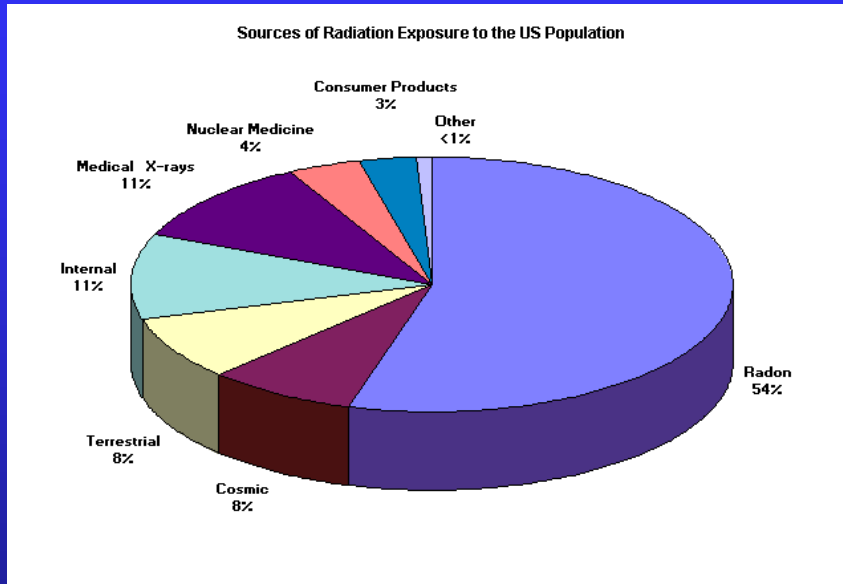


Yeni Teknolojilerin Gelişimi Hasta Dozuna Etkileri Nükleer Tıp Bakışı

Uzm.Fiz.Bağnu UYSAL
DEÜ Tıp Fakültesi Nükleer Tıp AD

14.Ulusal Medikal Fizik Kongresi
21-24 Kasım 2013 Antalya

İyonize Radyasyona Maruz Kalma



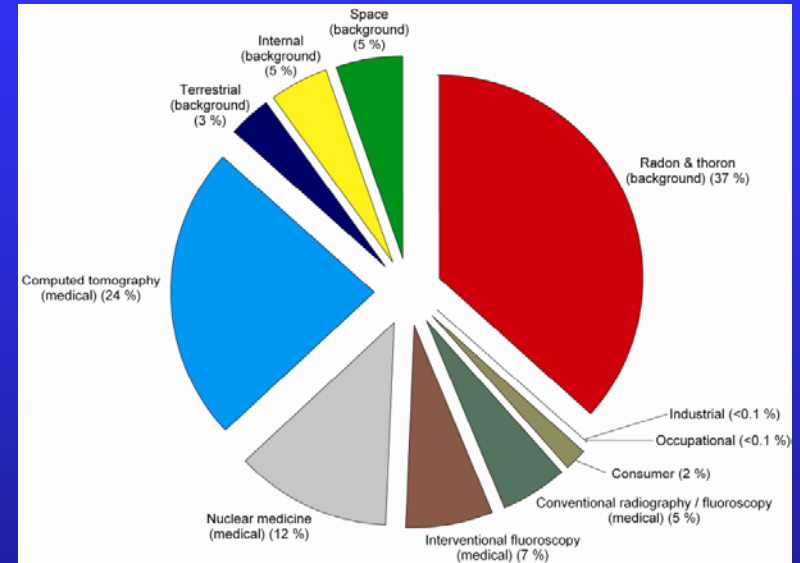
NCRP 93

Birey başına ort doz 360 mrem / yıl

Radon %54

Doğal kaynaklar %27

Tıbbi %15



NCRP 160

Birey başına ort doz 620 mrem / yıl

Radon %37

Doğal kaynaklar %13

Tıbbi %48

Uygulamalar	Ortalama efektif doz mSv	Ortalama efektif doz mSv	Araştırmalar
	1980	2006	2006
Radyoloji ve Floroskopi	0.36 (%68)	0.33 (%11)	%74
BT	0.16 (%3)	1.47(%49)	%17
Nükleer Tıp	0.14 (%26)	0.77 (%26)	%5
Girişimsel Floroskopi	0.018 (%3)	0.43 (%14)	%4
Toplam	0.53	3.00	

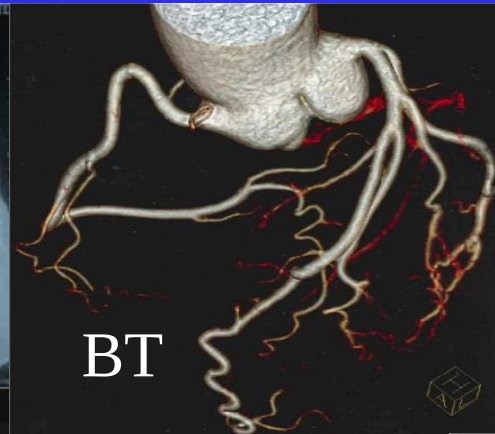
BT ve Nükleer Tıp %75
Nükleer Tıp SPECT ve PET

Tıbbi Görüntüleme

Tıbbi görüntülemenin faydaları inkar edilemez
Son 10 yılda medikal görüntülemelerde hızla gelişme olmuştur.
Medikal görüntülemelerde ki gelişmeler halen devam etmektedir.



X-ray



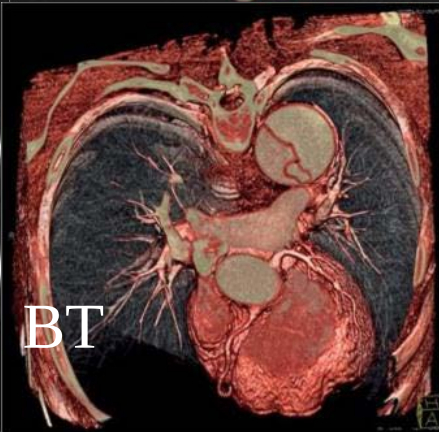
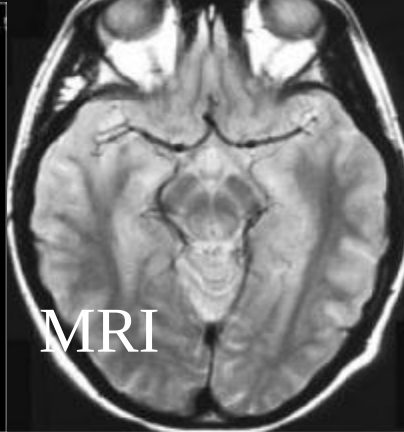
BT



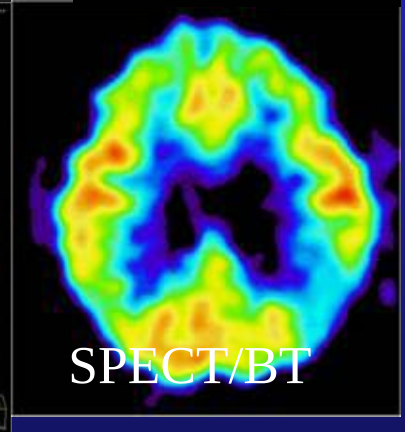
PET/CT



MRI

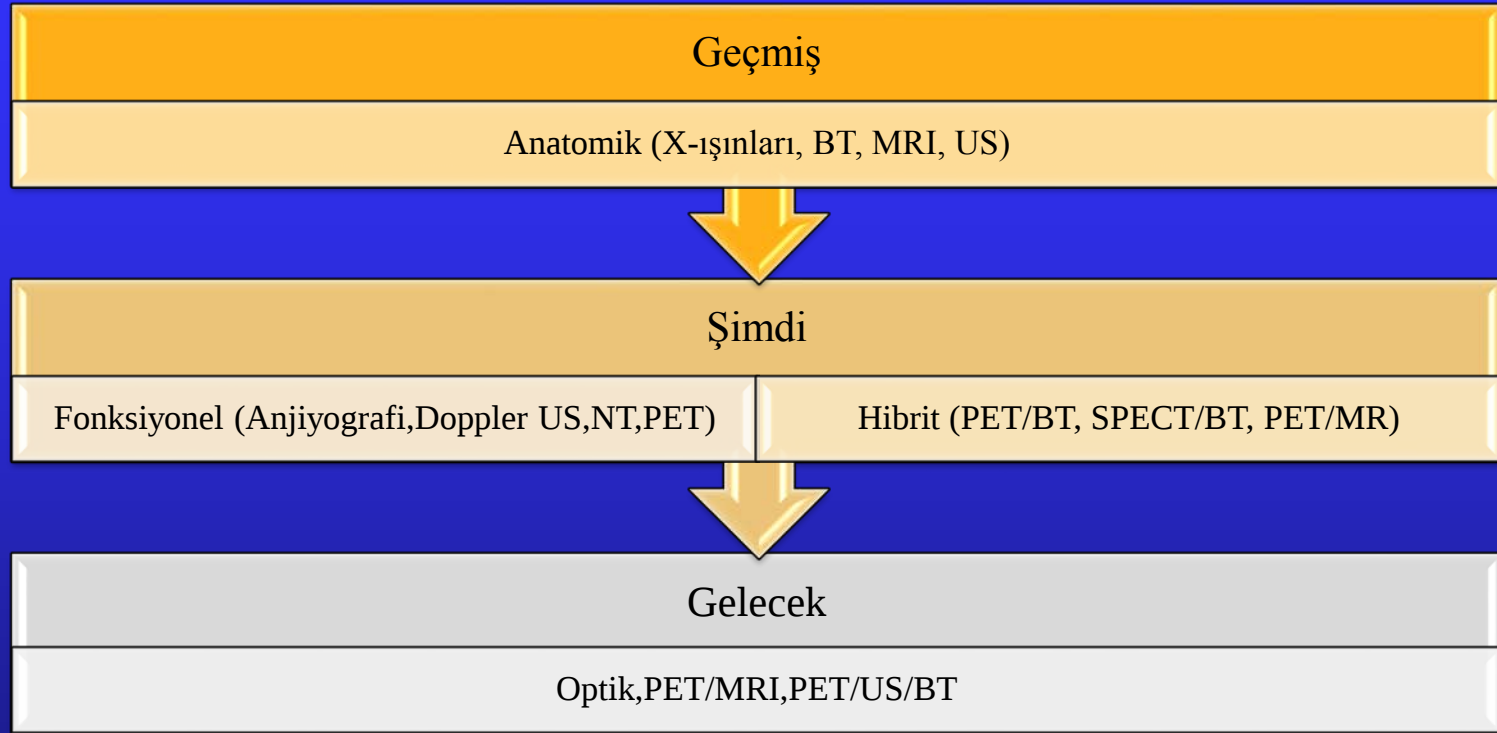


BT



SPECT/CT

Tanısal Görüntüleme Evrimi



- Hastalarda artan radyasyon
- BT , Nükleer Tıp, Girişimsel Uygulamalar
- Mesleki maruziyetin artması
- Girişimsel Uygulamalar , Nükleer Tıp-PET

Nükleer Tıp Gelişimi

Tanı

- Planar görüntüleme
- SPECT
- PET
- Hibrit görüntüleme

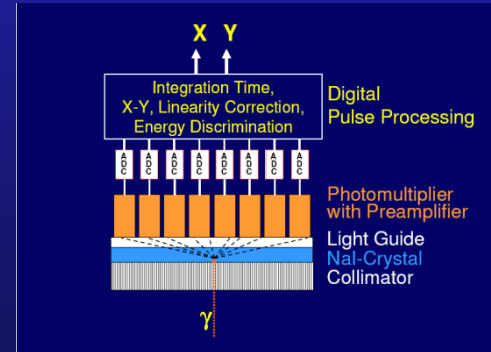
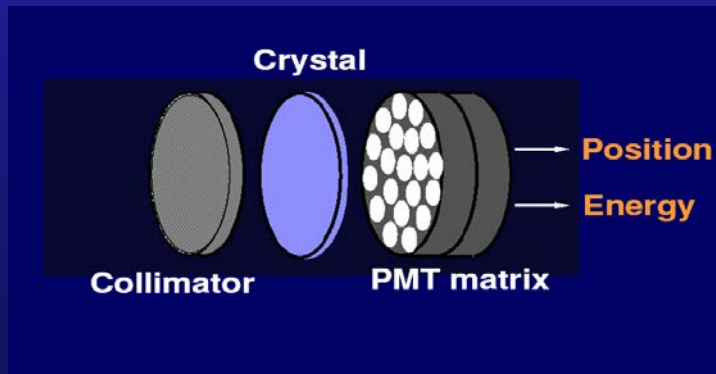
Tedavi

Tiroit hastalıkları,Kemik hastalıkları,Radyosinovektomi,Somatostatin reseptör ,Nöroendokrin tümör ,hepatoselüler karsinoma

Nükleer Tıp Gelişimi



- 1950 lerin başında, Hal Anger, Anger kameralar olarak da bilinen sintilasyon kameralarının da büyük gelişmeler yaptı.
- Böylelikle bir tümörün dedekte edilebilmesi sağlandı.
- Anger tarafından 63 yıl evvel geliştirilen bu teknik, SPECT (tek fotonlu emisyon bilgisayarlı tomografi) ve PET (pozitron emisyon tomografi) gibi nükleer tıpta bugün kullanılan modern görüntüleme sistemlerinin geliştirilmesini sağladı.
- Nükleer tıpta yapılan sintigrafik görüntülemede, vücut içine verilen radyofarmasötiklerden yayılan gama ışınları, dışarıdan özel deteksiyon sistemleri ile tespit edilerek görüntü oluşturulur



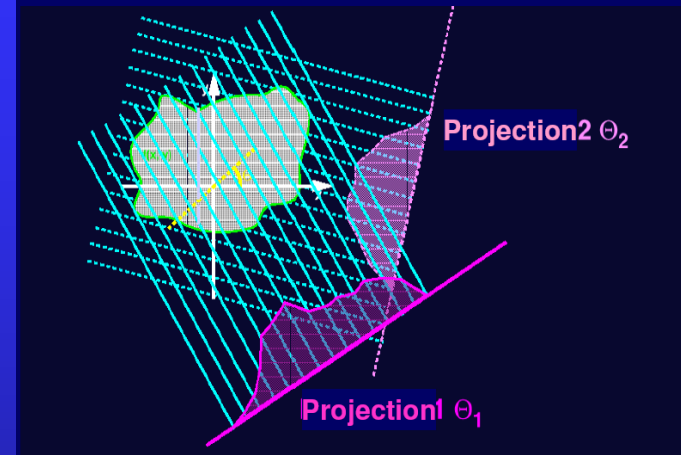
Nükleer Tıp Gelişimi

1963'de Kuhl ve Edvard emisyon tomoğrafisini geliştirmişlerdir.

Bu araştırmacılar 1966'da ossiloskop kamera ile elde ettikleri projeksiyon görüntülerini depolamayı başardılar.

Buna rağmen görüntülerin yeniden elde edilmesi (imaj rekonstrüksiyon) modern bilgisayarların geliştirilmesine kadar mümkün olmadı.

Gama kamerayı icad eden Hal Anger 1967'de hastanın etrafında dönebilen bir kamera tezini ortaya attı. Bu düşüncenin uygulamaya geçebilmesi de on yıllık bir zaman aldı



- Bir çok açıdaki projeksiyonların ölçülmesi ve Matematiksel yeniden işleme yapılması ile,
- Aktivite dağılımını hacimsel olarak elde edebilmemizi,
- Organ derinliklerinin görüntülenmesini,
- Aktivite ,hacim ve boyutların sayısal saptanmasını,
- Planar görüntülemeye göre lezyonların yüksek kontrasta görüntülenmesini sağlar

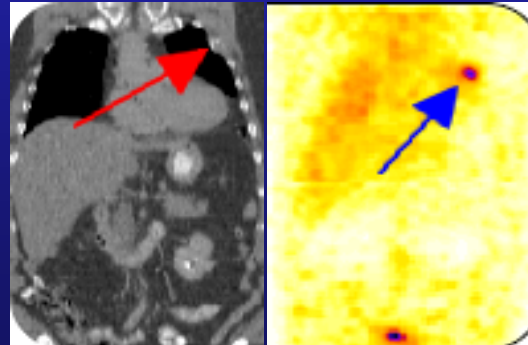
Nükleer Tıp Gelişimi

Günümüzde bilinen PET prensiplerinin temeli Phelps, Hoffman ve arkadaşlarının 1974'lerin sonlarında insan çalışmaları için 48 NaI(Tl) detektörden oluşan hekzagonal PET III'ü geliştirmeleri ile başlar.

PET(511) KeV enerjili anihilasyon fotonlarının dedeksiyon prensibine dayanan görüntüleme tekniği.

SPECT → tek doğrultuda yayılan gama fotonu

PET → aynı anda aynı yerde oluşan foton dedeksiyon



Nükleer Tıp Gelişimi

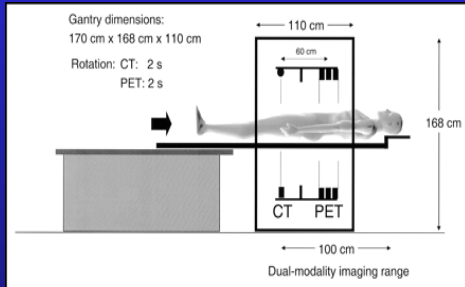
PET/BT, SPECT/BT, PET/MR

Multi-modalidelerin 90'lı yılların sonunda gelişmesiyle Nükleer Tıp'da gelişmeler hızla arttı



1998

Prototip PET/BT



1999

İlk SPECT/BT



2001

İlk ticari PET/BT



2011

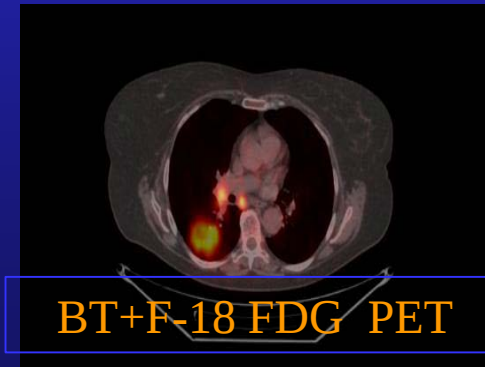
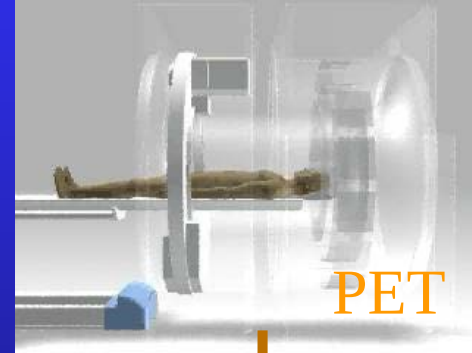
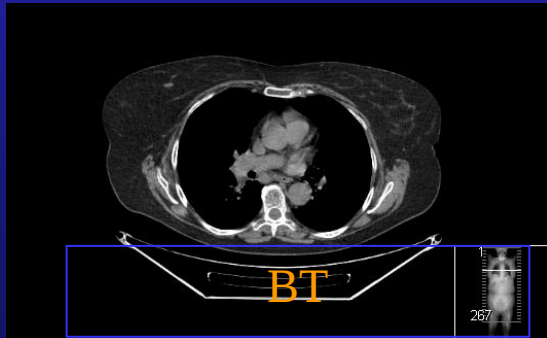
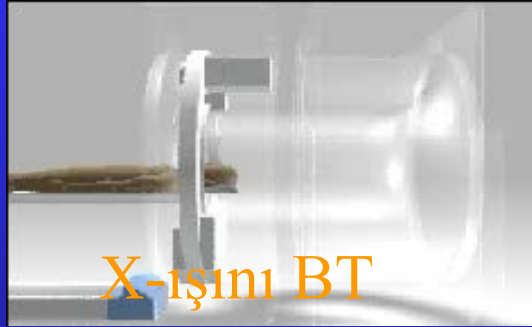
**PET/CT 128 (slices)
TOF-PET/BT
PET/MRI**



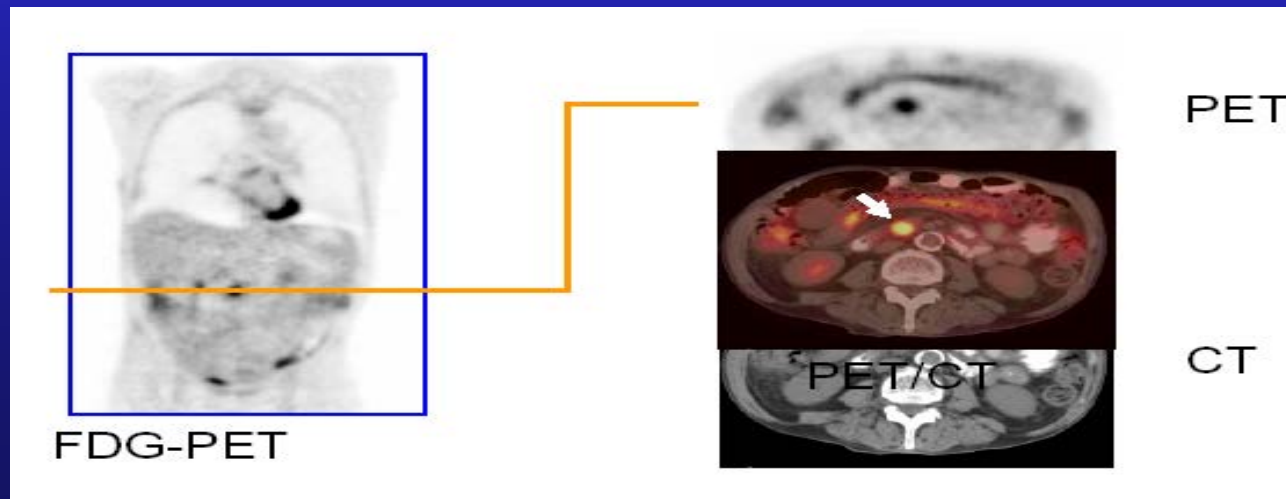
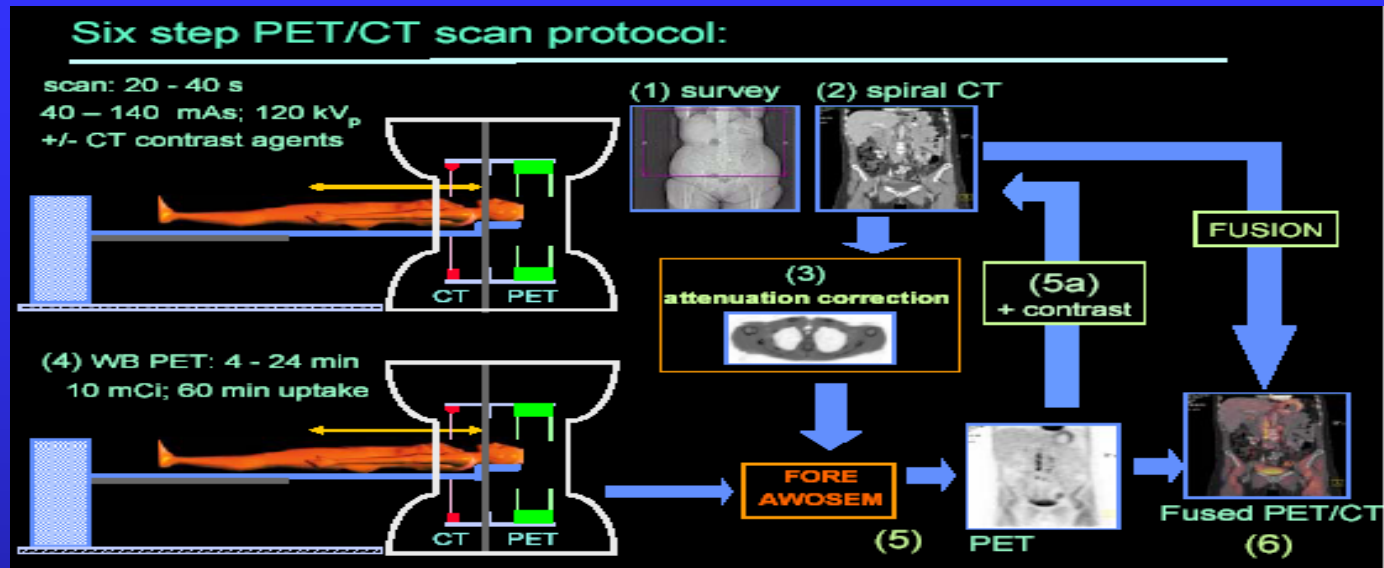
PET/BT

Atenüasyon düzeltmesi

Anatomik yapıların ve tümörlerin lokalizasyonunun doğru tespiti

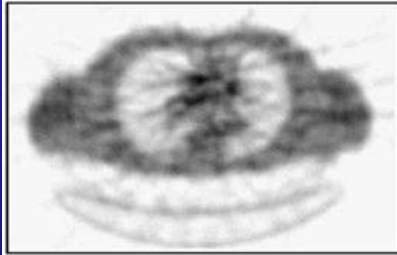
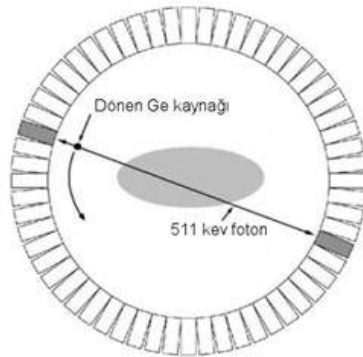


Anatomik Yapıların ve Tümörlerin doğru Tespiti



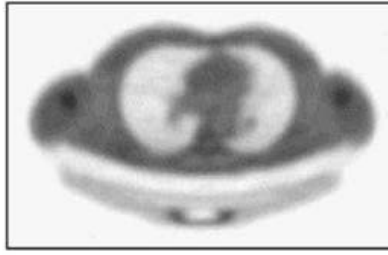
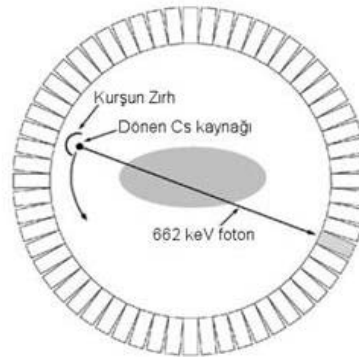
Foton azalımı düzeltmesi

Eş-Zamanlı Foton
Ge-68/Ga-68 (511 keV)



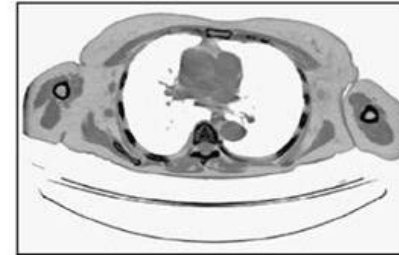
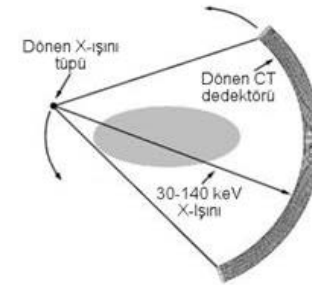
Yüksek gürültü
~12-45 dk tarama süresi
Çok kötü kontrast

Tek Foton
Cs-137 (662 keV)

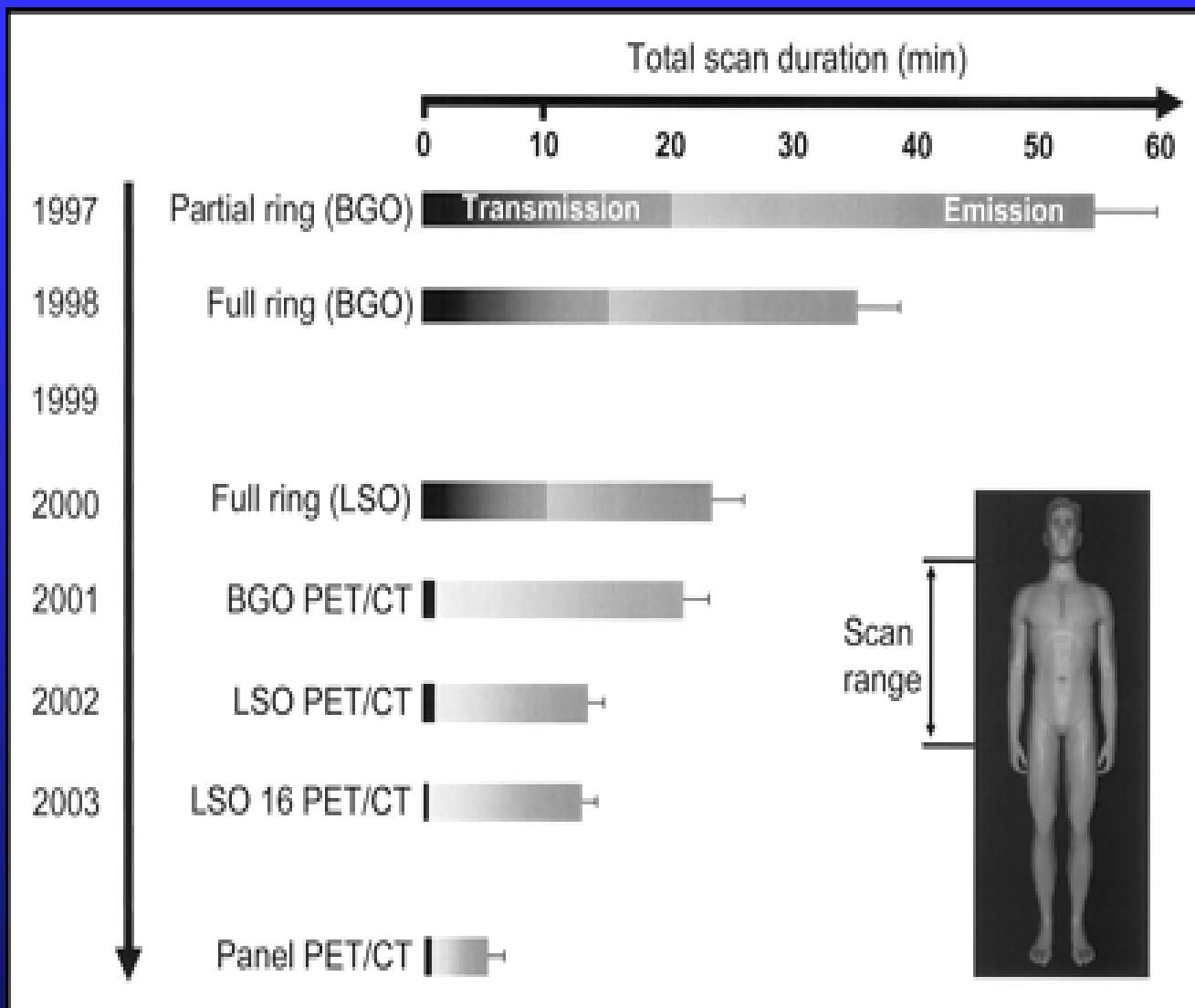


Düşük gürültü
~4-20 dk tarama süresi
Kötü kontrast

X-Işını
(~30-140 kVp)



Gürültüsüz
~20 sn tarama süresi
Yüksek kontrast



SPECT/BT

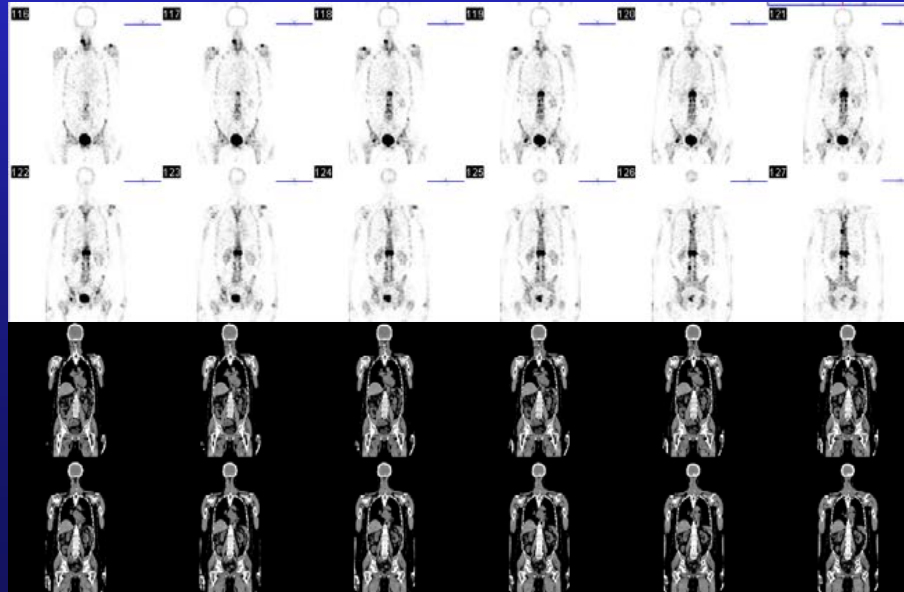
SPECT patofizyolojik süreci görüntülemek üzere vücuda verilen radyofarmasötiklerden yayılan tek-foton emisyonlarının,tomografik görüntülemesini sağlar.

BT X-ışını kaynağından üretilen ışınların transmisyon yöntemiyle vücut içinden geçirilerek tomografik görüntülemesini sağlar.

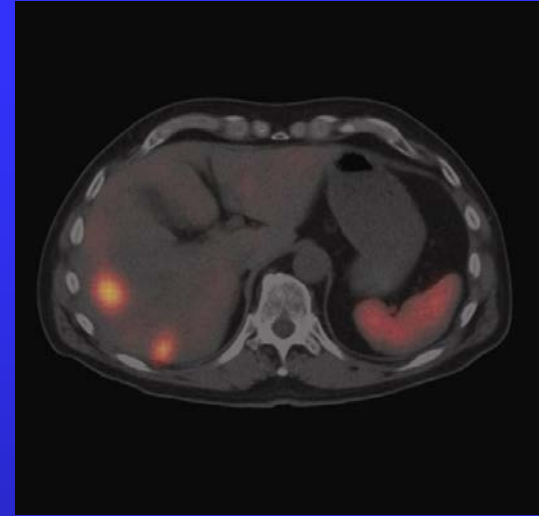
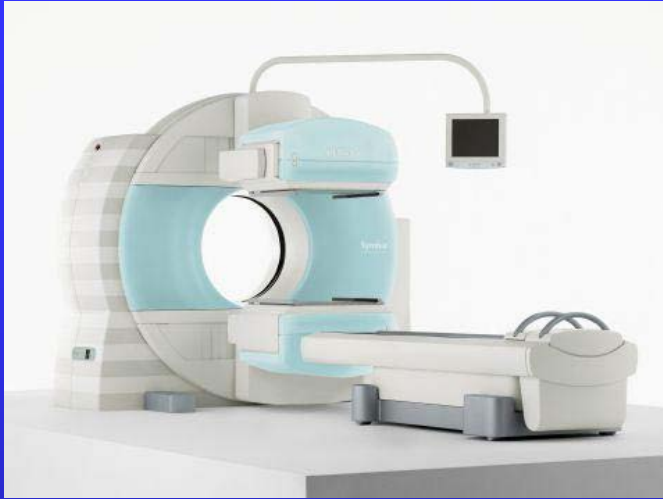
SPECT patofizyolojik bilgi

BT anatomik bilgi

Tüm vücut kemik Spect/BT



SPECT/BT



Fonksiyonel ve anatomik hasta bilgisini tek bir görüntüde yakalayabilen hibrit görüntüleme yöntemi

Nöroendokrin tümörlerinin yerlerinin belirlenmesi

Kemik sintigrafisi(metastaz)

MIBG sintigrafisi

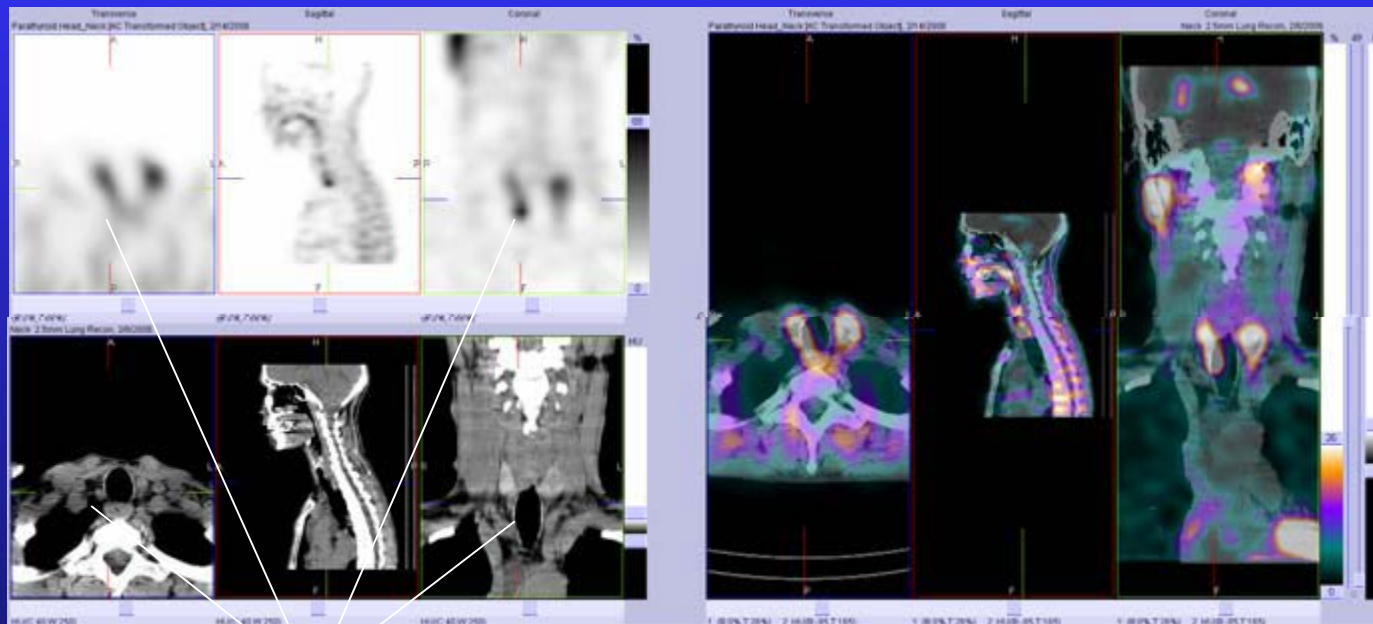
Fonksiyon beyin görüntüleme

Paratiroid sintigrafisi

Böbrek üstü bezi

Lenfosintigrafi ve Sentinal lenf nodu görüntüleme

Tc-99m SestaMIBI Paratiroid Adenomu



Paratiroid Adenomu

Nükleer Tıp Görüntüleme Doz Azaltma

Nükleer Tıp enstrümantasyon çalışmaları artmış görüntü kalitesi ve azalmış görüntüleme zamanı üzerine yoğunlaşmıştır.

- Amaç; En iyi klinik cevabı veren görüntü kalitesi elde etmek için parametreleri optimize etmektir
- Zorluk; Parametrelerin bağımsız olmaması.

Bir nükleer tıp prosedürde bir parametre değiştirme diğerleri etkileyecektir. Tek bir parametre değiştirirken meydana gelen tüm değişiklikleri anlamak çok önemlidir

Dozu Etkileyen Faktörler NT

➤ Verilen aktivite

Toplam sayımlar ve görüntüleme süresi

➤ Kamera seçimi

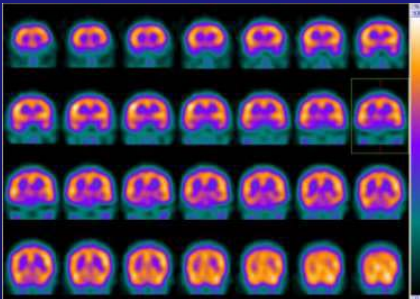
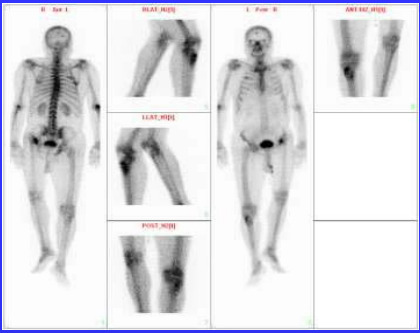
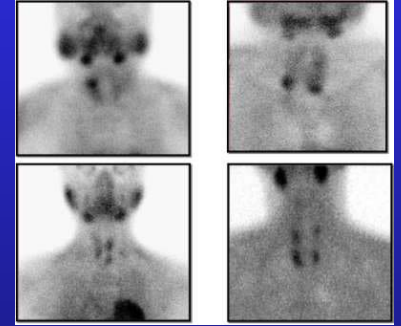
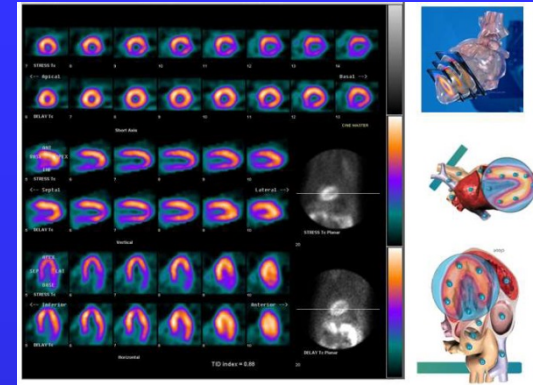
Dedektör kalınlığı ve malzeme

Dedektör sayısı

➤ Kolimatör seçimi

Genel amaçlı, HR, HS, Pinhole

➤ Görüntü işleme ve rekonstrüksiyon işlemleri



Hasta Efektif Doz (mSv)

	1 yař	5 yař	10 yař	15 yař	yetiřkin
Ağırlık(kg)	9.7	19.8	33.2	58.8	70
Tc-MDP(20mCi)	2.8	2.9	3.9	4.2	4.2
Tc-ECD(20mCi)	4.1	4.6	5.3	5.9	5.7
Tc-MAG3(10mCi)	1.2	1.3	2.2	2.8	2.7

Hasta Efektif Doz (mSv)

	1 yař	5 yař	10 yař	15 yař	yetifkin
Ağırlık(kg)	9.7	19.8	33.2	56.8	70
Tc-MIBI Rest(10mCi)	2.7	2.0	3.2	3.6	3.3
Tc-MIBI(30mCi)	6.9	7.2	8.4	9.0	8.8
Tc-Tetrofosmin Rest (10mCi)	2.2	2.3	2.3	2.9	2.8
Tc-Tetrofosmin Rest (30mCi)	5.3	5.6	6.3	7.3	7.7
Tl-201 (3mCi)	20.0	24.8	29.5	18	15.5

Dozu Etkileyen Faktörler

PET

➤ **Verilen aktivite**

Toplam sayımlar ve görüntüleme süresi

➤ **Kamera seçimi**

Kristal kalınlığı ve malzeme

2D ve 3D

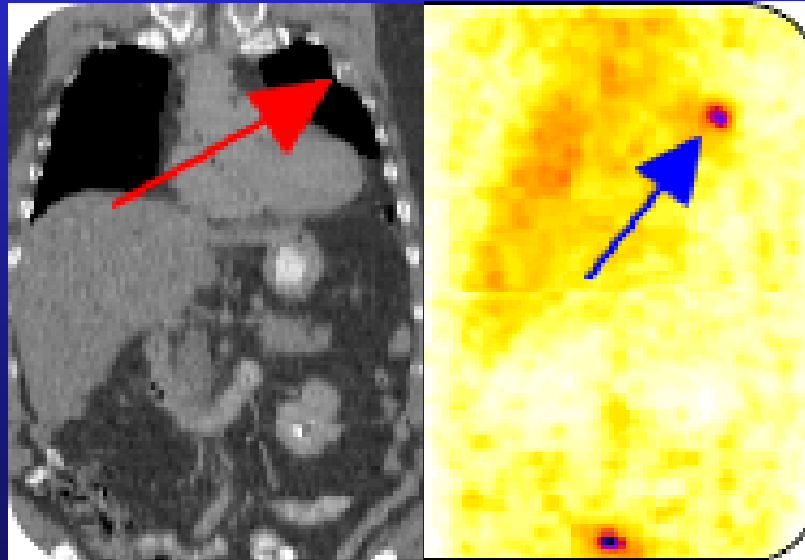
Aksiyel görüş alanı (FOV)

➤ **Görüntü işleme yöntemleri**

FDG Hasta Dozu

	1 yař	5 yař	10 yař	15 yař	Yetiřkin
Ağırlık(kg)	9.7	19.8	33.2	56.8	70
Akt(mCi)	1.4	2.97	4.98	8.52	10.5
Mesane	25.6	35.9	44.4	48.8	50.5
Efektif doz	5.2	5.9	6.6	7.3	7.4

ICRP 106



Nükleer Tıp görüntüleme

SPECT ve PET

Nükleer tıp görüntüleme SPECT ve PET görüntüleme yöntemleri ile emisyon tarama dayanmaktadır

Teknik gelişmeler

- Optimize radyasyon algılama sistemleri:
 - Kolimasyon sistemleri
 - Sintilatörler
 - Fotodetektörler
- Rekonstrüksiyon algoritmaları

Nükleer Tıp görüntülemede gelişmeler

Sintilasyon Kristali

Optimum dedektör performansı için sintilatör özellikleri

1. İyi durdurma gücü,
 2. Kısa decay time,
 3. İyi ışık verimi,
 4. İntrinsik enerji rezolüsyonu
- Durdurma gücü ,yoğunluğa ve efektif atom numarasına bağlı.
 - Decay time kısa olması arzulanır. Yüksek sayım hızlarında gelen her fotonun işlenebilmesi için. Bu sayede koinsidens window zamanı kısaltılarak randomlar azaltılabilir.
 - Işık verimi yükseldikçe hem uzaysal rezolüsyon hemde enerji rezolüsyonu artar. (kristal sayısı/fotodedektör) artırılarak uzaysal rezolüsyon iyileşir.

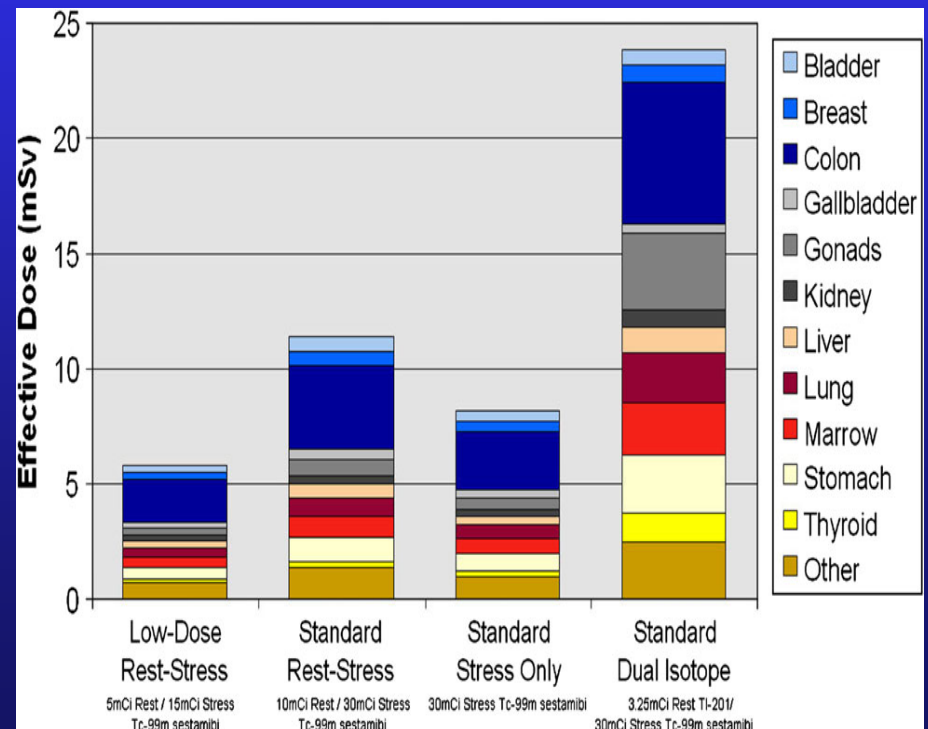
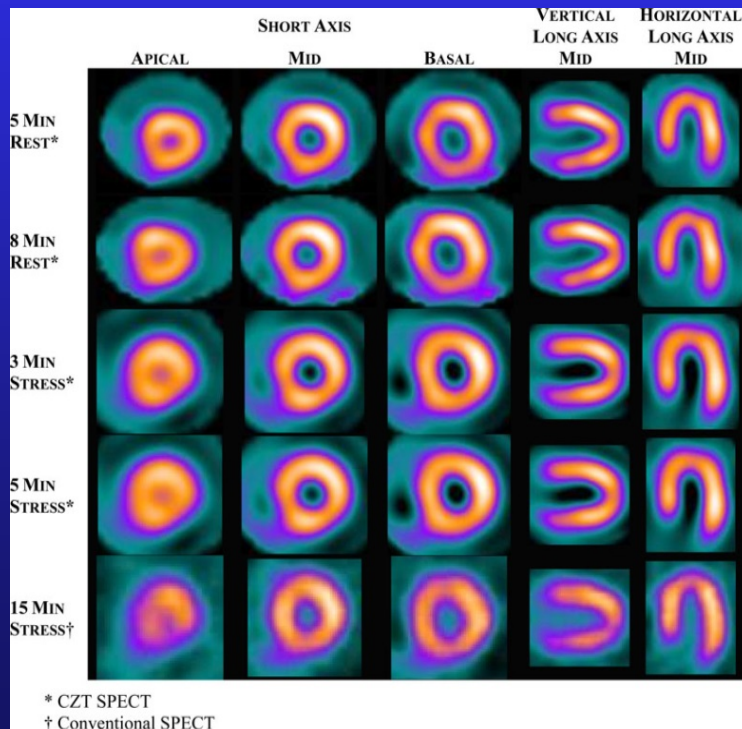
Sintilatörlerinin Özellikleri

	Amaç	NaI(Tl)	BGO $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$	GSO Gd_2SiO_5	LSO $\text{Lu}_2\text{SiO}_5(\text{Ce})$	LYSO	Cs F	BaF ₂
Yoğunluk (g/cm ³)	Yüksek g-ışın deteksiyon verimi	3,67	7,13	6,71	7,40	7.3	4.61	4.89
Efektif atom no.	Yüksek g-ışın deteksiyon verimi	51	74	59	66	66	55.9	56.9
Decay zamanı (ns)	İyi koinsidens zamanlaması	230	300	60	40	50	2.5	0.8
Kırılma indisi	Işığın kristalden e geçişi	1,85	2,15	1,85	1,82	1.82	1.48	1.56
Emisyon dalga boyu (nm)	PMT cevabı için iyi bir eşleşme	410	480	430	420	-	390	425
Rölatif ışık verimi [%NaI(Tl)]	Yüksek sayım verimi	100	15	30	75	75	20	25
Sağlamlık	Daha küçük boyutlu kristal üretimi	Hayır	Evet	Hayır	Evet	Evet	-	-
Hidroscobiklik	Basit paketleme	Evet	Hayır	Hayır	Hayır	Hayır	Evet (ÇOK)	Evet (ÇOKAZ)

Duvall et al ; Journal of Nuclear Cardiology Volume 18, Number 5;847–57

Reduced isotope dose and imaging time
with a high-efficiency CZT SPECT camera

- Düşük doz MPI Rest+stress (5mCi-15mCi)
- Rest 5-8 dk Stress;3-5 dk
- Konvansiyonel MPI rest+stress(10mCi-30mCi)



Hasta radyasyon doza etkisi

CdZnTe dedektörü SPECT

- Görüntüleme zamanı azaltımı

Herzog et al. (JNM 2010) CdZnTe dedektör kullanımı standart çift başlı gama kamera kullanımına göre görüntüleme zamanını 2-3 dakika azaltır.



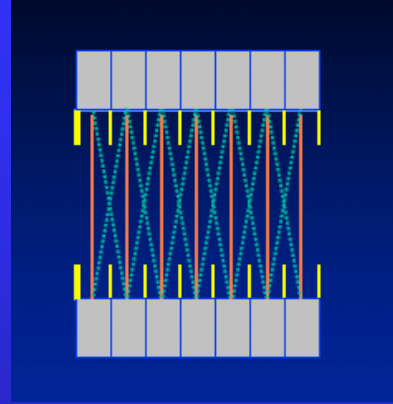
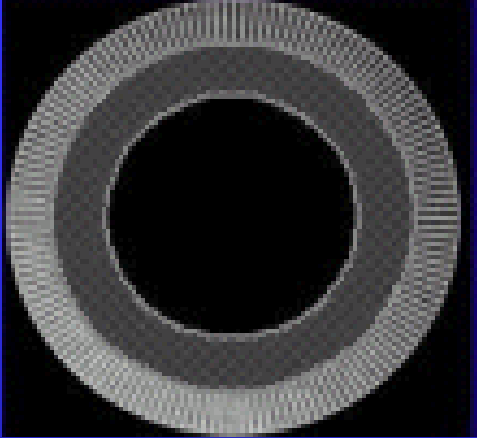
- Aktivite azaltımı

Nkoulouet al. (JNM 2011) Iskemik miyokard hastalığının değerlendirilmesi için enjekte etkinlik CdZnTe dedektör kullanımı ile %50 azalır.

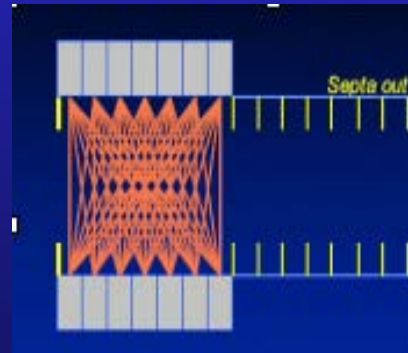
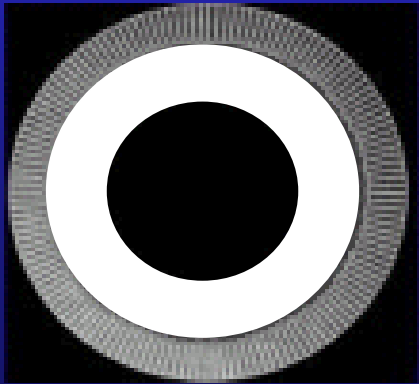
Nükleer Tıp görüntülemede gelişmeler

2D ve 3D

2D



3D



- Daha çok LOR
- 5-8 misli sinyal
- 3 katı distorsiyon (scatter + randoms)

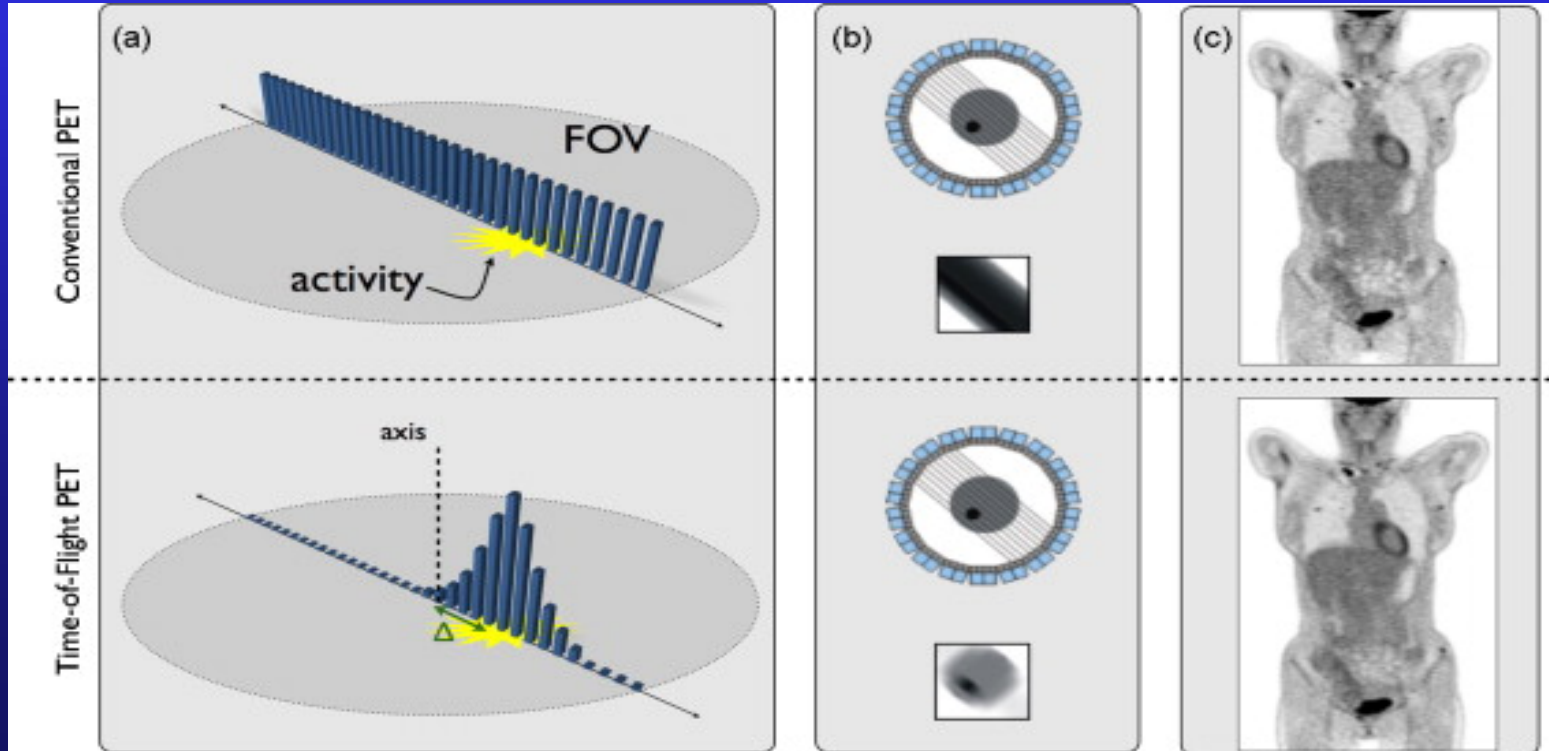
Nükleer Tıp görüntülemede gelişmeler

Kolimasyon

- Septa kullanımı saçılan foton deteksiyonunu %30-%40'dan %10-%15'e düşürebilir.
- Septa kullanmamanın *avantajı* daha kısa veri toplama zamanı ve uygulama dozu ile hassasiyetin 4 ila 6 kat artmasıdır.
- 2D PET FOV yayımlanan fotonların %0.5
- 3D PET FOV yayımlanan fotonların %3-5 dedekte edilir.

Time of Flight (TOF)

- Konvansiyonel PET uygulamalarında fotonların kristaller arasındaki cevabı LOR boyunca kaydedili LOR boyunca fotonun gerçek yeri ölçülemez. Rekonstrüksiyon imajlarda bulanıklık oluşur.
- TOF:coincidence fotonların her biri için zaman farkı ölçülür
- LOR boyunca küçük bir aralıkta daha iyi lokalizasyon sağlar.
- Bulanıklık azalır



Hasta radyasyon doza etkisi

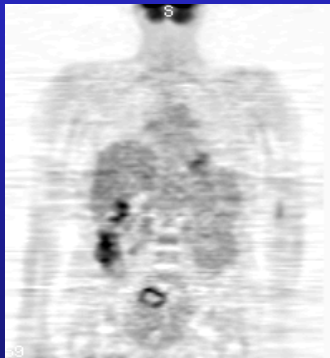
TOF-PET

- Görüntüleme zamanı azaltımı
Conti (EJNMMI 2011)
 - Görüntü kalitesi artması
Kadrmasat al. (JNM 2009) gürültülü bir arka planda odak sıcak lezyonlar tespiti için TOF-PET gözlemci performansında önemli gelişme sağlar
- 
- Aktivite azlığı
Murray et al. (EJNMMI 2010) :Düşük doz TOF-PET taraması aynı tarama süresi ile standart bir doz konvansiyonel PET benzer görüntü kalitesi üretebilir.

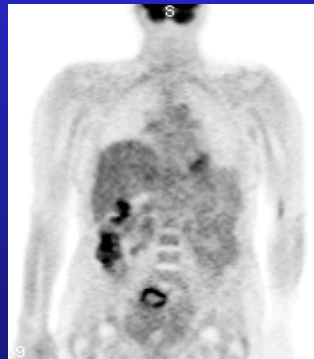
Nükleer Tıp görüntülemelerde gelişmeler

Rekonstrüksiyon algoritmaları

- Filtrelenmiş geri projeksiyon
 - Gürültü ve foton azalımı etkileri görüntüye yansır
- İterativ(MLEM-OSEM.....)
 - Gürültü algoritma içinde modellenir.
 - Pozisyona bağlı azalım katsayıları ve mesafeye bağlı ayırma gücü gibi emisyon ve dedeksiyon sorunları çözülür.
 - Daha kaliteli görüntü



FBP

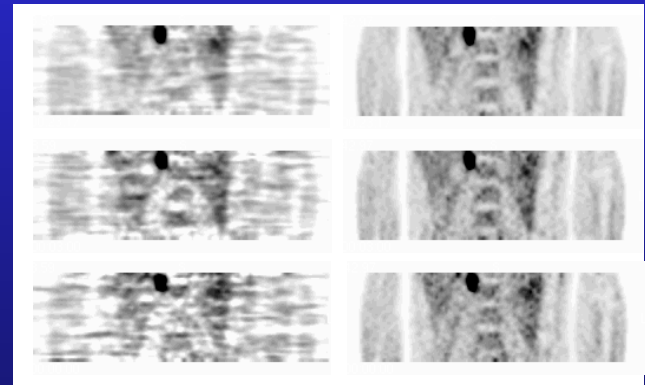


terative
Rekonstrüksiyon

➤7 dk.

➤5 dk.

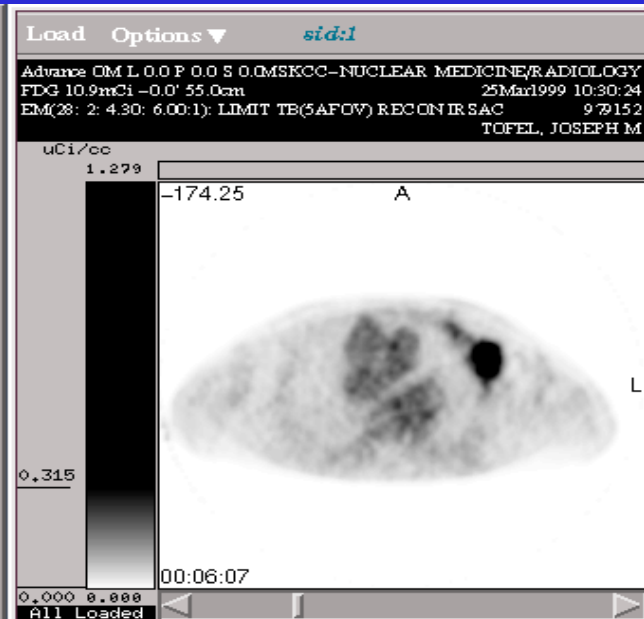
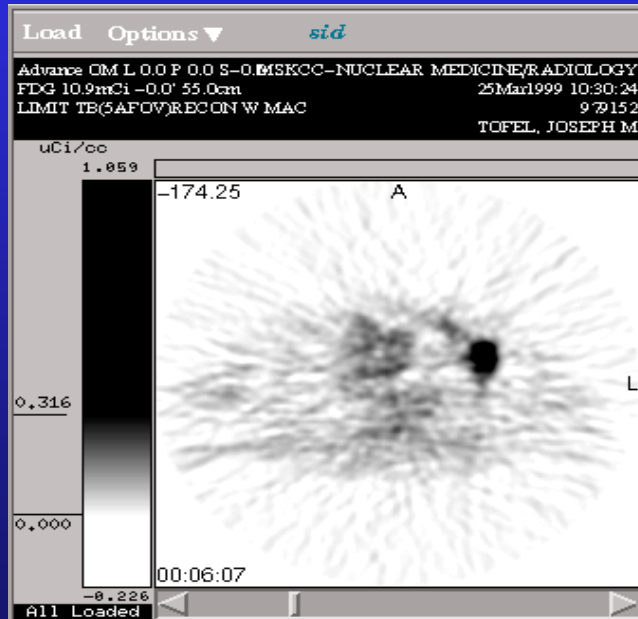
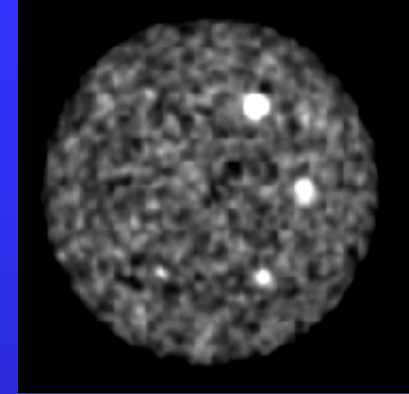
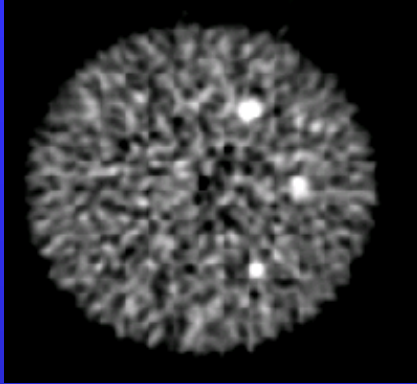
➤3 dk



FBP

Iterative
Rekonstrüksiyon

Rekonstrüsiyon



Filtre geri-projeksiyon

İterative

Nükleer Tıp görüntülemede son gelişmeler

Hasta radyasyon doza etkisi

- Dedektör teknolojisi ya da rekonstrüksiyon algoritmaların daki gelişmeler daha hassas ve verimli ekipmanların gelişmesiyle sonuçlanmıştır.
- Nükleer Tıp enstrümantasyon üzerinde yapılan çalışmaların çoğunluğu görüntü kalitesini arttırma veya görüntüleme zamanını kısaltma amaçlıdır.
- Hassasiyetin artması aktivite kullanımını da azaltır.
- Doz azatılımı çocuklar için önemlidir.

SPECT ve PET

BT ile birleřtirmede nedenler

SPECT ve PET attenüasyon düzeltmesi
Fizyolojik bilgi ile birlikte Anatomik bilgi
İyi lokalizasyon

Bu iki lokalizasyonun birleşmesi sonucu doz artışı.

Multi-Modalite Görüntüleme

- Hibrit görüntüleme hasta dozunu arttırır.
- İki modalitenin birarada kullanılmasıyla uygulamalarda radyasyon dozlarını optimize etmek gerekir.

Multi-modalite tarayıcılarında yeniliklerin çoğu

Hasta dozunu azaltma

Tarama hızını arttırma

Multi-Modalite Görüntüleme

Hasta dozuna etki: BT

Nükleer tıp görüntüleme BT'nin kullanımı tanısal doğruluğu artmaktadır aynı zamanda önemli ölçüde hasta dozlarında artmaktadır

Huang et al. (Radiology 2009) :PET/BT de BT 'de kullanımı toplam efektif doza %76 katkıda bulunur.

BT'de çoğu teknolojik yenilikler görüntü kalitesini korurken hasta dozunu azaltmaya yöneliktir.

- Otomatik tüp kontrolü
- Adaptif kolimasyon
- İteratif rekonstrüksiyon

BT Efektif Doz Değerleri

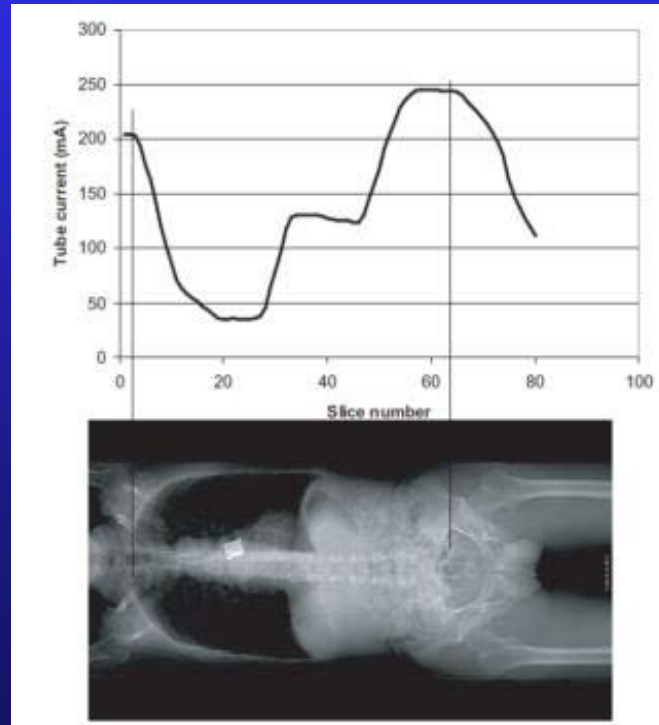
Baş BT	1.9 mSv
Göğüs BT	7.5 mSv
Batın BT	7.9 mS
Pelvis BT	7.6 mSv
Abdomen	9.3 mSv

Pantos et al., Brit J Radiol 2011;84:293-303

BT son gelişmeler

Otomatik tüp kontrolü

Otomatik mA ayarı tam bir tarama aralığı boyunca ve bir tarama alanı içinde sürekli bir gürültü seviyesi tutarken doz azaltımı %45 kadardır.

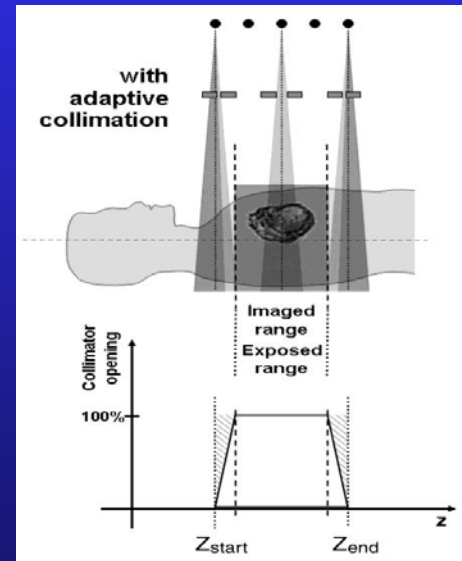
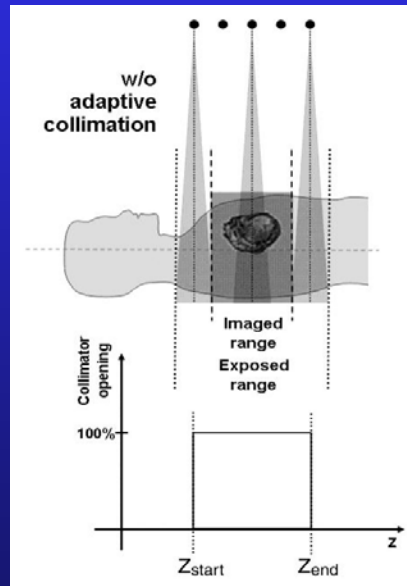


Athénet al. (RadiatProt Dosim 2005)

BT son gelişmeler

Adaptif kolimasyon

Büyük tarama uzunlukları için %10 doz azaltımı Kısa tarama aralıkları için %38 kadar doz azatlımı



Deaket al. (Radiology2009)

İterativ BT rekonstrüksiyon teknikleri

İterativ rekonstrüksiyon → filtre geri rekonstrüksiyon
Aynı radyasyon dozunda önemli gürültü azaltımı.

İTR CTDI:8mGy



FBR CTDI:22mGy



SPECT/BT incelemeleri etkin doz (SPECT katkısı)

	Radyonüklid	Radyofarmasötik	Aktivite (MBq)	Efektif doz (mSv)
Kemik	Tc-99m	Fosfonat	600	3,4
Kalp	Tc-99m	Tetrafosmin	600	4,2
Beyin	Tc-99m	HMPAO	800	7,4
Tümör	I-123	MIBI	400	5,2

Kemik

organ doz (mGy)

mesane duvarı;30

over:2

kemik iliği:6

testis:1.4

Kalp

mesane duvar:10-16

safra kesesi:16-22

PET/BT Etkin Doz Değerleri (PET katkısı)

Radyonüklid	Radyofarmasötik	Aktivite (MBq)	Efektif Doz (mSv)
F-18	FDG	400	7,6
F-18	Choline	300	6,0
C-11	Choline	300	1,4
C-11	Asetat	300	1,4
C-11	Methinonine	800	6,7

F-18 FDG

Organ doz(mGy)

mesane duvarı:50
over;6
testis:5

F-18 Choline

kemik iliği ;4
mesane duvarı:22
böbrek:25

Symbia T Ecam Siemens SPECT/BT
BT 90 mAS ,110-130 kVp, kesit kalınlığı, 3-5 mm

Uygulama	Ort.Aktivite (MBq)	NT Ort.Efekt.doz	BT Ort.Efekt.Doz	NT+BT Ort Efekt.Doz
MDP Tc-99m	740	4,2	3,5	7,7
MIBI Tc-99m	925	8.3	2,3	10.6
I-131 tarama	3700	1924	2,9	1926.5
I-131 MIBG	185	2.4	3.0	5,4

Tc-99m MDP %83
Tc99m MIBI %28
I-131 tarama %0.15

SPECT/BT Efektif Doz

Kalp Rest+stress

Tc-99m tetrafosmin

Stress 265MBq

Rest 726MBq

BT kVp/mAs:120/25

Efektif doz:

NT:6.8mSv

BT:1.2mSv

Kemik

Tc-99m MDP 675MBq

BT kVp/mAS:140/2.5

Efektif doz

NT:3.8mSv

BT:1.2mSv

SPECT/BT Efektif Doz

Tanısal olmayıp, sadece lezyon lokalizasyonu ve attenüasyon düzeltmesi amaçları için uygulanan SPECT/BT çalışmalarında hastaların çalışmanın BT bileşenine bağlı olarak alacakları radyasyon miktarı

3-4 mSv.

BT bileşeni tanısal özellikte ve kontrast uygulanarak yapılan uygulamalarda ise bu miktar her bir SPECT/BT çalışması için

7-10 mSv

PET / BT Görüntüleme Efektif Doz Değerleri

Protokol	Alan	kVp	mAS	Doz mSv
Standart	Tüm vücut	130	111	24
	Abdomen	130	147	25
Düşük doz	Tüm vücut	130	15	8

Düşük (LD-BT) ve yüksek doz (D-BT) uygulamalarda efektif dozlar

BT tipi	kVp	mAs	p	Efektif doz(mSv)
LD-BT	120	60	1.5	4.5
LD-BT	110	30	2	1.3
D-BT	120	195	1.5	14.1

p: pitch değeri, kVp: Tüp voltajı, mAs: tüp akımı

- BT sistemlerinin teknik özellikleri PET/BT de hasta radyasyon dozunu belirleyen önemli faktördür.

Düşük doz BT çalışmalarında efektif doz

1 - 4 mSv

Yüksek doz BT uygulamalarında tüm vücut efektif doz

14 - 19 mSv arasında

Bugünkü tahminler 5mSv (500mrem) efektif dozun her 10000 kişide **2.5 fetal kanser riskine sebep olduğu** şeklindedir.

Brix ve ark. J.Nuc.Med .Vol.46,No.4.April(2005)

Standart PET ve PET/BT uygulamalarında hasta dozları

Uygulama	Hasta mSv/işlem
Standart PET	7 (370MBq F-18 FDG)
PET/BT	8.5 p2, mAs30 (LD-BT) 24.8 p1, mAs111 (D-BT)

- PET/BT uygulamalarında, diagnostik amaçlı çalışmalarda BT kullanılarak yapılan yüksek doz uygulamalar tüm vücut efektif dozunu (24.8mSv) belirgin şekilde artırır.
- Düşük doz uygulamalarda hasta dozları düşmektedir(8.5mSv)

PET / BT Görüntüleme Efektif Doz Değerleri (mSv)

	PET/ BT (mSv)		
	p3; 80; 0.8	p6; 80; 0.8	
Beyin	0.45	0.22	
Kalp	5.66	3.45	
Tüm vücut	18.97	8.81	

(p6: pitch değeri; 80 mA tube akımı, 0.8 sn tüp rotasyon zamanı)

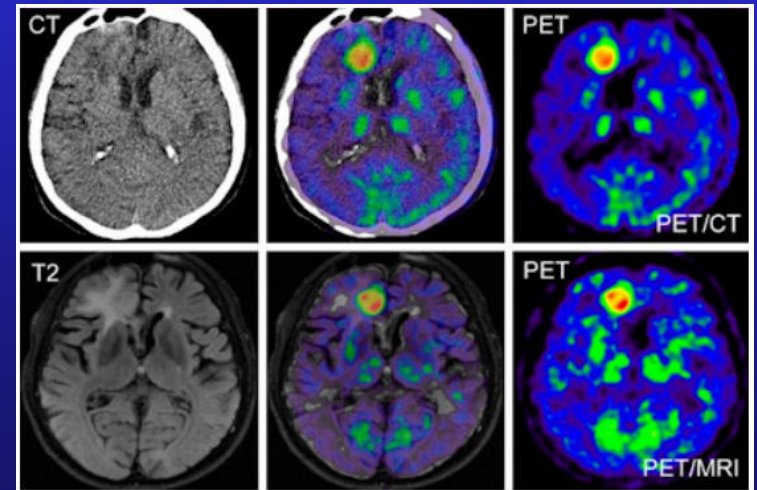
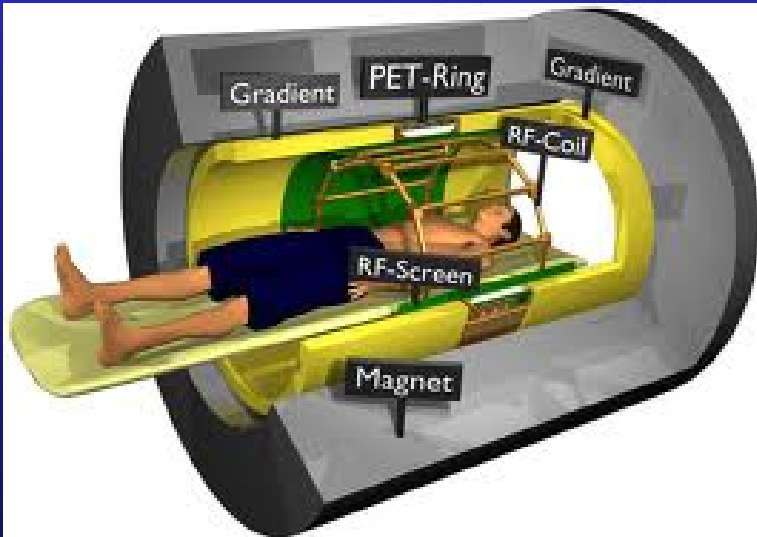
- PET/BT ve SPECT/BT görüntülemede amaç atenüasyon düzeltmesini ve anatomik lokalizasyonu yapmaktır.

Düşük hızlı BT ile transmisyon görüntüsü eldesi yeterli bilgiyi sağlayacak ve hastanın radyasyon maruziyeti azalacaktır.

PET /MR

MRI iyonize radyasyonun dezavantajı olmadan anatomik bilgi sunar

CT aksine, MR yumuşak doku ayırt etmek için yüksek bir kapasitesi vardır



Hasta radyasyon dozunu azaltmak

- Risk-fayda oranı dikkate alınmalıdır
- Tekrarlanan görüntülere engel olunmalıdır.
- Görüntü kalitesini koruyarak doz azaltmak için tarama optimizasyonunu sağlayacak protokollerin oluşturulması gereklidir.
- Tetkik seçiminin doğru yapılması gereklidir.