



# **Lu-177 DOZİMETRİSİ**

## **(Peptid Reseptör Radyonüklid Tedavisinde)**

**Türkay TOKLU**

**Yeditepe Üniversitesi Hastanesi, Nükleer Tıp AD.**

# Giriş

- $^{90}\text{Y}$ -[DOTA<sup>0</sup>,Tyr<sup>3</sup>]-octreotide (DOTATOC) ve  $^{177}\text{Lu}$ -[DOTA<sup>0</sup>,Tyr<sup>3</sup>]-octreotate (DOTATATE) gibi beta yayıcı radyoizotoplarla işaretli somatostatin analogları ile gerçekleştirilen Peptid Reseptör Radyonüklid Tedavisi (PRRT), nöroendokrin tümörlerin tedavisinde başarılı bir şekilde uygulanmaktadır.



# Giriş

- Radyoterapi uygulamalarında da olduğu gibi bu tedavide de temel amaç, sağlıklı doku en az radyasyon hasarına uğrarken tümöre en yüksek hasarın verilmesini sağlamaktır.
- PRRT'de hastalara verilebilecek en yüksek aktivite değerini sınırlayan iki organ **böbrekler ve kemik iliğidir.**



# Giriş

- National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRPM)'e göre böbreklerin **23 Gy**'lik (soğurulmuş) doza maruz kalması hastaların % 5'inde 5 yıl içerisinde deterministik etkilerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır\*.
- Kemik iliği hipoplazisinin engellenmesi için ise kemik iliğinin **2 Gy**'den yüksek dozlara maruz kalmaması gerektiği bilgisi kabul görmektedir\*\*.

\* National Council on Radiation Protection and Measurements. Misadministration of radioactive material in medicine: scientific background. Bethesda, MD: NCRP, 1991;27.

\*\* ICRP. Publication 41: nonstochastic effects of ionizing radiation. Pergamon Press, Oxford, 1984.



## Tedavi

- Hastalara  $^{90}\text{Y}$ -DOTATOC veya  $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATE ortalama 30'ar dakikalık infüzyonlar şeklinde verilir.
- Tedavilerde böbreklerin korunması için, radyofarmasötik enjeksiyonundan yarım saat öncesinde başlanan **4 saatlik aminoasit solüsyonu infüzyonu** yapılır.



# Dozimetri

- $^{177}\text{Lu}$  izotopunun gama ışınlarının da olması, **tedavi sırasında** dozimetri yapılmasına imkan tanımaktadır.
- Bu uygulama:
  - Dozimetri için farklı izotop kullanımındaki hataları engeller
    - $^{90}\text{Y}$ -DOTATOC için  $^{111}\text{In}$ -DOTATOC kullanımında olduğu gibi
  - Hastanın fazladan radyasyona maruziyetini engeller
- **İlk tedavi aktivitesi** genelde hastanın tıbbi durumu ve literatür verileri göz önünde bulundurulularak belirlenir.



# Dozimetri

- Doz hesaplamasında MIRD yöntemi\* yaygın olarak kullanılır:
- Kaynak ve hedef organlar olarak **böbrekler, karaciğer, dalak, kemik iliği ve vücudun geri kalanı** seçilir.

\* Loevinger R, Berman M. A revised schema for calculating the absorbed dose from biologically distributed radionuclides, MIRD Pamphlet No. 1 Revised. New York: The Society of Nuclear Medicine; 1976.



# Dozimetri

- Erkek, Kadın ve 15 yaşında çocuk fantomları için S faktörleri kullanılır.

Phantom: Adult Male, Nuclide: Lu-177, Values are mGy/MBq-s  
Lu-177 , 6.73 D

|              | Adrenals | Brain    | Breasts  | GB Cont  | LLI      | Sml Int  | Stomach  | ULI      | Heart Cont | Heart Wall | Kidneys  | Liver    |
|--------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|------------|------------|----------|----------|
| Adrenals     | 1.45E-03 | 1.39E-10 | 1.35E-08 | 8.58E-08 | 6.60E-09 | 1.97E-08 | 7.50E-08 | 2.42E-08 | 6.88E-08   | 7.66E-08   | 2.01E-07 | 1.22E-07 |
| Brain        | 1.39E-10 | 1.73E-05 | 9.72E-10 | 5.81E-11 | 6.70E-12 | 1.60E-11 | 1.78E-10 | 1.89E-11 | 1.01E-09   | 8.55E-10   | 5.71E-11 | 2.65E-10 |
| Breasts      | 1.35E-08 | 9.72E-10 | 6.83E-05 | 8.69E-09 | 7.68E-10 | 2.24E-09 | 1.55E-08 | 2.50E-09 | 6.83E-08   | 7.44E-08   | 5.70E-09 | 1.91E-08 |
| GB Wall      | 9.31E-08 | 5.68E-11 | 9.19E-09 | 2.15E-04 | 1.67E-08 | 1.19E-07 | 8.20E-08 | 2.08E-07 | 2.71E-08   | 3.17E-08   | 1.08E-07 | 2.41E-07 |
| LLI Wall     | 5.95E-09 | 5.71E-12 | 8.08E-10 | 1.49E-08 | 8.35E-05 | 1.63E-07 | 2.40E-08 | 5.93E-08 | 1.26E-09   | 1.54E-09   | 1.50E-08 | 4.06E-09 |
| Sml Int      | 1.97E-08 | 1.60E-11 | 2.24E-09 | 1.25E-07 | 2.00E-07 | 2.83E-05 | 5.48E-08 | 3.49E-07 | 4.31E-09   | 5.69E-09   | 5.77E-08 | 3.14E-08 |
| Stomach Wall | 7.58E-08 | 9.23E-11 | 1.62E-08 | 8.03E-08 | 3.47E-08 | 5.82E-08 | 4.64E-05 | 7.79E-08 | 4.54E-08   | 7.13E-08   | 6.93E-08 | 3.98E-08 |
| ULI Wall     | 2.35E-08 | 1.93E-11 | 2.27E-09 | 2.13E-07 | 8.38E-08 | 3.81E-07 | 7.17E-08 | 5.17E-05 | 6.18E-09   | 7.71E-09   | 5.77E-08 | 5.05E-08 |
| Heart Wall   | 7.66E-08 | 8.55E-10 | 7.44E-08 | 2.75E-08 | 1.67E-09 | 5.69E-09 | 6.43E-08 | 8.21E-09 | 2.68E-05   | 7.56E-05   | 2.12E-08 | 6.41E-08 |
| Kidneys      | 2.01E-07 | 5.71E-11 | 5.70E-09 | 1.03E-07 | 1.93E-08 | 5.77E-08 | 7.42E-08 | 5.72E-08 | 1.71E-08   | 2.12E-08   | 8.02E-05 | 8.13E-08 |
| Liver        | 1.22E-07 | 2.65E-10 | 1.91E-08 | 2.25E-07 | 4.94E-09 | 3.14E-08 | 3.97E-08 | 5.07E-08 | 5.81E-08   | 6.41E-08   | 8.13E-08 | 1.29E-05 |
| Lungs        | 6.43E-08 | 2.25E-09 | 6.52E-08 | 1.86E-08 | 1.42E-09 | 3.77E-09 | 2.97E-08 | 4.70E-09 | 1.28E-07   | 1.22E-07   | 1.81E-08 | 5.63E-08 |
| Muscle       | 3.12E-08 | 6.15E-09 | 1.20E-08 | 3.17E-08 | 3.38E-08 | 3.08E-08 | 2.77E-08 | 2.93E-08 | 2.45E-08   | 2.54E-08   | 2.73E-08 | 2.09E-08 |
| Ovaries      | 9.92E-09 | 6.67E-12 | 7.94E-10 | 2.84E-08 | 3.51E-07 | 2.54E-07 | 1.54E-08 | 2.11E-07 | 1.49E-09   | 2.01E-09   | 1.89E-08 | 1.03E-08 |
| Pancreas     | 3.00E-07 | 1.62E-10 | 1.69E-08 | 1.83E-07 | 1.32E-08 | 3.77E-08 | 3.44E-07 | 4.37E-08 | 7.04E-08   | 9.56E-08   | 1.37E-07 | 1.06E-07 |
| Red Marrow   | 6.85E-08 | 2.75E-08 | 1.57E-08 | 2.79E-08 | 5.67E-08 | 4.86E-08 | 2.08E-08 | 3.91E-08 | 3.03E-08   | 3.03E-08   | 4.74E-08 | 2.31E-08 |
| Bone Surf    | 6.88E-08 | 7.87E-08 | 2.00E-08 | 2.71E-08 | 4.59E-08 | 3.61E-08 | 2.50E-08 | 3.10E-08 | 3.90E-08   | 3.90E-08   | 4.07E-08 | 3.07E-08 |
| Skin         | 9.53E-09 | 1.16E-08 | 2.19E-08 | 8.79E-09 | 1.00E-08 | 8.36E-09 | 9.58E-09 | 8.79E-09 | 9.58E-09   | 1.05E-08   | 1.11E-08 | 1.02E-08 |
| Spleen       | 1.26E-07 | 2.24E-10 | 1.25E-08 | 3.41E-08 | 1.66E-08 | 2.70E-08 | 2.15E-07 | 2.74E-08 | 3.24E-08   | 4.39E-08   | 1.85E-07 | 1.97E-08 |
| Testes       | 5.20E-10 | 7.62E-13 | 0.00E+00 | 2.14E-09 | 3.95E-08 | 7.00E-09 | 9.96E-10 | 5.70E-09 | 1.87E-10   | 2.23E-10   | 1.05E-09 | 5.30E-10 |
| Thymus       | 1.61E-08 | 2.19E-09 | 6.75E-08 | 4.20E-09 | 6.68E-10 | 1.48E-09 | 1.04E-08 | 1.74E-09 | 2.47E-07   | 2.04E-07   | 5.08E-09 | 1.61E-08 |
| Thyroid      | 2.24E-09 | 3.69E-08 | 8.01E-09 | 8.10E-10 | 9.34E-11 | 1.55E-10 | 8.68E-10 | 2.72E-10 | 1.33E-08   | 1.14E-08   | 1.06E-09 | 2.60E-09 |
| UB Wall      | 2.28E-09 | 2.82E-12 | 4.53E-10 | 1.24E-08 | 1.37E-07 | 5.77E-08 | 5.17E-09 | 4.31E-08 | 7.19E-10   | 6.10E-10   | 5.61E-09 | 3.51E-09 |
| Uterus       | 5.88E-09 | 5.77E-12 | 8.95E-10 | 3.05E-08 | 1.42E-07 | 2.30E-07 | 1.32E-08 | 1.07E-07 | 1.55E-09   | 1.81E-09   | 1.72E-08 | 8.99E-09 |
| Fetus        | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00   | 0.00E+00   | 0.00E+00 | 0.00E+00 |
| Placenta     | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00   | 0.00E+00   | 0.00E+00 | 0.00E+00 |
| Total Body   | 3.59E-07 | 3.46E-07 | 3.40E-07 | 6.65E-08 | 2.23E-07 | 2.92E-07 | 1.27E-07 | 1.86E-07 | 1.40E-07   | 3.57E-07   | 3.55E-07 | 3.55E-07 |

# Kümülatif Aktivitenin Belirlenmesi

- Kemik iliği hariç her organ için kümülatif aktivitelerinin hesaplanmasında, enjeksiyon sonrası **4, 24, 48 ve 72nci** saatlerde alınan anterior ve posterior tüm vücut görüntüleri kullanılır.
- Tüm vücut görüntülemelerde  $^{177}\text{Lu}$  izotopunun %6 abandans faktörüne sahip **113 keV** enerjili ve %11 abandans faktörüne sahip **208 keV** enerjili iki gama ışını kullanılır.
- Enerji penceresi genişliği **%15** olarak seçilir.
- **MEGP** kolimatör kullanılır.



# Kümülatif Aktivitenin Belirlenmesi

THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE • Vol. 40 • No. 2 (Suppl) • February 1999

SPECIAL CONTRIBUTION

## MIRD Pamphlet No. 16: Techniques for Quantitative Radiopharmaceutical Biodistribution Data Acquisition and Analysis for Use in Human Radiation Dose Estimates

Jeffry A. Siegel, Stephen R. Thomas, James B. Stubbs, Michael G. Stabin, Marguerite T. Hays, Kenneth F. Koral, James S. Robertson, Roger W. Howell, Barry W. Wessels, Darrell R. Fisher, David A. Weber and A. Bertrand Brill  
*Nuclear Physics Enterprises, Cherry Hill, New Jersey; University of Cincinnati, Division of Medical Physics, Cincinnati, Ohio; Radiation Dosimetry Systems of Oak Ridge, Inc., Knoxville, Tennessee; Oak Ridge Institute for Science and Education, Radiation Internal Dose Information Center, Oak Ridge, Tennessee; Veterans Affairs Medical Center 640/151, Palo Alto, California; Department of Nuclear Medicine, University of Michigan, Ann Arbor, Michigan; Gaithersburg, Maryland; Division of Radiation Research, Department of Radiology, University of Medicine and Dentistry of New Jersey, Newark, New Jersey; Department of Radiology, George Washington University Medical Center, Washington, DC; Pacific Northwest National Laboratory, Richland, Washington; Department of Radiation Research, University of California Davis Medical Center, Sacramento, California; Department of Radiology, Vanderbilt University School of Medicine, Nashville, Tennessee*

# Kümülatif Aktivitenin Belirlenmesi

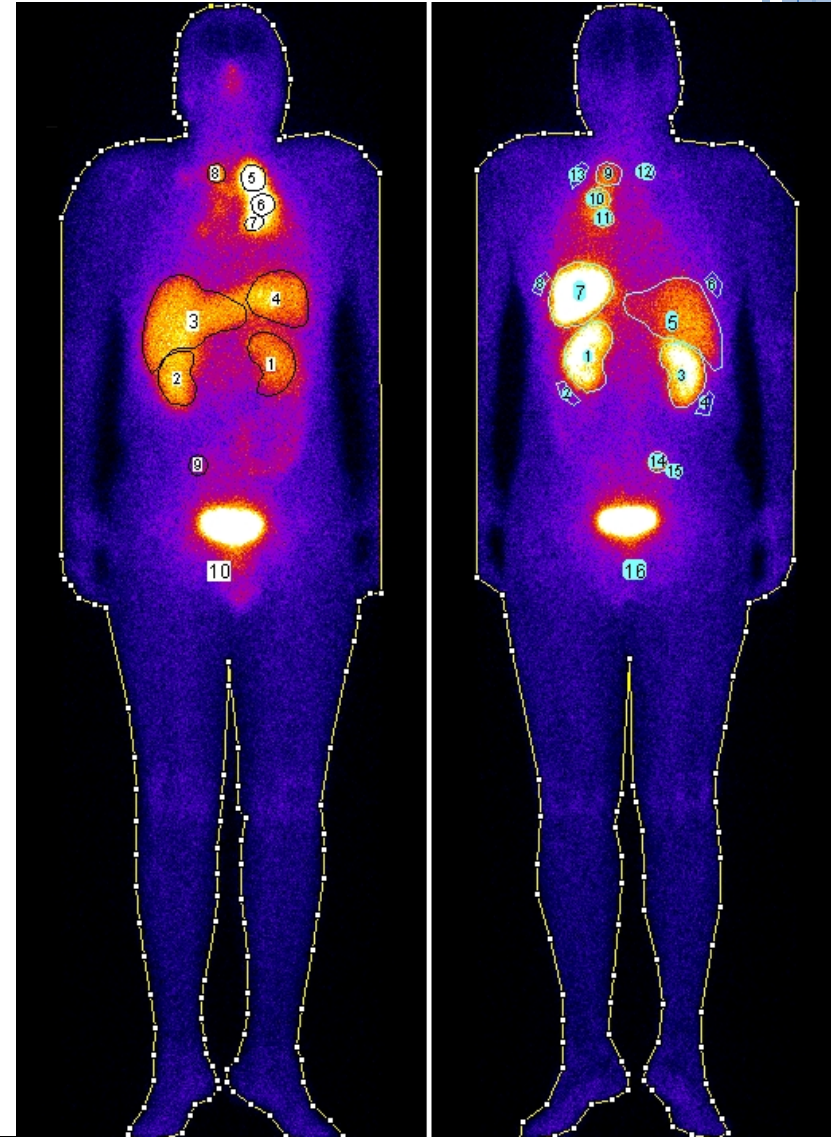
- Sayım sistemleri (Uptake, GM sayacı vs.) ile ölçüm
- Planar ve/veya tüm vücut görüntüleme
- SPECT (/CT) görüntüleme
- PET (/CT) görüntüleme



# Kümülatif Aktivitenin Belirlenmesi

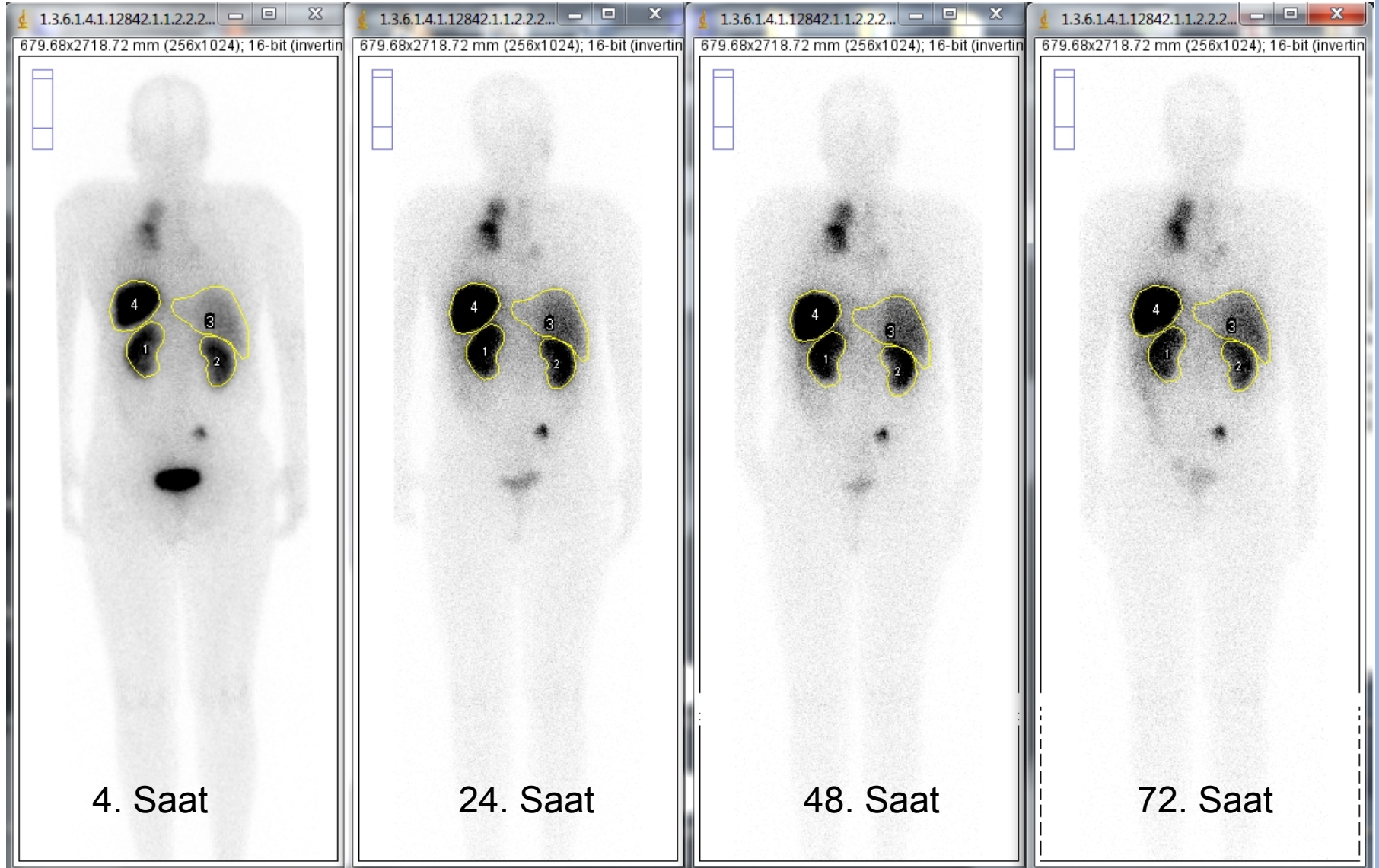
## Tüm Vücut Görüntüleme

- Her organ ve tüm vücut için **24üncü** saatte alınan görüntüler üzerinde ilgi alanları çizilir.
- Bu ilgi alanları aynı hastanın tedavi sonrası alınan diğer görüntülerinde de kullanılır.



# Kümülatif Aktivitenin Belirlenmesi

## Tüm Vücut Görüntüleme



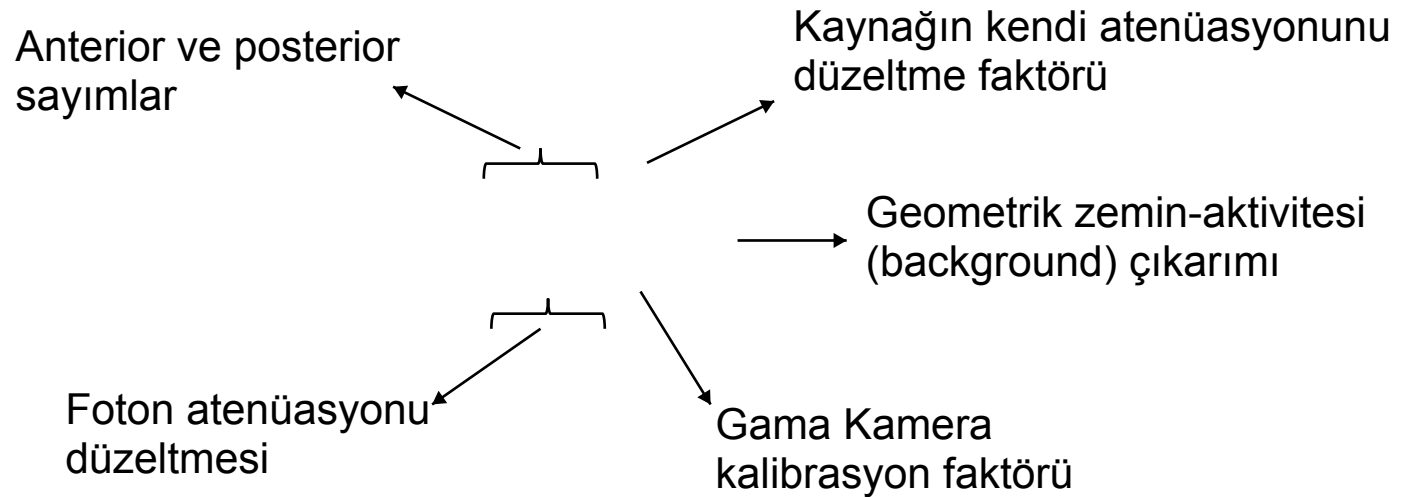
# **Kümülatif Aktivitenin Belirlenmesi**

## **Tüm Vücut Görüntüleme**



# Kümülatif Aktivitenin Belirlenmesi

## Tüm Vücut Görüntüleme

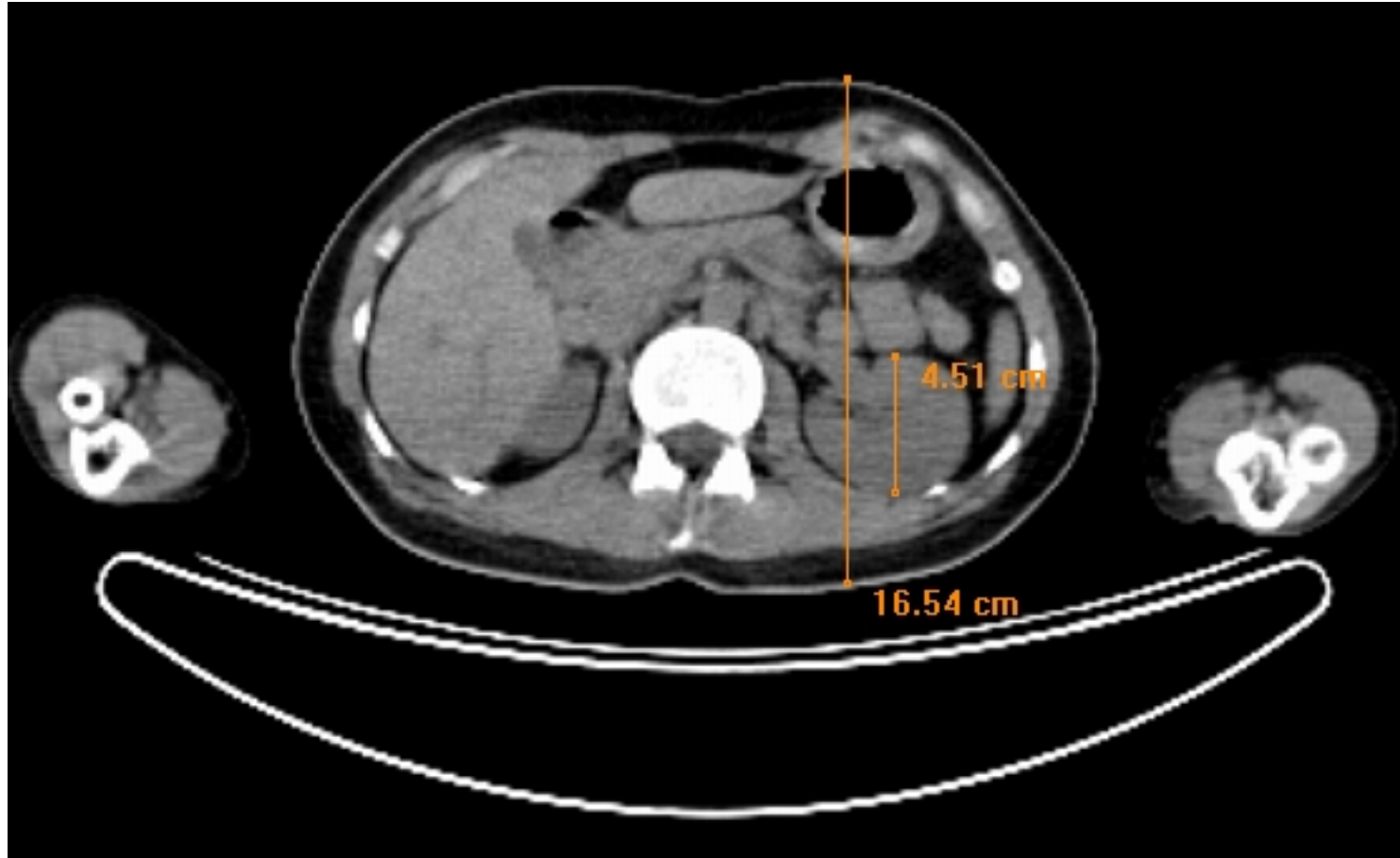


# **Kümülatif Aktivitenin Belirlenmesi**

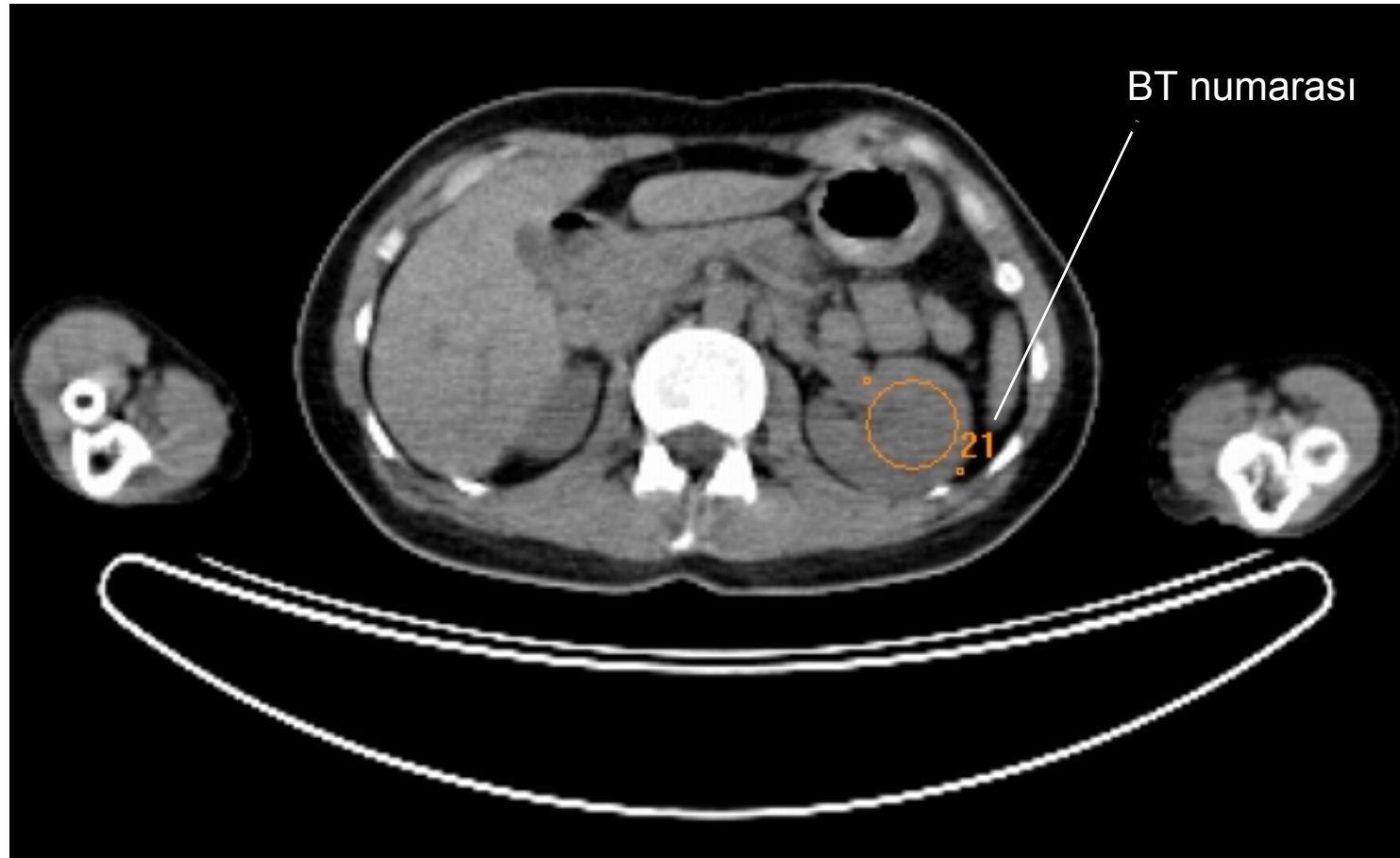
## **Tüm Vücut Görüntüleme**



# Organ ve Hasta Kalınlıkları



# Lineer Azalım Katsayılarının Belirlenmesi



# Lineer Azalım Katsayılarının Belirlenmesi



Available online at [www.sciencedirect.com](http://www.sciencedirect.com)



Applied Radiation and Isotopes 66 (2008) 1206–1212

**Applied  
Radiation and  
Isotopes**

[www.elsevier.com/locate/apradiso](http://www.elsevier.com/locate/apradiso)

## Investigation of the relationship between linear attenuation coefficients and CT Hounsfield units using radionuclides for SPECT

Saxby Brown<sup>a,b,\*</sup>, Dale L. Bailey<sup>a,c</sup>, Kathy Willowson<sup>a,c</sup>, Clive Baldock<sup>a</sup>

<sup>a</sup>*Institute of Medical Physics, School of Physics, University of Sydney, NSW 2006, Australia*

<sup>b</sup>*Northern Sydney Cancer Centre, Department of Radiation Oncology, Royal North Shore Hospital, Sydney, NSW 2065, Australia*

<sup>c</sup>*Department of Nuclear Medicine, Royal North Shore Hospital, Sydney, NSW 2065, Australia*

Received 30 May 2007; received in revised form 3 December 2007; accepted 7 January 2008



# Linear Azalım Katsayılarının Belirlenmesi

Table 6

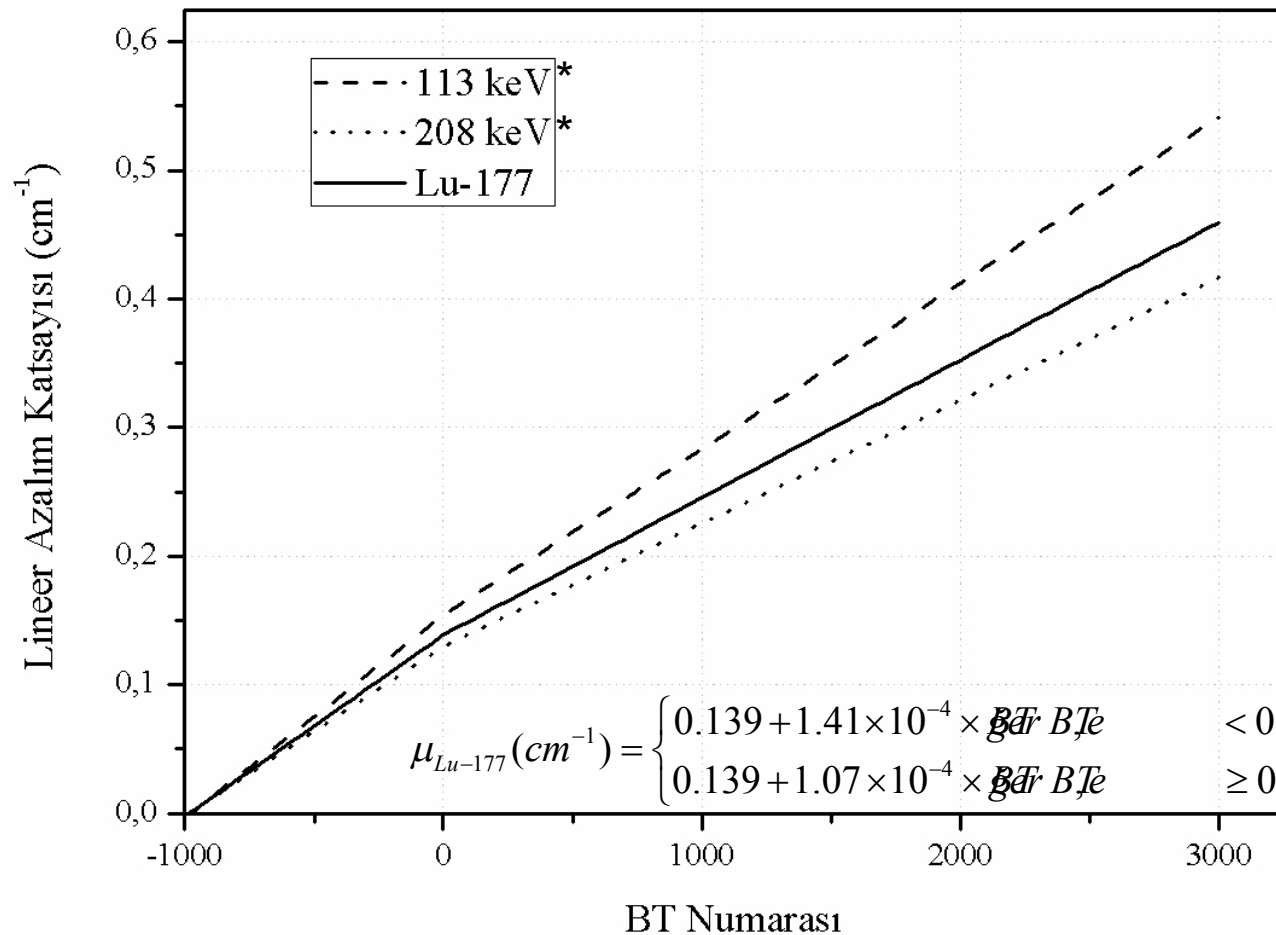
Calculated bilinear relationships between the narrow-beam linear attenuation coefficients ( $\mu$ ) and Hounsfield unit values ( $H$ ) at each radionuclide emission energy

| Energy (keV)     | Bilinear relationship for $H < 0$                     | Bilinear relationship for $H \geq 0$                  |
|------------------|-------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|
| 75–80            | $\mu = 0.16 + (1.66 \pm 0.03) \times 10^{-4} \cdot H$ | $\mu = 0.16 + (1.48 \pm 0.14) \times 10^{-4} \cdot H$ |
| 140              | $\mu = 0.15 + (1.52 \pm 0.03) \times 10^{-4} \cdot H$ | $\mu = 0.15 + (1.14 \pm 0.11) \times 10^{-4} \cdot H$ |
| 159              | $\mu = 0.14 + (1.38 \pm 0.02) \times 10^{-4} \cdot H$ | $\mu = 0.14 + (1.26 \pm 0.11) \times 10^{-4} \cdot H$ |
| 167              | $\mu = 0.13 + (1.36 \pm 0.02) \times 10^{-4} \cdot H$ | $\mu = 0.13 + (1.25 \pm 0.12) \times 10^{-4} \cdot H$ |
| 171              | $\mu = 0.14 + (1.39 \pm 0.02) \times 10^{-4} \cdot H$ | $\mu = 0.14 + (1.05 \pm 0.10) \times 10^{-4} \cdot H$ |
| 245              | $\mu = 0.12 + (1.25 \pm 0.02) \times 10^{-4} \cdot H$ | $\mu = 0.12 + (8.61 \pm 0.18) \times 10^{-5} \cdot H$ |
| 364              | $\mu = 0.09 + (9.41 \pm 0.10) \times 10^{-5} \cdot H$ | $\mu = 0.09 + (5.59 \pm 0.58) \times 10^{-5} \cdot H$ |
| 511 <sup>a</sup> | $\mu = 0.09 + 9.60 \times 10^{-5} \cdot H$            | $\mu = 0.09 + 5.73 \times 10^{-5} \cdot H$            |

<sup>a</sup>PET/CT data from Burger et al. (2002).

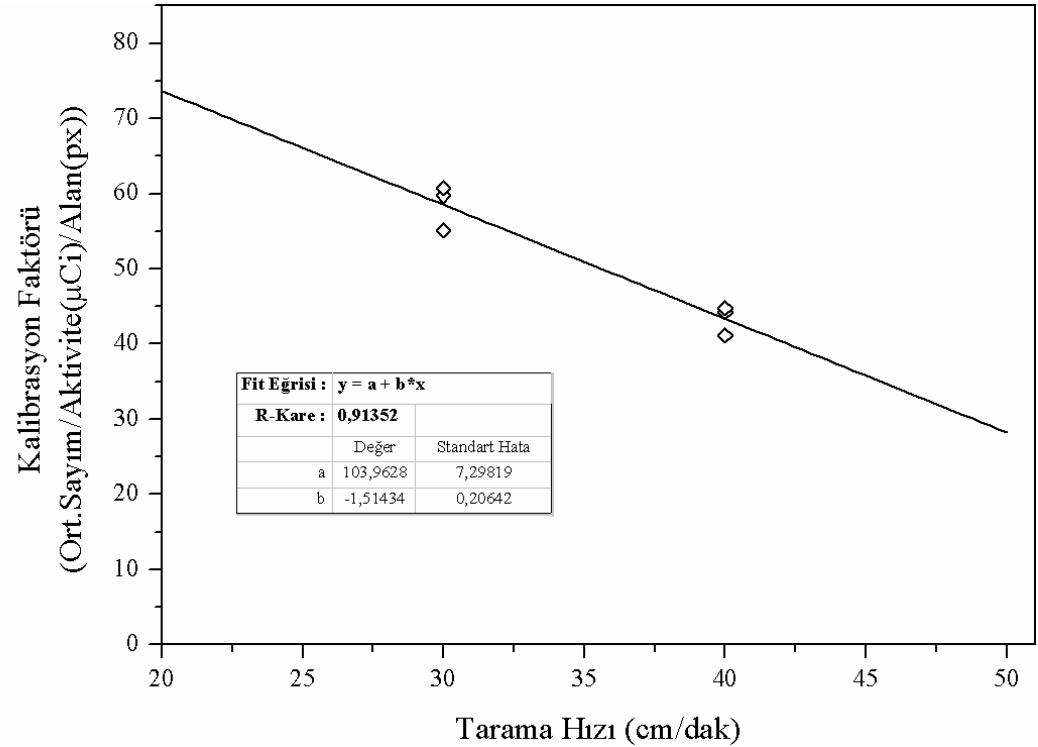
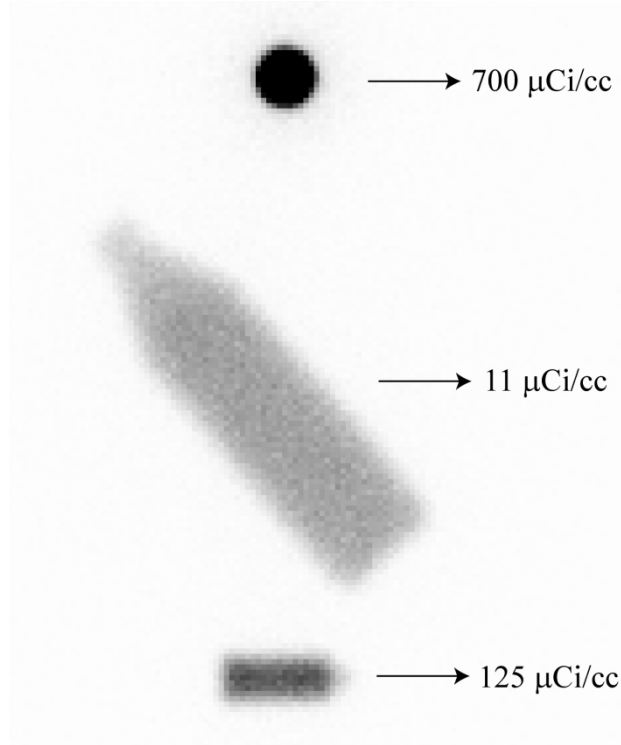


# BT# – Lineer Azalım Katsayısı Dönüşümü



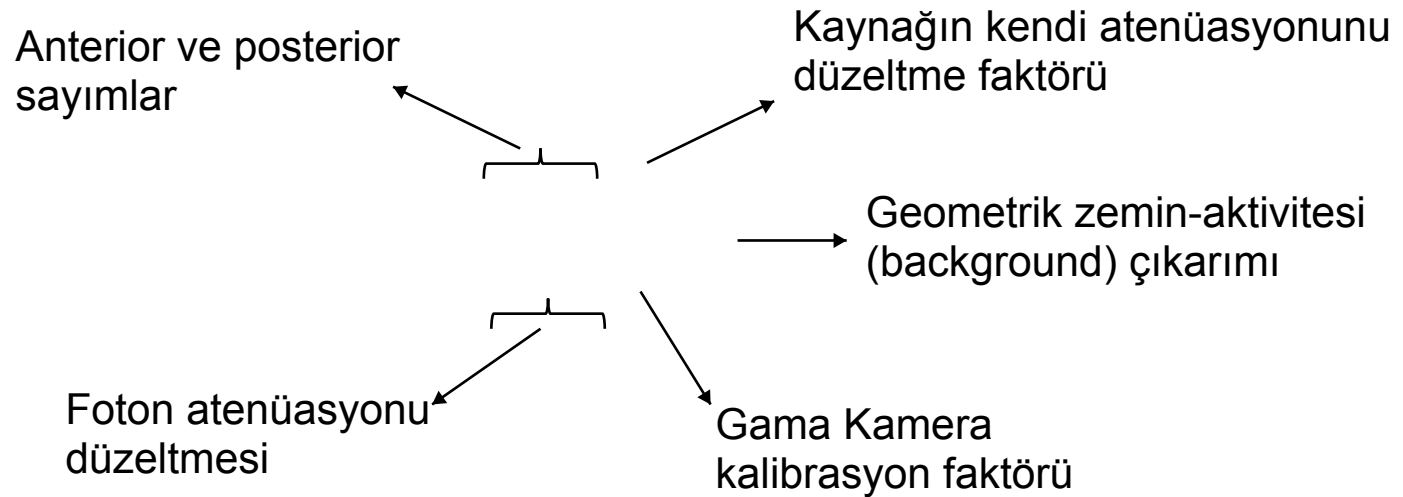
\* Brown S, Bailey DL, Willowson K, Baldock C. Investigation of the relationship between linear attenuation coefficients and CT Hounsfield units using radionuclides for SPECT. Appl Radiat Isot. 2008;66:1206–1212.

# Gama Kamera Kalibrasyon Faktörü

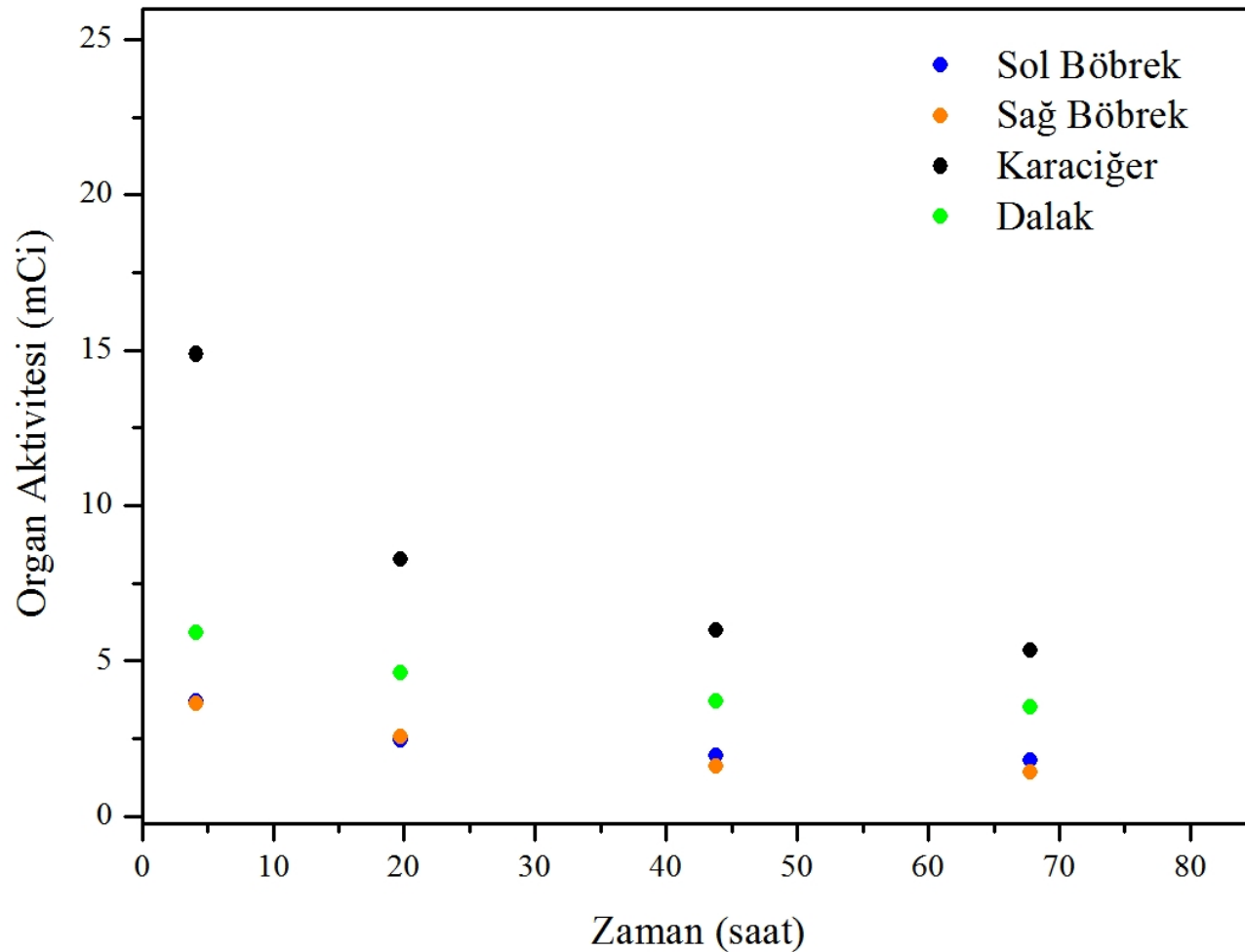


# Kümülatif Aktivitenin Belirlenmesi

## Tüm Vücut Görüntüleme



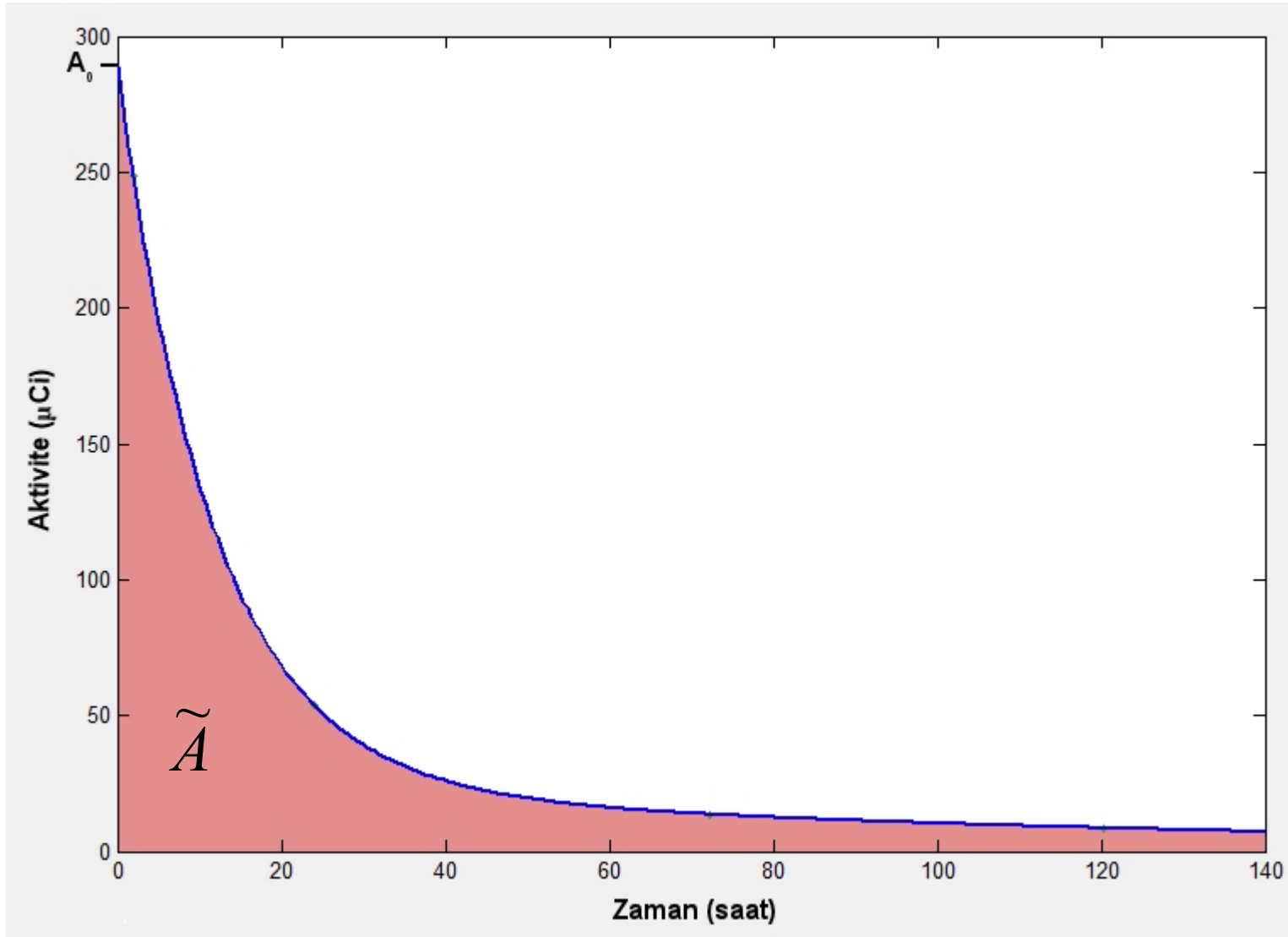
# Kümülatif Aktivitenin Belirlenmesi



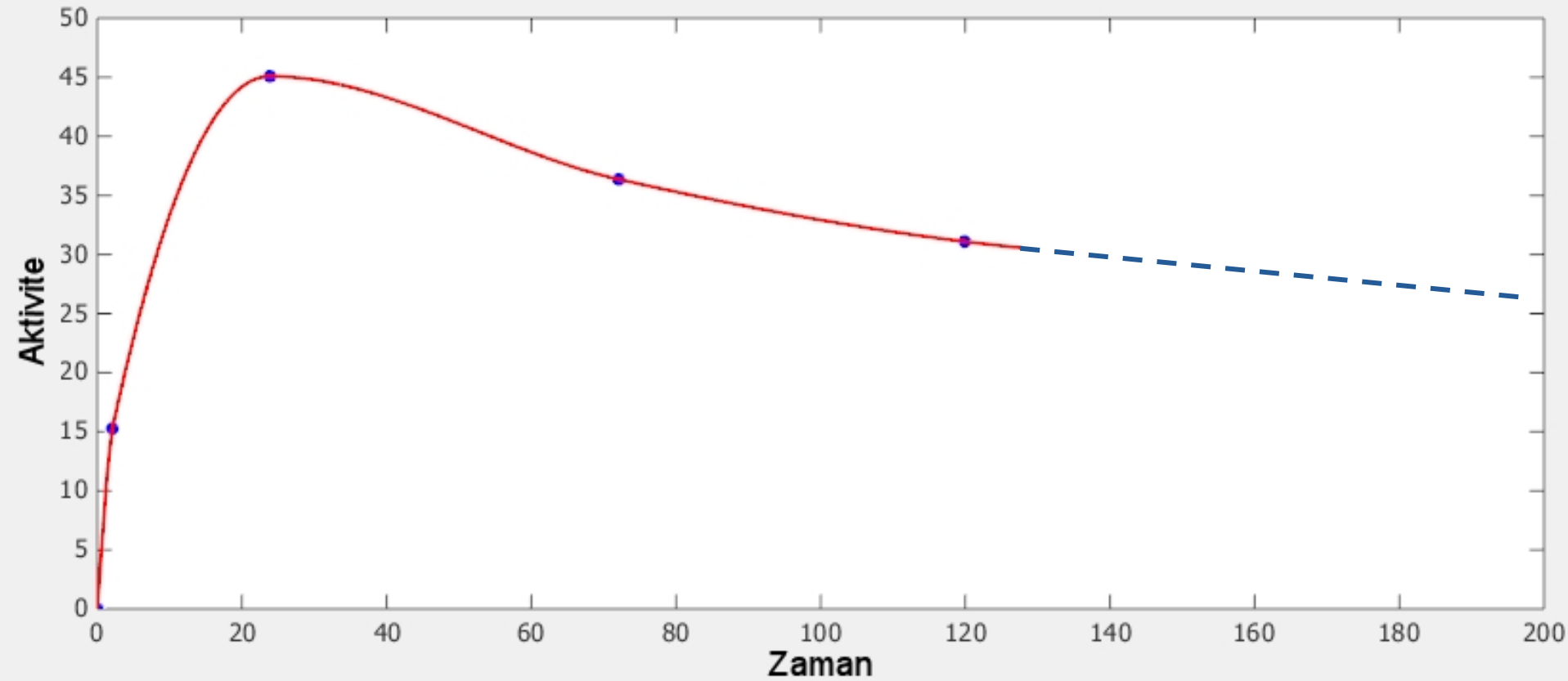
# Eksponansiyel Azalım

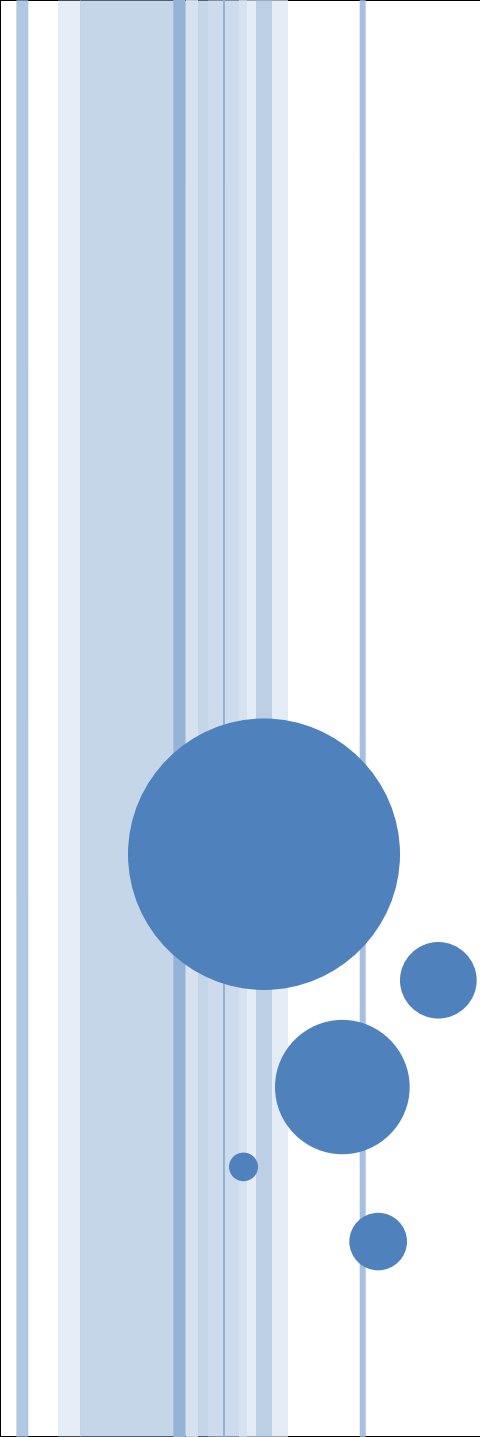


# Eğri Fit Yöntemi



# Eğri Fit Yöntemi





# **Kantitatif SPECT/CT Görüntüleme**

# Görüntü Kalitesini Bozan Faktörler

- İstatistiksel Gürültü
  - Projeksiyon verisi ve kesit görüntüsünde gürültü
- Kolimatör-Dedektör Cevabı
  - Bulanıklık, homojen olmayan uzaysal rezolüsyon, kısmi hacim etkisi
- Foton Azalımı
  - Düşük sayım, homojen olmayan aktivite dağılımı
- Foton Saçılımı
  - Düşük görüntü kontrastı, homojen olmayan aktivite dağılımı
- Hasta Hareketi
  - Bulanıklık, homojen olmayan aktivite dağılımı



# Bozucu Faktörlerin Etkisi

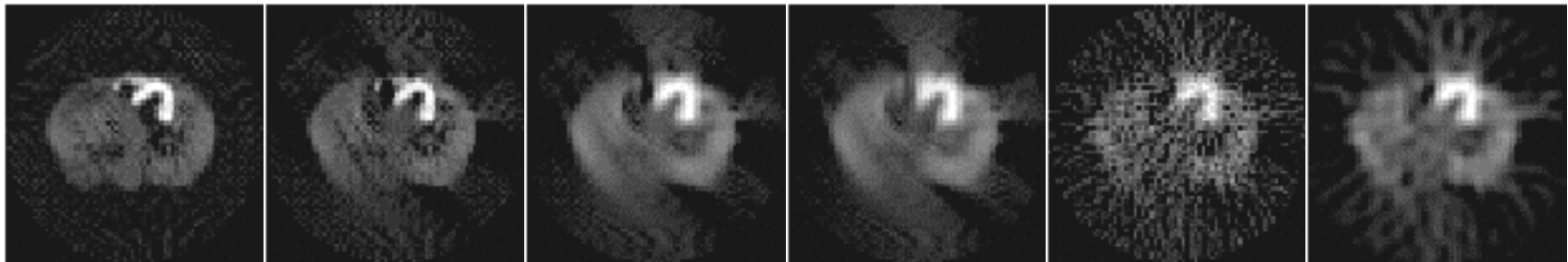
## Aktivite Dağılımı



## Azalım Haritası



# Filter and Project



İdeal veri

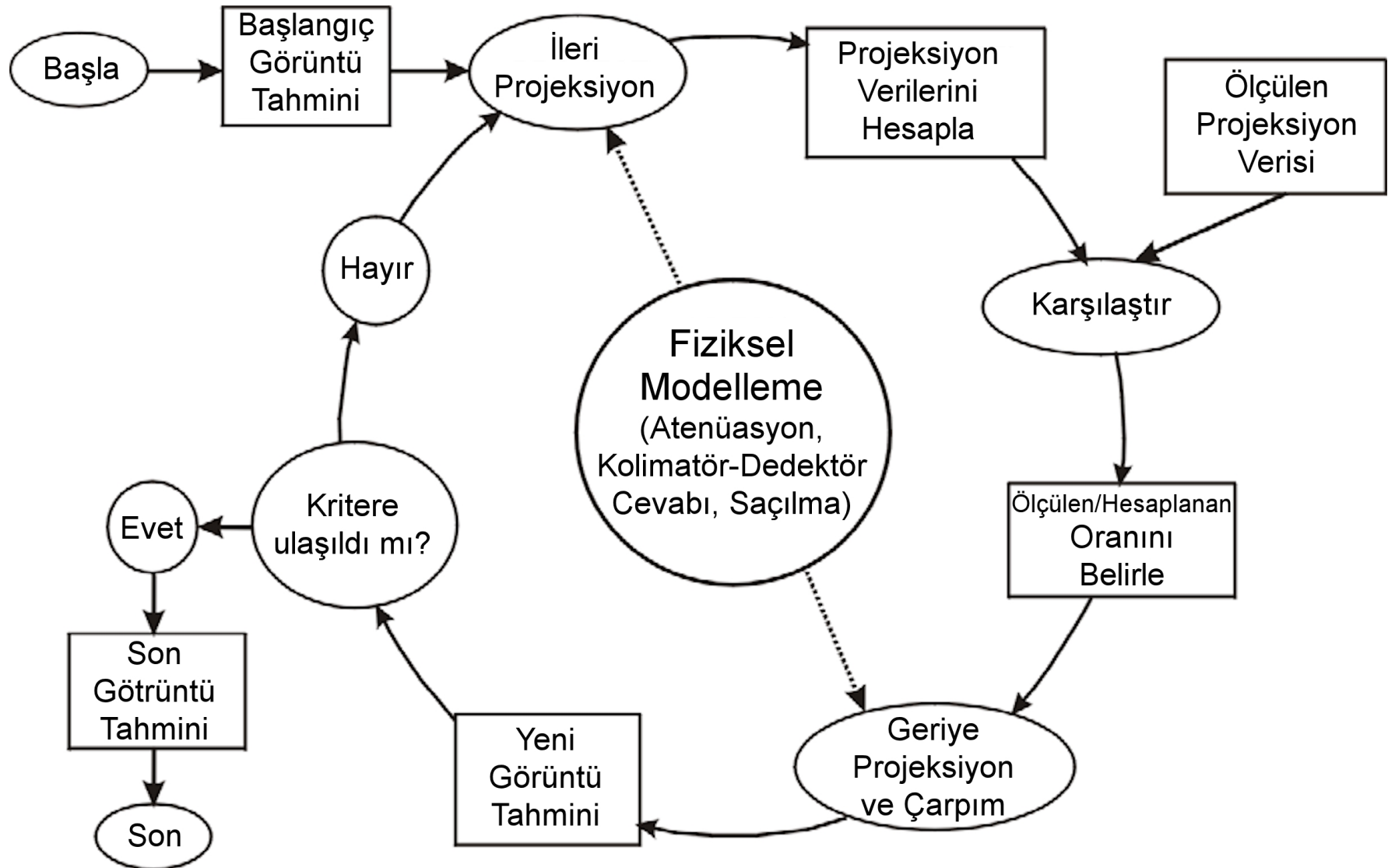
A t e n □ a s y A o t n e n □ a s y A o t n e n □ a s y A o t n e n □ a s y R e k o n s  
K o d e C e v K o d e C e v K o d e C e v S o n r a s □  
S a □ □ l m a S a □ □ l m a F i l t r e l e m e  
G □ r □ l t □

# İstatistiksel Gürültü

- İteratif rekonstrüksiyon algoritmaları kullanımı
  - Görüntüdeki gürültü özelliklerini filtrelenendirilmiş geriye projeksiyon algoritmasına göre özellikle düşük sayım bölgelerinde iyileştirir.
- Projeksiyon sayısının arttırılması
- Sayım miktarının arttırılması

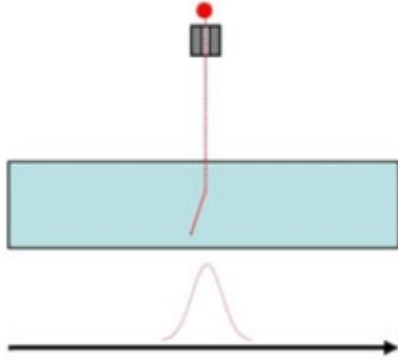


# İteratif Rekonstrüksiyon Yöntemleri

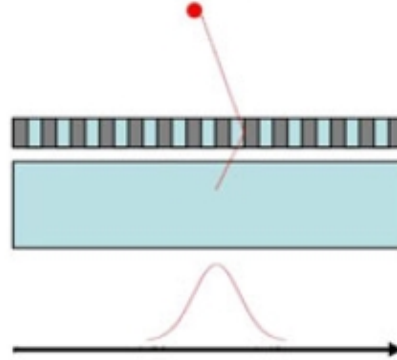


# Kolimatör-Dedektör Cevabı

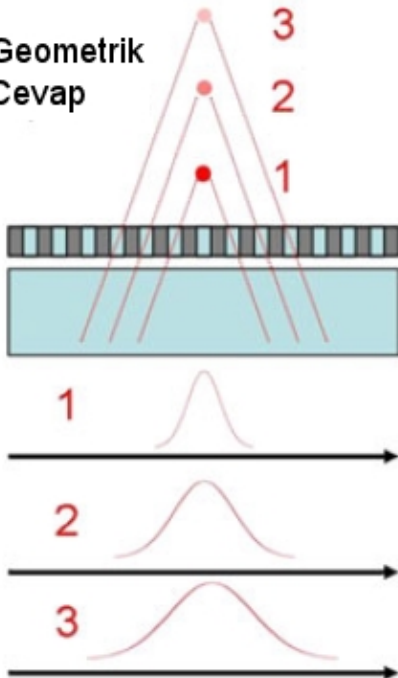
Intrinsic Cevap



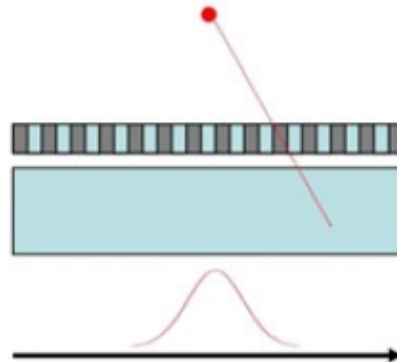
Septal Saçılma



Geometrik Cevap



Septal Penetrasyon



# Kolimatör-Dedektör Cevabı

Dedektöre 10 cm mesafede I-131 kaynağı

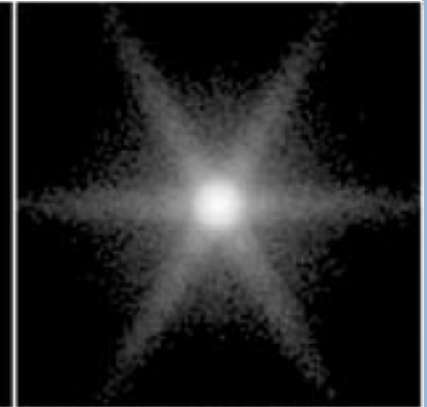
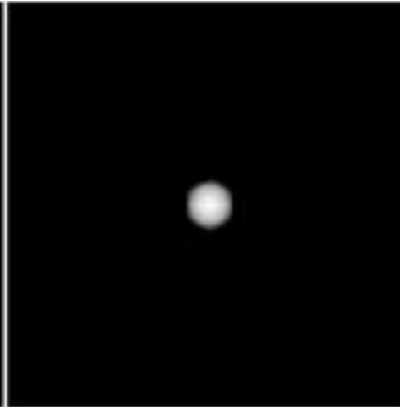
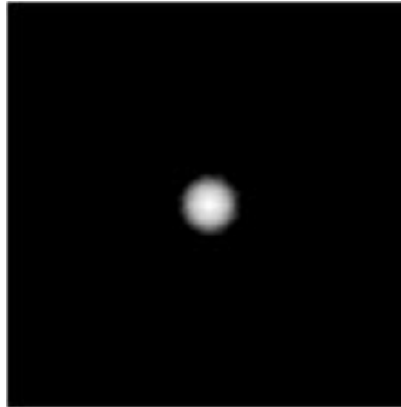
Toplam  
Cevap Fonk.

Geometrik  
Cevap Fonk.

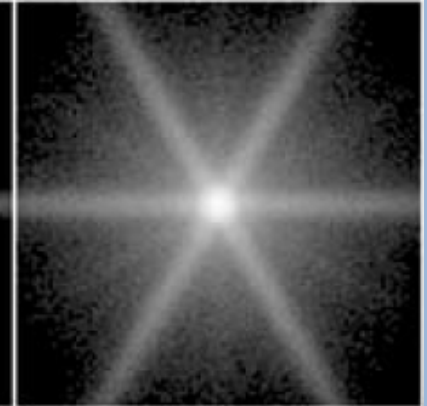
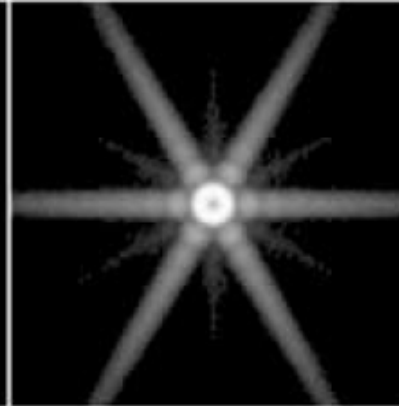
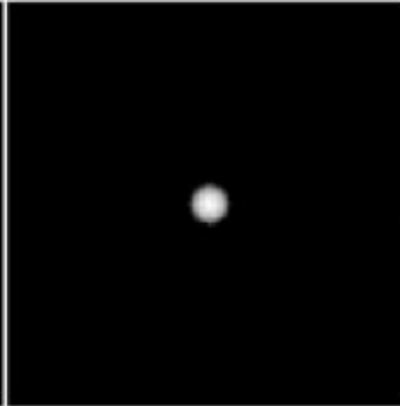
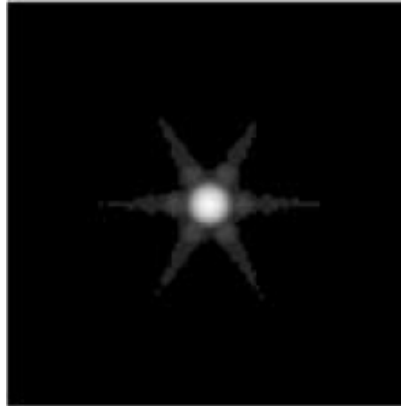
Septal  
Penetrasyon  
Cevap Fonk.

Septal  
Saçılma  
Cevap Fonk.

HEGP

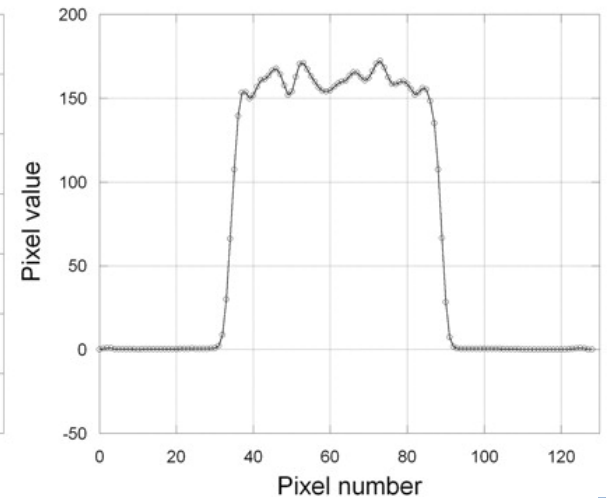
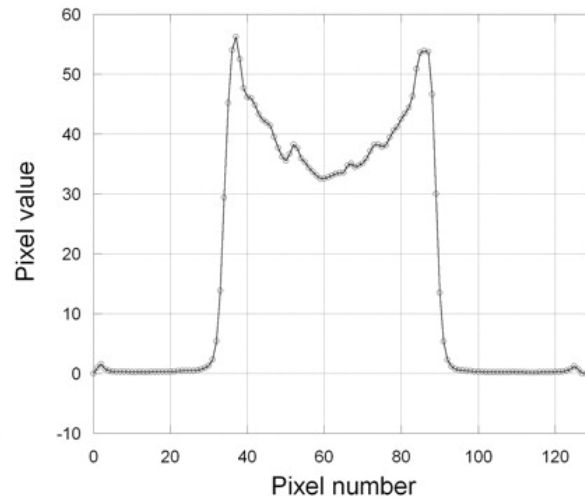
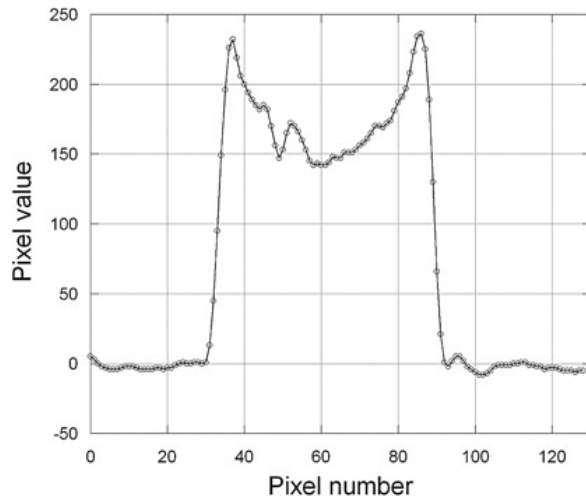
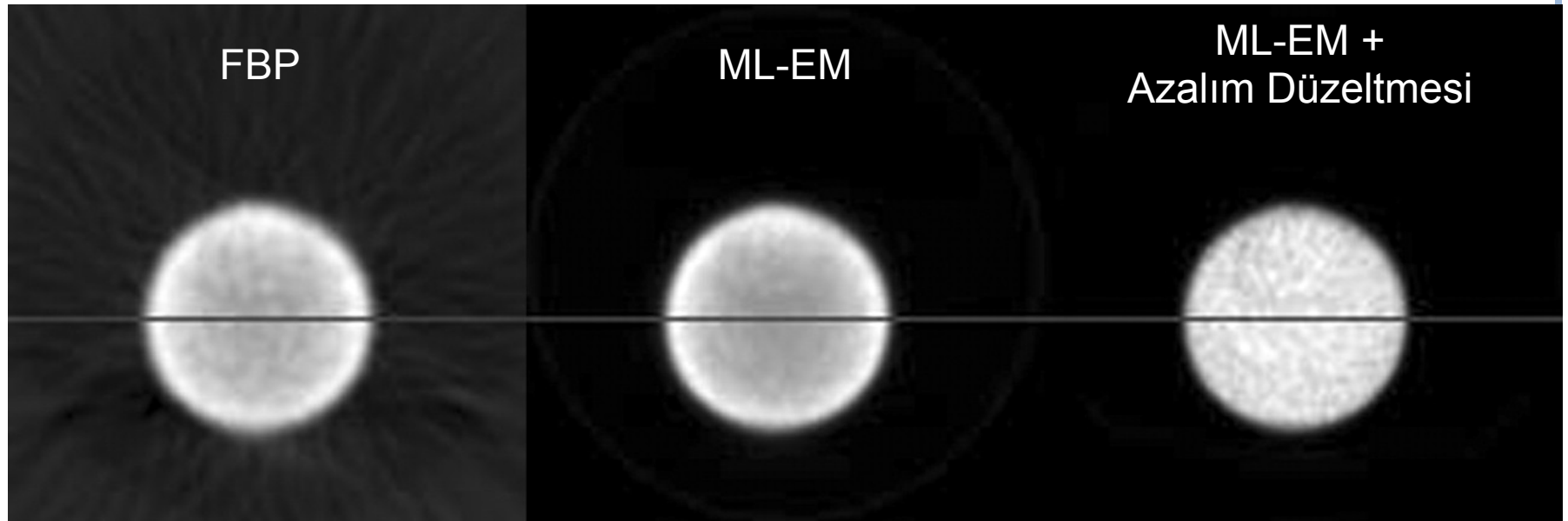


MEGP



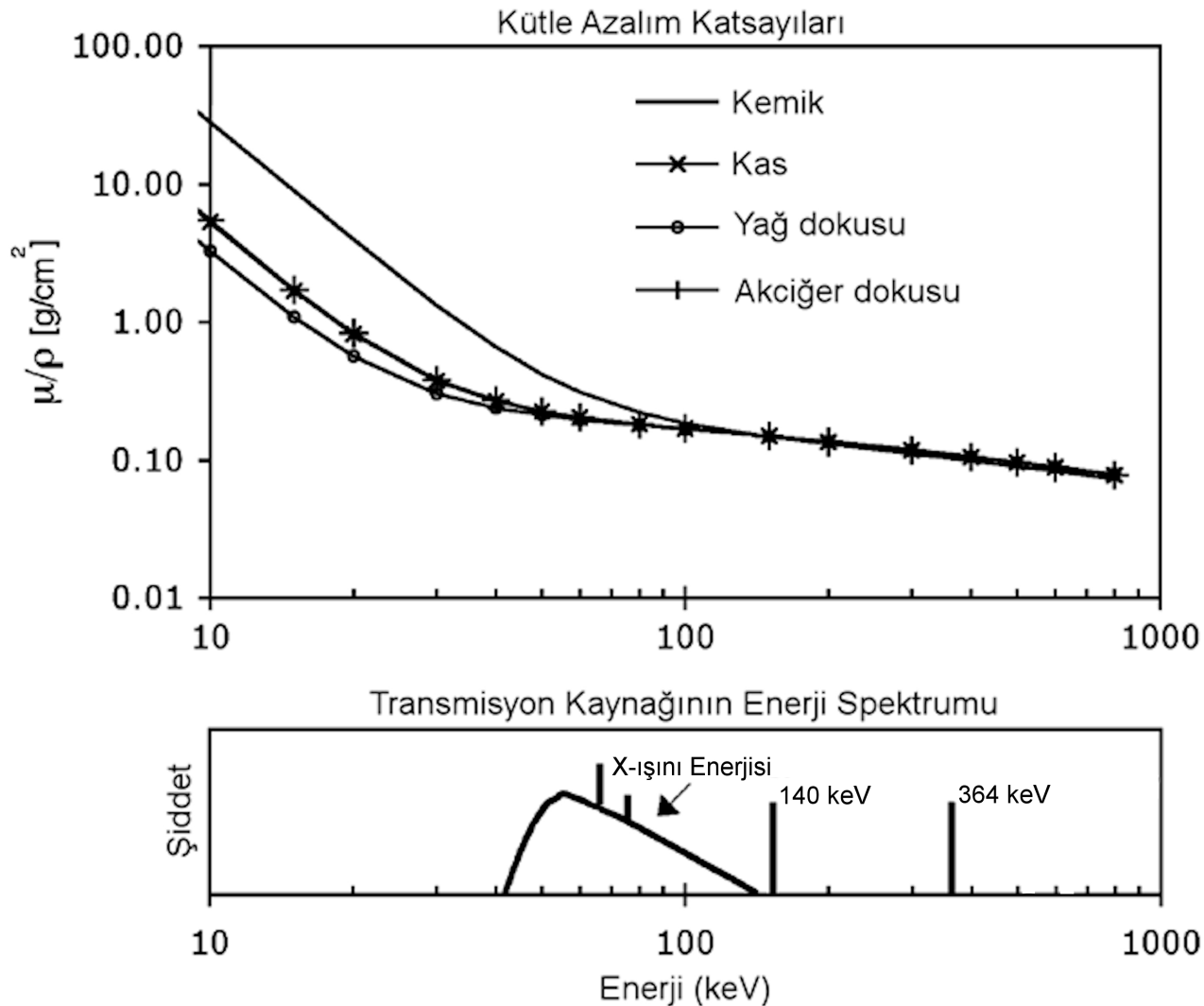
Logaritmik renk skalası

# Foton Azalımı



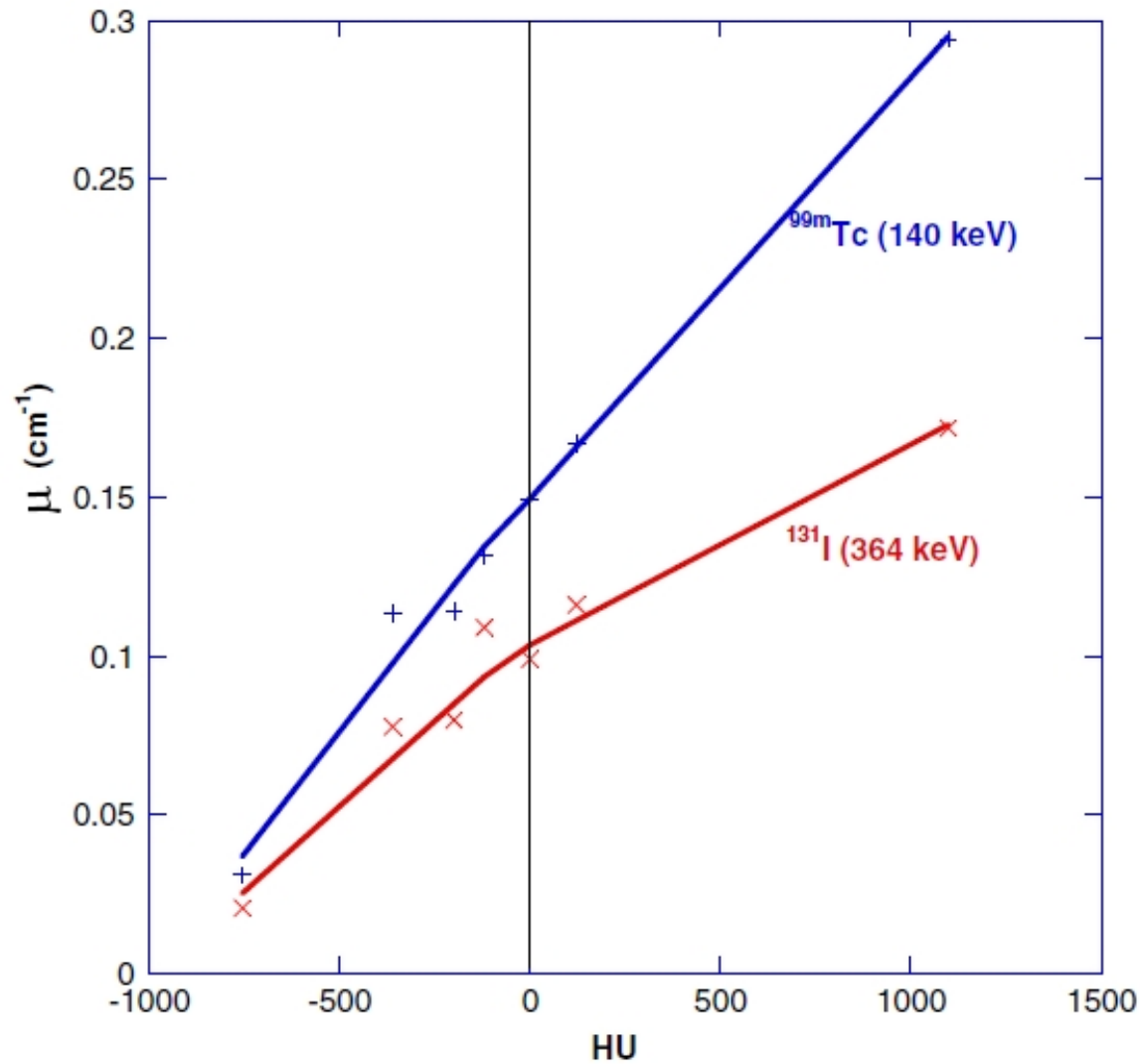
# Azalım Düzeltmesi

## SPECT/CT



# Azalım Düzeltmesi

## SPECT/CT



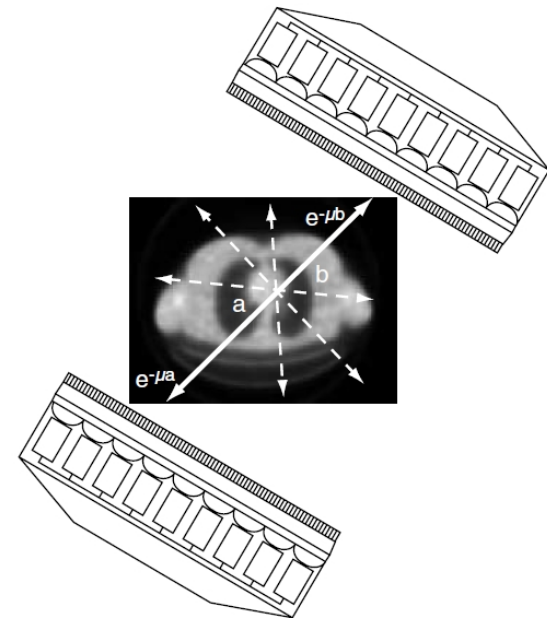
# Azalım Düzeltmesi

## SPECT/CT

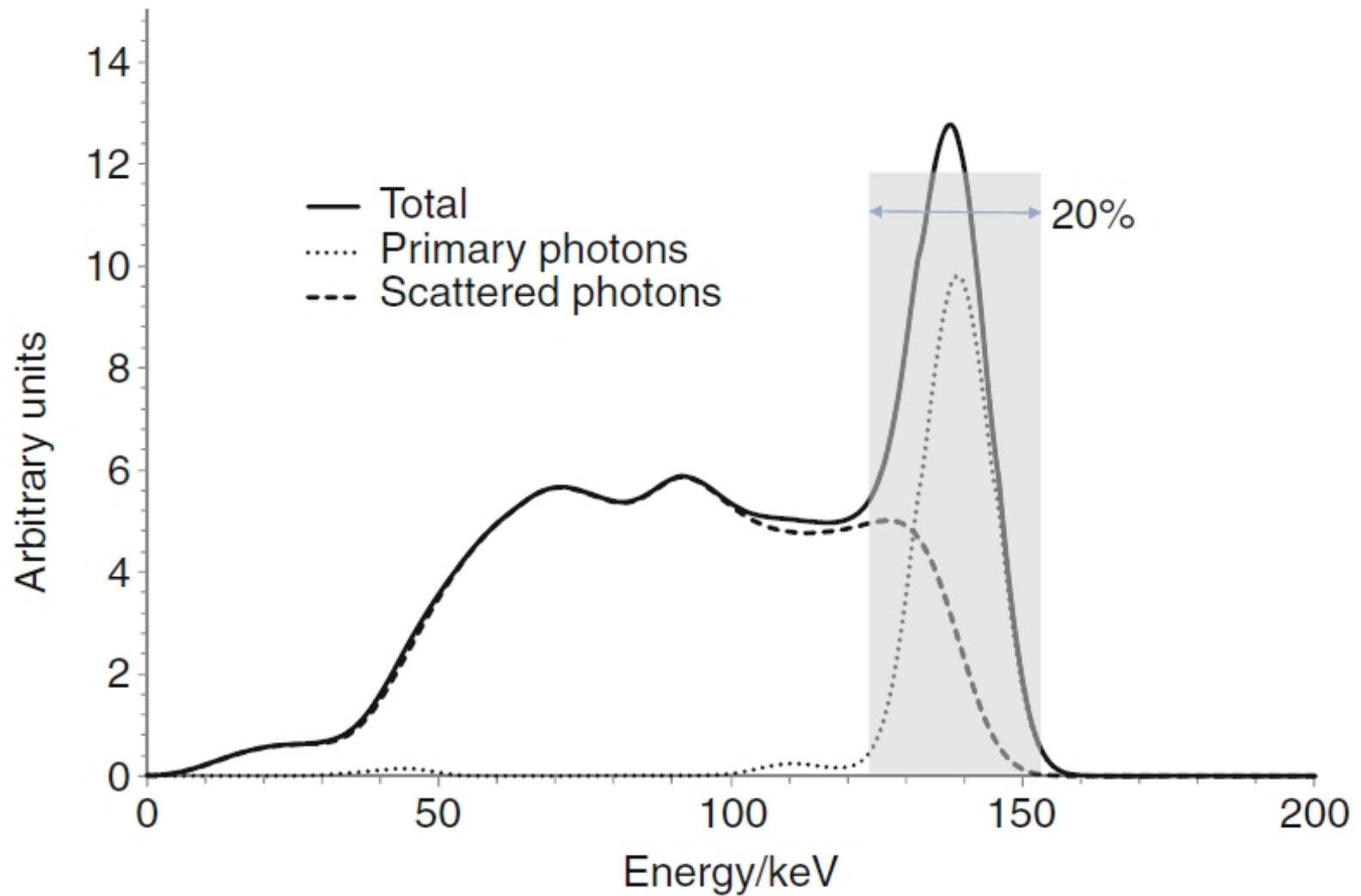
- Azalım katsayısı haritasının elde edilmesinin ardından **iteratif rekonstrüksiyon** sırasında azalım düzeltmesi uygulanır.

$$f_j^{yeni} = \sum_l f_j^{eski} \sum_i a_{ij} \sum_k a_{ik} f_k^{eski} \quad (ML - \text{EM} \text{ algoritması})$$

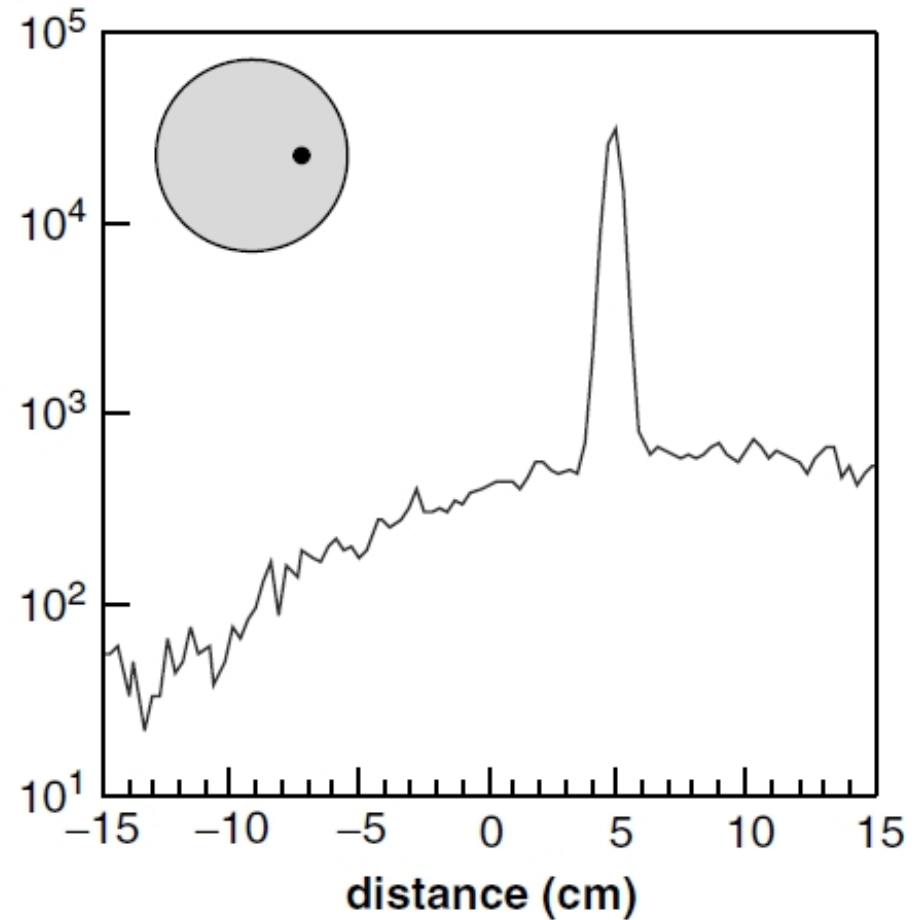
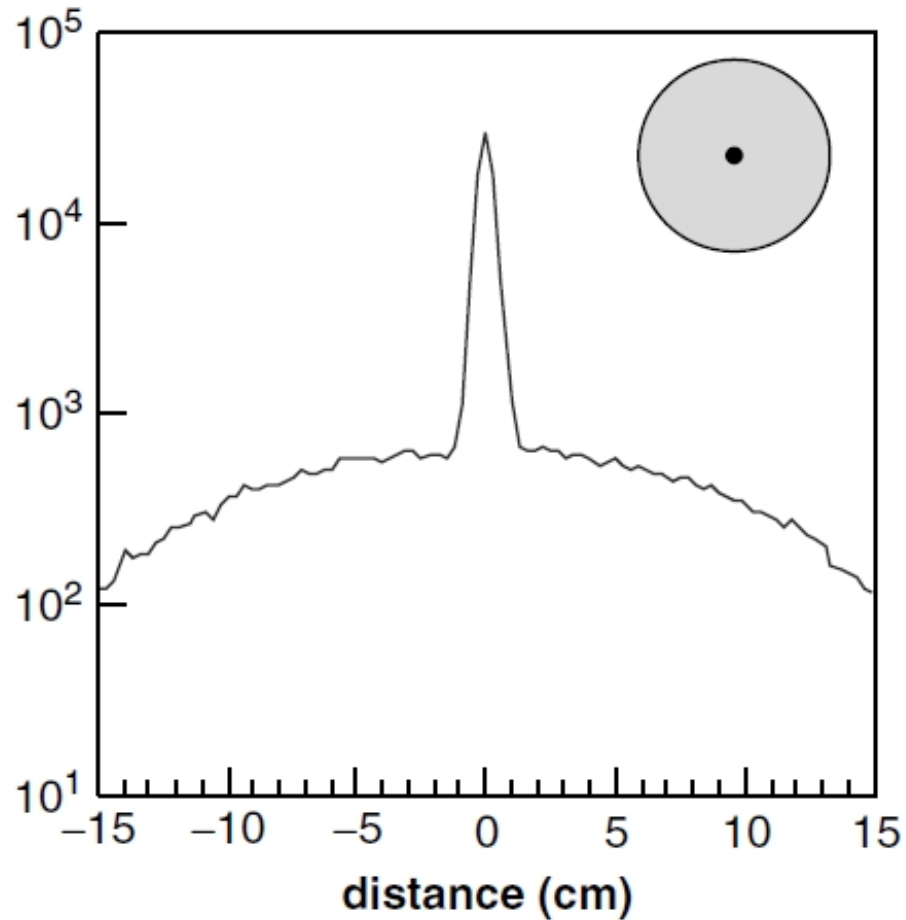
- Homojen olmayan azalımın FBP ile düzeltilmesi yaygın değildir.



# Foton Saçılımı

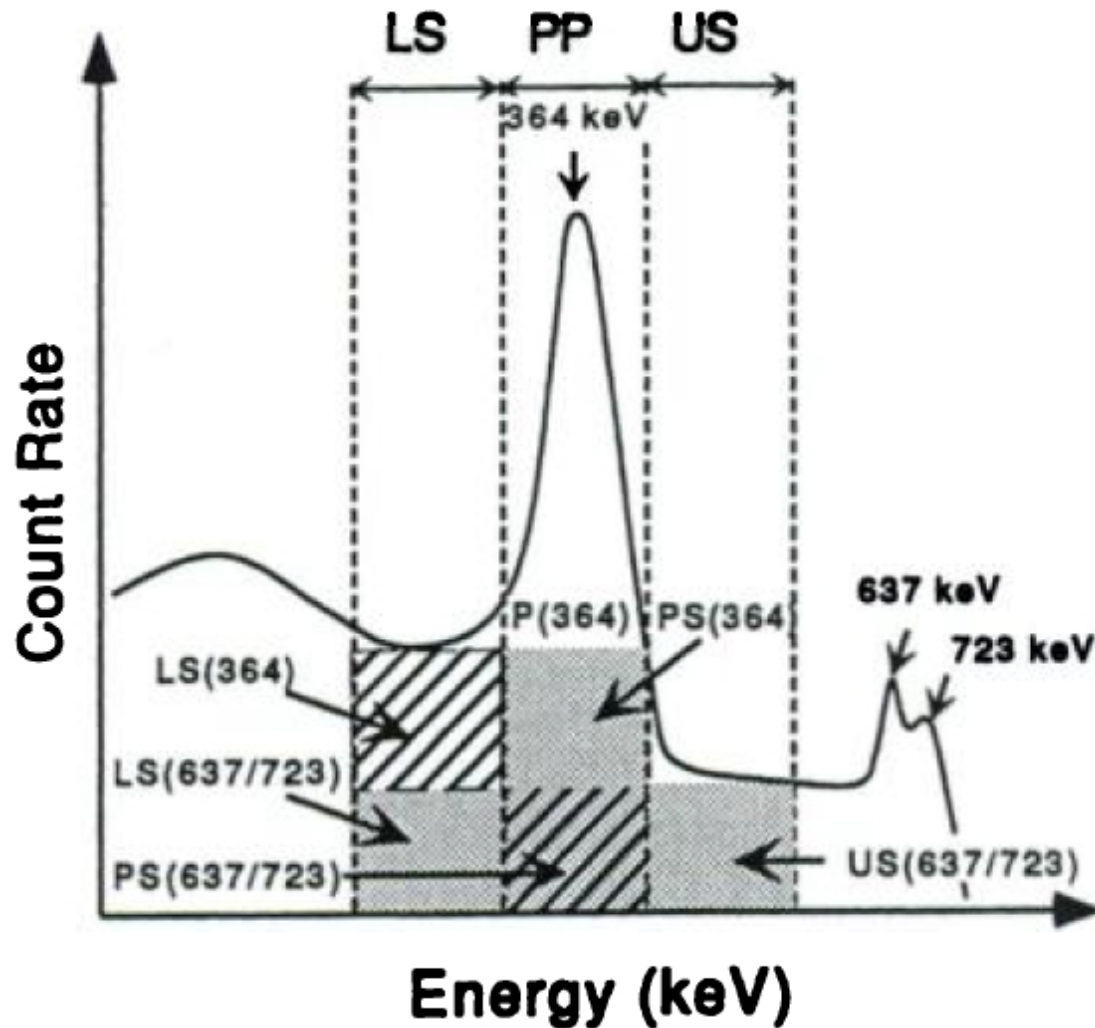


# Foton Saçılımı



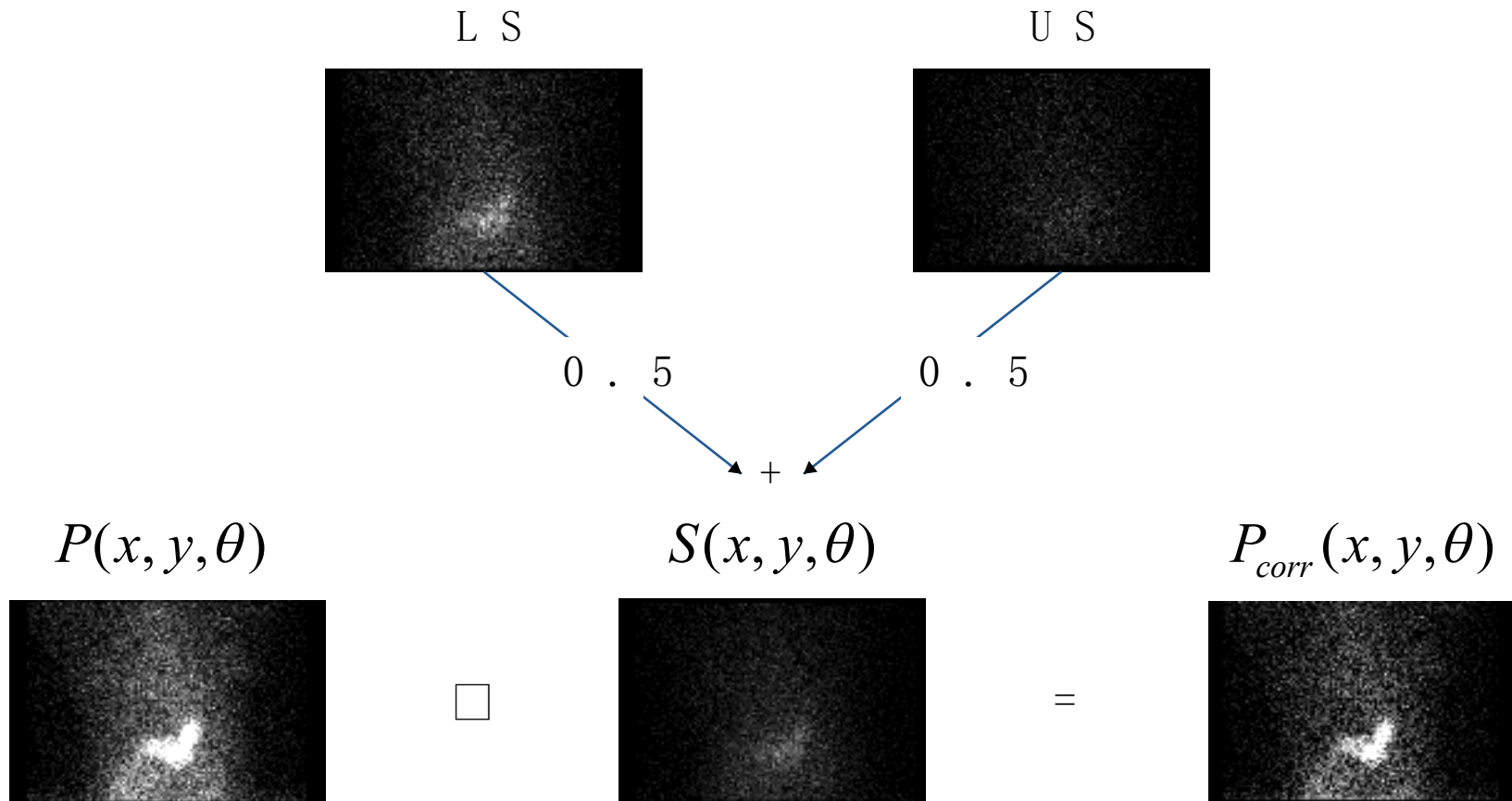
# Saçılma Düzeltmesi

## Üçlü Enerji Penceresi

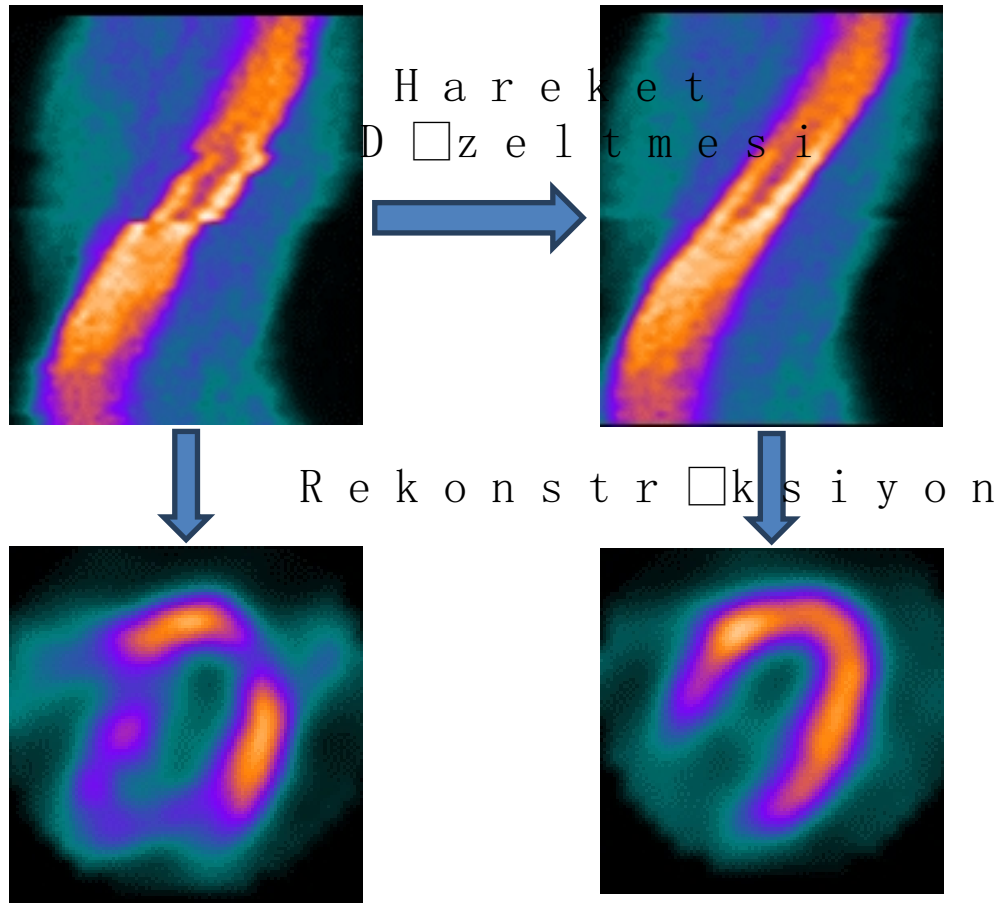


# Saçılma Düzeltmesi

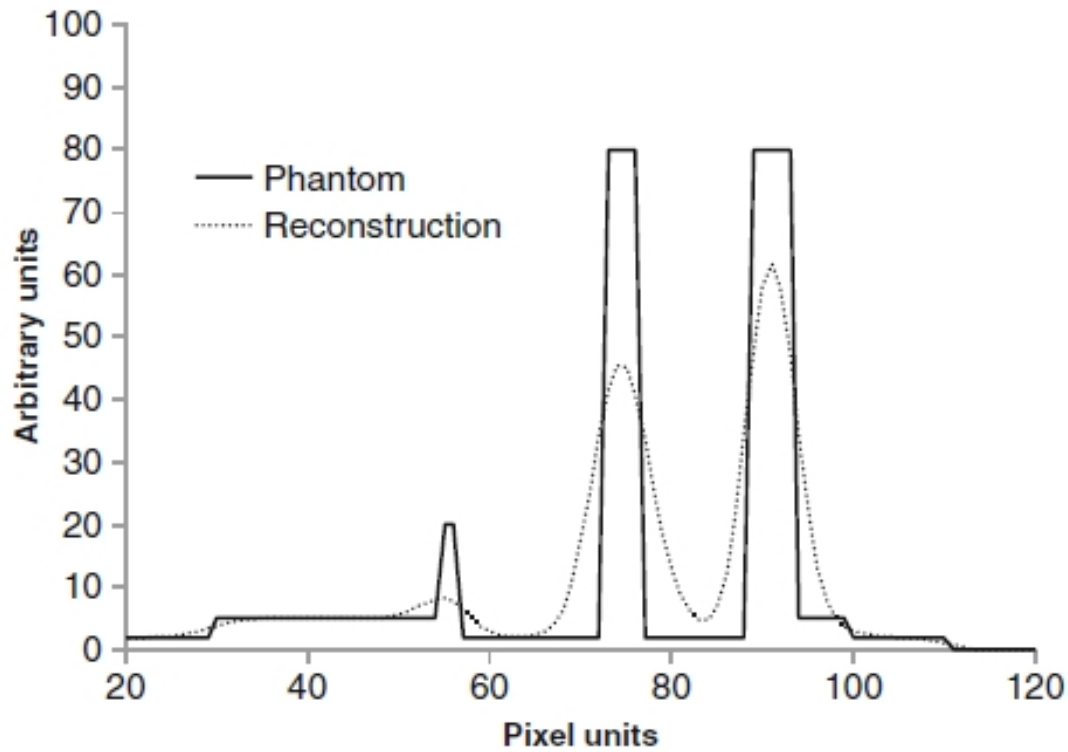
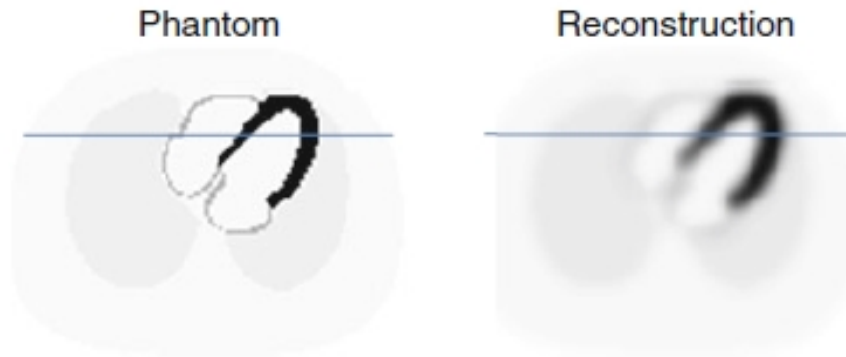
## Üçlü Enerji Penceresi



# Hasta Hareketi

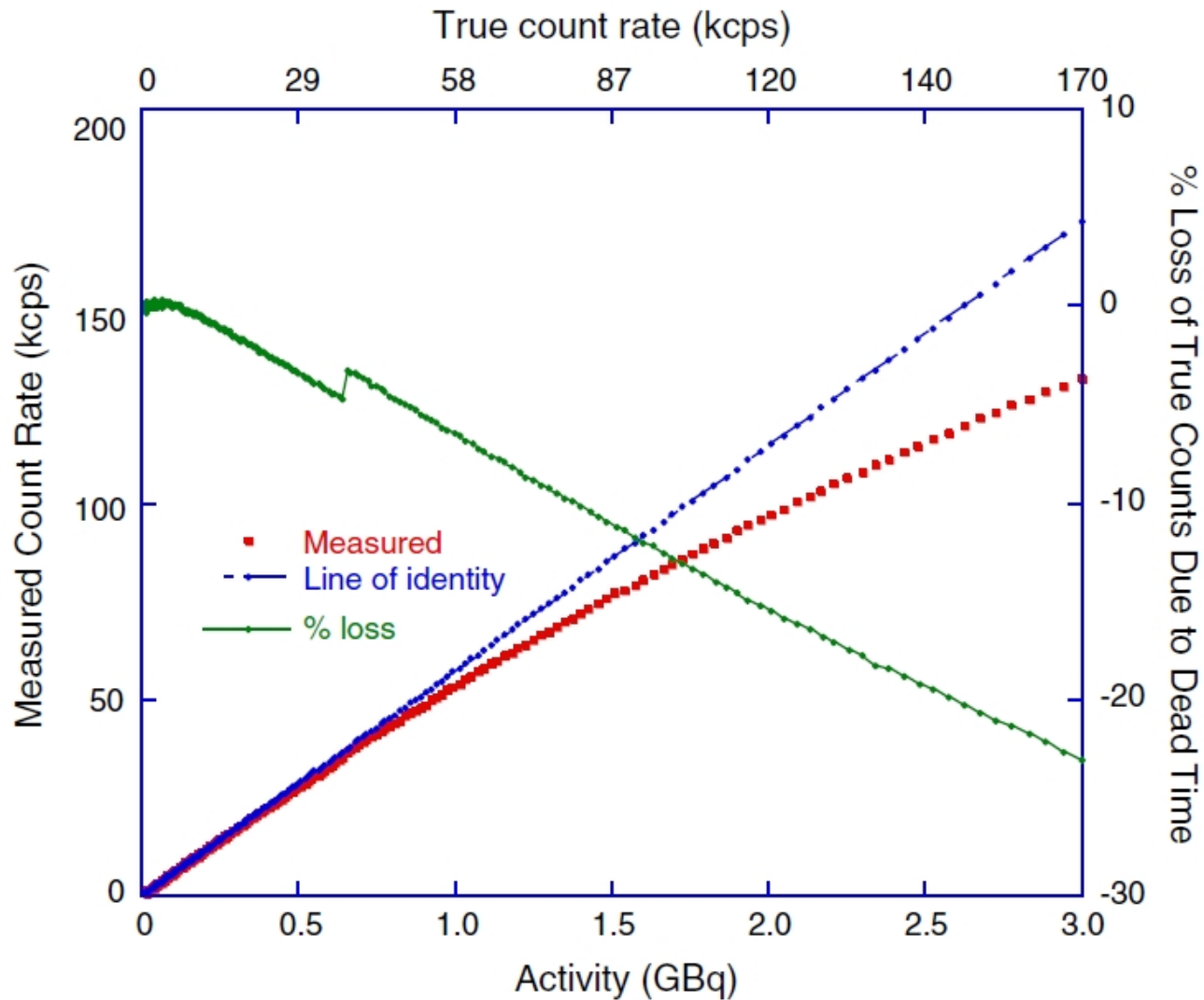


# Kısmi Hacim Etkisi



# Ölü Zaman

Tc-99m



# Sayım Kalibrasyonu

NEMA Standards Publication

NEMA NU 1-2012

Performance  
Measurements of  
Gamma Cameras

National Electrical Manufacturers Association



## Sistem Hacim Hassasiyeti

$$S_{Vol} [cps / Bq] = \frac{R}{V_{Vol}} \times \left[ \frac{e^{-T_0 - T_{cal}} \ln 2}{e^{-T_{1/2}}} \times \frac{e^{-T_{acq}} \ln 2}{e^{-T_{1/2}}} \times \frac{1 - e^{-T_{acq}} \ln 2}{e^{-T_{1/2}}} \right]$$

Zamanlama

Fantom katkili vintse ntr (Başlıca)

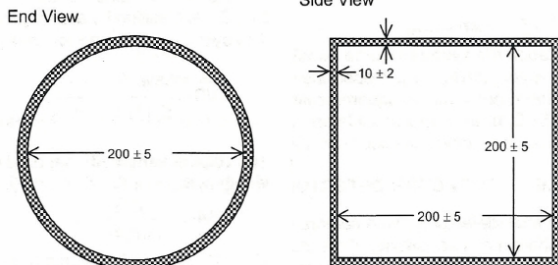


Figure 4-4  
Volume sensitivity cylindrical phantom

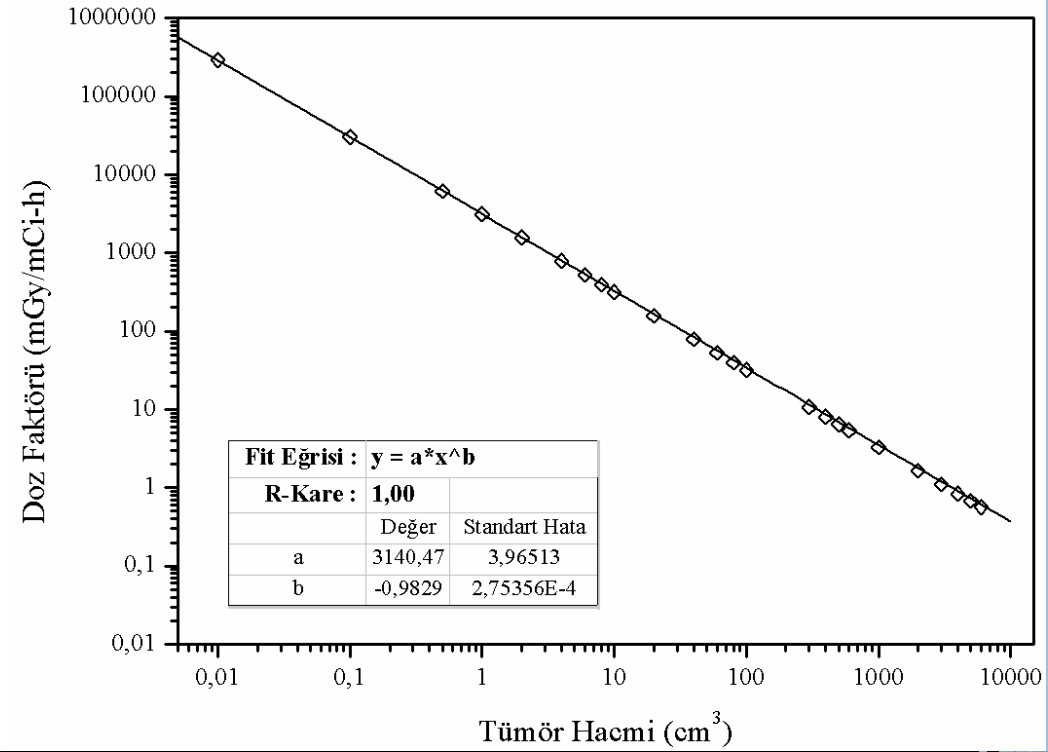
# Tümör Dozimetrisi

- MIRD fantomlarında tümör yapıları bulunmaması nedeniyle tümör dozimetrisi için **Birim Yoğunluklu Küre Modeli** kullanılır\*.
- Bu modelde tümörler, **1 g/cm<sup>3</sup>** yoğunluğa sahip küre şeklinde modellenmektedir.
- Tümör yapılarında tutulan aktiviteden dolayı tümörün aldığı doz hesaplanabilirken,
  - tümörün diğer organlara olan katkıları
  - diğer organların tümöre olan katkıları hesaplanamamaktadır.

\* Stabin MG, Konijnenberg MW. Re-Evaluation of Absorbed Fractions for Photons and Electrons in Spheres of Various Sizes. J Nucl Med. 2000;41:149–160.



# Tümör Dozimetrisi



**Kemik**

□ li □ iDozimetrisi

Eur J Nucl Med Mol Imaging  
DOI 10.1007/s00259-010-1422-4

---

**GUIDELINES**

# **EANM Dosimetry Committee guidelines for bone marrow and whole-body dosimetry**

**Cecilia Hindorf • Gerhard Glatting • Carlo Chiesa •  
Ola Lindén • Glenn Flux**

Published online: 22 April 2010



# EANM Dosimetry Committee guidelines for bone marrow and whole-body dosimetry

**Table 2** Contributors to the total absorbed dose to bone marrow,  $\overline{D}_{BM}$ , for some radiopharmaceuticals used in radionuclide therapy. Note that quantitative imaging automatically gives the total activity

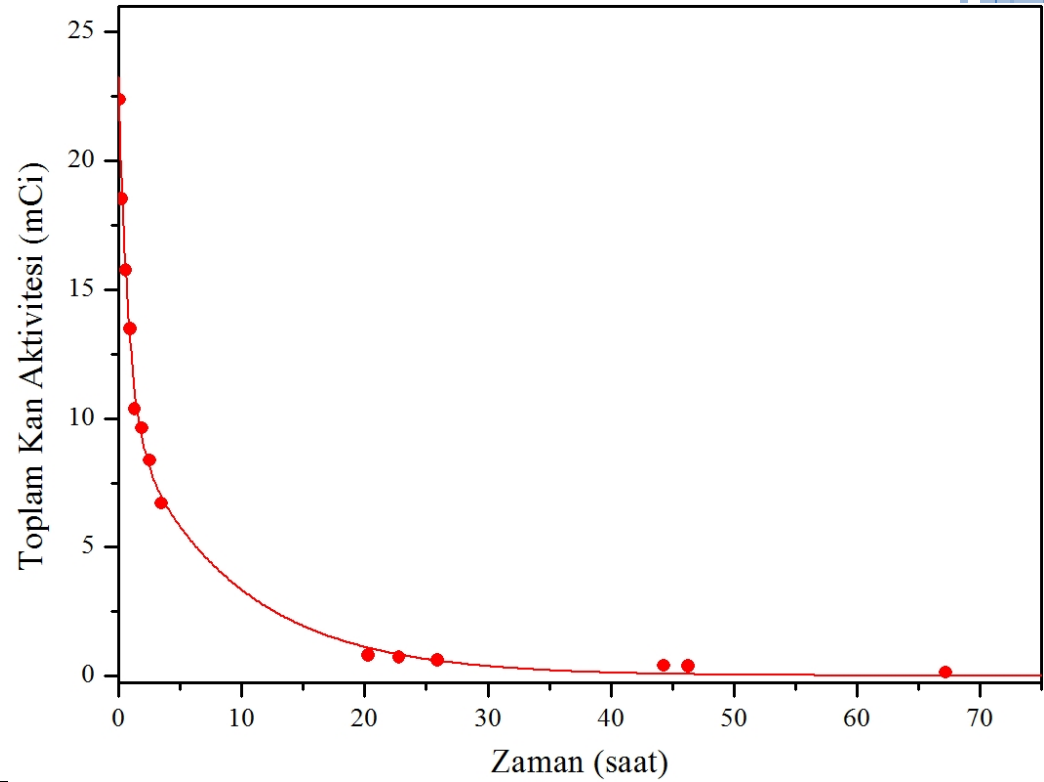
present in the bone marrow, that is, the sum of the activity in the bone marrow cells, the activity in the blood cells present in the bone marrow and the activity freely circulating in the bone marrow

| Group                 | Radiopharmaceutical                      | $\overline{D}_{BM}$                    |                                    |                                        |                                     |                                    |
|-----------------------|------------------------------------------|----------------------------------------|------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------|------------------------------------|
|                       |                                          | $\overline{D}_{BM \leftarrow BM}$      |                                    |                                        | $\overline{D}_{BM \leftarrow bone}$ | $\overline{D}_{BM \leftarrow RoB}$ |
|                       |                                          | $\overline{D}_{BM \leftarrow BMcells}$ | $\overline{D}_{BM \leftarrow ECF}$ | $\overline{D}_{BM \leftarrow BLCells}$ |                                     |                                    |
| Monoclonal antibodies | $^{90}\text{Y}/^{111}\text{In}$ -Zevalin | X <sup>a</sup>                         | X <sup>c</sup>                     | X                                      | X <sup>b</sup>                      | X                                  |
|                       | $^{131}\text{I}$ -Bexxar                 | X <sup>a</sup>                         | X <sup>c</sup>                     | X                                      |                                     | X                                  |
| Peptides              | $^{90}\text{Y}$ -DOTATOC                 |                                        | X <sup>c</sup>                     | X                                      | X <sup>b</sup>                      | X                                  |
| Bone                  | $^{131}\text{I}$ -mIBG                   | X <sup>a</sup>                         | X <sup>c</sup>                     |                                        |                                     | X                                  |
|                       | $^{89}\text{Sr}$ -Cl                     |                                        | X                                  |                                        | X <sup>d</sup>                      | X                                  |
|                       | $^{153}\text{Sm}$ -EDTMP                 |                                        | X                                  |                                        | X <sup>d</sup>                      | X                                  |
|                       | $^{186}\text{Re}$ -HEDP                  |                                        | X                                  |                                        | X <sup>d</sup>                      | X                                  |
| Thyroid               | $^{131}\text{I}$ -NaI                    |                                        | X                                  |                                        |                                     | X                                  |

<sup>a</sup> Contribution of  $\overline{D}_{BM \leftarrow BMcells}$  should be included if the patient has metastatic spread to the bone marrow.  
<sup>b</sup> Free  $^{90}\text{Y}$  is taken up in bone.  
<sup>c</sup> Contribution of  $\overline{D}_{BM \leftarrow ECF}$  should be included if the patient does not have metastatic spread to the bone marrow.  
<sup>d</sup> The standard method results in large inaccuracies if the patient has considerable metastatic spread to the bone and has osteoporotic regions.

# Kemik İliği Dozimetrisi

- Kandaki aktivite,  $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATE infüzyonu sonrası 3, 10, 20, 40, 60, 90ıncı dakikalar ve 2, 3, 20, 22, 25, 44, 50 ve 68inci saatlerde alınan kan örneklerinden elde edilir.
- Kan örnekleri,  $^{177}\text{Lu}$  izotopu için **sayım-aktivite kalibrasyonu** yapılan gama sayıcıda ölçölür.



# Vücutun Geri Kalanının Kaynak Olarak Kullanılması

- Seçilen kaynak organların dışında vücutun geri kalanında bulunan aktivitenin diğer organlarda soğurulan doza olan katkısı dikkate alınır.
- Tümör yapılarında tutulan aktivitenin, hedef organlara katkısının dikkate alınabilmesi için tümör aktiviteleri tüm vücutun kalanına eklenir.



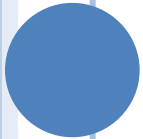
# EANM Dosimetry Committee guidelines for bone marrow and whole-body dosimetry

## Vücudun kalanının kemik iliği dozuna katkısı

$$D_{BM \leftarrow RoB} = \frac{A_{WB}}{e} - \frac{A_{BM}}{e} - \sum_h \frac{A_h}{e} \cdot S_{BM \leftarrow RoB}$$

$$S_{BM \leftarrow RoB} = S_{BM \leftarrow WB} \cdot \frac{m_{WB,phantom}}{m_{WB,patient}} \cdot \frac{m_{BM,phantom}}{m_{BM,patient}} - S_{BM \leftarrow BM} \frac{m_{BM,phantom}}{m_{RoB,patient}} \cdot \frac{m_{BM,phantom}}{m_{BM,patient}} \\ - \sum_h S_{BM \leftarrow h} \frac{m_{h,phantom}}{m_{RoB,patient}} \cdot \frac{m_{BM,phantom}}{m_{BM,patient}}$$

S faktörlerinin hasta kilosunu kullanarak skalalandırılması



**Uygulama**

# Uygulama

- İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp AD.'nda  $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATE kullanılarak gerçekleştirilen PRRT uygulamalarında hastaların organ dozları tespit edildi.
- Bir hastaya en çok 3 fraksiyonda 590 mCi aktivite verildi.
- Hiçbir hastada toksik böbrek ve kemik iliği dozuna ulaşılmadı.



# 100 mCi $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATEBaşına Böbrek Dozları

N=59



# 100 mCi $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATE Başına Böbrek Dozları

N=59

~300 mCi

~1900 mCi



# 100 mCi $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATEBaşına Kemik İliği Dozları

N=49



# 100 mCi $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATEBaşına Kemik İliği Dozları

N=49

~1000 mCi

~3200 mCi



# 100 mCi $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATEBaşına Kemik İliği Dozları

|                                                             | Ortalama<br>$\pm$ SD | Yüzde Oranı |
|-------------------------------------------------------------|----------------------|-------------|
| Kandaki Aktiviteden<br>Kaynaklanan Doz<br>(mGy/100mCi)      | $12 \pm 4$           | % 10        |
| Diğer Kaynak Organlardan<br>Kaynaklanan Doz<br>(mGy/100mCi) | $9 \pm 6$            | % 7         |
| Vücudun Geri Kalanından<br>Kaynaklanan Doz<br>(mGy/100mCi)  | $104 \pm 32$         | % 83        |
| Toplam Kemik İliği Dozu<br>(mGy/100mCi)                     | $125 \pm 33$         | % 100,0     |

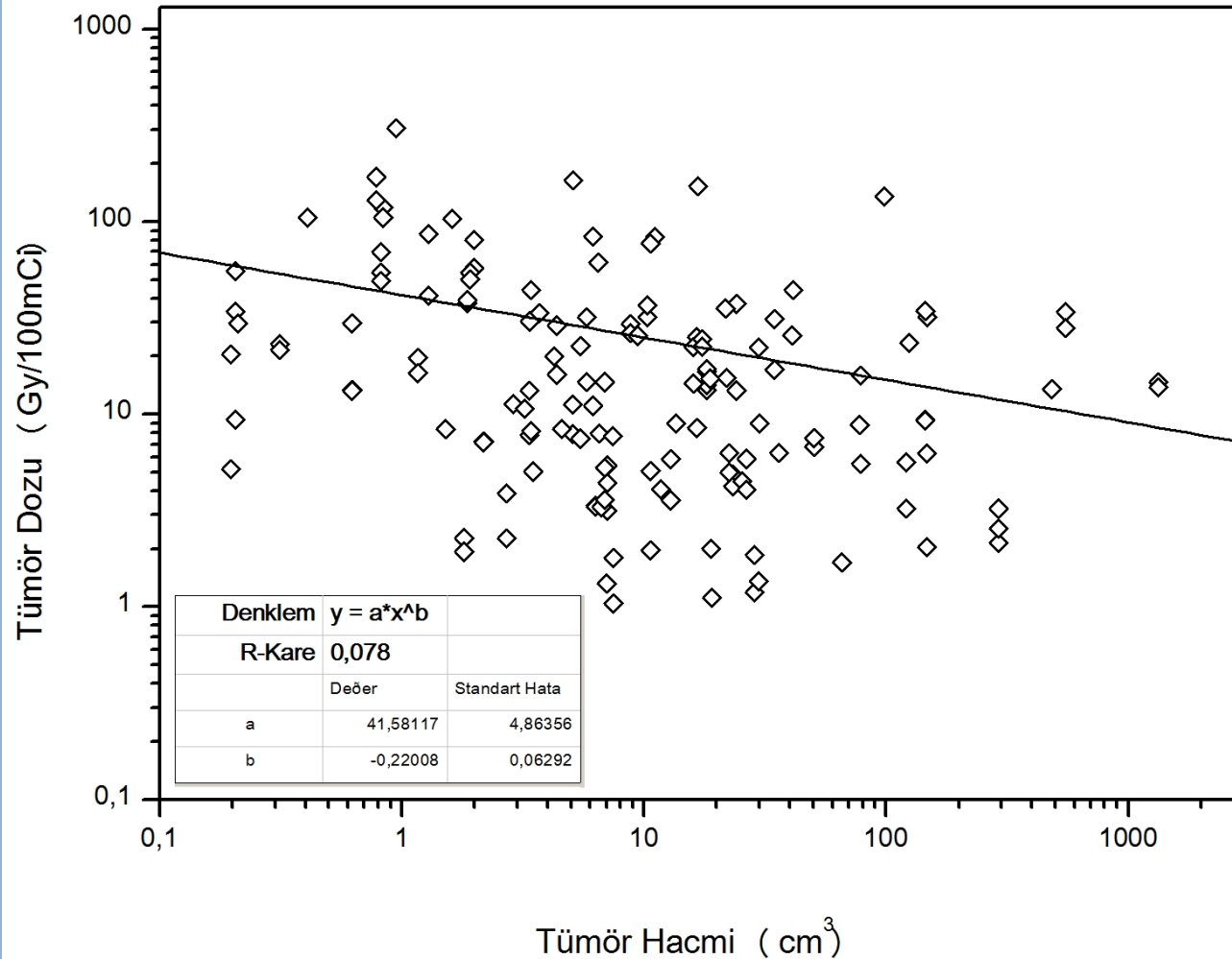


# 100 mCi <sup>177</sup>Lu-DOTATATEBaşına Diğer Organ Dozları

| Organ     | Ortalama<br>± SD | En Düşük | En Yüksek |
|-----------|------------------|----------|-----------|
| Karaciğer | 1,20 ± 0,62      | 0,32     | 3,03      |
| Dalak     | 5,89 ± 2,74      | 0,48     | 12,00     |
| Tüm Vücut | 0,23 ± 0,09      | 0,09     | 0,55      |



# Tümör Dozları



Kümülatif aktivite farklılığı



**Teşekkürler...**