


Universität Rostock  Seit 1829

Bildgebung in der Nuklearmedizin - Gammakamera



03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT

Universität Rostock  Seit 1829

Bildgebung mit der Szintillations- bzw. Gammakamera

- Geschichtliches
- Aufbau und Funktion einer Szintillationskamera (Gammakamera)
- Wie entsteht das Bild (Szintigramm)?
- Typen und Bauarten von Gammakameras
- Kollimatoren
- Einsatzgebiete der Gammakamera
- Qualitätsmerkmale

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 2

Universität Rostock  Seit 1829

Geschichtliche Entwicklung der Bildgebung in der Nuklearmedizin

1911: Wilson erfindet die Nebelkammer
1928: Geiger und Müller veröffentlichen in Kiel „Das Elektronenzählrohr“ – heute Geiger-Müller-Zählrohr
Erste international anerkannten Strahlenschutzregeln
1947: Kristalldetektor mit nachgeschaltetem Photomultiplier

Bildliche Darstellung
1951: Rektilinearer Scanner
1958: Szintillationskamera (Gamma-Kamera) von Anger
- heute: Weiterentwicklungen, digitale Signalverarbeitung usw.

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 3

Universität Rostock

Grundprinzip der Szintillationsmessung

γ-Quanten Sekundär-Elektronen-Vervielfacher (SEV)

Szintillationskristall aus NaJ mit Spuren von Thallium hohe Verstärkung: ca. 1 Mio.-fach Auswertelektronik

Intensität des Lichtblitzes ist proportional zur Energie des Quants
→ Einteilung in Intensitätsbereiche → Energiespektrum

Quanten-Energie
 $E_1 = h \cdot \nu_1$
 $E_1 < E_2$
 $E_2 = h \cdot \nu_2$

NaJ-Kristall SEV U U

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 4

Universität Rostock

x-y-Scanner γ-Kamera

- nur eine Messsonde, die punktförmig die vom Patienten ausgehende Aktivität misst
- zeitaufwendig, da viele Messpunkte anzufahren und zu messen sind
- nur statische planare Bilder möglich
- für Sonderanwendungen geeignet

Einkopfkamera

- Schnell planare Bilder
- auch dynamische Aufnahmen

Mehrkopfkameras

- Tomografische Aufnahmen
- SPECT und PET

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 5

Universität Rostock

verschiedene Methoden zur Bildgebung

A single detector Scanner Gamma camera:

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 6

Universität Rostock

Bildgebende Verfahren: γ -Kamera (planar, SPECT)

Elektronik

Sekundär-Elektronen-Vervielfacher

Szintillationskristall (NaI mit Spuren von Thallium)

Kollimator (Blei)

Strahlenquelle (z.B. Schilddrüse, in der ^{99m}Tc angereichert wurde)

x

y

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 7

Universität Rostock

Gammakamera - Aufbau

Photomultiplier

Szintillationskristall (NaI:Tl)

4 cm

- hohe Effizienz (>85%)
- gute Energieauflösung (<15 keV FWHM)
- hohe Ortsauflösung (<4 mm)
- niedrige Kosten (<€15/cm²)
- "kurze" Totzeit (<2000 μs cm²)

"Image courtesy" J.L. Shao, PhilipsMedical Systems

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 8

Universität Rostock

Gammakamera - Anger-Prinzip

Szintillationslicht

NaI-Kristall (40 cm x 40 cm)

Lichtleiter

Photomultiplier

Signal

Ort, Energie

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 9



Universität Rostock

Gammakamera - Ortsbestimmung

Anger-Prinzip: mit wenigen SEV eine höhere Auflösung erreichen

Szintillationskristall mit 14 SEV

elektronische Signalaufbereitung, Digitalisierung und Auswertung

Speichermatrix mit 8x8=64 Pixel

Universität Rostock

Gammakamera - Ortsbestimmung

Anger-Prinzip: mit wenigen SEV eine höhere Auflösung erreichen

- Lichtblitz verteilt sich auf verschiedene Multiplier
- „Schwerpunkt“ der Multiplier-Signale entspricht Ort (x, y) der γ -Quant-Absorption

$$x = \frac{N_1 x_1^2 - N_2 x_2^2}{N_1 - N_2}$$

$$y = \frac{N_3 y_1^2 - N_4 y_2^2}{N_3 - N_4}$$

$$z = x^2 + x'^2 - y^2 - y'^2$$

- z = Maß für Impulshöhe

Universität Rostock

So entsteht ein Bild der Strahlungsquelle

SEV
NaI-Kristall
Kollimator („die Linse“)
Sekundäre Compton-Quanten mit Energien < 140 keV
Hauptquantenergie: 140 keV
Foto-Effekt
Compton-Effekt

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 13

Universität Rostock

Kollimatoren

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 14

Universität Rostock

Kollimatoren für Bildgebung

Pinhole-Kollimator

Durch ein kleines Loch in der Abschirmung treten die γ -Strahlen hindurch und treffen auf den Kristall (wie bei einer Lochkamera)

Vielloch-Kollimatoren

- parallel
- konvergierend
vergrößert
- divergierend
verkleinert
- Fan-Beam

Kombination aus parallel+konvergierend

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 15

Universität Rostock

Kollimatoraufbau

Bohrung

Divergenzwinkel

A B

Septenlänge

Septendicke

Septe

NaJ-Kristall

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 16

Universität Rostock

Kollimatoraufbau - Parallellochkollimator

Betrachtung einer einzelnen Septe

Septenlänge

Septendicke

Gesichtsfeld

NaJ-Kristall

Septe

- je höher die Quantenenergie des Nuklids – umso größer ist die Septenlänge
- je kleiner der Lochdurchmesser, umso kleiner ist das Gesichtsfeld – schärfere Aufnahme, aber umso länger ist die Aufnahmezeit

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 17

Universität Rostock

Kollimatoren

$R = \frac{d}{L} \left(D + \frac{L}{2} \right)$

D – Abstand Kollimator – γ -Strahler
 d – Durchmesser
 L – Dicke des Kollimators

1 2
 kleinere Bohrung erhöht Ortsauflösung, aber geringere Countausbeute

1 2
 geringere Dicke verringert Ortsauflösung, aber bessere Countausbeute

1 2
 geringerer Abstand verbessert Ortsauflösung

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 18

Universität Rostock

Kollimatoren



Mit zunehmendem Abstand

- verschlechtert sich die Auflösung (Scharfe der Abbildung)
- vergrößert sich die Projektionsfläche eines Objektes

Der Abstand Kollimator - Patient ist der wichtigste Faktor der Bildqualität in der Hand der AssistentINNen!

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 19

Universität Rostock

Viellochkollimatoren	Einlochkollimatoren
Parallellochkollimatoren <ul style="list-style-type: none"> • LEHS low energy high sensitivity • LEAP low energy all purpose • LEHR low energy high resolution • ME medium energy • HE high energy 	Pinholekollimatoren Seven Pinholekollimatoren
Konvergierende Kollimatoren <ul style="list-style-type: none"> • rotationssymmetrisch • in einer Ebene – Fan Beam 	
Divergierende Kollimatoren <ul style="list-style-type: none"> • rotationssymmetrisch • in einer Ebene (GK an runder Kamera) 	

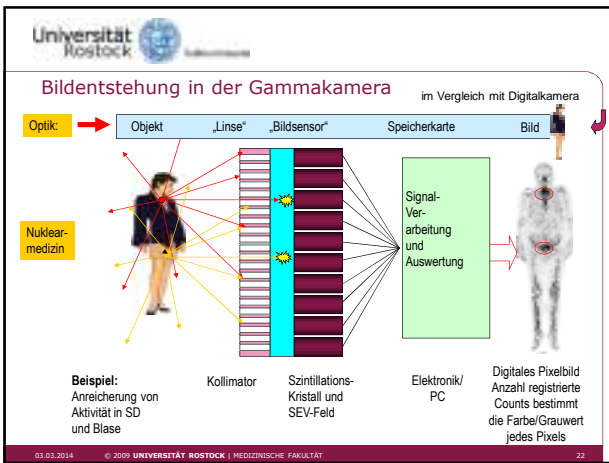
03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 20

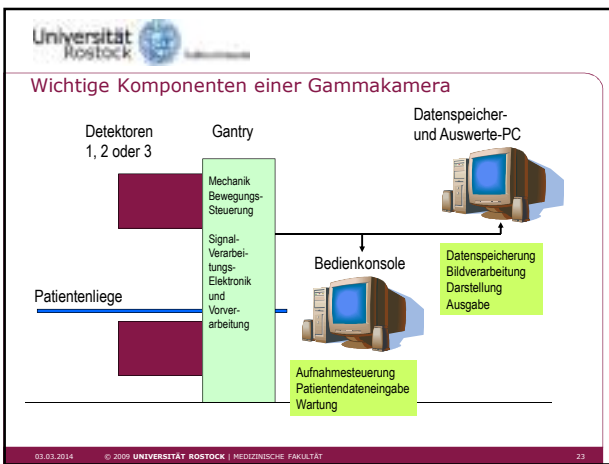
Universität Rostock

Technische Daten von Kollimatoren einer Großfeldkamera

Kollimator	Energie (keV)	Rel. Empfindlichkeit (LEAP=1)	Rel. Auflösung (LEAP=1)	Septenlänge (mm)	Lochdurchm (mm)	Septendicke (mm)	Lochanzahl
Standard LEAP	140	1,00	1	24	1,6	0,25	39000
Hochauflösend LEHR	140	0,64	1,11	30	1,6	0,25	39000
Hochempfindlich LEHSR	140	2,03	0,78	17	1,6	0,25	39000
Mittlere Energie MEAP	364	0,65	0,83	75	5,1	2,1	2600
Hohe Energie HEAP	510	0,38	0,84	90	5,3	3,4	1800
Pinhole (4mm)	510	Variabel*	2,17	-	-	-	1

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 21







Universität Rostock

Ein-Kopf-Kamera



03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 25

Universität Rostock

Zweikopfkamera für Ganzkörperaufnahmen



Kollimatoren mit Wagen

Patientenliege, bei Aufnahme unbeweglich

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 26

Universität Rostock

Zwei-Kopf-Kamera



Bedienkonsole

Gantry

Kamera-Köpfe

Patientenliege

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 27

Universität Rostock  Medizinische Fakultät

Zwei-Kopf-Gammakamera für SPECT



von GE

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 28

Universität Rostock  Medizinische Fakultät

Drei-Kopf-Kamera



MultiSPECT 3
von Siemens

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 29

Universität Rostock  Medizinische Fakultät

Drei-Kopf-Kamera

IRIX-Kamera
(Fa. Philips)
der KNuk

Während des
Kollimator-
wechsels



03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 30

Universität Rostock

Einsatzgebiete für Gamma-Kameras

Alle Bereiche der Nuklearmedizin, in der bildliche Darstellungen gefordert werden

Statische Planaraufnahmen:
Einzelne Organe, wie Schilddrüse, Nieren u.a.
Ganzkörperuntersuchungen (Skelett)

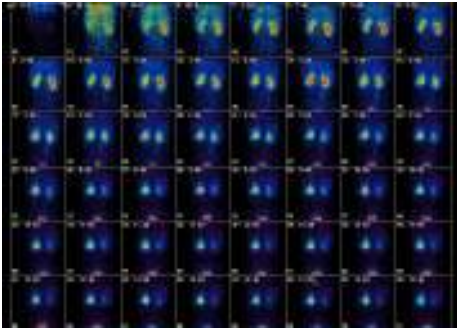
Dynamische Planaraufnahmen:
Herzuntersuchungen, Magen- und Nierenfunktionsuntersuchungen

Tomografische Aufnahmen:
SPECT PET

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 31

Universität Rostock

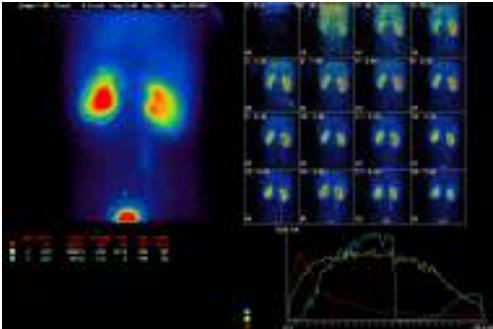
Planare Szintigraphie - Nierenfunktion



03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 32

Universität Rostock

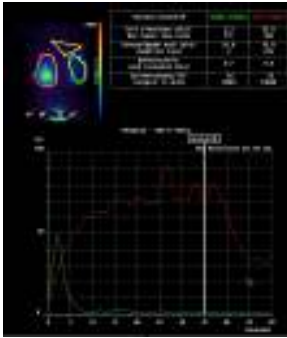
Planare Szintigraphie - Nierenfunktion



03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 33

Universität Rostock

Planare Szintigraphie - Nierenfunktion



Zeitpunkt	Reine	Links
0 min	100%	100%
15 min	100%	100%
30 min	100%	100%
45 min	100%	100%
60 min	100%	100%

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 34

Universität Rostock

Sentinel-Lymph-Node Diagnostik beim Mamma-Ca

Subareoläre Tracerapplikation



35-jährige Frau

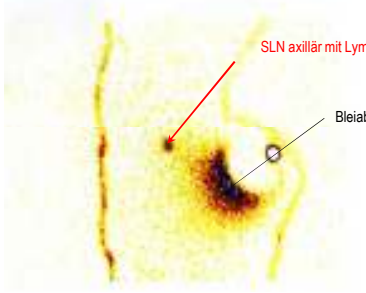
- V.a. Mamma-Ca links
- Z.n. Stanz-Biopsie unmittelbar vor nuklearmedizinischer SLN-Darstellung
- Tumorentfernung und SLN-Biopsie am Folgetag

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 35

Universität Rostock

Sentinel-Lymph-Node Diagnostik beim Mamma-Ca

11-02-09



SLN axillär mit Lymphbahndarstellung

Bleiabdeckung

Peritumorale Injektion (64 MBq ^{99m}Tc-Nanocol)

38-jähr. Frau

Mamma-Ca re.

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 36

Universität Rostock

Nuklearmedizinische Diagnostik - Lungenembolie

Akute Thrombembolie der Lunge

- häufig
- klinisch schwer zu diagnostizieren
- gefährlich (zweithäufigste Todesursache in der Klinik)

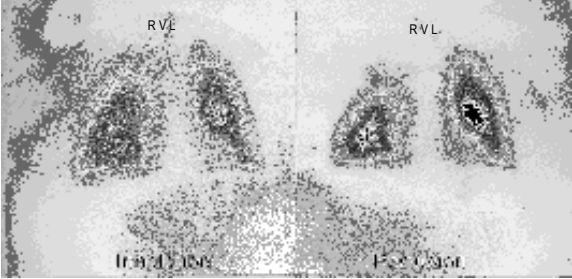
Szintigraphischer Nachweis:

- Ventilationsszintigraphie (^{99m}Tc - Aerosol)
- Perfusionszintigraphie (^{99m}Tc - Partikel)
- hochsensitiv, aber indirekt, nicht spezifisch

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 37

Universität Rostock

Nuklearmedizinische Diagnostik - Lungenembolie

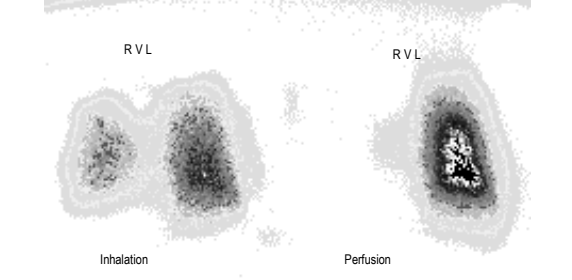


Embolie rechtes Oberfeld (primäre Perfusionsstörung)

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 38

Universität Rostock

Nuklearmedizinische Diagnostik - Lungenembolie



Zentrale Embolie rechts

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 39

Universität Rostock

Therapie mit ^{224}Ra beim metastasierten Prostata-Ca

vor Therapie $^{99\text{m}}\text{Tc-DPD}$ nach Therapie $^{99\text{m}}\text{Tc-DPD}$

Abnahme der Speicherung um 35 %

Nach 30 MBq ^{224}Ra (3 MBq/Woche)

11/2001 02/2002

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 40

Universität Rostock

Qualitätskriterien für Gamma-Kameras

Empfindlichkeit Eine bekannte Aktivität muss bei gleich bleibender Geometrie immer die gleiche Empfindlichkeit „Impulse/MBq“ liefern ggf. muss Energiefensterlage oder Verstärkung korrigiert werden

Homogenität Eine Punktquelle in großem Abstand (**intrinsische Homogenität**) oder Flachphantom in konstantem Abstand (**Systemhomogenität**)

Linearität Linienphantom (Bleistreifen) vor Kollimator und Punktquelle in großem Abstand muss im Bild parallele Streifen liefern. ggf. Korrektur durch Linearitätsmatrix im PC

Kontrast Wird durch Signal-Untergrund-Verhältnis bestimmt.

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 41

Universität Rostock

Qualitätskriterien für Gamma-Kameras

Ortsauflösung Beschreibt, welche kleinsten Details noch unterscheidbar und damit erkennbar sind.

Counts Schlechte Auflösung FWHM: (Full Width Half Max) Counts Gute Auflösung

● Linienquelle im Querschnitt

Zeitauflösung Hoher Totzeitanteil bedeutet schlechte Zeitauflösung, wird bedingt durch hohe Countraten, die von Detektor und Elektronik nicht so schnell verarbeitet werden können. Wenn dabei hoher Streuanteil in der Strahlung, dann ist das schlecht für die Statistik.

Energiebereich Üblich sind:
Niederenergiebereich: bis ca. 200 keV (z.B. für $^{99\text{m}}\text{Tc}$)
Mittelenergiebereich: bis ca. 400 keV (z.B. für ^{131}I)

Sichtfeld Abbildbare Objektfläche

Bildmatrix Im Rechner abgelegtes Pixelfeld zur weiteren Bildverarbeitung und Darstellung: 64x64, 128x128, 256x256, 512x512

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 42

Universität Rostock


Qualitätskontrolle

- täglich
 - Untergrund
 - Energiefenster
 - Kippwinkel
- wöchentlich
 - Ausbeute
 - Inhomogenität
 - Flood-Korrektur
 - Rotationszentrum
- halbjährlich
 - Abbildungsmaßstab
 - Linearität
 - Ortsauflösung
 - tomographische Inhomogenität


03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 43

Universität Rostock

Gammakamera - Homogenisierung



ohne



mit

UFOV Integral	6,17%	UFOV Integral	2,49%
CFOV Integral	5,25%	CFOV Integral	2,44%
UFOV Differential	4,46%	UFOV Differential	1,99%
CFOV Differential	4,46%	CFOV Differential	1,99%

Messung mit Punktquelle mit Tc99m (ca. 30.000 cps)

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 44

Universität Rostock

SPECT

Singel-**P**hoton-**E**missions-**C**omputer-**T**omographie

Aktivität: Alle in der Medizin üblichen Gammastrahler

1-3 Kameraköpfe werden in Aufnahmeschritten um den Patienten bewegt.
Viele Einzelbilder werden im Computer zu tomographischen Bildern verarbeitet

PET

Positronen-**E**missions-**T**omographie

Aktivität: Positronenstrahler (z.B. ¹⁸F)

Mit mindestens 2 Kameraköpfen werden Koinzidenzen (gleichzeitige Ereignisse) ermittelt, aus denen dann vom Computer der Entstehungsort im Körper berechnet werden kann.
→ Tomographische Aufnahmen

03.03.2014 © 2009 UNIVERSITÄT ROSTOCK | MEDIZINISCHE FAKULTÄT 45
