

# Zusammenfassung:

## "Bildgebende Verfahren in der Medizin Teil 1"

### INHALT

<b>1 RÖNTGENTECHNIK.....</b>	<b>2</b>
1.1 GRUNDLAGEN ZUR ERZEUGUNG VON RÖNTGENSTRAHLUNG.....	2
1.2 GRUNDLAGEN ZUR SCHWÄCHUNG VON RÖNTGENSTRAHLUNG.....	5
1.3 TECHNIK ZUR ERZEUGUNG VON RÖNTGENSTRAHLUNG.....	6
1.4 TECHNIKEN DER BILDAUFNAHME.....	9
1.5 RÖNTGENBILDVERSTÄRKER.....	15
1.6 MTF.....	15
1.7 RAUSCHEN.....	16
1.8 ANWENDUNGEN DER PROJEKTIONS-RÖNTGENTECHNIK IN DER MEDIZIN.....	17
<b>2 SYSTEMTHEORIE ABBILDENDER SYSTEME.....</b>	<b>18</b>
<b>3 BILDVERARBEITUNG.....</b>	<b>22</b>
<b>4 COMPUTER TOMOGRAPHIE.....</b>	<b>24</b>
<b>5 BIOLOGISCHE WIRKUNG IONISIERENDER STRAHLUNG.....</b>	<b>32</b>
<b>6 BILDGEBENDE VERFAHREN IN DER NUKLEARMEDIZINISCHEN DIAGNOSTIK.....</b>	<b>34</b>

# 1 Röntgentechnik

## 1.1 Grundlagen zur Erzeugung von Röntgenstrahlung

- Grundprinzip der Erzeugung von Röntgenstrahlen

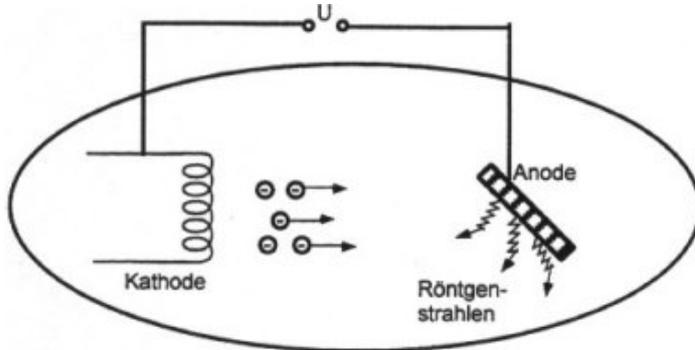


Abb.1: Prinzipieller Aufbau einer Röntgenröhre (schematische Erzeugung von Röntgenstrahlen)

$$E_{\text{Photo}} = h \cdot \nu; E_{\text{Kin}} = e \cdot U_A; c = \lambda \cdot \nu \quad (\nu = \text{Frequenz der elektromagnetischen Welle})$$

$$\nu_{\text{max}} = (e \cdot U_A) / h; \quad \lambda_{\text{min}} = (c \cdot h) / (e \cdot U_A)$$

Zwei physikalische Prozesse wichtig für Entstehen der Röntgenstrahlung:

1. Schnelle Abbremsung von den Elektronen im Feld der Atomkerne des Anodenmaterials (**Bremsstrahlung**)
2. Auslösung von Elektronen aus inneren Schalen der Atomkerne (**charakteristische Strahlung**)

- Bremsstrahlung

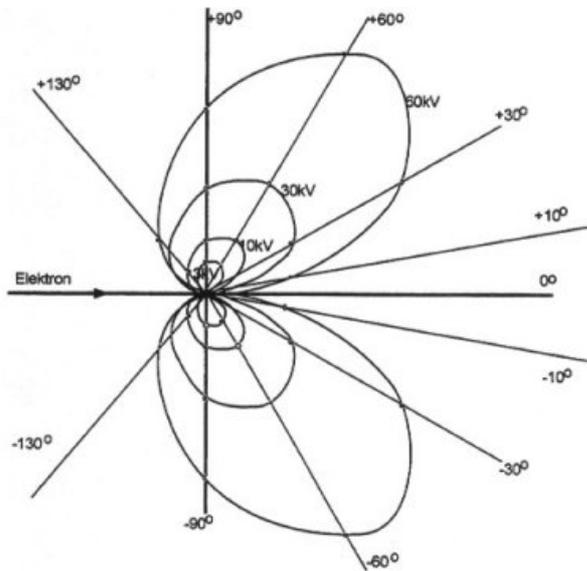


Abb.2: Räumliche Intensitätsverteilung der Bremsstrahlung eines abgebremsten Elektrons

Winkelverteilung der Röntgenstrahlung: Weitgehend isotrop

Nur in dem Winkelbereich, der fast parallel zur Anodenoberfläche liegt, kommt es durch Selbstabsorption zu einer Intensitätsabnahme, die "Heel-Effekt" genannt wird.

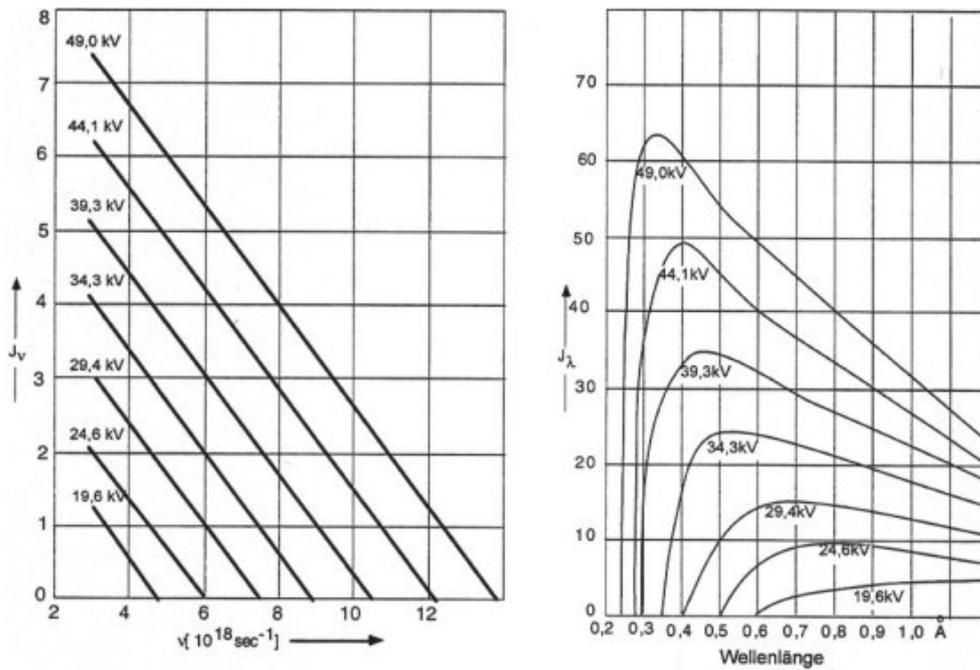
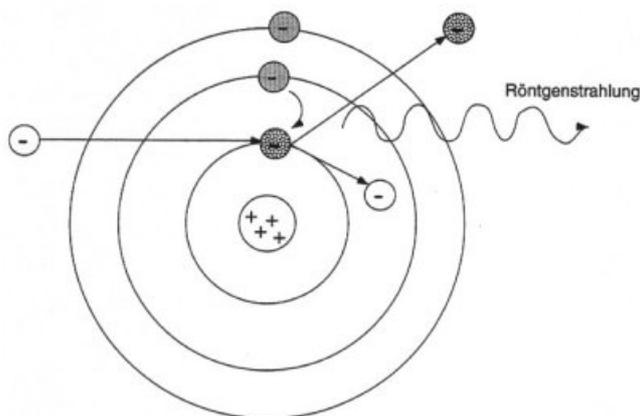


Abb.3: Spektrale Intensitätsverteilung der Bremsstrahlung (links:  $J_\nu$ ; rechts:  $J_\lambda$ )



- **Charakteristische Strahlung**

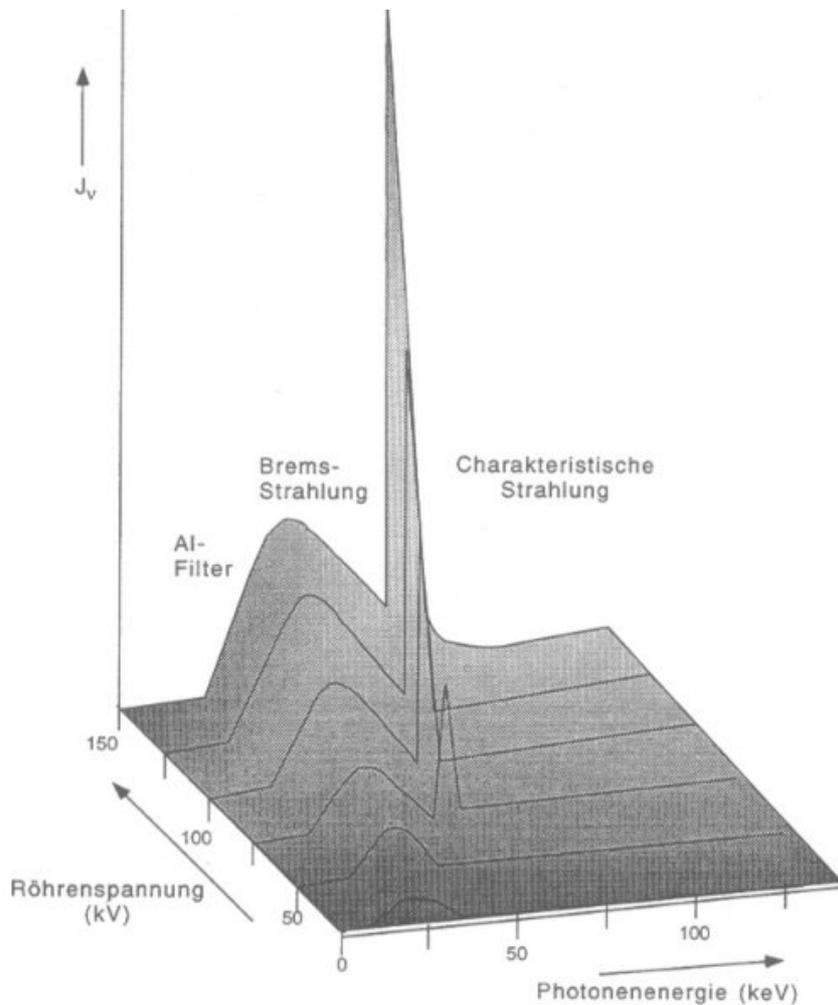
Abb.4: Charakteristische Strahlung

Der Abstand der Energieniveaus der inneren Schalen liegt bei typischen Anodenmaterialien im Bereich einiger 10keV.

Das auftreffende Elektron muß mindestens eine Energie von ca. 70keV haben, damit die  $K_\alpha$ -Strahlung von ca. 58 keV emittiert werden kann. Die Energie kann mit Hilfe des Mosleyschen Gesetzes weitgehend aus der

Ordnungszahl  $Z$  berechnet werden:

$R$  = Rydbergkonstante;  $Z$  = Ordnungszahl.



**Abb.5: Spektrum einer Diagnostik-Röntgenröhre in Abhängigkeit von der Röhrenspannung**

Abfall der Leistungsdichte bei niedrigen Photonenergien:

Der Grund ist, daß in der Röntgendiagnostik immer Aluminiumscheiben als Filter vor die Röntgenröhre gestellt werden, die die "weiche" Röntgenstrahlung absorbieren. "Weiche" Röntgenstrahlung würde vollständig im Körper des Patienten absorbiert. Sie trägt damit zur Strahlenbelastung nicht aber zum Bild bei.

- **Der Wirkungsgrad**

Gesamte als Röntgenstrahlung abgegebene **Leistung**:

Leistung

Der **Wirkungsgrad** einer Röntgenröhre ist definiert als Quotient aus der herausgehenden Röntgenleistung zur hineingesteckten elektrischen Leistung

Wirkungsgrad: nimmt linear mit der Anodenspannung und der Ordnungszahl des Anodenmaterials zu. ( $= k \cdot U_A \cdot Z$ )

## 1.2 Grundlagen zur Schwächung von Röntgenstrahlung

- **Allgemeines Schwächungsgesetz**

*dünne Folie:*

$$dN = -\mu \cdot N \cdot dx$$

$N$  = Anzahl der auftreffenden Quanten pro Sekunde

$dN$  = Zahl der wechselwirkenden Quanten pro Sekunde

$\mu$  = Schwächungskoeffizient

*dickes Material:*

Meßanordnung für die Messung des Schwächungskoeffizienten: Material, Kollimator, Detektor

- **Wechselwirkung von Röntgenstrahlen mit der Materie**

$$dN = dN_{\tau} + dN_{\sigma R} + dN_{\sigma C} + dN_{\chi} + dN_K$$

$$\mu = \mu_{\tau} + \mu_{\sigma R} + \mu_{\sigma C} + \mu_{\chi} + \mu_K$$

Mit:

$\mu_{\tau}$  = Schwächungskoeffizient (SK) für *Photoabsorption*

$\mu_{\sigma R}$  = SK für *klassische Streuung (Rayleigh-Streuung)*

$\mu_{\sigma C}$  = SK für *Compton Streuung*

$\mu_{\chi}$  = SK für *Paarbildung*

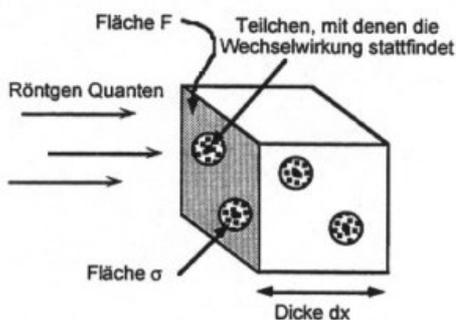
$\mu_K$  = SK für *Kernreaktion*

- **Wirkungsquerschnitte und Monte Carlo Simulationen**

Mit:  $\sigma_{WW}$  = Wirkungsquerschnitt für eine WW

$\mu_{WW}$  = Schwächungskoeffizient für eine WW

$n_{WW}$  = Teilchendichte der Teilchen, mit denen die WW stattfindet



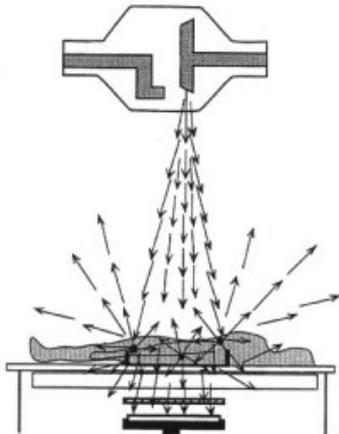
$$\begin{aligned} \frac{dN}{N} &= -\mu dx = -\sigma n_{WW} dx = -\sigma \cdot \frac{Z_{WW}}{F \cdot dx} dx \\ &= -\frac{\sigma \cdot Z_{WW}}{F} = -\frac{WW - \text{Fläche}}{\text{Gesamtfläche}} \end{aligned}$$

$N$  = Zahl der auftreffenden  $\gamma$ -Quanten,  
 $dN$  = Zahl der wechselwirkenden Quanten,  
 $n_{WW}$  = Teilchendichte der Teilchen, mit denen die Wechselwirkung stattfindet,  
 $Z_{WW}$  = Zahl der Teilchen, mit denen die Wechselwirkung stattfindet.

Abb.6: Wirkungsquerschnitt

Mit:  $d\Omega$  = Raumwinkel, in den das Teilchen weiterfliegt.

Der Weichteil-Kontrast der Röntgenbilder kommt daher, daß verschiedene Gewebearten im Körper einen etwas unterschiedlichen Schwächungskoeffizienten der Compton-Streuung aufweisen. Bei der Compton-Streuung fliegt ein Röntgenquant weiter.



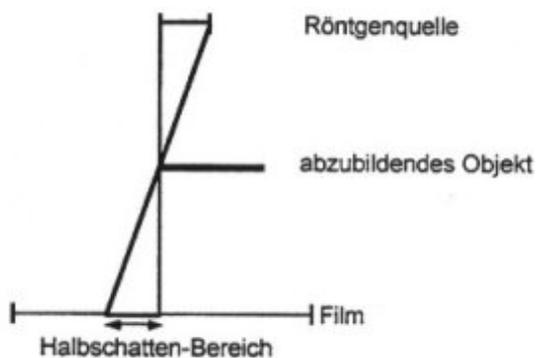
**Abb.7: Streuung**

Schwächungsfaktoren:

1. Schwächung steigt proportional mit der 3. Potenz der Wellenlänge
2. Schwächung steigt proportional mit der 3. Potenz der Ordnungszahl
3. Schwächung steigt mit der Dichte
4. Schwächung steigt mit der Dicke

### 1.3 Technik zur Erzeugung von Röntgenstrahlung

- **Qualitätskriterien für Röntgenquellen**
  - Hohe Leistung
  - Kleiner Fokus
  - Einstellbare Quantenenergie
  - Kostengünstige Herstellung



- Wenig Wartung und lange Lebensdauer

**Abb.8: Halbschatten bei der Röntgenabbildung**

Andere mögliche Röntgenquellen sind Elektronenbeschleuniger und einige radioaktive Isotope. Elektronenbeschleuniger sind keinesfalls kostengünstig. Radioaktive Isotope können nicht die Forderungen nach kleinem Fokus und hoher Leistung gleichzeitig erfüllen. Als Strahlenquelle bleibt nur die klassische Röntgenröhre.

- **Die schräg gestellte Anode**  
 Brennfleckgeometrie: siehe Skript  
 Wichtige Eigenschaft: Die Halbschatten-Unschärfe in vertikaler Richtung ist bei sehr großen Röntgenbildern unterschiedlich.
- **Die Drehanode**  
 Typische Drehzahl liegt bei 3000/min.

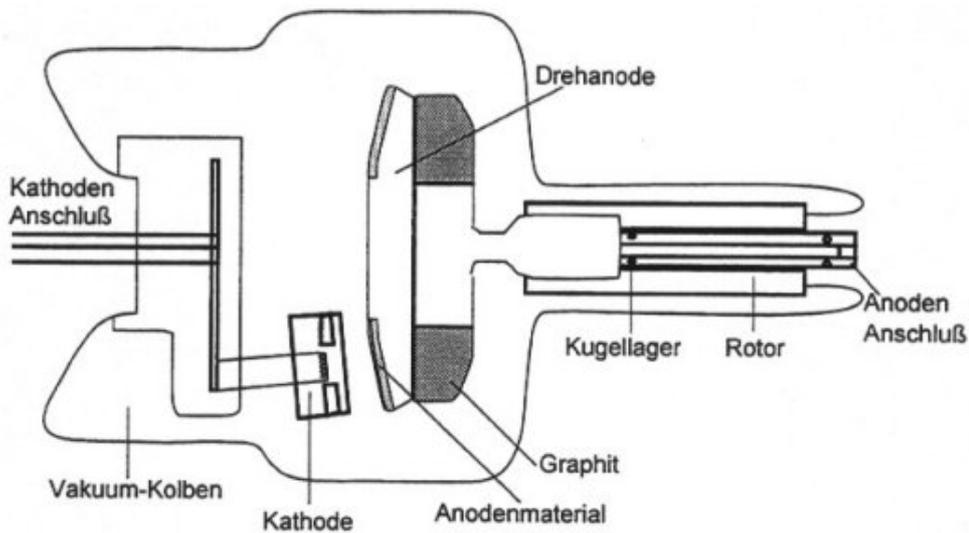


Abb.9: Schnitt durch eine Drehanode-Röntgenröhre

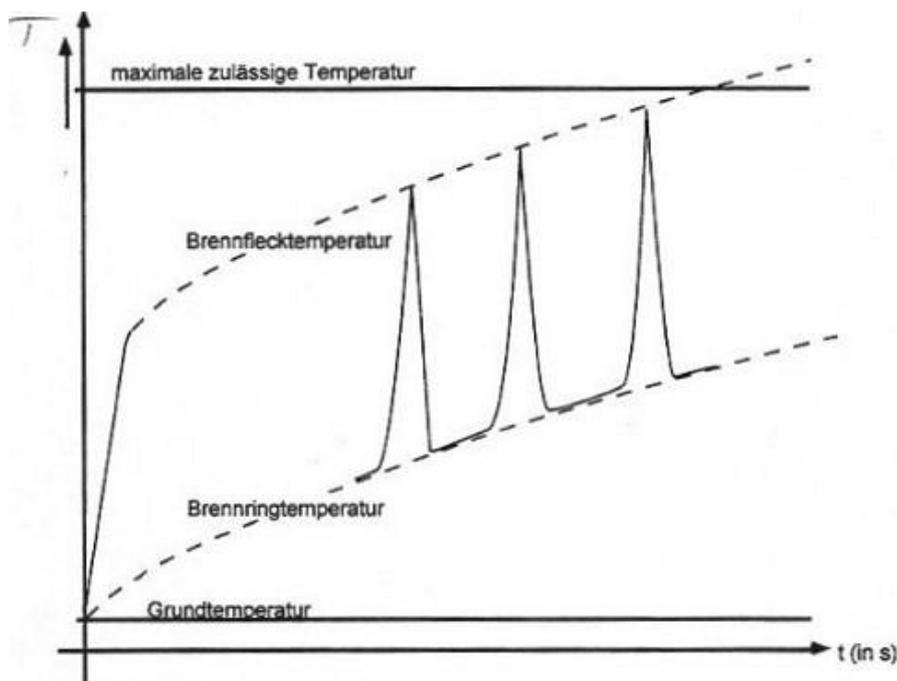


Abb.10: Temperaturaufbau an einer Stelle auf der rotierenden Anode

Festanoden werden vorteilhaft da eingesetzt, wo niedrige Röntgenleistung über lange Zeit benötigt wird (z.B. in der *Diffraktometrie*). In der Medizintechnik wird immer eine hohe Leistung in kurzer Zeit gefordert. Daher werden in der Diagnostik nur Drehanoden eingesetzt.

- **Das Anodenmaterial**

Kriterien zur Auswahl eines geeigneten Anodenmaterials:

- Hohe Ordnungszahl
- Hohe Schmelztemperatur
- Hohe Wärmeleitfähigkeit  $\lambda$

$$\text{Qualitätsmaß}_F = Z * T_{\max} * \lambda$$

bei Drehanoden:

( $c$  = spezifische Wärme des Anodenmaterials)

Bei den Anodenmaterialien ist **Wolfram** "Sieger nach Punkten". Durch Hinzugabe von kleinen Mengen Rhenium (Re) wird die Langzeitstabilität verbessert.

Nur in der *Mammographie* wird ein anderes Anodenmaterial verwendet, nämlich Molybdän.

- **Der Anodenaufbau**

Materialien:

Außenbeschichtungen (Anodenmaterial): **Wolfram**

Füllstoff: **Molybdän**

Wärmeleitmaterialien (Hinten–außen an der Drehanode): **Graphit**

Oft möchte der Radiologe zwischen kleiner Leistung und kleinem Fokus und großer Leistung und großem Fokus schnell umschalten können: Doppelwinkel–Anode ("Innerer Kreis" auf Drehanode mit leicht flacherem Winkel)  
Die Temperatur im Brennfleck erreicht Werte über 2000°C.

- **Das Drehlager**

Typische Drehzahlen liegen bei 3000/min. Spezialtypen erreichen bis zu 17000/min. Das Lager wird im Vakuum betrieben und kann daher nicht mit Öl geschmiert werden. Das klassische **Schmiermittel** für Kugellager in Röntgenröhren ist **Blei**.

Seit kurzem: Neuer Lagertyp: Das **Gleitrollenlager**:

Als **Schmiermittel** wird das Flüssigmetall **In–Ga–Sn** verwendet. Schmierfilm sorgt nach Anlaufen (in Rolle sind "Reifenabdrücke") für Aquaplaningeffekt. Gleitrollenlager haben eine erheblich längere Lebensdauer als Kugellager.

- **Das Gehäuse und die Durchführungen**

Spannung von 100kV zwischen Anode und Kathode. Es darf zu **keinen Überschlägen oder Kreisströmen** kommen. Das **klassische Material** für Röntgenröhren ist daher **Glas**. Seit einiger Zeit gibt es auch Röntgenröhren, die aus Metall und Keramik hergestellt werden.

- **Der Motor**

Das häufige Anlaufen und Abbremsen erfordert eine **hervorragende Ansteuer–Elektronik** des Motors.

- **Die Kathode und die Stromregelung**

Stromdichte durch die Richardson–Formel:

Mit:  $j_e$  = Stromdichte

$A_0$  = Materialkonstante

$T$  = absolute Temperatur

$W$  = Austrittsarbeit (4,5eV für Wolfram)

$K$  = Boltzmannkonstante

Ähnlich wie in jeder Kathodenstrahlröhre werden die Elektronen schließlich mit einem Wehnelt–Zylinder fokussiert und "abgesaugt".

- **Der Generator**

Früher: "12–Puls–Generatoren" (bevorzugt mit *Drehstrom* betrieben)

Heute Hochfrequenzgeneratoren:

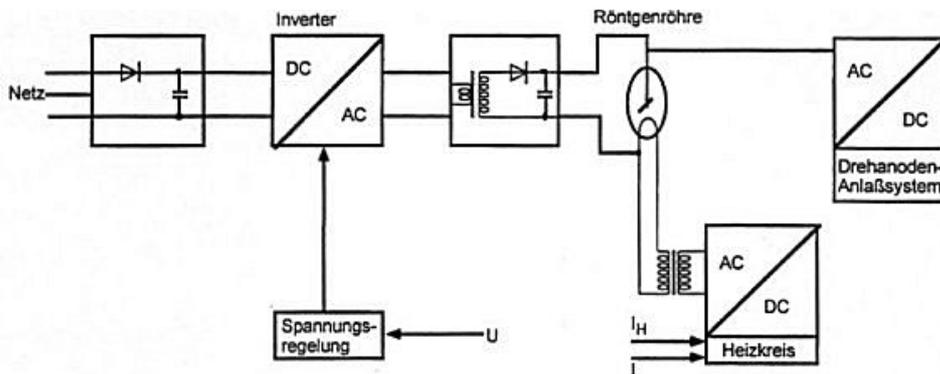


Abb.11: Prinzip des Hochfrequenzgenerators

Gleichgerichtete Netzspannung wird mit Thyristor zerkleinert. Takt bestimm Hochspannung.

- **Die Belichtungssteuerung**

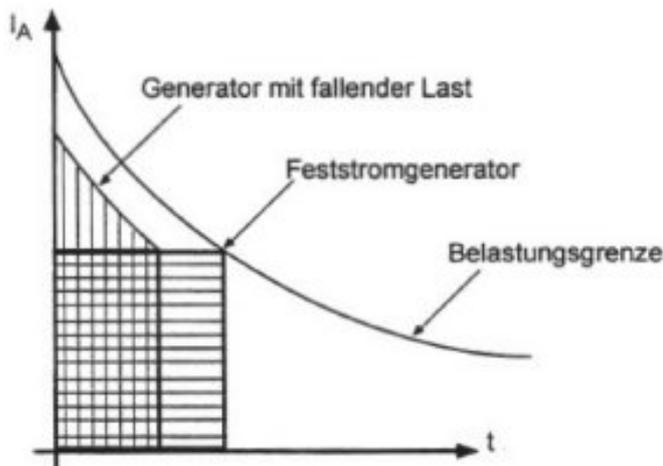
Bilgebende Dosis:  $D_{\text{Bild}} = k' \cdot Z \cdot I_A \cdot U_A^n \cdot T$

Mit  $n \approx 3$

Drei Möglichkeiten zur Belichtungssteuerung sind wählbar:

1. Bei der **"Dreiknopf-Steuerung"** werden  $U_A$ ,  $I_A$  und  $T$  (kV, mA, s) "per Hand" eingestellt.
2. Bei der **"Zweiknopf-Steuerung"** werden  $U_A$  (kV), und  $I_A \cdot T$  (mAs) eingestellt Hierbei wählt die Röntgenröhre selbst den maximal möglichen Strom.
3. Die **"Einknopf-Automatik"** ist eine *Belichtungsautomatik*. Es wird nur noch  $U_A$  vorgegeben.

Wegen des Einsatzes von Thyristoren (digitale Transistoren, schaltet nach vorgegebener Zahl von Halbwellen ab, oder läßt noch einmal durch, was zu  $\Delta D$  führt) kommt es zu einer Dosisdifferenz  $\Delta D$ .  $\Delta D$  sollte so klein wie möglich sein, weshalb Hochfrequenzgeneratoren mit hoher Taktfrequenz vorteilhaft sind.



- **Der Generator mit "fallender Last"**

Abb.12: Generator mit "fallender Last"

Die Belastungskurve einer röntgenröhre sieht so aus, daß zu jeder Anodenspannung ein maximales mAs-Produkt gehört. Ist dieser Wert erreicht, muß die Röhre abgeschaltet werden, damit es nicht zu einer Überhitzung kommt.

Ein **"Feststrom-Generator"** liefert *konstanten* Strom. Ein **Generator mit "fallender Last"** reduziert während der Aufnahme gerade so den Strom, daß die Belastungsgrenze nicht erreicht wird. Man erreicht *kürzere Belichtungszeiten* und verhindert falsch belichtete Aufnahmen.

## 1.4 Techniken der Bildaufnahme

- **Der Röntgenfilm**

Der Röntgenfilm besteht (wie ein Schwarzweißfilm) aus einer Trägerfolie, auf die eine Emulsionsschicht aufgebracht ist. In dieser Emulsionsschicht befinden sich kleine Silberbromid-Kristalle ( Röntgenquant + Kristall = Silberkeim). Hierdurch erreicht der Röntgenfilm eine hervorragende Detailauflösung von bis zu 0,025mm.

Schwärzung (optische Dichte) =  $\log (J_{L0}/J_L)$

Mit:  $J_L$  = transmittierte Lichtintensität

$J_{LO}$  = auftreffende Lichtintensität  
 Röntgenschwächungskoeffizient  $\mu$ :

Mit:  $J_R$  = transmittierte Röntgenintensität  
 $J_{RO}$  = auftreffende Röntgenintensität  
 $T$  = Belichtungszeit

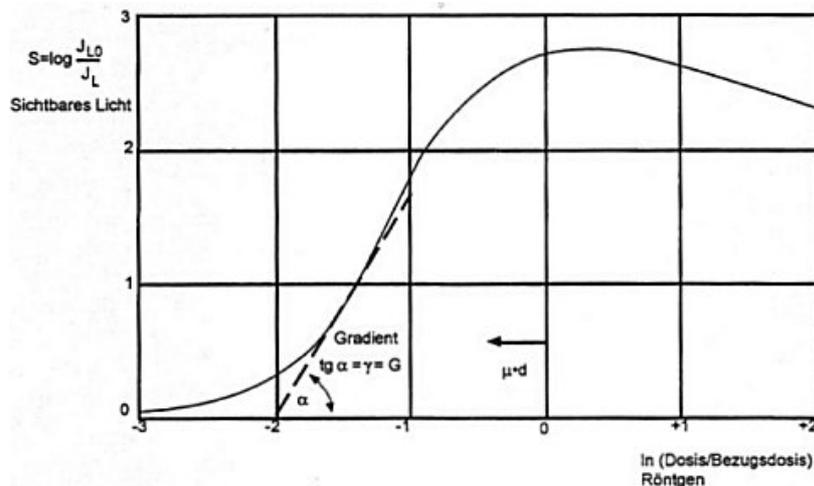


Abb.13: Schwärzungskurve

Großes  $\mu$  heißt kleine Schwärzung! Hinter Knochen ist der Röntgenfilm transparent d.h. weiß.

Die Steilheit der Schwärzungskurve nennt man **Gammawert**  $G = \tan \alpha$ .

Es werden nur ca. 1% der auftreffenden Röntgenquanten in der dünnen Filmemulsion absorbiert. Eine Verbesserung um den Faktor 2 bringt ein zweiseitig beschichteter Röntgenfilm (Schutzschicht, Emulsionsschicht, Haftschrift, Polyesterfolie, ...).

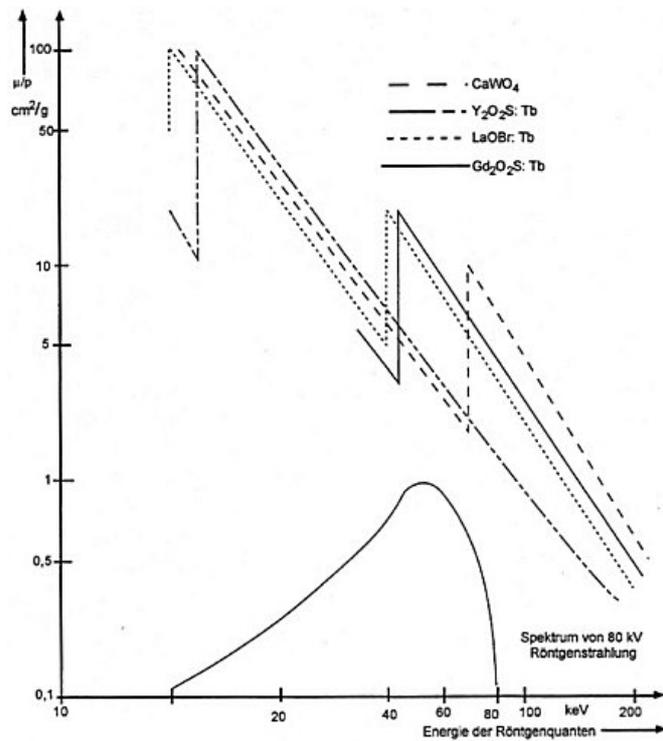
- **Die Verstärkerfolien**

Im Leuchtstoff erzeugt das einfallende röntgenquant eine große Zahl von freien Elektronen, die in Leuchtzentren im Kristall relaxieren. Wenn die Leuchtzentren in den Grundzustand zurückfallen, senden sie Licht aus. (Lumineszenz)

Vorteile der Verstärkerfolie gegenüber dem einfachen Röntgenfilm:

- Höhere Röntgenabsorption (durch pot. Höherem Röntgenschwächungskoeffizienten der Lumineszenzschicht)
- Hohe Quantenausbeute (durch dickere Lumineszenzschicht (dicker als Emulsionsschicht))
- Gute Anpassung des Leuchtspektrums an die Filmempfindlichkeit.

Die wichtigsten, heute eingesetzten Leuchtstoffe sind (in aufsteigender Folge bzgl. Wirkungsgrad): Kaliumwolframat  $\text{CaWO}_4$  (beste Absorption (bA) bei 80keV), Lanthanoxibromid mit Terbium dotiert ( $\text{LaOBr:Tb}$ ) (bA: 40keV) und Gadoliniumoxisulfid mit Terbium dotiert ( $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ ) (bA: 60keV)



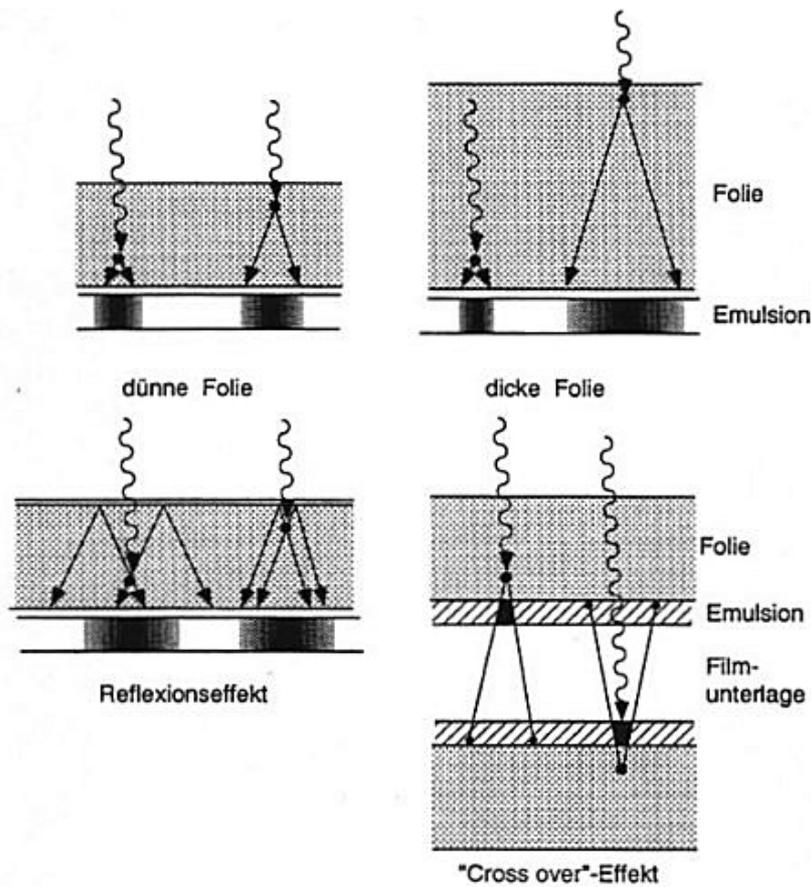
**Abb.14: Massenschwächungskoeffizient verschiedener Röntgenleuchtstoffe**

Gd... eignet sich besonders gut für typische Röntgenenergien (wegen seiner K-Kante bei ca. 40keV).

**Verstärkungsfaktor V** einer Folie:

$$V = (\text{Dosis ohne Verstärkerfolie}) / (\text{Dosis mit Verstärkerfolie})$$

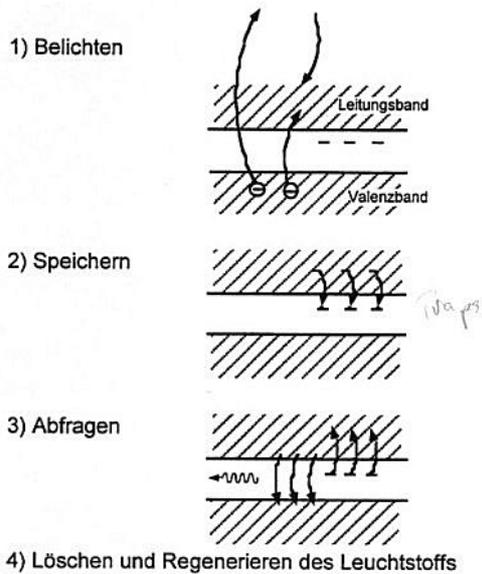
Typische Werte liegen zwischen 10 und 20. Die Bildschärfe wird notgedrungen schlechter.



**Abb.15: Bildunschärfe und Foliendicke**

Besonders empfindlich sind Kombinationen aus einem beidseitig beschichteten Röntgenfilm und zwei Verstärkerfolien (Cross-over-Effekt (Verhinderung durch Undurchlässigkeit des Röntgenfilms für Lumineszenzlicht))

- **Speicherfolien**



**Abb.16: Bildaufnahme mit Speicherfolie**

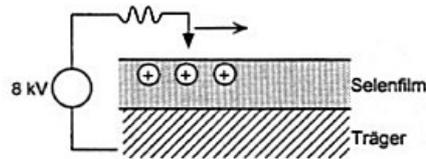
Abtastung durch Laser, der die Folie zeilenweise abtastet. Ein Farbfilter vor dem Photomultiplier sorgt dafür, daß nur das emittierte, aber nicht das vom Laser kommende Licht nachgewiesen wird.

Vorteile von Speicherfolien:

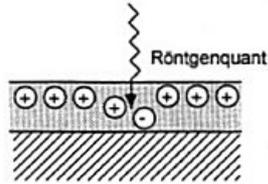
- Man erhält **digitales** Bild
- Falsche Belichtungen seltener (durch großen Dynamikbereich von Speicherfolien)

- **Bildaufnahme mit Selen-Filmen (Xeroradiographie)**

1) Aufladen



2) Belichten



3) Auslesen



4) Löschen



**Abb.17: Bildaufnahme mit Selen-Film ("Xeroradiographie")**

Das Verfahren ist weitgehend identisch mit der Fotokopierer-Technik.  
Vorteilhaft bei der Xeroradiographie ist der sehr große Dynamikbereich bei der Abbildung.

- **Flache digitale Röntgen-Bildaufnehmer**  
 CCD-Chips (CCD = Charged Coupled Device).  
 Probleme an den Stellen, wo zwei CCD-Chips aneinander stoßen.  
 "Riesige" CCD-Kameras mit 1024x1024 Bildpunkten (auf 20cm x 20cm)  
 Als **Konverterschicht** werden **CsI-Filme** (Cäsium-Iodid) eingesetzt.
- **Raster**

**Streustrahlanteil:**

**Kontrast:**

Kontrast **ohne** Streustrahlung:  
 Tatsächlicher Kontrast:

zunehmende Streustrahlung = abnehmender Kontrast

Die Streustrahlung führt nicht zu einer Verschmierung (!!!), d.h. zu einer Abflachung scharfer Begrenzungen zwischen zwei Gebieten. (Die Intensitäten sind nur höher mit Streustrahlung. Man kann den Streustrahlanteil aber auch nicht einfach abziehen, da sich dadurch das Rauschen verschlimmert!)

#### **Lamellenraster:**

Schachtverhältnis:  $r = h/D$  (h= Höhe der Lamellen, D = Lamelleninnenabstand (Dicke des Schachtmediums))

Aufwendiger in der Herstellung, aber auch effektiver bei der Streustrahlunterdrückung sind sogenannte **fokussierende Linienraster** (wie Lamellenraster, nur auf die Strahlungsquelle fokussiert).

Die "weißen Linien" im Bild hinter den Lamellen verschlechtern die Ortsauflösung nicht zu sehr, da die Bleilamellen sehr dünn sind. Um diesen Effekt prinzipiell zu vermeiden "wobbelt" man das Raster. (während der Aufnahme schnell hin und her bewegen)

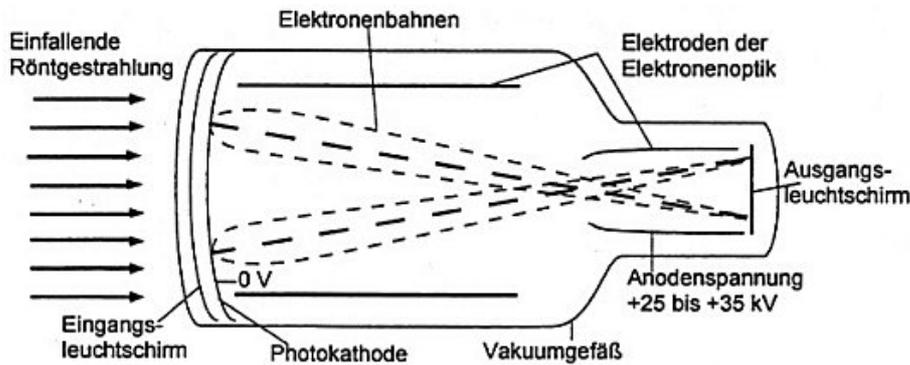
#### **Selektivität**

Mit:  $T_p$  = Primärstrahltransparenz [(Primärstrahlintensität **mit** Raster) / (Primärstrahlintensität **ohne** Raster)]

$T_s$  = Streustrahltransparenz [(Streustrahlintensität **mit** Raster) / (Streustrahlintensität **ohne** Raster)]

## 1.5 Röntgenbildverstärker

Abb.18: Röntgenbildverstärker



**Eingangsluchtschirm** heutzutage durchgängig aus Cäsium-Jodid, welches mit Natrium dotiert ist. Die Kriterien bei der Materialauswahl:

- Hohe Röntgenabsorption
- Hoher Konversionsgrad in sichtbares Licht

Hier erfordert die gute Anpassung an die spektrale Empfindlichkeit der Photokathode einen Lumineszenz-Schirm, der relativ weit im blauen Spektralbereich leuchtet.

Wesentlicher **Vorteil** von **CsI:Na** ist: **Säulenstruktur** der Kristallite. Die große Dicke, die hohe Ordnungszahl und die große Dichte des Materials führen dazu, daß bis zu 70% aller eintreffenden Röntgenquanten nachgewiesen werden können. Üblich für "Eingangsfenster" zum vakuumgefüllten Röntgenverstärker sind Aluminiumfenster, welche eine Transmission von 90% haben.

Kriterien für die **Photokathode**:

- Hohe Photoelektronen-Ausbeute (= niedrige Austrittsarbeit)
- Lange Lebensdauer

Hierfür optimal:  $SbCs_3$ .

Das Einfangen der unter vielen Winkeln in das Vakuum ausgestrahlten Elektronen, das Einsammeln möglichst aller, die exakte Abbildung und die starke Beschleunigung der Elektronen auf ihrem Weg (zur Signalverstärkung) werden durch eine mit Methoden aus der numerischen Feldberechnung optimierten Anordnung von unterschiedlich geformten Ringen, die auf ein unterschiedliches Potential gelegt werden, vorgenommen.

Der **Ausgangsluchtschirm** ist wie ein Schwarzweißmonitor mit dem Leuchtstoff  $ZnCdS:Ag$  beschichtet.

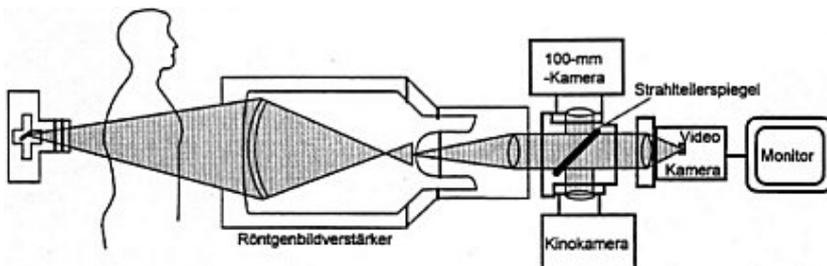


Abb.19: Röntgenanlage mit 3-Kanal-Lichtverteiler

**Qualitätskriterien** für einen Röntgenbildverstärker insgesamt:

- Räumliche Auflösung (siehe **MTF**)
- Rauschen (siehe **DQE**)
- Konversionsfaktor
- Verzerrungen
- Gleichmäßige Ausleuchtung ("Vignetting")

Konversionsfaktor = (Leuchtdichte am Ausgang) / (Dosisleistung am Eingang)

Typische Werte liegen bei  $30 \text{ (cd/m}^2\text{)/}(\mu\text{Gy/sec)}$

Für Röntgenbildverstärker sind **sattelförmige Verzerrungen** typisch.

Eine gleichmäßige Ausleuchtung läßt sich nicht ganz erreichen, da Effektivität des Einsammelns am Rand nicht so groß

## 1.6 MTF

Mathematische Beschreibung des **idealen Bildes** lautet:

Mit:  $g(x)$  = Grauwert des originals am Ort  $x$ ,  
 $g_{\text{-quer}}$  = mittlerer Grauwert des Originals,  
 $K_0$  = Amplitude der Grauwertmodulation,  
 $u = 1/\lambda$  = räumliche Frequenz der Grauwertmodulation,  
 $\lambda$  = Wellenlänge der Grauwertmodulation.

$L(x)$  = **Linienfunktion**

**Normierung** des Bildsignals:

Meistens ist die Linienbildfunktion symmetrisch:  $L(x) = L(-x)$

### Kontrast

$$\eta(u) = \frac{K_0}{g}$$

$MTF(u)$  = (Kontrast des Bildes am Ausgang bei Frequenz  $u$ ) / (Kontrast des Originals bei Frequenz  $u$ )  
 Zu beachten: Sinus-Signale!

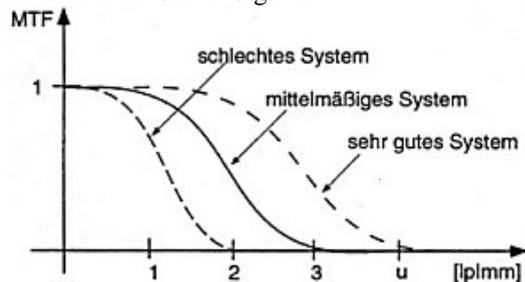


Abb.20: Typischer Verlauf einer  $MTF(u)$

Einheit für räumliche Frequenz: lp/mm (Linienpaar (genau ein weißer und ein schwarzer Streifen)/mm)

$MTF$  von Einzelkomponenten eines Systems:

$MTF(u) = (\text{Kontrast am Ausgang bei Frequenz } u) / (\text{Kontrast am Eingang bei Frequenz } u)$

$$MTF_{\text{System}}(u) = MTF_{\text{Komponente1}}(u) * MTF_{\text{Komponente2}}(u) \dots$$

Zur Messung der  $MTF$  werden Bleistrichraaster eingesetzt.

Nach Fourier-Reihenentwicklung des Rechtecksignals gilt:

Mit:  $R(u)$  0 (Kontrast Ausgang (Rechteck!)) / (Kontrast Eingang (Rechteck!))

## 1.7 Rauschen

Mittelwert  $\mu$ , Varianz  $\sigma^2$ : klar.

Standardabweichung bei der Poisson-Verteilung:  $\sigma^2 = \mu$

Bei Quanten: Poissonverteilung! (Quantenrauschen also immer mit  $N^{1/2}$ )

- **Zahl der Quanten pro Energiedosis**

**Ionendosis** = (Durch Ionisation in Luft erzeugte Ladungsmenge eines Vorzeichens) / (Masse der Luft in der Meßkammer)

Einheit: C/kg = As/kg ; 100R (Röntgen) = 25,8 mC/kg

Wichtig!:

**Energiedosis** = (Durch Strahlung im Objekt deponierte Energie) / (Masse des Objektes)

Einheit J/kg = Gray = Gy

Messung nicht praktikabel.

Die durch Strahlung im Objekt deponierte Energie wird auch "**Kerma**" genannt (kinetic energy released in matter).

Für Luft und Wasser gibt es einen weitgehend energieunabhängigen **Faktor** zwischen Ionendosis und Energiedosis:

$$1 \text{ Gy} \Leftrightarrow 29,6 \text{ mC/kg (Luft, 100keV)}$$

Daher wird in der Praxis die Ionendosis gemessen und die Energiedosis daraus berechnet.

- **Quantenstatistik am Beispiel Röntgenbildverstärker**

Fehlerfortpflanzungsgesetz:

$$x_A = \mu_A \pm \sigma_A ; x_B = \mu_B \pm \sigma_B$$

- **Die "Detective Quantum Efficiency" – DQE**

Die DQE charakterisiert die Rauscheigenschaften des bilgebenden Systems:

$$\text{DQE} = (\text{Signal/Rausch})^2 \text{ am Ausgang} / (\text{Signal/Rausch})^2 \text{ am Eingang}$$

Die beste DQE ist 1. (vergl. Die beste MTF ist ebenfalls 1)

Wenn das Rauschen von Poissonverteilten Größen stammt:

$$*DQE_{\text{Poisson}} = \sigma_{\text{Ausgang}}^2 / \sigma_{\text{Eingang}}^2 = n\text{-quer}_{\text{Ausgang}} / n\text{-quer}_{\text{Eingang}}$$

mit:  $n\text{-quer}_{\text{Ausgang}}$  = mittlere Quantenzahl am Ausgang  
 $n\text{-quer}_{\text{Eingang}}$  = mittlere Quantenzahl am Eingang

$$\text{Noise Equivalent Quanta} = \text{NEQ} = \text{DQE} * n\text{-quer}_{\text{Eingang}}$$

- **Optimierung von DQE und MTF**

Leider widersprechen sich oft die Forderung nach einer guten DQE **und** einer guten MTF.

(Also meist: **Entweder** DQE gut, **oder** (exklusiv) MTF gut.)

## 1.8 Anwendungen der Projektions-Röntgentechnik in der Medizin

- **Kontrastmittel**

Röntgenegative KM	Gelenke	Luft, CO <sub>2</sub> , N <sub>2</sub> O
Röntgenpositive KM	Gefäße	Trijodbenzoesäure o.ä.
	Magen-Darm	BaSO <sub>4</sub> ("Gips")

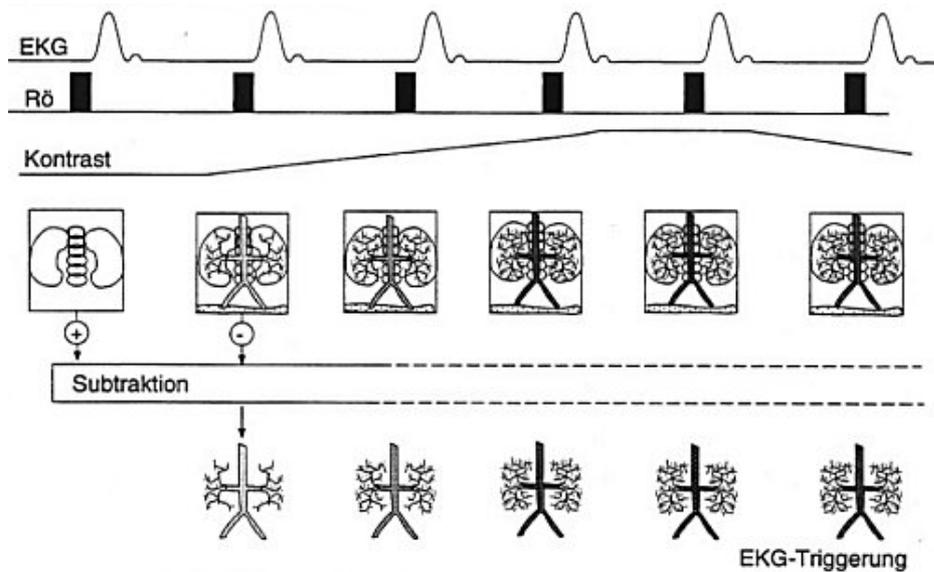
Für die Gefäßdarstellung unterscheidet man nierengängige (nephrotope) und lebergängige (hepatope) Kontrastmittel.

Oft wird das Kontrastmittel als "wohldefinierte Säule" in die Blutbahn injiziert (**Bolus**).

- **Digitale Subtraktionsangiographie DSA**

Zwei digitale Röntgenaufnahmen (eine **mit** und eine **ohne** Kontrastmittel) werden geschickt voneinander subtrahiert. Es erscheint ein Bild, in dem nur noch die Blutgefäße sichtbar sind.

Nur die Subtraktion der logarithmierten Bilder ergibt ein reines "Gefäßbild". Eine interessante Variante ist eine Bildserie mit EKG-Triggerung.



**Abb.21: Digitale Subtraktionsangiographie mit EKG-Triggerung am Beispiel der Niere**

Eine weitere Variante heißt "bolus chase" und dient zur Untersuchung der Blutgefäße in den Extremitäten. (Ein Röntgen-Pass ohne KM, dann Bolusinjektion, dann Rück-Pass)

- **Ventrikulographie**

Durch Vergleich mit Daten von durchschnittlich gesunden Menschen kann ermittelt werden, welcher Teil des Herzmuskels z.B. in Folge eines Infarktes nicht ausreichend am Pumpvorgang teilnimmt.

- **Koronarangiographie**

Für die Diagnose wesentliche Größe ist das **Lume** (der freie Durchmesser des Gefäßes)

- **Übersicht über verschiedene Anwendungen der Röntgentechnik**

Knochen & Gelenke (Fraktur), Blutgefäße & Herz (Angiographie, Ventrikulographie), Magen-Darm-Blinddarm (Appendizitis, Volvulus), Brust (Mammographie), Lunge (Thoraxaufnahme), Zähne & Kiefer (Entzündungen, Fehlstellungen)

## 2 Systemtheorie abbildender Systeme

- **1D-Fouriertransformation**

Die Fouriertransformation ist eine Abbildung vom Ortsraum in den Frequenzraum:

$$f(x) \rightarrow F(u)$$

$F(u)$  ist im allgemeinen **komplex**.

Die digitale 1D-Fouriertransformierte und Rücktransformierte:

Ist  $f(x)$  reel (bei Bildern (z.B. Grauwerten) ist das immer der Fall), so gilt:

$$F(-u) = F(u)^* \quad (*: \text{konjugiert komplex})$$

Nach der Eulerformel (und weil sin und cos in  $2\pi$  periodisch sind) gilt:  $F(u+N) = F(u)$

Ist die Funktion  $f(x)$  wie im Fall der Fouriertransformation von Bildern reell, so ist auch  $F(0)$  reell und stellt den Mittelwert der Grauwerte  $f(x)$  dar.

- **2D-Fouriertransformation**

Es handelt sich wieder um eine Abbildung vom Ortsraum in den Frequenzraum:

$$f(x,y) \rightarrow F(u,v)$$

Digitale 2D-Fouriertransformation (beschränkt auf quadratische Bilder):

Analog zum eindimensionalen Fall gilt hier:

$$F(u,v) = F(-u,-v)^*$$

$$F(u+N,v) = F(u,v)$$

$$F(u,v+N) = F(u,v)$$

Werte der FT im Bereich  $0 > u > N/2$  und  $N/2 < v < N$  =: G  
Gespiegelte Matrizen  $F_g$  und  $G_g$ :

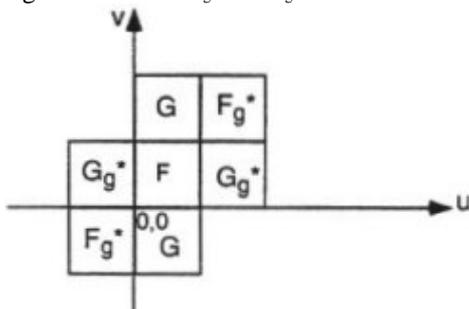


Abb.22: Spiegelung und Verschiebung von Quadranten ("Swap Quadrants")

Anschein, daß im Frequenzraum nur halb so viele Zahlen wie im Ortsraum nötig sind, um ein Bild vollständig zu beschreiben, **aber**  $F(u,v)$  ist komplex.

Weiter ist es üblich Grauwerte im logarithmischen Maßstab darzustellen:

$$D(u,v) = c * \log[1 + |F(u,v)|]$$

Für quadratische Bilder mit einer Zeilen- bzw. Spaltenzahl, die eine Zweierpotenz ist, gibt es sehr schnelle Algorithmen: die Fast-Fouriertransformation FFT.

- **Faltung**

Eindimensionaler Fall:

Das Faltungstheorem besagt, daß die fouriertransformierte zweier gefalteter Funktionen gleich dem Produkt der Fouriertransformierten der Einzelfunktionen ist:

$$f(x)*g(x) \rightarrow F(u)G(u)$$

Eine wichtige Anwendung der Faltung ist die "Verschmierung" eines Bildes durch eine breite Linienbildfunktion.

In Analogie zum Faltungstheorem gilt entsprechend:

$$f(x,y)g(x,y) \rightarrow F(u,v)*G(u,v)$$

- **Korrelation**

$$f(x) \times g(x) \quad F^*(u)G(u)$$

Es gilt:

$$f(x,y) \times f(x,y) \quad |F(u,v)|^2$$

Wichtige Anwendung ist die Frage: Wie muß ich ein Bild B verschieben, damit die Bildmuster möglichst gut aufeinander passen?

- **Linearität und Verschiebungsinvarianz**

Eingang abbildendes System Ausgang

Röntgendiagnostik  $D(x,y)$  Röntgensystem mit Verstärkerfolie Film

Röntgenschwächungskoeffizient  $\mu(x,y)$  CT-System digitales Bild im Speicher

Ein System ist **linear**:

$f_i(x,y)$  System  $g_i(x,y)$  ist linear, wenn gilt:

Ein abbildendes System mit:

$$f(x,y) \text{ System } g(x,y)$$

ist dann **verschiebungsinvariant**, wenn gilt:

$$f(x-x_0, y-y_0) \text{ System } g(x-x_0, y-y_0)$$

- **Hauptsatz der Systemtheorie abbildender Systeme**

Ist ein System linear und verschiebungsinvariant, so gibt es eine Funktion  $h(x,y)$ , so daß gilt:

Damit ist jedes lineare und verschiebungsinvariante System durch die Angabe von  $h(x,y)$  vollständig charakterisiert.

$h(x,y)$  heißt "**Impulsantwort**"; mit dem Faltungstheorem gilt:

$$g(x,y) = f(x,y) * h(x,y) \quad G(u,v) = F(u,v)H(u,v)$$

$H(u,v)$  heißt "komplexe **Übertragungsfunktion**"

Neue Definition der **Modulübertragungsfunktion MTF**:

$$= ((\text{Amplitude am Ausgang}) / (\text{Amplitude am Eingang})) = ((\text{Kontrast am Ausgang}) / (\text{Kontrast am Eingang}))$$

- **Hochpaß und Tiefpaß**

Hochpaß: Läßt hohe Frequenzen durch (oder hohe Grauwerte)

Der jeweilige Rest wird herausgefiltert

Tiefpaß: läßt tiefe Frequenzen durch (oder niedrige Grauwerte)

- **Messung der MTF**

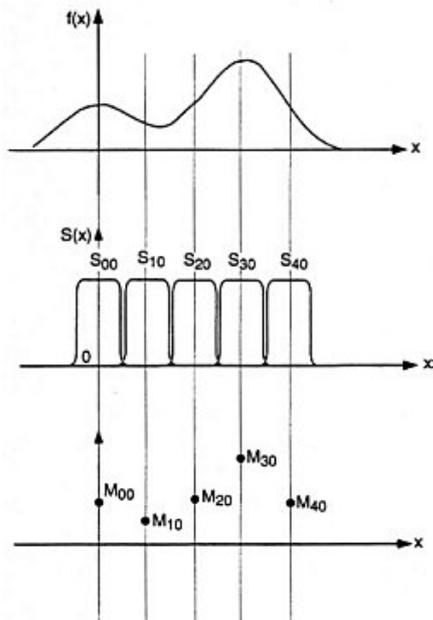
Neben den zwei Verfahren:

- Messung des Kontrastes im Original und Bild mit verschiedenen sinusförmigen Rastern (nicht praktikabel)
- Messung des Kontrastes im Original und im Bild mit verschiedenen rechteckförmigen Rastern und "Korrektur" mit  $MTF(u) = \pi/4 \dots$  (siehe oben)

gibt es noch weitere Meßverfahren:

- Messung der Impulsantwort  $h(x,y)$ , 2D-Fouriertransformation und Absolutbetragsbildung
- Messung der Linienbildfunktion (schmaler Schlitz vor dem bildgebenden System), 1D-Fouriertransformation und Absolutbetragsbildung (feine Abtastung der Impulsantwort nötig)
- Drehen des Schlitzes um ein paar Grad und Wiederholung von Messung und FFT (feine Abtastung der Impulsantwort nötig)

- **Abtastung**



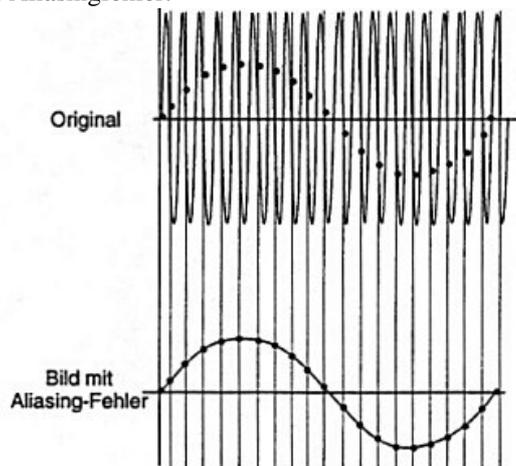
**Abb.23: Digitalisierung mit einer Sensormatrix**

Empfindlichkeit, daraus sich ergebende Meßsignal: siehe Skript Seite 71

- **Abtasttheorem**

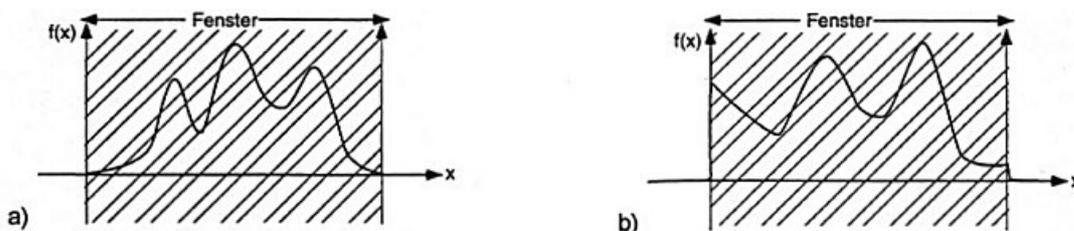
Klar  $\Delta x \leq 1/2w$  (Shannon–Raabe)

Sonst Aliasingfehler:



**Abb.24: Aliasing Fehler**

- **Die begrenzte Fenstergröße**



Zwei Möglichkeiten, wie der Bildinhalt am Fensterrand verlaufen kann:

**Abb.25: Möglichkeiten des Bildverlaufs am Fensterrand**

Im ersten Teil: no prob. Teil b führt zum Problem, da das Bild wegen der scharfen Kanten nicht bandbegrenzt ist. Deshalb muß das Bild vor der Digitalisierung an den Rändern "auf Null gedrückt werden", sonst kommt es zu Aliasing–Artefakten.

- **Rauschen in der Systemtheorie**

$$\text{Signal}_{\text{Ausgang}}(u,v) = \text{Signal}_{\text{Eingang}}(u,v)H(u,v)$$

$$\text{Signal}_{\text{Ausgang}}^2(u,v) = G^2\text{Signal}_{\text{Eingang}}^2(u,v)\text{MTF}^2(u,v)$$

Im Spezialfall, bei dem Röntgenquanten auf den Eingang fallen und die Poissonstatistik angewendet werden kann, gilt:

$$\text{NPS}_{\text{Ausgang}}(u,v) = G^2((\text{MTF}^2(u,v)) / (\text{DQE}(u,v)))Q$$

NPS: Rauschleistungsspektrum

Q: Zahl der Quanten pro Pixel am Eingang

G: Verstärkungsfaktor ("Gain")

Die DQE(u,v) ist damit die wichtigste Größe zur Charakterisierung der Rauscheigenschaften eines abbildenden Systems.

### 3 Bildverarbeitung

- **Punktoperationen**

Bei den **homogenen Punktoperationen** wird jedem Pixel mit dem Grauwert  $g$  ein neuer Grauwert  $g'$  zugewiesen, wobei der Ort des Pixels und die Grauwerte der Nachbarpixel **keine** Rolle spielen. Der bekannteste Vertreter ist die **Kontrastdehnung**.

So werden kleinste Grauwertunterschiede in diesem Bereich deutlich sichtbar. Diese Operation ist nicht umkehrbar.

Bei den **inhomogenen** Punktoperationen geht auch der Ort des Pixels in die Berechnung des neuen Grauwertes ein. Das wichtigste **Beispiel** ist die **Kalibrierung einer Sensormatrix**.

- **Geometrische Transformation**

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & t_x \\ a_{21} & a_{22} & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$$

Abb.26: Affine Transformation

Das "Geradebiegen" der sattelförmigen Verzerrung des Röntgenbildverstärkers ist hiermit nicht möglich. Das "Geradebiegen" wird durch eine elastische Transformation ermöglicht.

- **Interpolation**

Bei allen geometrischen Transformationen landen die neuen Bildpunkte in der Regel nicht auf den äquidistanten Gitterpunkten des Pixel-Rasters. Sie müssen zur Darstellung in geeigneter Weise wieder auf ein Gitter interpoliert werden.

Wird "rückwärts" betrachtet der Grauwert des nächsten Nachbarn im Originalbild gesucht, erhält man immer ein vollständiges interpoliertes Bild.

Interpolation mit Splines ist glatter.

- **Faltungsfiler**

Filtermaske (3.3)

Umsetzung in Terme: Spalten, jeweils  $(x-1, x, x+1)$  und Zeilen jeweils  $(y+1, y, y-1)$

Also:  $g'(x,y) = W_1 * g(x-1, y+1) + W_2 * g(x, y+1) + \dots$

- **Mittelwert und Gaußfilter**

Filtermaske für den **Mittelwert**:

Filtermaske für "**weiche**" **Tiefpaßfilterung** (approximiert Faltung mit einer Gaußfunktion):

**Abb.27: Filtermaske für "weiche" Tiefpaßfilterung**

- **Gradienten- und Sobel-Filter**

$$G = \frac{1}{52} \cdot \begin{array}{|c|c|c|c|c|} \hline 1 & 1 & 2 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 2 & 4 & 2 & 1 \\ \hline 2 & 4 & 8 & 4 & 2 \\ \hline 1 & 2 & 4 & 2 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 2 & 1 & 1 \\ \hline \end{array}$$

Die beiden (Gradienten-)Filter:

heben kanten im Original hervor. Gebiete mit gleichförmigem Grauwertverlauf werden auf Null gesetzt.

Auf diese Weise können Grenzen von Organen oder auch Tumoren in medizinischen Bildern gefunden werden.

**Rauschen** wirkt sich bei den Gradienten **sehr schädlich** aus. Deshalb besser den Gradientenfilter nach einer Glättung anzuwenden (**Sobel-Filter**):

- **Laplace-Filter**

Wieder werden "flache" Grauwertgebiete auf Null gesetzt und Kanten hervorgehoben, diesmal aber mit großen Grauwerten um die Kanten und Kanten selbst auf Null ( für Detektion nur Nulldurchgang suchen)

- **Rangordnungsfilter**

Bei Rangordnungsfiltern schiebt man eine 3x3- oder 5x5-Maske über das Original. Alle Grauwerte unter der Maske werden der Größe nach sortiert. Schließlich wird ein Grauwert nach der Rangordnung ausgewählt, z.B. größter, mittlerer, kleinste und als neuer Grauwert in das mittlere Pixel geschrieben.

Beim **Medianfilter** wird der mittlere Grauwert eingesetzt. Bei einer 2x3-Maske ist dies Pixel 5, welches im allgemeinen **nicht** den Mittelwert der Grauwerte darstellt! So können Ausreißer eliminiert werden.

Erosion (kleinster Wert der Maske in mittleres Pixel) gefolgt von Dilatation wird "**Opening**" genannt:

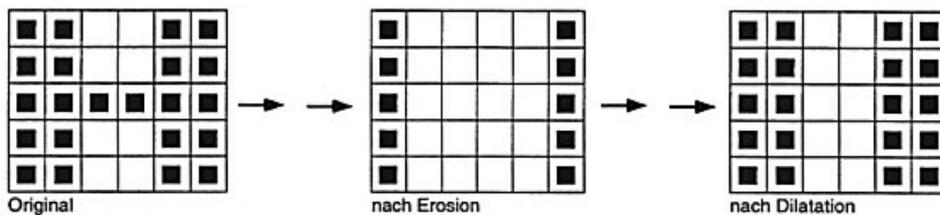
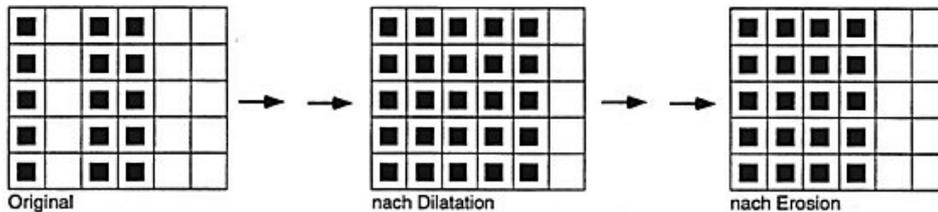


Abb.28: Opening-Operator



Eine Dilatation gefolgt von einer Erosion wird "Closing" genannt:

Abb.29: Closing-Operator

- **Restauration**

"Wiener-Filter" (Siehe Skript Seite 85)

- **Bewegungs- und Verschiebungsanalyse**

**Kreuzkorrelation** (äußeres Integral von  $x_a$  bis  $x_b$ ; inneres von  $y_a$  bis  $y_b$ )

Um auch die absolute Ähnlichkeit der Muster in den Bildern  $f_1$  und  $f_2$  beurteilen zu können, bestimmt man die normierten Kreuzkorrelationskoeffizienten:

Die Kreuzkorrelation kann vorteilhaft mit der FFT durchgeführt werden. Rotationen von Mustern können allerdings so nicht erfaßt werden.

Anwendungen der Bewegungsanalyse in der Medizin:

- Digitale Subtraktionsangiographie (zur Eliminierung von Bewegungsartefakten)
- Strahlentherapie (Hat sich Patient bzgl. Letzter Aufnahme (z.B. voriger Tag) bewegt?)
- Bewegung der Herzwand (Ventrikulogramme)
- Überlagerung von MR- und CT-Bildern.

- **Segmentierung**

Die einfachste Methode zur Segmentierung ist das "**Schwellwert-Verfahren**"

Ein besonder wichtiges Verfahren ist das **Regionen-Wachstumverfahren** ("region-growing")

Die Bilder müssen vor der Segmentierung oft durch einen Gaußfilter geglättet werden.

Ein weitere Ansatz ist der **Wasserscheiden-Algorithmus** ("watershed algorithm"). Er hat das Problem, daß oft zuviele Gebiete als "verschieden" segmentiert werden, die eigentlich zusammen gehören.

Ein weiteres Segmentierungsverfahren sind die "**aktiven Konturen**". Bei 2D-Bildern spricht man auch von "snakes". Bei 3D-Bildern von Gummiballons ("Ballon"). So können besonders zusammenhängende Gebiete gut segmentiert werden, auch wenn im Original-Datensatz kurze Abschnitte der Berandung nicht gut zu erkennen sind.

- **Klassifizierung**

Klassifizierung bedeutet, daß bei Segmentierung **gefundene Gebiete** einem bestimmten **Gewebetyp** (z.B.

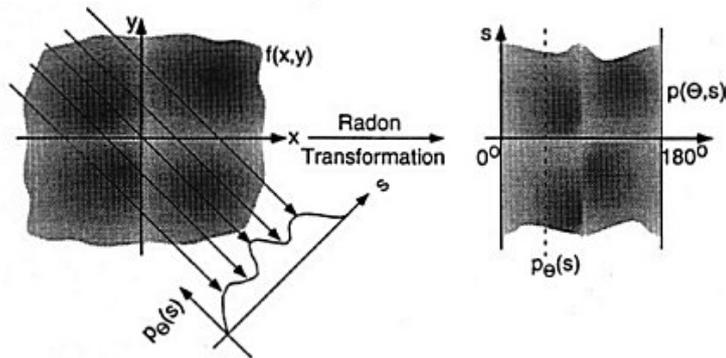
Muskel, Fett, Lunge) **zugeordnet** werden. Zunächst werden "**Merkmale**" extrahiert. Mögliche Merkmale sind: mittlerer Grauwert, Schwankungsbreite, Zahl der unterscheidbaren Häufigkeits-Maxima u.v.a. Ein weiterer Ausgangspunkt kann die **Textur** sein. Schwerpunkt, Trägheitsmoment (bei Auffüllen der Gebiete mit gleicher Masse) können auch wichtige Merkmale sein.

## 4 Computer Tomographie

- **Radon-Transformation**

Radon-Transformation: Man beschreibt eine beliebige integrierbare Funktion  $f(x,y)$  durch alle geraden Linienintegrale über das Definitionsgebiet. Einige dieser Integrale sind identisch. Ordnungsschema ( $\Theta$  Winkel

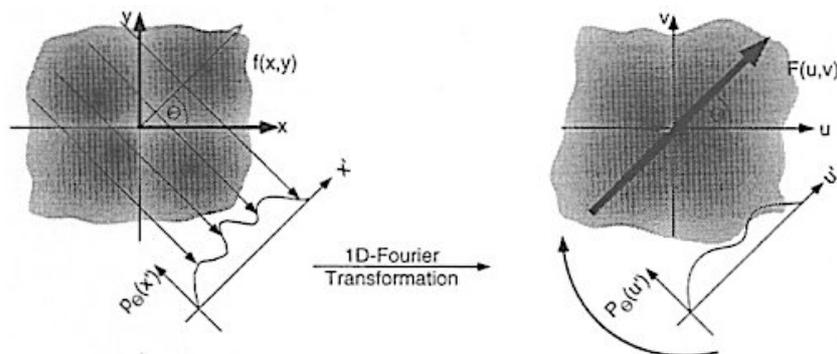
zwischen Integrationslinie und Normalen durch Null) Alle Winkel  $\Theta$  von  $0^\circ$  bis  $180^\circ$  und  $s$  (Abstand zum Nullpunkt) von  $s_{\min} < s < s_{\max}$  werden gewählt.



**Abb.30: Radon-Transformation**

Eine Linie in der Radontransformierten mit  $\Theta = \text{const}$  nennt man Projektion  $p_\Theta(s)$ .

- **Das Fourier-Scheiben-Theorem**



**Abb.31: Das Fourier-Scheiben-Theorem für beliebige Winkel  $\Theta$**

Das Fourier-Scheiben-Theorem:  
 Sei eine Funktion  $f(x,y)$  gegeben und  $F(u,v)$  deren 2D-Fouriertransformierte:  
 $f(x,y) \xrightarrow{2D\text{-FTF}} F(u,v)$ .  
 Sei weiter  $p_\Theta(s)$  eine Projektion von  $f(x,y)$  und  $P_\Theta(w)$  deren 1D-Fouriertransformierte:  
 $p_\Theta(s) \xrightarrow{1D\text{-FTP}} P_\Theta(w)$ .  
 Dann beschreibt  $P_\Theta(w)$  die Werte von  $F(u,v)$  auf einem Radialstrahl zum Winkel  $\Theta$ .

Damit ergibt sich die Möglichkeit von der Radontransformierten einer Funktion zurück zur Funktion zu kommen.

- **Radon-Transformation und Computer-Tomographie**

Bei der CT wird die Funktion  $\mu(x,y)$  gesucht ("Röntgenschwächungskoeffizient als Funktion des Ortes in einer Körperscheibe")

- **Fourier-Rekonstruktion**

Fourier-Rekonstruktion:

1. Möglichst viele Projektionen mit möglichst großer Zahl von Meßpunkten aufnehmen
2. Projektionen 1D-fouriertransformieren
3. Transformierte Projektionen werden in Matrix  $F(u,v)$  eingetragen (Hierbei muß interpoliert werden) (Matrix besteht aus Komplexen Zahlen)
4. Falls gewünscht oder nötig: Filterfunktionen
5. Inverse 2D-Fouriertransformation liefert ein Bild.

- **CT-Scanner der 1.,2.,3. Und 4. Generation**

1. Generation: Röhre mit einem Detektor (1 Strahl)
2. Generation: Röhre mit Detektor-Array (mehrere Strahlen) (Öffnungswinkel  $40^\circ$ – $60^\circ$ , Array 500–800 Detektoren. Pro Sekunde 1000 Projektionen)
3. Generation:

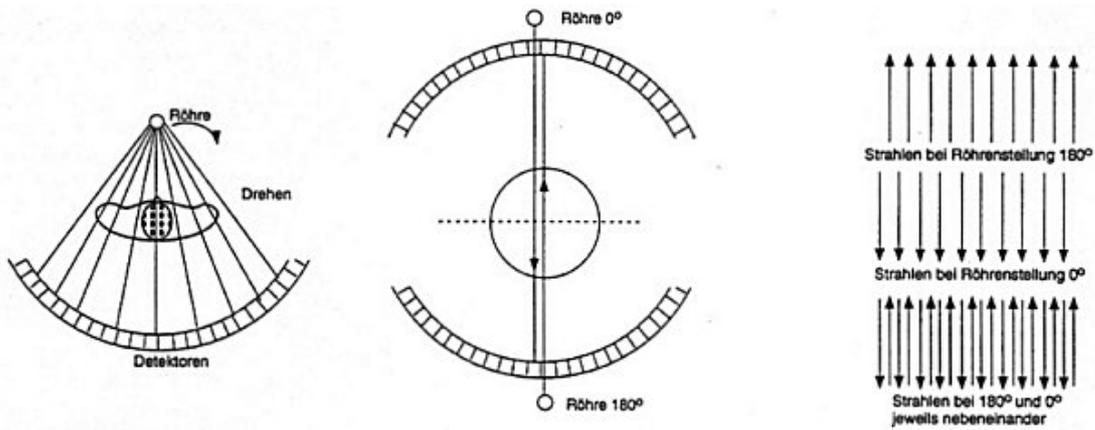


Abb.32: Prinzipieller Aufbau eines CT-Scanners der 3. Generation

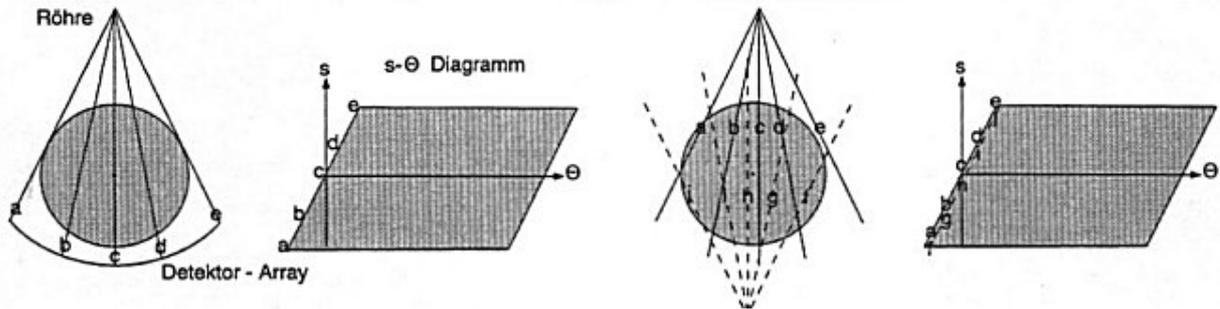


Abb.33: Datengewinnung im Radon-Raum beim CT-Scanner der 3. Generation

4. Generation: Detektorring (geschlossen, bis zu 5000 Detektoren) Röhre im Ring, drehbar.  
**Scanogramm:** Feste Röhre, Tisch bewegt sich (Also eine Art Flachbettscanner mit fester Fotoeinheit)

- Röntgendetektoren in der CT

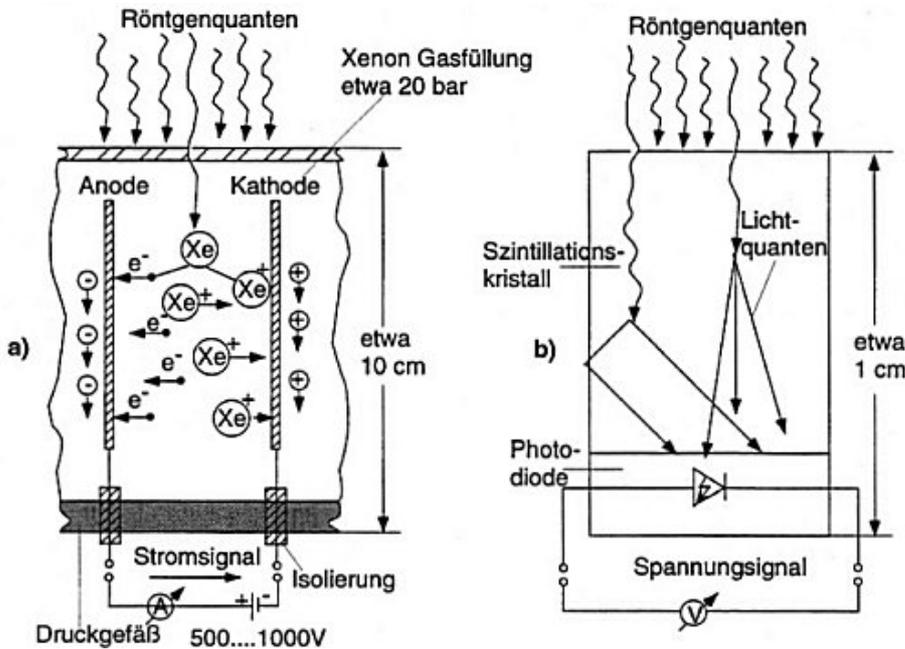
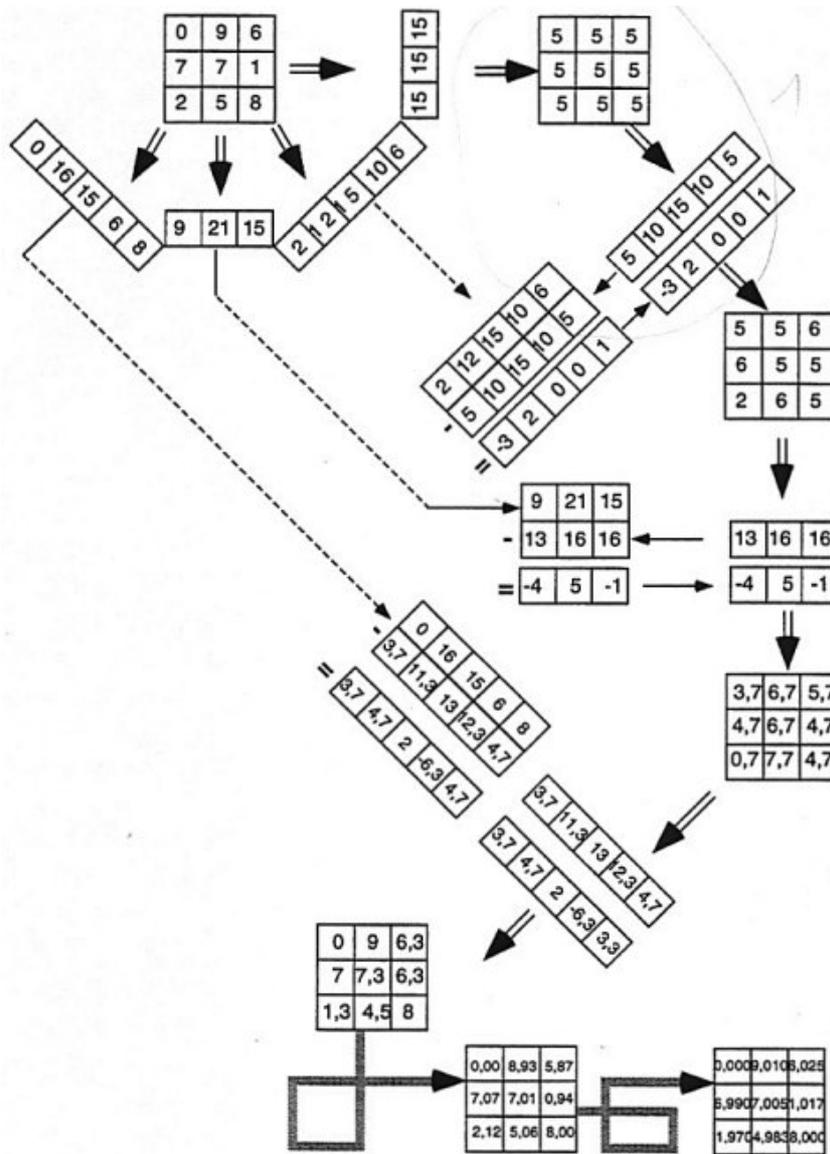


Abb.34: Schematischer Aufbau von Xenon-Hochdruckionisationskammer (a) und Szintillationskristall mit Photodiode (b)

Bei der Ionisationskammer erreicht die DQE Werte bis zu 60%. Die Abklingzeit beträgt ca. 1µsec. Bei dem Szintillations-Detektor liegt die Abklingdauer der Lumineszenz unter 1µsec, so daß auch hier sehr hohe Abtastraten möglich sind.

- Iterative CT-Rekonstruktion



Zeilenweise Durchnummerierung des ganzen Bildes (Ohne Rücksetzen am Anfang einer neuen Zeile)

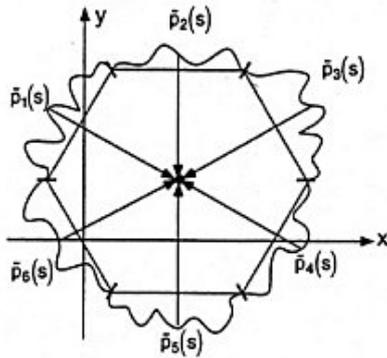
**Abb.35: Iterative Lösungsmethode in der CT**

Das Verfahren konvergiert immer.

- **CT-Rekonstruktion mit der gefilterten Rückprojektion**

Die am häufigsten eingesetzte Methode zur Rekonstruktion der Bilder aus den Meßdaten in der CT ist die gefilterte Rückprojektion.

- **Rückprojektion**



Filter  $|w| \cdot (h(s))$

Abb.36: Aufsummieren über alle gefilterte Projektionen

Abb.37: Prinzip der Rückprojektion

Man kann eine Projektion vollständig bearbeiten, indem man einen Kamm unter dem Winkel  $\Theta$  über die Bildmatrix zieht und immer, wenn die gefilterte Projektion dabei auf ein Pixel trifft den Wert  $p\text{-schlange}_\Theta(s)$  zur Bildmatrix addiert.

• Vergleich zwischen gefilterter und ungefilterter Rückprojektion

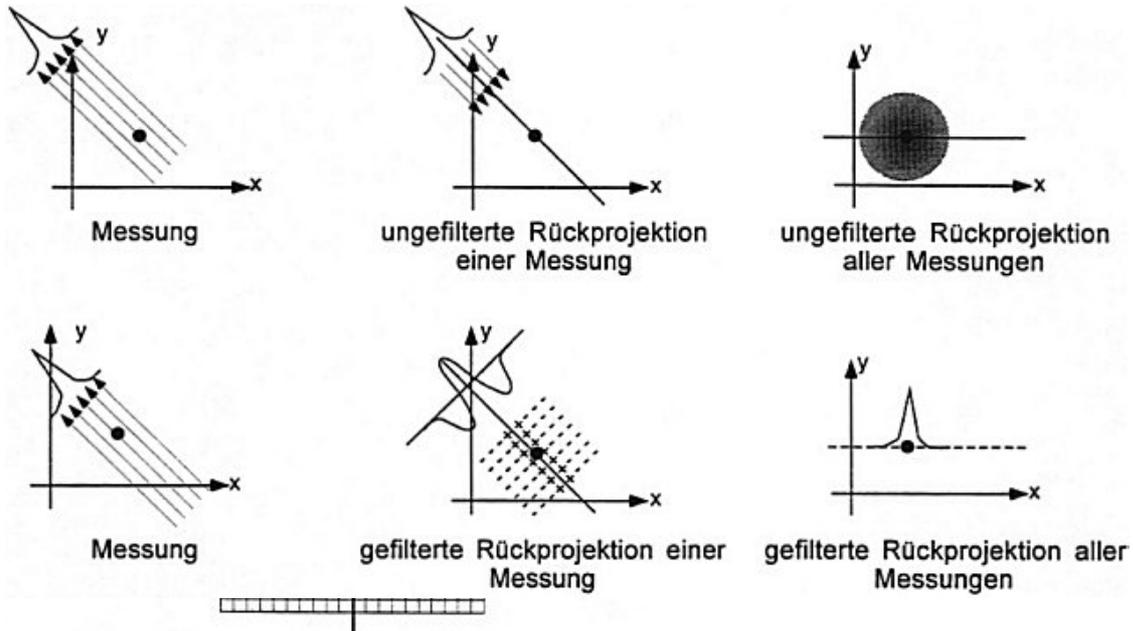


Abb.38: Ungefilterte und gefilterte Rückprojektion

Zuviel addierte Werte werden durch den Filter wieder abgezogen. (Bei der Rückprojektion wird auch interpoliert).

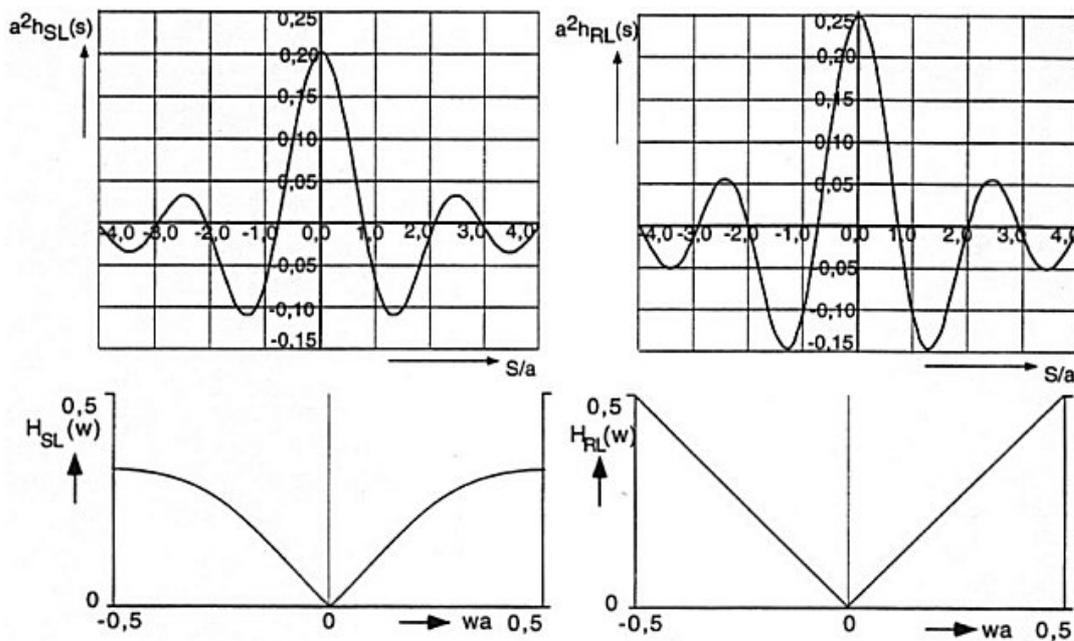
• Begrenzung des Filters

$w_{\max} = 1/(2\Delta s)$  mit:  $\Delta s = \text{Detektor-Abstand}$

$p_\Theta(s)$  muß zu hohen Raumfrequenzen begrenzt werden.

Zwei Funktionen  $H(w)$  werden besonders oft verwendet:

1. Kern von Shepp und Logan



2. Kern von Ramachandran und Lakshminarayanan

**Abb.39: Filterfunktion nach Shepp und Logan (links) und Ramachandran und Lakshminarayanan (rechts). Hier wurde der Detektor-Abstand  $\Delta s$  mit  $a$  bezeichnet,  $\text{rect}(x) = 1$  für  $|x| \leq 1$  und  $\text{rect}(x) = 0$  für  $|x| > 1$**

Bei der Funktion  $H(w)$  nach Ramachandran und Lakshminarayanan wird die Funktion  $|w|$  einfach oberhalb von  $w_{\max}$  auf Null gesetzt.

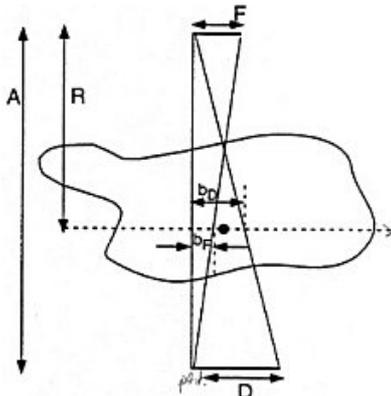
Bei der Filterfunktion  $H(w)$  nach Shepp und Logan werden auch schon Raumfrequenzen unterhalb von  $w_{\max}$  etwas gedämpft. Hierdurch wird die räumliche Auflösung etwas schlechter, aber das hochfrequente Rauschen wird stärker gedämpft

- **Gleichungen für die digitale gefilterte Rückprojektion**

Wichtiger Vorteil: Während die zweite Projektion schon gemessen wird, kann die erste schon vollständig im Computer bearbeitet werden. Bei der dritten Messung kann dann der Speicherbereich für die erste Projektion schon überschrieben werden.

- **Die MTF bei der CT**

$$\text{MTF}_{\text{CT}} = \text{MTF}_{\text{Strahl}} * \text{MTF}_{\text{Algo}}$$



- $A$  = Abstand Röhre/Detektor,
- $R$  = Abstand Röhre/Rotationszentrum,
- $F$  = Fokusgröße in der Röhre,
- $D$  = Detektorgröße,
- $b_F = F \cdot \frac{A-R}{A}$  effektive Fokusgröße im Zentrum,
- $b_D = D \cdot \frac{R}{A}$  effektive Detektorgröße im Zentrum.

**Abb.40: Verlauf der Röntgenstrahlen im CT-Scanner und Definition geometrischer Größen**

Mit:

- $\Delta s$  = Detektorabstand
- $H(w)$  = Filterfunktion für die gefilterte Rückprojektion

$$b_F = D \cdot (R/A) \quad (D = \text{Detektorbreite}, R = \text{Abstand Röhre - Patient}, A = \text{Abstand Röhre - Detektor})$$

$$b_D = F \cdot ((A-R) / A) \quad (F = \text{Fokusbreite})$$

Faltungskern von Shepp und Logan ist in seinen Eigenschaften der Interpolation angepaßt.

- **Rauschen bei der CT**

Der Faltungskern von Shepp und Logan führt zu einem kleineren Pixelrauschen als der Kern von Ramachandran und Lakshminarayanan. In gleichem Maße wird aber auch die MTF schlechter.

- **Das Problem mit dem Abtasttheorem**

Das Abtasttheorem fordert: Der Abstand zweier Meßpunkte sollte nur halb so groß sein wie die Detektorbreite.

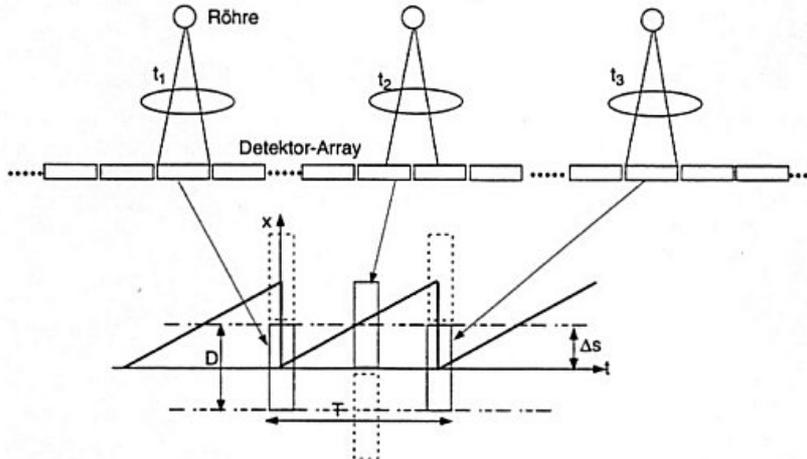
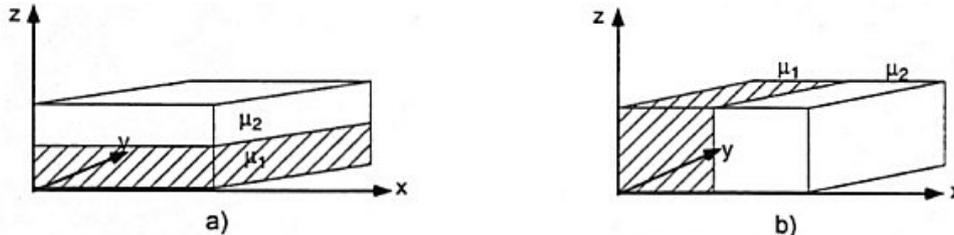


Abb.41: Abtastung  $\Delta s$  mit halber Detektorbreite

- **CT Artefakte**



- **Teilvolumenartefakte**

Abb.42: Gebiete innerhalb eines Pixels mit stark unterschiedlichen Röntgenschwächungskoeffizienten  $\mu$

Bei (a) gilt im Allgemeinen nicht, daß  $\ln(J_0/J) = \mu$ -quer

Bei (b) gilt schlimmer noch, daß die Werte von  $\ln(J_0/J)$  aus verschiedenen Projektionsrichtungen nicht übereinstimmen. Es entstehen **Streifen**. Diese Artefakte lassen sich nur durch dünnere Schichten bzw. eine feinere Abtastung  $\Delta s$  vermeiden

- **Artefakte durch die Strahlaufhärtung**

Während des Weges der Röntgenstrahlung durch den Körper wird der "weiche" niederenergetische Teil des Spektrums relativ stark absorbiert und der "harte" hochenergetische Teil bleibt übrig. ("Strahlaufhärtung")

Auch hier gilt nicht, daß  $\ln(J_0/J) = \mu$ -quer

**Abhilfe** schafft nur die Verwendung höherenergetischer Strahlung. Den niederenergetischen Teil sollte man z.B. durch Kupfer-Vorfilter abschneiden.

- **Artefakte durch Streustrahlung**

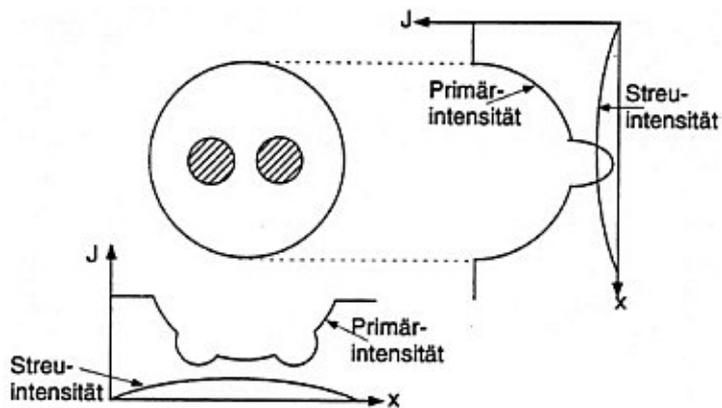


Abb.43: Streustrahlungs-Problem

**Abhilfe** schaffen **Raster**, die vor den Detektoren angebracht werden und nur kleine Raumwinkel von der Röhre hindurchlassen.

- **Bewegungsartefakte**  
Offensichtlich klar

- **Die Hounsfield-Skala**

Umrechnung von CT-Daten:

$$\text{CT-Zahl} = ((\mu - \mu_{\text{Wasser}}) / \mu_{\text{Wasser}}) * 1000[\text{HU}] \quad (\text{Hounsfield-Units})$$

Die Skala geht von -1000 HU (Luft) bis +3000 HU (Knochen)

- **Spiral-CT**

Zur Erzeugung **dreidimensionaler CT-Bilder**

- **Elektronenstrahl-CT**

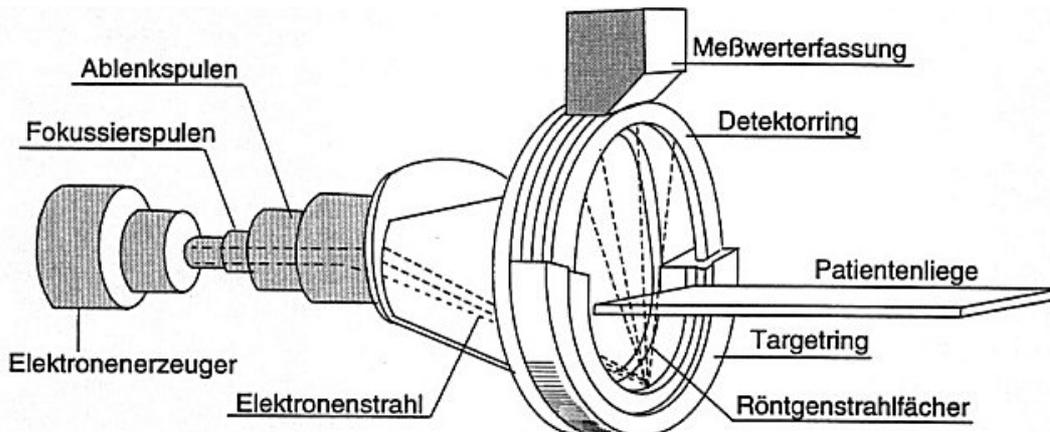


Abb.44: Elektronenstrahl-CT (Electron Beam Tomography EBT)

Sehr **kurze Belichtungszeiten** möglich. Je kürzer die Belichtungszeit, desto größer das Rauschen. Bilder mit guter Qualität können mit ca. 100ms aufgenommen werden.

- **Anwendungen der CT**

Trauma: Unfalldiagnostik im gesamten Körper

Kopf-Hals: z.B. Akuter Kopfschmerz mit Meningismus

HNO: z.B. Kraniofaciales Skelett und Nasennebenhöhlen

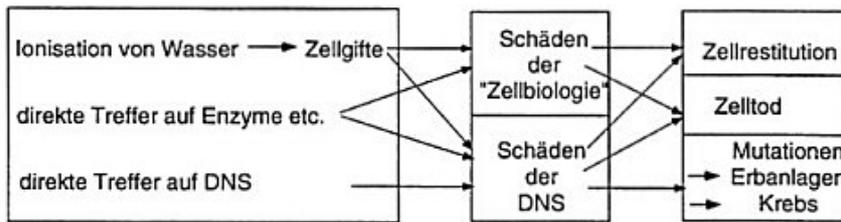
Augenheilkunde: Intra-Okulärer Fremdkörper

Thoraxorgane: z.B. Lungenstruktur

Bewegungsapparat: z.B. Biopsie

Die Operationsplanung in der Endoprothetik ("künstliche Hüfte") basiert heute auf 3D-CT-Datensätzen.

## 5 Biologische Wirkung ionisierender Strahlung



- **Wirkung ionisierender Strahlung auf Zellen**

**Abb.45: Wirkung ionisierender Strahlen auf Zellen**

Es gibt **stochastische** und **nicht-stochastische** Schäden. Schäden der Zellbiologie sind nicht-stochastisch. Bei stochastischen Schäden kann kein Schwellwert angegeben werden.

- **Grundgrößen und Einheiten der Dosimetrie**

**Energiedosis: D:** Absorbierte Energie / Masse [Gray: Gy 1Gy = 1J / kg]

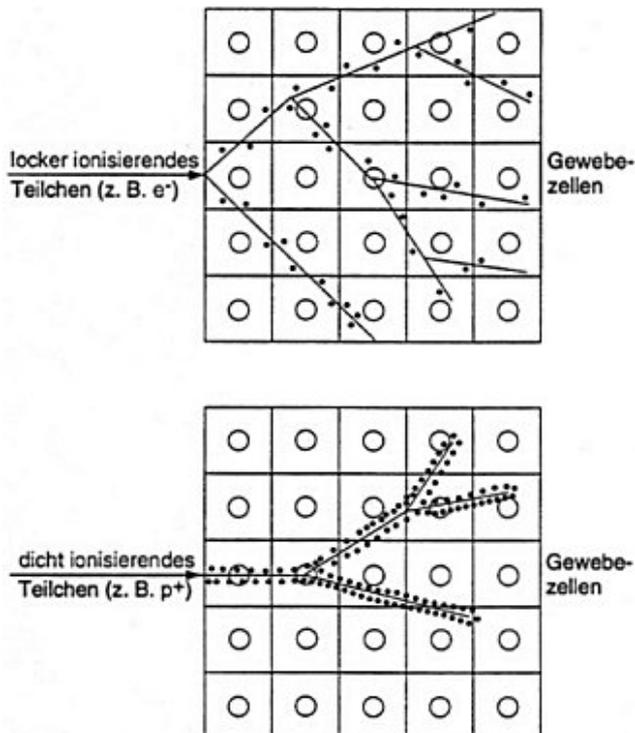
**Energiedosisleistung: D°:** Energiedosis / Zeit [Gy/sec, oder Gy/min ...]

**Ionendosis J:** gebildete Ladungsmenge / Masse [C/kg = As/kg]

**Ionendosisleistung: J°** [A/kg]

**Äquivalentdosis H:**  $H = q \cdot D$ ; q = strahlenabhängiger Bewertungsfaktor (Bei Alphastrahlung 20, Neutronenstrahlung 10, sonst 1) [Sv (Sievert) 1Sv = 1J / kg]

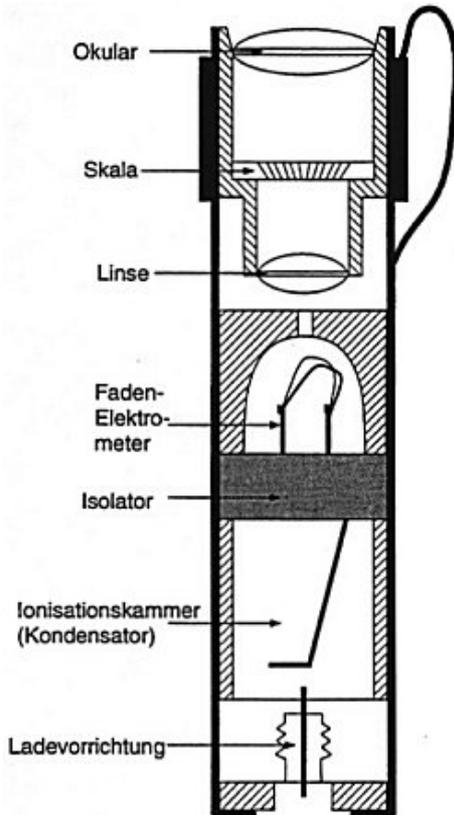
**Äquivalentdosisleistung: H°** [Sv/sec ..]



**Abb.46: Mikroskopische Verteilung der deponierten Energie für verschiedene Strahlenarten**

Kerma: **K**inetic energy released in **m**atter [Gray]

- **Dosimeter**



**Abb.47: Stabdosisimeter**

Aufladung per Hochspannung. Ionisierende Quanten entladen die Kammer. Faden zeigt durch Neigung das restliche Potential an.

Fimlplaketten messen die Dosis durch die Schwärzung eines Films. Durch Anordnung von Metallfiltern kann man Energie und Richtung der Strahlung feststellen.

- **Typische Dosis in der Röntgendiagnostik**

Min.: Thoraxaufnahme (1mGy)

Max.: Koronarangiographie (ca. 410mGy)

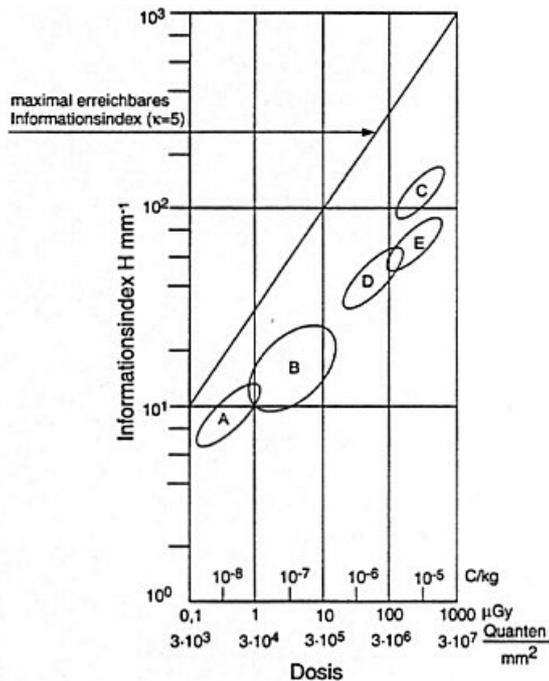
- **Äquivalentdosisleistungskonstante**

Einflußgrößen: Gewebetyp, Spektrum der Röntgenröhre (darin: Anodenspannung, Filtertyp)

- **Dosis, Kontrast und Detaillerkennbarkeit**

Kontrast:  $K^* = \Delta N/N$

Faktor für gute Unterscheidbarkeit:  $k = 5$



A = Röntgenbildverstärker,  
 B = Verstärkerfolien-Kombination,  
 C = einfacher Röntgenfilm,  
 D = Xerographie,  
 E = Computertomographie.

Abb.48: Informationsgehalt als Funktion der Quantenzahl/mm<sup>2</sup>. Umrechnung in C/kg bzw. μGy gilt für 80kV Anodenspannung und Körpergewebe.

## 6 Bildgebende Verfahren in der nuklearmedizinischen Diagnostik

### • Kernphysikalische Grundlagen

- Isotope eines Elements

Mit: A = Massenzahl = Zahl der Nukleonen im Kern

X = Symbol des chemischen Elementes

Z = Ordnungszahl = Zahl der Protonen im Kern

### • Ionisierende Strahlung

γ – Gammastrahlung      Photonen  
 β<sup>-</sup>, e<sup>-</sup> – Betastrahlung    Elektronen  
 β<sup>+</sup>, e<sup>+</sup>                      Positronen  
 p                                Protonen  
 n                                Neutronen  
 α – Alphatrahlung        Heliumkerne (2 Protonen + 2 Neutronen)

### • Radioaktiver Zerfall und Zerfallsgesetz

Zerfallsgesetz:  $N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$

Mit: N(t) = Zahl der Nuklide zur Zeit t

N<sub>0</sub> = Zahl der Nuklide zur Zeit t = 0

λ = Zerfallskonstante

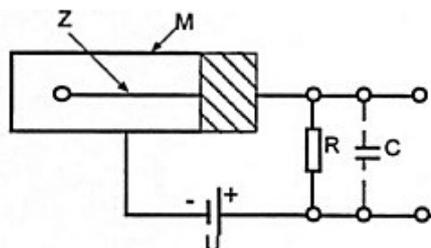
Halbwertszeit:  $T_{1/2} = \ln 2 / \lambda$

### • Aktivität

Aktivität = Zahl der Zerfälle pro Zeit (= Zahl der Zerfälle / Sekunde) [Becquerel = Bq]

In der nuklearmedizinischen Diagnostik werden radioaktive Substanzen in den Körper eingebracht. Wichtige Angabe: Welche Aktivität wurde in den Körper gebracht. Typisch sind Werte zwischen 100MBq und 1000MBq

- **Herstellung von Radionukliden**
  - **Kernreaktionen zur Herstellung von Radionukliden**  
**Kernspaltung** und **Neutronenbeschuß** im Kernreaktor. **Beschluß mit geladenen Teilchen** geschieht in einem Zyklotron. "Baby Zyklon" benötigen nur einen Raum von 30m<sup>2</sup> und können in jeder Klinik installiert werden.
  - **Radionuklide für die nuklearmedizinische Diagnostik**  
z.B. <sup>11</sup>C, <sup>99m</sup>Tc (m = metastabil) (TC = Technetium)
  - **Der Radionuklidgenerator**  
Mit einem Radionuklidgenerator kann in einer Klinik ein radioaktives Isotop "praktikabel" gewonnen werden. (Gewinnung von <sup>99</sup>Tc<sup>m</sup> und Molybdän <sup>99</sup>Mo).  
Technetium ist ein Gammastrahler.  
Der Generator kann täglich "gemelkt" werden. Erst nach ca. 1 Woche ist der Generator verbraucht und muß ausgetauscht werden.
- **Problemstellung in der nuklearmedizinischen Diagnostik**  
Bei der nuklearmedizinischen Diagnostik ist wichtig: Wo ist wann wieviel Aktivität im Körper?  
Das applizierte Isotop wird in der nuklearmedizinischen Diagnostik immer an ein Atom bzw. Molekül angeheftet, welches bei den funktionellen Abläufen im Körper eine wichtige Rolle spielt. Das radioaktive Teilchen wird dann entweder nur "mitgespült", diffundiert in Organe (Perfusion) oder nimmt am Stoffwechsel teil. Tracer können verfolgt werden. Abweichungen von der normalen Verteilung liefern wichtige Aussagen zur Funktion eines Organs. Ziel ist es, Abläufe im Körper sichtbar zu machen.
- **Nuklearmedizinische Meßtechnik**

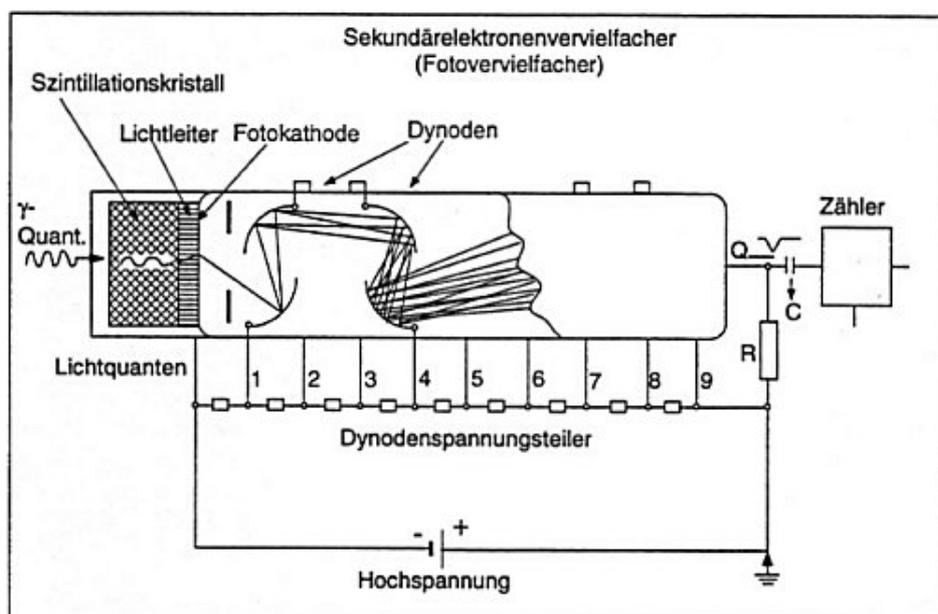


Z = Zählrohr (Anode),  
M = Zählrohrmantel (Kathode),  
R = Arbeitswiderstand,  
C = Zählrohrkapazität,  
U = Zählrohrspannung.

- **Detektoren für  $\gamma$ -Quanten**

Abb.49: Zählrohr Prinzipschaltbild

Zählrohr auf hohem positiven Potential relativ zum Gehäuse. Abhängig von der Spannung: **Rekombinationsphase, Proportionalbereich, Zone beschränkter Proportionalität** und **Geiger-Müller-Bereich** (800–1000 V) Im GM-Bereich hängt die abfließende Ladung nicht mehr von der durch das Gamma-Quant erzeugten Ladung ab. (deshalb nur *Zählung* möglich)



**Abb.50: Szintillationszähler**

Gamma-Quant wird im Szintillationskristall, welcher Photonen erzeugt Diese gehen in einen Photomultiplier (Auf der ersten Dynode werden durch den Photoeffekt Elektronen ausgelöst). Zwei Szintillationsmaterialien: NaI(Tl) [höhere Lichtausbeute, kürzere Abklingdauer] und BGO-Kristalle [bis zu 90% Absorption der einfallenden Gamma-Quanten.] Je kürzer die Abklingdauer desto höher die Zählrate.

- **Kollimatoren**

Wie schon erwähnt.

Punktbildfunktion:  $R = (D / L) * (Z + (L / 2))$

Mit: D = Durchmesser des Kollimators,

L = Länge des Kollimators,

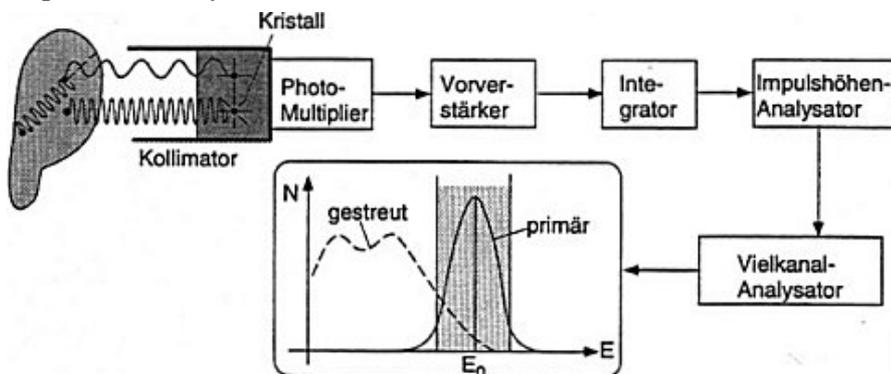
Z = Entfernung vom Kollimator zum Gamma-Strahler

Punktbildfunktion ist schmal, wenn D/L klein ist und Abstand zum untersuchten Organ Z klein ist.

Typische Kenngrößen: LEAP (Low Energy All Purpose), HRES, UHRES, HSENS

Punktbildfunktionen kann mit fokussierenden Kollimatoren optimiert werden.

- **Der Impulshöhenanalysator**



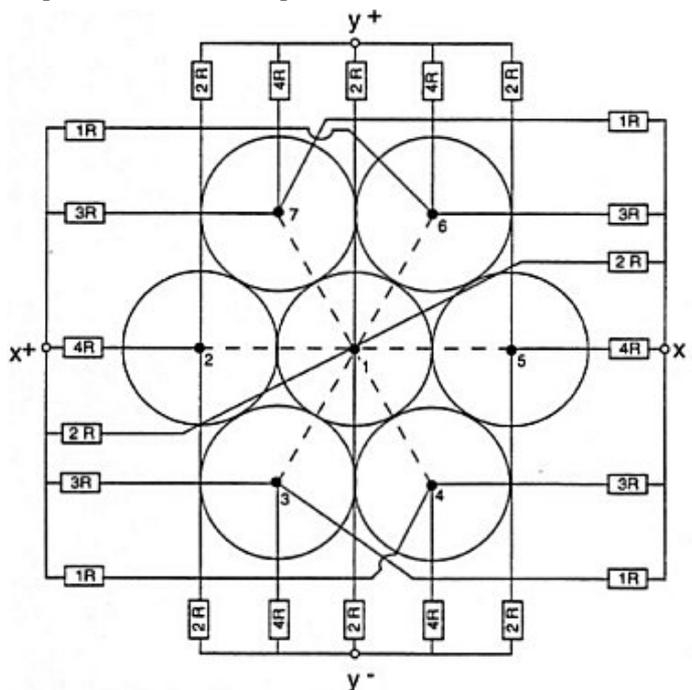
**Abb.51: Szintillationsdetektor mit Impulshöhenanalysator**

Filtert gestreute Quanten raus.

Schwierigkeit dabei: Die untere Schwelle "genau richtig" einzustellen.

- **Gamma-Kamera**

Am Beispiel von 7 Photomultipliern:



**Abb.52: Ortsbestimmung bei der Gamma-Kamera**

Die Widerstände entsprechen genau den Koordinaten der Photomultiplier.

Der Schwerpunkt der Photomultiplier-Signale bestimmt den Ort, an dem das Gamma-Quant absorbiert wurde.

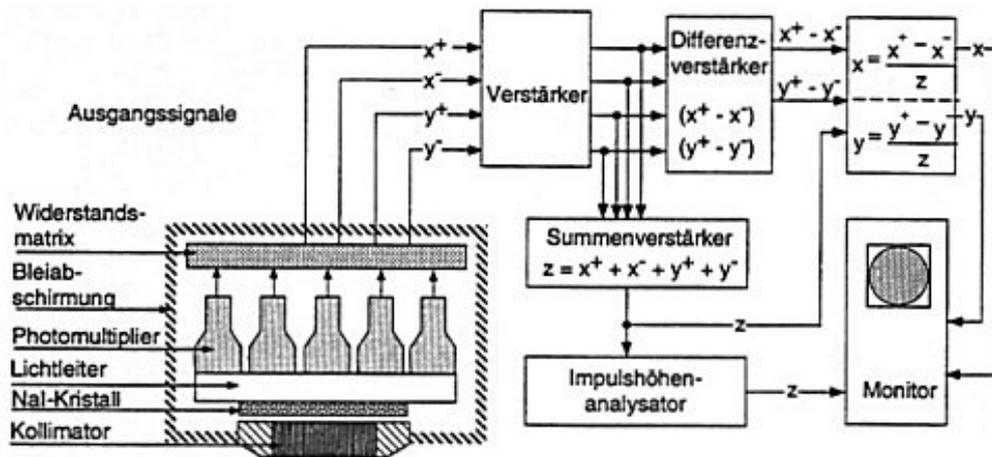


Abb.53: Gamma-Kamera (Anger-Kamera)

$$x = \frac{k(x^+ - x^-)}{z}$$

$$y = \frac{k(y^+ - y^-)}{z}$$

$$z = x^+ + x^- + y^+ + y^-$$

Bestimmung der Koordinaten mit:

Heute eingesetzte Gamma-kameras haben 37 bis 100 Photomultiplier. Der Impulshöhenanalysator zuverlässig die Signale zweier gamma-Quanten trennen kann.

- **Planare Szintigraphie**

- **Technik der planaren Szintigraphie**

Integral der Aktivität in einer Säule durch den Patienten  
(Block mit (vom Patienten weg) Kollimator, Kristall und Photomultipliern)

- **Anwendungen der planaren Szintigraphie**

Herz: Schlagvolumen (ejection fraction)  
 Schilddrüse: Überfunktion  
 Lunge: Belüftung  
 Niere: Durchblutung  
 Knochen: Tumor

Am häufigsten werden  $^{99}\text{Tc}$ -Präparate eingesetzt. Sie werden nur mitgespült und nehmen nicht am Stoffwechsel teil.

Ejection fraction:  $\text{LVEF} = (\text{EDV} - \text{ESV}) / \text{EDV}$

- **Single Photon Emission Comuter Tomography SPECT**

- **SPECT Methode und Systeme**

Bei der SPECT wird das Linienintegral über die Aktivitätsdichte gemessen:

Detektor: Gamma-Kamera

Typische Bildmatrix: 128x128 Pixel; Auflösung typisch bei 10mm bis 15mm. Häufigste verwendete Rekonstruktionsverfahren ist die gefilterte Rückprojektion. Bessere Bilder kann man mit dem iterativen Rekonstruktionsverfahren erreichen.

Durch schlechte Ortsauflösung der Gamma-Kamera ist die Zahl der Meßpunkte pro Projektion und die Zahl der Projektionen deutlich kleiner als bei der Röntgen-CT.

SPECT-Systeme:

Ein Meßkopf – kreisförmiger Orbit  
 Ein Meßkopf – elliptischer Orbit (bessere Ortsauflösung)  
 Zwei Meßköpfe – kreisförmiger Orbit ("poor-mans's" PET (durch Koinzidenzschaltung))  
 Drei Meßköpfe – kreisförmiger Orbit.

- **Abbildungsfehler und Absorptionsfehler**

- Kollimatoren messen nicht echte Linienintegrale der Aktivität
  - **Gamma-Quanten können auf ihrem Weg zum Detektor absorbiert werden**
  - Trotz Impulshöhenanalysator können gestreute Quanten die Meßsignale verfälschen
- Absorptionkorrektur einmal mit Transmissionsmessung und bestimmung des Faktors, oder über Schwächungskoeffizienten (aufwendiger).

- **Anwendungen der SPECT**

SPECT wird immer dann der planaren Szintigraphie vorgezogen, wenn eine echte 3D-Aktivitätsverteilung für die Diagnose nötig ist.

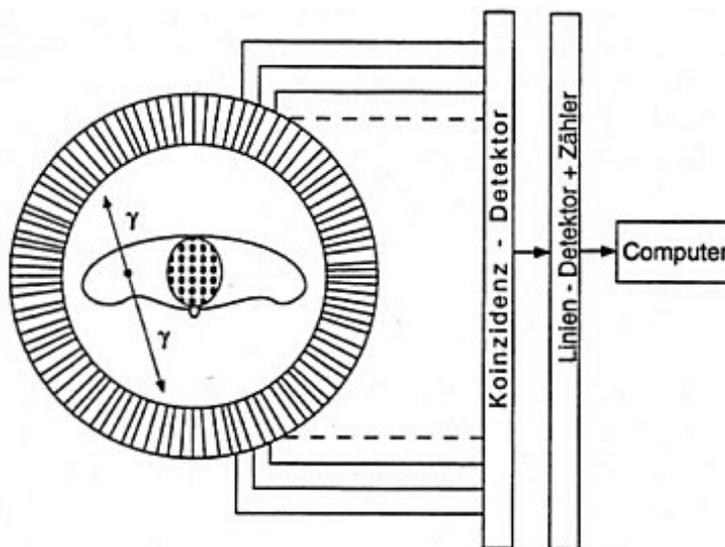
Besonders wichtiges Einsatzgebiet (setzt Schnittbildverfahren voraus): Vitalitätsdiagnostik des Herzmuskels

- **Positron Emission Tomographie PET**

- **PET-Methode**

Moleküle werden mit Positronenstrahler (z.B.:  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ) markiert. Diese Positronen stoßen mit einem Elektron zusammen und erzeugen (orthogonal zur Zusammenstoßrichtung) zwei Gamma-Quanten (die mit  $180^\circ \pm 0.3^\circ$  auseinanderfliegen. (**Annihilation**)).

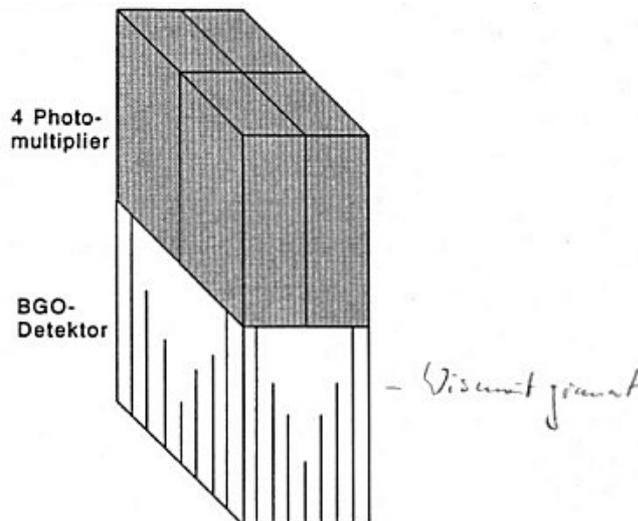
Koinzidenzdetektion. (Zeitfenster 10ns – 20ns)



**Abb.54: PET-System**

- **PET-Detektoren**

Nachweis mit Szintillatoren und Photomultipliern. Da Energie der Quanten mit 511keV hoch ist, muß Kristall dicht sein, wegen guter DQE. Wismutgranat (BGO) hat sich durchgesetzt (Zeitauflösung 10ns). LSO soll besser sein. Kompromiss: 4x8Kristalle auf 4x4 Photomultiplier.



**Abb.55: PET-Detektorblock**

Für 3D-Aufnahmen 4 bzw. 8 Detektorringe. Zwischen den Ringen Lamellen aus Wolfram (Septen)  
 Bei PET-Scannern keine Kollimatoren nötig, wegen Koinzidenzschaltung. Daher kann von der applizierten Aktivität ein viel größerer Prozentsatz nachgewiesen werden als bei SPECT.

- **Herstellung der Isotope**

Üblich mit Zyklotrons.

- **Auflösung**

Räumliche Auflösung wird bestimmt durch:

- Mittlere freie Weglänge der positronen (max. 8mm)
  - Halbwertsbreite der Winkelverteilung um  $180^\circ$  (typisch  $0,3^\circ$ )
  - Genauigkeit, mit der ein Gamma-Quant im Detektorring lokalisiert werden kann
- Physikalisch erreichbare Auflösung von 2–3mm, technisch heute: 5mm.

- **Bildrekonstruktion**

Anders als bei Röntgen-CT und SPECT bestimmt nicht die Maschine, welche Projektion gerade gemessen wird. Jedes gemessene Ereignis kann nachträglich einer Projektion zugeordnet werden.

- **Abbildungsfehler und Absorptionskorrektur**

Zu Abbildungsfehler führen:

- Linienintegrale, die nicht durch's Zentrum der Röhre gehen werden breiter
- Gamma-Quanten können absorbiert werden
- Zufällige Koinzidenzen
- Nachweis gestreuter Quanten

**Absorptionskorrektur** wie bei SPECT aber viel exakter.

- **Anwendungen der PET**

Onkologie (Krebsforschung): z.B. Tumorwachstumsrate, Metastasierung

Neurologie: z.B. Epilepsiediagnostik

Kardiologie: z.B. Infarkt Diagnostik (Vitalitätsstudien)

Pharmaforschung: z.B. Aufklärung der Wirkungsweise von Medikamenten

**PET** ist ein wichtiges Instrument zur Erforschung funktioneller Prozesse im Körper. (z.B. **Stoffwechseluntersuchungen**)

<b>1 RÖNTGENTECHNIK.....</b>	<b>2</b>
1.1 GRUNDLAGEN ZUR ERZEUGUNG VON RÖNTGENSTRAHLUNG.....	2
1.2 GRUNDLAGEN ZUR SCHWÄCHUNG VON RÖNTGENSTRAHLUNG.....	5
1.3 TECHNIK ZUR ERZEUGUNG VON RÖNTGENSTRAHLUNG.....	6
1.4 TECHNIKEN DER BILDAUFNAHME.....	9
1.5 RÖNTGENBILDVERSTÄRKER.....	15
1.6 MTF.....	15
1.7 RAUSCHEN.....	16
1.8 ANWENDUNGEN DER PROJEKTIONS-RÖNTGENTECHNIK IN DER MEDIZIN.....	17
<b>2 SYSTEMTHEORIE ABBILDENDER SYSTEME.....</b>	<b>18</b>
<b>3 BILDVERARBEITUNG.....</b>	<b>22</b>
<b>4 COMPUTER TOMOGRAPHIE.....</b>	<b>24</b>
<b>5 BIOLOGISCHE WIRKUNG IONISIERENDER STRAHLUNG.....</b>	<b>32</b>
<b>6 BILDGEBENDE VERFAHREN IN DER NUKLEARMEDIZINISCHEN DIAGNOSTIK.....</b>	<b>34</b>