■	≤ 1,3

*Tabelle 12: Typisches Beispiel für die Brennfleckenwahl und ihre Bezeichnung in den Expositionstabellen.*

Die Expositionstabelle enthält eine freie Zeile zur Eintragung von auf persönlicher Erfahrung beruhenden Daten.

## Schädel anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Kinn so weit anziehen, daß die Frankfurter Horizontale vertikal zum Film steht. Oberer Kassettenrand 2 cm oberhalb der Hautgrenze. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

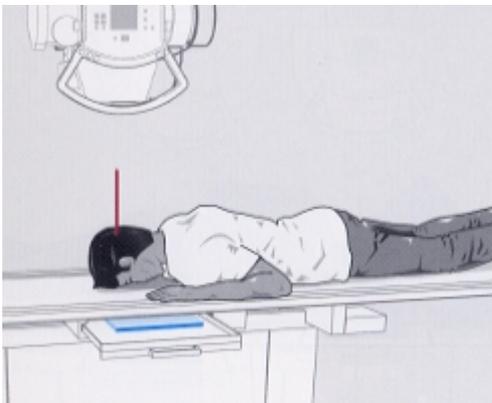
**Einstellung:** Vertikaler Zentralstrahl in Medianebene, 2 cm kranial der Nasenwurzel.

**Bildkriterien:** Symmetrische Darstellung des Schädels. Oberkante der Felsenbeine im unteren Drittel der Orbitae. Kinn ganz abgebildet.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	32/16	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Schädel posterior-anterior



**Lagerung:** Bauchlage. Stirn und Nase aufliegend. Kinn angezogen, so daß die Frankfurter Horizontale vertikal zum Film steht. Oberer Kassettenrand 2 cm oberhalb der Hautgrenze. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

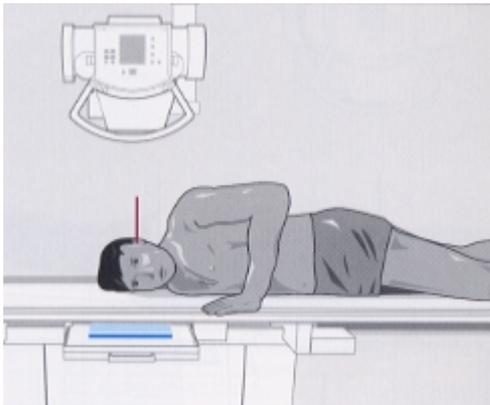
**Einstellung:** Zentralstrahl in der Medianebene, parallel und 2 cm kranial zur Frankfurter Horizontalen.

**Bildkriterien:** Symmetrische Darstellung des Schädels. Felsenbeine in Orbitamitte.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	32/16	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Schädel seitlich



**Lagerung:** Schräge Bauchlage. Bevorzugte Seite aufliegend. Medianebene horizontal. Für rechts aufliegende Kopfseite: Linkes Bein leicht anziehen und linke Hand aufstützen. Hilfreich: Sternum unterstützen; Kinn unterstützen. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

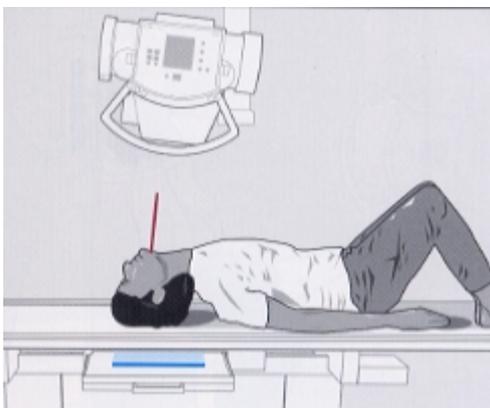
**Einstellung:** Zentralstrahl 2 cm kranial des äußeren Gehörganges.

**Bildkriterien:** Strichförmige Zeichnung der Sella turcica. Deckung der Kieferköpfchen. Abbildung bis zur Kinnspitze.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Querformat (auch Hochformat).

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
73	16/8	Mitte	115	200/400	Ja	Mittlerer Fokus

## Schädel axial



**Lagerung:** Rückenlage. Schultern unterpolstern. Beine anziehen, Fußsohle flach auf Tisch aufliegend. Kopf strecken, so daß der Scheitel auf der Tischplatte aufliegt. Die Frankfurter Horizontale soll möglichst horizontal sein. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

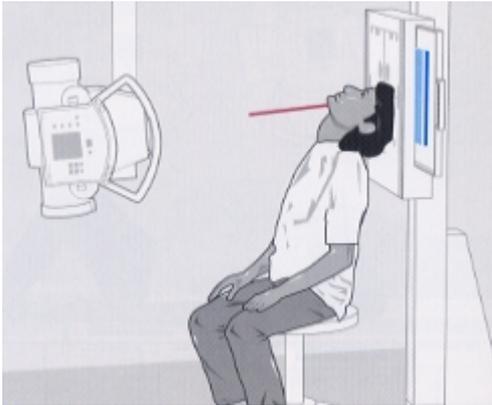
**Einstellung:** Zentralstrahl in Medianebene und möglichst orthogonal zur Frankfurter Horizontale in Höhe des äußeren Gehörganges. Falls erforderlich: Zentralstrahl neigen, max. 30° kaudokranial.

**Bildkriterien:** Symmetrische Darstellung. Unterkiefer im Bereich der vorderen Schädelgrube.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
85	32/16	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Schädel axial, sitzend



**Lagerung:** Patient am Rasterwandstativ sitzend. Kopf weit nach hinten geneigt. Scheitel aufliegend. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

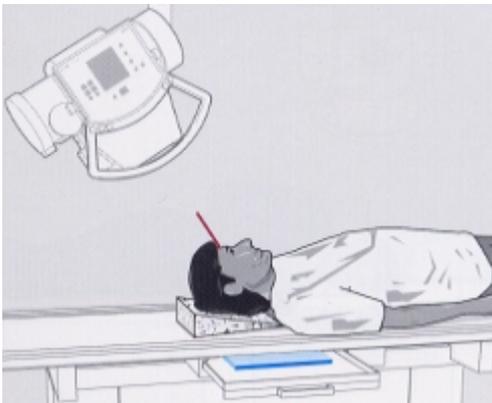
**Einstellung:** Zentralstrahl auf Kassettenmitte und Mundboden zielend. Seitenbezeichnung anbringen.

**Bildkriterien:** Symmetrische Darstellung. Ethmoidzellen und Stirnhöhle überlagerungsfrei.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
85	32/16	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Schädel 30° halbaxial/Towne



**Lagerung:** Rückenlage. Kinn angezogen, so daß die Frankfurter Horizontale vertikal steht. Kopf unterpolstern. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

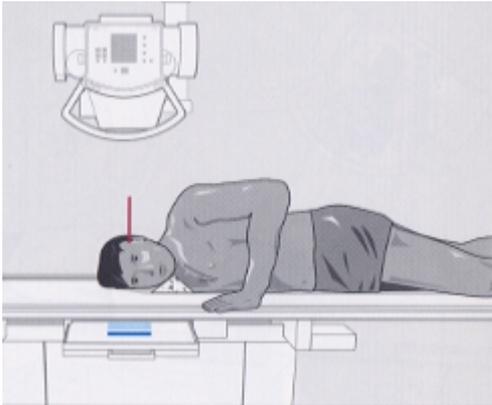
**Einstellung:** Zentralstrahl 30° kranio-kaudal gerichtet, durch die Verbindungslinie der äußeren Gehörgänge.

**Bildkriterien:** Freie Darstellung des Os occipitale und des hinteren Atlasbogens im Bereich des Foramen magnum. Freie Darstellung beider Felsenbeine. Symmetrie.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	Mas	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
81	25/12,5	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Sella turcica seitlich



**Lagerung:** Bauchlage. Medianebene exakt parallel zur Tischplatte. Unterpolsterung von Kinn und Kopf. Linkes Bein leicht anziehen (für rechts aufliegenden Kopf). Sternum bei Bedarf unterpolstern. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

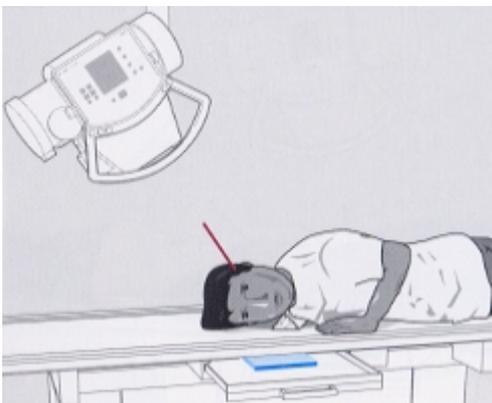
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal und 2 cm kranial vom äußeren Gehörgang.

**Bildkriterien:** Strichförmige Abbildung der Sella turcica. Deckung der Klinoidfortsätze.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	16/8	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Mastoid nach Schüller



**Lagerung:** Bauchlage. Kopf mit aufzunehmender Seite aufliegend. Medianebene parallel zur Filmebene. Äußerer Gehörgang der aufzunehmenden Seite auf Filmmitte und Ohrmuschel nach vorne geklappt. Je nach Indikation: Mund geöffnet (Artikulation). Körperstamm mit Bleigummi schützen.

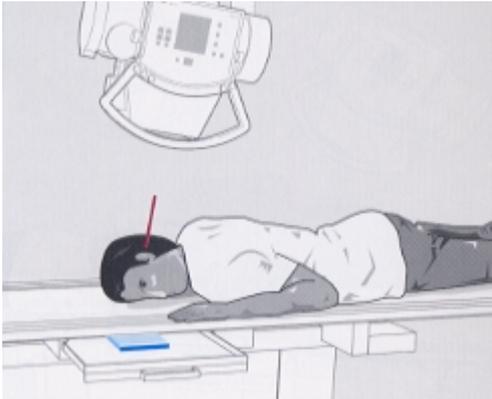
**Einstellung:** Zentralstrahl 30° kranio-kaudal gerichtet, 5 cm oberhalb des Gehörganges der nicht darzustellenden Seite, auf das Mastoid der darzustellenden Seite.

**Bildkriterien:** Der Warzenfortsatz der darzustellenden Seite liegt in Bildmitte.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	16/8	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Felsenbein nach Stenvers



**Lagerung:** Bauchlage. Kopf um 45° zur darzustellenden Seite gedreht. Nase, oberer Orbitalrand und Jochbein aufliegend. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

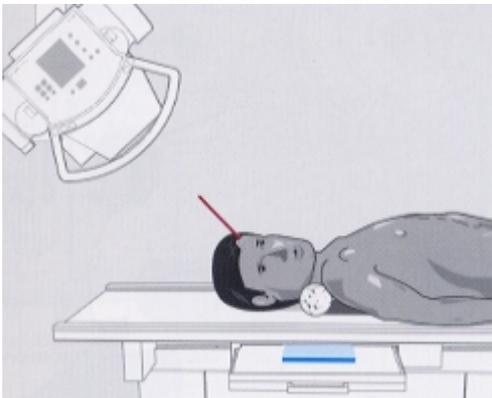
**Einstellung:** Zentralstrahl 12° kaudio-kranial geneigt. Auf die Mitte der Verbindungslinie zwischen Mastoidspitze und Hinterhaupthöcker der Gegenseite. Die Bildmitte liegt zwischen äußerem Gehörgang und äußerem Augenwinkel der aufzunehmenden Seite.

**Bildkriterien:** Unverkürzte Darstellung der Felsenbeinpyramide. Freie Projektion der Felsenbeinspitze und der Innenohrstrukturen.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	40/20	–	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Felsenbein nach Mayer



**Lagerung:** Rückenlage. Hinterkopf aufliegend. Kopf 45° zur darzustellenden Seite gedreht, so daß das Felsenbein vertikal zur Tischplatte steht. Kinn anziehen. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

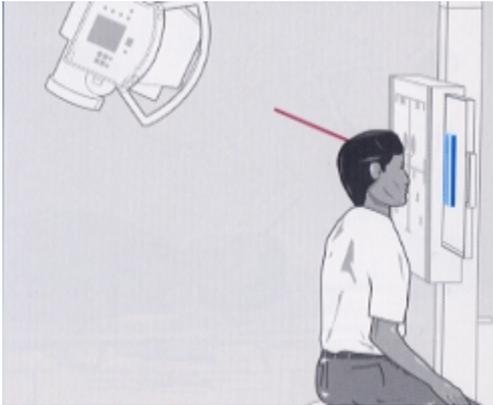
**Einstellung:** Zentralstrahl 45° kranio-kaudal auf einen Punkt 6 cm kranial des oberen Orbitalrandes der Gegenseite auf das tischplattenennahe Mastoid gerichtet. Zum Seitenvergleich paarweise Aufnahmen.

**Bildkriterien:** Darstellung der Felsenbeinpyramide, die orthogonal zum Film steht. Darstellung der oberen Pyramidenkante.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	40/20	–	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Orbita-Übersicht posterior-anterior



**Lagerung:** Patient am Stativ sitzend. Nase und Kinn aufliegend. Orbitae in Bildmitte. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

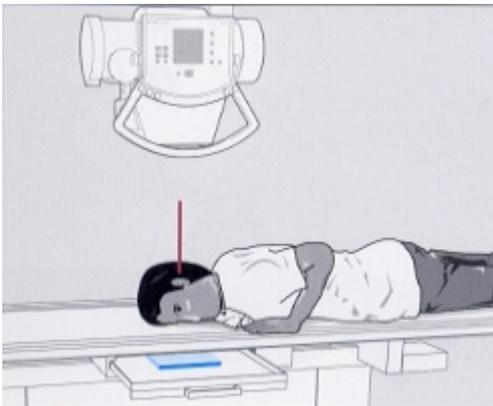
**Einstellung:** Zentralstrahl 30° kranio-kaudal gerichtet in Medianebene, auf Mitte Orbitae zielend.

**Bildkriterien:** Symmetrische Einstellung beider Schädelhälften. Felsenbeine nach kaudal aus dem Bild projiziert. Oberer und unterer Orbitarand überlagerungsfrei. Darstellung von Orbitadach und Lamina papyracea.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	16/8	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Foramen opticum nach Rhese-Goalwin



**Lagerung:** Bauchlage. Kopf zur untersuchten Seite gedreht. Nase, Jochbogen und oberer Orbitarand aufliegend. Sternum gegebenenfalls unterpolstern. Orbita auf Filmmitte. Paarweise Aufnahmen zum Seitenvergleich. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

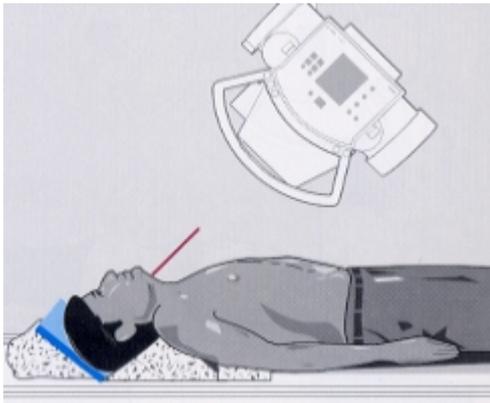
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Tuberculum sellae gerichtet.

**Bildkriterien:** Das Foramen opticum muß im lateralen unteren Quadranten dargestellt sein. Es soll nahe dem Orbitarand liegen.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
73	32/16	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Vergleichende Jochbogendarstellung („Henkeltopf“)



**Lagerung:** Rückenlage, Schultern unterpolstern. Kassette etwa parallel zur Frankfurter Horizontale. Medianebene genau orthogonal zum Film. Kassette unterstützen und auf Scheitel aufliegend. Kinn anheben, bis Nasenspitze vom Lichtvisier angeleuchtet wird. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

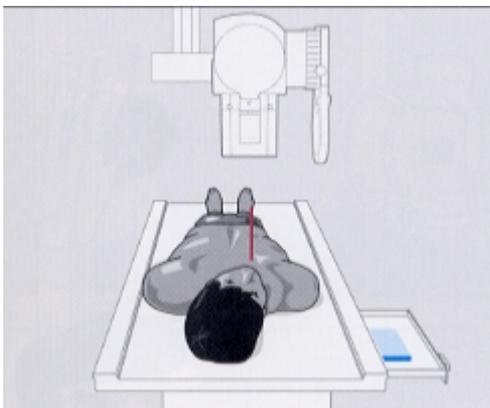
**Einstellung:** Zentralstrahl in Medianebene auf Jochbögen gerichtet.

**Bildkriterien:** Symmetrische Darstellung beider Jochbögen. Exposition auf Jochbögen eingestellt. Nach außen projizierte Jochbögen (verkürzter FFA!).

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Querformat

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
73	8	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Jochbogen isoliert



**Lagerung:** Rückenlage. Schulter unterpolstern. Kopf in Hängelage, so daß seine Achse 45° zur Tischebene geneigt ist. Kopfdrehung 30° zur untersuchten Seite, so daß der Jochbogen auf Filmmitte projiziert wird. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

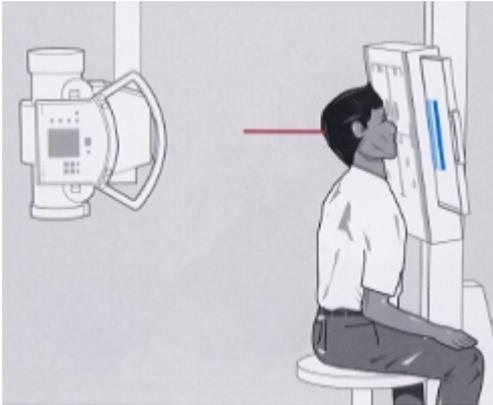
**Einstellung:** Zentralstrahl 10° kaudo-kranial auf den darzustellenden Jochbogen gerichtet.

**Bildkriterien:** Vollständige Freiprojektion des gesamten Jochbogens einschließlich des Processus zygomaticus ossis temporalis.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	8	–	115	200	ja	Mittlerer Fokus

## Nasennebenhöhlen halbaxial



**Lagerung:** Sitzend oder stehend am Rasterwandgerät, dessen Auflage um 10° bis 15° zum Patienten geneigt ist. Mund geöffnet. Kinn und Nasenspitze aufliegend. Medianebene orthogonal zur Auflage. Philtrum in Filmmitte.

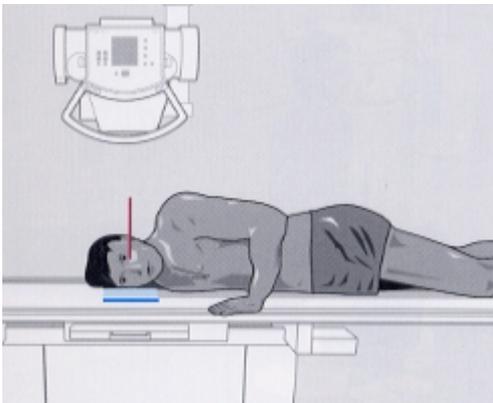
**Einstellung:** Zentralstrahl horizontal und in der Medianebene auf Höhe der Kieferhöhlen.

**Bildkriterien:** Symmetrische Einstellung. Felsenbeine liegen unterhalb der Sinus maxillares.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	32	Mitte	115	200	ja	Mittlerer Fokus

## Nase seitlich



**Lagerung:** Bauchlage. Medianebene horizontal. Für rechts aufliegende Kopfseite: Linkes Bein leicht anziehen und linke Hand aufstützen. Hilfreich: Sternum unterstützen; Kinn unterstützen. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

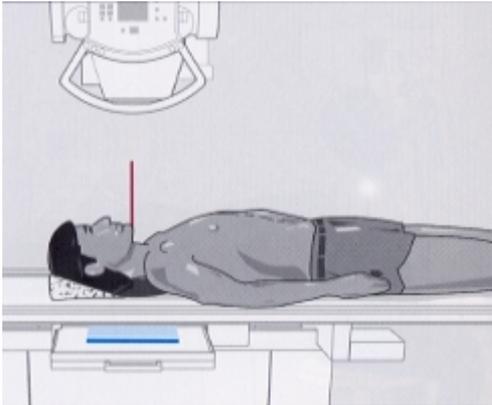
**Einstellung:** Nasenwurzel auf Bildmitte. Zentralstrahl auf Nasenwurzel.

**Bildkriterien:** Exposition dem Nasenbein anpassen.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
44	2,5	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Halswirbelsäule anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage, HWS parallel zur Kassette. Kinn leicht anziehen, so daß die Bißebene orthogonal zur Kassette steht. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

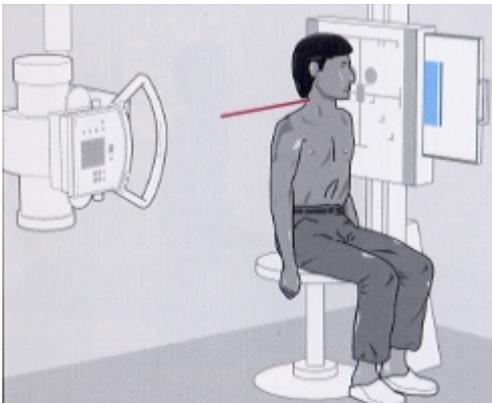
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand 5 cm oberhalb des äußeren Gehörganges. Zentralstrahl in Medianebene auf Mitte Halswirbelsäule gerichtet. Während Exposition Unterkiefer bewegen (Autotomographie-Effekt).

**Bildkriterien:** Unterkiefer verwischt. Gleichmäßige Darstellung aller Halswirbelkörper.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat. Aufnahme Strom ca. 10 mA, so daß eine Schaltzeit von über einer Sekunde erreicht wird.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	10/5	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Halswirbelsäule seitlich



**Lagerung:** Patient sitzt genau seitlich zum Rasterwandgerät. Entspannte Haltung. Fallende Schultern. Medianebene parallel zur Kassette. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

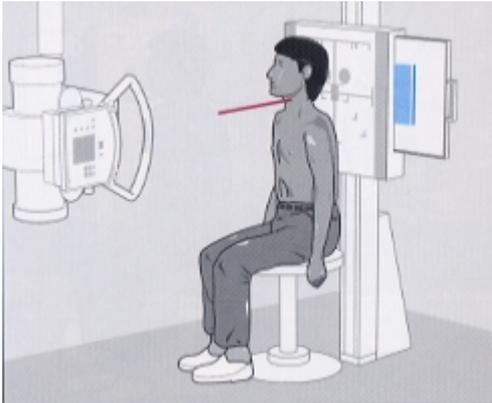
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand 5 cm oberhalb des äußeren Gehörganges. Zentralstrahl horizontal auf Halswirbelsäule und Filmmittte gerichtet.

**Bildkriterien:** Alle sieben Halswirbel müssen dargestellt sein. Falls erforderlich: Zusatzaufnahme für cervico-thorakalen Übergang.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
73	8/4	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Halswirbelsäule schräg



**Lagerung:** Patient sitzt im Winkel von 45° mit dem Rücken zum Rasterwandgerät und wendet den Kopf leicht filmwärts. Patient soll einen Punkt der Decke fixieren. Die Aufnahmen werden paarweise angefertigt.

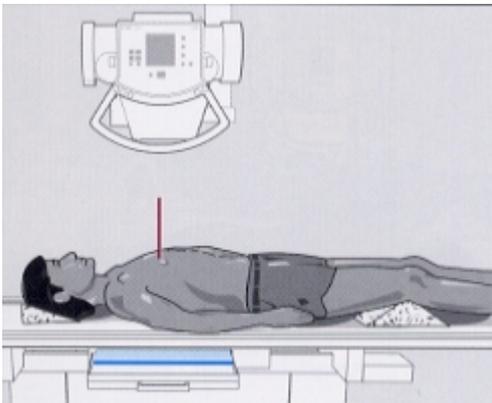
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand 5 cm oberhalb des äußeren Gehörganges. Zentralstrahl horizontal auf Mitte des Halses gerichtet.

**Bildkriterien:** Alle Intervertebrallöcher müssen einsehbar sein. Die oberen Intervertebrallöcher dürfen nicht vom Unterkiefer überlagert werden.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
73	8/4	Mitte	115	200/400	ja	Mittlerer Fokus

## Brustwirbelsäule anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Oberer Kassettenrand 1 cm oberhalb der Schulter (Haut). Vorteilhaft: Anwendung einer Knierolle; Atem anhalten nach Expiration.

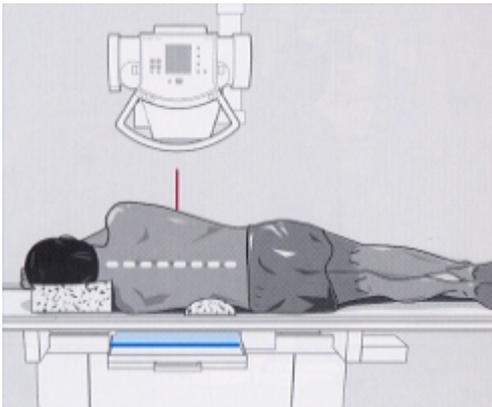
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Mitte Sternum.

**Bildkriterien:** Alle Brustwirbelkörper müssen gleichmäßig exponiert und dargestellt sein.

**Technische Angaben:** 15 cm x 40 cm Hochformat oder 18 cm x 43 cm. Vorzugsweise Gradualfolien (+ unten).

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	16	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Brustwirbelsäule seitlich



**Lagerung:** Seitenlage. Beide Arme in Schulterhöhe nach vorne ziehen. Beine angewinkelt. Wirbelsäule parallel zur Tischplatte lagern. Falls erforderlich mit Schaumstoffkissen unterpolstern. Patient atmet während Aufnahme leicht.

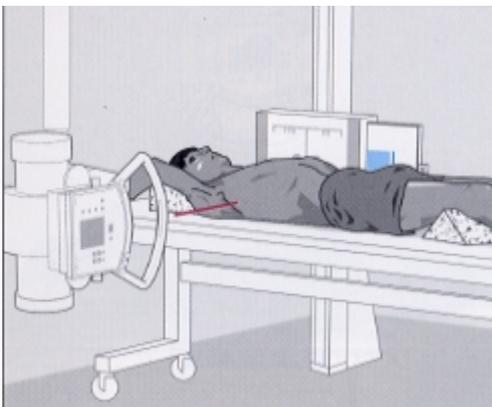
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand mit Schulterhöhe abschließend. Zentralstrahl vertikal auf Mitte der Brustwirbelsäule in Höhe der Schulterblätter gerichtet.

**Bildkriterien:** Vollständige Darstellung der Brustwirbelsäule. Gegebenenfalls Zusatzaufnahme für obere Brustwirbelsäule. Rippen durch Atmung verwischt.

**Technische Angaben:** 20 cm x 40 cm Hochformat. Gradualfolie (+ - +). Expositionszeit etwa 2 Sekunden.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
81	50	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Brustwirbelsäule seitlich, Rückenlage



**Lagerung:** Rückenlage auf Tisch am Rasterwandgerät. Arme über der Brust gekreuzt. Patient atmet während der Aufnahme leicht weiter.

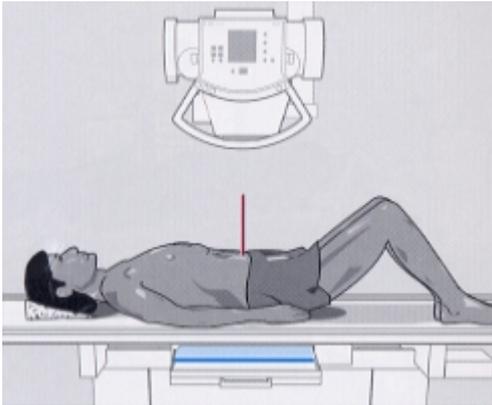
**Einstellung:** Zentralstrahl 10 cm über Tischebene, horizontal auf Mitte Brustwirbelsäule.

**Bildkriterien:** Brustwirbelsäule vollständig dargestellt. Rippen durch Atmungsbewegung verwischt (Veratmungsaufnahme).

**Technische Angaben:** 20 cm x 40 cm Hochformat. Gradualfolien (+ - +). Expositionszeit verlängert (2 Sekunden).

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
81	50	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Lendenwirbelsäule anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Zur Verminderung der Lendenlordose Beine anziehen und gegebenenfalls Knie unterpolstern. Aufnahme in Expiration.

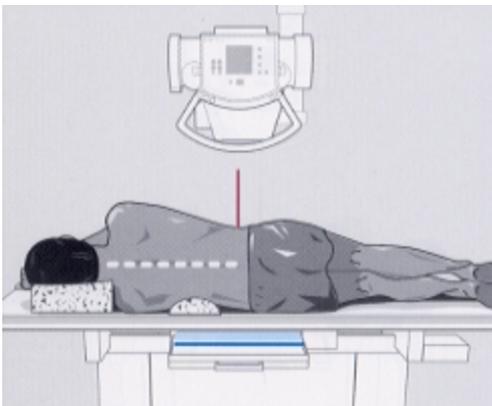
**Einstellung:** Zentralstrahl auf Mitte Wirbelsäule in Höhe des Beckenkammes (crista iliaca) gerichtet.

**Bildkriterien:** Deckplatten orthogonal zum Film projiziert. Querfortsätze und Iliosakralgelenke beurteilbar.

**Technische Angaben:** 20 cm x 40 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	25	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Lendenwirbelsäule seitlich



**Lagerung:** Seitenlage. Beine stark angezogen. Beide Arme nach vorne und kranial gestreckt. Bei Durchhängen der Wirbelsäule unterpolstern. Hohlkreuz ausgleichen. Wirbelsäule parallel zur Tischplatte. Aufnahme in Expiration.

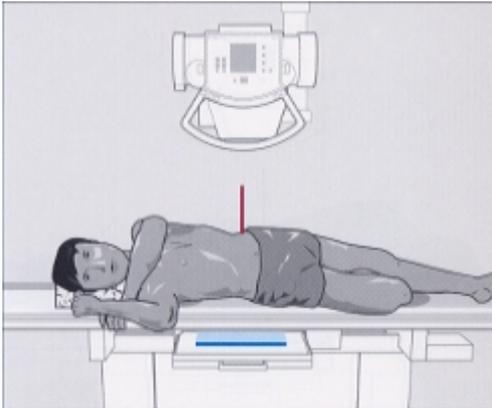
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Beckenkamm gerichtet.

**Bildkriterien:** Vollständige Darstellung der Lendenwirbelsäule. Falls nötig, Zusatzaufnahme für den lumbosakralen Übergang.

**Technische Angaben:** 20 cm x 40 cm Hochformat. Gradualfolie (+ unten).

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
90	80	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Lendenwirbelsäule schräg



**Lagerung:** Rückenlage. Gegenseite 45° anheben und unterpolstern, so daß die aufzunehmenden Zwischenwirbelgelenke filmnah liegen. Die Aufnahmen erfolgen als Paar. Bezeichnung für die anliegende Seite. Aufnahme in Expiration.

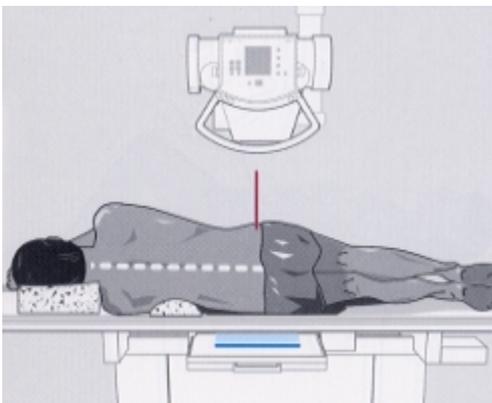
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal zwischen Medianebene und Spina iliaca 3 cm oberhalb des Beckenkammes der angehobenen Seite.

**Bildkriterien:** Aufnahme zeigt typische „Hündchen“, d.h. Darstellung aller Zwischenwirbelgelenke, Wirbelbogengelenkflächen und Zwischengelenkstücke.

**Technische Angaben:** 20 cm x 40 cm oder 18 cm x 43 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
81	40	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Kreuzbein-Steißbein seitlich



**Lagerung:** Seitenlage. Knie und Hüftgelenk gebeugt. Wirbelsäule parallel zur Tischebene. Kopf und gegebenenfalls Taille unterpolstern.

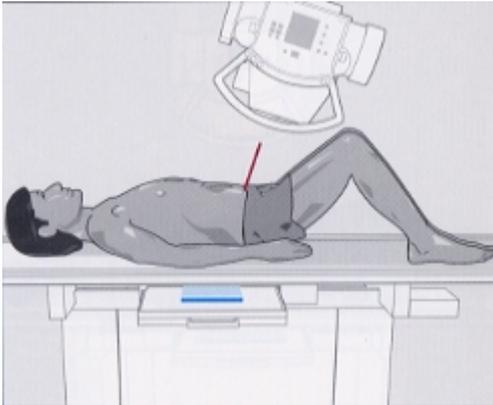
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand in Höhe des Beckenkammes. Zentralstrahl 10 cm unterhalb des Beckenkammes und 3 cm dorsal zur Beckenkammitte.

**Bildkriterien:** Unterexposition des iliosakralen Überganges und Überexposition des Steißbeines vermeiden.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
90	50	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Lumbosakraler Übergang anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Beine anziehen und Füße aufsetzen.

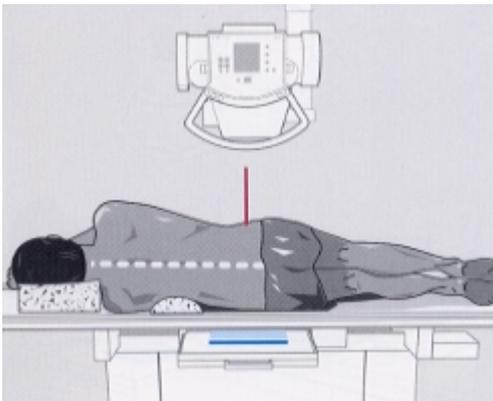
**Einstellung:** Zentralstrahl 200 bis 250 kaudal-kranial zur Beckeneingangsebene, zentriert, 4 cm oberhalb des oberen Symphysenrandes.

**Bildkriterien:** Freie Darstellung des Intervertebralraumes L5/S1.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	32	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Lumbosakraler Übergang seitlich



**Lagerung:** Seitenlage, Wirbelsäule parallel zur Tischebene. Knie und Hüftgelenk gebeugt. Aufnahme erfolgt auch für 5. LWK seitlich.

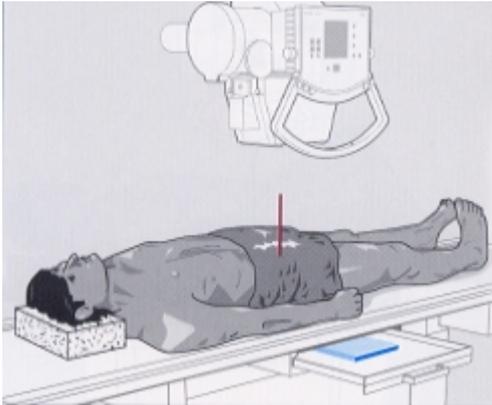
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal, 5 cm kaudal des Beckenkammes.

**Bildkriterien:** Zwischenraum L5/S1 ist frei projiziert.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
90	80	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Hüftgelenk anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage, Beine gestreckt. Aufzunehmendes Bein etwas abspreizen und innenrotieren.

**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal, auf Schenkelhalsmitte gerichtet.

**Bildkriterien:** Unverkürzte Darstellung des Schenkelhalses.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	10	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Hüftgelenk medio-lateral nach Lauenstein



**Lagerung:** Rückenlage. Hüftgelenk 45° beugen und 45° abduzieren. Knie und Oberschenkel unterpolstern.

**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Leistenmitte.

**Bildkriterien:** Unverkürzte Darstellung des Schenkelhalses.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	10	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Hüftgelenk seitlich nach Sven-Johannson



**Lagerung:** Rückenlage. Gesäß unterpolstern. Gesundes Bein abspreizen und hochlagern. Aufzunehmendes Bein gestreckt.

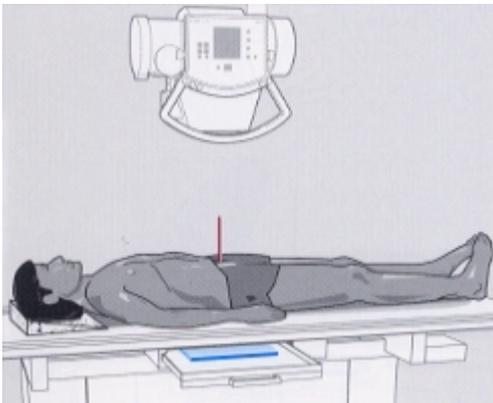
**Einstellung:** Kassette an der Außenseite des aufzunehmenden Hüftgelenkes anstellen. Zentralstrahl horizontal, orthogonal zur Kassette und unter dem hochgelagerten gesunden Bein auf Schenkelhals gerichtet.

**Bildkriterien:** Gute Exposition von Oberschenkelkopf, Schenkelhals und Gelenkpfanne. Schenkelhals und Hüftgelenk gut beurteilbar.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Querformat Rasterkassette, auch gradual.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
81	8	-	105	400	ja	Großer Fokus

## Beckenübersicht anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Beine leicht innenrotiert und symmetrisch lagern.

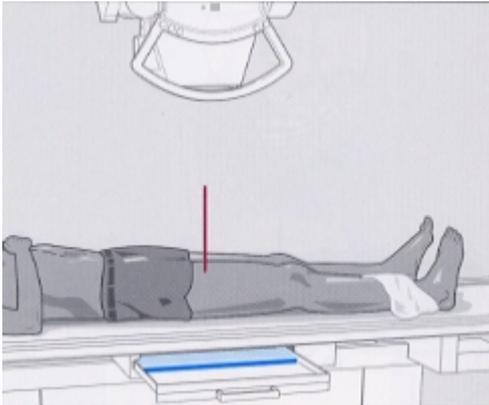
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand 3 cm oberhalb des Beckenkammes. Zentralstrahl vertikal auf Mitte zwischen Beckenkammhöhe und Symphyse gerichtet.

**Bildkriterien:** Symmetrische Darstellung des Beckens und der Hüftgelenke.

**Technische Angaben:** 30 cm x 40 cm oder 35 cm x 43 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	10	Rechts + Links	115	400	ja	Großer Fokus

## Oberschenkel mit Hüftgelenk anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Bein gestreckt und Fußsohle orthogonal zur Tischplatte.

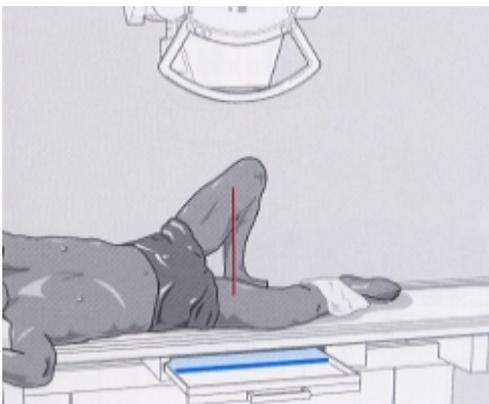
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Oberschenkelmitte.

**Bildkriterien:** Abbildung des Oberschenkels einschließlich Hüftgelenk.

**Technische Angaben:** 20 cm x 40 cm Hochformat. Gradualfolie (+ oben).

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
73	12,5	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Oberschenkel mit Hüftgelenk seitlich



**Lagerung:** Seitenlage. Aufzunehmender Oberschenkel in Tischmitte, Knie leicht gebeugt. Ferse unterpolstern (Sandsack). Unterschenkel fixieren. Gesundes Bein hinter aufzunehmendes Bein lagern.

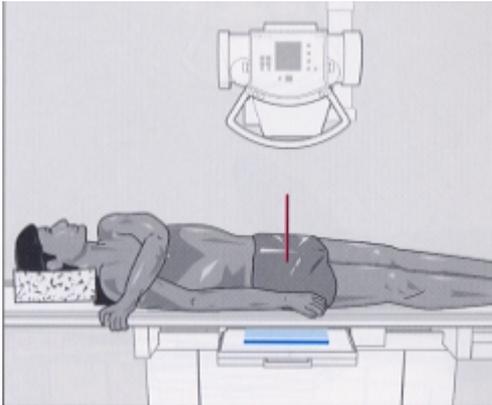
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand schließt mit Darmbeinstachel ab. Zentralstrahl vertikal auf Oberschenkelmitte.

**Bildkriterien:** Hüftgelenk und Oberschenkel beurteilbar.

**Technische Angaben:** 20 cm x 40 cm oder 18 cm x 43 cm Hochformat. Bei Gradualfolien + oben.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
73	12,5	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Hüfte schräg (Ala-Projektion)



**Lagerung:** Rückenlage mit gestrecktem Bein, leicht außenrotiert. Nicht aufzunehmende Seite 45° anheben und unterpolstern. Hodenkapsel, Bleiabdeckung.

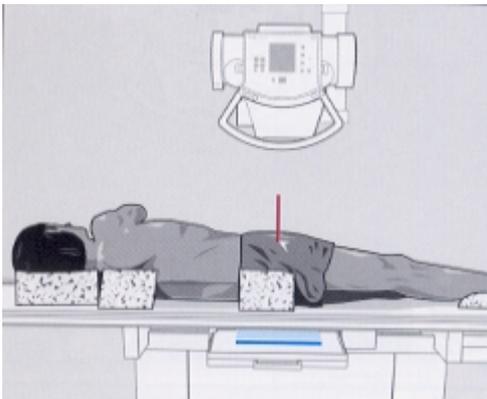
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Leistenmitte.

**Bildkriterien:** Darmbeinschaukel vollständig abgebildet. Gelenkspalt in Filmmitte.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	25	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Hüfte, Foramen obturatum



**Lagerung:** Rückenlage mit gestrecktem, nach innen rotiertem Bein. Aufzunehmende Seite mit 45° Schaumstoffkeil unterpolstern. Hodenkapsel, Bleiabdeckung.

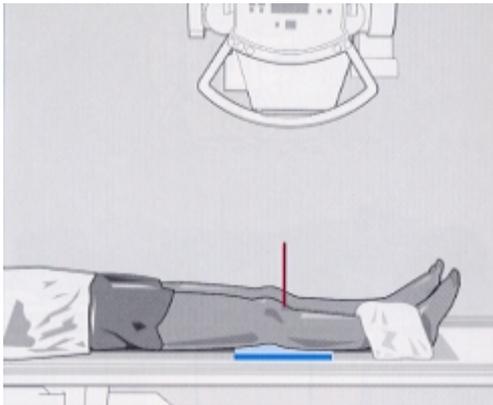
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Leistenmitte gleich Schenkelhals.

**Bildkriterien:** Foramen obturatum quer oval dargestellt. Gelenkspalt in Bildmitte. Vorderer Beckenring in größter Ausdehnung dargestellt.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	25	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Kniegelenk anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Bein gestreckt, Fuß orthogonal zur Tischplatte. Unterschenkel fixieren. Schutz des Körperstammes mit Bleigummi.

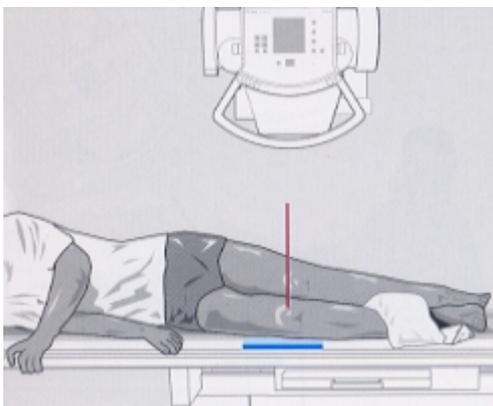
**Einstellung:** Kniegelenkspalt in Kassettenmitte. Zentralstrahl vertikal auf Kniegelenkspalt etwa 1 cm unterhalb Patella gerichtet.

**Bildkriterien:** Freie Darstellung des Gelenkspaltes. Patella mittig zwischen beiden Femurkondylen.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	8	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Kniegelenk seitlich



**Lagerung:** Seitenlage. Kniegelenk 30° gebeugt, mit der Außenseite aufliegend. Kniegelenkspalt in Filmmitte. Patella orthogonal zur Auflagefläche. Unterschenkel parallel zur Kassettenebene. Bein der Gegenseite auf das aufzunehmende Bein legen. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

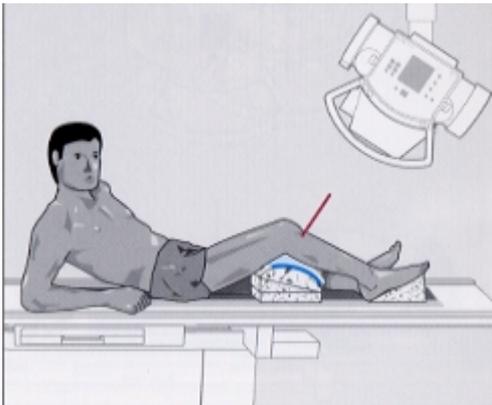
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Gelenkspalt 1 cm unterhalb Patella gerichtet.

**Bildkriterien:** Freie Abgrenzung der Patella. Deckung beider Femurkondylen.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	8	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Kniegelenk nach Frik



**Lagerung:** Patient in Rückenlage. Kniegelenk 45° beugen und unterpolstern (Kissen, Kniebrücke). Kassette unter das Kniegelenk legen. Fuß fixieren. Körperstamm mit Bleigummi abdecken.

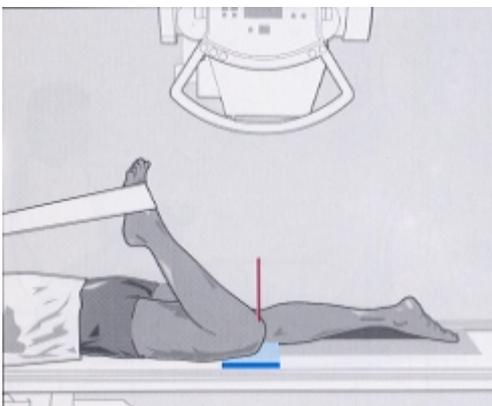
**Einstellung:** Zentralstrahl auf untere Patellaspitze und orthogonal zum Unterschenkel richten.

**Bildkriterien:** Freie Projektion des Gelenkspaltes. Beurteilbarkeit der Eminentia intercondylaris.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat. Vorzugsweise gekrümmte Kassette.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
63	10	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Patella axial, Bauchlage



**Lagerung:** Bauchlage. Fixierung des maximal gebeugten Kniegelenkes durch Bänder am Fuß. Vertikale Stellung der Patellaachse. Kassette unter das Knie legen. Körperstamm mit Bleigummi abdecken.

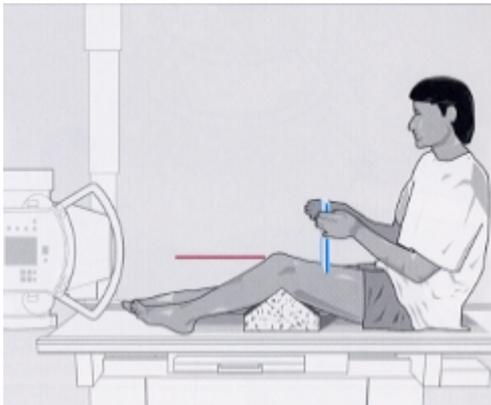
**Einstellung:** Vertikaler Zentralstrahl auf Mitte Patella.

**Bildkriterien:** Freie Darstellung der Patella.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hoch- oder Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
63	8	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Patella axial (Serie en-défilé)



**Lagerung:** Patient auf dem Tisch sitzend. Je eine Aufnahme bei 30°, 60° und 90° Kniebeugung zwischen Oberschenkel und Unterschenkel. Patient hält Kassette oberhalb des Knies mit vertikaler Bildfläche. Strahlenschutzabdeckung.

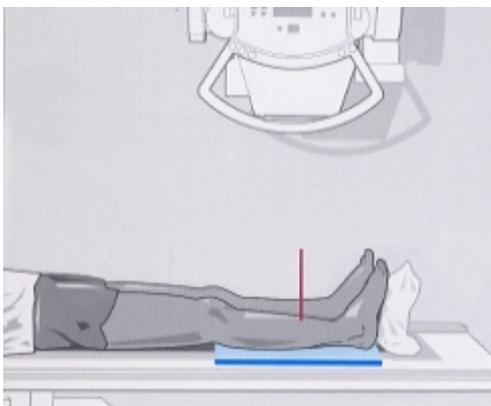
**Einstellung:** Zentralstrahl je nach Kniebeugung leicht nach oben zielend: bei 30° 5°, bei 60° 10°, bei 90° 15°.

**Bildkriterien:** Freiprojektion der Patella.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
63	8	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Unterschenkel anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Bein gestreckt. Fußspitze nach oben und leicht innenrotiert. Fußsohle vertikal und fixiert (Lagerungshilfe). Körperstamm mit Bleigummi schützen.

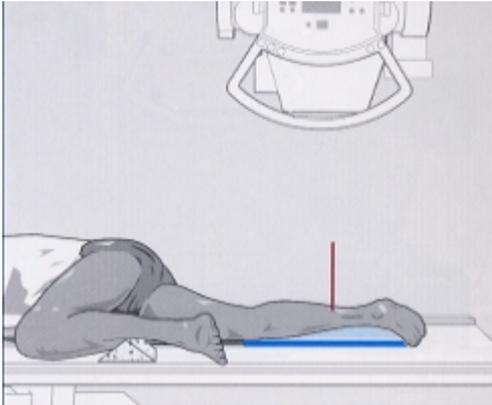
**Einstellung:** Unterer Kassettenrand mit Hautgrenze des Fußes abschließend. Zentralstrahl vertikal auf Unterschenkelmitte.

**Bildkriterien:** Darstellung von Unterschenkelhals und Sprunggelenkspalt.

**Technische Angaben:** 15 cm x 40 cm oder 18 cm x 43 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
57	4	–	105	200	nein	Mittlerer Fokus

## Unterschenkel seitlich



**Lagerung:** Seitenlage. Außenseite des Unterschenkels aufliegend. Kniegelenk leicht beugen. Unterschenkel parallel zur Kassettenebene. Fuß angezogen. Gesundes Bein vor das aufzunehmende Bein legen.

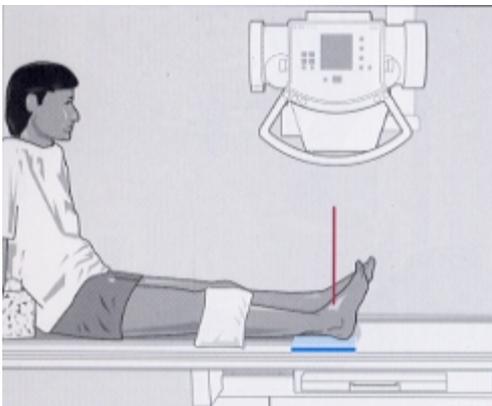
**Einstellung:** Unterer Kassettenrand schließt mit Hautgrenze der Ferse ab. Zentralstrahl vertikal auf Unterschenkelmitte.

**Bildkriterien:** Oberes und unteres Sprunggelenk dargestellt.

**Technische Angaben:** 15 cm x 40 cm oder 18 cm x 43 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
57	3,2	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Sprunggelenk anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Bein gestreckt und Fuß 10° innenrotiert. Fixierung des Fußes (Sand-sack). Körperstamm mit Bleigummi schützen.

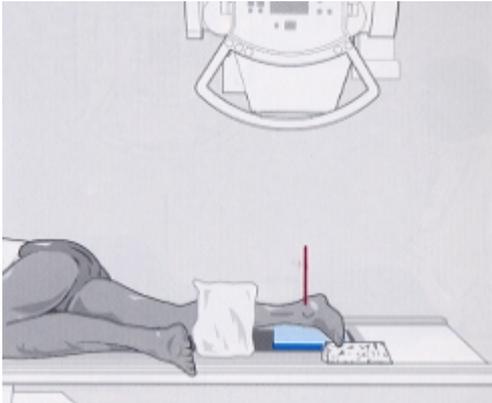
**Einstellung:** Unterer Kassettenrand schließt mit Hautgrenze des Fußes ab. Zentralstrahl vertikal auf oberes Sprunggelenk.

**Bildkriterien:** Freie Projektion der Malleolengabel ohne Überlagerung durch den Talus.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat oder 18 cm x 24 cm quer, zweigeteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
55	5	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Sprunggelenk seitlich



**Lagerung:** Seitenlage. Außenknöchel auf Kassette und Innenknöchel genau darüber. Zehen unterpolstern, so daß die Fersenbeinachse parallel zur Kassette verläuft. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

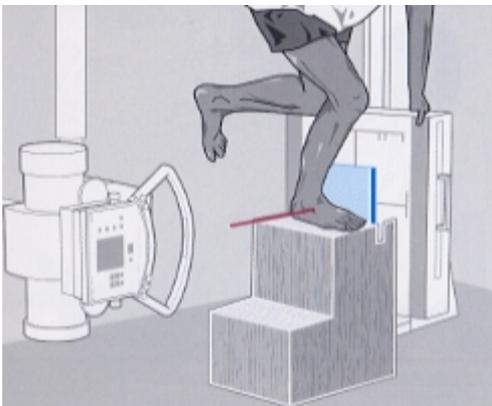
**Einstellung:** Unterer und hinterer Filmrand schließen mit Hautgrenze des Fersenbeines ab. Zentralstrahl vertikal auf oberes Sprunggelenk.

**Bildkriterien:** Darstellung beider Sprunggelenke.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
55	4	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Sprunggelenk stehend



**Lagerung:** Patient steht mit dem zu untersuchenden Fuß auf fester Unterlage. Für sicheren Halt sorgen! Kassette mit Bildmitte in Höhe des Fußgelenkes.

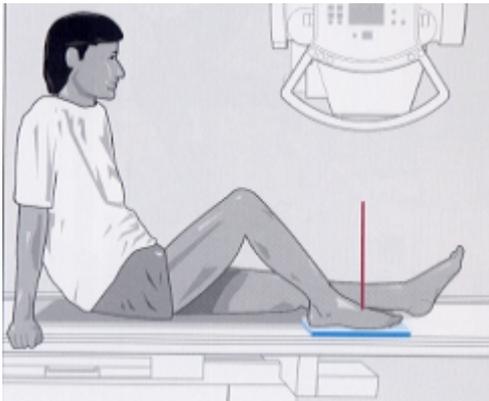
**Einstellung:** Zentralstrahl horizontal, auf Sprunggelenk gerichtet.

**Bildkriterien:** Darstellung des Gelenkspaltes.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
55	4	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Fuß dorso-plantar



**Lagerung:** Patient sitzend. Kniegelenk beugen und anziehen. Fußsohle flach auf Kassette aufsetzen. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

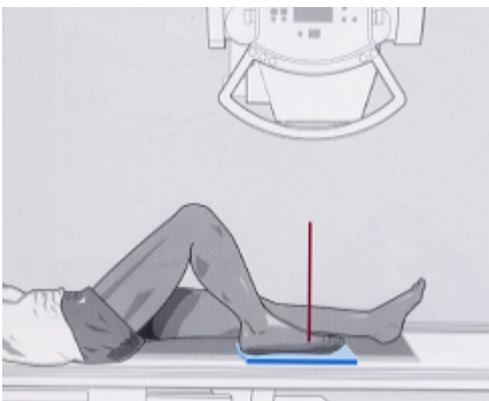
**Einstellung:** Vorderer Kassettenrand 2 cm vor der Hautgrenze der Zehen. Zentralstrahl vertikal auf Filmmitte bzw. dritten Mittelfußknochen.

**Bildkriterien:** Darstellung der Mittelfußknochen und Zehen.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
80	3,2	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Fuß schräg



**Lagerung:** Patient sitzend oder in Rückenlage. Knie beugen und hochziehen. Fuß 45° schräg mit Innenkante auf Kassette auflegen. Falls nötig unterpolstern. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

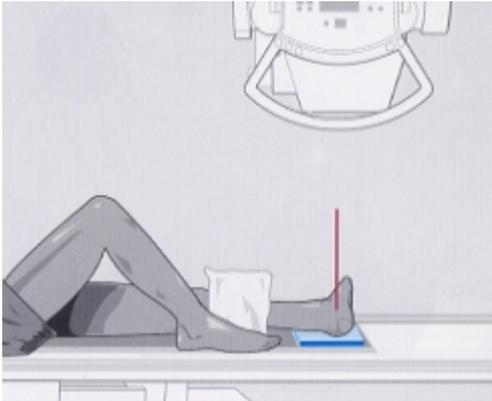
**Einstellung:** Vorderer Kassettenrand 2 cm vor der Hautgrenze der Zehen. Zentralstrahl vertikal auf Filmmitte und dritten Mittelfußknochen richten.

**Bildkriterien:** Mittelfußknochen sollen sich nicht ineinander projizieren.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
50	3,2	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Fersenbein seitlich



**Lagerung:** Seitenlage. Knie- und Hüftgelenk leicht beugen. Fuß mit Außenknöchel auf Kassette. Fersenbeinachse parallel zur Auflage.

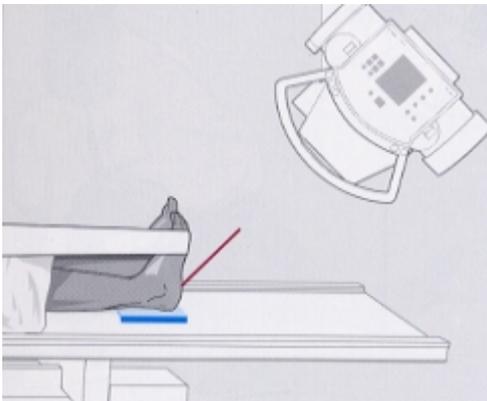
**Einstellung:** Unterer und hinterer Filmrand in 3 cm Abstand zur Hautgrenze. Zentralstrahl vertikal auf Fersenbeinmitte.

**Bildkriterien:** Unverkürzte Darstellung des Fersenbeines.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
52	4	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Fersenbein axial



**Lagerung:** Patient sitzend. Bein gestreckt. Zehen mit Binde oder Gurt fest nach oben ziehen.

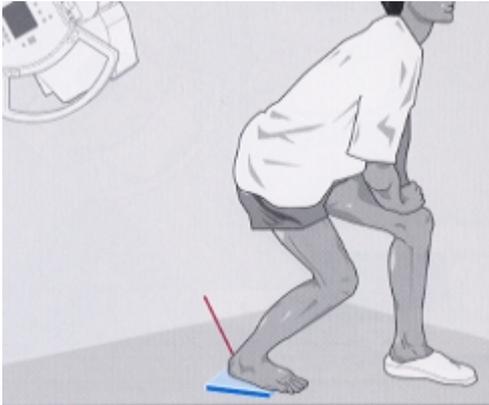
**Einstellung:** Unterer Kassettenrand mit Hautgrenze abschließend. Zentralstrahl 30° bis 45° kaudo-kranial auf Fersenbeinmitte richten.

**Bildkriterien:** Gleichmäßige Darstellung des gesamten Fersenbeines bis hin zum Talus. Unverkürzte Darstellung.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
55	6,4	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Fersenbein stehend



**Lagerung:** Patient nach vorne gebeugt stehend. Aufzunehmender Fuß mit der Sohle auf Kassettenrand aufliegend. Knie gebeugt, so daß freie Projektion des Fersenbeines möglich ist.

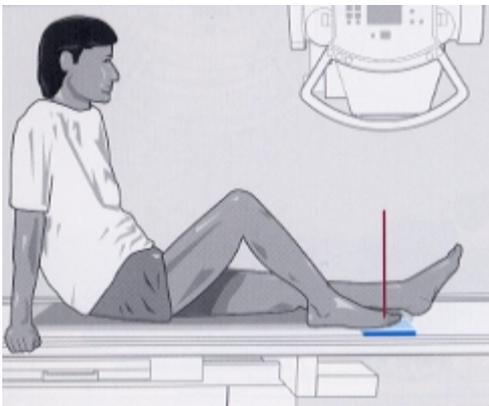
**Einstellung:** Unterer Kassettenrand mit Hautgrenze abschließend. Zentralstrahl 30° kranio-kaudal auf Fersenbeinmitte richten.

**Bildkriterien:** Gleichmäßige Darstellung des gesamten Fersenbeines bis hin zum Talus. Unverkürzte Darstellung.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
55	6,4	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Großzehe dorso-plantar



**Lagerung:** Patient sitzend. Knie beugen und anziehen. Fußsohle flach aufsetzen.

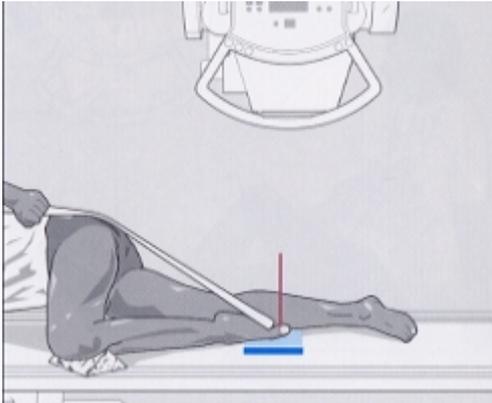
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Großzehengrundgelenk und zugleich Bildmitte.

**Bildkriterien:** Exposition muß Beurteilung der Knochen und Weichteile ermöglichen.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
46	2,5	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Großzehe seitlich



**Lagerung:** Seitenlage. Fuß liegt mit Innenkante der Kassette an. Zweite bis fünfte Zehe anschlaufen und möglichst weit plantarwärts ziehen.

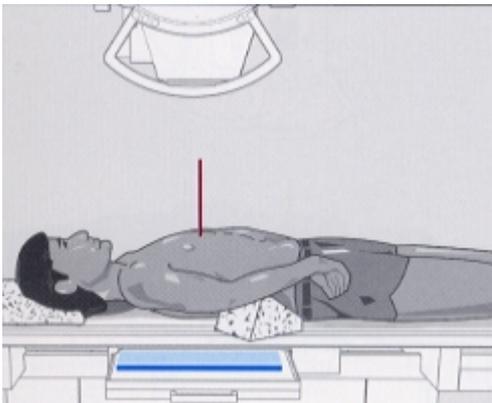
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf GroßzehenGrundgelenk und zugleich Filmmitte richten.

**Bildkriterien:** Überlagerungsfreie Darstellung der Grundgelenke.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat (unterteilt).

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
46	2,5	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Rippen anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Handrücken der zu untersuchenden Seite an den Beckenkamm legen und den Arm weit nach vorne nehmen, damit das Schulterblatt herausgedreht wird. Ellenbogen unterpolstern.

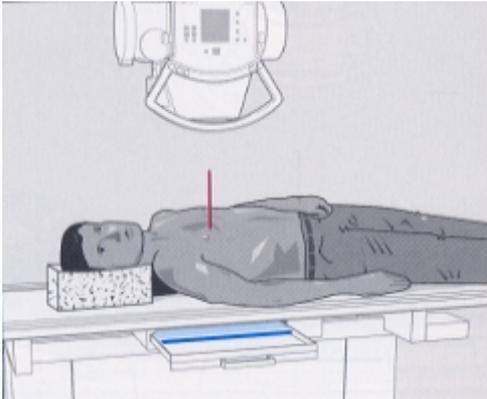
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand 3 cm über Schulterhöhe. Zentralstrahl auf Mitte Medio-Klavikularlinie in Höhe Mitte Sternum.

**Bildkriterien:** Gleichmäßige Abbildung aller Rippen der darzustellenden Seite. Knochenstrukturen.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
73	16	Mitte	115	200	Ja	Mittlerer Fokus

## Rippen tangential



**Lagerung:** Rückenlage, zur aufzunehmenden Seite gedreht. Arm seitlich außerhalb Bildfeld. Kopf unterpolstern.

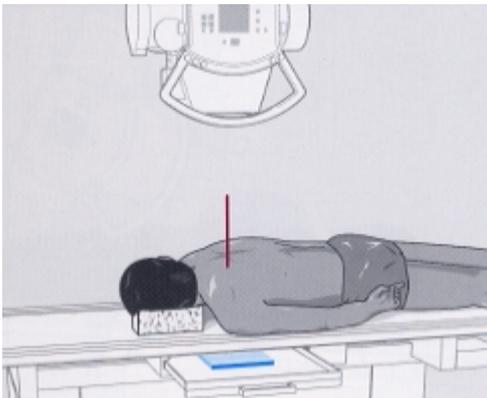
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal in Höhe Mitte Sternum auf Feldmitte.

**Bildkriterien:** Darstellung der Rippen.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
73	25	Mitte	115	200	ja	Mittlerer Fokus

## Schlüsselbein dorso-ventral



**Lagerung:** Bauchlage. Arme am Körper entlang. Kopf zur gesunden Seite drehen. Gesunde Seite etwas anheben und unterpolstern.

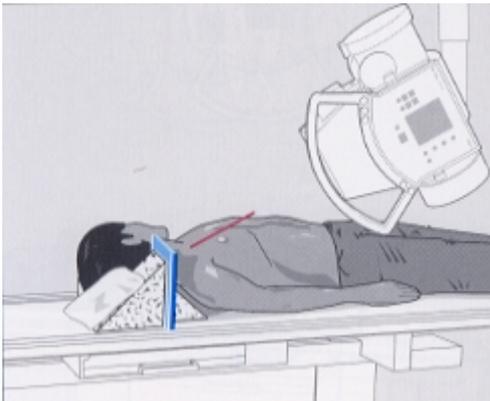
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand 3 cm oberhalb Hautgrenze. Zentralstrahl vertikal auf Schlüsselbeinmitte.

**Bildkriterien:** Darstellung des gesamten Schlüsselbeins.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	32	Mitte	115	200	ja	Mittlerer Fokus

## Schlüsselbein tangential



**Lagerung:** Rückenlage. Arm am Körper entlang. Kassette hochkant auf dem Tisch stehend und an der Schulter fixiert.

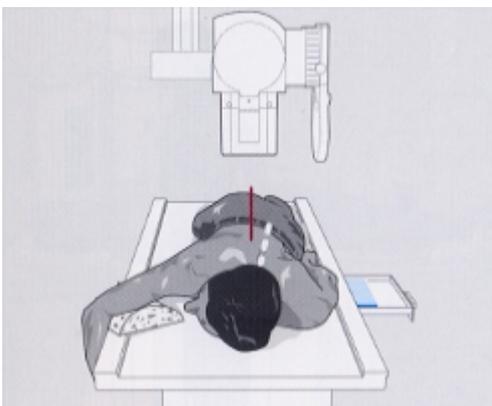
**Einstellung:** Zentralstrahl tangential zum Schlüsselbein und orthogonal zur Kassette.

**Bildkriterien:** Überlagerungsfreie Darstellung des Schlüsselbeins ohne sterno-klavikulären Gelenkanteil.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	5	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Brustbein posterior-anterior



**Lagerung:** Bauchlage. Rechte Seite um 25° bis 30° anheben und unterpolstern. Hüfte unterpolstern. Linke Seite filmnah. Herz und Wirbelsäule sollen Brustbein nicht überlagern. Rechten Arm nach außen hängen lassen. Linker Arm am Körper entlang. Brustbein auf Filmmitte.

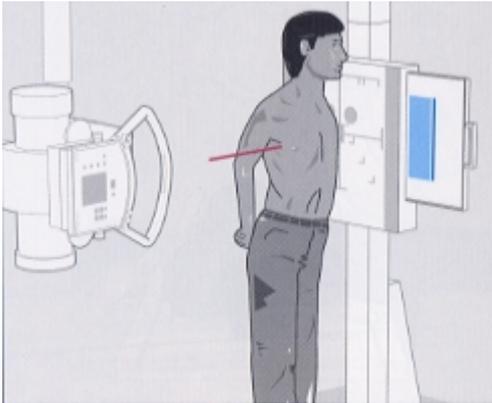
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand in Höhe des 7. HWK. Zentralstrahl 5 cm rechts der Wirbelsäule auf Brustbeinmitte.

**Bildkriterien:** Überlagerungsfreie Darstellung des gesamten Brustbeins.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
77	10	Mitte	115	200	ja	Mittlerer Fokus

## Brustbein seitlich



**Lagerung:** Patient steht genau seitlich zum Rasterwandgerät. Arme möglichst weit hinter dem Rücken verschränken. Brust heraus. Brustbein in Filmmitte.

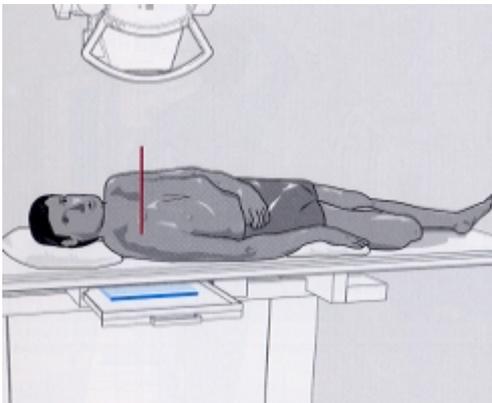
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand in Höhe des 7. HWK. Zentralstrahl horizontal auf Brustbeinmitte.

**Bildkriterien:** Vollständige Darstellung des Sternums.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
85	20	–	115	200	ja	Großer Fokus

## Schulterblatt anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Schulter der Gegenseite leicht unterpolstern. Schulterblatt filmnah und parallel zum Tisch lagern. Hand unterpolstern.

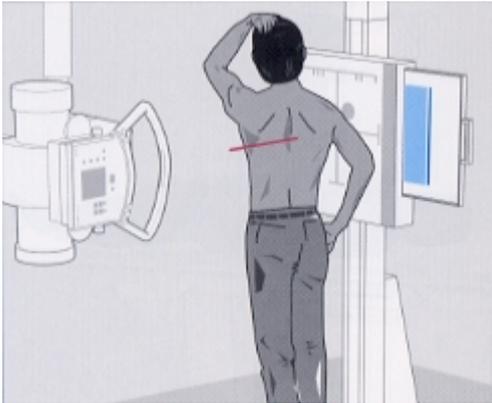
**Einstellung:** Oberer Filmrand 5 cm oberhalb der Hautgrenze. Zentralstrahl vertikal auf Schulterblattmitte (6 cm kaudal des Schlüsselbeins).

**Bildkriterien:** Überlagerungsarme Darstellung des Schulterblattes.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm oder 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	12,5	Mitte	115	200	ja	Mittlerer Fokus

## Schulterblatt seitlich, stehend



**Lagerung:** Patient steht seitlich mit der zu untersuchenden Seite leicht nach ventral gedreht am Rasterwandgerät. Hand der untersuchten Seite in der Hüfte abstützend, Daumen nach vorne. Schultergelenk orthogonal zum Film. Arm der Gegenseite über den Kopf nehmen.

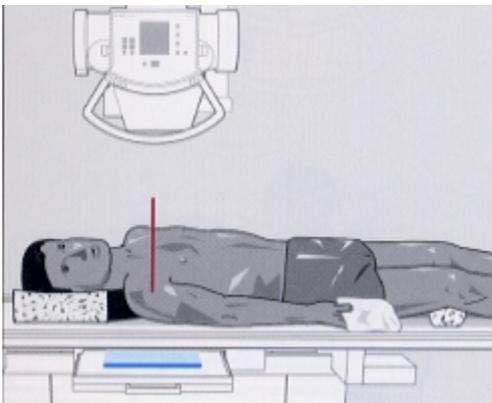
**Einstellung:** Schulterblatt in Filmmitte. Zentralstrahl horizontal zwischen Schulterblatt und Rippen auf Schulterblattmitte.

**Bildkriterien:** Medialer und lateraler Skapula-Rand überdecken sich.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
73	25	Mitte	115	200	ja	Mittlerer Fokus

## Schultergelenk anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Gegenseite ca. 30° anheben. Aufzunehmende Schulter liegt filmnah. Arm am Körper anlegen. Handinnenfläche zeigt nach oben. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

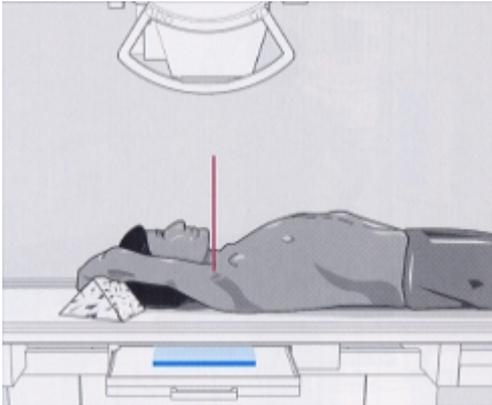
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand schließt mit Hautgrenze der Schulter ab. Zentralstrahl 15° bis 20° kranio-kaudal auf das Schultergelenk gerichtet.

**Bildkriterien:** Darstellung des Humerus-Kopfes und des Gelenks. Strichförmige Abbildung des Gelenkspaltes.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	25	Mitte	115	200	ja	Mittlerer Fokus

## Schultergelenk halbaxial



**Lagerung:** Rückenlage. Arm der aufzunehmenden Seite nach oben über den Kopf nehmen und Ellenbogen unterpolstern.

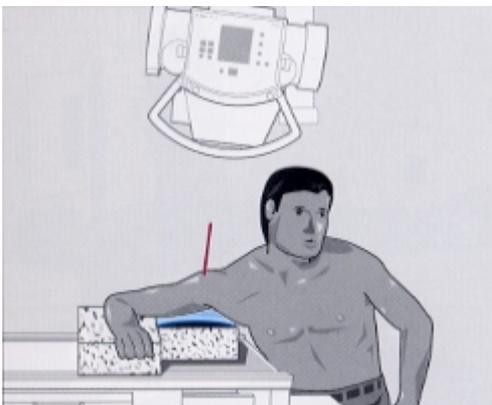
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal in die Achselhöhle.

**Bildkriterien:** Akromio-Klavikulargelenk im Humeruskopf sichtbar. Processus coracoideus quer über dem Schlüsselbein und neben dem Humeruskopf.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	10	Mitte	115	200	ja	Mittlerer Fokus

## Schulter axial, sitzend



**Lagerung:** Patient sitzt neben dem Aufnahmetisch. Tisch in hoher Position oder unterpolstern, so daß Oberarm und Unterarm horizontal liegen. Oberarm gestreckt. Unterarm anwinkeln. Kassette liegt unter der darzustellenden Schulter horizontal.

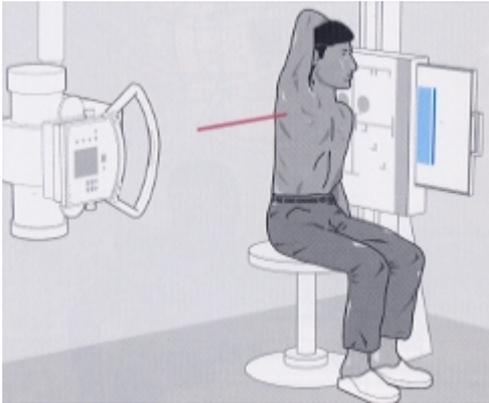
**Einstellung:** Zentralstrahl 12° zur Vertikalen vom Patienten weg projizierend und auf Schultergelenk gerichtet.

**Bildkriterien:** Darstellung und Freiprojektion des Schultergelenkes.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Querformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	12,5	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Schulter transthorakal



**Lagerung:** Patient steht oder sitzt mit der aufzunehmenden Seite zum Rasterwandgerät. Filmfernen Arm über den Kopf nehmen.

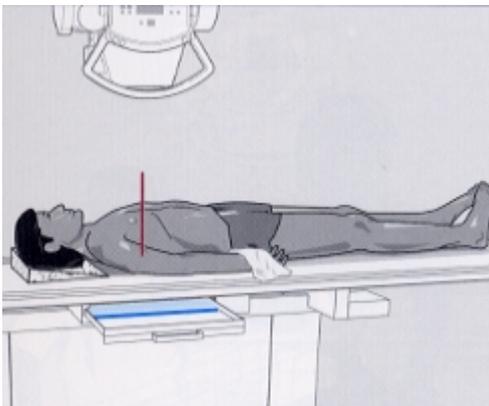
**Einstellung:** Zentralstrahl horizontal auf Mitte der filmfernen Achselhöhle, so daß der aufzunehmende Arm in Bildmitte ist.

**Bildkriterien:** Oberarmkopf projiziert sich zwischen Wirbelsäule und Brustbein, so daß subkapitäre Frakturen erkennbar sind.

**Technische Angaben:** 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
90	80	Mitte	115	200	ja	Großer Fokus

## Oberarm ventro-dorsal



**Lagerung:** Rückenlage. Arm gestreckt, leicht abduziert. Handfläche nach oben gedreht. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

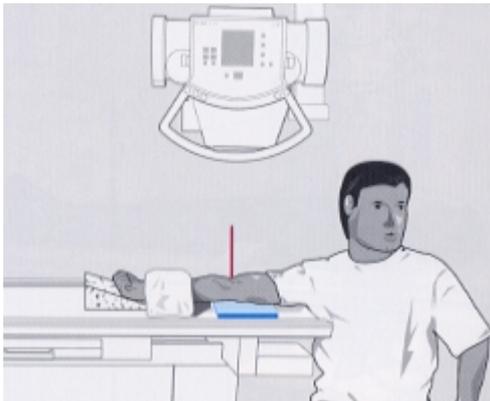
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand 3 cm oberhalb Hautgrenze. Zentralstrahl vertikal auf Oberarmmitte.

**Bildkriterien:** Darstellung des Oberarmknochens mit Schultergelenk. Freie Darstellung des Oberarmkopfes und Oberarmhalses mit Tuberculum majus.

**Technische Angaben:** 15 cm x 40 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
66	10	Mitte	115	200	ja	Mittlerer Fokus

## Ellenbogengelenk volo-dorsal



**Lagerung:** Patient sitzt neben dem Tisch. Arm im rechten Winkel vom Körper abgespreizt. Gesicht vom Strahlengang wegdrehen. Oberarm und Unterarm mit dorsaler Seite aufliegend. Handfläche nach oben, leicht zur Faust geballt. Hand mit Sandsack fixieren. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

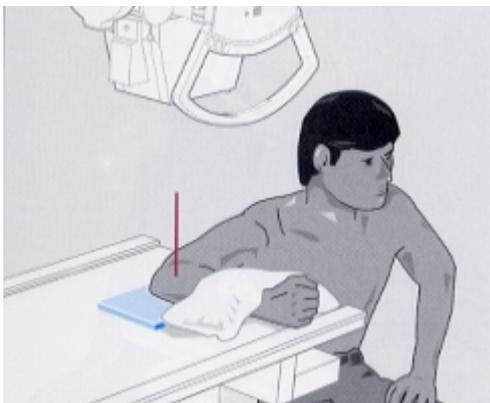
**Einstellung:** Vertikaler Zentralstrahl auf Ellenbogengelenk und Bildmitte.

**Bildkriterien:** Freie Darstellung des Gelenkspaltes.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm quer unterteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
55	5	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Ellenbogengelenk seitlich



**Lagerung:** Patient sitzt seitlich zum Tisch. Oberarm und Unterarm aufliegend. Ellenbogengelenk zum rechten Winkel gebeugt. Handgelenk seitlich aufliegend und mit Sandsack fixiert. Hand zur Faust geballt. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

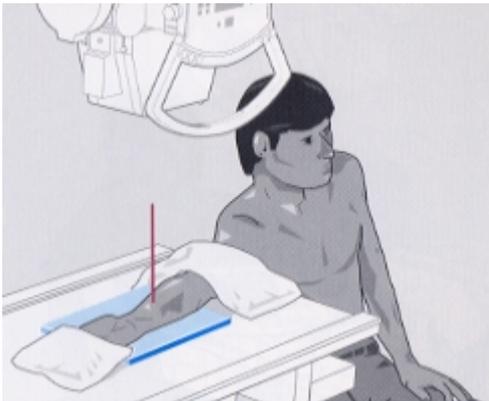
**Einstellung:** Kassettenrand in 3 cm Abstand zur Hautgrenze. Zentralstrahl vertikal auf Gelenk und Bildmitte. Bei Einstellschwierigkeit mit vertikalem Zentralstrahl: Zentralstrahl orthogonal zum Oberarm.

**Bildkriterien:** Humerus-Kondylen überdecken sich. Gute Beurteilbarkeit der Caput radii.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm quer unterteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
55	6,4	–	105	200	Nein	Mittlerer Fokus

## Unterarm volo-dorsal mit Handgelenk



**Lagerung:** Patient sitzt seitlich zum Tisch. Unterarm und Handgelenk dorsal aufliegend. Arm gestreckt. Handfläche nach oben und Hand fixiert. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

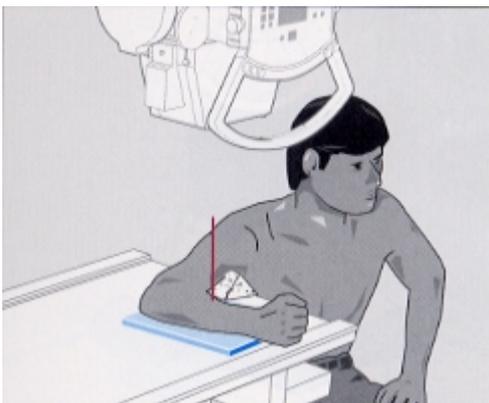
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Unterarm und Kassettenmitte.

**Bildkriterien:** Radius und Ulna überschneiden sich nicht.

**Technische Angaben:** 15 cm x 40 cm Hochformat oder 24 cm x 30 cm hoch unterteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
52	3,2	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Unterarm seitlich mit Handgelenk



**Lagerung:** Patient sitzt seitlich zum Tisch. Oberarm und Unterarm aufliegend. Unterarm und Handgelenk genau zur seitlichen Projektion einstellen. Ellenbogen zum rechten Winkel gebeugt. Hand mit Sandsack fixieren. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

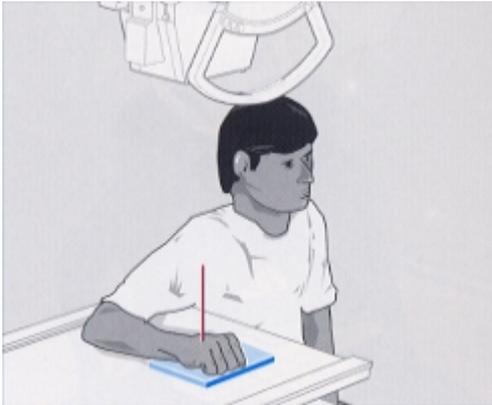
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Unterarmmitte.

**Bildkriterien:** Radius und Ulna überlagern sich. Handgelenk in seitlicher Projektion dargestellt.

**Technische Angaben:** 15 cm x 40 cm Hochformat oder 24 cm x 30 cm hoch unterteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
52	4	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Handgelenk dorso-volar



**Lagerung:** Patient sitzt seitlich zum Tisch. Unterarm und Handgelenk volar aufliegend. Finger leicht zur Faust geballt. Unterarm mit Sandsack fixieren. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

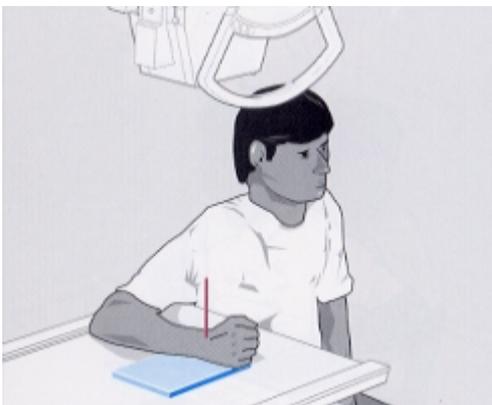
**Einstellung:** Zentralstrahl auf Handgelenk und Bildmitte.

**Bildkriterien:** Darstellung aller Handwurzelknochen und Interkarpalräume.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat oder 18 cm x 24 cm quer unterteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
48	4	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Handgelenk seitlich



**Lagerung:** Patient sitzt seitlich zum Tisch. Unterarm und Handgelenk liegen seitlich auf der Kassette. Hand zur Faust geformt. Ulnaköpfchen in Filmmitte. Unterarm mit Sandsack fixieren. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

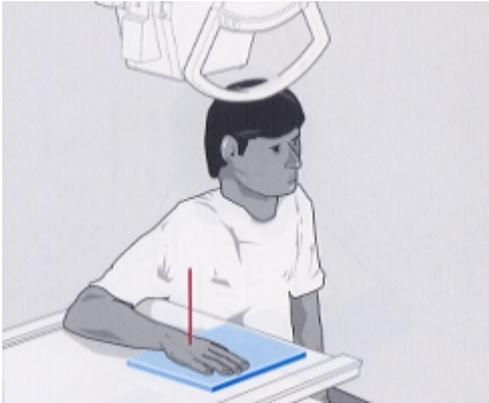
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Mitte Handgelenk.

**Bildkriterien:** Radius und Ulna decken sich.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm Hochformat oder 18 cm x 24 cm quer unterteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
48	5	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Hand dorso-volar



**Lagerung:** Patient sitzt seitlich zum Tisch. Unterarm aufliegend und fixiert. Hand mit Handfläche auf Kassette. Finger leicht gespreizt. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Mittelfingergrundgelenk.

**Bildkriterien:** Gleichmäßige Darstellung der Handwurzelknochen und der Finger.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat oder 24 cm x 30 cm quer unterteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
46	3,2	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Hand schräg



**Lagerung:** Patient sitzt seitlich zum Tisch. Unterarm aufliegend. Hand schräg mit Kleinfingerseite dem Film anlegen und Fingerkuppen einzeln aufliegend (Harfenspielerstellung). Unterarm fixieren. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

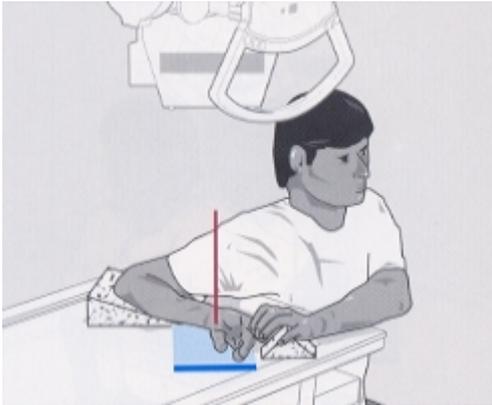
**Einstellung:** Vorderer Kassettenrand 3 cm vor Mittelfingerspitze. Zentralstrahl vertikal zwischen 2. und 3. Fingergelenk auf Bildmitte.

**Bildkriterien:** Mittelhandknochen und Finger nicht überlagert.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm Hochformat oder 24 cm x 30 cm quer unterteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
48	4	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Daumen volo-dorsal



**Lagerung:** Patient sitzt seitlich zum Tisch. Arm nach innen rotieren, so daß Dorsalseite des Daumens auf der Kassette aufliegt. Mit der anderen Hand zieht der Patient die Finger aus dem Bildfeld. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

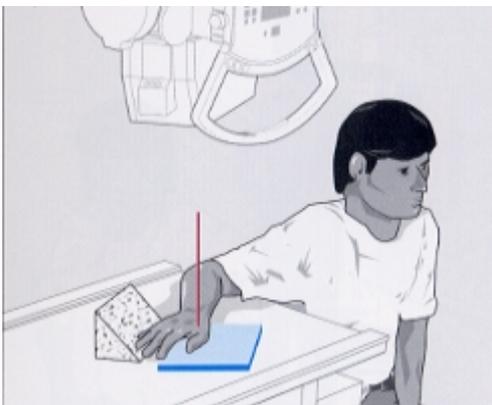
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Daumen-Grundgelenk.

**Bildkriterien:** Mittelhandknochen, Daumen-Grundglied und Daumen-Endglied gut dargestellt.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm hoch unterteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
46	3,2	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Daumen seitlich



**Lagerung:** Patient sitzt seitlich zum Tisch. Unterarm aufliegend. Handfläche unterpolstern oder Hand zur Faust formen, bis der abgespreizte Daumen auf der Kassette aufliegt. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Daumen-Grundgelenk.

**Bildkriterien:** Metakarpale einschließlich Karpo-Metakarpal-Gelenk gut beurteilbar.

**Technische Angaben:** 13 cm x 18 cm hoch unterteilt.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
46	4	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Os naviculare



**Lagerung:** Patient sitzt seitlich zum Tisch. Unterarm und Handgelenk aufliegend. Körperstamm mit Bleigummi schützen.

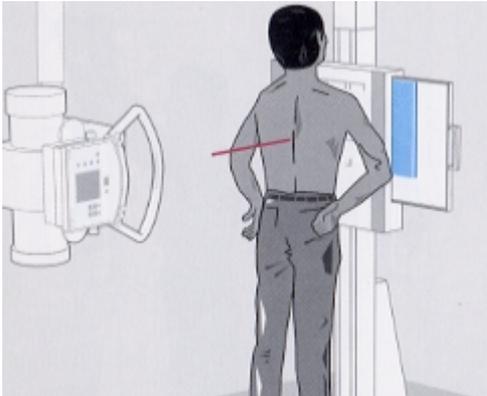
**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Os naviculare in Bildmitte.

**Bildkriterien:** Das Os naviculare darf nicht verkürzt dargestellt sein.

**Technische Angaben:** 13cm x 18cm.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
50	4	–	105	200	nein	Kleiner Fokus

## Lungenübersicht posterior-anterior



**Lagerung:** Patient steht vor dem Rasterwandgerät oder dem Thorax-Spezialstativ, Kinn in Position der Mittellinie oben aufsetzen (Kinnstütze), Schultern abfallend. Ellenbogen und Schultern möglichst weit nach vorne. Aufnahme in Inspiration, bei Pneumothorax in Expiration. Strahlenschutz unterhalb Gürtellinie verwenden.

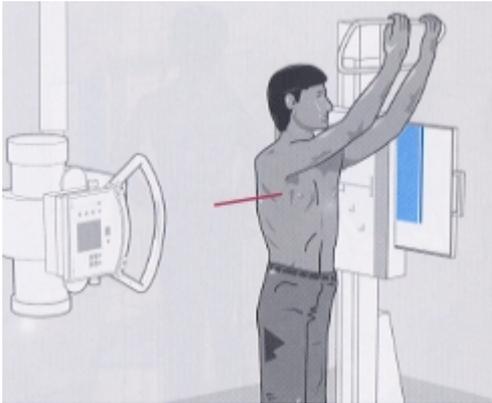
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand 3 cm oberhalb Hautgrenze. Zentralstrahl horizontal auf Thoraxmitte.

**Bildkriterien:** Schulterblätter herausgedreht. Aufnahme in eingatmetem Zustand. Beurteilbarkeit der Lungengrundstruktur. Vollständige Abbildung von den Lungenspitzen bis zum Zwerchfell.

**Technische Angaben:** 35 cm x 35 cm oder 40 cm x 40 cm oder 35 cm x 43 cm (quer und hoch).

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
125	2,5	Links+Rechts	180	400	ja	Mittlerer Fokus

## Lungenübersicht seitlich



**Lagerung:** Patient steht mit der linken Seite seitlich zum Rasterwandgerät oder zum Thorax-Spezialstativ (Herz filmnah). Arme hoch über dem Kopf verschränken oder besser Armhalter benutzen. Oberkörper leicht nach vorne gebeugt. Aufnahme in Inspiration.

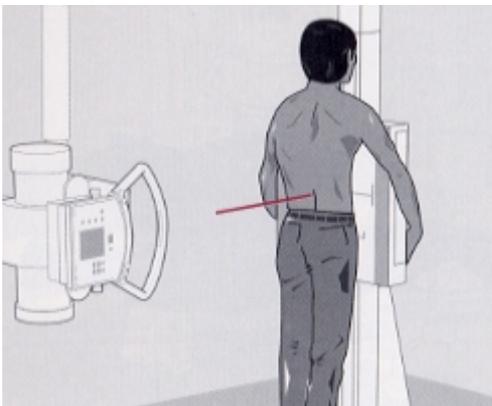
**Einstellung:** Oberer Kassettenrand auf 7. HWK. Zentralstrahl horizontal auf Thoraxmitte.

**Bildkriterien:** Streng seitliche Projektion in eingeatmetem Zustand. Gute Exposition von den Lungenspitzen bis zum Zwerchfell.

**Technische Angaben:** 30 cm x 40 cm oder 35 cm x 43 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
125	6,4	Mitte	180	400	Ja	Mittlerer Fokus

## Abdomenübersicht stehend, posterior-anterior



**Lagerung:** Der Patient steht mit dem Bauch zum Rasterwandgerät. Aufnahme in Expiration.

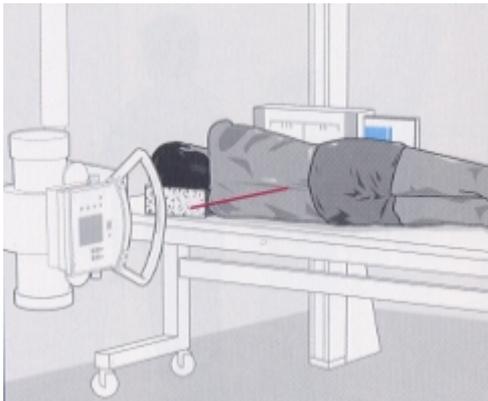
**Einstellung:** Zentralstrahl horizontal und auf Körpermitte, 3 cm oberhalb der Beckenkämme.

**Bildkriterien:** Abbildung von den Zwerchfellkuppen bis zur Symphyse.

**Technische Angaben:** 30 cm x 40 cm oder 35 cm x 43 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
85	12,5	Links+Rechts	115	400	ja	Großer Fokus

## Abdomen, linke Seitenlage



**Lagerung:** Patient genau in Linksseitenlage auf Tisch vor dem Rasterwandgerät.

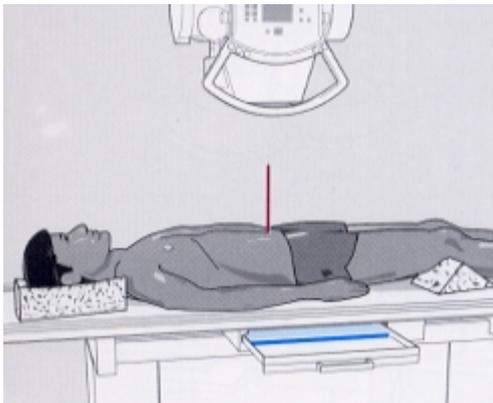
**Einstellung:** Zentralstrahl horizontal und orthogonal auf Kassettenmitte, 9 cm kranial zum Beckenkamm.

**Bildkriterien:** Abbildung des gesamten Abdomens vom Zwerchfell bis zur Symphyse.

**Technische Angaben:** 35 cm x 43 cm Querformat. Aufnahme in Expiration.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
90	10	Mitte	115	400	ja	Großer Fokus

## Abdomenübersicht liegend, anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Kniegelenke und Kopf unterpolstern.

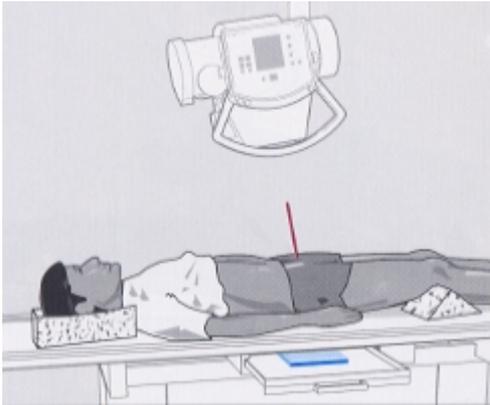
**Einstellung:** Unterer Kassettenrand 3 cm unterhalb des oberen Symphysenrandes. Vertikaler Zentralstrahl auf Körpermitte in Höhe Beckenkamm auf Kassettenmitte.

**Bildkriterien:** Abbildung des Abdomens vom 12. BWK bis zum Symphysenrand. Die Flanken müssen abgebildet sein.

**Technische Angaben:** 35 cm x 43 cm oder 30 cm x 40 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
85	12,5	Alle	115	400	ja	Großer Fokus

## Harnblase anterior-posterior



**Lagerung:** Rückenlage. Kopf und Knie unterpolstern.

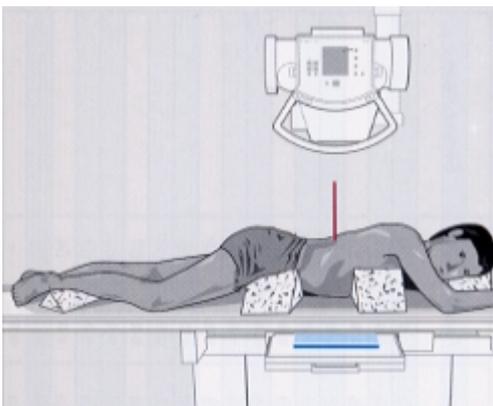
**Einstellung:** Zentralstrahl 15° kranio-kaudal gerichtet, 3 cm oberhalb des Symphysenrandes.

**Bildkriterien:** Harnblase oberhalb des Symphysenrandes.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm quer oder 24 cm x 30 cm hoch.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
81	8	Mitte	115	400	ja	Mittlerer Fokus

## Gallenblase posterior-anterior



**Lagerung:** Rechte Hüfte und Schulter 30°. Anwinkeln des rechten Armes und des rechten Beines.

**Einstellung:** Zentralstrahl vertikal auf Mitte zwischen Medianebene und Hautgrenze, 10 cm oberhalb des Beckenkammes.

**Bildkriterien:** Überlagerungsfreie Darstellung der Gallenblase.

**Technische Angaben:** 18 cm x 24 cm oder 24 cm x 30 cm Hochformat.

kV	mAs	AMPLIMAT	cm FFA	S (DIN)	Raster	Fokus
70	10	Mitte	115	400	ja	Mittlerer Fokus