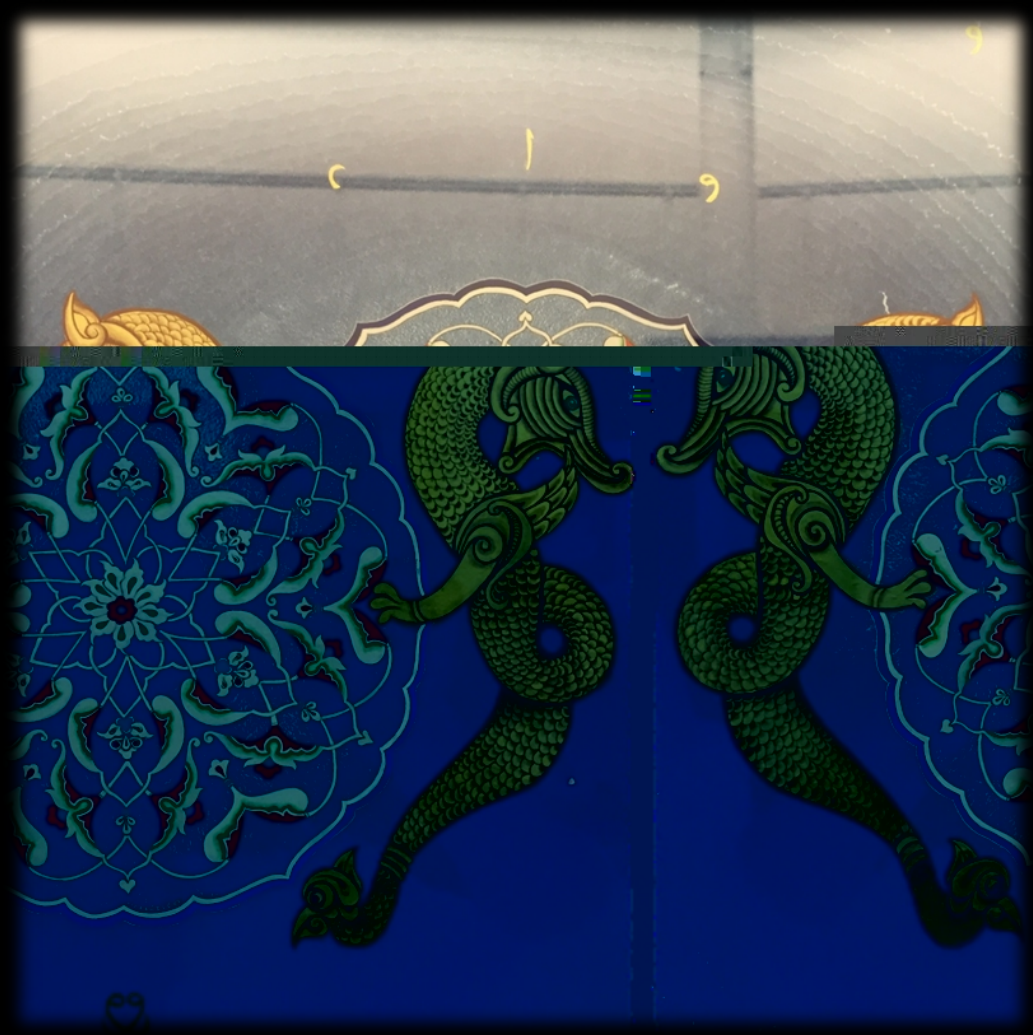


SPECT/BT



Fiz.Yük.Müh.Meral DEĞER



- Nükleer tıp SPECT görüntülerinde artan tutulum bölgesini tanımlamada,
- Bölgenin kesin anatomik lokalizasyonunu belirlemekte zorlanılmaktadır.
- Anormal tutulumla normal fizyolojik tutulumu ayırt etmek önemlidir.

Neden SPECT/BT görüntüleme?

- Homojen olmayan azalım haritaları oluşturur.
 - Önceden kullanılan azalım düzeltme yöntemleri “sabit μ haritaları” iyi sonuç vermedi.
 - Radyoaktif kaynak kullanarak BT gibi transmisyon yapmak.
- Fonksiyonel-anatomik görüntüleme (imaj füzyon)
 - Radyofarmasötik dağılımın anatomik lokalizasyondaki yerini belirlemek için görüntüleri üst üste oturtur (füzyon).

Neden SPECT/BT görüntüleme?

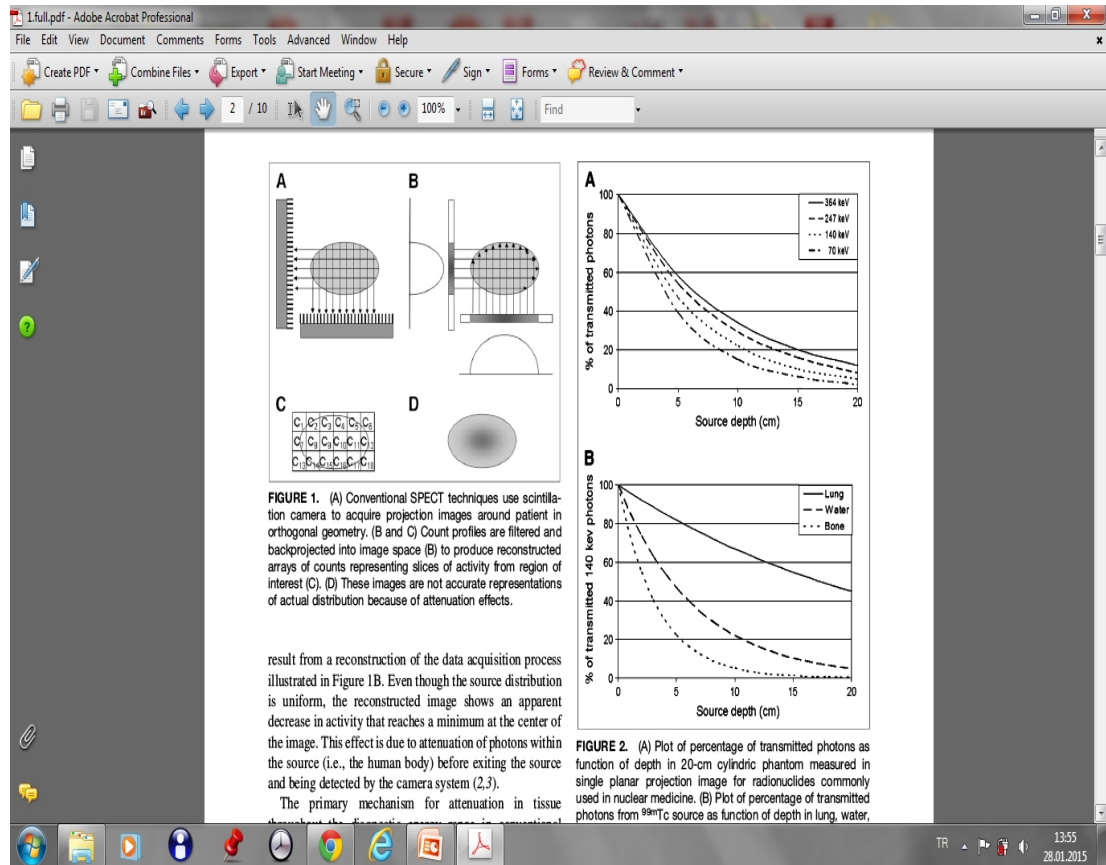
- Tutulum bölgelerinin lokalizasyonunu doğru belirleme,
- BT görüntüleri kullanılarak elde edilen füzyon görüntülerinden daha detaylı veri elde edilir.
- Bu, yorumun güvenilirliğini artırır.
- Bu teknoloji, fizyolojik ve anatomik görüntüleri tek görüntüleme yatağı kullanarak elde eder.

Hibrid SPECT/BT' sağladıkları

- Organlar ve lezyonların lokalizasyonu ve tanımını daha iyi verilir.
- Bu teknolojinin en önemli avantajlarından biri, anatomik görüntülerin foton azalım düzeltmesinde kullanılmasıdır.
- Hastaya spesifik azalım düzeltmesi kullanılır.
- Daha doğru nicel değerlendirme elde edilir.
- Tanı da daha doğru sonuca ulaşılır.

SPECT'de Görüntünün Elde Edilmesi

- SPECT'de dedektörlerin toplam 360° dönmesi ile görüntü elde edilir.
- Sayım profilleri filtrelenir ve backprojection elde edilir.
- Dijital ortamda saklanır.
- Foton azalımının etkisinden dolayı bu görüntüler gerçek dağılımı göstermez.



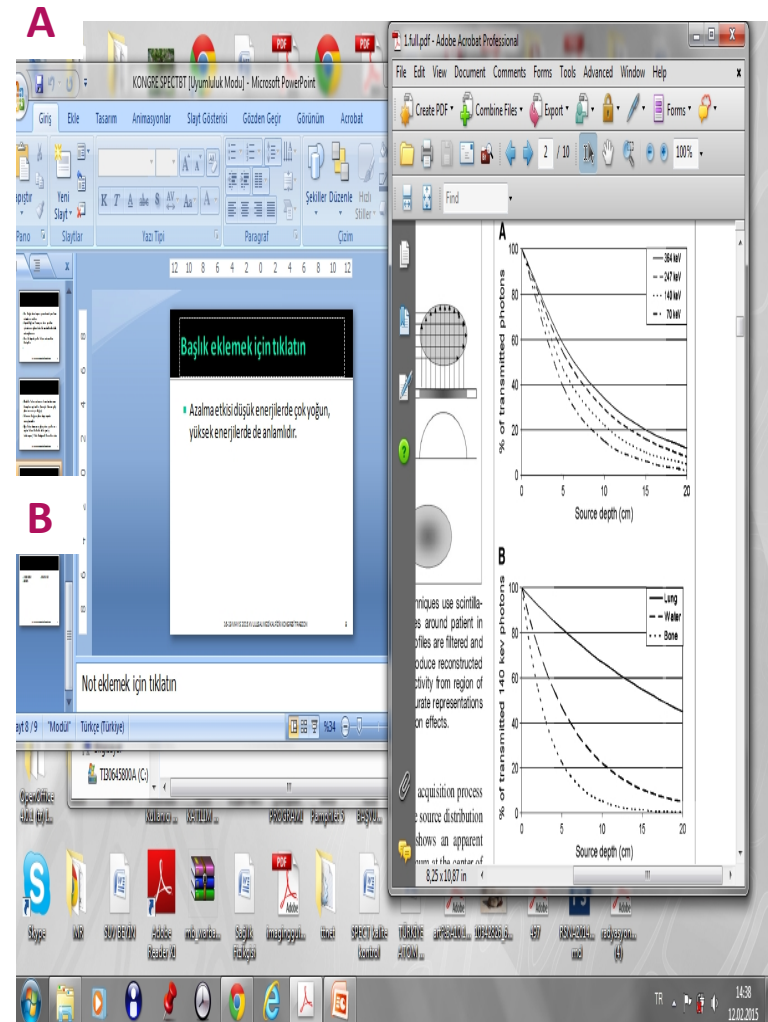
Foton Azalımı

- Dokuda foton azalımının temel mekanizması Kompton saçılımıdır. (Sonuçta fotonun gidiş yönü ve enerjisi değişir.)
- Fotonun değişen yönü kayıp sayımla sonuçlanacaktır.
- Eğer foton kameranın görüş alanı içinde ise , saçılan foton dedekte edilir (yanlış lokalizasyon) background da neden olur.

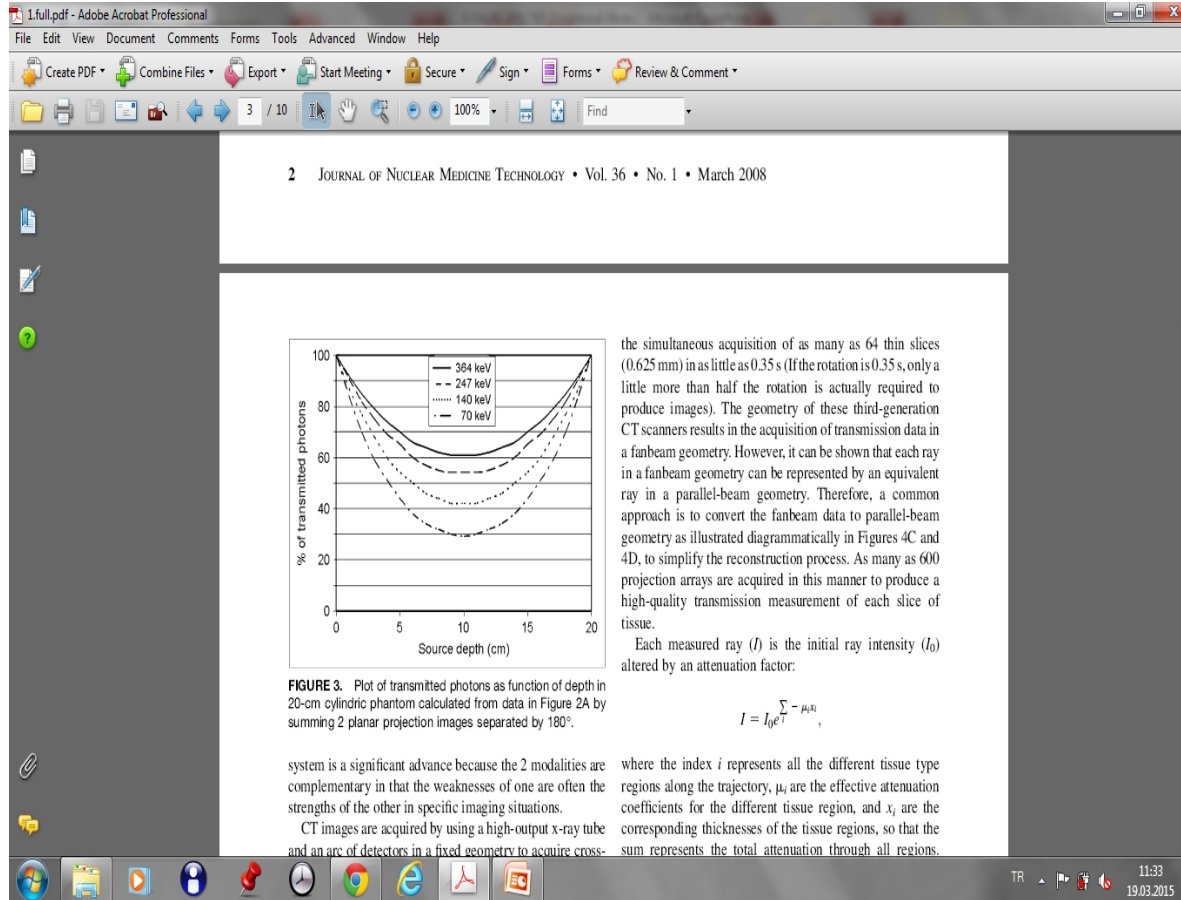
Azalımin etkisi düşük enerjilerde çok fazla olmasının yanında yüksek enerjilerde de anlamlıdır (I-131 için 364 keV).

B'de azalımının büyüklüğü, doku tipine bağlıdır.

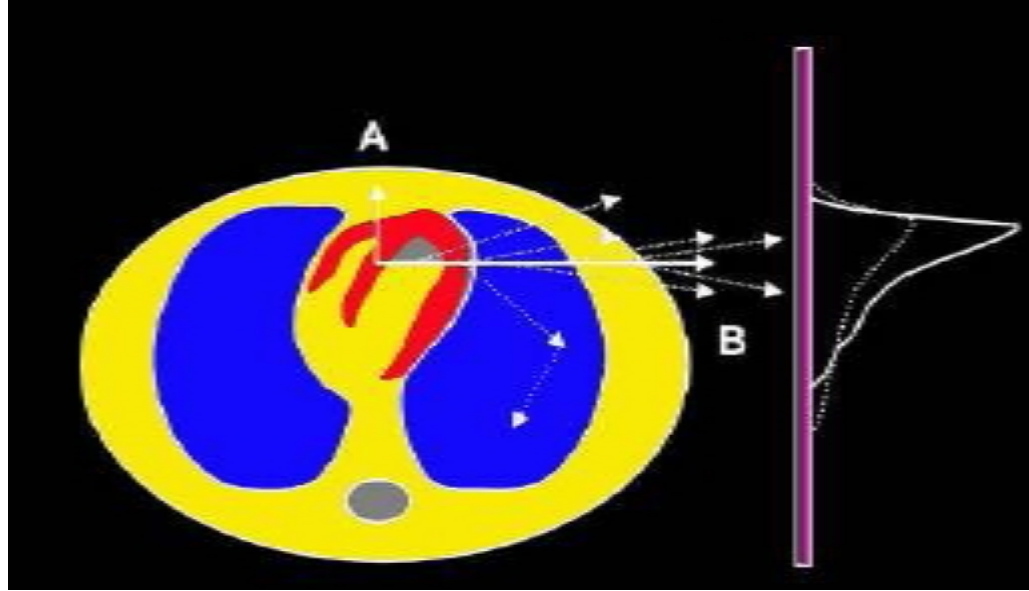
Akciğer , yumuşak doku ve kemik de derinliğe karşı 140 keV-fotonların yüzde geçirgenliği görülmektedir.



SPECT'de Foton Azalması



Kardiyak Foton Azalımı



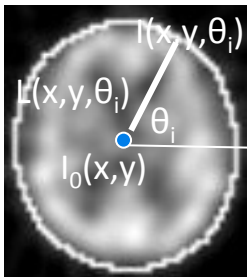
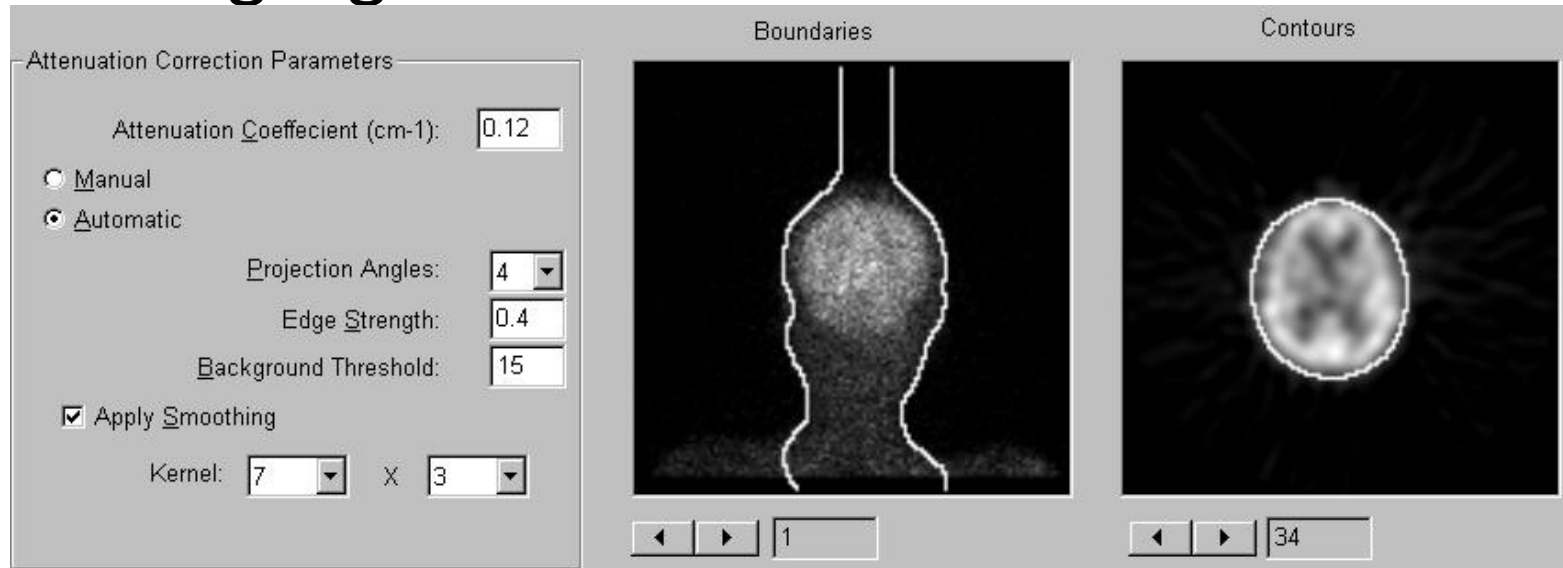
- Azalım, profillerde distorsiyon kadar nicel hatalara neden olur.
- Azalım dağılım bilgisi azalım düzeltmesi için gereklidir.

Kardiyak Foton Azalımı

- Kadınlar da kardiyak SPECT' de en sık karşılaşılan meme azalımı artefaktıdır.
- Hastanın sırtüstü pozisyonunda her iki görüntülemeye (stress ve rest) meme farklı pozisyonlarda olabilir.
- Meme protezi
- Erkekler de en sık karşılaşılan sol hemidiyafram, => daha az ölçüde sağ ventrikül de olmak üzere sol ventrikül inferior duvarında sayım azalımı.

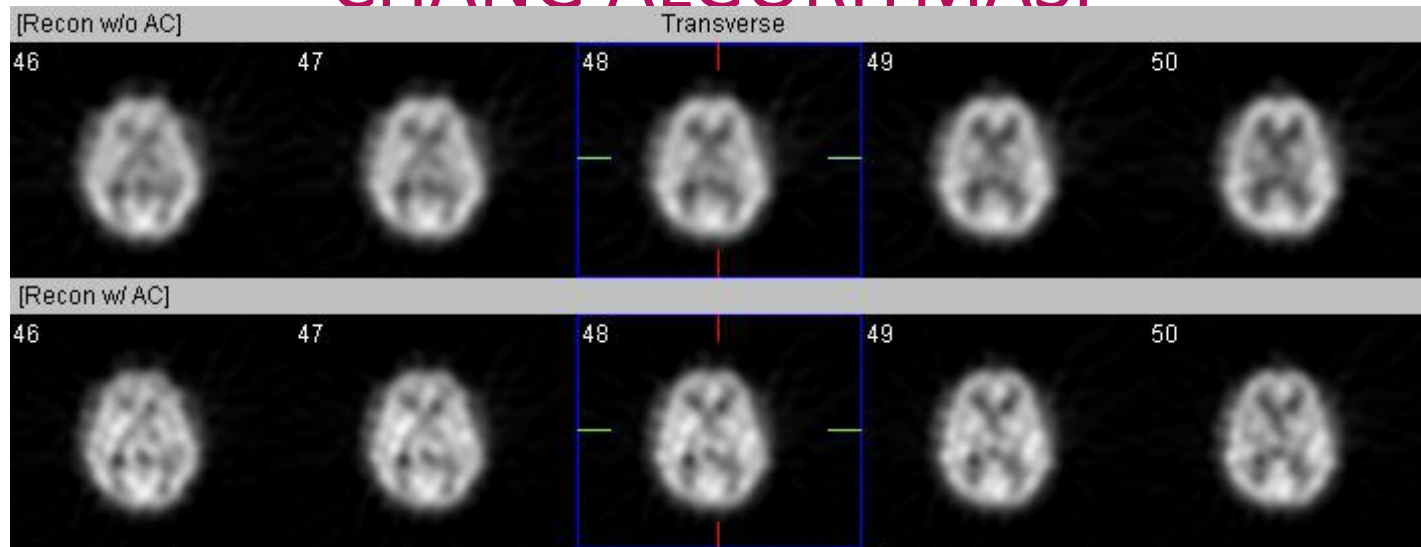
Klasik SPECT Foton Azalım Düzeltmesi (FAD)

- Chang algoritması kullanılır



Klasik SPECT FAD

CHANG ALGORİTMASI



- Doğru organ sınırlarını belirlemek zordur.

FAD için Transmisyon Yöntemli Radyoaktif Kaynak Kullanımı

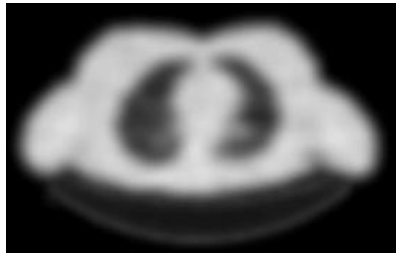
- Levha şeklinde veya çubuk şeklinde kapalı radyoaktif madde olarak Gadolinyum-153 ($T_{1/2}=240.4$ gün, 41 keV ve 102 keV)
- Aynı anda hem hasta görüntülemesi hem de transmisyon görüntülemesi yapılmaktadır.
- Daha sonra nokta kaynak şeklinde Ba-133 ($T_{1/2}=10.5$ yıl, 356 keV) kullanıldı.
- Fotonlar kolimatörün septalarını penetre etmektedir.

Gd-153 Transmisyon Kaynağı

Hareketli kaynak



Sabit Kaynak



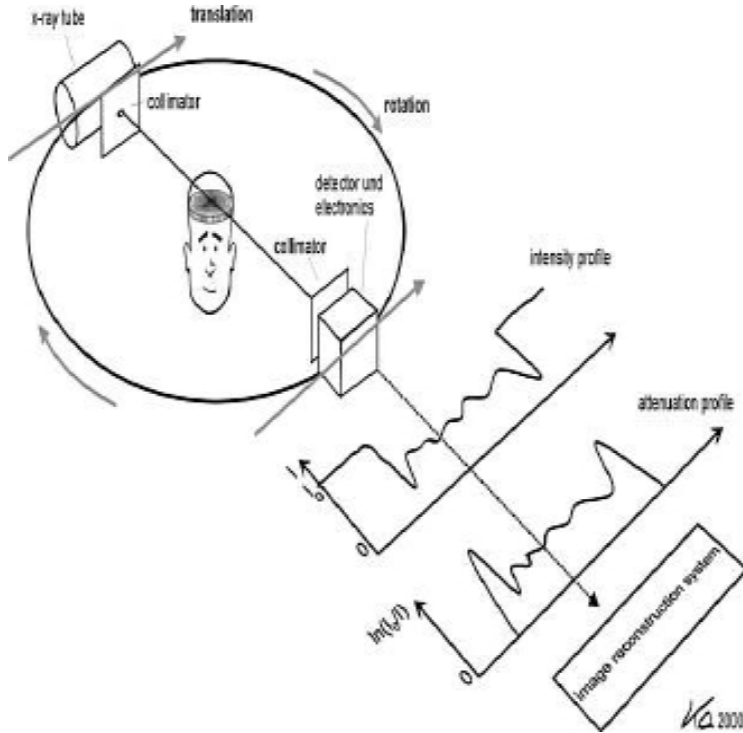
Kullanımda limitler

- Düşük ayırma gücü
- Düşük istatistik
- Emisyon kontaminasyonu (Tc99m için downscatter)
- Kardiyak için dizayn edilmiştir.

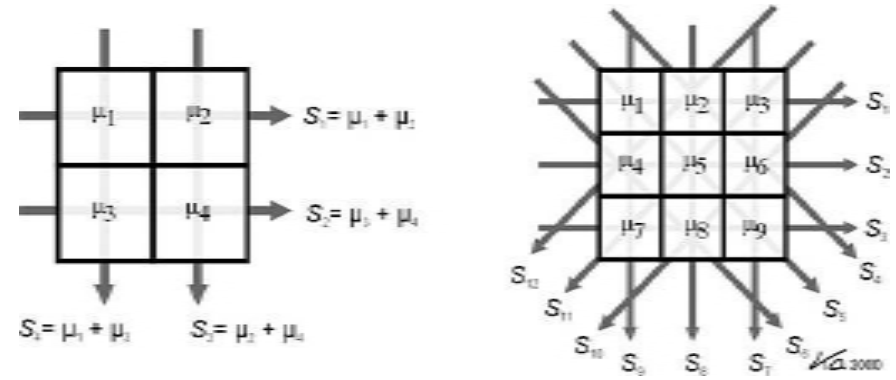
Bilgisayarlı Tomografi (BT)

- PET'de BT'nin başarılı kullanımından sonra SPECT'de foton azalımıdaki eksiklikler için BT teknikleri kullanılmaya başlandı.
- BT ,yüksek kalite de görüntü ve yüksek uzaysal ayırma gücü sağlar [($\approx$ 1 mm) kesit anatomisi görüntüleri].

BT görüntülerinden SPECT μ Haritaları



BT, hastanın farklı açılardaki projeksiyonları alarak azalım profillerini elde eder.



Yeniden oluşturulan görüntü foton azalım düzeltmesinin $\mu(x, y)$ 2 boyutlu haritasıdır.

BT görüntülerinden SPECT μ Haritaları

49-14589-50777-108.pdf (SECURED) - Adobe Acrobat Professional

File Edit View Document Comments Forms Tools Advanced Window Help

Create PDF Combine Files Export Start Meeting Secure Sign Forms Review & Comment

7 / 11 100% Find

(m=12,n=10) 2-D pre-filter: Butterworth, $f_c = 0.6$ Nyquist, order = 10

3-D OSEM w/ cone beam modeling (m=25,n=10)

3-D Gaussian Post-Filter (7.8 mm FWHM)

S. Cheenu Kappadath, PhD

Improve localization of uptake regions

Increase confidence in interpretation

S. Cheenu Kappadath, PhD

AAPM 2010 Annual Meeting

CT-based AC for SPECT/CT

CT $\rightarrow$ CT noise reduced $\rightarrow$ CT_{AC} $\rightarrow$ μ -map

Smooth, re-bin CT to match SPECT
Register CT w/ SPECT

Apply bi-linear transform on pixel-by-pixel basis

Reconstructed SPECT

Transition Matrix A_{ijk}

Other factors:
-SPECT projections
-Scatter estimates
-Collimator response

S. Cheenu Kappadath, PhD

AAPM 2010 Annual Meeting

CT-based μ values

Material attenuation versus Energy

Alr Muscle Bone

Photoelectric effect dominant

Compton scatter dominant

μ/ρ (cm²/g)

Energy (keV)

CT

- $\mu = k \times \text{CT-HU}$ (simple but not accurate)
- Compton Scatter probability proportional to e^- density
- Photoelectric effect probability proportional to $(Z/E)^3$
- Attenuation mismatch between PE and CS with energy for high Z

S. Cheenu Kappadath, PhD

AAPM 2010 Annual Meeting

7

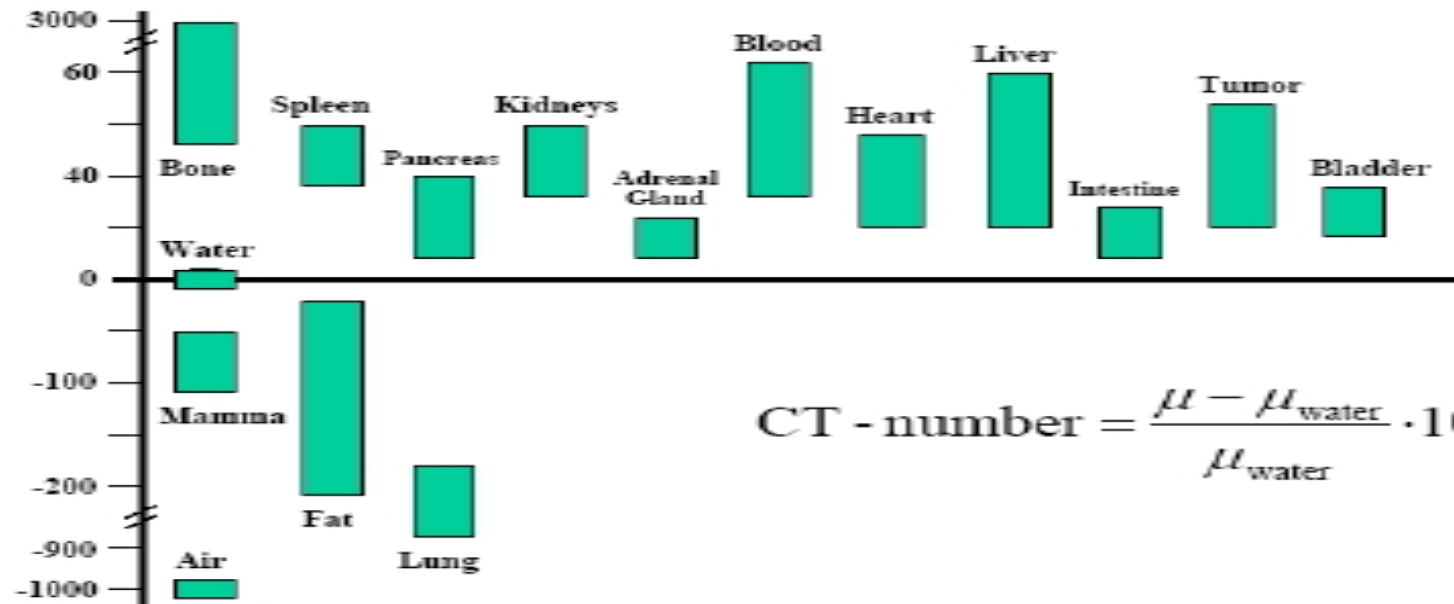
11:11 03.05.2015

Foton Azalma Haritası

(x,y) X-ışını enerjisine bağlıdır ve Hounsfield birimi olarak ifade edilir.

$$CT_{\text{number}} = [(\mu_{\text{tissue}} - \mu_{\text{water}}) / \mu_{\text{water}}] \times 1,000$$

CT-numbers of tissue in Hounsfield units (HU)



$$CT - \text{number} = \frac{\mu - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \cdot 1000$$

BT görüntülerinden SPECT μ Haritaları

BT HU- SPECT cm^{-1} dönüşüm

- piece-wise bilinear
(en çok kullanılan)

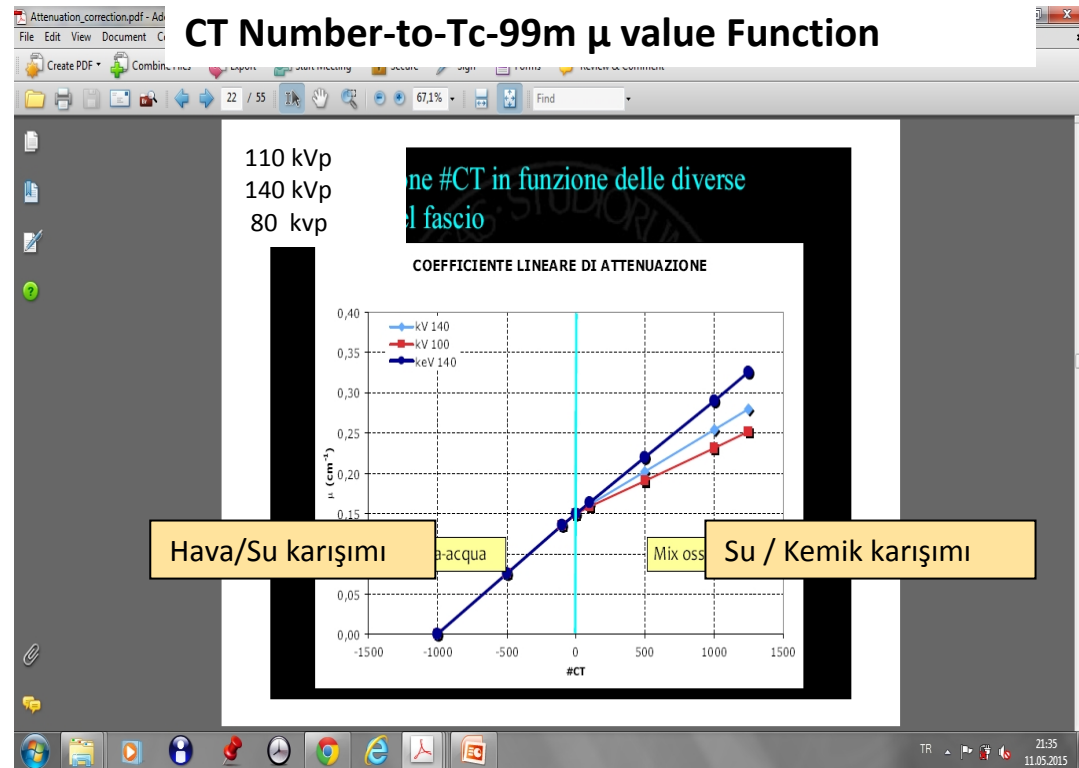
Enerji

BT için (70-80 keV)

SPECT için

(kullanılan radyonüklide bağlı)

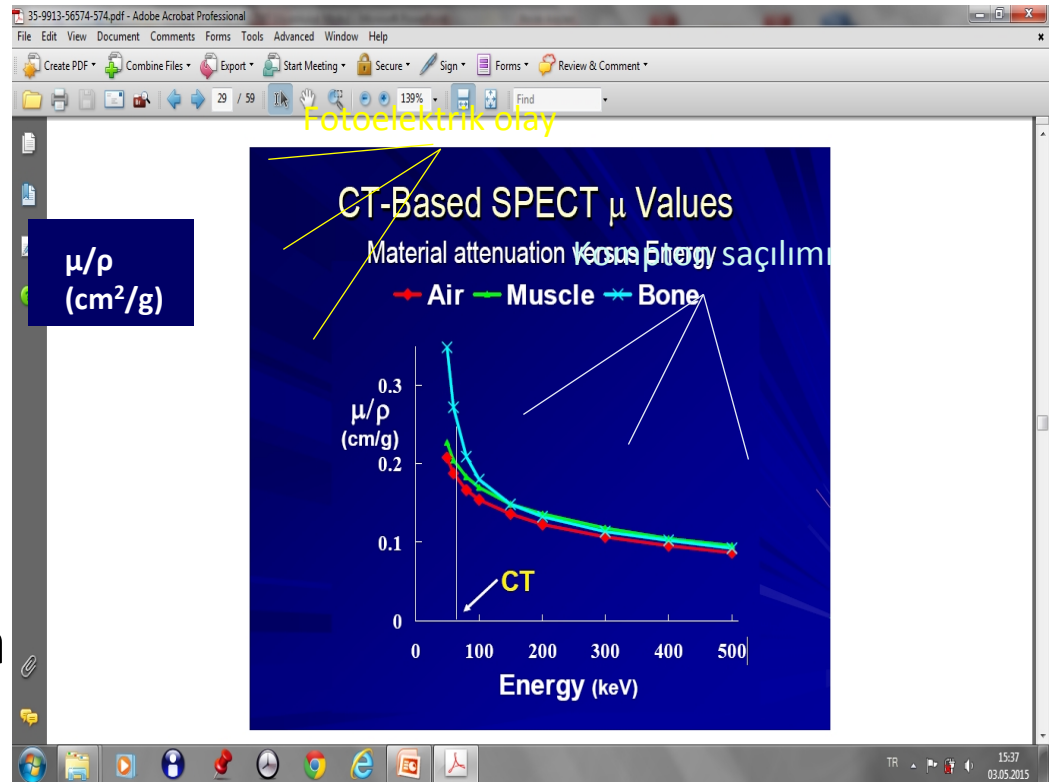
Tc99m için 140 keV



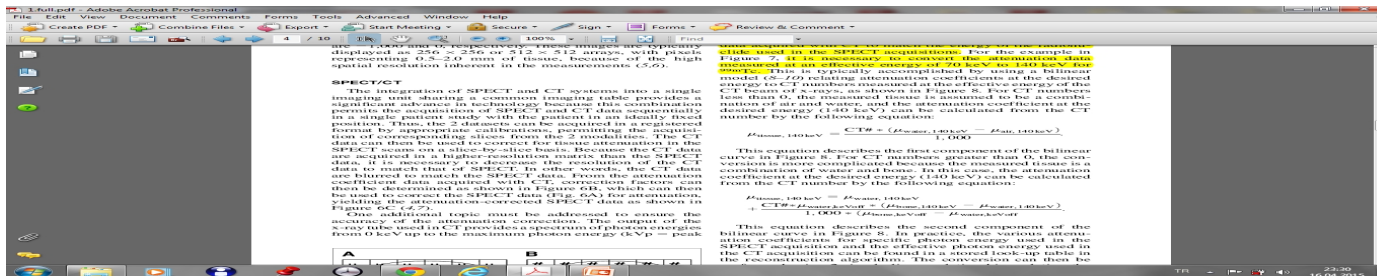
BT görüntülerinden SPECT μ Haritaları

Maddedeki Foton azalımına karşı Enerji Grafiği

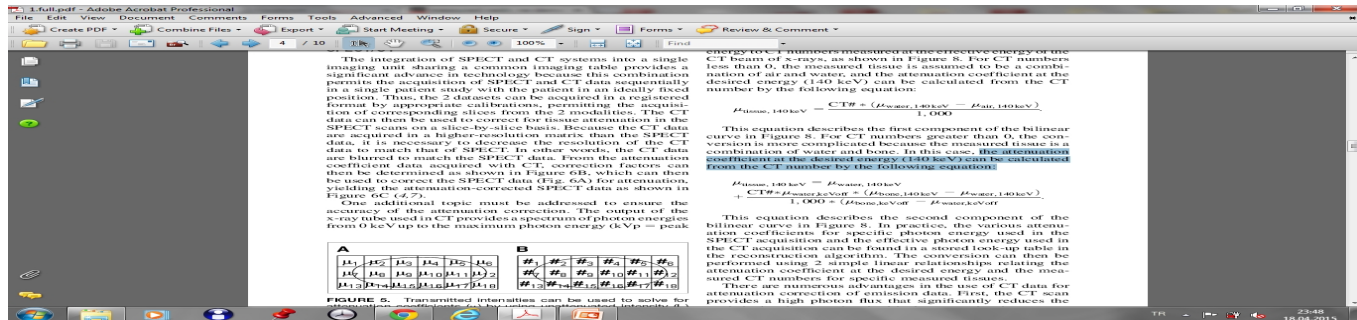
- Kompton saçılımı e^- yoğunluğu ile orantılıdır.
- Fotoelektrik olay $(Z/E)^3$ orantılıdır.
- Azalımın etkileri enerji ile değişir.
- BT'de elde edilen azalma verilerinin SPECT'de kullanılan radyonüklidin enerjisine uyması için dönüştürmek gerekir



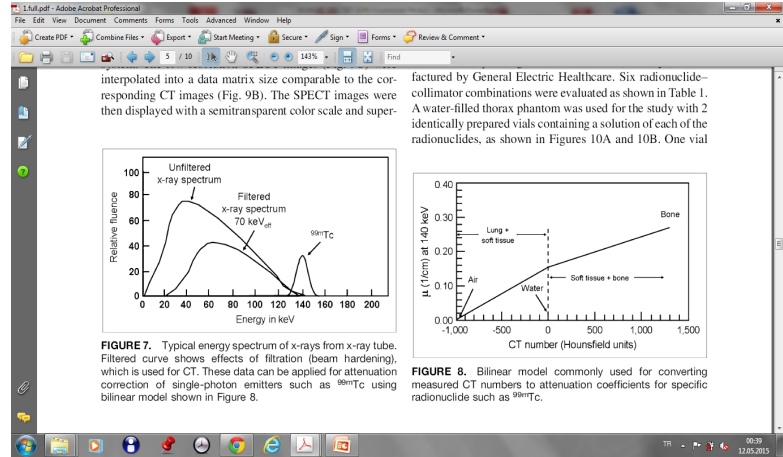
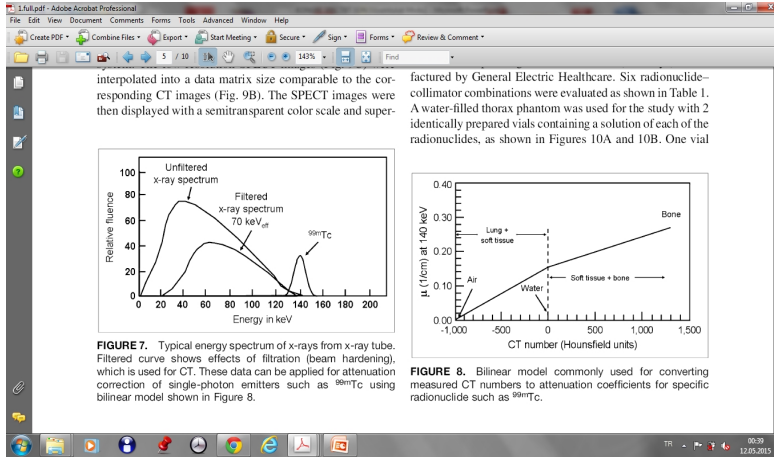
- 70 keV efektif enerji için ölçülen foton azalma verilerini Tc-99m için 140 keV'e dönüştürmek gerekir.
- CT numarası sıfırın altındaki ise ölçülen dokunun ,hava ve suyun kombinasyonu olduğu varsayılır. Aşağıdaki formüle göre



- CT numarası sıfırdan yukarıda ise, dönüşüm daha karışıktır çünkü ölçülen doku, su ve kemik karışımıdır.
- 140 keV foton azalım katsayısı aşağıda bulunan denklemdeki gibi hesaplanır.

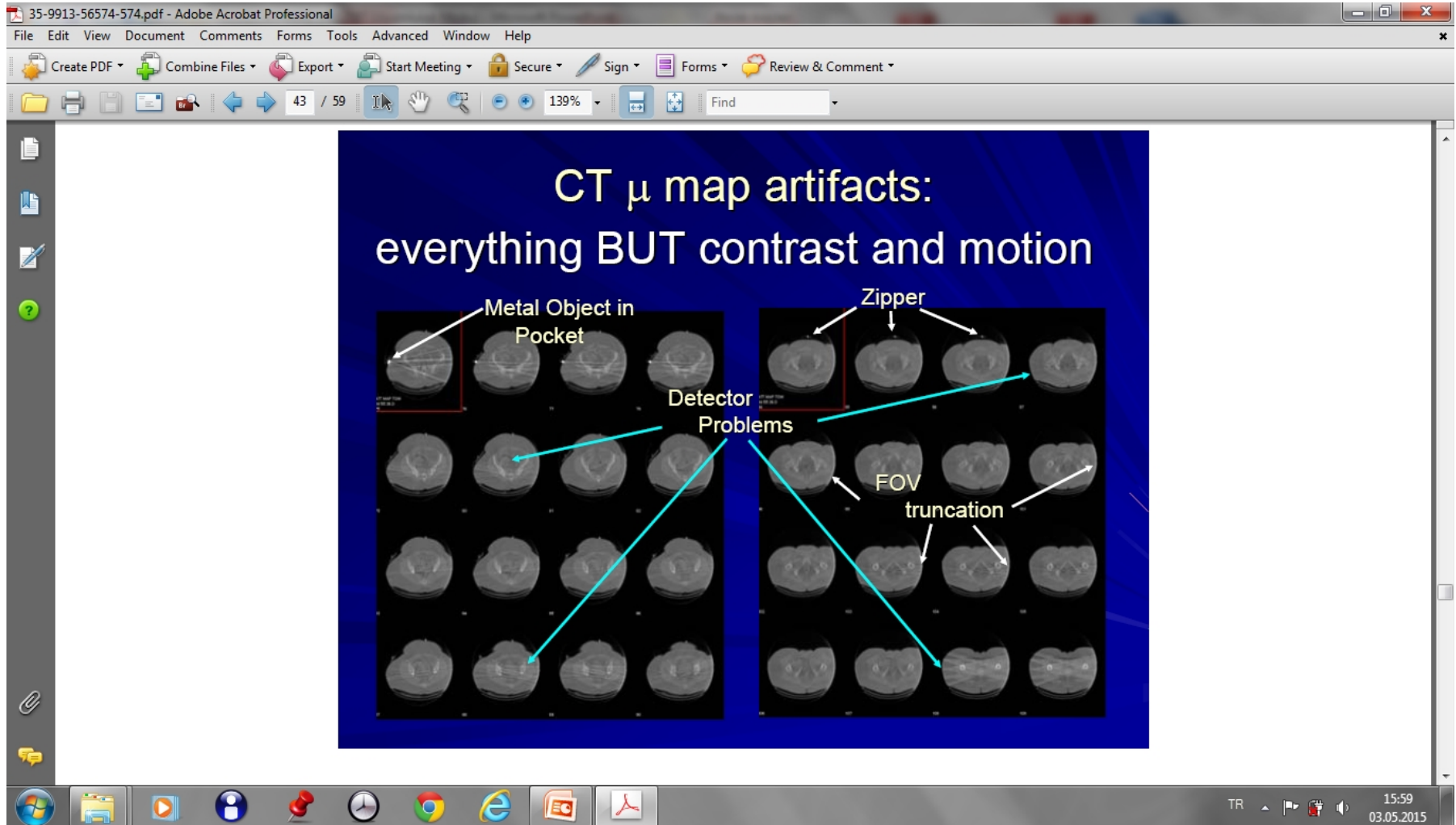


Beam Hardening

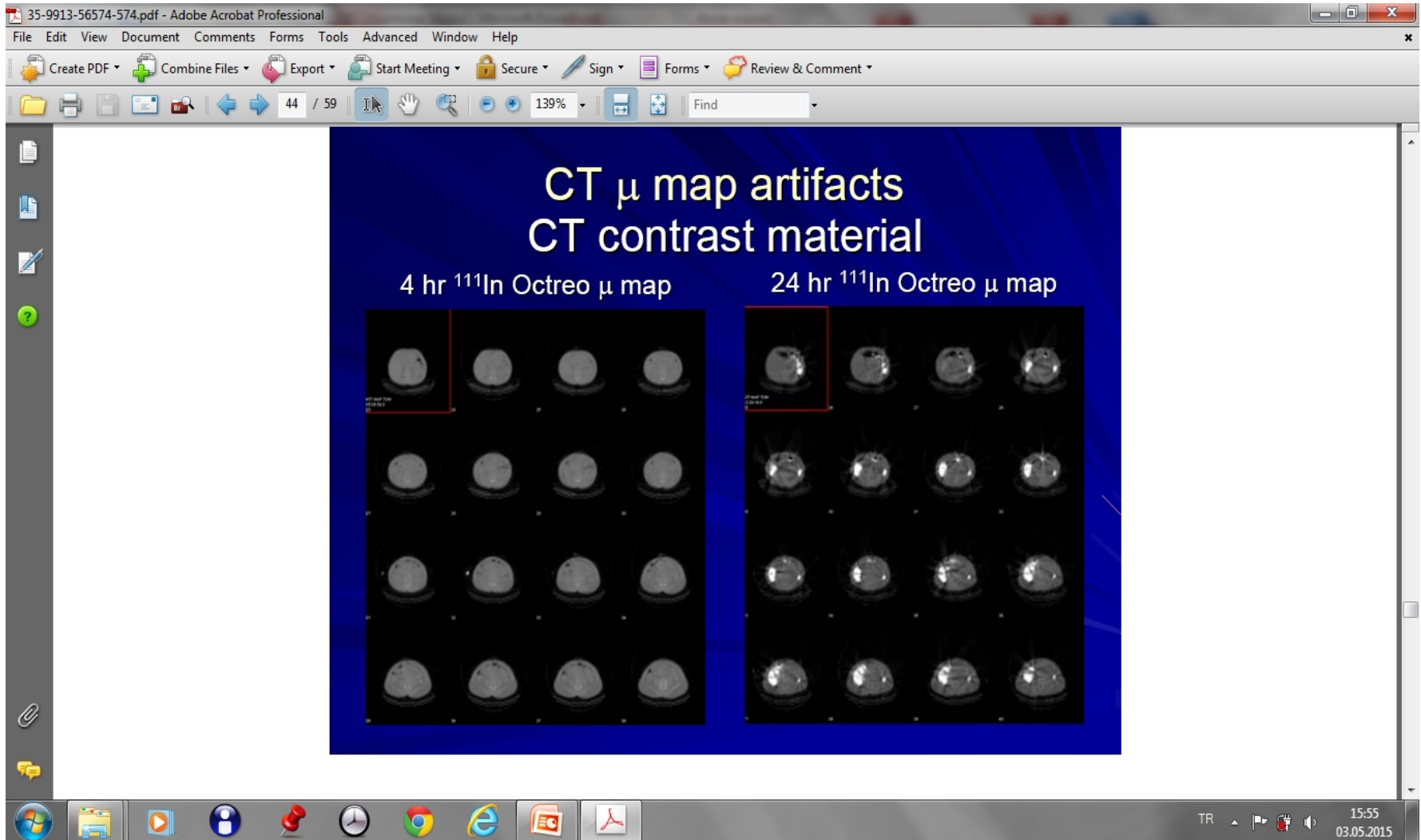


- Düşük enerjili fotonlar genellikle doku içinde soğurulurlar.
- Demet yüksek enerjiye doğru kayınca daha fazla foton dokudan geçer.
- Böylece μ değeri değişir ve görüntüde artefatlar (beam hardening), oluşur .
- Bu veriler ,foton azalım düzeltilmesi için SPECT uygulanabilir.

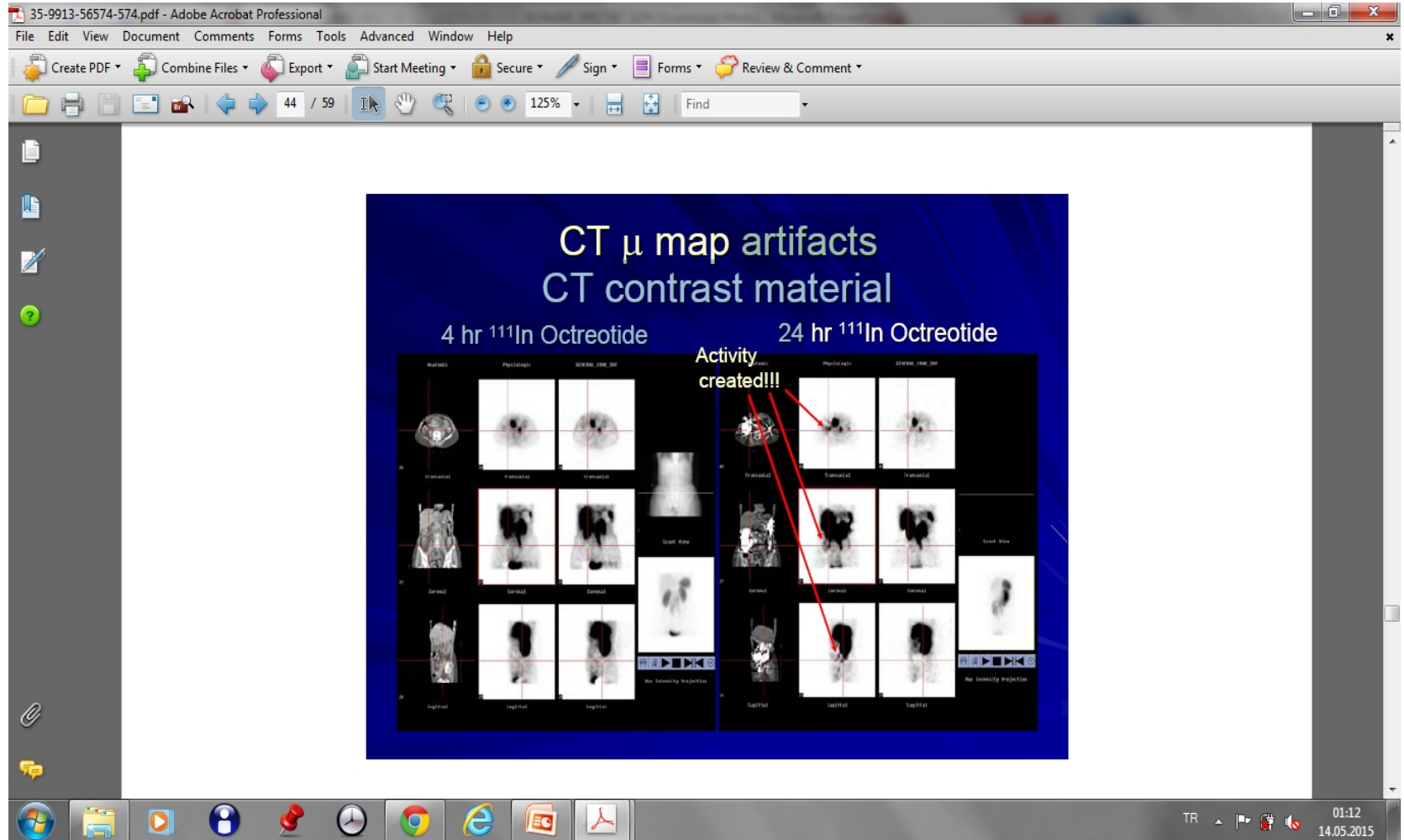
BT μ Harita Artefaktları



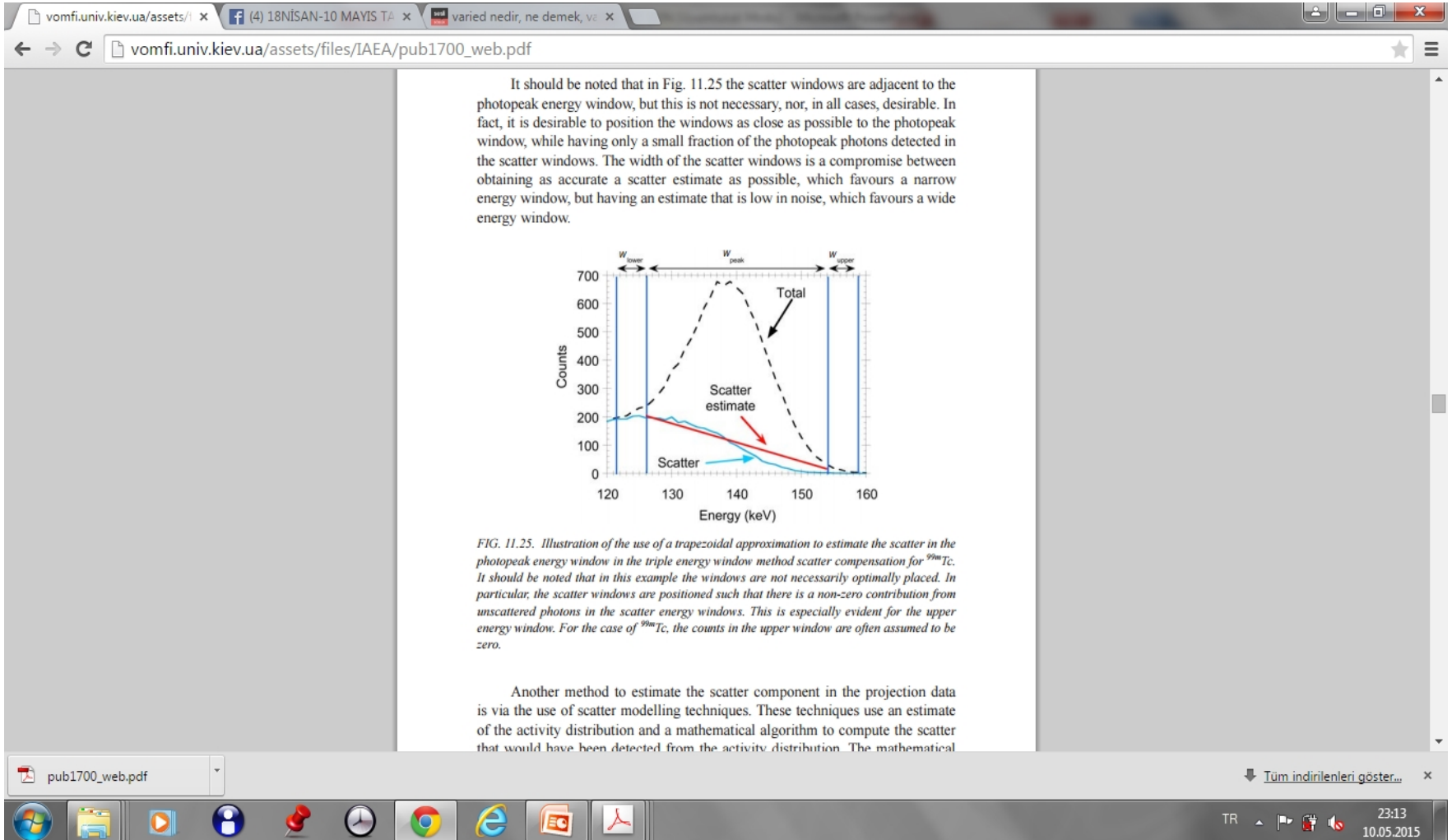
BT μ Harita Artefaktları



BT μ Harita Artefaktları



Saçılım düzeltmesi



SPECT/BT

- Tek işlemde hastanın , BT ve SPECT verileri ardışık olarak alınır.
- BT yüksek foton akısı sağladığı için, radyonüklid kullanılarak yapılan azalım düzeltme tekniklerine göre istatistiksel gürültüyü önemli ölçüde azaltır.
- BT kullanımı , ayrıca ek donanım ve transmisyon kaynağın kullanımını ortadan kaldırır .
- BT tarayıcılarının yüksek foton akısı ile ilgili başka bir avantajı, azalım ölçümleri ve BT görüntüleme radyonüklid enjeksiyonu sonrasında yapılabilir.

SPECT/BT

- BT verileri, doku azalımını düzeltmek için kullanılır.
- BT verileri ,SPECT verilerinden daha yüksek çözünürlük de (matriks de) elde edilir.
- BT verilerinin SPECT verileri ile eşleşebilmesi için çözünürlüğünü azaltmak gereklidir.
- Anatomik görüntüler tümörün değerlendirilmesin de (nüks ? yoksa tedavi sonrası değişiklik mi?) zordur.
- BT tarayıcılarının hızlı veri toplaması nedeniyle ,toplam görüntüleme süresi, bu teknoloji kullanılarak önemli ölçüde azaltılır.
- İki görüntüleme birbirini tamamlayıcıdır.Çünkü birinin güçlü yönü diğerinin zayıf yönünü tamamlar.

SPECT/BT

- BT ile alınan anatomik görüntüler radyofarmasötik tutulumun doğru lokalizasyonu için fonksiyonel anatomik haritaları sağlayan emisyon görüntüleri ile füzyon edilir.
- Klinik de kullanılan SPECT/BT sistemleri genellikle BT tarayıcı önüne yerleştirilmiş çift kafalı sintilasyon kameralarıdır (SPECT) ve aynı görüntüleme masasını kullanırlar.
- Klinik SPECT/CT için 2 yaklaşım vardır.
- İlk yaklaşım; düşük çıkışlı, yavaş BT(??) tarayıcı kullanılır.
- İkinci en son yaklaşım ; düşük doz veya diagnostik BT kullanılmasıdır.

TİCARİ SPECT/BT Sistemleri

49-14589-50777-108.pdf (SECURED) - Adobe Acrobat Professional

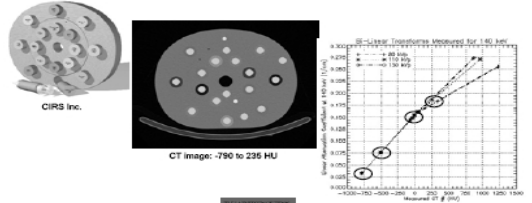
File Edit View Document Comments Forms Tools Advanced Window Help

Create PDF Combine Files Export Start Meeting Secure Sign Forms Review & Comment

9 / 11 100% Find

CT-HU to μ -map transformation

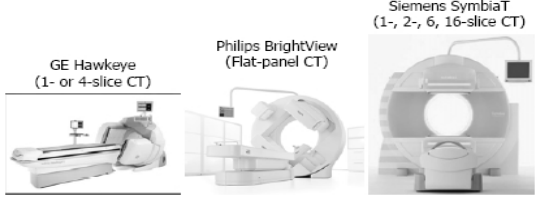
- Use an electron density phantom



S. Cheenu Kappadath, PhD

AAPM 2010 Annual Meeting

Commercial SPECT/CT systems



GE Hawkeye (1- or 4-slice CT)

Philips BrightView (Flat-panel CT)

Siemens SymbiaT (1-, 2-, 6, 16-slice CT)

S. Cheenu Kappadath, PhD

AAPM 2010 Annual Meeting

GE – Millennium VG Hawkeye

- NM
- 3/8" and 1" NaI(Tl) crystals

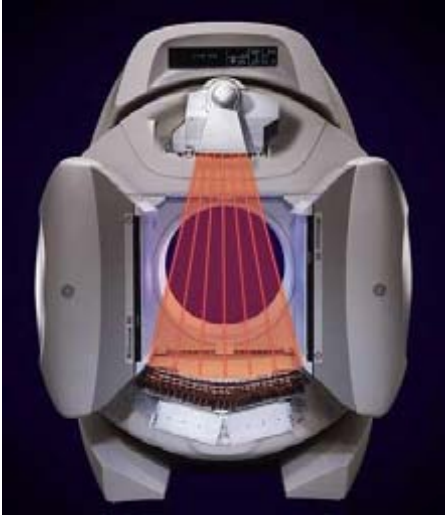
Phillips – BrightView XCT

- NM
- 3/8" and 3/4" NaI(Tl) crystals

TR 11:20 03.05.2015

General Elektrik (GE)

HAWKEYE
(ORİJİNAL 1-SLİCE CT)



INFINIA / VC HAWKEYE-4
(CURRENT 4-SLİCE CT)



GE OPTIMA NM/CT
640 ve 670



35-0913-56574-574.pdf - Adobe Acrobat Professional

File Edit View Document Comments Forms Tools Advanced Window Help

Create PDF Combine Files Export Start Meeting Secure Sign Forms Review & Comment

32 / 59 139%

SPECT/CT Imaging: Hardware

Hawkeye-4 CT (GE Healthcare)

Design Considerations

- Low radiation dose
- Time Averaged CT
- Accurate SPECT-CT alignment
- Integration & Workflow
- Same gantry and footprint

- mA: 1.0 – 2.5
- kVp: 140 (default), 120
- Collimation: 4 × 5 mm
- Slice Thickness: 5 mm (axial)
- Acq. Time (axial): 15 sec/20 mm (180° + fan) or 5 min/40 cm
- FOV: 45 cm (512 × 512 = 0.88 × 0.88 pixels)
- Patient Port: 60 cm

Dose Comparison (40 cm)

	Hawkeye4	Hawkeye4	Conventional CT
X-ray tube voltage	140 kVp	140 kVp	120-140 kVp
Tube current	1mA	2.5mA	20-80 mA
Patient dose	0.72 mSv	1.8 mSv	>6.5 mSv

Slide Courtesy of Osnat Zak, GE Healthcare

16:04 03.05.2015

GE OPTIMA
NM/CT 640

110-140 kVp

10-30 mA

2 mSV

Philips BrightView

35-9913-56574.pdf - Adobe Acrobat Professional

File Edit View Document Comments Forms Tools Advanced Window Help

Create PDF Combine Files Export Start Meeting Secure Sign Forms Review & Comment

53 / 59 139% Find

Cardiac SPECT/CT (BrightView)

- 194 lbs (88 kg) , Male, 49 yrs, Dx: Pre-op clearance, Abnormal EKG
- 60-second CT, tidal breathing and 12-second CT, end expiration BH

<u>CT parameters:</u>		<u>SPECT parameters:</u>
<u>60 second</u>	<u>12 second</u>	Persantine stress, 2.5 hrs p.i.
120 kVp/5 Ma	120 kVp/2.5 mA	35 mCi Tc-99m MIBI
10 msec pulse width	continuous	64 x 64, 64 azimuths
1.2 mGy CTDI _{VOL}	0.79 mGy CTDI _{VOL}	20 sec/azimuth, 1.46 zoom

Images courtesy of Radiological Associates of Sacramento

12 s
no AC
60 s

Slide Courtesy of Ling Shao, Philips Healthcare

Windows taskbar: 15:50 03.05.2015

Philips Predence SPECT/CT

35-9913-56574-574.pdf - Adobe Acrobat Professional

File Edit View Document Comments Forms Tools Advanced Window Help

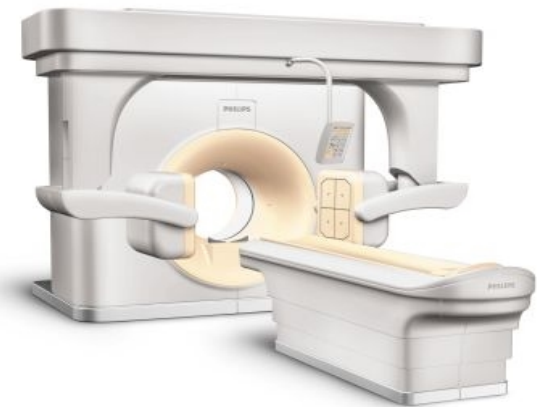
Create PDF Combine Files Export Start Meeting Secure Sign Forms Review & Comment

33 / 59 139% Find

SPECT/CT Imaging: Hardware Precedence (Philips Healthcare)

- kVp: 90, 120 or 140
- mA: 20 – 500
- FOV: 50 cm ($512 \times 512 = 0.98 \times 0.98$ pixels) up to 150 cm (axial)
- Collimation:
 - 6-slice: 2×0.6 , 6×0.75 , 6×1.5 , 6×3 , 4×4.5 , 4×6.0 mm
 - 16-slice: 2×0.6 , 16×0.75 , 16×1.5 , 8×3 , 4×4.5 mm
- Slice Thickness: 0.65 - 7.5 mm (spiral), 0.6 - 12 mm (axial)
- Scan Speed (spiral)
 - 0.4, 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2 sec/360°; 0.28, 0.33 sec/240°
- Patient Port: 70 cm
- Resolution: 24 lp/cm
- Dose (CTDI): 12.85 mGy/100 mAs (head), 6.5 mGy/100 mAs (body)
- Registration error ≤ 4 mm (one pixel)

Slide Courtesy of Ling Shao, Philips Healthcare



Philips SPECT/CT (Astonish)

35-9913-56574-574.pdf - Adobe Acrobat Professional

File Edit View Document Comments Forms Tools Advanced Window Help

Create PDF Combine Files Export Start Meeting Secure Sign Forms Review & Comment

35 / 59 139% Find

SPECT/CT Imaging: Reconstruction Astonish (Philips Healthcare)

- 3D Astonish OSEM Reconstruction
 - Resolution, attenuation and scatter corrections
 - Multiple-peak isotope
 - > 5 mm SPECT reconstruction resolution
- Half-time Acquisition
 - Equal or better image quality with Astonish
- Typical SPECT/CT acquisition
 - Bone scan
 - 15 min SPECT + 2 min CT → 7 min + 2 min
 - Cardiac scan
 - 15 min SPECT + 2 min CT → 7 min + 2 min

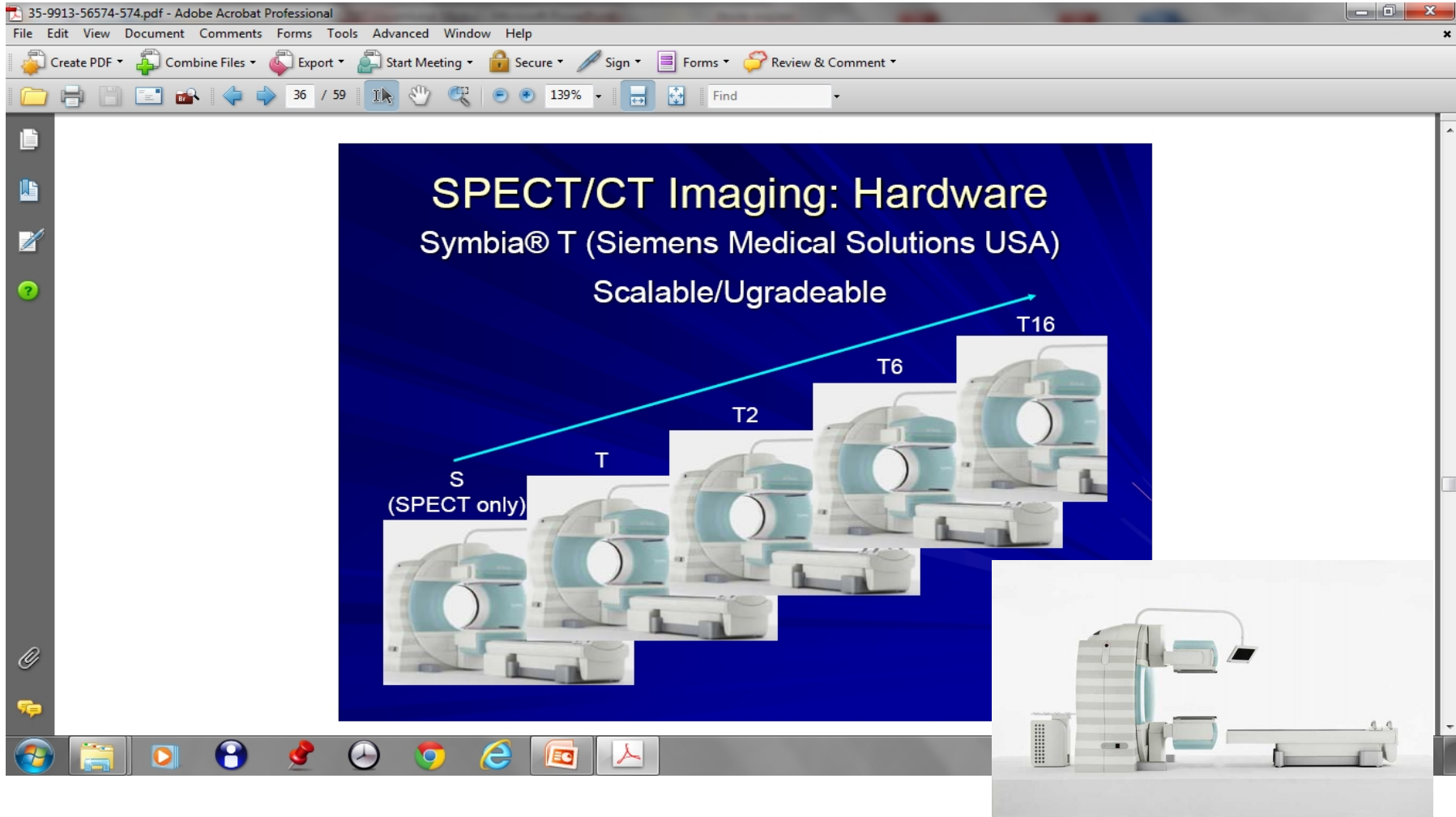
FBP

Astonish

Slide Courtesy of Ling Shao, Philips Healthcare

TR 16:07 03.05.2015

Siemens SPECT/CT



Siemens SPECT/CT

35-9913-56574-574.pdf - Adobe Acrobat Professional

File Edit View Document Comments Forms Tools Advanced Window Help

Create PDF Combine Files Export Start Meeting Secure Sign Forms Review & Comment

36 / 59 139% Find

SPECT/CT Imaging: Hardware

Symbia® T (Siemens Medical Solutions USA)

	T	T2	T6	T16
Collimation (mm)	2×1.0 to 2×5		6×0.5 to 6×3	16×0.6 to 16×1.2
Max. speed (360°)	0.8 s		0.6 s	0.5 s
Slices/rotation	2		6	16
kVp		80, 110, 130		
mA*	30 – 240		20 - 345	
Slice width (mm)	3, 5, 8	1 - 10	0.63 - 10	0.6 - 10
FOV (cm)	50 (512 × 512 = 0.98 × 0.98 pixels) up to 200 (axial)			
Patient Port		70 cm		

*CARE Dose 4D AEC+DOM dynamic dose reduction algorithm
(~8 – 12 mGy CTDIvol @ 130 kVp/90 ref. mA)

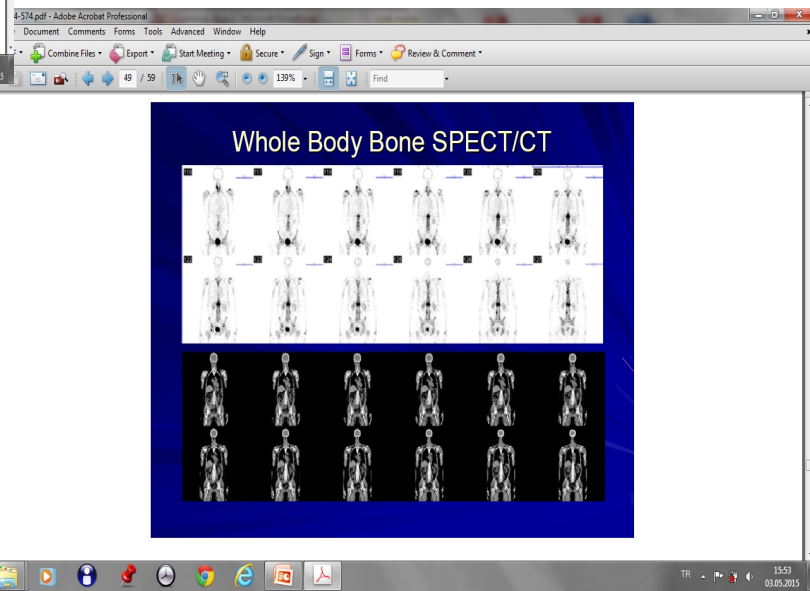
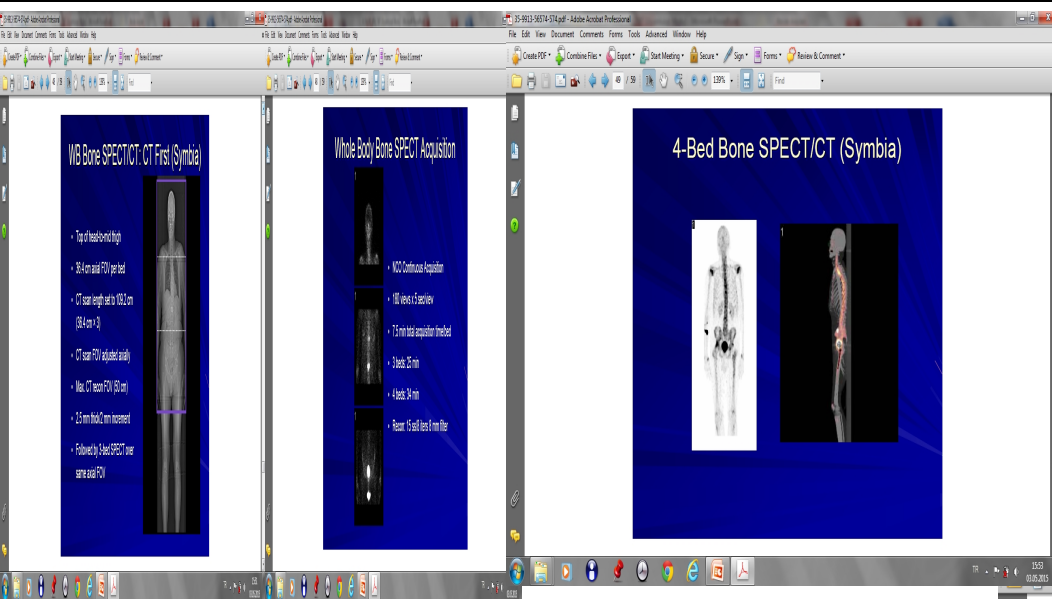
Windows taskbar: 16:08 03.05.2015

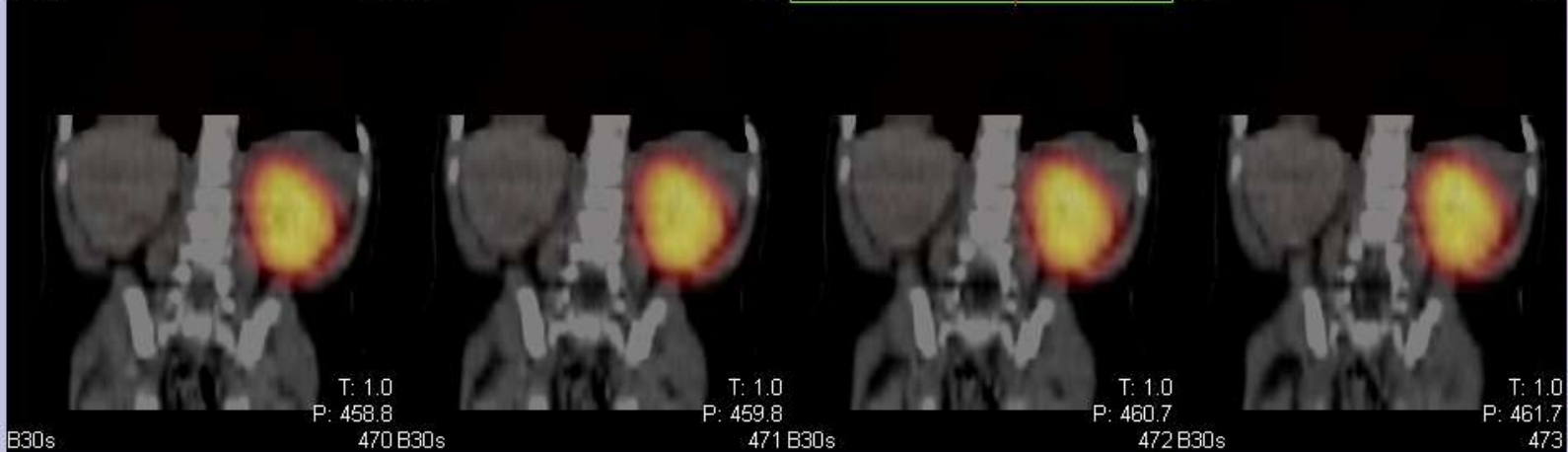
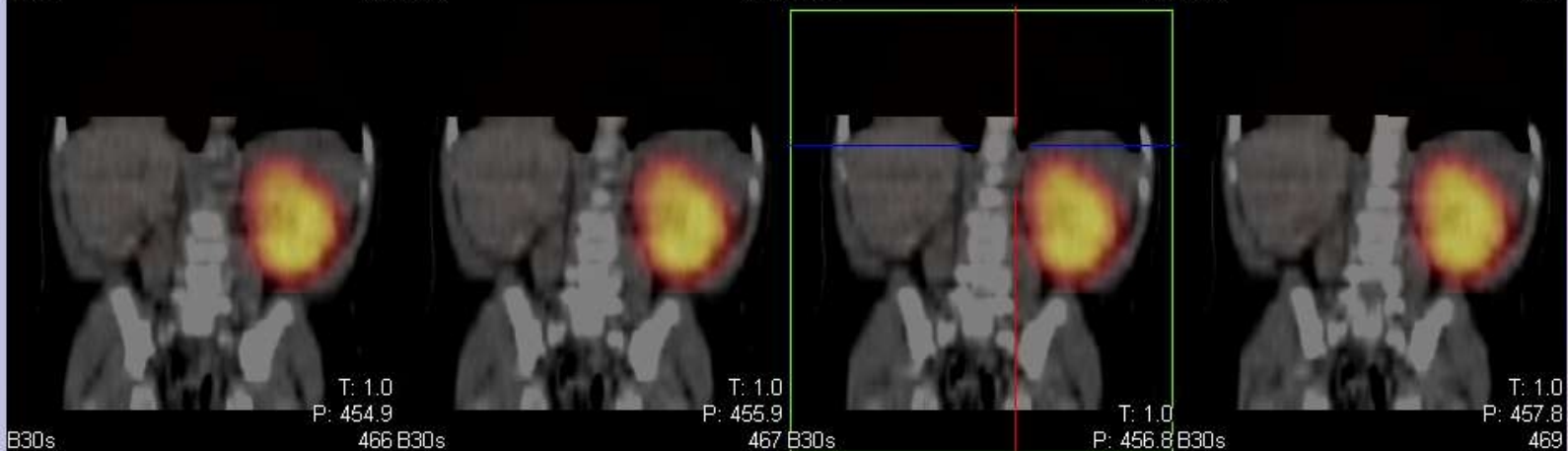
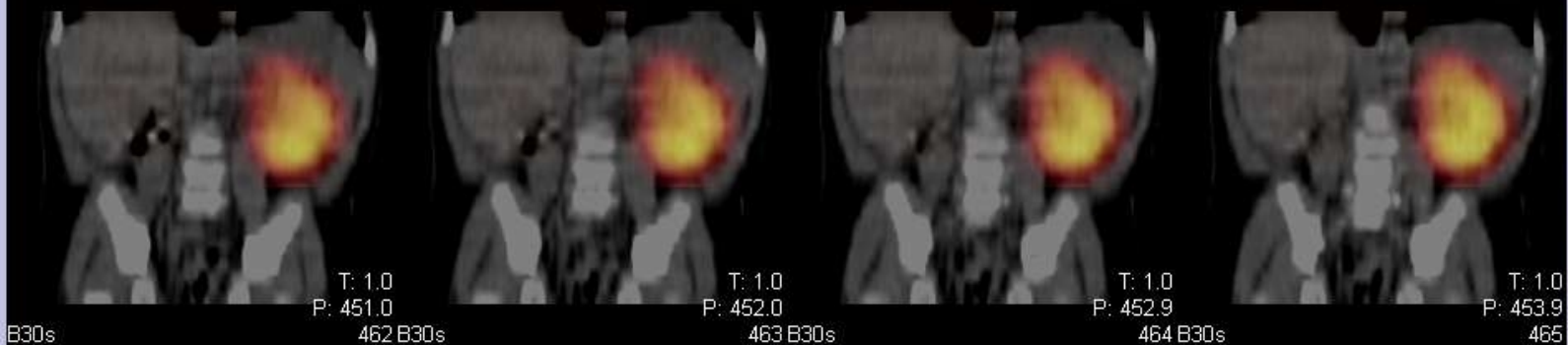
SPECT/BT Limitleri

- **Hasta hareketi**
 - SPECT ve BT arasında.
 - SPECT görüntüleme sırasında kardiyak ve solunum hareketi.
- **Kontrast BT**
 - μ haritası kontrastlı BT'de henüz başarılı değildir.
- **Nicel değerlendirme (Bq/ml)**
 - Radyonüklide bağlı.
 - Acquisition /yeniden işleme bağlıdır
 - Kalibrasyon tekniği henüz standardize edilmedi.

SPECT/BT Gelecekte

- Tüm vücut SPECT/BT (PET/BT gibi)
- Nicel değerlendirme
- Kontrastlı BT de μ haritasını düzeltme
- Kardiyak ve solunum hareketini düzeltme.
- SPECT/BT kullanılarak 3D dozimetri ve tedavi planlamak.

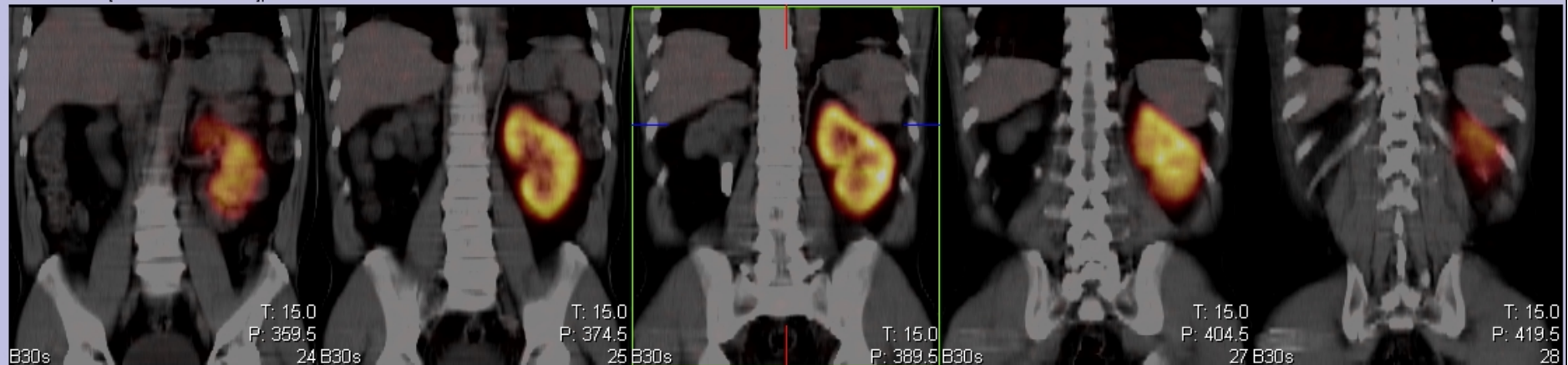




R
i
g
h
t
Top
Bottom
L
e
f
t

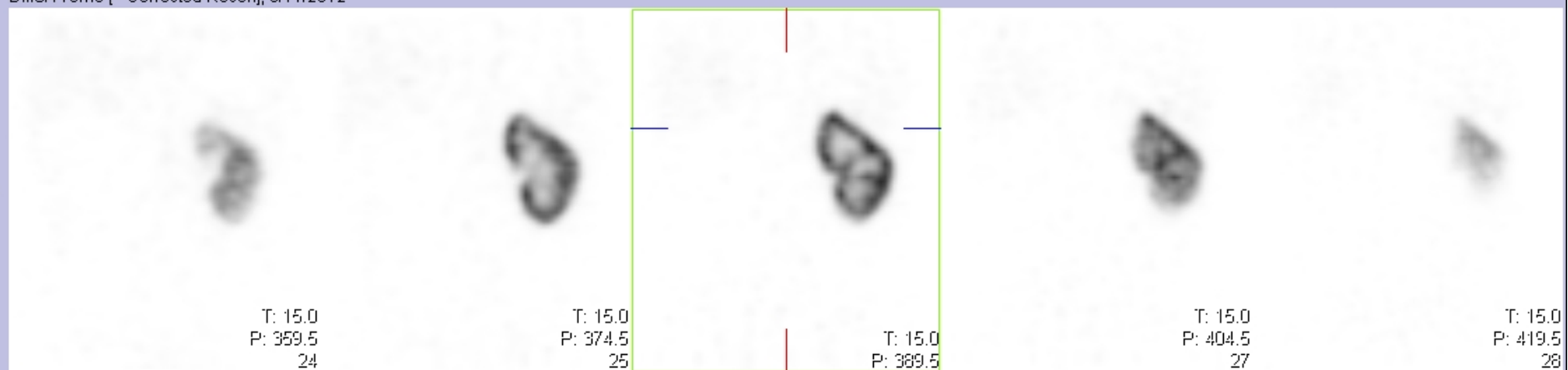
Anterior
to
Posterior

A



DMSA Tomo [- Corrected Recon], 9/11/2012

C



AC Bone 5.0 B30s, 9/7/2012

D



Patient Name: YILDIRIM ELIF

Patient ID: 566413

DOB: 1/1/1964

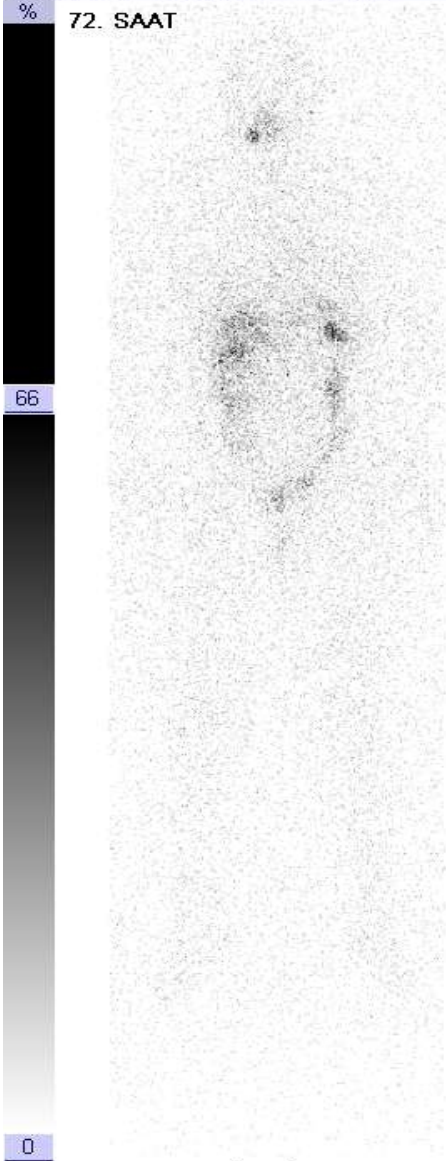
Study Name: Tumor Imaging
Series Description: 131 Iodine Wholebody

Study Date: 6/13/2012
Series Date: 6/14/2012

Study Name: Tumor Imaging
Series Description: 131 Iodine Wholebody 48.SAAT

Study Date: 6/13/2012
Series Date: 6/13/2012

131 Iodine Wholebody 6/14/2012



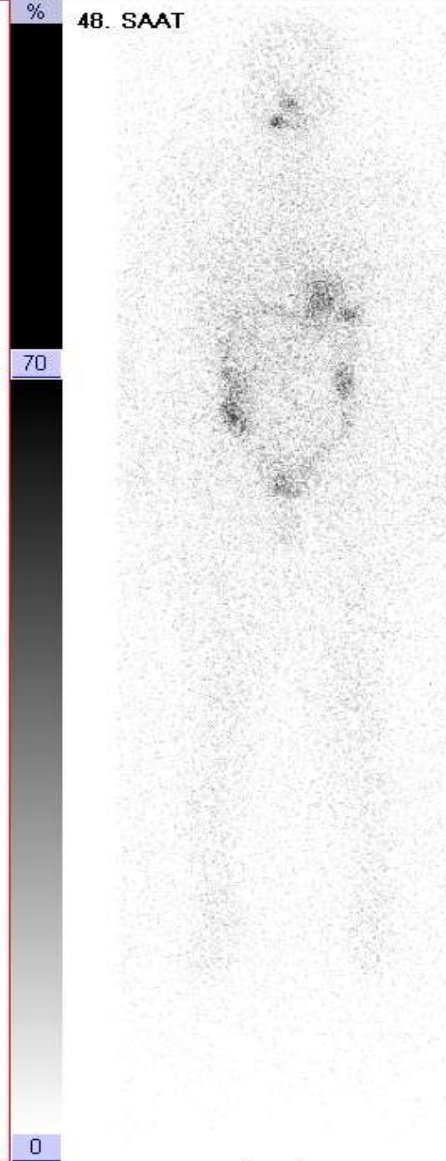
Anterior

72. SAAT



Posterior

131 Iodine Wholebody 48.SAAT 6/13/2012

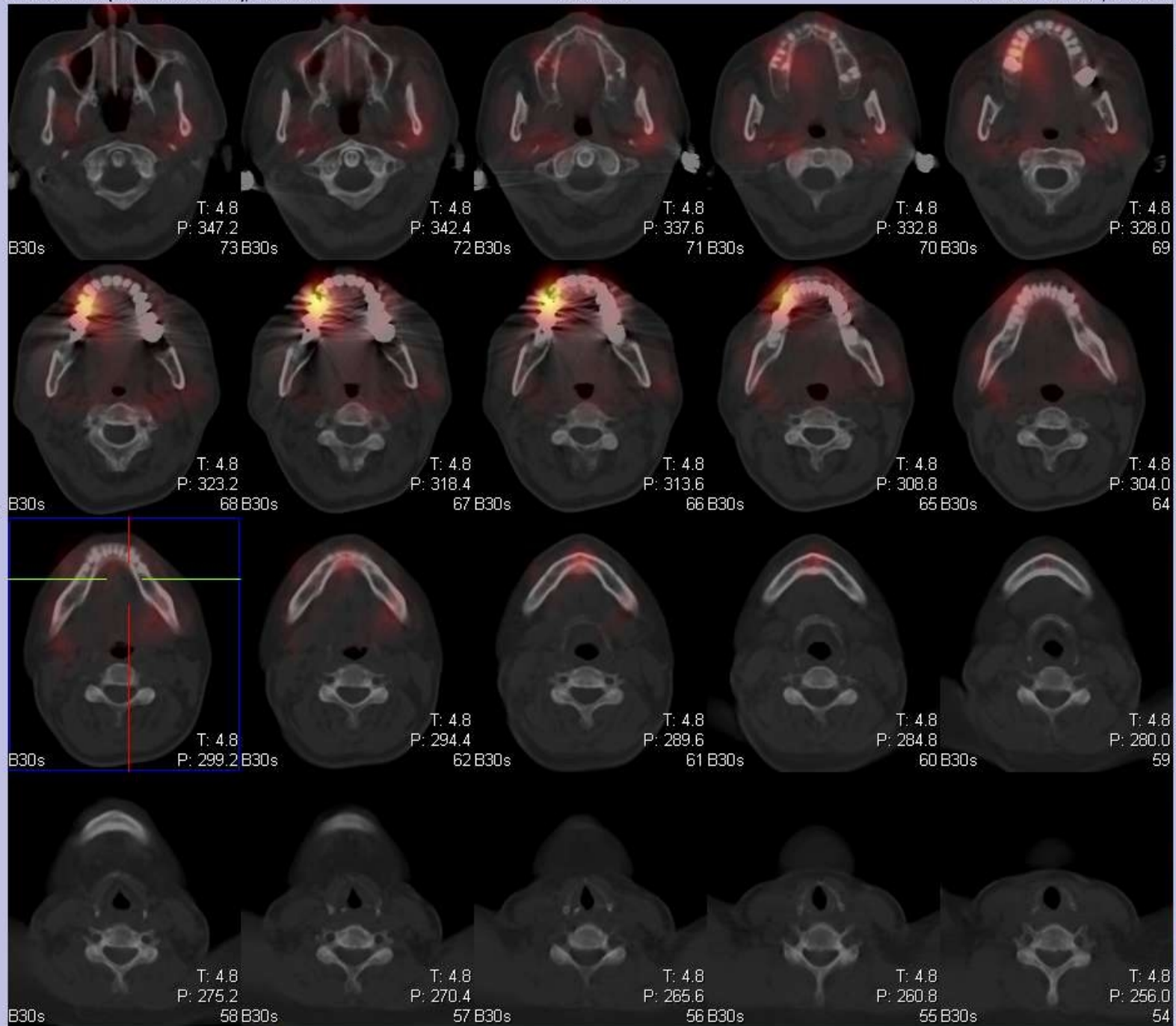


Anterior

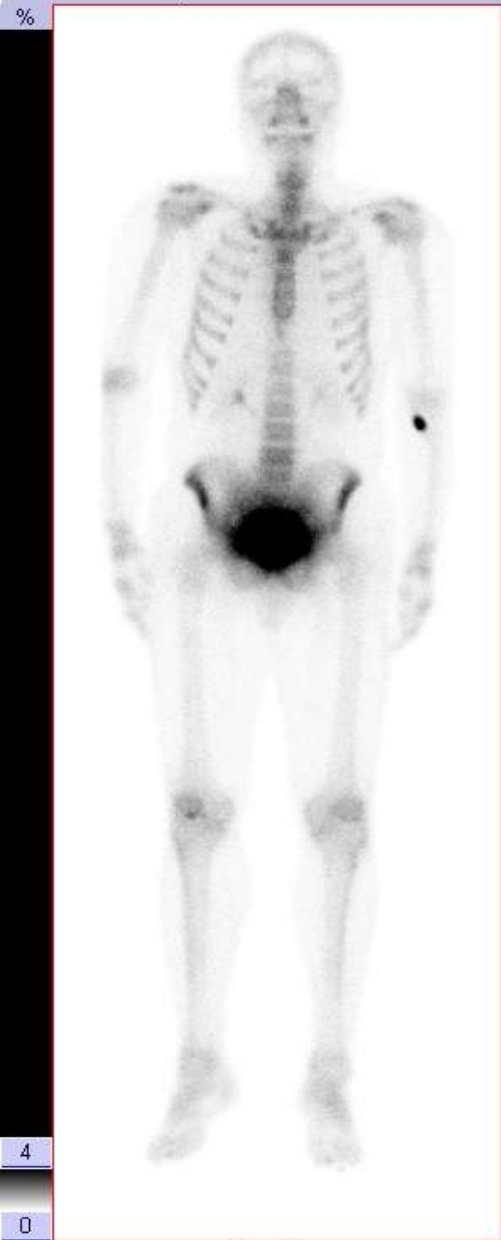
48. SAAT



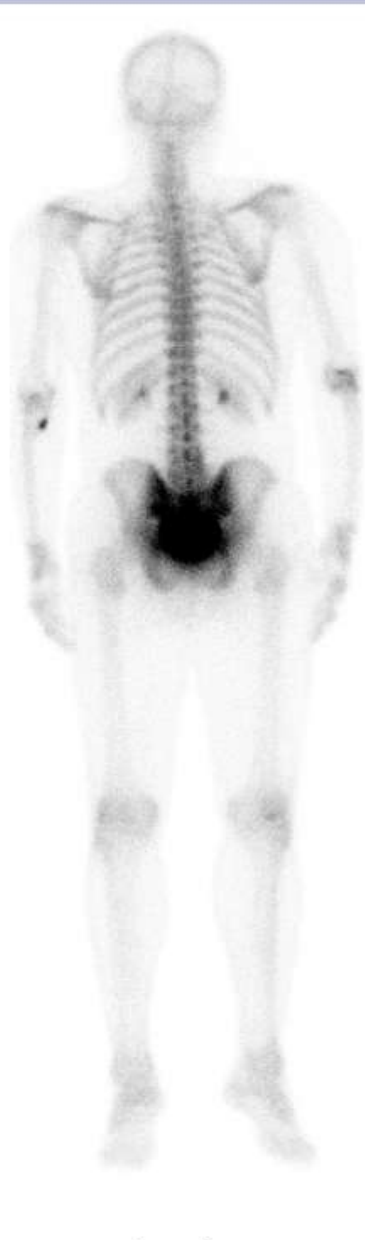
Posterior



3 Hr Wholebody 5/29/2012



Anterior



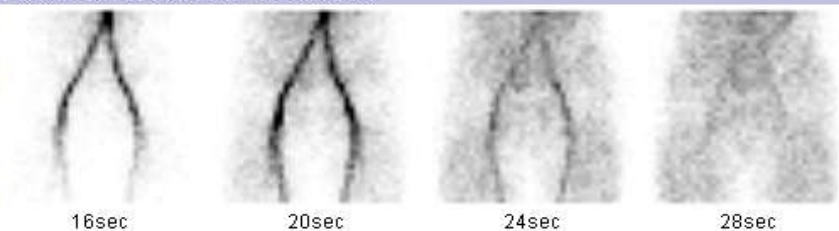
Posterior

KAN AKIMI KAN HAVUZU 5/29/2012

%

74

0



16sec

20sec

24sec

28sec

Phase 1

KAN AKIMI KAN HAVUZU 5/29/2012

%

149

0



Fr:1



Fr:2

Phase 2



STATIK 5/29/2012

%

103

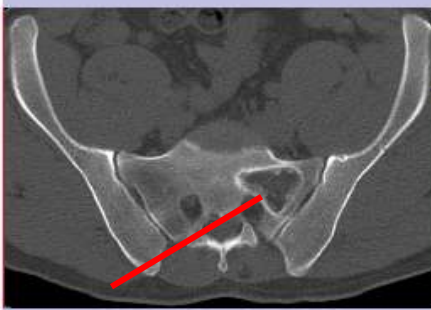
0



ANTERIOR



POSTERIOR



3 Hr Wholebody 10/16/2012

%

67

0



Anterior



Posterior

STATIK 10/16/2012

%

144

0

%

144

0

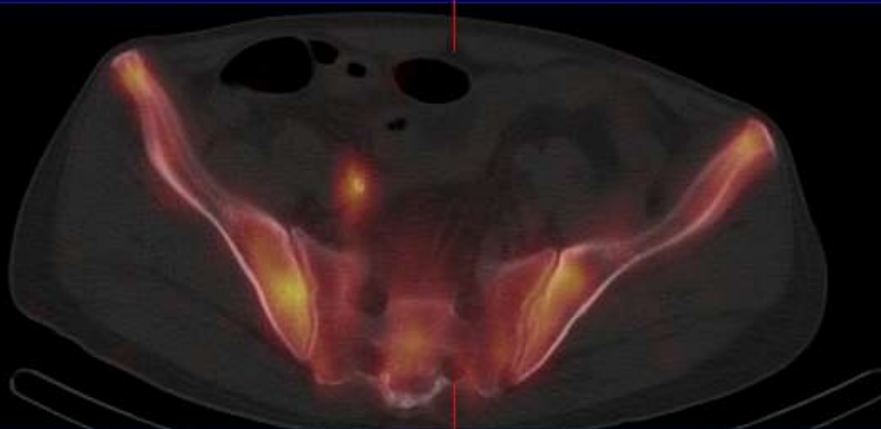


ANTERIOR



POSTERIOR

A



B60s

T: 4.8
P: 221.9

Bone Tomo [- Corrected Recon], 10/17/2012

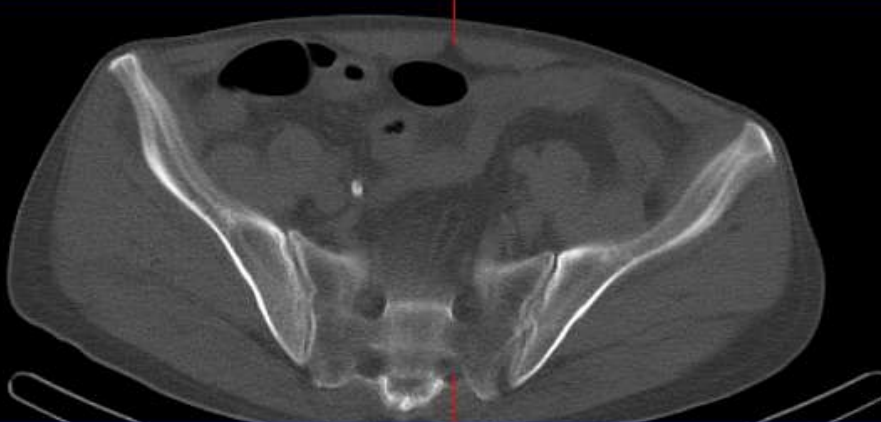
C



T: 4.8
P: 221.9

AC Bone 5.0 B60s, 10/16/2012

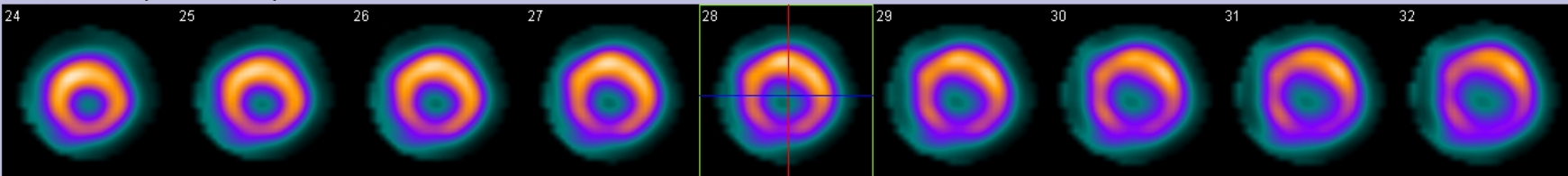
D



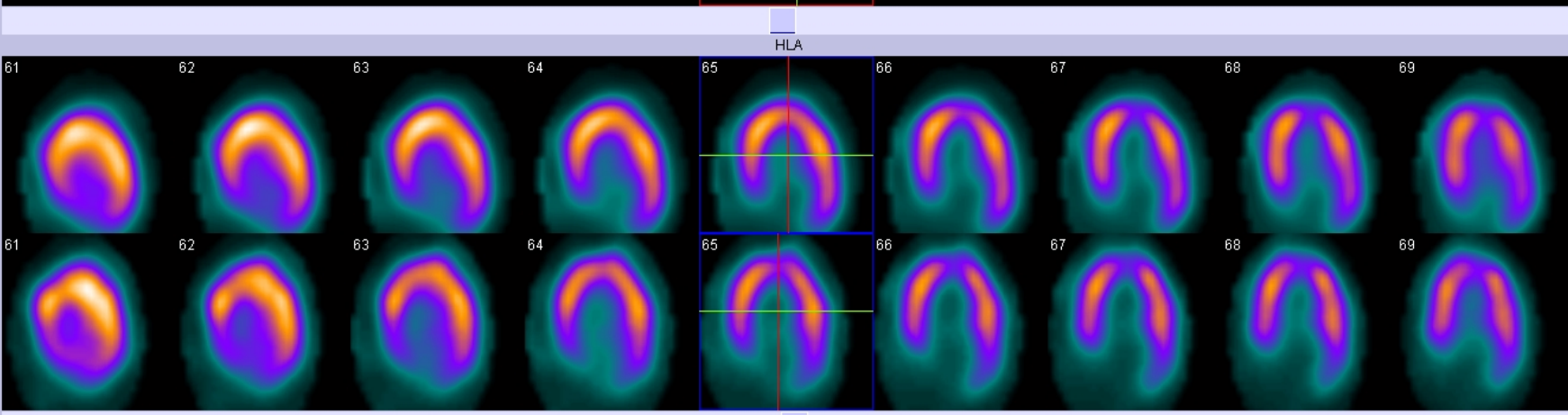
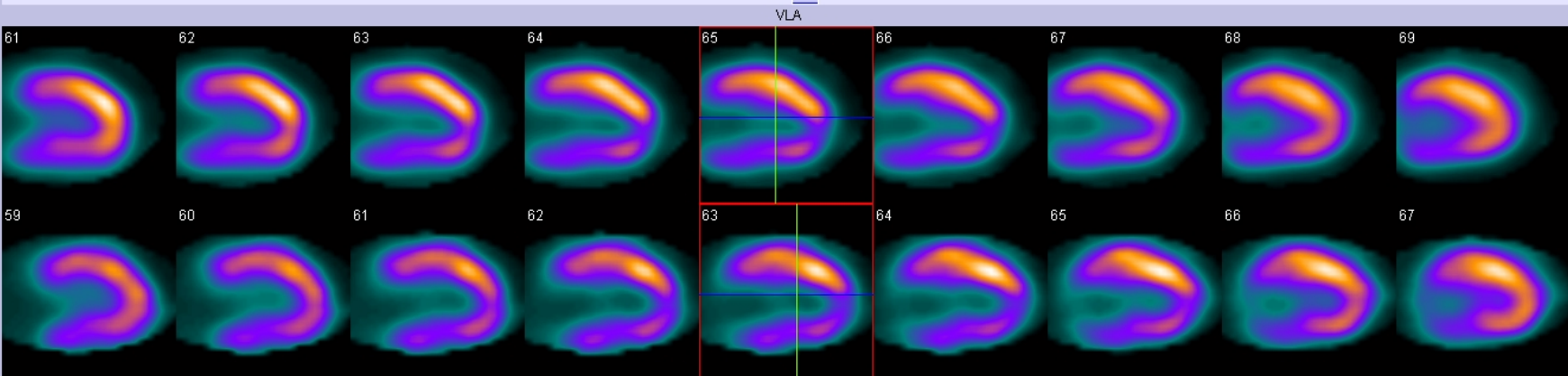
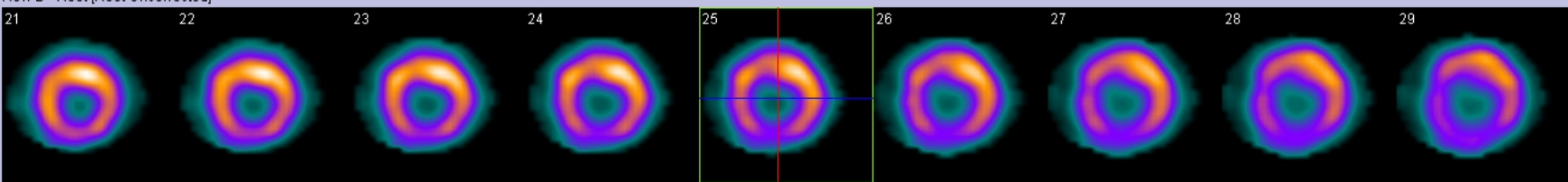
B60s

T: 4.8
P: 217.8

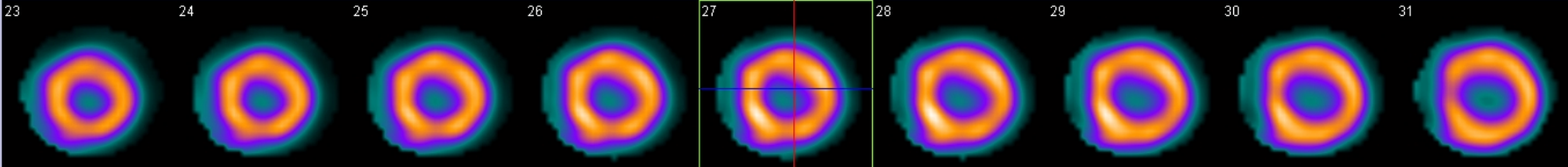
Row A - Gated Stress [Stress Uncorrected]



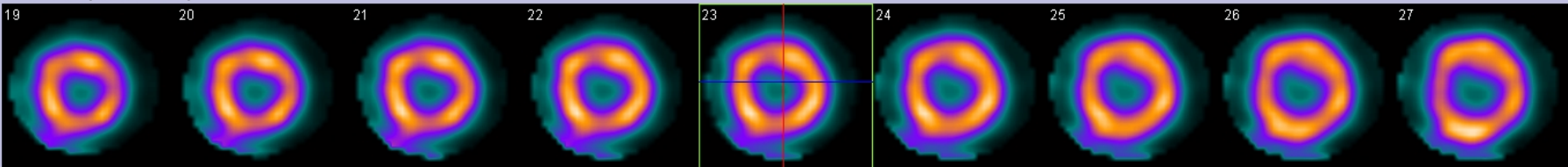
Row B - Rest [Rest Uncorrected]



Row A - Gated Stress [Stress Corrected]

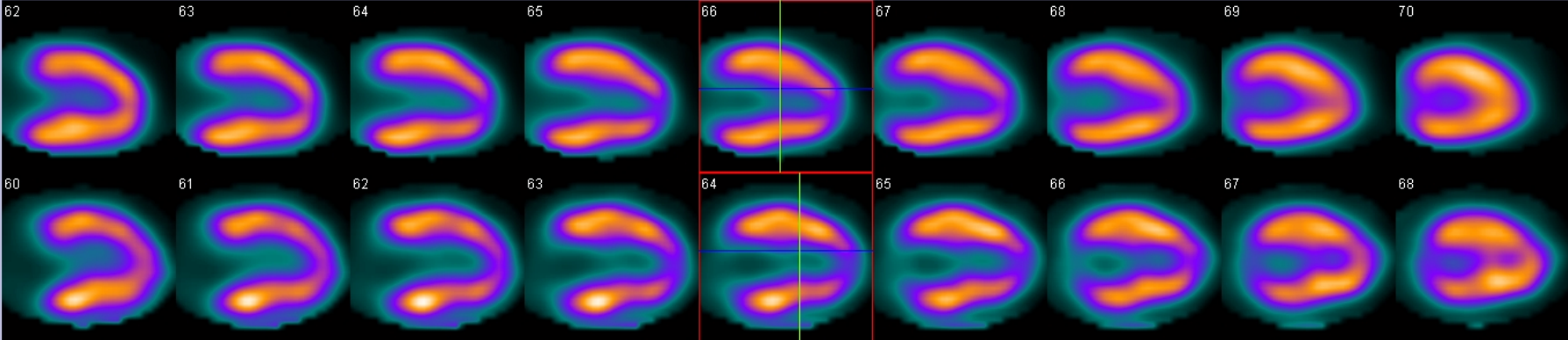


Row B - Rest [Rest Corrected]

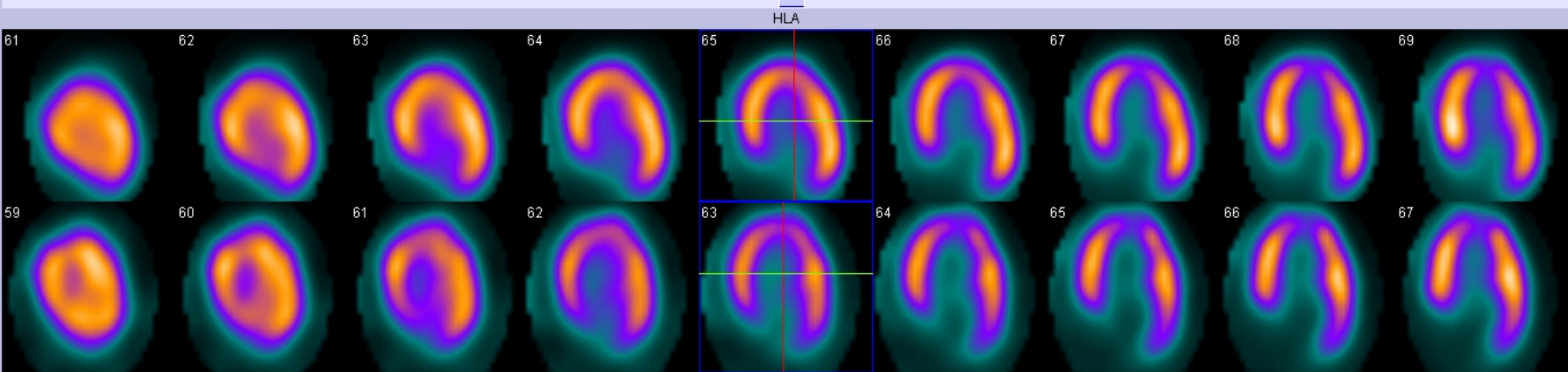


SA

VLA



HLA



Anterior to Inferior

Anterior
Inferior

SA
to
Base

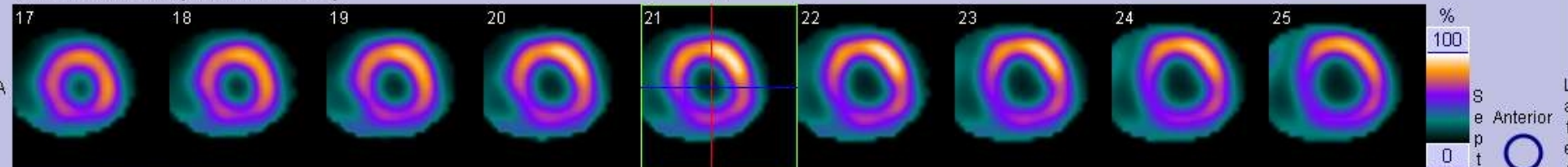
Anterior
Base
Inferior

Septal
to
Lateral

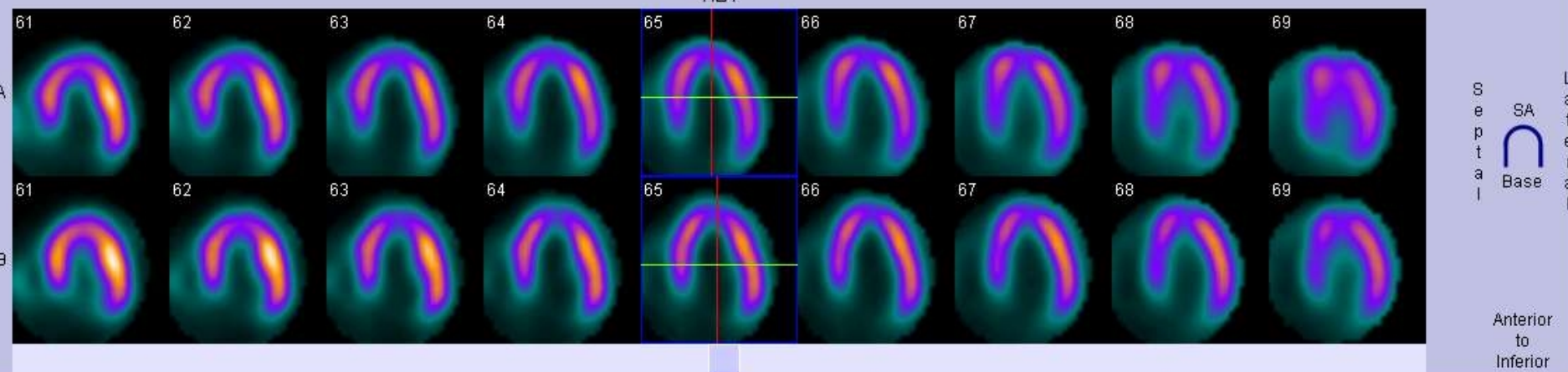
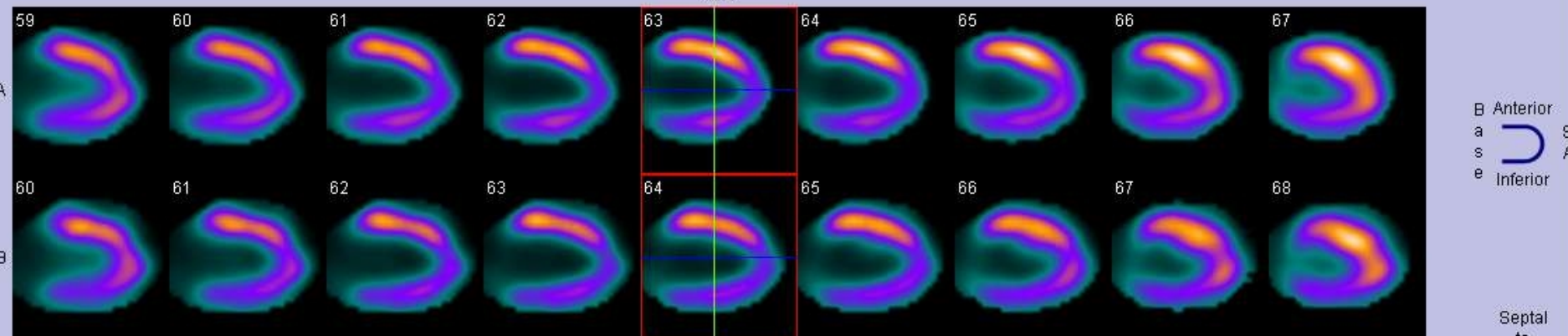
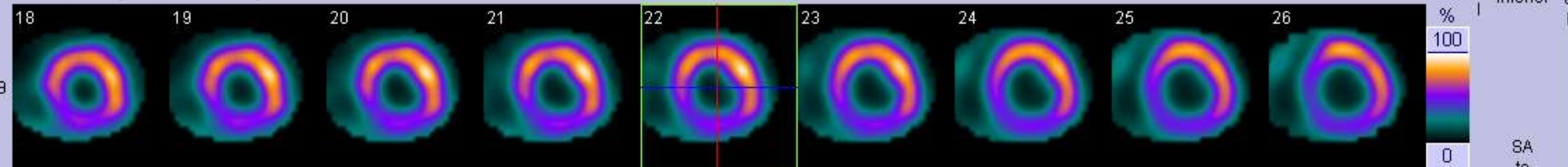
SA
Base

Anterior
to
Inferior

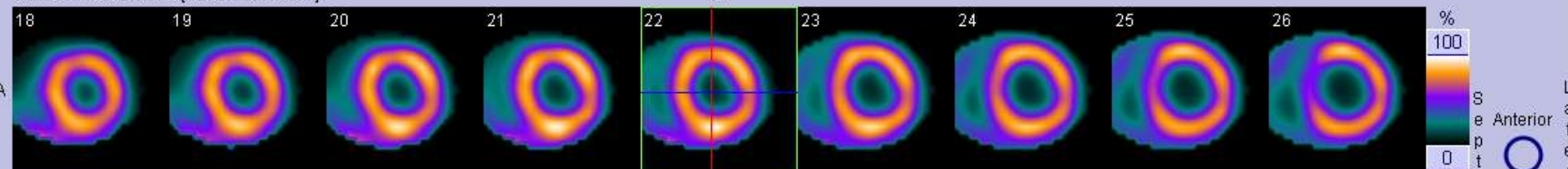
Row A - Gated Stress [Stress Uncorrected]



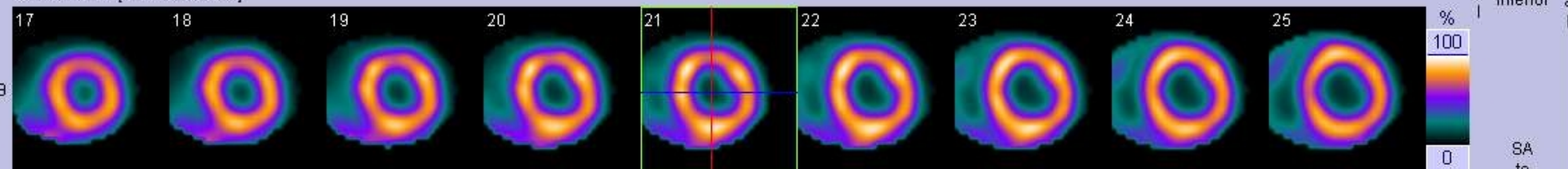
Row B - Rest [Rest Uncorrected]



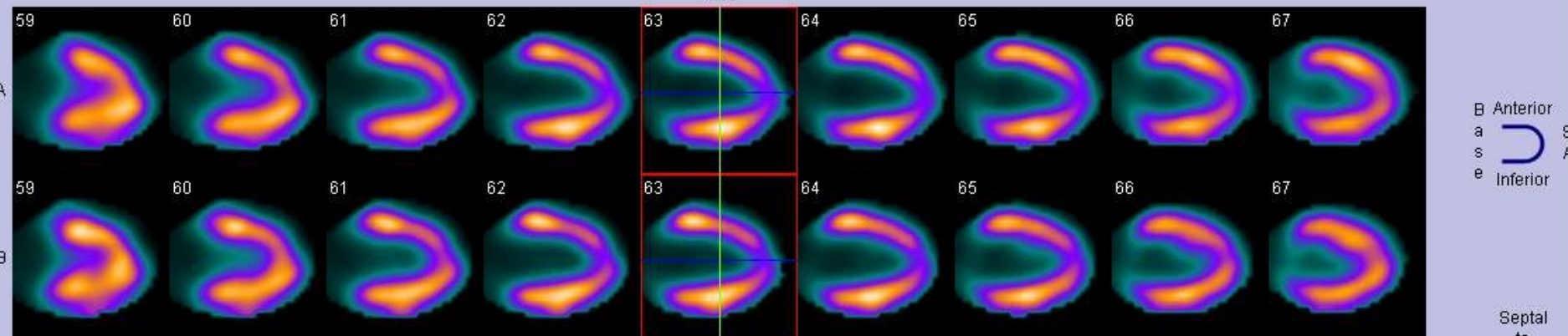
Row A - Gated Stress [Stress Corrected]



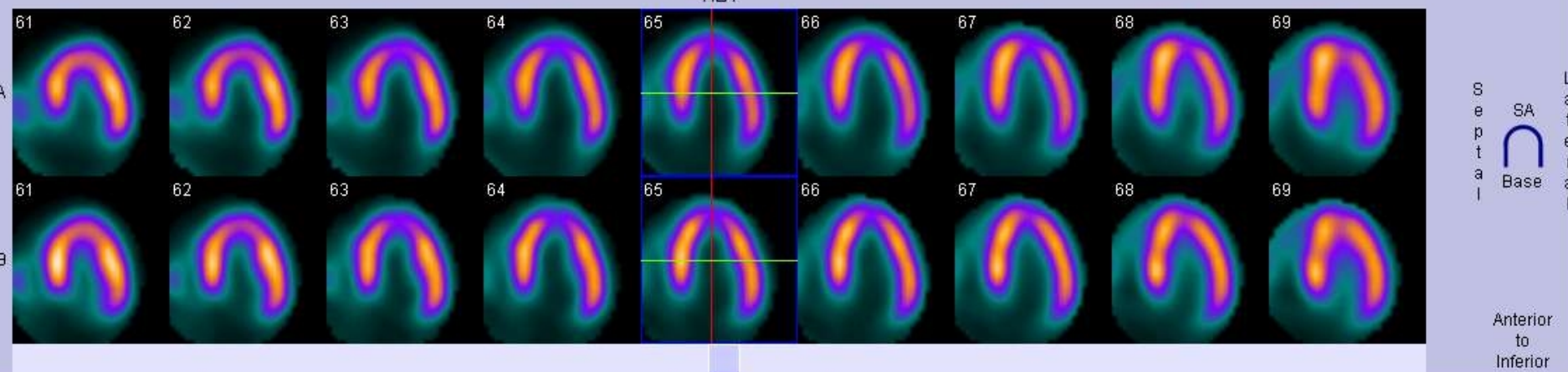
Row B - Rest [Rest Corrected]

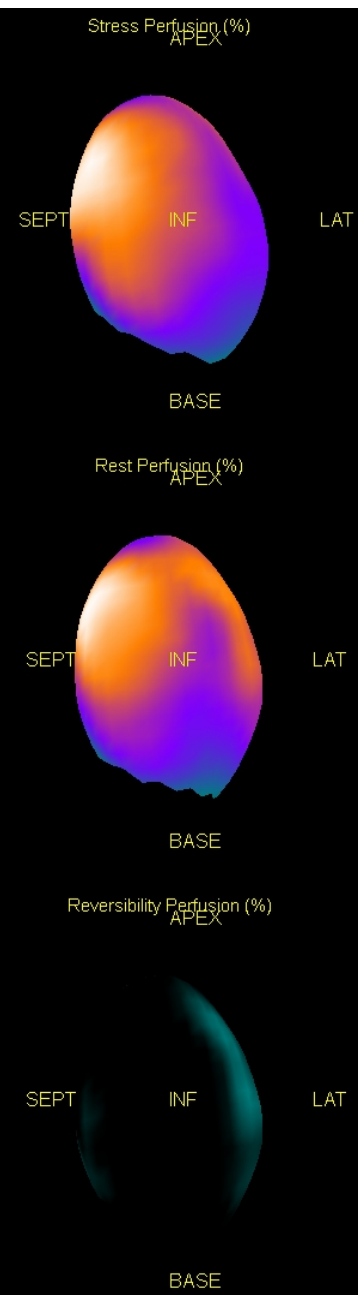
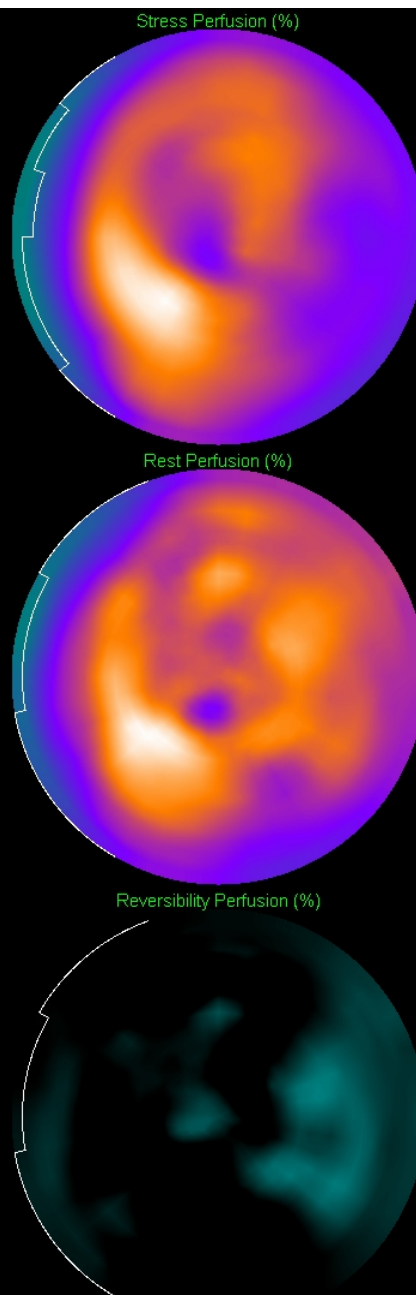
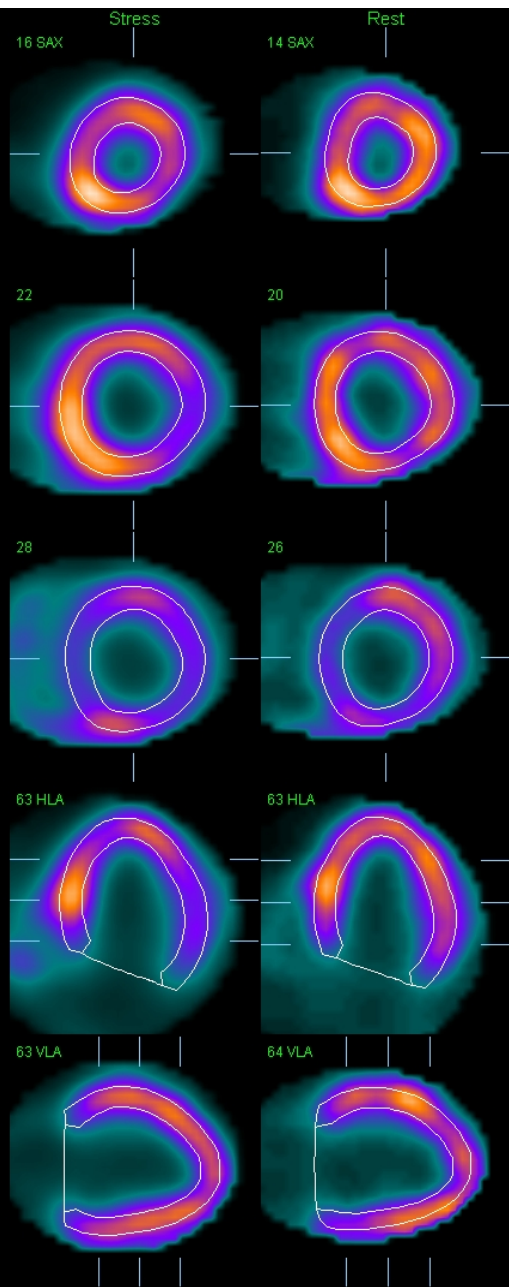


VLA



HLA





Na			
Pal			
Se			
Lin			
SSS	7	SRS 1	SDS 6
SS%	9	SR% 1	SD% 8

Study	SPECT*SPECT_AC_Cardiac_slow (Adult)		
Dataset	Gated Stress [Stress Uncorrected]		
Date	2012-11-05 15:44:41		
Database	FemaleStressMB		
Volume	142ml		
Area	164cm ²		
Defect	19cm ²		
Extent	12%		
TPD	9%		
Shape	0.79 [SI], 0.68 [Ecc]		

Study	SPECT*SPECT_AC_Cardiac_slow (Adult)		
Dataset	Rest [Rest Uncorrected]		
Date	2012-11-05 12:12:46		
Database	FemaleRestMB		
Volume	133ml		
Area	158cm ²		
Defect	1cm ²		
Extent	1%		
TPD	1%		
Shape	0.75 [SI], 0.71 [Ecc]		

	Stress		Rest		Rev
	Ext	TPD	Ext	TPD	
APX	3	0.5	3	0.3	3
LAT	46	7.9	1	0.9	46
INF	0	0.1	0	0.0	0
SEP	0	0.0	0	0.0	0
ANT	0	0.1	0	0.1	0
TOT	12	8.6	1	1.3	11

NOT FOR DIAGNOSTIC USE

Patient Name: ETIK FATMA
Study Date: 5/14/2012

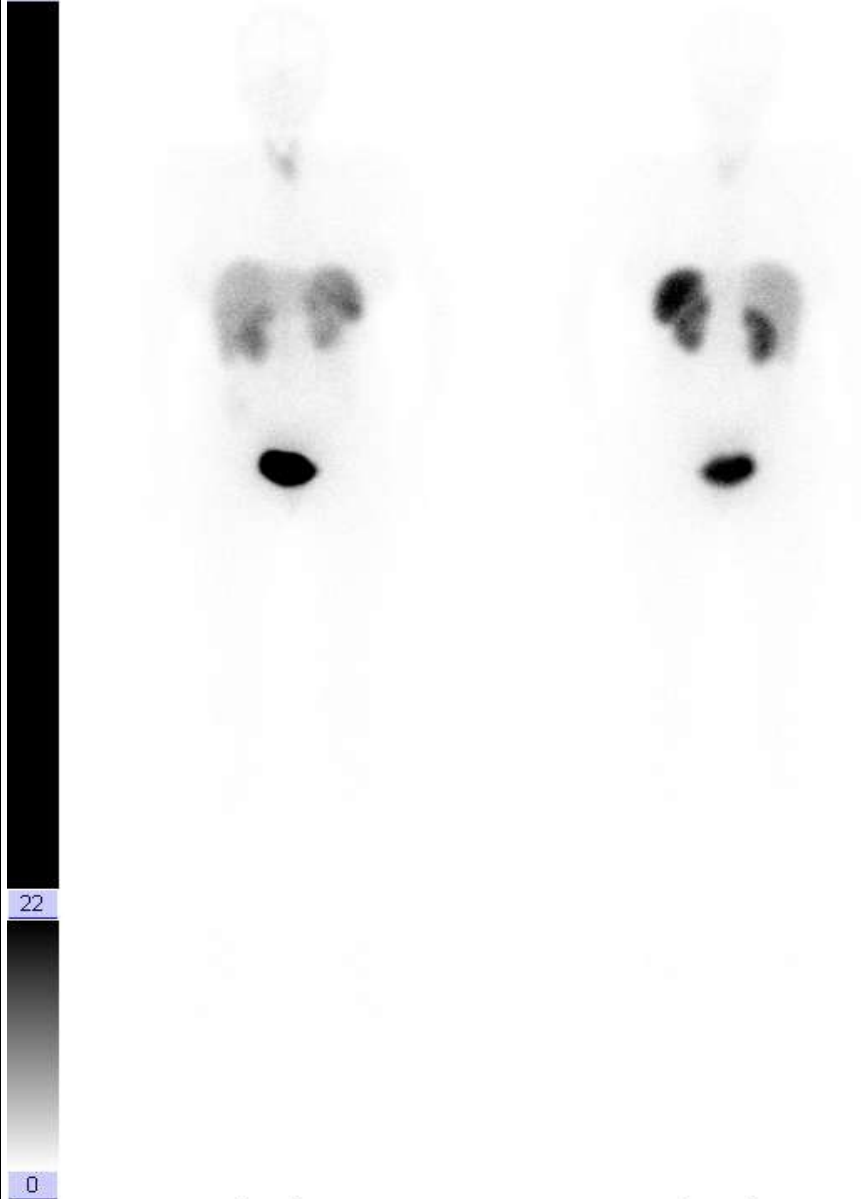
Patient ID: 451903

DOB: 5/14/1975

Study Name: Tumor Imaging

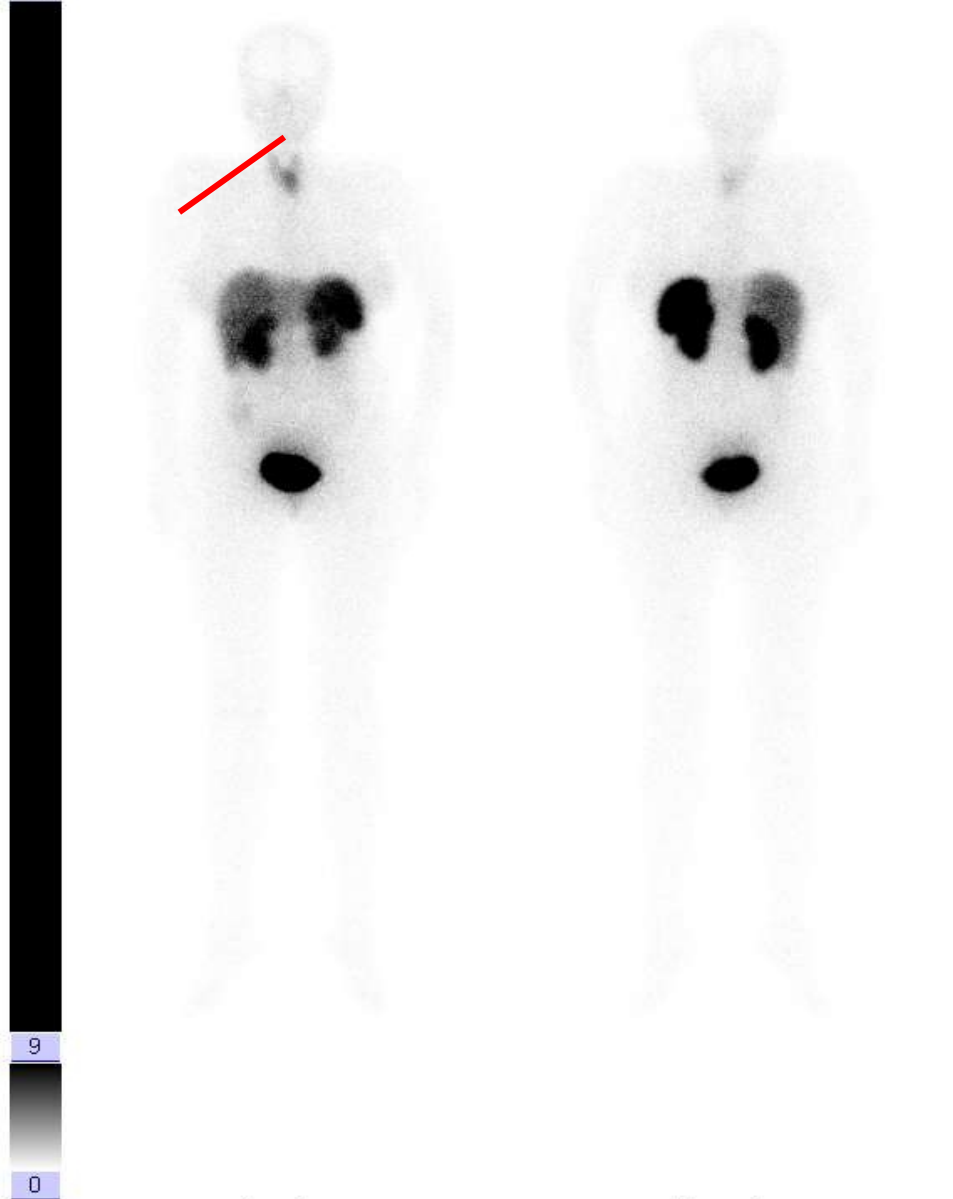
Octreotit Wholebody 5/15/2012

%



Octreotit Wholebody 5/15/2012

%



Transverse

Sagittal

Coronal

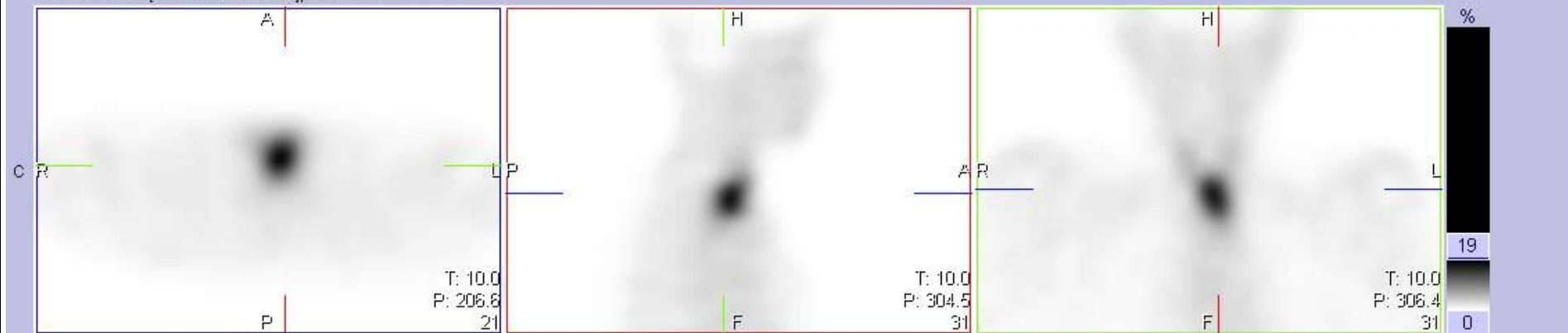
OCTRO TOMO [- Corrected Recon], 9/25/2012

AC Bone 5.0 B30s, 5/14/2012

% 50 HU



OCTRO TOMO [- Corrected Recon], 9/25/2012



AC Bone 5.0 B30s, 5/14/2012

