T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

PET/BT KABUL ve KALİTE KONTROL TESTLERİNDE NEMA STANDARTLARI ile AAPM STANDARTLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Sinem AKYOL

DANIŞMAN
Prof. Dr. Mustafa DEMİR

Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Nükleer Tıp Programı

Temmuz, 2022

TEZ KABUL

Sinem AKYOL tarafından, **Prof. Dr. Mustafa DEMİR** danışmanlığında hazırlanan **"PET/BT KABUL ve KALİTE KONTROL TESTLERİNDE NEMA STANDARTLARI ile AAPM STANDARTLARININ KARŞILAŞTIRILMASI"** başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından **21/07/2022** tarihinde yapılan sınav sonucunda **oy birliği** ile başarılı bulunarak **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

		İmza	**Sonuç**
DANIŞMAN	Prof. Dr. Mustafa DEMİR İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Nükleer Tıp Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Prof. Dr. Kerim SÖNMEZOĞLU İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Nükleer Tıp Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Prof. Dr. Baki AKKUŞ İstanbul Üniversitesi Nükleer Fizik Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Prof. Dr. Lebriz USLU BEŞLİ İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Nükleer Tıp Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Prof. Dr. Lidya SUSAM İstanbul Üniversitesi Nükleer Fizik Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret

Her daim başaracağıma inanan aileme ithaf ediyorum…

BÜTÇE DESTEKLERİ

PET/BT KABUL ve KALİTE KONTROL TESTLERİNDE NEMA STANDARTLARI ile AAPM STANDARTLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi - Cerrahpaşa Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje numarası: 36054

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam sırasında bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, yazım aşamasında büyük emeği bulunan, karşılaştığım zorlukları aşmamda beni yönlendiren ve bana kılavuzluk yapan değerli danışman hocam Prof. Dr. Mustafa Demir' e saygı ve şükranlarımı sunuyorum.

Tezimin deney uygulamaları ve istatistiksel analizinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Hocam Öğr. Gör. Nami YEYİN' e sabrından ve desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Tez çalışmalarımı yaparken, uygun koşulları yaratarak her zaman yanımızda olduğunu hissettiren Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Kerim Sönmezoğlu' na,

Araştırmalarım sırasında fikir ve destekleri ile yanımda olan, ölçümlerime ve analizlerime yardımcı olan ve hastane imkanlarını kullanmama olanak sağlayan Nükleer Tıp ailesine,

Üniversite sıralarından yüksek lisansa uzanan yolculuğumda ve tezimi hazırlama esnasında manevi desteklerini her zaman hissettiğim, bana inanan ve güvenen çok değerli arkadaşlarıma,

Eğitimimin temellerini atıp hayatıma dokunmuş ve beni her daim desteklemiş ilköğretim ve lise öğretmenlerime,

Çok küçük yaşlarda belirlediğim hedefime ulaşmamda en büyük destekçim annem Nezahat AKYOL'a, en zorlandığım anlarımda bile yapabileceğime inanan babam Engin AKYOL'a, hiçbir zaman maddi ve manevi desteklerini esirgemeyip, her zaman yanımda olan kardeşlerim Hacer AKYOL ve Ramazan AKYOL'a kalpten teşekkürlerimi sunuyorum.

Temmuz 2022 **Sinem AKYOL**

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ KABUL ..... **ii**
BÜTÇE DESTEKLERİ ..... **v**
TEŞEKKÜR ..... **vi**
İÇİNDEKİLER ..... **vii**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **ix**
TABLO LİSTESİ ..... **xii**
GRAFİK LİSTESİ ..... **xiv**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **xv**
ÖZET ..... **xviii**
ABSTRACT ..... **xix**
1. GİRİŞ **1**
2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE **3**
2.1. RADYASYON 3
2.2. POZİTRON BOZUNUMU 3
2.3. ELEKTRON-PROTON YOK OLMASI (Anhilasyon Olayı) 5
2.4. RADYASYONUN MADDE ile ETKİLEŞİMİ 5
2.4.1. Parçacık Radyasyonunun Madde ile Etkileşimi 6
2.4.2. Fotonun Madde ile Etkileşimi 6
2.5. PET (POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİSİ) 7
2.5.1. PET Radyonüklidleri 8
2.5.2. PET Tarayıcılar 10
2.5.3. PET Detektörleri 12
2.5.4. PET/BT Cihaz Yapısı 17
2.5.5. PET Kabul ve Kalite Kontrol testleri 19
3. YÖNTEM **20**
3.1. NEMA TESTLERİ 20
3.1.1. Uzaysal Ayırma Gücü 21
3.1.2. *Sensitivite* (Hassasiyet) 24

3.1.3. Sayım Kayıpları ve Random Düzeltmelerin Doğruluğu 28
3.1.4. Saçılma Fraksiyonu, Kayıp Sayımlar ve Rastgele Olay Ölçümleri 31
3.1.5. Görüntü Kalitesi, Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi Doğruluğu 37
3.2. AAPM TESTLERİ 44
3.2.1. Uzaysal Ayırma Gücü 45
3.2.2. Sensitivite 48
3.2.3. Sayım Hızı Performansı ve Düzeltmelerin Doğruluğu 52
3.2.4. PET Görüntü Kontrastı ve Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi 58
3.2.5. PET Görüntü Homojenitesi 63
4. BULGULAR 66
4.1. NEMA TESTLERİ 66
4.1.1. Uzaysal Ayırma Gücü 66
4.1.2. *Sensitivite* (Hassasiyet) 67
4.1.3. Sayım Kayıpları ve Random Düzeltmelerin Doğruluğu 68
4.1.4. Saçılma Fraksiyonu, Kayıp Sayımlar ve Rastgele Olay Ölçümleri 69
4.1.5. Görüntü kalitesi ve Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi Doğruluğu 70
4.2. AAPM 72
4.2.1. Uzaysal Ayırma Gücü 72
4.2.2. *Sensitivite* (Hassasiyet) 73
4.2.3. Sayım Hızı Performansı ve Düzeltmelerin Doğruluğu 79
4.2.4. PET Görüntü Kontrastı ve Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi 81
4.2.5. Görüntü Homojenitesi 85
4.2.6. NEMA ve AAPM Deneysel Ölçüm Karşılaştırmaları 86
5. TARTIŞMA 89
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 104
KAYNAKLAR 106
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 109
KURUM İZNİ YAZILARI 111

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Pozitron-elektron çarpışması sonucu oluşan anhilasyon olayı, detektörler tarafından eş zamanlı algılanan ve birbirlerine zıt, 180˚ açı yapan iki tane anhilasyon fotonu yayılır. 5

Şekil 2.2: Pozitron anhilasyonu; anhilasyon radyasyonu, çekirdekten bir pozitron fırlatıldıktan sonra üretilir. Pozitron sonlu bir mesafe kateder, diğer elektronlar ve çekirdeklerle etkileşime girerek enerji kaybeder, durur ve bir elektronla birleşerek yok olur, bu olay sonunda her biri parçacıkların durgun kütle enerjisine eşdeğer iki foton oluşur.....6

Şekil 2.3: Anhilasyon olayı.....7

Şekil 2.4: PET/BT Tarayıcı.....10

Şekil 2.5: PET tarayıcı şematik görünümü 11

Şekil 2.6: Yüksek enerjili foton (gama ışını) detektörlerinden oluşan bir halkadan oluşan bir PET tarayıcının şematik çizimi. Bir halka geometrisi gösterilmiştir ancak diğer olasılıklar arasında panellerin çokgen montajları ve karşıt dönen düzlemsel detektörler bulunur. 11

Şekil 2.7: PET sisteminde kullanılan eş zaman sayım devresi 12

Şekil 2.8: Farklı Çakışma Olayları.....13

Şekil 2.9: PET görüntüleme prensibinin şematik gösterimi: (a) nötronu eksik olan bir pozitron emisyonu yapan bir radyoaktif izotop, (b) anhilasyon sonrasında ortaya çıkan fotonların 2ns zaman aralığında rastlantısal deteksiyonu, (c) glikoz analogu olan F-18 ile işaretlenmiş deoksiglikoz, FDG radyofarmasötiğini meydana getirir, (d) F-18 ile işaretlenmiş farmasötiğin vücuda enjeksiyonu ve anhilasyon sonrasında ortaya çıkan fotonların rastlantısal deteksiyonu, (e) pozitron anhilasyon olaylarının lokalizasyonlarının sinogramlarda toplanması, (f) sinyallerin yeniden yapılandırılması ile vücut içerisindeki glikoz kullanımının haritalanması sonucunda oluşturulmuş koronal görüntü (9).....13

Şekil 2.10: Tam Halka PET Detektörü 14

Şekil 2.11: Solda blok kristal yapının içinde bölünerek çoğaltılmış çoklu kristaller, sağda çoklu kristallerden birine çarpan 511 keV enerjili fotonun etkisi ile PMT'lere yönelen sekonder fotonlar.....15

Şekil 2.12: Detektör bloğu ve PMT bağlantıları.....15

Şekil 2.13: PET Cihazında Görüntü Oluşumu 16

Şekil 2.14: PET/BT prototipinin tasarımı. PET bileşenleri, ortak bir döner desteğin arkasına monte edilmiştir ve iki görüntüleme alanının eksenel ayrımı 60 cm'dir. Portal içindeki tüm

tertibat 30 rpm'de döndürülmüştür. Hem PET hem de BT elde etmek için birlikte tarama aralığı 100 cm'dir (maksimum). BT ve PET taramaları ayrı konsollarda alınıp yeniden oluşturulmuştur, ancak görüntü füzyon ekranı yalnızca PET konsoluna kurulmuştur. 18

Şekil 3.1: NEMA Uzaysal Ayırma Gücü Fantomu(a), PET NEMA Hassasiyet Fantomu (b), PET NEMA Saçılma Fantomu (c), NEMA PET IQ Vücut Fantomu (d) 21

Şekil 3.2: Uzaysal çözünürlük nokta kaynağı 22

Şekil 3.3: Nokta kaynağın pozisyonlandırılması 23

Şekil 3.4: NEMA *Sensitive* test aparatları 25

Şekil 3.5: *NEMA Sensitive* fantomu ve aktivite için doldurulabilir plastik tüp 25

Şekil 3.6: Fantomun transaksiyel FOV'nin merkezine, kullanılan bir destek mekanizması FOV'nin dışında kalacak şekilde konumlandırılması 27

Şekil 3.7: Sayım kayıpları ve random düzeltmelerin doğruluğu fantom konumlandırması. Ek olarak PET Vücut (IQ) fantom da eklenebilir. 29

Şekil 3.8: PET saçılma fantomu şematik gösterimi 31

Şekil 3.9: NEMA PET saçılma fantomu 32

Şekil 3.10: PET saçılma fantomunun konumlandırılması 33

Şekil 3.11: Zemin (background) sayımlarında 40 mm'lik alanın birleştirilmesi 34

Şekil 3.12: NEMA PET IQ vücut fantomu 39

Şekil 3.13: NEMA PET IQ vücut fantomu kesiti 39

Şekil 3.14: NEMA PET IQ vücut fantomunun doldurulabilir küreleri. 40

Şekil 3.15: PET saçılma fantomu 40

Şekil 3.16: Fantomların konumlandırılması 41

Şekil 3.17: Görüntü kalitesi analizi için zemin alan seçimi: ROI'lerin çapları kürelerin fiziksel iç çaplarına mümkün olduğu kadar yakın olmalıdır. 43

Şekil 3.18: AAPM Kalite Kontrol uygulamalarında kullanılan fantomlar; (a) Uzaysal Ayırma Gücü Fantomu, (b) PET Hassasiyet Fantomu, (c) Dairesel Silindirik Fantom, (d) PET ACR Fantom 45

Şekil 3.19: Uzaysal çözünürlük nokta kaynağı 46

Şekil 3.20: Nokta kaynağın pozisyonlandırılması 47

Şekil 3.21: Fantomun konumlandırılması 61

Şekil 3.22: Dört sıcak küreyi en iyi şekilde yakalayan temsili bir görüntü (1: 10 mm küre (Hacim: 52.3 $cm3$), 2: 13 mm küre (Hacim: 115.0 $cm3$), 3: 17 mm küre (Hacim: 257.2 $cm3$), 4: 22 mm küre (Hacim: 557.5 $cm3$), a: Teflon, b: 37 mm küre (Hacim: 2652.1 $cm3$), c: 28 mm küre (Hacim: 1149.4 $cm3$) 62

Şekil 4.1: PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi 81

Şekil 4.2: PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi görüntüleri 83

Şekil 4.3: PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi veri analizi görüntüleri 84

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1. Önemli PET radyonüklidleri, fiziksel özellikleri ve elde edilme yöntemleri (7,8) ..9

Tablo 2.2. PET sintilatör materyallerinin fiziksel özellikleri 16

Tablo 3.1. NEMA Hassasiyet Fantomu çubuklarının iç çap (ID), dış çap (OD), kalınlık ve uzunluk değerleri 24

Tablo 3.2. Hassasiyet Değerlendirmesi için Üreticiye Özel Değerler için Sınırlar 52

Tablo 3.3. Sayım Hızı Performansı ve Düzeltmelerin Doğruluğu testinde ölçüm sonuçları karşılaştırmaları 58

Tablo 3.4. ACR Fantom Doz Tablosu 59

Tablo 3.5. Görüntü Kontrastı ve Saçılma/Foton Azalımı Düzeltme Değerlendirmesi için Sınırlar 63

Tablo 3.6. PET Görüntü Homojenitesi Ölçümleri Kabul Sınırları 65

Tablo 4.1. PET NEMA Uzaysal Ayırma Gücü FWHM ve FWTM Sonuçları 66

Tablo 4.2. PET NEMA Ayırma Gücü Tarama Tipine Göre FWHM Değerleri 67

Tablo 4.3. Kürelerin (10 mm, 13 mm, 17 mm, 22 mm, 28 mm ve 37 mm çaplarında) kontrast ve zemin yüzdeleri. 70

Tablo 4.4. AAPM Uzaysal Ayırma Gücü FWHM ve FWTM Sonuçları 72

Tablo 4.5. Ayırma gücü tarama tipine göre *FWHM* değerleri 72

Tablo 4.6. Merkezdeki (izomerkez) tarama değerleri (Tarama a.1, Tarama a.2 ve Tarama a.3) 73

Tablo 4.7. Merkezden 10 cm kaydırılmış (ofset) tarama değerleri (Tarama b.1, Tarama b.2 ve Tarama b.3) 76

Tablo 4.8. PET hassasiyet değerlendirmesi sonuçlarının karşılaştırmaları 78

Tablo 4.9. Sayım hızı performansı ve düzeltmelerin doğruluğu başlangıç, enjektörde kalan aktivite ve fantom ölçümü değerleri 79

Tablo 4.10. Sayım hızı performansı ve düzeltmelerin doğruluğu testi ölçüm ve hesaplamaları 80

Tablo 4.11. Sayım hızı performansı ve düzeltmelerin doğruluğu takip ölçümleri ve temel ölçümler karşılaştırması.....80

Tablo 4.12. PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi doz bilgileri.....81

Tablo 4.13. PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi kürelerin *ROI* sayımları, hacim, zemin sayımları, kontrast değerleri.....83

Tablo 4.14. AAPM PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi testi kürelerin kontrast ve yüzde kontrast değerleri.....84

Tablo 4.15. AAPM Atenüasyon ve Saçılma Düzeltmesi Doğruluğu Testi Kürelerin VOI ve SUV (maksimum, minimum ve ortalama) değerleri 84

Tablo 4.16. AAPM Atenüasyon ve Saçılma Düzeltmesi Doğruluğu Testi Kürelerin; SUV (maksimum, minimum ve ortalama), Zemin Ortalama SUV'a Oranı, 22mm Sıcak kürenin maksimum SUV değerlerine oranı 85

Tablo 4.17. NEMA ve AAPM Deneysel Ölçüm Değerleri Karşılaştırmaları 87

GRAFİK LİSTESİ

Sayfa No

Grafik 3.1. 17 ay arayla aynı tarayıcıda aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak RPNEC 56

Grafik 3.2. 14 ay arayla aynı tarayıcıda aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak RPNEC'in başlangıç ve üç takip ölçümü. 56

Grafik 3.3. 14 ay arayla aynı tarayıcıda aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak SUV değerlerinin temel ve 3 takip ölçümü. Tüm SUV değerleri >0.9'dur. 57

Grafik 4.1. Tüp Numarası/Fit edilmiş (sol) Sensitivite ve Dilim Numarası/Dilim başına Sensitivite (sağ) sonuçları 67

Grafik 4.2. Doğru sayımların efektif aktivite konsantrasyonuna oranı (sol), aktivite konsantrasyonuna maksimum ve minimum hata yüzdeleri (sağ) 68

Grafik 4.3. Aktivite Konsantrasyonu-Sayım Oranı (büyük grafik) ve Aktivite konsantrasyonu Saçılma Fraksiyonu (küçük grafik) eğrileri 69

Grafik 4.4. (Yukarıdan aşağıya sırasıyla) Kürelerin; kontrast düzelme yüzdeleri, zemin değişkenlik yüzdeleri ve Dilim numaralarına oranla rezidüyal yüzdeler 71

Grafik 4.5. AAPM Görüntü Homojenitesi Aktivite Konsantrasyonu Sayım Oranı grafiği (büyük grafik, solda) ve Aktivite Konsantrasyonu Saçılım Fraksiyonu grafiği (küçük grafik, sağda) 86

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	**Açıklama**
α	: Alfa Işınları
β^-, β^+	: Beta Işınları
Br	: Brom
C	: Karbon
cps	: Saniyedeki Devir Sayısı
Cu	: Bakır
e^-	: Elektron
F	: Flor
φ	: Sinogramdaki Projeksiyon
γ	: Gama Işınları
Ga	: Galyum
I	: İyot
MBq	: MegaBecquerel
µCi	: MikroCurie
mCi	: MiliCurie
mm	: Milimetre
ml	: Mililitre
N	: Azot
Ne	: Neon
Ni	: Nikel
ns	: Nanosaniye
O	: Oksijen
Rb	: Rubidyum
$R_{CORR,0}$	: Soğurma Olmaksızın Sayım Hızı
Sc	: Skandiyum
Se	: Selenyum

Sr : Stronsiyum

Te : Tellür

Ti : Titanyum

$\boldsymbol{v}$: Nötrino

$\boldsymbol{X_j}$: Birikmiş Kılıf Duvar Kalınlığı

Y : Yitriyum

Zr : Zirkonyum

% : Yüzdelik Değer Sayısı

Kısaltmalar	**Açıklama**
AAPM	: Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CRC	: Kontrast Kurtarma Katsayısı
FBP	: Filtrelenmiş Geri Projeksiyon
FDG	: fluoro-2-deoksi-glikoz
FOV	: Görüntüleme Alanı
FWHM	: Yarı Maksimumdaki Tam Genişlik
FWTM	: %10 Maksimumdaki Tam Genişlik
GE	: General Electric
LLD	: Alt Düzey Ayırıcı
LOR	: Eş Cevap Eğrisi
NEC	: Gürültü Eşdeğeri Sayım Hızı
NEMA	: Amerikan Ulusal Elektrikli Alet Üreticileri Birliği
OFA	: Alan Dışı Aktivise
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
PMT	: Foton Çoğaltıcı Tüp
PNEC	: *Pseudo*(Sözde) Gürültü Eşdeğeri Sayım Hızı
PSF	: Nokta Dağılım Fonksiyonu
ROI	: İlgi Alanı
SF	: Saçılma Fraksiyonu
SNR	: Sinyal/Ton Oranı
SOR	: NEMA Fantomunun Hava Dolu ve Su Dolu Kürelerinde Yayılma Oranları
SUV	: Standart Tutulum Değeri
TOF	: PET Cihazı Modu (*Time-of-Flight)*

VOI : İlgi Alanının Hacmi

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

PET/BT KABUL VE KALİTE KONTROL TESTLERİNDE NEMA STANDARTLARI İLE AAPM STANDARTLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Sinem AKYOL

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Nükleer Tıp Programı

Danışman: Prof. Dr. Mustafa DEMİR

PET/BT cihazlarının kabul ve kalite kontrol testlerinin tam ve eksiksiz yapılması, üreticinin ve kullanıcının verimli sonuçlar elde etmesi açısından oldukça önem taşımaktadır. NEMA standartları bu ihtiyacı karşılayan önemli bir test yöntemidir. Bu yüksek lisans tez çalışmasında araştırılan konu Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği (AAPM)' nin NEMA standartlarına alternatif olarak önerdiği metotların kullanılabilirliğidir. AAPM' in daha az fantom ihtiyacı, daha ekonomik ve zamandan tasarruf çerçevesinde önerdiği bu yöntemler NEMA testlerinin yerini alabilecek niteliktedir. Çalışma kapsamında, PET/BT cihazlarının kabul ve kalite kontrol testlerinde NEMA standartları ile AAPM' in önerdiği metotlar uygulanıp sonuçlar karşılaştırılmış ve değerlendirilmiştir. Uygulanan plan materyallerin temini sonrasında NEMA kabul ve kalite kontrol testleri ve AAPM' in önerdiği testleri yapmak şeklindedir. Ölçümler ve hesaplamalar sonucunda literatüre uygunluk araştırılıp NEMA testleri ve AAPM testleri arasındaki avantaj ve dezavantajlar tartışılmıştır.

Temmuz 2022 , 131 sayfa.

Anahtar kelimeler: PET/BT, Kalite Güvence ve Kabul Testleri, AAPM, NEMA

ABSTRACT

M.Sc. THESIS

COMPARISON OF NEMA STANDARDS AND AAPM STANDARDS IN PET/CT ACCEPTANCE AND QUALITY CONTROL TESTS

Sinem AKYOL

Istanbul University-Cerrahpaşa

Institute of Graduate Studies

Department of Nuclear Medicine

Nuclear Medicine Programme

Supervisor: Prof. Dr. Mustafa DEMİR

This study was funded by Scientific Research Projects Coordination Unit of Istanbul University. Project number: 36054

Performing the acceptance and quality control tests of PET/CT devices whole and complete is very important for the manufacturer and the user to obtain efficient results. NEMA standards are an important test method to serve the purpose. The subject investigated in this thesis is the usability of the methods proposed by the AAPM's as an alternative to the NEMA standards. These methods show us, suggested by AAPM within the framework of less phantom requirement, more economical and time saving can replace NEMA tests. Within the scope of this thesis, NEMA standards and the methods recommended by the AAPM's were applied in the quality control and acceptance tests of PET/CT devices and the results were compared and evaluated. The implemented plan is to conduct first NEMA acceptance and quality control tests and after tests recommended by the AAPM's after the materials are procured. As a result of the measurements and calculations, the compatibility with the literature was investigated and the advantages and disadvantages between NEMA tests and AAPM tests were discussed.

July 2022, 131 pages.

Keywords: PET/CT, Acceptance Testing and Quality Assurance, AAPM, NEMA

1. GİRİŞ

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) 511 keV enerjili anhilasyon fotonlarının deteksiyonu prensibine dayanan modern bir nükleer tıp görüntüleme tekniğidir. Bilgisayarlı tomografi, X-ışınları ile vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturan bir radyolojik yöntemdir. PET/ BT ise; Pozitron Emisyon Tomografi ve Bilgisayarlı Tomografi cihazlarının birleşmesi ile oluşan hibrit bir görüntüleme yöntemidir. PET, verilen radyofarmosötik ile vücudun fonksiyonu hakkında bilgi toplarken, BT vücuttaki normal ve patolojik dokuların anatomik detayını vermektedir. Bu cihazların kabul ve kalite kontrol testlerinin tam ve eksiksiz yapılması, üreticinin ve kullanıcının verimli sonuçlar elde etmesi açısından oldukça önem taşımaktadır.

PET/BT kabul ve kalite kontrol testlerinde ihtiyacı önemli ölçüde karşılayan NEMA standartlarının çeşitli fantom ve yazılım ihtiyaçlarının yanı sıra uygulama sürelerinin de iş yükünü arttırmasına karşın Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği (AAPM), NEMA' ya alternatif bir test standartı raporu sunmuştur. Bu yüksek lisans tez çalışmasında AAPM kuruluşunun sunduğu rapor[5] değerlendirilmiştir. NEMA testlerine benzer şekilde bu standartlar içerisinde de fantom kullanılmaktadır. Ancak tüm fantom ve radyofarmasötikler minimum seviyede düzenlenmiştir. Yazılım gerektirmeyen, yalnızca hesaplama ile sonuca ulaşılması ise NEMA standartlarına alternatif bir yöntem olarak karşımıza çıkmıştır.

Bu çalışmanın amacı, PET/BT kabul ve kalite kontrol testlerinde önemli bir yere sahip ve mevcut kullanılan NEMA standartlarına alternatif olacak AAPM raporunda sunulan önerileri incelemek ve uygulanabilirliğini tartışmaktır. NEMA standartlarına hem ekipman hem süreç olarak daha ekonomik bir seçenek olan AAPM kabul ve kalite kontrol testlerinin geçerliliği görmek, bundan sonraki süreçlerde bu standartlara göre hareket etmeyi sağlayacaktır.

AAPM kuruluşunun NEMA standartlarına opsiyon olarak sunduğu PET/BT kabul ve kalite kontrol testleri raporunda Uzaysal Rezolüsyon, Hassasiyet, Sayım Hızı Performansı ve Düzeltmelerin Doğruluğu, Görüntü Kontrast ve Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi Doğruluğu, Görüntü Homojenitesi ve PET Kalite Kontrol testlerinin yapılması önerilmiştir. Her iki metotta da ölçümler yıllık (örn. PET Hassasiyet, PET Uzaysal Rezolüsyon), altı ayda bir (Koruyucu Bakım ve Muayene), üç ayda bir (örn PET Normalizasyon, PET Saçılma/Foton Azalımı

Düzeltmesi Doğruluğu), haftalık (örn. PET Güncelleme Kazançları) ve günlük (örn. BT Kalite Kontrol, PET Kalite Kontrol) periyotlarda gerçekleştirilecektir. Her bir testin uygulama prosedürüne uygun olarak NEMA ve AAPM sonuçları değerlendirilip parametrelerin izlem ve ölçüm sonucuna ulaşılacaktır.

Literatürdeki AAPM raporunda PET/BT kabul ve kalite kontrol testleri yeni bir kabul testleri önerisi olarak sunulmuştur. AAPM raporu ve NEMA standartları karşılaştırılmasının yapıldığı bir literatür mevcut değildir. Çalışma sonucunda, NEMA standartlarına alternatif olan AAPM raporunun kullanılabilirliği test edilmiş mevcut kabul ve kalite kontrol testlerine farklı bir yaklaşım sağlanmıştır. PET/BT kabul ve kalite kontrol testlerinde NEMA standartlarına alternatif olarak AAPM raporunun araştırılması ve test edilmesi doğrultusunda sınanan hipotezler tümdengelim metoduyla gerçekleştirilmiştir. Test öncesinde ortaya atılan kuram, AAPM önerilerinin NEMA kabul ve kalite kontrol testleri standartlarına göre uygulanabilirliğinin daha olası olduğudur. Ancak test aşamalarında her iki metoda da objektif yaklaşılıp karşılaştırma objektif şekilde gerçekleştirilmiştir.

2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE

2.1. RADYASYON

Nükleer tıp, radyasyonu insan sağlığı için kullanan bir bilim dalıdır. Radyasyon, herhangi bir kaynaktan yayılan ve ortamda yol alabilen bir enerjiyi ifade eder. Genel anlamda radyasyonlar iki gruba ayrılır. Bunlar; Partiküler (tanecik) yapıda olan radyasyonlar ve elektromanyetik (dalga) özelliğinde olan radyasyonlardır. Elektromanyetik özellikteki radyasyonlar "İyonize Radyasyon" ve "İyonize Olmayan Radyasyon" olarak iki grupta incelenir. İyonize radyasyon, canlı hücresindeki molekülden elektron koparabilecek enerjiye sahip olan radyasyondur (1). Elektromanyetik dalga özelliğindeki X ve gama (γ) ışınları iyonizan radyasyonlardır; Alfa ve beta parçacıkları (α, β^-, β^+) ile nötronlar, protonlar ve elektronlar parçacık tipi iyonizan radyasyonlara örnek verilebilir. İyonize olmayan radyasyon, iyonize radyasyonlara göre daha düşük enerjilidir ve iyon oluşturmak için yeterli enerjiye sahip değildir. Elektromanyetik dalga spektrumundaki radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızılötesi, görünür ışık ve ultraviyole iyonlaştırıcı olmayan elektromanyetik radyasyon türleridir. Radyasyon tıpta;

- Tedavi amaçlı,
- Tanı amaçlı,
- Biyolojik ve fizyolojik mekanizmaların incelenmesine yönelik

olmak üzere başlıca üç alanda kullanılırlar.

2.2. POZİTRON BOZUNUMU

1928 yılında Paul Dirac'ın kütlece elektrona eş değer ancak pozitif yüklü bir atom altı parçacık olan pozitronların varlığından bahsederek 1933 yılında Nobel Fizik Ödülü almıştır. Carl Anderson ise 1932'de bulut odalarını kullanarak kozmik ışın araştırmalarında pozitron adını verdiği bu parçacıkları deneysel olarak gözlemleyerek 1936 yılında Nobel Fizik Ödülü almıştır. Her ikisi de katkılarından dolayı fizikte Nobel Ödülü almalarından kısa bir süre sonra Anderson tarafından gözlemlenen pozitronlar, yüksek enerjili kozmik radyasyonun bir

elektron-pozitron çiftine dönüştürülmesiyle üst atmosferde doğal olarak üretildi. Bundan kısa bir süre sonra, pozitronların madde ile etkileşime girdiğinde, genellikle aynı anda neredeyse tamamen zıt yönlerde yayılan iki foton ortaya çıkardıkları gösterildi (2). Yirminci yüzyılın ilk 50 yılında fizikteki çalışmalar (Radyoaktivite, Einstein'ın Özel Göreliliği, Kuantum Mekaniği ve De Broglie Dalga-Parçacık İkiliği) bu olaylar dizisine dayanmaktadır. Bugün PET' te kullanılmak üzere hastane ortamında partikül hızlandırıcılarda kontrollü laboratuvar koşulları altında pozitron yayan radyonüklidler üretilmektedir. Pozitron üretimi, çift oluşumu ve nükleer dönüşüm olarak iki farklı yöntem kullanılarak gerçekleştirilebilir. Aşağıda genel şeması verilen pozitron, β^- bozunmasında yayılan elektronun antimadde eşleniğidir. Bir atomdan pozitron bozulması için genel denklem;

$$ {}^{A}_{Z}X \rightarrow {}_{Z-1}{}^{A}Y + {}^{0}_{1}\beta^{+} + \nu + Q\,(+e^{-}) \tag{2.1} $$

şeklindedir ve Q enerjidir. Denklemde X atomu proton bakımından zengindir ve bir protonu bir nötrona dönüştürerek kararlı hale ulaşır. Pozitif yük, pozitronla birlikte taşınır. Kız çekirdeğin atom numarası ana çekirdekten bir eksik olduğu için yörünge elektronlarından birinin atomdan çıkarılması gerekir. Bu olay çekirdeğin bağlanma enerjisini aşmak için bir yörünge elektronuna enerji sağladığı ve atomu terk etmek için artık kinetik enerjiyle bıraktığı iç dönüşüm olarak bilinen bir süreçle gerçekleştirilir. Pozitron bozunmasında bir pozitron ve bir elektron yayıldığı için, kız çekirdek, ana çekirdekten en az iki elektron kütlesi daha hafif olmalıdır. Pozitron, emisyondan sonra β^- bozunum durumunda görülen maksimuma kadar sürekli değerler alabilme durumu gibi bir başlangıç enerjisine sahip olacaktır.

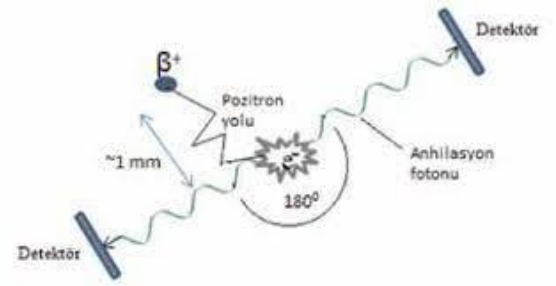
Çekirdekten salındıktan sonra pozitron, çevresindeki maddeler ile etkileşime girerek kinetik enerjisini kaybeder. Bu etkileşimler dört farklı şekilde gerçekleşir:

i. Kinetik enerji kaybının baskın mekanizması olan atomik *elektronlarla esnek olmayan çarpışmalar,*
ii. Pozitronun saptırıldığı ancak enerji ve momentumun korunduğu atomik *elektronlarla elastik saçılma*,
iii. Pozitronun sapması ve genellikle karşılık gelen *Bremsstrahlung* radyasyonu emisyonu ile bir *çekirdek ile esnek olmayan saçılma*,
iv. Pozitronun saptığı ancak çekirdeğe herhangi bir enerji yaymadığı veya herhangi bir enerji aktarmadığı bir *çekirdekle elastik saçılma*.

Pozitron maddeden geçerken, diğer atomlarla iyonlaşma olaylarında veya esnek olmayan bir saçılmadan sonra ışıma ile sürekli olarak enerji kaybeder. Bu durumların her ikisi de pozitron yolunda bir sapmaya neden olacaktır ve bu da pozitronun madde içinde son derece karmaşık bir geçiş yapması demektir. Bu nedenle, yalnızca enerjilerine dayalı olarak pozitron aralığını tahmin etmek zordur ve belirli bir malzemedeki ortalama pozitron aralığını belirlemek için genellikle ampirik ölçümler yapılır.

2.3. ELEKTRON-PROTON YOK OLMASI (Anhilasyon Olayı)

Pozitronun, elektron ile çarpışması sonucunda iki ayrı kütle enerjiye (511 keV enerjiye sahip zıt doğrultuda yayılan iki fotona) dönüşmesi olayına *anhilasyon (yok olma) reaksiyonu* denir.



Şekil 2.1: Pozitron-elektron çarpışması sonucu oluşan anhilasyon olayı, detektörler tarafından eş zamanlı algılanan ve birbirlerine zıt, 180˚ açı yapan iki tane anhilasyon fotonu yayılır.

2.4. RADYASYONUN MADDE ile ETKİLEŞİMİ

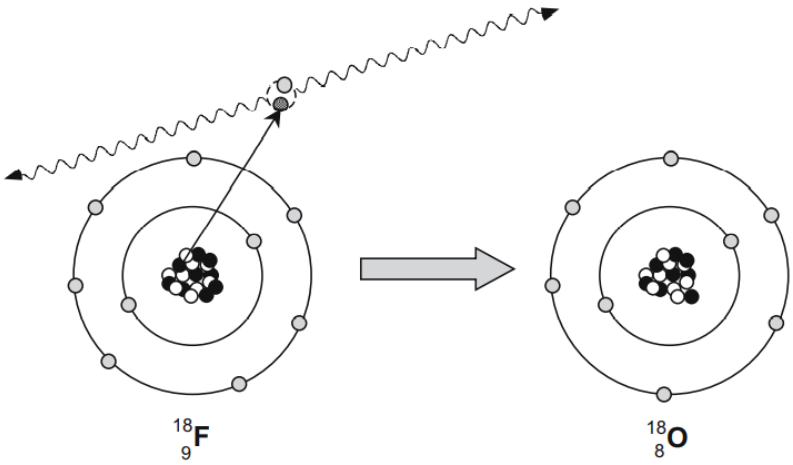
Yüksek enerjili radyasyon madde ile etkileşime girdiğinde, enerji malzemeye aktarılabilir. Örneğin, yüklü bir parçacığı madde içinden geçirdiğimizde elektronlarla etkileşimler; Atomların Uyarılması ve İyonlaşması, Çoklu Saçılma, Bremsstrahlung (ve diğer EM radyasyonu), Çerenkov Işıması, Geçiş Işıması gibi olaylar ile karşımıza çıkabilir. Burada ortak sonuç, soğurulan malzemedeki atomların iyonlaşması veya uyarılmasıdır.

Bir soğurucu boyunca yayılan yüklü parçacığın enerji kaybı, parçacığın kütlesi, yükü, hızı ve enerjisi gibi özelliklerine ve ayrıca soğurucunun yoğunluğu ve atom numarası gibi

özelliklerine bağlıdır. Genel olarak, parçacığın kütlesi ne kadar büyük olursa, malzeme tarafından soğurulma şansı o kadar yüksek olur. Alfa parçacıkları gibi büyük parçacıkların madde içinde daha kısa bir menzili vardır, oysa beta parçacıkları daha fazla nüfuz edicidir. Nötrinonun ise son derece küçük kütlesi ve yükünün olmaması, malzeme ile zayıf etkileşime girdiği ve durdurulması veya tespit edilmesi çok zor olduğu anlamına gelir. Yüksek enerjili fotonlar, kütlesiz olduklarından son derece nüfuz edicidir.

2.4.1. Parçacık Radyasyonunun Madde ile Etkileşimi

Alfalar, betalar, protonlar veya döteronlar gibi daha yüksek enerjili parçacıklar, soğurucu bir malzemedeki atomlarla etkileşime girdiğinde, baskın etkileşim bölgesi, absorbe atomların yörünge elektronlarıdır. Bu durum etkileşimdeki enerji transferi ile atomun iyonlaşmasına ve uyarılmış elektronların serbest kalmasına yol açar. Serbest kalan elektronlar, komşu atomların daha fazla iyonlaşmasına neden olmak için yeterli enerjiye sahip olabilir ve bu etkileşimlerden serbest kalan elektronlara *delta ışınları* denir. Pozitron anhilasyonu, madde ile etkileşime giren parçacık radyasyonuna bir örnektir. (Şekil 2.2)



Şekil 2.2: Pozitron anhilasyonu; anhilasyon radyasyonu, çekirdekten bir pozitron fırlatıldıktan sonra üretilir. Pozitron sonlu bir mesafe kateder, diğer elektronlar ve çekirdeklerle etkileşime girerek enerji kaybeder, durur ve bir elektronla birleşerek yok olur, bu olay sonunda her biri parçacıkların durgun kütle enerjisine eşdeğer iki foton oluşur.

2.4.2. Fotonun Madde ile Etkileşimi

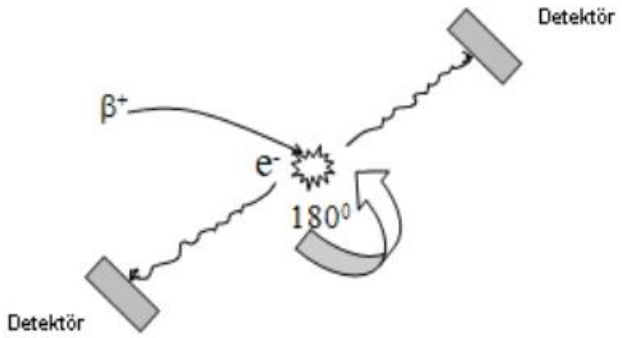
Yüksek enerjili fotonların madde ile etkileşmesinde üç ana olay gerçekleşebilir. Bu olaylardan hangisinin ya da hangilerinin gerçekleşeceği fotonun enerjisine ve etkileştiği ortamın yoğunluğuna bağlıdır. Bunlar: Fotoelektrik Olay, Compton Saçılması ve Çift Oluşumu'dur.

2.4.2.1. Çift Oluşumu

Çift Oluşumu olayının gerçekleşmesi için 1.02 MeV partikül enerjisine ihtiyaç vardır. Nükleer tıpta PET görüntülemenin fizik prensibini oluşturan bu olay Şekil 2.3'de şematik olarak verilmiştir. F-18 radyoizotopunun pozitron enerjisi 695 keV'tur. Pozitronun çarptığı elektronun durgunluk enerjisi ise 511 keV'tur. Pozitron emisyonu ile meydana gelen radyoaktif parçalanmada çekirdekteki bir proton, bir nötrona ve pozitif yüklü bir elektrona dönüşür. Pozitif yüklü elektron (β^+) ve nötrino çekirdekten dışarı fırlar. Bu olay şematik olarak;

$$P^+ \rightarrow n^0 + \beta^+ + v + enerji \tag{2.4}$$

şeklinde verilir.



Şekil 2.3: Anhilasyon olayı

2.5. PET (POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİSİ)

Pozitron Emisyon Tomografi (PET), pozitronun (β^+) elektronla (e^-) çarpışması sonucunda oluşarak zıt doğrultuda yayılan 511 keV enerjili anhilasyon fotonlarının deteksiyonuna dayanan bir yöntemdir (3). Yöntemde C-11, N-13, O-15 ve F-18 gibi pozitron saçılımı yapan radyonüklidler ile işaretlenmiş radyofarmasötikler kullanılarak vücut içerisindeki biyokimyasal ve fizyolojik süreçlerin nicel olarak ölçülmesine olanak sağlanır (4). Radyofarmasötiklerin pozitron saçılımı ardından anhilasyona uğramaları sonrasında ortaya çıkan radyasyonun rastlantısal sayılımı ilkesiyle çalışan bu yöntem aynı zamanda işaretli ilaçların farmakokinetiğinin ölçülmesini ve ilaçların metabolizma üzerindeki etkilerinin ölçülmesini de içerir. PET görüntüleme yöntemi sayesinde normal metabolizmadaki sapmalar ölçülebilir ve hastalıklardan sorumlu biyolojik süreçler hakkında bilgi edinilebilir.

PET görüntüleme yöntemi, günümüzde ölüm nedenlerinin ilk sıralarında yer alan kanserlerin tanı, evreleme ve izleminde önemli rol oynamaktadır. Kanser hücreleri, tüm hızlı çoğalan hücrelerde olduğu gibi glikozu enerji kaynağı olarak kullanmaktadır. PET görüntüleme sırasında, bu özellikten yola çıkılarak radyoaktif glikozdan (F-18 FDG) yararlanılmaktadır. Uygulanan maddeyi hızla alan kanser hücrelerini içeren kitlenin yeri, boyutu ve kanser hücrelerinin vücutta dağılımı saptanabilmektedir. Baştan ayağa tüm vücut görüntüsü alındığından, tedaviye başlanmadan önce hastalığın vücutta yaygınlığının değerlendirilmesi ve uygun tedavi yönteminin belirlenmesi mümkün olmaktadır. Bazı hastalarda kanser odağı diğer yöntemlerle saptanamamaktadır; PET, bu hastalarda kanser odağının ve bulunduğu yerin saptanmasında faydalıdır (5).

2.5.1. PET Radyonüklidleri

Pozitron Emisyon Tomografi radyonüklidleri vücutta bulunan temel elementler ile benzer biyokimyasal özellikler taşırlar. Bu sayede hücresel düzeyde araştırma yapabilme olanağı sağlanmakta, hastalıkların altında yatan biyokimyasal ve biyolojik süreçlerin araştırılması ve açığa çıkarılması mümkün olabilmektedir.

Radyofarmasötikler, tıpkı diğer ilaçlar gibi insanlara uygulandıkları ve yalnızca özel cihazlar ile detekte edilebildikleri için bazı kriterlere uymaları gerekmektedir. Günümüzde radyofarmasötiklerin geliştirilme çalışmaları devam etmektedir ve çalışmaların amacı ideal koşulların sağlanmasıdır. İdeal bir radyofarmasötikte;

- Elde edilme kolaylığı,
- Efektif yarı-ömür,
- Radyasyon tipi ve enerjisi,
- Hedef organdaki tutulum ve metabolik uygunluk,
- Hasta güvenliği ve radyasyon doz

gibi özellikler dikkate alınarak tanı ve tedavi aşamalarında kullanılmak üzere geliştirilmektedir.

PET radyofarmasötiklerinin hazırlanmasında kullanılan C-11, N-13, O-15 gibi organik radyonüklidler birçok biyokimyasalın ve ilacın bir parçası olan elementlerin izotoplarıdır. Bu radyonüklidler ile hazırlanan radyofarmasötikler doğal versiyonlarından biyokimyasal

özellikleri açısından ayırt edilemezler. Fakat yarı ömürlerinin kısalığı rutin uygulamalarda kullanılmak üzere ticari amaçlı radyofarmasötik geliştirilmesinde en büyük engeldir (6).

Tablo 2.1. Önemli PET radyonüklidleri, fiziksel özellikleri ve elde edilme yöntemleri (7,8)

Radyonüklid	Fiziksel Yarı Ömür (dk)	Maks β^+ Enerjisi (MeV)	Üretim Şekli
F-18 (F_2)	110 dk	0.635	Ne-20(d, ∝), F-18
C-11	20.3 dk	0.960	N-14(p, ∝), C-11
N-13	9.97dk	0.198	O-16(p, ∝), N-13
O-15	2.1 dk	1.723	N-14(d,n), O-15
I-124	4.17 gün	2.13 (%50) 1.535 (%50)	T-124(d,2n), I-124
Cu-64	12.8 saat	0.653	Ni-64(p,n), Cu-64
Zr-89	78.4 saat	0.897	Y-89(d,2n veya p,n), Zr-89
Y-86	14.74 saat	3.15	Sr-86(p,n), Y-86
Ga-68	68 dk	1.899	Ge-68/Ga-68 Jeneratör
Rb-82	1.3 dk	3.15	Sr-82/Rb-82 Jeneratör
Sc-44	3.92 saat	1.47	Ti-44/Sc-44 Jeneratör
Br-76	16.2 saat	1.310	Se-76(p,n), Br-76

(F: Flor, C: Karbon, N: Azot, O: Oksijen, I: İyot, Cu: Bakır, Zr: Zirkonyum, Y: Yitriyum, Ga: Galyum, Rb: Rubidyum, Sc: Skandiyum, Br: Brom, Ne: Neon, Te: Tellür, Ni: Nikel, Sr: Stronsiyum, Ti: Titanyum, Se: Selenyum)

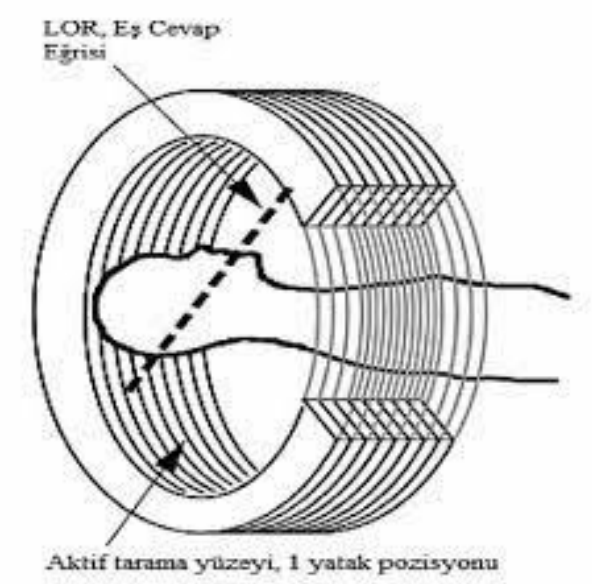
2.5.2. PET Tarayıcılar

Son yıllarda giderek yaygınlaşan tam halka PET tarayıcılar, ortada 60-70 cm çaplı bir tünel ile tünelin etrafında 3 veya 4 sıralı halka şeklinde dizilmiş detektörler ve elektronik ünitelerden oluşmaktadırlar. (Şekil 2.4)

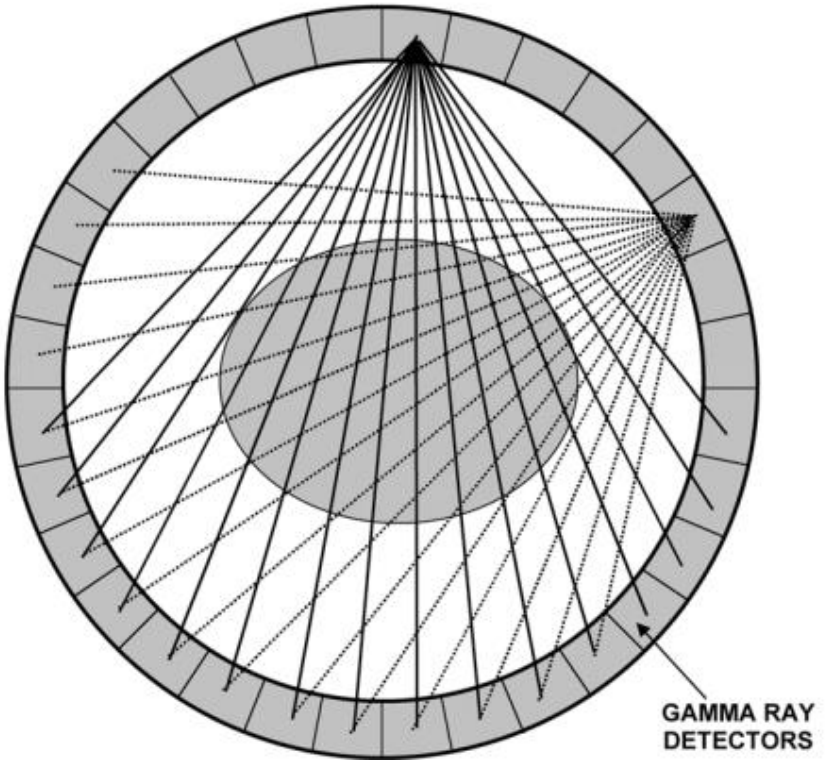


Şekil 2.4: PET/BT Tarayıcı

Hasta yatağı lazerler yardımı ile tünelin tam ortasına pozisyonlanır ve görüntüleme için hasta baş ya da ayak ucundan tünelin içine girer. Detektör halkalarının genişliğine bir yatak pozisyonu adı verilir (Şekil 2.5) ve genişlik 16-21 cm arasında değişmektedir. Bu yatak pozisyonu genişliği pratikte faydalı görüş alanı (FOV) olarak bilinir. Hastanın görüntülenmesinin kaç yatak pozisyonunda yapılacağı bilgisayar aracılığı ile belirlenebilir. Modern PET tarayıcıların deteksiyon ünitesi 15-20 cm'lik bir alanı görüntüleyebilmektedir. Bu görüş alanında beyin ve kalp gibi organlar bir kerede görüntülenebilirken, daha uzun mesafedeki vücut bölümleri çoklu yatak pozisyonunda görüntülenir.



Şekil 2.5: PET tarayıcı şematik görünümü



Şekil 2.6: Yüksek enerjili foton (gama ışını) detektörlerinden oluşan bir halkadan oluşan bir PET tarayıcının şematik çizimi. Bir halka geometrisi gösterilmiştir ancak diğer olasılıklar arasında panellerin çokgen montajları ve karşıt dönen düzlemsel detektörler bulunur.

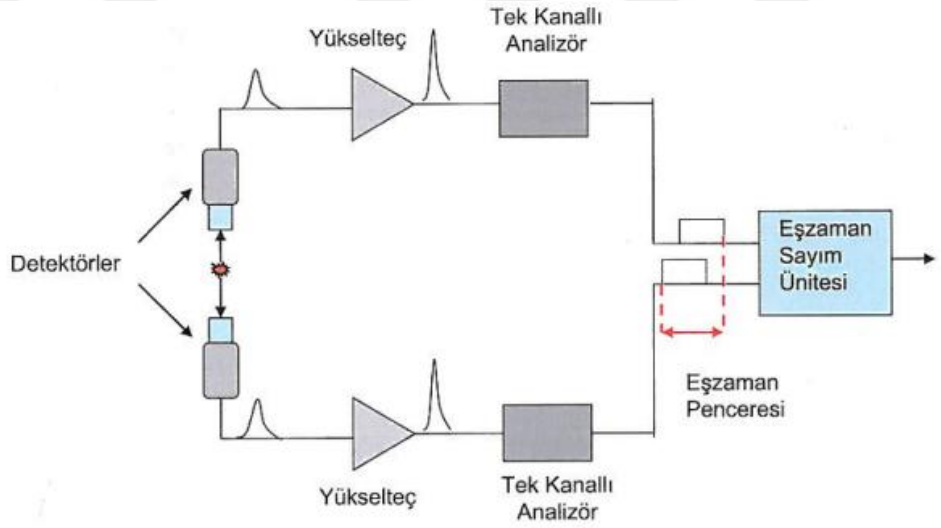
Detektörler, mümkün olduğu kadar çok yok olma (anhilasyon) fotonunu kaydetmek ve iki etkileşim köşesini belirleyerek bozunmanın meydana geldiği çizgiyi belirlemek için tasarlanmıştır. Her detektör, halkanın karşı tarafındaki bir detektör fanı ile elektronik olarak

çakışır, bu nedenle nesne aynı anda birçok farklı açıdan örneklenir. Anlaşılır olması için, sadece iki detektör için ölçülen tepki çizgileri bu şekilde gösterilmektedir (Şekil 2.6). Tipik olarak, vücuttaki radyoaktivite dağılımının istatistiksel olarak anlamlı bir görüntüsünü yeniden oluşturmak için bir PET taramasında 10^6 ila 10^9 olay (anhilasyon foton çiftlerinin tespiti) gereklidir.

2.5.3. PET Detektörleri

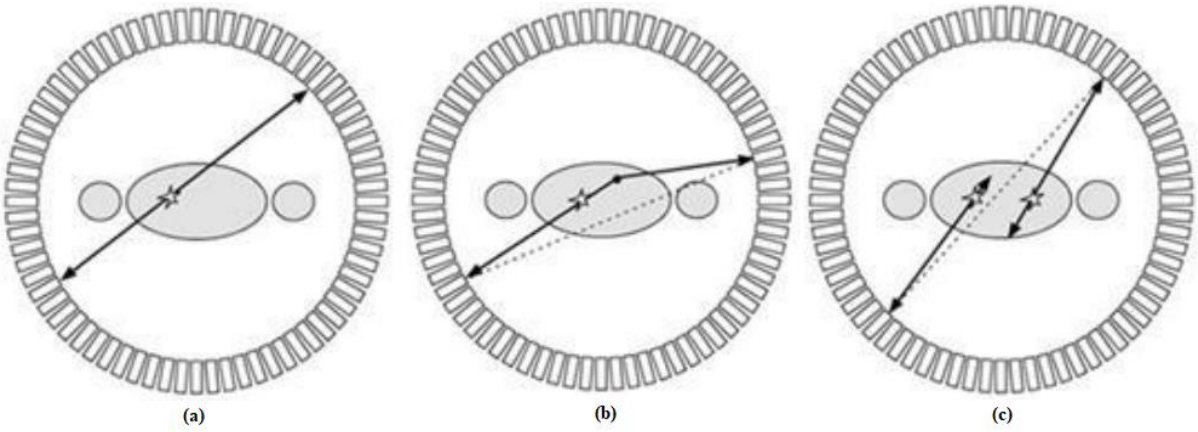
2.5.3.1. Anhilasyon Fotonların Deteksiyonu

Pozitron anhilasyonu sonucunda meydana gelen anhilasyon fotonlarının eşzamanlı olarak detekte edilmesi PET görüntülemenin ana prensibidir. Bu nedenle tüm detektörler karşılıklı olarak yerleştirilir ve bir eş zaman devresi kullanılır (Şekil 2.7).

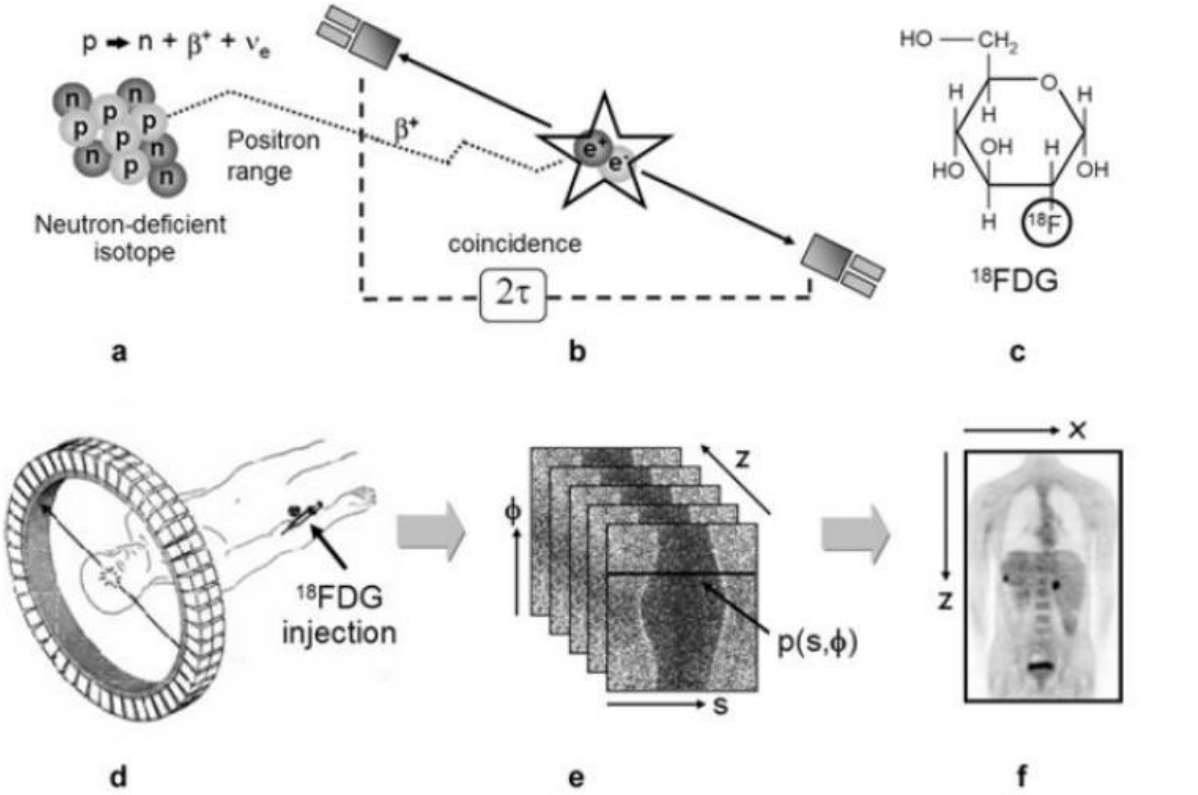


Şekil 2.7: PET sisteminde kullanılan eş zaman sayım devresi

Detektöre gelen fotonların farklı çakışma durumları da mevcuttur. Aynı anhilasyon olayına ait fotonların eş zamanlı olarak kayıt edilmesi *gerçek çakışma* (Şekil 2.8, a), aynı anhilasyon olayına ait fotonlardan bir tanesinin saçılması ancak yine de iki fotonun eş zamanlı olarak kayıt edilmesi *saçılan radyasyon çakışması* (Şekil 2.8, b), aynı anhilasyon olayına ait olmayan iki fotonun saçıldıktan sonra eş zamanlı olarak kayıt edilmesi *rastgele çakışma* (Şekil 2.8, c) olarak adlandırılır. PET görüntüleme prensibinin şematik gösterimi Şekil 2.9'da verilmiştir.



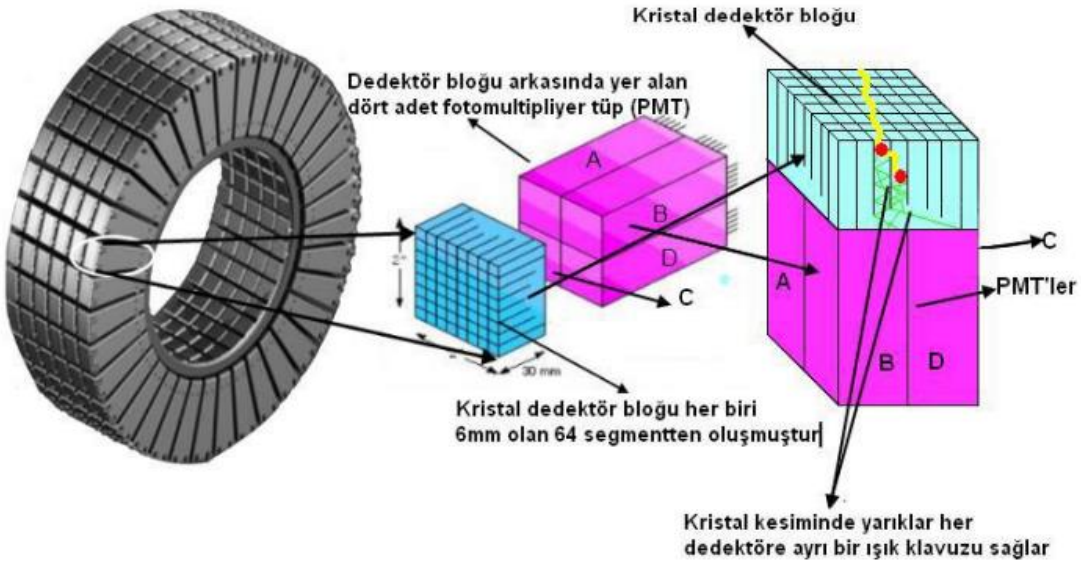
Şekil 2.8: Farklı Çakışma Olayları



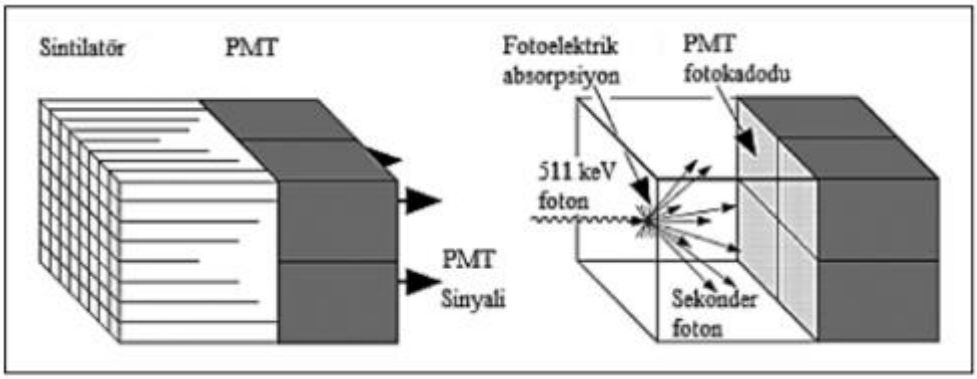
Şekil 2.9: PET görüntüleme prensibinin şematik gösterimi: (a) nötronu eksik olan bir pozitron emisyonu yapan bir radyoaktif izotop, (b) anhilasyon sonrasında ortaya çıkan fotonların 2ns zaman aralığında rastlantısal deteksiyonu, (c) glikoz analogu olan F-18 ile işaretlenmiş deoksiglikoz, FDG radyofarmasötiğini meydana getirir, (d) F-18 ile işaretlenmiş farmasötiğin vücuda enjeksiyonu ve anhilasyon sonrasında ortaya çıkan fotonların rastlantısal deteksiyonu, (e) pozitron anhilasyon olaylarının lokalizasyonlarının sinogramlarda toplanması, (f) sinyallerin yeniden yapılandırılması ile vücut içerisindeki glikoz kullanımının haritalanması sonucunda oluşturulmuş koronal görüntü (9)

2.5.3.2. PET Sisteminin Detektör Özellikleri

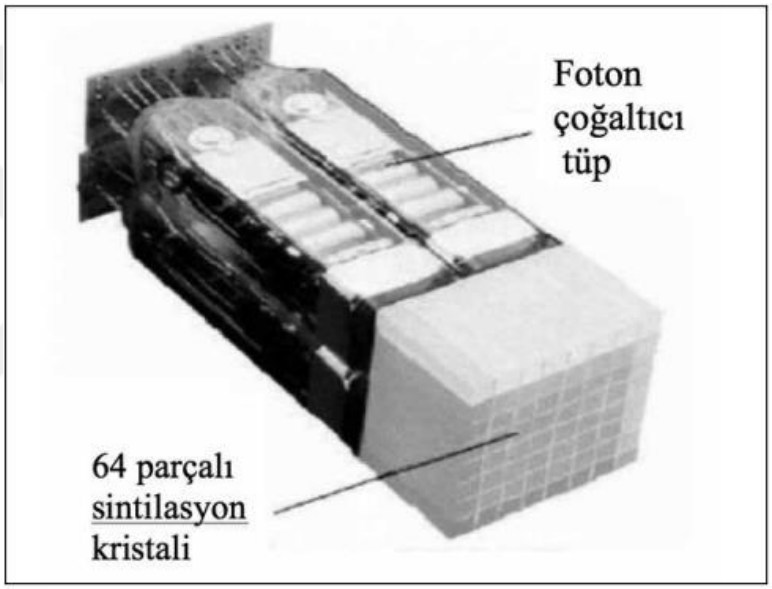
Pozitron Emisyon Tomografi tarayıcılarda çok sayıda detektör vardır. Örneğin 4 sıralı halkanın her bir halka sırasında 48 detektör bloğu (blok kristal) vardır. Detektör bloklarındaki sintilasyon kristallerini birbirinden ayırmak ve fotonlara kolimasyon sağlamak üzere kurşun plakaların kullanıldığı PET sistemleri *2D* olarak adlandırılır. Detektörler arasında kurşun plakaların bulunmadığı dizilim şeklinin oluşturduğu tekniğe de *3D* adı verilmektedir (10). 2D görüntülemede teorik olarak daha iyi rezolüsyon elde edilse de 3D görüntülemede sayım verimi 2D'ye göre 8-10 kat daha fazladır. Günümüzde gelişmiş *Software* içeren bilgisayarlar kullanılarak 3D ile alınan görüntüler yeterince gürültü, random ve saçılmış fotonlardan arındırılabilmektedir. Bu sayede 4-5 mm'lik yapıları görmek ve sintigrafik ayırımı yapmak mümkündür. Blok kristaller kendi içinde 8 x 8, 11 x 11 veya 13 x 13 parçaya ayrılmaktadır (Şekil 2.10). Detektör sayısı arttıkça koinsidans deteksiyonun verimi de artar. Her detektör bloğu arkasında 4 adet foton çoğaltıcı tüp (PMT) bağlantısı vardır. Hastadan çıkarak detektörlere çarpan fotonlar sintilasyona dönüşür. Sintilasyonlar PMT'de elektrik sinyaline dönüşür ve bu sinyaller diğer elektronik devrelerde işlenerek görüntüye dönüştürülür (Şekil 2.11, 2.12, 2.13).



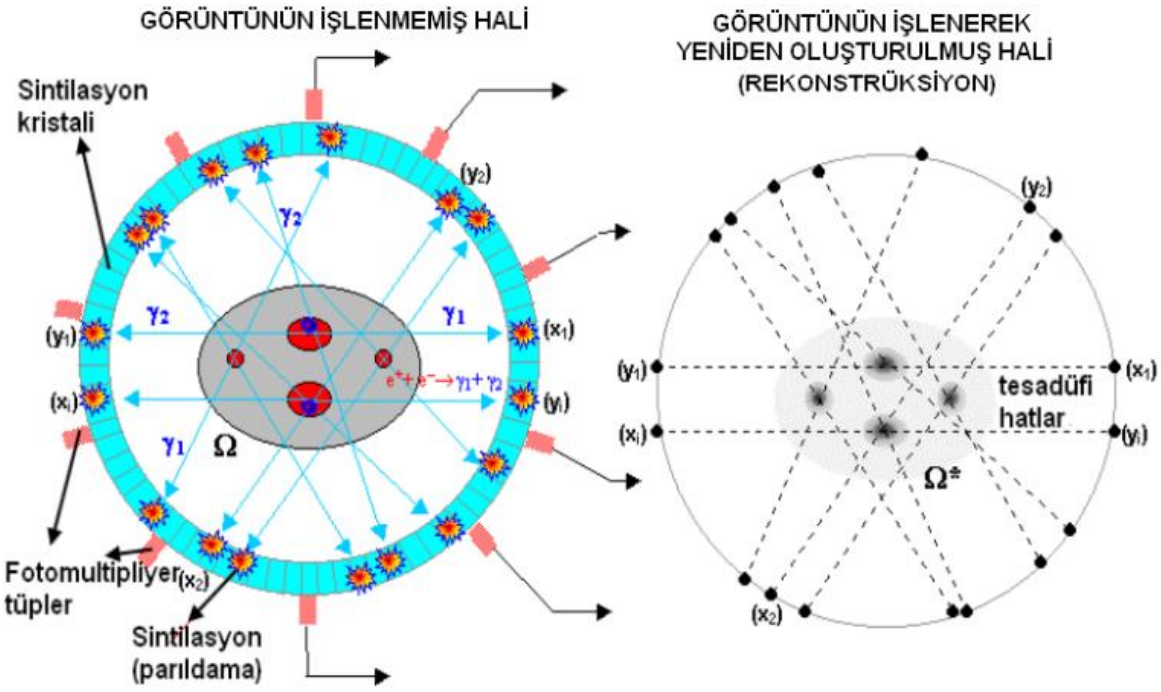
Şekil 2.10: Tam Halka PET Detektörü



Şekil 2.11: Solda blok kristal yapının içinde bölünerek çoğaltılmış çoklu kristaller, sağda çoklu kristallerden birine çarpan 511 keV enerjili fotonun etkisi ile PMT'lere yönelen sekonder fotonlar



Şekil 2.12: Detektör bloğu ve PMT bağlantıları



Şekil 2.13: PET Cihazında Görüntü Oluşumu

PET sisteminde detektör seçilirken;

- 511 keV'li fotonlar için lineer durdurma gücü
- Sintilasyon bozunma süresi
- Gelen gama fotonları başına sintilatörden salınan sintilasyon fotonu sayısı
- Detektör ayırma gücü

gibi özelliklere dikkat edilir. Detektör durdurma gücü, fotonların detektör ortamındaki kat ettiği mesafeyi belirler ve bu mesafe detektör materyalinin kütle soğurma katsayısına ve dolayısıyla yoğunluğuna ve etkin atom numarasına (Z_{eff}) bağlıdır. Tablo 2.2'de PET sintilatör materyalleri ve fiziksel özellikleri verilmiştir. Her materyalin ışık verimi, yoğunluğu, dikey süresi ve 511 keV'de enerji rezolüsyonu farklılık göstermektedir, dolayısıyla bu özellikler için materyallerin karakteristik özellikleri olduğundan bahsedebiliriz.

Tablo 2.2. PET sintilatör materyallerinin fiziksel özellikleri

Detektör Materyali	Işık Verimi (%)	Yoğunluk (g/cm^3)	Dikey Süresi (ns)	511 keV'de (%) enerji rezolüsyonu

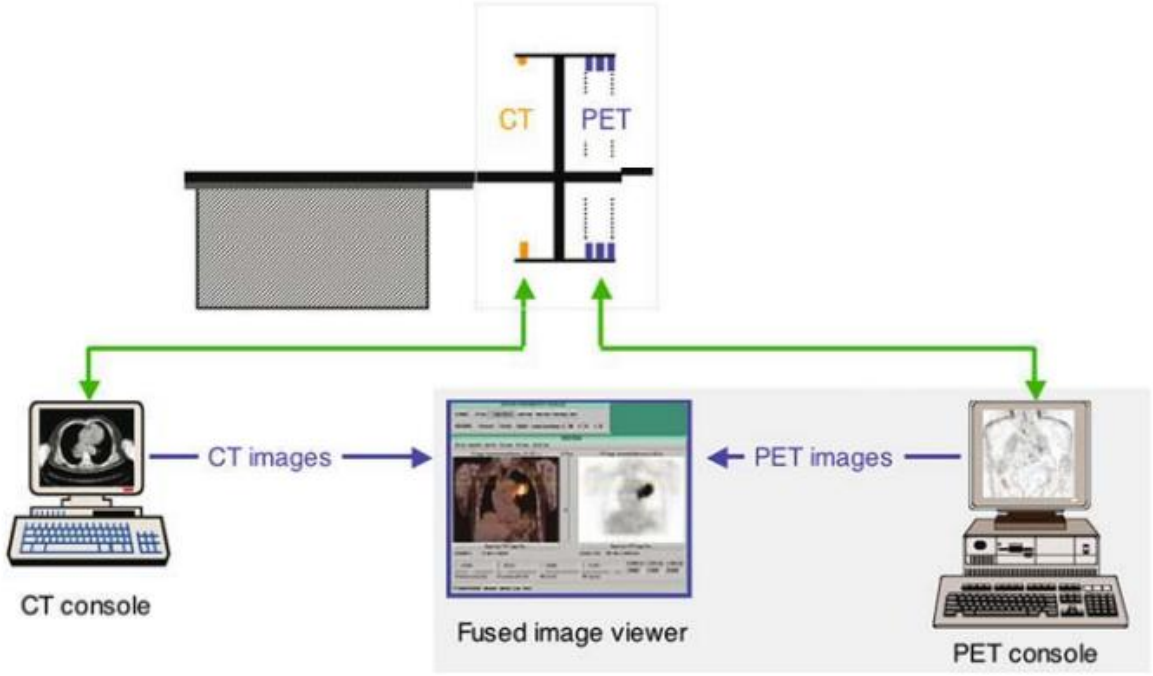
Tablo 2.2 (devamı)

Bizmut Germanat Oksit (BGO)	15	7.13	300	20
Gadolinyum Silikat Oksit	30	6.71	60	15
Sodyum İyodür NaI (Tl)	100	3.67	230	10
Lutesyum Silikat Oksit (LSO)	75	7.4	40	15
Lutesyum Yitriyum Silikat Oksit (LYSO)	75	7.3	40	12
Baryum Florür (BaF_2)	25	4.89	0.8	10
Lutesyum alüminyum perovskit (LuAP)	...	8.3	18	7

2.5.4. PET/BT Cihaz Yapısı

1990'larda PET olarak kullanılan nükleer tıp görüntüleme cihazının 2001'de BT (Bilgisayarlı Tomografi) ile birleştirilmesi sonucu oluşan PET/BT, iki ayrı cihazın birleştirilerek tek bir cihaz haline getirildiği hibrit bir moleküler görüntüleme yöntemidir (Şekil 2.14). BT' nin X-ışınının vücuttaki foton azalımına bağlı olarak oluşturduğu imajlar çok daha yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Ayrıca, elde edilen BT görüntüleri, PET emisyonu verileri üzerinde foton azalımı düzeltmesi yapılması için kullanılmaktadır. Bu sayede PET taramalarının zamanı oldukça kısalmaktadır. Tüm vücut taramalarında BT' nin PET ile entegre çekim yapması sonucunda standart PET çekimlerine kıyasla %40 daha kısa sürede aynı nitelikte görüntüyü elde etmek mümkündür. Aynı zamanda bu durum görüntülerde daha düşük gürültü elde edilmesine de olanak sağlar. PET ve BT imajlarının neredeyse eş zamanlı olarak alınan

imajlarının füzyonu ile PET görüntülerindeki anatomik belirsizlik giderilir ve vücut içerisindeki radyofarmasötik dağılımının konumu (SUV) en doğru şekilde gözlemlenir (11). PET/BT' de elde edilen füzyon görüntü hem anatomik bilgi (BT) hem de fonksiyonel bilgiye (PET) sahiptir. Ayrıca PET/BT sisteminde elde edilen veriler tamamlayıcıdır. BT doğru anormal yapıları lokalize ederken, PET anormal metabolizma alanları vurgulamak için kullanılır. Kanserli dokuların saptanması cihazın ilk kullanım alanıdır. Sonraki uygulamalar kanser yaygınlığının belirlenmesi, kanser tedavi yanıtının araştırılması, radyoterapi planının yapılması, vücudun çeşitli bölgelerindeki lezyonların tanı ve tedavileri, malign (kötü) ve benign (iyi) huylu tümör tespitlerinin yapılması şeklinde devam etmektedir.



Şekil 2.14: PET/BT prototipinin tasarımı. PET bileşenleri, ortak bir döner desteğin arkasına monte edilmiştir ve iki görüntüleme alanının eksenel ayrımı 60 cm'dir. Portal içindeki tüm tertibat 30 rpm'de döndürülmüştür. Hem PET hem de BT elde etmek için birlikte tarama aralığı 100 cm'dir (maksimum). BT ve PET taramaları ayrı konsollarda alınıp yeniden oluşturulmuştur, ancak görüntü füzyon ekranı yalnızca PET konsoluna kurulmuştur.

PET ve BT bileşenleri, alüminyum desteğin karşıt taraflarına monte edilmiştir böylece iki görüntüleme sistemi arasındaki olası paraziti en aza indirilir. PET detektörlerinin hassasiyeti sıcaklığa bağlı olmasına rağmen, X-ışını kaynağının çalışmasından kaynaklı önemli bir etki gözlemlenmemiştir. PET detektörleri hiçbir zaman doğrudan X-ışını akışına maruz kalmazlar ve aynı şekilde BT' nin çalışması PMT kazançları üzerinde hiçbir kalıntı etkisi yaratmaz. PET bileşenleri, bir iyileşme süresi gerektirmeden BT taramasının alınmasından hemen sonra

çalıştırılabilir. Bununla birlikte, PET detektörleri üzerinde meydana gelen saçılmış BT fotonlarının yüksek akışı nedeniyle, yüksek düzeyde rastgele çakışma ve sistem ölü zamanı (fotonların çarpım yığılma etkilerinden) ile sonuçlanan PET ve BT bileşenleri aynı anda veri alamazlar. BT için gereken kısa süre göz önüne alındığında hem PET hem de BT tarayıcılarının aynı anda çalıştırılması gerekli görülmemektedir. PET bileşenleri, 384 ns'lik bir detektör blok entegrasyon süresi, 12 ns'lik bir çakışma penceresi ve 350 keV'lik bir düşük enerji eşiği ile çalıştırılır (12).

2.5.5. PET Kabul ve Kalite Kontrol testleri

Tıbbi cihazlar üretildikleri fabrikada montaj edilerek NEMA testlerine tabii tutulurlar. Amerikan Ulusal Elektrikli Alet Üreticileri Birliği (NEMA) bir kuruluş olup cihazların kalite kontrol testlerinin nasıl yapılması gerektiğine yönelik standartlar getirmiştir. Bu standartlara göre cihazın testleri yapılarak sonuçları dosyalanır. Buna *fabrika çıkış testleri* denir. Cihaz tekrar demonte edilerek kullanıcıya teslim edilmek üzere yola çıkarılır. Teslimde cihaz kullanılacağı yere monte edilerek fabrika çıkış testleri tekrar yapılır ki bu testlere *de kabul (akseptans) testleri* denir. Kabul testleri sonuçları önemli bir kılavuz olup daha sonra yapılacak rutin kalite kontrol testlerinde kabul testlerine uygunluk aranmaktadır. Kalite kontrol testleri kabul testlerindeki limitlerin arasında ise hasta çekimine başlanabilir. Limitlerin dışında ise kalibrasyon yapılarak veya bu yeterli değilse onarım yapılarak cihaz doğru ölçüm için hazırlanır.

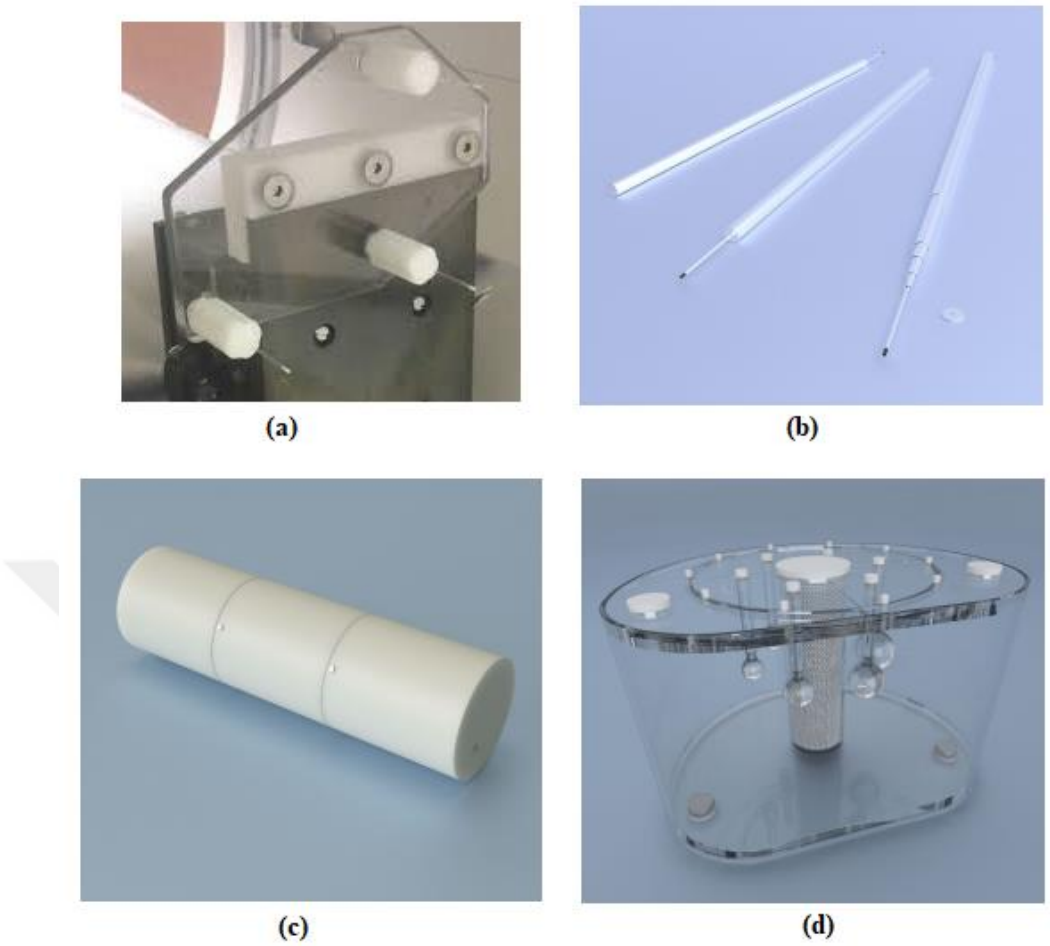
Bu yüksek lisans tez çalışmasında NEMA kabul ve rutin kalite kontrol testleri ve buna alternatif olarak tanıtılan AAPM (Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği) tarafından önerilen yöntemlerle deneysel testler yapılarak karşılaştırılacaktır.

3. YÖNTEM

Bu tez çalışmasında PET kabul ve kalite kontrol testlerinden NEMA testleri ve son yıllarda önerilen AAPM testleri rutin klinik koşullarda gerçekleştirip sonuçlar karşılaştırıldı.

3.1. NEMA TESTLERİ

Ulusal Elektrik Üreticileri Birliği (NEMA) tarafından sunulan metotlar, PET sistemlerinin kabul ve rutin kalite kontrol uygulamaları için önemli bir yol göstericidir. Ancak NEMA NU-2'nin önerilen her test için yazılım ve fantom gerekçeleri çeşitlilik göstermektedir (Şekil 3.1). Bu bölümde tanıtımı yapılan NEMA testleri Margaret E. DAUBE-WITHERSPOON ve arkadaşları (13), Qinan BAO ve arkadaşları (14), Türkay TOKLU ve arkadaşları (15), Benjamin A. SPENCER ve arkadaşları (16), Brad J. KEMP ve arkadaşları (17), Yusuf E. ERDİ ve arkadaşları (18), Ivo RAUSCH ve arkadaşları (19) tarafından yazılan literatürlerden yararlanılarak hazırlanmıştır.



Şekil 3.1: NEMA Uzaysal Ayırma Gücü Fantomu(a), PET NEMA Hassasiyet Fantomu (b), PET NEMA Saçılma Fantomu (c), NEMA PET IQ Vücut Fantomu (d)

3.1.1. Uzaysal Ayırma Gücü

a. Amaç

Bu testin amacı sistemin havadaki tomografik uzaysal ayırma gücünü ölçmektir. Sistemin uzaysal ayırma gücü, görüntünün yeniden yapılandırıldıktan sonra iki nokta arasındaki ayırt edilebilirliği temsil eder ve bu görüntülenebilen lezyonların boyutlarını belirlemede önemli bir faktördür. Ölçüm sonucunda nokta dağılım fonksiyonunun genişliği, yarı maksimumdaki tam genişlik (FWHM) ve %10 maksimumdaki tam genişlik (FWTM) ölçülerek mm olarak belirlenir.

b. Materyal

- İç çapı 1mm veya daha küçük ve dış çapı 2 mm'den daha küçük olan kapiller tüp
- Kapiller tüp konumlandırma cihazı

- 5-10 mCi ^{18}F-FDG

c. Ölçüm Yöntemi

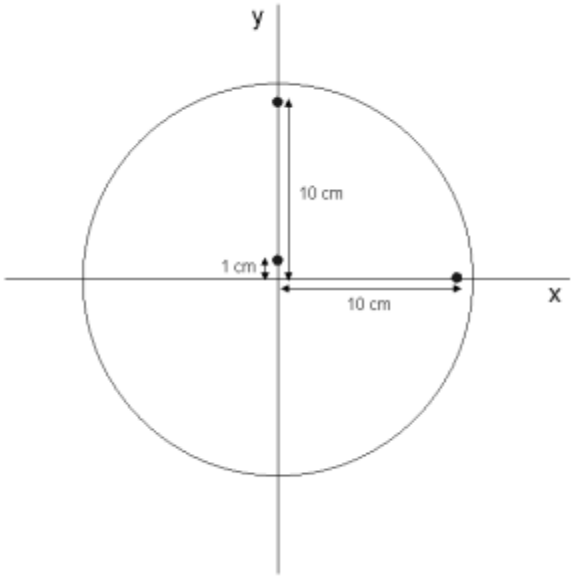
Uzaysal ayırma gücü tüm sistemler için iki yönde (radyal ve tanjansiyel) transvers kesitlerde ölçülebilir. Ayrıca aksiyel ayırma gücü de ölçülebilir. Transvers kesitte transvers FOV ve görüntünün matriks boyutu piksel boyutunu belirler. Nokta dağılım fonksiyonunun genişliği FWHM' in son üç pikseli ölçülerek doğru bir şekilde ölçülebilir. Ölçüm için F-18 kullanıldı ve ölü zaman kaybı %5'ten küçük veya rastlantısal olayın toplam olaya oranı %5'ten daha küçük olarak ele alındı.

1. Nokta kaynak, iç çapı 1 mm veya daha küçük ve dış çapı 2 mm'den daha küçük olan kapiller tüp içerisine konan düşük aktiviteden oluşur (Şekil 3.2). Kapiller içerisindeki aktivitenin aksiyel boyutu da 1mm'den daha küçük olmalıdır. Başlangıçtaki radyoaktivite konsantrasyonu 27 mCi/ml (1000 MBq/ml) alındı.



Şekil 3.2: Uzaysal çözünürlük nokta kaynağı

2. Aksiyel yönde akisyel FOV'un merkezine ve aksiyel FOV merkezinden aksiyel FOV genişliğinin dörtte bir uzaklıktaki iki noktaya; transvers yönde kaynak 1cm'de, 10 cm'de ve 20 cm'de konumlandırıldı. Kaynak ya yatay çizgide ya da dikey çizgide konumlandırılmalıdır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Nokta kaynağın pozisyonlandırılması

d. Verilerin Toplanması

Ölçümler yukarıda tanımlanan altı noktadan toplandı. Sonunda her bir cevap fonksiyonunda 100.000 sayım elde edildi. Ölçümler çoklu kaynak ile de yapılabilir. En ideal örnek boyutu klinik çalışmalarda kullanılan tipik örneklerden seçilebilir.

e. Verilerin İşlenmesi

Yumuşatma *(Smoothing)* veya apodizasyon yapmaksızın filtrelenmiş geri projeksiyon (FBP) yoluyla yeniden yapılandırma işlemi tüm uzaysal çözünürlük dataları için uygulandı. Değişimli yeniden yapılandırma algoritmaları kullanılarak elde edilen sonuçlar FBP ile elde edilen sonuçlara eklenerek raporlandırılabilir.

f. Ölçüm Sonucunun Değerlendirilmesi

Nokta kaynağın üç yöndeki cevap fonksiyonunun uzaysal ayırma gücü (FWHM ve FWTM), bir boyutlu cevap fonksiyonunun bir formu şeklinde belirlendi. Cevap fonksiyonunun iki yöndeki genişliği yaklaşık iki kere FWHM olmalıdır. Her FWHM cevap fonksiyonunun yarı maksimum değerinde komşu piksellerin lineer interpolasyonu ile belirlenir. Maksimum değer, tepe noktası ve bunun iki yakın komşusunun parabolik olarak fit edilmesiyle belirlenir. Değerler, piksel değerlerinin çarpılması ile milimetre boyutuna dönüştürülebilir. Gözlenen kaynak yeri, bir boyutlu cevap fonksiyonunda maksimum sayımın olduğu piksel olarak belirlenir.

g. Verilerin Raporlanması

Her bir açı için (1cm, 10 cm, 20 cm) aksiyel, radyal ve tanjansiyel ayırma güçleri, aksiyel pozisyonlar hesaplanıp sistem ayırma gücü olarak raporlandırıldı (Tablo 4.1). Eğer değişimli yeniden yapılandırma metodu uygulanmışsa, test sonuçları bu metodlar tanımlanarak verilmelidir. Gözlenen kaynak yeri her bir kaynak için doğru pozisyonlama doğrulaması yapabilmek için ayrı ayrı raporlandırılmalıdır.

h. Kabul Sınırları

IAEA Human Health Series No:1 raporuna göre; uzaysal çözünürlük için özel bir değer tanımlanmamıştır. Üretici tarafından önerilen sınır varsa bunu aşmaması beklenir. FWTM ile FWHM arasındaki oranın 1.8 ile 2.0 arasında olması beklenir.

3.1.2. *Sensitivite* (Hassasiyet)

a. Amaç

PET cihazının hassasiyeti verilen kaynak için saniyedeki sayım oranı olarak ifade edilir. Salınan pozitronlar birbirini yok eder ve bir çift gama ışını üretilir. Yok olma olayının gerçekleşebilmesi için belli miktardaki materyal kaynağın etrafını sarmalıdır. Bu materyal üretilen gama ışınlarını soğurur ve soğurma olmadan ölçüm yapılmasına izin vermez. Soğurma olmaksızın ölçüm yapabilmek için, çizgi kaynağın bilinen bir soğurucu ile sarılmalıdır. Bu ölçümlerle soğurucu olmaksızın hassasiyet ekstrapole edilerek elde edilir. Bu ölçümün amacı, tarayıcı sistemin pozitronları tespit edebilme yeteneğini ve hassasiyetini ölçmektir.

b. Materyal

Ölçümler, iç içe geçirilebilen 5 adet alüminyum tüpten oluşan NEMA hassasiyet fantomları kullanılarak gerçekleştirildi. (Şekil 3.4) Çubukların iç çapları 3.9 mm, 7 mm, 10.2 mm, 13.4 mm ve 16.6 mm; dış çapları 6.4 mm, 9.5 mm, 12.7 mm, 15.9 mm ve 19.1mm; uzunluğu 70 cm'dir (Şekil 3.5) (Tablo 3.1). ^{18}F-FDG ile doldurulmuş çubuk kaynak kullanılmaktadır.

Tablo 3.1. NEMA Hassasiyet Fantomu çubuklarının iç çap (ID), dış çap (OD), kalınlık ve uzunluk değerleri

Tüp Numarası	İç Çap(mm)	Dış çap(mm)	Kalınlık(mm)	Uzunluk(mm)
1	3.9	6.4	1.25	700

Tablo 3.1 (devamı)

2	7.0	9.5	1.25	700
3	10.2	12.7	1.25	700
4	13.4	15.9	1.25	700
5	16.6	19.1	1.25	700



Şekil 3.4: NEMA *Sensitive* test aparatları



Şekil 3.5: *NEMA Sensitive* fantomu ve aktivite için doldurulabilir plastik tüp

c. Ölçüm Yöntemi

Bu ölçümleri yapmak için PET hassasiyet fantomu, düşük aktiviteli yaklaşık 135 µCi (5 MBq) F-18 radyonüklidi kullanıldı. Sayım kayıpları %1'den az olacak ve rastgele olay hızı doğru olay hızının %5'inden az olacak şekilde düşük aktivite kullanılmalıdır.

1. Atenüasyondan kaçınmak için doldurulabilir plastik tüpün 700±5 cm'lik kısmına belli miktarda (0.15-0.20 mCi) F-18-FDG radyoaktif kaynak su ile karıştırılarak dolduruldu ve tüpün iki ucu kapatıldı.
2. Bu aktivite (A_{cal}) ve aktivitenin ölçüm zamanı (T_{cal}) tüpe boşaltılmadan önce ve boşaltıldıktan sonra günlük olarak kalite kontrolleri yapılmış bir doz kalibratöründe ölçülüp kaydedildi.
3. Fantom transaksiyel FOV'nin merkezine, kullanılan herhangi bir destek mekanizması FOV'nin dışında kalacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.6).
4. Aktivitenin verdiği sayım hızı 10.000 sayım/saniye'yi geçmemelidir. Bu nedenle bir süre sayım alınmaya devam edildi. LOR'un tarayıcı eksenine çapraz olduğu görüntü kesitine, oblik LOR halinde sayım tayin etmek için tek sinograma indirgeme işlemi (single slice rebinning) uygulandı.
5. Ölçüm zamanı T_1, veri toplama süresi T_{acq} ve kaç kez sayım toplanacağı kaydedildi. Tam tomografik veri elde etmek için detektörleri hareket eden tarayıcılarda, veri toplama zamanına detektörlerin hareket süresi eklendi.
6. Saniye başına alınan sayımların hızı $R_{1,i}$ kesitte toplanan sayımların geçen süreye bölünmesiyle bulunur. Bunun ardından 4 kılıfın her biri fantoma eklendi. Her ölçümde T_j ve $R_{j,i}$değerleri kaydedilerek ölçümler tekrarlandı.
7. Farklı radyal konumlarda hassasiyeti ölçmek için yukarıdaki paragrafta tanımlanan işlem transaksiyel FOV'un merkezinden 10 cm radyal off-set'te tekrarlandı.



Şekil 3.6: Fantomun transaksiyel FOV'nin merkezine, kullanılan bir destek mekanizması FOV'nin dışında kalacak şekilde konumlandırılması

d. Ölçüm Sonucunun Değerlendirilmesi

Sistem hassasiyeti için izotop yarılanması ile oluşan sayım hızındaki değişiklikler 5 kılıfa ait her ölçümde her kesit için aşağıdaki formülle düzeltilir.

$$R_{CORR,j,i} = R_{j,i} \cdot 2^{(T_j - T_{cal})/T_{1/2}} \quad (3.1)$$

Kesitlerin $R_{CORR,j,i}$ hızları toplanarak $R_{CORR,j}$ bulundu. Daha sonra regresyon kullanılarak aşağıdaki eşitlik oluşturuldu.

$$R_{CORR,j} = R_{CORR,0} \cdot \exp(-\mu_M \cdot 2 \cdot X_j) \quad (3.2)$$

Aynı işlem görüntüleme merkezinden 10 cm ofsette yapılacak hassasiyet ölçümleri için de yinelenir.

Sistem hassasiyeti denklem 3.3 ile hesaplandı.

$$S_{TOT} = \frac{R_{CORR,0}}{A_{cal}} \quad (3.3)$$

Aksiyel hassasiyet için, küçük tüpte ($C_{1,Plane}$) 0 cm radyal ofsette toplanan veri kullanılarak, her kesitteki hassasiyet aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$S_i = \frac{R_{CORR,1,i}}{R_{CORR,1}} \cdot S_{TOT} \quad (3.4)$$

Her radyal ofsetin hassasiyeti sayım/s/MBq olarak rapor edilir. Ayrıca, her kesitteki S_i hassasiyeti grafiğe çizilerek aksiyel hassasiyet profili çizildi. Sistem hassasiyeti ve aksiyel hassasiyet profili de rapor edildi (Grafik 4.1).

e. Kabul Sınırları

IAEA Human Health Series No:1 raporuna göre; aksiyel hassasiyet için herhangi bir ölçüt bulunmamaktadır. Sistem hassasiyeti üretici tarafından verilen değerlere eşit veya daha büyük olmalıdır.

3.1.3. Sayım Kayıpları ve Random Düzeltmelerin Doğruluğu

a. Amaç

Bu test kaynak aktivitesinin yüksek düzeylerinde, sistem ölü zamanı ve random olaylara bağlı olarak oluşan kayıp sayımların bulunması, görüntülerdeki ölü zaman ve random olay kayıpları için yapılan düzeltmelerin doğruluğunu ölçmek amacıyla yapılır. Bu test çeşitli görüntüleme koşullarını gerektirmez ve basit bir aktivite dağılımını kullanır. Ancak yüksek radyoaktivite kullanmak ve fazla zaman harcamak gerekir.

b. Materyal

Saçılma fraksiyonu, sayım kayıpları ve rastgele olay ölçümlerinde kullanılan fantom ve ^{18}F-FDG kullanılarak test tamamlandı.

c. Ölçüm Yöntemi

Relatif Sayım Hatası (Δr): beklenen sayım oranı ve ölçülen sayım oranı arasındaki fark

Radyonüklid olarak F-18 kullanıldı. Aktivitesi için saçılma fraksiyonu, sayım kayıpları ve rastgele olay ölçümlerinde kullanılan yöntem izlenir.

d. Ölçüm Sonucunun Değerlendirilmesi

Testin başlangıcında çizgisel kaynağın 700 ± 5 mm'lik kısmına belli miktarda radyoaktivite su ile karıştırılıp konularak iki ucu kapatılıp aktivite alanı fantomun boyuna denk gelecek şekilde fantomdaki boşluğa yerleştirildi. Fantom, merkezi transvers ve aksiyel FOV' ların merkezinde, çizgisel kaynak hasta yatağına en yakın konumda olacak şekilde hasta yatağına konumlandırıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7: Sayım kayıpları ve random düzeltmelerin doğruluğu fantom konumlandırması. Ek olarak PET Vücut (IQ) fantom da eklenebilir.

Üreticilerin tarayıcılarına ilişkin başlangıç aktivitesi, görüntü alma zamanları ve görüntü alma sürelerine ilişkin protokol önermeleri gerekir. Doğru olayların sayım kayıp hızı, toplam hızın %1'inden ve rastgele hızların, doğru olay hızlarının %1'inden daha düşük seviyeye ulaşması için geçen sürede radyonüklidin yarı ömrünün ($T_{1/2}$) yarısından daha sık aralıklarla veri toplanır. Veri toplama süresi *(acquisition time)* ($T_{acq,j}$), $T_{1/2}$'nin dörtte birinden az olmalıdır. Veri toplama süresi tamamen tomografik olacak ve dönen tarayıcılar her görüntü almada tam ve homojen açılı örnekleme verecek şekilde dönmelidir.

Aksiyel FOV'u 65 cm veya daha küçük olan tarayıcılarda tüm kesitler yeniden oluşturuldu. 65 cm'den büyük aksiyel FOV'lu tarayıcılarda ise 65 cm içindeki kesitler yeniden oluşturuldu. Veriye rastgele olay düzeltmesi ve ölü zaman düzeltmesi uygulanmalıdır. Standart parametreler kullanılarak görüntüler yeniden oluşturuldu.

Yeniden oluşturulmuş her i görüntüsü üzerinde tüm analizler yapılabilir. Her bir j veri toplama zamanı için $A_{ave,j}$ortalama aktivitesi hesaplanır. Ortalama efektif aktivite konsantrasyonu ($a_{eff,j}$) her bir j veri toplama zamanı için $A_{ave,j}$'nin test fantomunun hacmine (22.000 cm^3) bölünmesi ile bulunur.

Her i kesitinin transvers FOV merkezine (çizgisel kaynağı merkezlemeyecek şekilde) 180 mm çapında dairesel ROI çizildi. Doğru olayların sayısı $C_{ROI,i,j}$, her i kesiti ve j veri toplama zamanı için ölçüldü. $R_{ROI,i,j}$, doğru olay hızı denklem 3.5 ile hesaplandı.

$$R_{ROI,i,j} = \frac{C_{ROI,i,j}}{T_{acq,j}} \tag{3.5}$$

Ölü zaman kayıpları veya rastgele olay içermeyen j veri toplama zamanı için geçerli olan ekstrapole edilmiş doğru sayım hızı $R_{Extr,i,j}$, her i kesiti için hesaplandı. İstatistik etkileri en aza indirmek için $R_{Extr,i,jk}$ denklem 3.6 ile elde edilir.

$$R_{Extr,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^{3} \frac{R_{ROI,i,k}}{A_{ave,k}} \tag{3.6}$$

Her j veri toplama zamanının her i kesiti için rölatif sayım hızı hatası $\Delta r_{i,j}$ denklem 3.7'den yüzde olarak hesaplanır.

$$\Delta r_{i,j} = 100 \left(\frac{R_{ROI,i,j}}{R_{Extr,i,j}} \right) \tag{3.7}$$

Ölü zaman ölçümü için tüm fiziksel FOV üzerinde yer alan her sinogramdaki sayımlar toplandı.

Random sayımlar, üreticinin önerdiği standart proses teknikleri (gecikmiş koinsidans gibi) kullanılarak hesaplanır. Doğru ve saçılan sayımların toplam hızı bulundu. Sistem için;

i. Sistem doğru olay sayım hızının sistem random olay sayım hızına eşit olduğu durumdaki sistem doğru olay sayım hızı,
ii. En yüksek sistem doğru olay sayım hızı

rapor edildi.

e. Ölçüm Sonucunun Değerlendirilmesi

Her kesit için $\Delta r_{i,j}$ ve $a_{eff,j}$ değerleri grafik haline getirildi (Grafik 4.2). Grafik üzerinde $a_{eff,j}$'ye karşı $\Delta r_{i,j}$ 'nin en düşük ve en yüksek değerleri işaretlenir. Noktalar bir eğri oluşturmak için birleştirilir. Maksimum $\Delta r_{i,j}$ eğim değeri, aktivite veya $a_{NEC,peak}$ değerlerinin altında ise rapor edilir.

3.1.4. Saçılma Fraksiyonu, Kayıp Sayımlar ve Rastgele Olay Ölçümleri

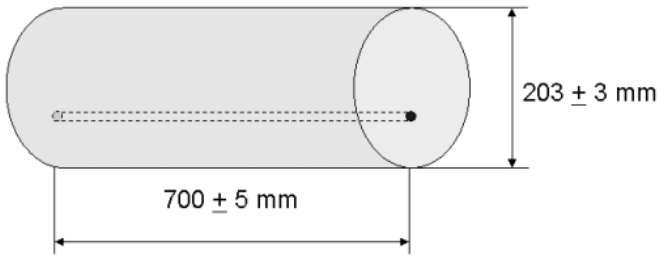
a. Amaç

Kayıp sayımları ve rastgele olay ölçümleri PET cihazının yüksek radyoaktif kaynakları ölçebilme kapasitesidir. Dizayn ve uygulamadaki değişiklikler, anhilasyon sonucu üretilen gama ışınlarının yanlış konumlanması gibi durumlar PET cihazında saçılan radyasyon için farklı hassasiyetlere sebep olur. Bu testin yapılmasındaki ilk amaç saçılan radyasyon için sistem hassasiyetinin ölçülmesidir. Saçılma, *saçılma fraksiyonu (SF)* olarak ifade edilir. İkinci amaç ise ölü zaman ve kaynak aktivitesinin pek çok seviyesi için rastgele olay üretmesinin ölçülmesidir.

Bu ölçümü raporlandırmak için rastgele ölçüm kapasitesi, gecikmiş olay kanalından hesaplama ya da tek detektör olay oranından hesaplama yapmak gereklidir. Raporlama için bir diğer yöntem ise rastgele ölçüm kapasitesinin olmadığı durumlarda kullanılır.

b. Materyal

Test için kullanılan NEMA PET saçılma fantomu 0.96 g/cm^3 yoğunluğa sahip, dış çapı 203 mm ve uzunluğu 700 mm polietilen bir silindirden ibarettir (Şekil 3.8). 6.4 mm çapındaki delik 45 mm radyal uzaklıkta silindirin merkez eksenine paralel şekilde delinmiştir.



Şekil 3.8: PET saçılma fantomu şematik gösterimi

Test fantomu çubuk kaynağı 800mm uzunluğunda, iç çapı 3.2 mm ve dış çapı 4.8 mm olan polietilen veya polietilen kaplı plastik tüptür (Şekil 3.9).



Şekil 3.9: NEMA PET saçılma fantomu

c. Ölçüm Yöntemi

Polietilen kaplı plastik tüp aktivitesi bilinen F-18 radyonüklidi ile dolduruldu ve 6.4 mm çapındaki delikten içeri test fantomuna yerleştirildi. Teste başlamak için kaynak, PET cihazının FOV' u içerisine yerleştirildi ve fantom içerisindeki aktivite azalıncaya kadar ölçümler alındı. Bu işlem yapılırken radyoaktivite miktarının R(t,peak) ve R(NEC,peak) parametrelerini ölçebilecek kadar büyük olmasına dikkat edilmelidir.

R(t,peak): Doğru Olay Hızı

R(NEC,peak): Gürültü Eşdeğeri Sayım Hızı

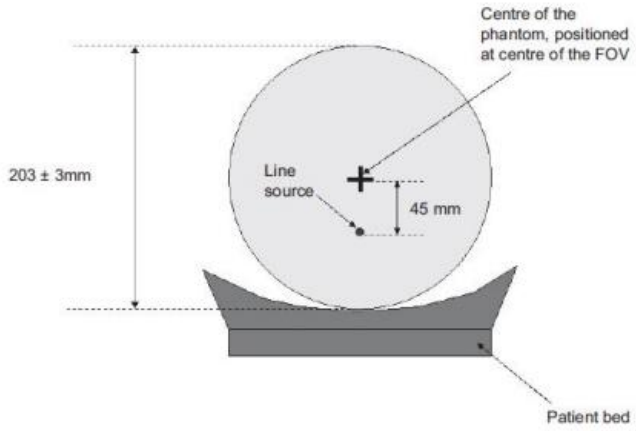
Fantomun başlangıç aktivitesi A(cal,meas), fantom içerisine radyonüklidi enjekte etmeden önce doz kalibratöründe ölçülerek belirlenir. Düzeltilmiş aktivite ise Denklem 3.8 ile hesaplanır.

$$A(cal) = A(cal,meas) \times [\ 700mm / L(meas)\ ] \quad (3.8)$$

L(meas): Ölçülen Kaynak Uzunluğu

d. Kaynak Dağılımı

Çizgi kaynak 700 mm uzunluğundaki test fantomu içerisine yerleştirildi. Daha sonra çizgi kaynağı üzerinde taşıyan test fantomu, kaynak hasta masasına yakın olacak şekilde cihaz üzerinde konumlandırıldı (Şekil 3.10). Fantom tarayıcı eksenine paralel, transvers ve aksiyel FOV' lara 5 mm olacak şekilde merkezlendirildi.



Şekil 3.10: PET saçılma fantomunun konumlandırılması

Doğru sonuçlar elde edebilmek için fantom mutlaka FOV içerisinde merkezlenmelidir. Aktivite yerleştirilen fantom PET' in FOV' una yerleştirilerek farklı bozunum zamanlarında ölçümler alındı. Sistemin rastlantısal olayları değerlendirmedeki etkinliği, aktivitenin azalmasıyla sayım kayıplarının ihmal edilebilir seviyeye inmesine kadar sürer. Böylece rastgele ve işlem kayıplarından bağımsız rastlantısal sayım hızı ölçülür.

Sistemin maruz kaldığı sayım kayıplarını değerlendirmek için ölçülen doğru hız yüksek aktivite düzeylerine ekstrapole edilip karşılaştırma yapılır. Düşük aktivite düzeyleri sayım istatiğini önemli oranda etkilediği için düşük sayım hızlarında ölçüm yinelenmesi durumları karşımıza çıkabilir.

Ölçüm sonucu değerlendirmesinde 3.1.3. Sayım Kayıpları ve Random Düzeltmelerin Doğruluğu prosedürlerinde yer alan ölü zaman değerlendirmeleri, sayım kayıpları aşamaları ile aynı adımlar uygulanacaktır.

Sinogramlar tarayıcının topladığı düzeltme yapılmamış toplam sayımları (doğru, rastgele ve saçılmış olayları) içermelidir. Rastgele sayım hızlarını doğrudan ölçebilen tarayıcılar bu ölçümleri kullanmayabilir.

j veri toplama zamanının her i sinogramındaki, fantomun merkezinden 12 cm uzağa konumlanmış pikseller sıfıra ayarlanır. En yüksek değere sahip pikselin bulunması isee sinogramdaki her a projeksiyon açısında çizgisel kaynak merkezinin konumlandırılması yapılmış olur ve sinogram merkezindeki pikselle en yüksek değere sahip pikselin aynı sırada

olması için projeksiyonlar kaydırılır. Projeksiyon açılarındaki pikseller bir pikselde toplanarak toplam projeksiyon oluşturulur. Böylelikle toplam projeksiyondaki her piksel kendisiyle aynı radyal ofsete sahip her projeksiyon açısındaki bütün piksellerin toplamı olur.

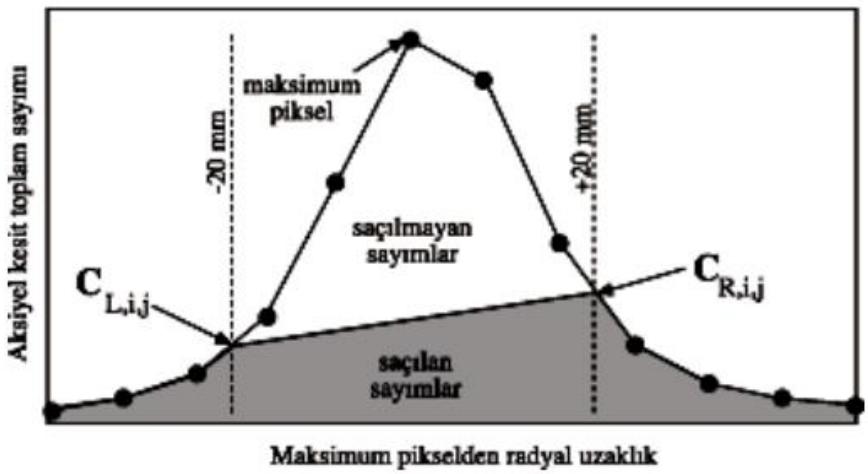
$$C(r)_{i,j} = \sum_{a} C\,(r - r_{max}(\varphi), \varphi)_{i,j} \qquad (3.9)$$

r: bir projeksiyondaki piksel sayısı

φ : sinogramdaki projeksiyon sayısı

$r_{max}(a)$: φ projeksiyondaki maksimum değerin konumunu gösterir.

Sinogramın merkezinde 40 mm genişliğindeki alanın sağ ve sol uçlarındaki piksel yoğunluklarının $C_{L,i,j}$ ve $C_{R,i,j}$ sayımları toplam projeksiyondan elde edilir (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: Zemin (background) sayımlarında 40 mm'lik alanın birleştirilmesi.

3.1.4.1. Saçılma Fraksiyonu

Saçılım fraksiyonunun saptanmasında doğru sayım hızlarının %1' inin altında kalan sayım kaybı hızı değerleri ve rastgele sayım hızlarından oluşan dizinin son j veri toplama zamanları kullanılır. Veri toplama zamanlarında $C_{r+s,i,j}$, ' nin rastgele sayımlarının göz ardı edilebileceği ve sadece saçılım sayımlarından oluştuğu; $C_{TOT,i,j}$, ' nin de aynı şekilde sadece doğru ve saçılım sayımlarından oluştuğu varsayılır.

Her bir kesite ait saçılma fraksiyonu, düşük aktivite veri toplama zamanlarının toplanmasıyla hesaplanır. (Denklem 3.10)

$$SF_{i,j} = \frac{\sum_j C_{r+s,i,j} - \sum_j C_{r,i,j}}{\sum_j C_{TOT,i,j} - \sum_j C_{r,i,j}} \tag{3.10}$$

Sistem saçılma fonksiyonu, SF_i değerlerinin ağırlık ortalaması olarak hesaplanır. (Denklem 3.11)

$$SF_j = \frac{\sum_i \sum_j C_{r+s,i,j} - \sum_i \sum_j C_{r,i,j}}{\sum_i \sum_j C_{TOT,i,j} - \sum_i \sum_j C_{r,i,j}} \tag{3.11}$$

3.1.4.2. Toplam Olay Hızının Bulunması

Her j veri toplama zamanında her i kesitinin toplam olay hızı $R_{TOT,i,j}$ hesaplanır (Denklem 3.12).

$$R_{TOT,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j}}{T_{acq,j}} \tag{3.12}$$

Burada $T_{acq,j}$ veri toplama zamanıdır *(acquisition time)*. Sistem toplam olay hızı $R_{TOT,j}$ bütün i kesitlerindeki $R_{TOT,i,j}$'nin toplamı olarak hesaplanır.

Doğru Olay Hızının Bulunması

Her j veri toplama zamanında her i kesitine ilişkin doğru olay hızı $R_{t,i,j}$ hesaplanır (Denklem 3.13).

$$R_{t,i,j} = \frac{(C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j})}{T_{acq,j}} \tag{3.13}$$

Burada$T_{acq,j}$ veri toplama zamanıdır. Sistem doğru olay hızı $R_{t,j}$ bütün i kesitlerindeki $R_{t,i,j}$'lerin toplamı olarak hesaplanır.

3.1.4.3. Rastgele Olay Hızının Bulunması

Her j veri toplama zamanında, her i kesitine ilişkin rastgele olay hızı $R_{r,i,j}$ hesaplanır (Denklem 3.14).

$$R_{r,i,j} = R_{TOT,i,j} - \left(\frac{R_{t,i,j}}{1 - SF_i} \right) \quad (3.14)$$

Sistem rastgele olay hızı $R_{r,j}$ bütün i kesitlerindeki $R_{r,i,j}$'lerin toplamı olarak hesaplanır.

3.1.4.4. Saçılmış Olay Hızının Bulunması

Her j veri toplama zamanında, her i kesitine ilişkin saçılmış olay hızı $R_{s,i,j}$ hesaplanır (Denklem 3.15).

$$R_{s,i,j} = \left(\frac{SF_i}{1 - SF_i} \right) . R_{t,i,j} \quad (3.15)$$

Sistem saçılmış olay hızı $R_{s,j}$ bütün i kesitlerindeki $R_{s,i,j}$'lerin toplamı olarak hesaplanır.

3.1.4.5. NEC Hızının Bulunması

Her j veri toplama zamanında doğrudan rastgele olay çıkarımı yapanlar dışındaki bütün sistemlerde, her i kesitine ilişkin NEC hızı $R_{NEC,i,j}$ hesaplanır (Denklem 3.16).

$$R_{NEC,i,j} = \left(\frac{R^{\,2}_{t,i,j}}{R_{TOT,i,j}} \right) \quad (3.16)$$

Doğrudan rastgele olay çıkarımı kullanan sistemler her i kesitine ilişkin $R_{NEC,i,j}$ hesaplanır (Denklem 3.17).

$$R_{NEC,i,j} = \left(\frac{R^{\,2}_{t,i,j}}{R_{TOT,i,j} + R_{r,i,j}} \right) \quad (3.17)$$

Sistem NEC hızı $R_{NEC,j}$ bütün i kesitlerindeki $R_{NEC,i,j}$'lerin toplamı olarak hesaplanır.

e. Ölçüm Sonucunun Değerlendirilmesi

3.1.4.6. Sayım Hızı Grafiği

$R_{t,j}$ (sistem doğru olay hızı), $R_{r,j}$ (sistem rastgele olay hızı), $R_{s,j}$ (sistem saçılmış olay hızı), $R_{NEC,j}$ (sistem NEC hızı) ve $R_{TOT,j}$ (sistem toplam olay hızı) değerlerinin ortalama radyoaktivite konsantrasyonu olan $a_{ave,j}$'nin bir fonksiyonu olarak grafiği çizilir (Grafik 4.3). Burada V, silindirik fantomun toplam hacmi 22.000 cm^3' tür.

En Yüksek Sayım Değerleri

Sayım hızı grafiğinden türeyen $R_{t,PEAK}$ (en yüksek doğru sayım hızı), $R_{NEC,PEAK}$ (en yüksek NEC hızı), $a_{t,PEAK}$ ($R_{t,PEAK}$ değerinin ulaşıldığı aktivite konsantrasyonu) ve $a_{NEC,PEAK}$ ($R_{NEC,PEAK}$ değerinin ulaşıldığı aktivite konsantrasyonu) değerleri incelenip rapolandırılır.

3.1.4.7. Sistem Saçılma Fraksiyonu

SF değeri rapor edilir.

3.1.5. Görüntü Kalitesi, Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi Doğruluğu

a. Amaç

Sistem performansının farklı açılarının karmaşık etkileşimlerinden dolayı klinik koşullarda görüntülerin standardizasyonu için farklı görüntüleme sistemlerinin görüntü kalitelerinin karşılaştırılması istenir. Radyofarmasötiklerden, hasta boyutu ve şekillerinden dolayı bir fantomla klinik koşullarının simülasyonu zordur. Bu sebeplerden dolayı tek fantom çalışmaları belirli görüntüleme durumları için görüntü kalitesi için göstergeler verebilir.

Bu çalışmanın amacı sıcak ve soğuk lezyonlar ile total vücut görüntülemesini simüle edebilmektir. Farklı boyutlardaki küresel cisimler homojen olmayan soğurma ile PET IQ vücut fantomunda görüntülenir. Sıcak ve soğuk küreler için görüntü kontrastı ve zemin *(Background)* değişkenliği oranı, görüntü kalitesi ölçülerek kullanılır. Ayrıca, foton azalımı ve saçılma düzeltmesi doğruluğu homojen zemin ve soğuk akciğer eklentisi bölgesinden belirlenir.

Kontrast (Q_{xxx}):

Q_H : Sıcak Küre Kontrastı

Q_C : Soğuk Küre Kontrastı

Zemin Değişkenliği (N_{xxx}): Görüntü kalitesi ölçümünde kullanılır.

N_j : j görüntü hacminde çizilen bütün ROI'ler için değişim katsayısı

Rölatif sayım hatası (ΔC): Beklenen ve ölçülen sayımlar arasındaki farkın yüzde olarak ifadesi.

ΔC_{lung} : Akciğer eklentisindeki rölatif hata

Standart Sapma (SD_{xxx}): Zemin değişimlerinin ölçümünde kullanılır.

SD_j : j görüntü hacminde çizilen bütün ROI' ler için standart sapma

b. Ölçüm Yöntemi

Vücut fantomunun zemin aktivite konsantrasyonu tipik tüm vücut görüntüleme için kullanılan konsantrasyona (10 mCi/70.000 cc) denk gelecek şekilde yaklaşık 0.14 μCi/cc. (± %5) olmalıdır. Daha düşük aktivite kullanım değerlerinde kullanılan konsantrasyonlar mutlaka kaydedilmelidir.

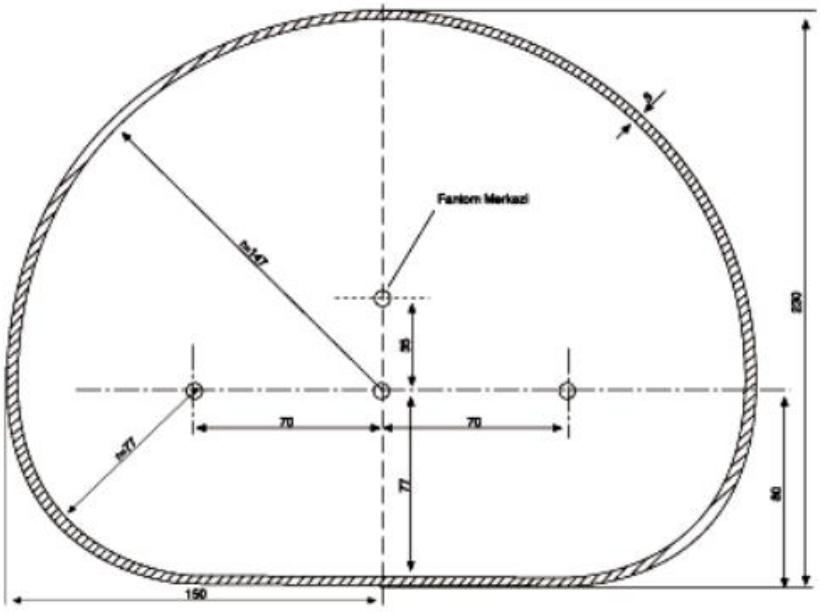
Ölçüm için yapılan ilk adım soğuk kürelerin radyoaktivite içermeyen su ile doldurulmasıdır. Sıcak küreler, zemin aktivitesinin sırasıyla 8 ve 4 katı olacak şekilde aktivite ile dolduruldu. Fantomun 700 mm' lik çizgisel kaynağı, 3.08 mCi aktivite ile dolduruldu. Bu aktivite miktarı vücut fantomunun zemin aktivite konsantrasyonuna eşit efektif aktivite konsantrasyonu elde etmek için idealdir.

Görüntüleme fantomunun dört parçası vardır:

- İç uzunluğu minimum 180 mm olan vücut fantomu (Şekil 3.12)
- Vücut fantomunun içerisinde duvar kalınlığı 1 mm veya daha az, iç çapları sırasıyla 10, 13, 17, 22, 28 ve 37 mm olan doldurulabilir küreler (Şekil 3.14)
- Vücut fantomunun merkezine akciğer absorbsiyonu yerine kullanmak amacıyla yerleştirilen, fantomun aksiyel uzunluğu ile aynı boyda, duvar kalınlığı 4 mm'den az, dış çapı 50 ± 2mm ve ortalama yoğunluğu 0.30 ± 0.1 gr/cc olan düşük atom numaralı materyalden yapılmış silindirik bir eklenti
- 700 mm uzunluğunda silindirik katı polietilen yapıdaki saçılma fantomu ve çizgisel kaynağı (Şekil 3.15)

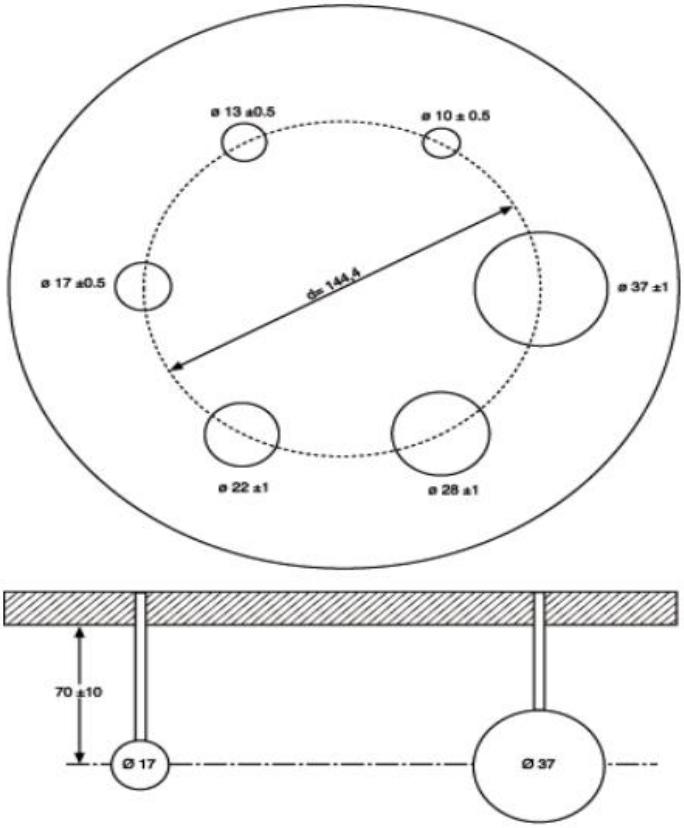


Şekil 3.12: NEMA PET IQ vücut fantomu

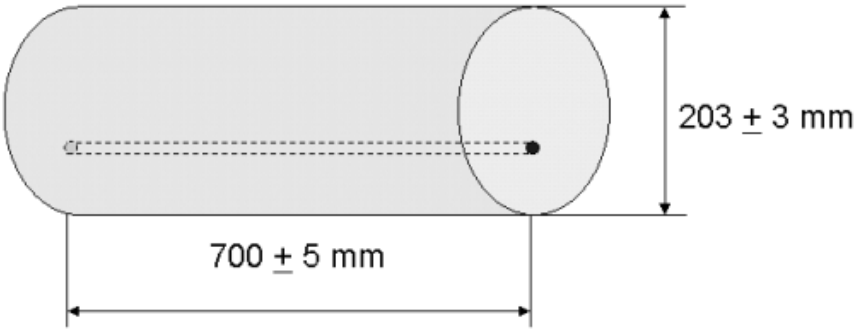


Şekil 3.13: NEMA PET IQ vücut fantomu kesiti

İki büyük (soğuk) küre (28 ve 37 mm) görüntüleme için suyla, diğer (sıcak) küreler (10, 13, 17 ve 22 mm) görüntüleme için F-18 ile doldurulduğu. Kürelerin merkezleri aynı transvers kesitte aksiyel olarak yer alacak şekilde tabandan 68 mm uzaklıkta, transvers pozisyonda fantom merkezinde 5.72 cm yarıçaplı daire üzerinde ve 17 mm çaplı küre fantomunun yatay ekseni üzerinde olmalıdır (Şekil 3.13).

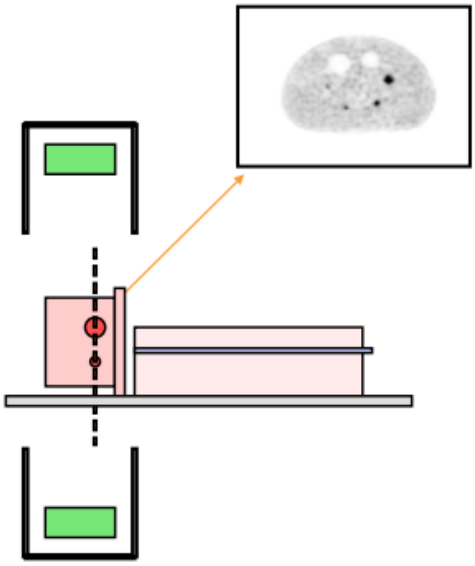


Şekil 3.14: NEMA PET IQ vücut fantomunun doldurulabilir küreleri.



Şekil 3.15: PET saçılma fantomu

700 ± 5 mm uzunluktaki çizgisel kaynak F-18 ile doldurularak 700 mm uzunluğundaki silindirik test fantomun 6.4 mm' lik boşluğuna yerleştirildi. Fantom konumlandırılması Şekil 3.16’ da verilmiştir.



Şekil 3.16: Fantomların konumlandırılması

c. Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Veri toplama zamanı yatağın aksiyel konumu dikkate alınarak hesaplanır. Emisyon ve transmisyon görüntüleme için gerekli tarama zamanları hesaplanıdı(Denklem 3.18) ve her bir yatak pozisyonunda foton azalımı düzeltmesi yapıldığı varsayılarak bu süreler toplam veri toplama süresine dahil edildi. Tüm vücut görüntüleme prosedürleri dikkate alınarak 100 cm' lik aksiyel görüntüleme uzunluğu toplam 60 dakikalık süre içinde alınmalıdır.

$$T_{T,E} = \frac{60\ min}{dist} x\ axial\ step \tag{3.18}$$

Dist (Uzunluk): 100 cm

Axial step (Aksiyel Mesafe): Tüm vücut çalışmalarında iki yatak pozisyonu arasındaki uzaklık

Uzunluk, ölçüm zamanı ve görüntüleme süreleri değişikliği olması durumları kaydedilip raporlandırılmalıdır. Görüntü sayımları sınırlı olacağı için sonuçların güvenirliğini arttırmak amacıyla görüntülemenin 3 kez tekrarlanması önerilir. Tekrarlar yapılırken aynı sayımları alabilmek için tekrar edilen görüntülemelerin süreleri aktivitenin yarı ömrü dikkate alınarak artırılır.

Verilere ait uygulanan tüm düzeltmeler, üretici tarafından önerilen standart parametreler ve yeniden yapılandırmalar kaydedilip raporlandırılmalıdır.

3.1.5.1. Görüntü Kalitesi

Analizde görüntü merkezindeki transvers kesit kullanılır ve sıcak, soğuk tüm kürelerin görünür olmasına dikkat edilir.

Zemin üzerinde 12 adet 37 mm çapında ROI'ler çizilir (Şekil 3.17). Daha küçük çaplı (10, 13, 17, 22 ve 28 mm) olan zemin ROI'leri 37 mm'lik zemin ROI'lerinin içine çizilir. Merkezdeki kesite ve bu kesitten ± 10 mm ile ± 20 mm uzaklıktaki kesitlere (toplam 5 kesit) her ebat için toplam 60 zemin ROI' si çizilir. Diğer ölçümler için ROI yerleri kayıt edilmelidir. Her bir zemin ROI ortalama sayımı kaydedilir. Her bir sıcak küre (j) için yüzde kontrast değeri $Q_{H,j}$ hesaplanır. (Denklem 3.19)

$$Q_{H,j} = \frac{(C_{H,j}/C_{B,j}) - 1}{(a_H/a_B) - 1}\ x\ 100\% \tag{3.19}$$

$C_{H,j}$: j sıcak küre ROI'sinin ortalama sayımı

$C_{B,j}$: j sıcak küresi için çizilen zemin ROI' sinin ortalama sayımı

a_H : Sıcak küre aktivite konsantrasyonu

a_B : Zemin aktivite konsantrasyonu

Her bir soğuk küre (j) için yüzde kontrast değeri $Q_{C,j}$ hesaplanır. (Denklem 3.20)

$$Q_{C,j} = \left(1 - \frac{C_{C,j}}{C_{B,j}}\right) x\ 100\% \tag{3.20}$$

$C_{C,j}$: j soğuk küre ROI'sinin ortalama sayımı

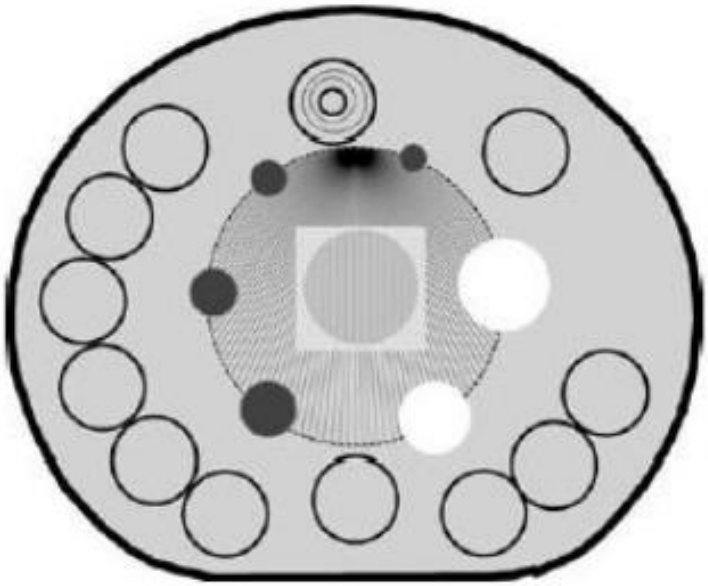
$C_{B,j}$: j soğuk küresi için çizilen zemin ROI' sinin ortalama sayımı

j küresi için zemin değişimi N_j hesaplanır. (Denklem 3.21)

$$N_j = \left(\frac{SD_j}{C_{B,j}}\right) x\ 100\% \tag{3.21}$$

j küresinin zemin ROI sayımlarının standart sapması SD_j hesaplanır. (Denklem 3.22)

$$SD_j = \sqrt{\sum_{k=1}^{K} \frac{\left(C_{B,j,k} - C_{B,j}\right)^2}{(K-1)}} \quad ,K = 60 \tag{3.22}$$



Şekil 3.17: Görüntü kalitesi analizi için zemin alan seçimi: ROI'lerin çapları kürelerin fiziksel iç çaplarına mümkün olduğu kadar yakın olmalıdır.

3.1.5.2. Saçılma/Foton Azalımı ve Düzeltmelerin Doğruluğu

Akciğer simülasyonu olarak bilinen merkezdeki küreye 30 ± 2 mm çapında dairesel ROI çizildi. Her bir i kesiti için ROI' lerin ortalama sayım değeri $C_{lung,i}$ kaydedildi. Bir önceki bölümde çizilen zemin ROI'leri ile aynı lokalizasyonda 12 adet 30 ± 2 mm çapında dairesel ROI her bir kesit üzerinde çizildi. Her bir i kesiti için zemin ROI' lerin ortalama sayım değeri $C_{B,i}$ kaydedilir.

Saçılma/foton azalımı düzeltmelerindeki rezidüyel hatanın ölçümü yani her bir i kesiti için rölatif hata $\Delta C_{lung,i}$ hesaplanır (Denklem 3.23).

$$\Delta C_{lung,i} = \frac{C_{lung,i}}{C_{B,i}} x100\% \quad (3.23)$$

$C_{lung,i}$: Akciğer eklentisindeki ROI'nin ortalama sayımı

$C_{B,i}$: Görüntü kalite analizi için çizilen 60 adet (30 mm çapında) ROI'nin ortalama sayımı

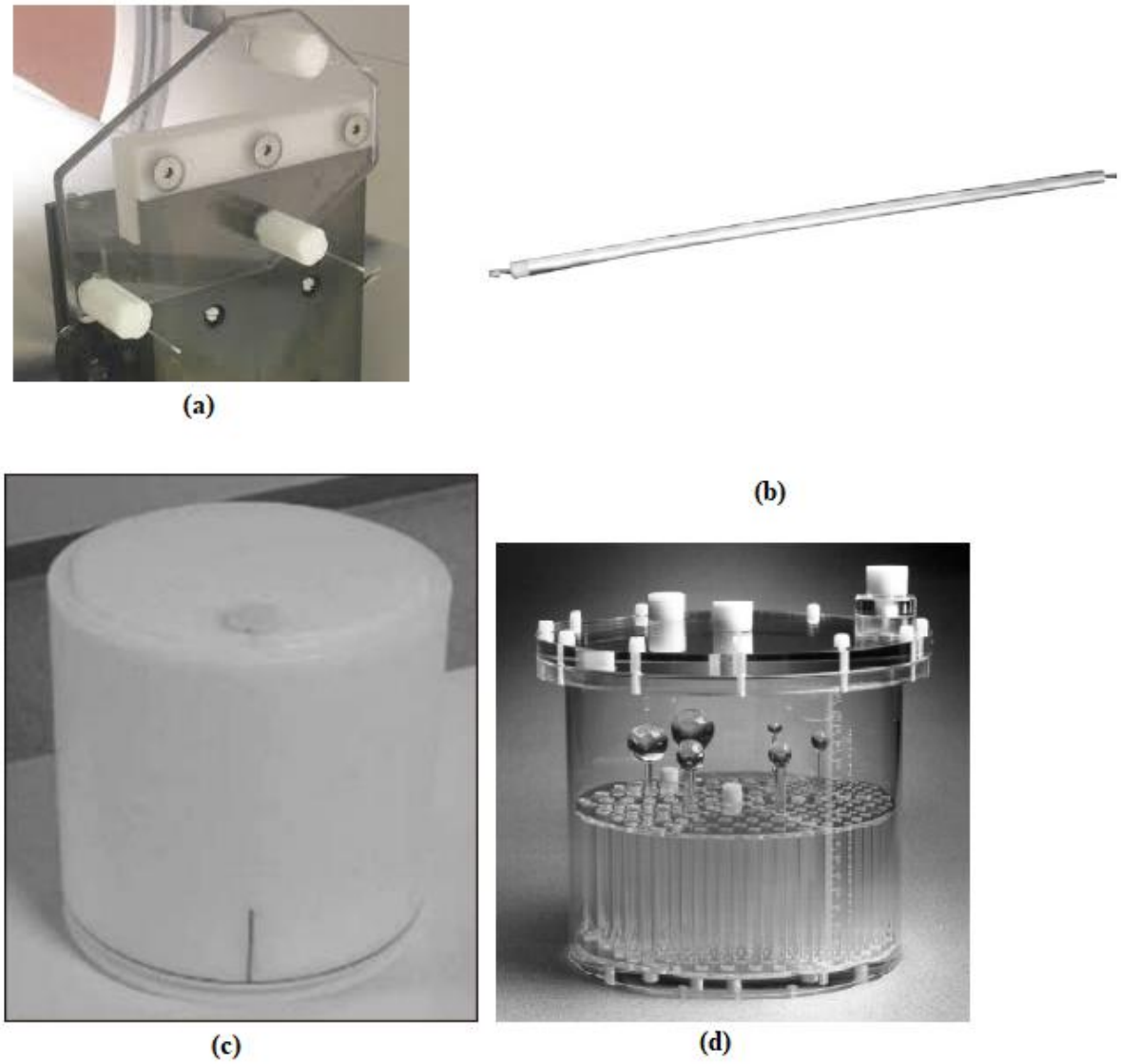
Aşağıdaki değerler kayıt edildi:

a) Fantomda kullanılan zemin aktivite konsantrasyonu ve üreticinin tüm vücut çalışmaları için önerdiği enjekte edilen doz
b) Toplam aksiyel görüntüleme zamanı, aksiyel step büyüklüğü, geçiş görüntüleme zamanı ve yayınlama görüntüleme zamanı gibi veri toplama parametreleri
c) Transaksiyel ve aksiyel yönlerin her ikisinde de uygulanan her türlü düzeltme (saçılma, rastgele foton azalımı, ölü zaman, bozunma ve normalizasyon), yeniden yapılandırma filtreleri ve diğer yumuşatma (*Smoothing*) uygulamaları, piksel boyutu, görüntü matriks boyutu ve kesit kalınlığı gibi yeniden yapılandırma parametreleri
d) İki aktivite konsantrasyonun oranı, her bir kürenin yüzde olarak zemin değişikliği ve yüzde kontrast değerleri
e) Her bir kesit için $\Delta C_{lung,i}$ değeri. Bu hataların ortalaması da kaydedilmelidir.
f) Transvers görüntülerde kürelerin merkezi boyunca ve koronal görüntülerde 17 mm'lik kürenin merkezi boyunca görüntülenmiş aktivite oranı

b, d ve f her bir tarama koşulu için rapor edilmelidir. Teste ait tüm veriler, sonuçlar ve değerlendirme grafikleri Tablo 4.3 ve Grafik 4.4'te yer almaktadır.

3.2. AAPM TESTLERİ

Bu bölümde tanıtımı yapılan AAPM testleri Benjamin P. LOPEZ ve arkadaşlarının (20) literatüründen yararlanılarak hazırlanmıştır.



Şekil 3.18: AAPM Kalite Kontrol uygulamalarında kullanılan fantomlar; (a) Uzaysal Ayırma Gücü Fantomu, (b) PET Hassasiyet Fantomu, (c) Dairesel Silindirik Fantom, (d) PET ACR Fantom

3.2.1. Uzaysal Ayırma Gücü

a. Amaç

Bu testin amacı sistemin havadaki tomografik uzaysal ayırma gücünü ölçmektir. Sistemin uzaysal ayırma gücü, görüntünün yeniden yapılandırıldıktan sonra iki nokta arasındaki ayırt edilebilirliğini temsil eder ve bu, görüntülenebilen lezyonların boyutlarını belirlemede önemli bir faktördür. Bu ölçümün amacı kompakt radyoaktif kaynağın yeniden yapılandırılan görüntüsünde nokta dağılım fonksiyonunun (PSF) genişliğinin karakterize edilmesidir. Nokta dağılım fonksiyonunun genişliği, yarı maksimumdaki tam genişlik (FWHM) ve %10 maksimumdaki tam genişlik (FWTM) değerlerinin ölçülmesiyle belirlenir. Uzaysal ayırma gücü tüm sistemler için iki yönde (radyal ve tanjansiyel) transvers kesitlerde ölçülebilir. Ayrıca

aksiyel ayırma gücü de ölçülebilir. Transvers kesitte transvers FOV ve görüntünün matriks boyutu piksel boyutunu belirler. Nokta dağılım fonksiyonunun genişliği FWHM'nin son üç pikseli ölçülerek doğru bir şekilde ölçülebilir. Piksel boyutu yeniden yapılandırma süresince tüm üç boyutta beklenen FWHM' nin üçte birinden büyük olmamalıdır ve uzaysal ayırma gücü ölçümü olarak rapor edilmelidir. Bu ölçüm için F-18 kullanılmıştır ve ölü zaman kaybı %5'ten küçük olmalı veya rastlantısal olayın toplam olaya oranı %5'ten daha küçük olmalıdır.

b. Materyal

- İç çapı 1 mm veya daha küçük ve dış çapı 2mm'den daha küçük olan kapiller tüp
- Kapiller tüp konumlandırma cihazı
- 5-10 mCi F-18-FDG

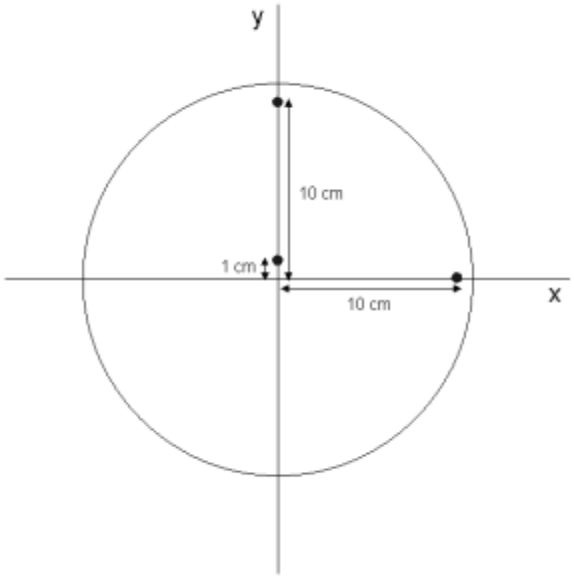
c. Ölçüm Yöntemi

1. Nokta kaynak, iç çapı 1 mm veya daha küçük ve dış çapı 2 mm'den daha küçük olan kapiller tüp içerisine konan düşük aktiviteden oluşur (Şekil 3.19). Kapiller içerisindeki aktivitenin aksiyel boyutu da 1 mm'den daha küçük olmalıdır. Başlangıçtaki radyoaktivite konsantrasyonu 27 mCi/ml (1000 MBq/ml) veya daha düşük olmalıdır.



Şekil 3.19: Uzaysal çözünürlük nokta kaynağı

2. Kaynak tomografi cihazının uzun eksenine paralel olarak sabitlenip aşağıdaki 6 noktada konumlandırıldı.
3. Aksiyel yönde akisyel FOV'un merkezine ve aksiyel FOV merkezinden aksiyel FOV genişliğinin dörtte bir uzaklıktaki iki noktaya; transvers yönde kaynak 1cm'de, 10 cm'de ve 20 cm'de konumlandırıldı. Kaynak ya yatay çizgide ya da dikey çizgide konumlandırılmıştır (Şekil 3.20).



Şekil 3.20: Nokta kaynağın pozisyonlandırılması

d. Verilerin Toplanması

Ölçümler yukarıda tanımlanan altı noktadan toplanmıştır. Her bir cevap fonksiyonunda 100.000 sayım elde edilmiştir. Bu testin ölçümlerinde çoklu kaynak kullanımı da tercih edilebilir. En ideal örnek boyutu klinik çalışmalarda kullanılan tipik örneklerden seçilebilir.

e. Verilerin İşlenmesi

Yumuşatma (*Smoothing*) veya apodizasyon yapmaksızın filtrelenmiş geri projeksiyon (FBP) yoluyla yeniden yapılandırma işlemi tüm uzaysal çözünürlük dataları için uygulandı. Değişimli yeniden yapılandırma algoritmaları kullanılarak elde edilen sonuçlar FBP ile elde edilen sonuçlara eklenerek raporlandırılabilir.

f. Ölçüm Sonucunun Değerlendirilmesi

Nokta kaynağın üç yöndeki cevap fonksiyonunun uzaysal ayırma gücü (FWHM ve FWTM), bir boyutlu cevap fonksiyonunun bir formu şeklinde belirlendi. Cevap fonksiyonunun iki yöndeki genişliği yaklaşık iki kere yarı yükseklikteki tam genişlik (FWHM) olmalıdır. Her FWHM cevap fonksiyonunun yarı maksimum değerinde komşu piksellerin lineer interpolasyonu ile belirlenir. Maksimum değer, tepe noktası ve bunun iki yakın komşusunun parabolik olarak fit edilmesiyle belirlenir. Değerler, piksel değerlerinin çarpılması ile milimetre boyutuna dönüştürülmüştür ve gözlenen kaynak yeri, bir boyutlu cevap fonksiyonunda maksimum sayımın olduğu piksel olarak belirlenmiştir.

g. Verilerin Raporlanması

Her bir açı için (1 cm, 10 cm, 20 cm) aksiyel, radyal ve tanjansiyel ayırma güçleri, aksiyel pozisyonlar hesaplanıp sistem ayırma gücü olarak raporlandırıldı. Eğer değişimli yeniden yapılandırma metodu uygulanmışsa, test sonuçları bu metotlar tanımlanarak verilmiştir ve gözlenen kaynak yeri her bir kaynak için doğru pozisyonlama doğrulaması yapabilmek için ayrı ayrı raporlandırılmıştır. (Tablo 4.4)

h. Kabul Sınırları

IAEA Human Health Series No:1 raporuna göre; uzaysal çözünürlük için özel bir değer tanımlanmamıştır. Beklenen çözünürlük değerleri, her sistem için temel ölçümler sırasında belirlenecektir. Üretici tarafından önerilen sınır varsa bunu aşmaması beklenir. FWTM ile FWHM arasındaki oranın 1.80 ile 2.0 arasında olması ve takip FWHM değerlerinin başlangıç değerlerinin ±%5'i içinde olması istenir. PET/BT ortak kaydı için, klinik yeniden yapılandırma parametreleri (FOV ve matris boyutu) kullanılarak izin verilen hata ±1 PET vokseldir.

3.2.2. Sensitivite

a. Amaç

Hassasiyet, PET tarayıcının FOV' unda birim aktivite başına saniye başına sayım (rastlantısal tespit olayları) sayısının bir ölçüsüdür. Test, ölü zaman kayıplarının %5'ten az olması ve rastgele çakışma oranının toplam sayım hızı oranının %5'inden az olması için yeterince düşük aktivite seviyeleriyle gerçekleştirilmiştir. Bu yıllık test, kabul testi sırasında oluşturulan temel NEMA NU 2 duyarlılık testi sonuçlarındaki değişiklikleri izler. *Bir PET tarayıcının hassasiyeti, bir bileşen arızası veya yükseltme dışında, tarayıcının kullanım ömrü boyunca önemli ölçüde değişmemelidir.* Bununla birlikte, kullanım süresiyle birlikte kristallerin bozulmasından kaynaklanan sistemin ömrü boyunca izlenmesi gereken hassasiyette beklenen kademeli bir düşüş vardır.

Bu yıllık test, NEMA hassasiyet kabul testinin hemen ardından ve yıllık olarak yapılmalıdır. Medikal fizikçinin şu seçeneği vardır:

1) NEMA hassasiyet fantomunun en küçük çaplı borusunu veya herhangi bir materyalden ve karşılaştırılabilir boyutlardaki başka herhangi bir boruyu kullanarak sistem hassasiyetini ölçen, NEMA NU 2 tarafından öngörülen hassasiyet testinin basitleştirilmiş bir versiyonunu gerçekleştirmektir.

Buna alternatif olarak,

2) Üretici tarafından önerilen testler sırasında (üreticiye bağlı olarak günlük, aylık veya üç aylık) periyodik olarak hesaplanan belirli aktivite faktörünün (örn. Kuyu Sayıcı Kalibrasyon Faktörü, ECAT Kalibrasyon Faktörü, vb.) davranışı izlenir ve değerlendirmeler yapılır. İkinci seçenek, herhangi bir özel fantom gerektirmeyen bir alternatif olarak sunulmaktadır.

Opsiyon 1: NEMA Hassasiyet Fantomu ile Ölçüm

b. Materyal

Bu raporun amacı, özel fantomlar gerektirmeyen kalite güvence prosedürleri sağlamak olsa da AAPM önerisinde sunulan özel fantomun ucuz ve pratik olduğundan yola çıkılarak bu testler yapılmaktadır. Alternatif olarak, tesis, herhangi bir malzemeden ve en azından FOV' un eksenel uzantısını kapsayan bir uzunlukta tek bir tüp kullanarak benzer bir fantom edinme veya üretme seçeneğine sahiptir. Boyut ve bileşimden bağımsız olarak, tüm temel ve takip ölçümleri için aynı tüp kullanılmalıdır.

- NEMA PET hassasiyet fantomunun en içteki tüpü:
  3.9 mm iç yarıçap
  6.4 mm dış yarıçap
  700 mm uzunluk
- Doldurulabilir plastik tüp (1mm iç yarıçap; 3mm dış yarıçap ve 700mm uzunluk)
- (0.15-0.20 mCi) F-18-FDG
- Fantom konumlandırma cihazı

c. Ölçüm Yöntemi

Temel ölçümler, tarayıcı kurulumunun ardından alınırken, takip ölçümleri yıllık olarak veya gerekli hizmet sonrası olaylar olarak alınmıştır. Fantomun en küçük borusu (6.4 mm dış çap), tekrarlanan üç ölçümü elde etmek için kullanıldı. Varsa, gerçek ve rastgele sayımların kaydedilmesi tercih edilmiştir. Teste ait tüm doz, zaman ve ölçüm hesaplama bilgileri Tablo 4.6’ ya kaydedilmiştir. Belirli bir tarayıcının gerçek ve rastgele sayımları görüntüleyememesi durumunda, bu testi gerçekleştirmek için toplam sayımlar kullanılmıştır. Toplam sayım mevcut değilse, Seçenek 2, tarayıcı hassasiyetini izlemek için alternatif bir yöntem sağlamaktadır.

Çubuk Kaynağın Hazırlanması

- 3 ila 5 cc'lik bir şırıngaya yaklaşık 5.55–7.4 MBq (0.15–0.2 mCi) F-18-FDG çekilmiştir. (Not: çubuk kaynağı yaklaşık 2–2.5 ml tutar).

- Şırıngadaki başlangıç dozu ve ölçüm zamanı kaydedilmiştir.

- Üreticinin talimatları izlenerek plastik boru doldurulmuştur.

• Doldurduktan sonra hortumda hiçbir hava kabarcığı olmadığından emin olunur.

• Uçları Critoseal® ile tıkayın.- Şırıngada kalan doz ve ölçüm zamanı kaydedilmiştir.

- Çubuk kaynak en ince alüminyum boru veya eşdeğer boru içerisinden geçirilmiştir.

Çubuk Kaynağının Konumlandırılması

- En küçük alüminyum borunun veya eşdeğer borunun ortası işaretlendi.

- Varsa bir konumlandırma cihazı kullanarak boru masanın ucuna monte edilir. Çubuk kaynağını masa kenarına asmak için geçici bir tutucu da kullanılabilir; ancak, kaynak düz olmalıdır.

- Çubuk kaynağının merkezi PET tarayıcının izomerkezine masaya paralel olarak konumlandırıldı. Çubuk kaynağı ölçüm için FOV' da tüm yönlerde ortalandı.

- Konumlandırmaya yardımcı olması için tarayıcının masa yükseklik ayarını kullanılabilir.

d. Verilerin Elde Edilmesi ve Yeniden Oluşturulması

- Doz tahlil bilgileri (zaman ve aktivite) tarayıcı konsoluna girildi.

- Tarayıcının izomerkezinde kaynak ile 3 ayrı 1 dakikalık PET taraması elde edildi.

- Çizgi kaynağı izomerkezin 10 cm lateraline taşındı ve kaynak ofset konumundayken 3 ek 1 dakikalık PET taraması elde edildi.

- Sistem için standart klinik protokolü kullanarak yeniden yapılandırılıp takip testleri için parametreler kaydedildi.

e. Veri Analizi

1. Tek bir tarama için hassasiyet hesaplama yapıldı (Tablo 4.6, Tarama: a.1, a.2, a.3; Tablo 4.7, Tarama: b.1, b.2, b.3):

a. Ölçüm başlangıç zamanı, tarama süreleri, toplam hızlı ve rastgele sayımlar kaydedildi.
b. Rastgele sayımlar mevcutsa, toplam sayıları elde etmek için hızlı sayımlarından rastgele sayımlar çıkarılır.
c. Toplam sayım oranını (cps, saniyedeki sayım sayısı) elde etmek için toplam sayımlar kazanım süresine bölünür.
d. Bozunma, fantom aktivitesini (kBq) tarama süresinin başlangıcına kadar düzeltir.
e. Toplam sayım oranı (cps) fantom aktivitesine (kBq) bölünerek hassasiyet (cps/kBq) hesaplandı. (Tarama zamanında)

2. İzomerkezde üç tarama için ortalama hassasiyet ve 10 cm ofsette üç tarama için ortalama hassasiyet hesaplandı (Tablo 4.8).

a. Takip ölçümleri için, temel ölçüme göre hassasiyet değişikliği hesaplandı.

f. Kabul Sınırları

Takip hassasiyeti değerleri, başlangıç değerlerinin ±%5'i içinde olmalıdır.

Opsiyon 2: Sistemi ve Üreticiye Özgü Aktivite Konsantrasyon Faktörünü İzleme

Bir PET tarayıcının birim aktivite başına sayım oranındaki hassasiyeti, tarayıcı performansının önemli bir göstergesidir ve kalibrasyonlar rutin olarak gerçekleştirilip doğrulanırsa zaman içinde nispeten sabit kalmalıdır. Kolayca izlenen ikincil bir parametre, saniyedeki sayıları (cps) bir aktivite konsantrasyonuna dönüştürmek için elde edilen verilere uygulanan aktivite konsantrasyonu faktörüdür. Bu faktör, tek tip F-18-FDG su fantomu veya önceden doldurulmuş Ge-68 fantomu ile PET detektörlerinin hassasiyet ve aktivite kalibrasyonu sırasında üretilir. Kalibrasyon prosedürlerinde uygulanan düzeltmelerin getirdiği hatalar olduğundan, bu yaklaşım Seçenek 1'e göre yetersiz olarak kabul edilir. Ancak Seçenek 2, herhangi bir ek fantom veya görüntüleme gerektirmeme avantajına sahiptir. Her üreticinin bu faktör için kuyu sayacı düzeltme (WCC) faktörü, ECAT kalibrasyon faktörü vb. gibi farklı bir adı vardır.

g. Kabul Sınırları

Üreticiye özel aktivite konsantrasyonu faktörleri, her bir kazanım modu için belirlenmelidir (örn., 2D veya 3D). Tablo 3.2, ilgili değerler için üretici tarafından sağlanan sınırları listeler. Ancak, AAPM görev grubu tarafından tüm takip değerlerinin başlangıç değerlerinin ±%5'i dahilinde olması için ek bir sınır önermektedir.

Tablo 3.2. Hassasiyet Değerlendirmesi için Üreticiye Özel Değerler için Sınırlar

Üreticiye Özel Değerler	Üretici Sınır Ortalaması (aralık)	Temel Durum-Takip Ölçüm Karşılaştırması TG-126 Sınırı
GE Aktivite Konstantrasyon Faktörü	2.0-12.0	±5%
Philips SUV Doğrulaması	1 (0.90-1.10)	±5%
Siemens ECAT Kalibrasyon Faktörü	3 (2.6 − 3.4) [1]	±5%

∗ [1] *: kabul edilen ECF değeri ve aralığı kullanıcı kılavuzunda listelenmiştir ve modele göre değişir.*

3.2.3. Sayım Hızı Performansı ve Düzeltmelerin Doğruluğu

a. Amaç

Sayım hızı ve saçılım fraksiyonu performans ölçümü, PET tarayıcının FOV'unda bulunan değişen miktarlarda radyoaktivite altında sistemin sayım kayıplarını değerlendirmek için kullanılır. Bu NEMA NU2 metodolojisi, 70 cm polietilen fantom ve radyoaktivitenin çubuk kaynağı, sinogramları analiz etmek için PET sinogramlarına ve yazılımlarına erişim ve aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak gerçek, saçılım, random ve gürültü eşdeğeri sayım oranlarının hesaplanmasını gerektirir. Düzeltmelerin doğruluğu, düşük aktivite konsantrasyonlarına sahip yeniden oluşturulmuş görüntülerdeki gerçek sayımlardaki hatayı (yüzde sapma olarak ifade edilir) ölçer.

3.2.3.1. Sayım Hızı Performansı

Gürültü eşdeğeri sayım hızı (R_{NEC}) şu şekilde tanımlanır:

$$R_{NEC} = \frac{R_T^2}{R_T + R_S + (k\ x\ f\ x\ R_{R)}} \tag{3.24}$$

R_T : Doğru sayım oranı (kcps)

R_S : Saçılma sayım oranı (kcps)

R_R : Random sayım oranı (kcps)

f : Fantom tarafından görülen FOV kesiti

k, random sayım düzeltme tekniğine bağlı bir faktördür *(tek foton hızlarından random sayım tahmini gibi gürültüsüz random sayım tahmini için k = 1; gürültülü random sayım tahmini için k = 2*) (21). PET tarayıcıların çoğu yeni modelinde, k=1. Sistem için uygun k değerini öğrenmek için üreticiye danışılır.

R_{NEC}'nin hesaplanması, R_S veya saçılma fraksiyonu bilgisini gerektirir. Bununla birlikte, saçılma fraksiyonu, farklı üreticilerin tarayıcılarından kolayca elde edilemeyebilir ve üreticinin saçılım düzeltmesinde yaptığı değişikliklerle değişebilir. Bu nedenle, sözde *(Pseudo)* gürültü eşdeğeri sayım hızını (R_{PNEC}) hesaplamak daha basit ve daha sağlamdır:

$$R_{PNEC} = \frac{(R_P - R_D)^2}{R_P + [\left(\frac{k}{2} - 1\right) x\, R_D\,]} \tag{3.25}$$

Burada R_P ve R_D, anlık (toplam) ve gecikmeli (random) tesadüf sayım oranlarıdır (kcps) ve k, yukarıdaki (21) ile aynı random sayım düzeltme tekniği faktörüdür.

Başka bir basitleştirme olarak, sayım hızı performansı, su dolu silindirik kalibrasyon fantomu kullanılarak karakterize edilebilir. Test, R_{PNEC}'in pikinin ölçülebileceği şekilde geniş bir aktivite konsantrasyonları aralığı kullanılarak başlangıçta gerçekleştirilir. Periyodik takip testi için, R_{PNEC}iki (veya üç) aktivite konsantrasyonunda ölçülür ve temel ölçümlerle karşılaştırılır.

3.2.3.2. Düzeltmelerin Doğruluğu

Bu basitleştirilmiş testte, düzeltmelerin doğruluğu klinik olarak ilgili ve anlaşılır SUV açısından ölçülebilir. Tanım olarak, tek tip su dolu bir fantomun SUV değeri 1.0'dır. Başlangıçta, yeniden yapılandırılmış PET görüntülerindeki ortalama SUV, R_{PNEC}'in pikine kadar aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak hesaplanır. Takip testi için, iki (veya üç) aktivite konsantrasyonundaki SUV ölçülür ve temel ölçümlerle karşılaştırılır.

b. Materyal

- 20 mCi F-18-FDG
- Dairesel Silindirik Fantom:

20 cm yarıçap, 19 cm uzunluk, 7L hacim

c. Ölçüm Yöntemi

1. Kaynak hazırlanması

- Fantomu suyla dolduruldu.
- Radyoaktiviteyi karıştırmaya yardımcı olacak kadar büyük bir hava kabarcığı oluşturmak için zemin suyundan yaklaşık 60 ml (daha sonra eklenmek üzere) çıkarıldı.
- 3 ila 5 cc'lik şırıngada test dozu hazırlandı.(Aktivite ve zamanı kaydedilir).
- Fantomdaki suya doz ekleyip homojen bir karışım olacak şekilde karıştırıldı.
- Şırıngada kalan dozu test edilmiş, aktivite ve zamanı kaydedildi.
- Daha önce çıkartılan edilen kalan 60 ml eklendi ve fantomda mümkün olduğunca az hava kabarcığı olmasını sağlandı.
- Aktivite konsantrasyonunu hesaplamak için toplam hacim fantom olarak kaydedilmiştir.

Ölçüme ait tüm veriler Tablo 4.9'a kaydedilmiştir.

2. Kaynak konumlandırması

- Fantom, eksenel olarak çalışan, transaksiyel ve eksenel FOV' larda ortalanmış şekilde görüntüleme masasına yerleştirildi.
- Her tarama için tarama süresini kaydedildi.

3. Verilerin Edinilmesi ve Yeniden Oluşturulması: Temel Ölçümler

- 6-7 yarılanma ömrü boyunca birden fazla tarama elde edildi. (15 dakikalık tarama, ardından 15 dakikalık gecikme.).

  - Daha eski GE PET/BT tarayıcılarda, ham veri dosyasında ve görüntü başlıklarında random sayım verilerinin bulunması için gecikmeli olaylar alınmalıdır.

- Elde edilen verileri klinik parametrelerle ve uygulanan tüm düzeltmelerle yeniden yapılandırıldı.
- Takip ölçümlerinde referans için parametreler kaydedildi.

4.Verilerin Edinilmesi ve Yeniden Oluşturulması: Takip Ölçümleri

- Temel ölçümlerle aynı parametreleri kullanarak iki (veya üç) 15 dakikalık alım elde edildi.

- Bir tarama, temel ölçümde hesaplanan tepe R_{PNEC}'in aktivite konsantrasyonunun 1/2 ila 1/3'ü arasında bir aktivite konsantrasyonuna sahip olmalıdır.Bir tarama, standart klinik protokol kullanılarak hasta aktivite konsantrasyonuna yaklaşan bir aktivite konsantrasyonuna sahip olmalıdır. Bu, önerilen fantomda 0.5 mCi' ye karşılık gelmektedir.
- Her kazanım klinik parametrelerle ve uygulanan tüm düzeltmelerle yeniden yapılandırılmıştır.

d. Veri Analiz

3.2.3.3. Sayım Hızı Performansı

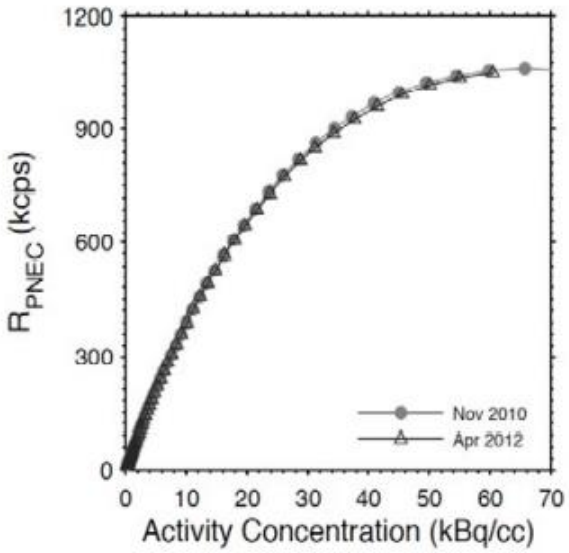
1- Her bir kazanım için, üreticiye özel talimatlar izlenerek tarama zamanı, tarama süresi, toplam hızlı (anlık) sayımları ve toplam gecikme sayıları elde edildi. Üreticinin önerdiği şekilde kullanılması gereken *Software* bilgileri Tablo 4.10'da *"Software Data"* olarak yer almaktadır.

GE: toplam anlık sayımlar ve gecikme sayıları, yeniden oluşturulan görüntülerin sırasıyla DICOM özel öğelerinde (0009,1071) ve (0009,1072) saklanır.

2- Her bir kazanımın hesaplanması:

a. Aktivite konsantrasyonu (kBq/cc) aktivite yarılanma tarama süresine göre düzeltildi.
(Ayrıca her kare sırasındaki azalma hesaba katılmıştır.)
b. Anlık sayım oranı ($R_P = C_P / t_s$) ve gecikmeli sayım oranı ($R_D = C_D / t_s$) olarak hesaplanır. Bu çalışmada $R_P,\ C_P\ ve\ C_D$ değerleri "Software Data" olarak işlendi.
c. R_{PNEC} (3.25) kullanılarak hesaplandı.

3- Temel ölçümler için, aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak R_{PNEC} grafiğini çizilmesi;

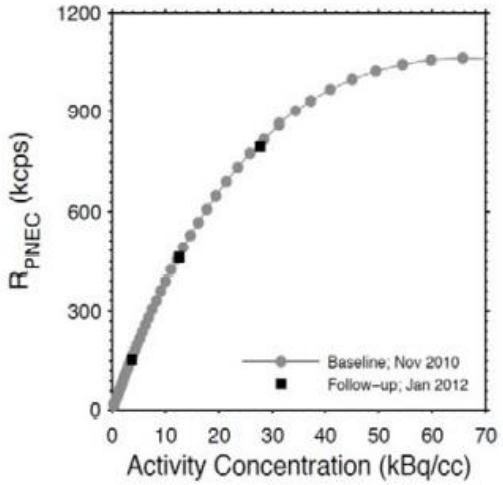


Grafik 3.1. 17 ay arayla aynı tarayıcıda aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak $\mathbf{R_{PNEC}}$

Başlangıç ölçümünün tekrarlanabilirliğini gösteren, her iki veri setini elde etmek için aynı temel prosedür izlenmiştir.

4. Takip ölçümleri için,

a. Aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak takip eden R_{PNEC} değerleri temel ölçümle aynı grafik üzerine çizilir. (Grafik 3.2)



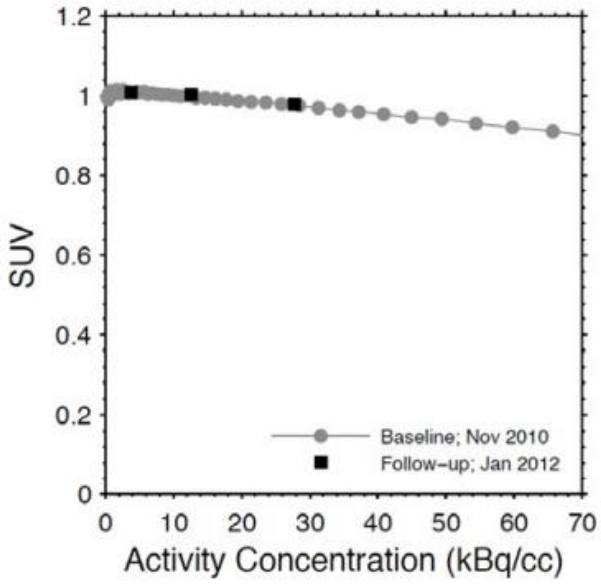
Grafik 3.2. 14 ay arayla aynı tarayıcıda aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak R_{PNEC}'in başlangıç ve üç takip ölçümü.

b. Gerekli olması durumunda ilgili takip aktivitesi konsantrasyonları için temel R_{PNEC} değerlerini almak üzere doğrusal interpolasyon (bilinen iki değere göre üçüncüyü tahmin etmek) kullanılarak, temel değerlere göre takip eden iki (veya üç) R_{PNEC} değerinin hatası hesaplanabilir.

c. İki (veya üç) takip R_{PNEC} ölçümünün maksimum hatası kaydedildi (Tablo 4.11).

3.2.3.4. Düzeltmelerin Doğruluğu

- Yeniden oluşturulmuş görüntülerde, fantomun iç çapının %75'i olan bir ilgi bölgesini kullanarak SUV merkezi bir dilimde hesaplanmıştır.
- Temel ölçümler için, SUV aktivite konsantrasyonunun (kBq/cc) bir fonksiyonu olarak çizilmiştir (Grafik 3.3).
- Takip ölçümleri için, takip eden SUV değerleri temel ölçümlerle aynı grafik üzerinde işaretlenmiştir.



Grafik 3.3. 14 ay arayla aynı tarayıcıda aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak SUV değerlerinin temel ve 3 takip ölçümü. Tüm SUV değerleri >0.9'dur.

- Temel değerlere göre SUV hatasını hesaplamak için yukarıdaki R_{PNEC} ile aynı prosedür kullanılır.

e. Kabul Sınırları

Tablo 3.3. Sayım Hızı Performansı ve Düzeltmelerin Doğruluğu testinde ölçüm sonuçları karşılaştırmaları

Ölçüm Karşılaştırması	Ortalama (Aralık)
Temel ile Takip R_{PNEC} karşılaştırması	%5
Temel ile Takip SUV karşılaştırması	1 (0.90-1.10)

3.2.4. PET Görüntü Kontrastı ve Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi

a. Amaç

Bu testin amacı, klinikte karşılaşılanlara benzer koşullar altında PET görüntü kalitesini değerlendirmektir. PET görüntü kalitesi, PET ACR fantomu ile değerlendirilecek ve izlenecektir. ACR fantomu, zemine göre sabit aktivite konsantrasyonuna sahip farklı çaplarda dört "Sıcak" küre ve farklı malzeme yoğunluğuna sahip üç küre içerir. Dört "Sıcak" küreden görüntü kontrastını hesaplamak için maksimum SUV ölçümleri kullanılacaktır. Teflon, hava, su ve zemin bölgelerinden saçılma/foton azalımını hesaplamak için ortalama ve minimum SUV ölçümleri kullanılacaktır. Bu değerlerin tümü, uygulanan tüm düzeltmeler (foton azalımı, saçılma, rastgele sayımlar, ölü zaman vb.) ile yeniden oluşturulan görüntülerde ölçülür. Bu testte izlenen prosedür, ACR PET Akreditasyon Programı Test Talimatlarından uyarlanmıştır (22).

b. Materyal

- PET ACR Fantom
- 5 mCi F-18-FDG

c. Ölçüm Yöntemi

1. ACR Fantom Kaynaklarının Hazırlanması

a. Hastane tarafından kullanılan en uygun hasta dozunu belirlenip, Tablo 3.4'e göre ilgili Doz A ve Doz B kaydedildi.

Tablo 3.4. ACR Fantom Doz Tablosu

Hasta Dozu (mCi)	Doz A (mCi) "Sıcak" Küreler	Doz B (mCi) "Soğuk" Küreler
4	0.14	0.33
6	0.21	0.50
8	0.28	0.66
10	0.35	0.83
12	0.42	0.99
14	0.49	1.15
16	0.56	1.32
18	0.63	1.48
20	0.70	1.65

• Doz A, 4 adet "Sıcak" küreye (25,16, 12 ve 8 mm çap) eklenen 1000 ml'lik torba (veya şişe) içinde seyreltildi.

• Doz B, fantoma zemin aktivitesi olarak eklendi.

• Seçilen hasta dozu listelenmemişse (Tablo 3.4'de yoksa), bir sonraki daha yüksek hasta dozu seçildi (örneğin, 15 mCi klinik dozu 16 mCi' ye yuvarlanır).

b. İki ayrı 5 cc' lik şırıngada doz A ve B ölçülüp zaman ve aktivite kaydedildi.

c. "Sıcak" küreleri hazırlarken;

• "Sıcak" küreler tamamen boşaltıldı.

• 1.000 ml'lik torbaya (veya şişeye) A dozu eklenip homojen bir karışım elde edilene kadar karıştırıldı.

• Şırıngada kalan doz A ölçülüp zaman ve aktivite kaydedildi.

• Her bir kaptaki hava miktarı en aza indirilerek “Sıcak” küreler seyreltilmiş solüsyonla dolduruldu.

d. İki ek doldurulabilir 25 mm küre hava ve "soğuk" suyla dolduruldu.

e. Zemin aktivitesini hazırlarken;

• Fantom suyla dolduruldu.

• Radyoaktiviteyi karıştırmaya yardımcı olacak kadar büyük bir hava kabarcığı oluşturmak için zemin suyundan daha sonra eklemek üzere yaklaşık 60 ml çıkarıldı.

• Zemin suyuna B dozu eklenip homojen olacak şekilde karıştırıldı.

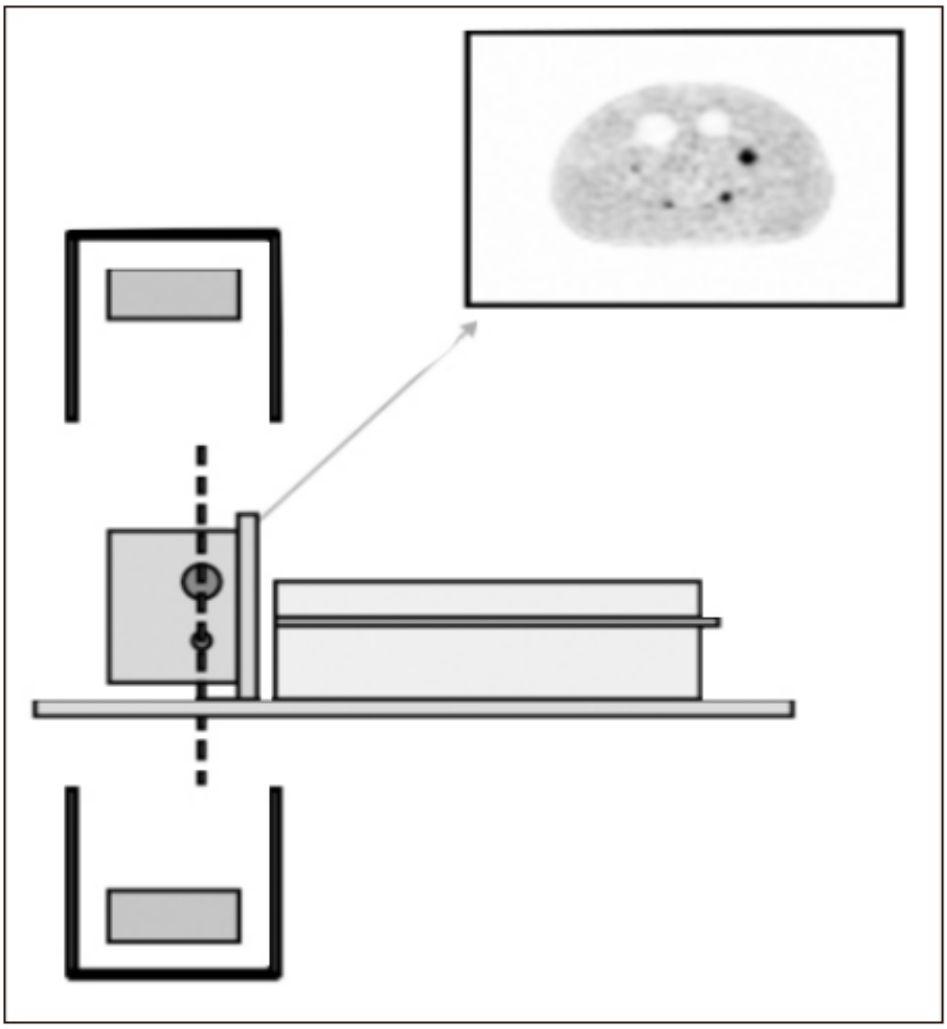
• Şırıngada kalan B dozu ölçüldü (zaman ve aktiviteyi kaydedin).

• Daha önce çıkarılan kalan 60 ml su eklenip fantomda mümkün olduğunca az hava kabarcığı olması sağlanmıştır.

Kaynak hazırlanmasına ait bilgiler Tablo 4.12’de kaydedilmiştir.

2. ACR Fantom Kaynakların Konumlandırılması

a. Fantom, lazerler kullanılarak tarayıcı izomerkezine üç eksende düz ve hizalı olacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.21).



Şekil 3.21: Fantomun konumlandırılması

3.Verilerin Edinilmesi ve Yeniden Oluşturulması

a. Hastanenin tüm vücut klinik tarama protokolü kullanılarak veriler edinildi.

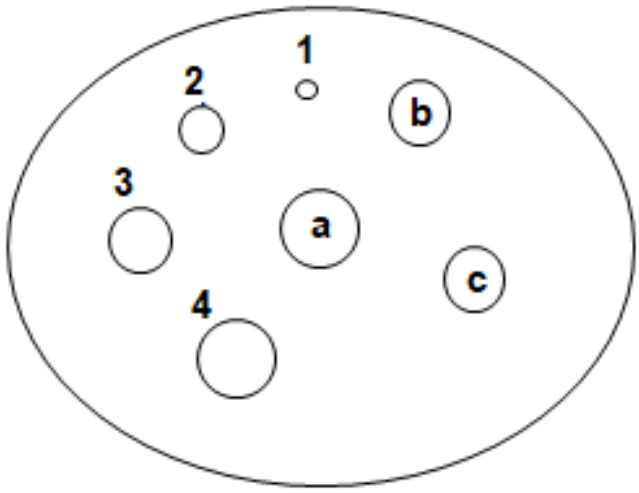
• 70 kg'lık bir hasta ağırlığı ve tabloya göre seçilen hasta dozuna karşılık gelen enjekte edilen bir aktivite girildi.

• Test ve tarama başlangıcı arasındaki süre kaydedilmeli ve başlangıç ve takip testleri için aynı tutulmalıdır. ACR 1 saat önerilir.

b. Tarayıcının standart klinik yeniden yapılandırma parametrelerini kullanarak analiz için 1 cm kalınlığında transaksiyel dilimler yeniden oluşturulmuştur.

d. Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

1.Dört "Sıcak" küreyi en iyi şekilde yakalayan temsili bir görüntü seçildi (Şekil 3.22).



Şekil 3.22: Dört sıcak küreyi en iyi şekilde yakalayan temsili bir görüntü (**1:** 10 mm küre (Hacim: 52.3 cm^3), **2:** 13 mm küre (Hacim: 115.0 cm^3), **3:** 17 mm küre (Hacim: 257.2 cm^3), **4:** 22 mm küre (Hacim: 557.5 cm^3), **a:** Teflon**, b:** 37 mm küre (Hacim: 2652.1 cm^3), **c:** 28 mm küre (Hacim: 1149.4 cm^3)

2. Görüntünün ortasına 6–7 cm çapında bir zemin ROI bölgesi çizildi.

3. 25 mm “Sıcak” kürenin hemen içinde ikinci bir ROI çizilip ardından bu ROI kalan 6 küreye kopyalandı.

4. Kayıt:

a. Zemin, Teflon, hava ve su küreleri için ortalama SUV.

b. Teflon, hava ve su küreleri için minimum SUV.

c. 4 "Sıcak" küre için maksimum SUV.

Veriler Tablo 4.15’e kaydedilmiştir.

5. Dört "Sıcak" küre için aşağıdaki oranlar hesaplanmıştır:

a. “Sıcak” kürenin maksimim SUV değerine karşı SUV’un Zemin Ortalaması

b. “Sıcak” kürenin maksimim SUV değerine karşı 25 mm "Sıcak" kürenin maksimum SUV’u.

Hesaplamalar Tablo 4.16’ya kaydedilmiştir.

e. Kabul Sınırları

Tablo 3.5’deki sınırlar, mevcut en son ACR *Pass/Fail* kriterlerinden (14) uyarlanmıştır ve gelecekteki sürümlerde değişikliğe tabidir.

Tablo 3.5. Görüntü Kontrastı ve Saçılma/Foton Azalımı Düzeltme Değerlendirmesi için Sınırlar

Ölçüm	Kabul Sınırları
Zemin ortalama SUV	0.85-1.15
25mm “Sıcak” Küre SUV	1.8-2.8*
25mm/16mm “Sıcak” Küre maksimum SUV Oranı	>0.7

***Bu raporun hazırlandığı sırada, bu ACR geçti/kaldı limitinin yakında 1.80-2.95 olarak güncelleneceği bilinmektedir.**

3.2.5. PET Görüntü Homojenitesi

a. Amaç

Görüntü homojenite değerlendirmesinin amacı, tek tip bir fantomun dilimleri arasında olduğu kadar bir dilim içindeki aktivite konsantrasyonundaki sapmanın bir ölçüsünü sağlamaktır. Bu test, PET Sayım Hızı Performansı ve Düzeltmelerin Doğruluğu Değerlendirmesi için elde edilen silindirik tek biçimli fantom verileri kullanılarak gerçekleştirilir (malzemeler ve prosedür için bu bölüme bakın). Teste ait veriler Sayım Hızı Performansı ve Düzeltmelerin Doğruluğu Değerlendirmesi ile ortak tablolar (Tablo 4.19 ve Tablo 4.10) kullanılarak işlenecektir.

b. Materyal

- 20 mCi F-18-FDG
- Dairesel Silindirik Fantom:
  20 cm yarıçap, 19 cm uzunluk, 7 litre hacim

c. Veri Analiz

1. Görüntüler standart klinik protokol kullanılarak yeniden oluşturuldu. Bu parametreler takip testlerinde kullanılmak üzere kaydedilmiştir.

2. Daha önce elde edilen veriler, iki aktivite konsantrasyonu seviyesinde değerlendirildi:

a. Tek tip fantomda yaklaşık 0.5 mCi (standart hasta dozuna yakındır).

b. Aktivite konsantrasyonu, pik R_{PNEC}'nin aktivite konsantrasyonunun 1/2 ila 1/3'ü.

Başlangıç testi, her iki aktivite konsantrasyonunda da yapıldı. Takip testi sadece bir aktivite konsantrasyonunda yapılabilir, ancak tüm takip değerlendirmelerinde aynı konsantrasyon tutarlı bir şekilde kullanılmalıdır.

3. Görüntülerde artefakt olup olmadığı görsel olarak incelenmiştir.

4. Elde edilen farklı aktivite konsantrasyonlarının her biri için;

a. Kazanım zamanında fantomdaki aktivite konsantrasyonunu kaydedildi. (Tablo 4.9)

b. 30 mm çapında 5 dairesel ROI çizildi:

• 1 resmin ortasında.

• Fantomun kenarından 10 mm uzaklıkta dört ana konumun (saat 12, 3, 6 ve 9 yönünde) her birinde 1 adet.

c . 5 dairesel ROI'yi tek tip bölgede kalan dilimlere yansıtın (daha gürültülü ilk ve son dilimler hariç).

d. Her dilim (i) ve 5 enine konum (j) için ortalama aktivite konsantrasyonunu ($\overline{ROI_{(i,j)}}$) elde edildi.

e. Tüm dilimler için bir dilim içindeki uniformity'yi (IU_i) ve 5 ROI konumunun her biri için dilimler arasındaki eksenel uniformiteliği ($IU_{aksiyel}$) hesaplanmıştır.

Bir Dilim İçin Homojenite

i = N dilimi içindeki integral tekdüzelik şu şekilde hesaplanmıştır:

$$IU_{I,N} = \frac{\overline{ROI_{(N,max)}} - \overline{ROI_{(N,mın)}}}{\overline{ROI_{(N,max)}} + \overline{ROI_{(N,mın)}}} \qquad (3.26)$$

$ROI_{(N,max)}$ ve $ROI_{(N,min)}$ sırasıyla N diliminde ölçülen 5 $\overline{ROI_{(N,J)}}$ değerlerinin maksimum ve minimumlarıdır.

Dilimler Arası Eksenel Homojenite (IUAXIAL)

Tek bir enine konum için integral eksenel tekdüzelik, aşağıdakiler kullanılarak hesaplanmıştır:

$$IU_{AXIAL,M} = \frac{\overline{ROI_{(max,M)}} - \overline{ROI_{(mın,M)}}}{\overline{ROI_{(max,M)}} + \overline{ROI_{(mın,M)}}} \qquad (3.27)$$

$\overline{ROI_{(max,M)}}$ ve $\overline{ROI_{(mın,M)}}$ sırasıyla M enine konumunda tüm dilimlerde ölçülen $\overline{ROI_{(ı,M)}}$ değerlerinin maksimum ve minimumlarıdır.

d. Kabul Sınırları

Tablo 3.6. PET Görüntü Homojenitesi Ölçümleri Kabul Sınırları

Ölçüm	Maksimum Mutlak Değer
Bir Dilim İçin Homojenite	5%
Dilimler Arası Eksenel Homojenite	5%

4. BULGULAR

4.1. NEMA TESTLERİ

4.1.1. Uzaysal Ayırma Gücü

Uzaysal ayırma gücü birbirine yakın eş değer aktiviteye sahip iki radyoaktivitenin sintigrafik görüntüde ayırt edilebilmesi anlamına gelir. Bütün sistemlerde uzaysal ayırma gücü, transvers kesitte radyal ve tanjansiyel olmak üzere iki yöne ek aksiyel uzay ayırma gücü de ölçülür.

a. Ölçüm Sonuçları

Tablo 4.1. PET NEMA Uzaysal Ayırma Gücü FWHM ve FWTM Sonuçları

Ayırma Gücü	FWHM	FWTM
1 cm yarıçapında		
Transaksiyel	4.81	8.12
Aksiyel	5.02	9.17
10 cm yarıçapında		
Transaksiyel Radyal	5.54	9.86
Transaksiyel Tangential	4.96	8.98
Aksiyel	5.12	9.23

b. Değerlendirme

Sistem spesifikasyonları (üst sınır değerleri) aşağıdaki tablodaki gibidir. Buna göre ölçülen ayırma gücü değerleri sınır değerleri içerisindedir.

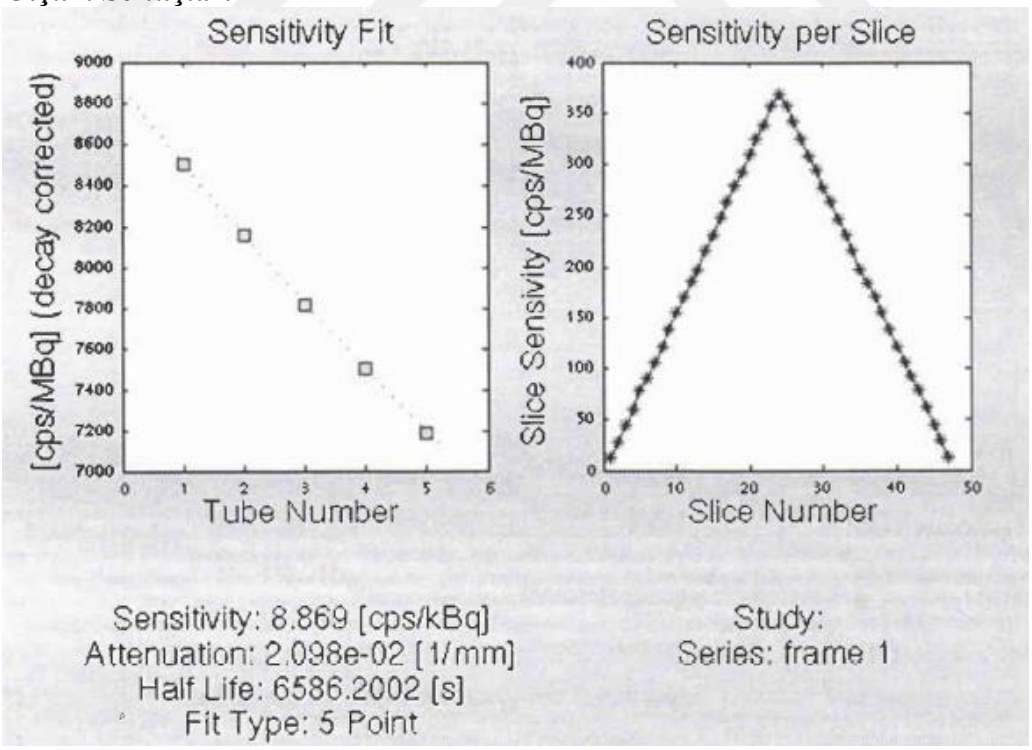
Tablo 4.2. PET NEMA Ayırma Gücü Tarama Tipine Göre FWHM Değerleri

Tarama Tipi	FWHM (mm)
Transverse @ 1 cm	5.4
Transverse @ 10 cm	6.1
Aksiyel @ 1 cm	6.2
Aksiyel @ 10 cm	6.9

4.1.2. *Sensitivite* (Hassasiyet)

Sensitivite testinin amacı, tarayıcı sistemin pozitronları tespit edebilme yeteneğini ve hassasiyetini ölçmektir. Ölçümler, iç içe geçirilebilen 5 adet alüminyum tüpten oluşan NEMA hassasiyet fantomları kullanılarak gerçekleştirildi.

a. Ölçüm Sonuçları



Grafik 4.1. Tüp Numarası/Fit edilmiş (sol) *Sensitivite* ve Dilim Numarası/Dilim başına *Sensitivite* (sağ) sonuçları

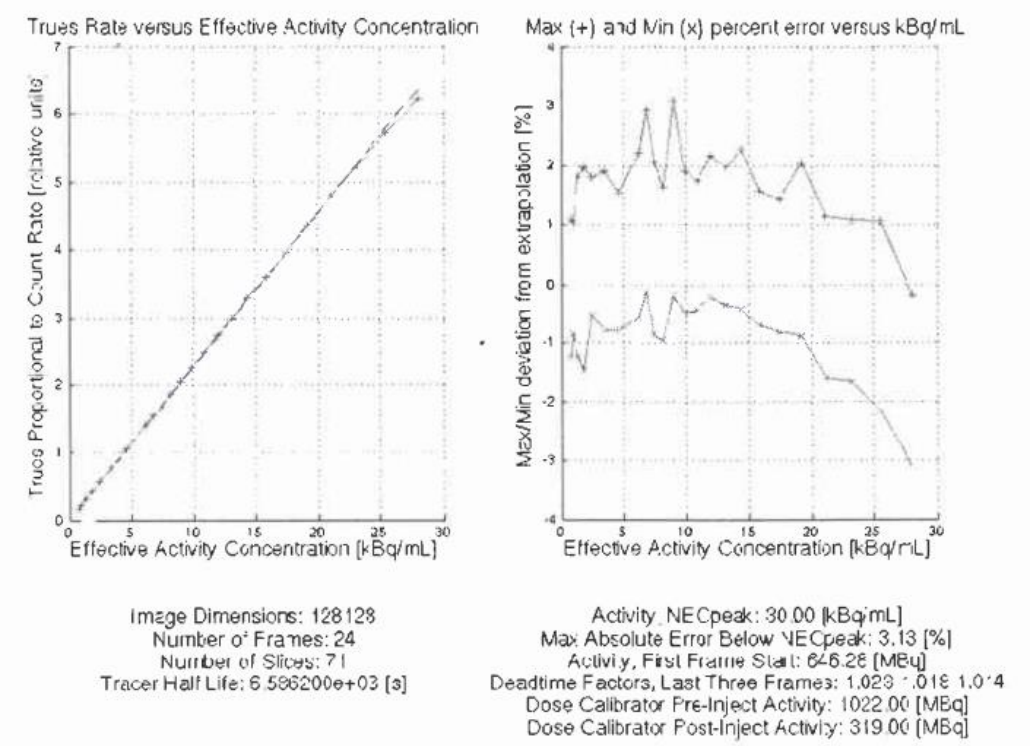
b. Değerlendirme

Sistem spesifikasyonu (alt limit) 6.75 cps/75 kBq olarak verilmektedir. Ölçülen hassasiyet 8.87 cps/kBq sınır değerden daha iyidir.

4.1.3. Sayım Kayıpları ve Random Düzeltmelerin Doğruluğu

Bu test kaynak aktivitesinin yüksek düzeylerinde, sistem ölü zamanı ve random olaylara bağlı olarak oluşan kayıp sayımların bulunması, görüntülerdeki ölü zaman ve random olay kayıpları için yapılan düzeltmelerin doğruluğunu ölçmek amacıyla yapılır. Aktivite hazırlama, konumlandırma ve test aşamalarında "Saçılma Fraksiyonu, Sayım Kayıpları ve Rastgele Olay" ölçümlerinin yöntemleri izlendi.

a. Ölçüm Sonuçları



Grafik 4.2. Doğru sayımların efektif aktivite konsantrasyonuna oranı (sol), aktivite konsantrasyonuna maksimum ve minimum hata yüzdeleri (sağ)

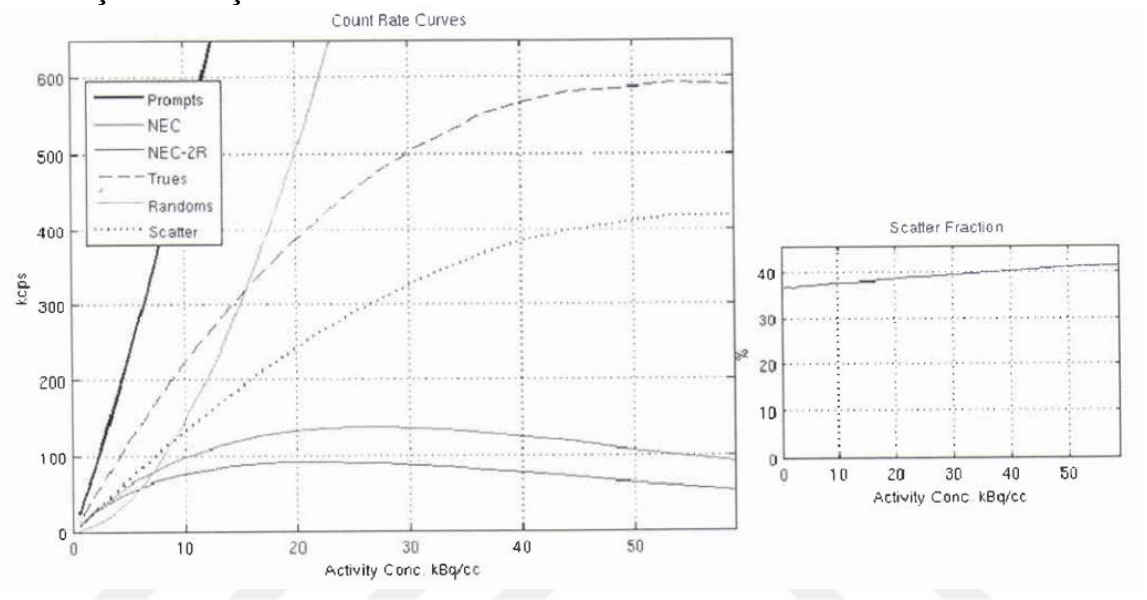
b. Değerlendirme

Sistem spesifikasyonu (üst limit) %5.5 olarak verilmektedir. Ölçülen hata miktarı %3.13 sınır değerden daha iyidir.

4.1.4. Saçılma Fraksiyonu, Kayıp Sayımlar ve Rastgele Olay Ölçümleri

Kayıp sayımları ve rastgele olay ölçümleri PET cihazının yüksek radyoaktif kaynakları ölçebilme kapasitesini ifade eder. NEMA PET saçılma fantomu ile yapılan kayıp sayımları ve rastgele olay ölçümleri testi, PET cihazının yüksek radyoaktif kaynakları ölçebilme kapasitesini ifade eder.

a. Ölçüm Sonuçları



Grafik 4.3. Aktivite Konsantrasyonu-Sayım Oranı (büyük grafik) ve Aktivite konsantrasyonu Saçılma Fraksiyonu (küçük grafik) eğrileri

Pik NECR değeri 27.6 kBq/cc konsantrasyonda 137.2 kcps olarak elde edilmiştir. Pik NECR değerinde saçılma fraksiyonu %39.16'dır.

b. Değerlendirme

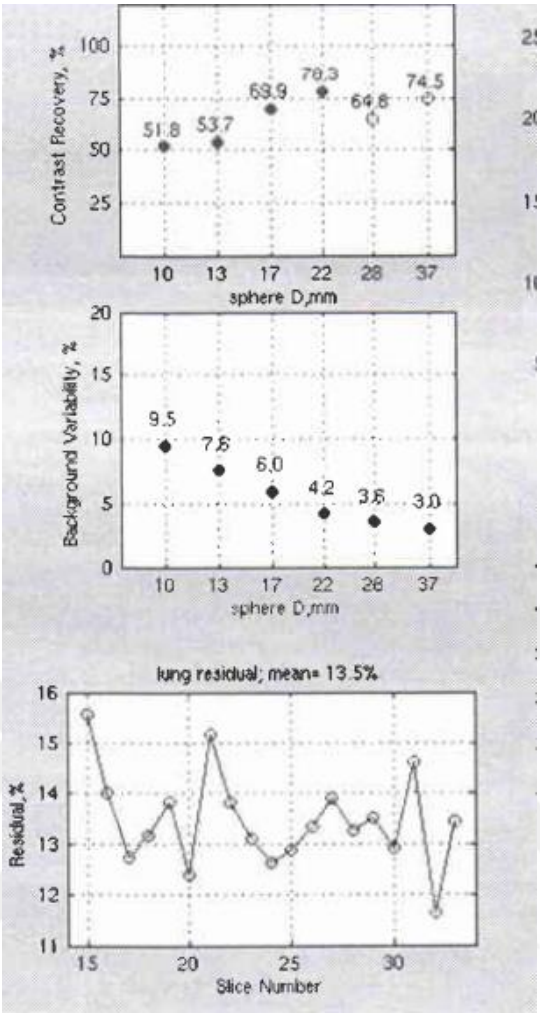
Pik NECR değeri için sınır değer (alt limit) 115 kcps olarak verilmektedir. Elde edilen değer sınır değerden daha iyidir. Saçılma fraksiyonu için ise sınır değer (üst limit) %41 olarak verilmiştir. Elde edilen değerin referans değerden daha iyi olduğu tespit edildi.

4.1.5. Görüntü kalitesi ve Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi Doğruluğu

a. Ölçüm Sonuçları

Tablo 4.3. Kürelerin (10 mm, 13 mm, 17 mm, 22 mm, 28 mm ve 37 mm çaplarında) kontrast ve zemin yüzdeleri.

		Kontrast %	**Zemin %**
Küre Çapları	10	51.8	9.5
	13	53.7	7.6
	17	69.9	6.0
	22	78.3	4.2
	28	64.8	3.6
	37	74.5	3.0
Akciğer kalıntısı		13.5	



Grafik 4.4. (Yukarıdan aşağıya sırasıyla) Kürelerin; kontrast düzelme yüzdeleri, zemin değişkenlik yüzdeleri ve Dilim numaralarına oranla rezidüyal yüzdeler

b. Değerlendirme

10, 13, 17, 22 mm çaplı sıcak küreler için firma spesifikasyonu kontrast değerleri sırasıyla %20, %30, %40 ve %50'dir. Ölçüm sonuçları bu değerlerden daha yüksek (iyi)'dir. Soğuk küreler için sınır değer %60 iken daha iyi sonuçlar elde edilmiştir. Küçükten büyüğe tüm küreler için zemin değişkenliği sınır değerleri sırasıyla %12, %10, %9, %7, %6 ve %5 olarak verilmektedir. Elde edilen bulguların bu değerlerden iyi olduğu belirlendi. Akciğer dokusu rezidü aktivitesi için sınır değer %20 olarak verilmektedir. Elde edilen ortalama değer %13.5 bu değerden daha iyidir.

4.2. AAPM

4.2.1. Uzaysal Ayırma Gücü

Aksiyel yönde aksiyel FOV'un merkezine ve aksiyel FOV merkezinden aksiyel FOV genişliğinin dörtte bir uzaklıktaki iki noktaya; transvers yönde kaynak 1 cm'de, 10 cm'de ve 20 cm'de konumlandırılarak yapılan Uzaysal Ayırma Gücü testinde amaç birbirine yakın eş değer aktiviteye sahip iki radyoaktivitenin sintigrafik görüntüde ayırt edilebilmesidir.

a. Ölçüm Sonuçları

Tablo 4.4. AAPM Uzaysal Ayırma Gücü FWHM ve FWTM Sonuçları

Ayırma Gücü	FWHM	FWTM
1 cm yarıçapında (mm)		
Transaksiyel	6.67	7.97
Aksiyel	5.14	9.48
10 cm yarıçapında (mm)		
Transaksiyel Radyal	5.12	8.98
Transaksiyel Tanjantiyal	4.96	9.02
Aksiyel	5.28	9.06

b. Değerlendirme

Sistem spesifikasyonları (üst sınır değerleri) aşağıdaki tablodaki gibidir. Buna göre ölçülen ayırma gücü değerleri sınır değerleri içerisindedir.

Tablo 4.5. Ayırma gücü tarama tipine göre *FWHM* değerleri

Tarama Tipi	FWHM (mm)
Transverse @ 1 cm	5.4
Transverse @ 10 cm	6.1

Tablo 4.5. (devamı)

Aksiyel @ 1 cm	6.2
Aksiyel @ 10 cm	6.9

4.2.2. *Sensitivite* (Hassasiyet)

NEMA hassasiyet fantomunun en küçük çaplı (3.9 mm iç yarıçap; 6.4 mm dış yarıçap) borusu ile yaptığımız AAPM Sensitivite testinde 3 ayrı tarama yapıldı. Bunlar merkezde (izomerkez), x- ekseni yönünde merkezden 10 cm, y- ekseni yönünde merkezden 10 cm uzakta tarandı. Her bir izomerkez ve 10 cm sapmalardaki taramalar için tablolar doldurulup hesaplamalar yapılmıştır. Testin tamamlanma süresi yaklaşık 1 saattir.

4.2.2.1. İzocenter Taramaları

Tablo 4.6. Merkezdeki (izomerkez) tarama değerleri (Tarama a.1, Tarama a.2 ve Tarama a.3)

Tarama a.1

Adımlar	Sembol/Hesaplama	Tanım	Değer	Birimler
Aktivite Hesaplama	t_i	Başlangıç zamanı	11:48:06	H
	A_i	Başlangıç aktivitesi	5550	kBq
	t_r	Boşaltılmış enjektör zamanı	11:49:00	h
	A_r	Kalan aktivite (zemin)	37	kBq
	$A_{T,i}$	t_i'deki aktivite miktarı	5550	kBq
Görüntü Analiz	t_a	Çekim başlangıç zamanı	11:49:39	
	t_s	Tarama süresi	60	S
	C_P	Toplam anlık sayımlar	1657379	cts

Tablo 4.6, Tarama a.1 (devamı)

	C_R	Random sayımlar (yoksa =0)	0	cts
	$C_T = C_P - C_R$	Toplam sayımlar	1657379	cts
	$R_T = C_T/t_s$	Toplam sayım oranı	27623	cps
***Sensitivite* Hesaplama**	$A_{T,a}$	t_a'da fantomdaki aktivite	5513	kBq
	$S = R_T/A_{T,a}$	Sensitivite	5.01	cps/kBq

Tarama a.2

Adımlar	**Sembol/Hesaplama**	**Tanım**	**Değer**	**Birimler**
Aktivite Hesaplama	t_i	Başlangıç zamanı	11:48:06	
	A_i	Başlangıç aktivitesi	5550	kBq
	t_r	Boşaltılmış enjektör zamanı	11:49:00	
	A_r	Kalan aktivite	37	kBq
	$A_{T,i}$	t_i'deki aktivite miktarı	5550	kBq
Görüntü Analiz	t_a	Çekim başlangıç zamanı	11:50:58	
	t_s	Tarama süresi	60	S
	C_P	Toplam anlık sayımlar	1647230	Cts
	C_R	Random sayımlar (yoksa =0)	0	Cts
	$C_T = C_P - C_R$	Toplam sayımlar	1647230	Cts

Tablo 4.6, Tarama a.2 (devamı)

	$R_T = C_T/t_s$	Toplam sayım oranı	27453	Cps
Sensitivite **Hesaplama**	$A_{T,a}$	t_a'da fantomdaki aktivite	5512	kBq
	$S = R_T/A_{T,a}$	Sensitivite	4.98	cps/kBq

Tarama a.3

Adımlar	**Sembol/Hesaplama**	**Tanım**	**Değer**	**Birimler**
Aktivite Hesaplama	t_i	Başlangıç zamanı	11:48:06	
	A_i	Başlangıç aktivitesi	5550	kBq
	t_r	Boşaltılmış enjektör zamanı	11:49:00	
	A_r	Kalan aktivite	37	kBq
	$A_{T,i}$	t_i'deki aktivite miktarı	5550	kBq
Görüntü Analiz	t_a	Çekim başlangıç zamanı	11:52:19	
	t_s	Tarama süresi	60	S
	C_P	Toplam anlık sayımlar	1551025	Cts
	C_R	Random sayımlar (yoksa =0)	0	Cts
	$C_T = C_P - C_R$	Toplam sayımlar	1551025	Cts
	$R_T = C_T/t_s$	Toplam sayım oranı	25850	Cps
Sensitivite Hesaplama	$A_{T,a}$	t_a'da fantomdaki aktivite	5511	kBq
	$S = R_T/A_{T,a}$	Sensitivite	4.69	cps/kBq

4.2.2.2. Merkezden 10 cm Kaydırılmış (ofset) Taramalar

Tablo 4.7. Merkezden 10 cm kaydırılmış (ofset) tarama değerleri (Tarama b.1, Tarama b.2 ve Tarama b.3)

Tarama b.1

Adımlar	Sembol/Hesaplama	Tanım	Değer	Birimler
Aktivite Hesaplama	t_i	Başlangıç zamanı	11:48:06	
	A_i	Başlangıç aktivitesi	5550	kBq
	t_r	Boşaltılmış enjektör zamanı	11:49:00	
	A_r	Kalan aktivite	37	kBq
	$A_{T,i}$	t_i'deki aktivite miktarı	5550	kBq
Görüntü Analiz	t_a	Çekim başlangıç zamanı	12:03:16	
	t_s	Tarama süresi	60	S
	C_P	Toplam anlık sayımlar	1495070	Cts
	C_R	Random sayımlar (yoksa =0)	0	Cts
	$C_T = C_P - C_R$	Toplam sayımlar	1495070	Cts
	$R_T = C_T/t_s$	Toplam sayım oranı	24917	Cps
Sensitivite Hesaplama	$A_{T,a}$	t_a'da fantomdaki aktivite	5509	kBq
	$S = R_T/A_{T,a}$	Sensitivite	4.52	cps/kBq

Tarama b.2

Adımlar	Sembol/Hesaplama	Tanım	Değer	Birimler
Aktivite Hesaplama	t_i	Başlangıç zamanı	11:48:06	
	A_i	Başlangıç aktivitesi	5550	kBq
	t_r	Boşaltılmış enjektör zamanı	11:49:00	
	A_r	Kalan aktivite	37	kBq
	$A_{T,i}$	t_i'deki aktivite miktarı	5550	kBq
Görüntü Analiz	t_a	Çekim başlangıç zamanı	12:04:35	
	t_s	Tarama süresi	60	S
	C_P	Toplam anlık sayımlar	1470509	Cts
	C_R	Random sayımlar (yoksa =0)	0	Cts
	$C_T = C_P - C_R$	Toplam sayımlar	1470509	Cts
	$R_T = C_T/t_s$	Toplam sayım oranı	24508	Cps
Sensitivite Hesaplama	$A_{T,a}$	t_a'da fantomdaki aktivite	5508	kBq
	$S = R_T/A_{T,a}$	Sensitivite	4.45	cps/kBq

Tarama b.3

Adımlar	Sembol/Hesaplama	Tanım	Değer	Birimler
Aktivite Hesaplama	t_i	Başlangıç zamanı	11:48:06	
	A_i	Başlangıç aktivitesi	5550	kBq

Tablo 4.6, Tarama b.3 (devamı)

	t_r	Boşaltılmış enjektör zamanı	11:49:00	
	A_r	Kalan aktivite	37	kBq
	$A_{T,i}$	t_i'deki aktivite miktarı	5550	kBq
Görüntü Analiz	t_a	Çekim başlangıç zamanı	12:06:08	
	t_s	Tarama süresi	60	S
	C_P	Toplam anlık sayımlar	1441445	Cts
	C_R	Random sayımlar (yoksa =0)	0	Cts
	$C_T = C_P - C_R$	Toplam sayımlar	1441445	Cts
	$R_T = C_T/t_s$	Toplam sayım oranı	24024	Cps
Sensitivite Hesaplama	$A_{T,a}$	t_a'da fantomdaki aktivite	5506	kBq
	$S = R_T/A_{T,a}$	Sensitivite	4.36	cps/kBq

a. Değerlendirme

Tablo 4.8. PET hassasiyet değerlendirmesi sonuçlarının karşılaştırmaları

	Sensitivite (cps/kBq)				**Karşılaştırma**	
Kaynak Pozisyonu	Tarama 1	Tarama 2	Tarama 3	Ortalama	Temel	Yüzde Farkı
İzomerkez	5.01	4.98	4.69	4.89	2.0-12.0	
10 cm Ofset	4.52	4.45	4.36	4.44	2.0-12.0	

4.2.3. Sayım Hızı Performansı ve Düzeltmelerin Doğruluğu

Sayım hızı ve saçılma fraksiyonu performans ölçümü, PET tarayıcının FOV' unda bulunan değişen miktarlarda radyoaktivite altında sistemin sayım kayıplarını değerlendirmek için kullanılır. Bu test, 20 mCi F-18-FDG ve dairesel silindirik fantom ile yapıldı. 7000 ml hacimli fantomun içerisinden bir miktar su çıkartılıp fantoma aktivite eklendi ve homojen bir karışım oluncaya kadar karıştırıldı. Öncesinde çıkartılan yaklaşık 60 ml su fantoma daha sonra hiç boşluk kalmayana kadar doldurulur. 12 saatlik temel ölçümler ve 1.5 saatlik takip ölçümleri sonucunda deney tamamlanıp veriler elde edilmiştir. Bu testin dataları kullanılarak 4.2.5 Görüntü Homojenitesi deneyi de tamamlanmıştır.

NEMA' ya uygun olarak kullanılan fantomlarla birlikte sinogramları analiz etmek için aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak gerçek, saçılım, random ve gürültü eşdeğeri sayım oranları hesaplandı. Düzeltmelerin doğruluğu testinde düşük aktivite konsantrasyonlarına sahip yeniden oluşturulmuş görüntülerdeki gerçek sayımlardaki hata (yüzde sapma olarak ifade edilir) ölçüldü. Üreticinin önerdiği şekilde kullanılması gereken *Software* bilgileri tablolarda *"Software Data"* olarak yer almaktadır.

Tablo 4.9. Sayım hızı performansı ve düzeltmelerin doğruluğu başlangıç, enjektörde kalan aktivite ve fantom ölçümü değerleri

Adım	Tanım	Değer	Birimler
Başlangıç Ölçümleri	Zaman (t_i)	14:49	
	Aktivite	1091500	kBq
Enjektörde Kalan Aktivite Ölçümleri	Zaman	14:52	
	Aktivite	25900	kBq
	t_i'ye göre düzeltilmiş aktivite bozunumu	1065600	kBq
Fantom	t_i'de uygulanan toplam aktivite	1091500	kBq
	Toplam hacim	7000	Ml
	t_i'de aktivite konsantrasyonu	156	kBq/ml

Tablo 4.10. Sayım hızı performansı ve düzeltmelerin doğruluğu testi ölçüm ve hesaplamaları

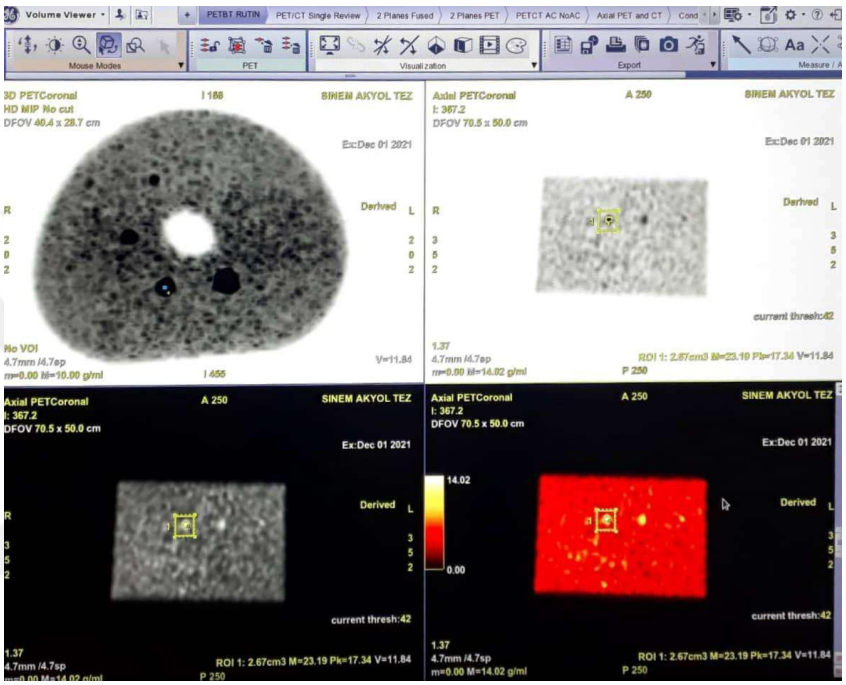
Adım	Tanım	Değer	Birimler
Ölçümler	Çekim süresi (t_s)	(Temel ölçümler için) 12 saat ya da (takip ölçümleri için) 1.5 saat	H
	Total anlık sayımlar (C_P)	Software Data	Cts
	Total gecikme sayımları (C_D)	Software Data	Cts
	Random sayım düzeltme yöntemi (k)	1	
Hesaplamalar	Aktivite Konsantrasyonu (tarama süresinde)	155.9	kBq/cc
	Anlık sayım oranı (R_P)	Software Data	Kcps
	Gecikme sayım oranı (R_D)	Software Data	Kcps
	R_{PNEC} (Denklem 3.25)	30.9	kBq/cc

Tablo 4.11. Sayım hızı performansı ve düzeltmelerin doğruluğu takip ölçümleri ve temel ölçümler karşılaştırması

Veri Noktası	Takip Ölçümleri		Temel Ölçümlerle Karşılaştırma
	Aktivite Konstantrasyonu (kBq/cc)	R_{PNEC} (kBq/cc)	Temel R_{PNEC}(kcps) (gerekli durumda enterpolasyon yapılır)
1	155.9	Software Data	30.9
2	207.8	Software Data	Software Data
3	274.6	Software Data	Software Data

4.2.4. PET Görüntü Kontrastı ve Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi

PET ACR fantomun sıcak, soğuk küreleri, hava, teflon ve zemin aktiviteleri dikkate alınarak yapılan bu testte hasta dozu test yapılacak tesisin (hastane) doz tablosuna (Tablo 3.8) göre alınan aktivite miktarı ile belirlenir. PET ACR fantom kullanılarak yaptığımız Görüntü Kontrastı ve Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi testinde fantom (zemin/lezyon) oranı NEMA'dan farklı olarak 1/8 değil 1/4 olarak ele alınmıştır.



Şekil 4.1: PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi

Tablo 4.12. PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi doz bilgileri

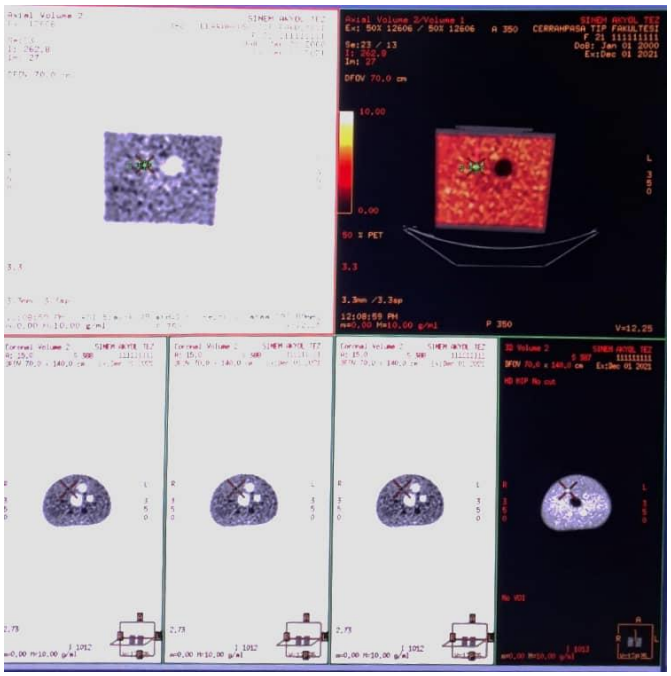
Adım	Tanım		Değer	Birimler
Dozlar	Hasta Dozu		10	mCi
(Tablo 3.4)	Doz A ("Sıcak" Küre için)		0.35	mCi
	Doz B ("Soğuk" Küre için)		0.83	mCi
"Sıcak" Küreler	Başlangıç Ölçümleri	Zaman (t_A)	10:50	
(Doz A)		Aktivite	405	µCi

Tablo 4.12. (devamı)

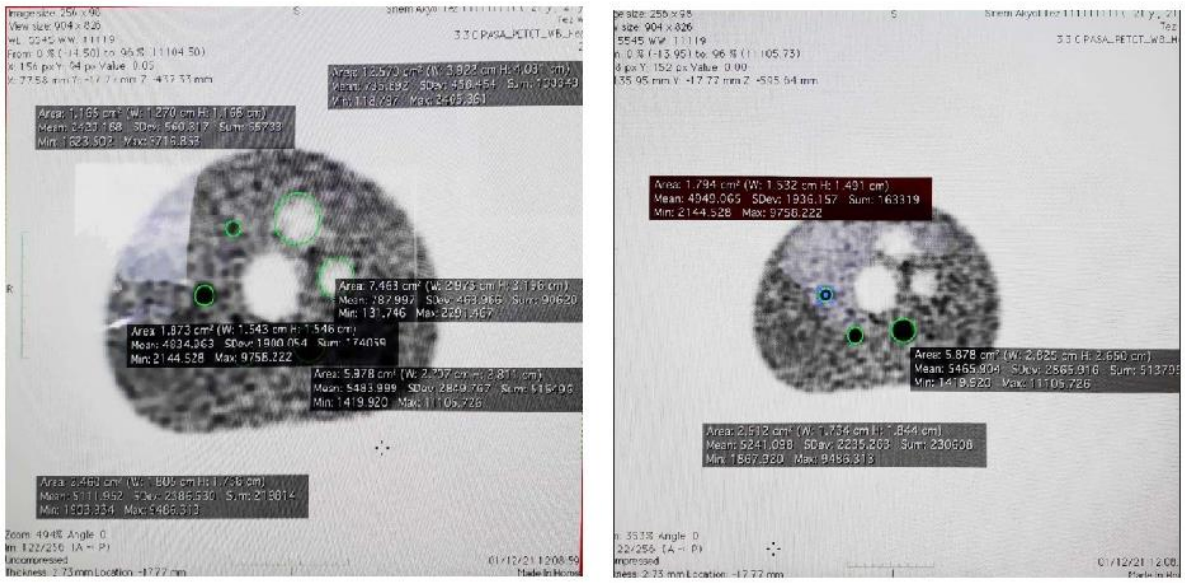
	Boşaltılmış Enjektör Sayımları	Zaman	10:55	
		Aktivite	14	µCi
		t_A'ya bozunan aktivite yarılanma düzeltmesi	391	µCi
	Kap (ya da şişe)	t_A'da uygulanan toplam aktivite	1.305	mCi
		Toplam hacim	1000	Ml
		t_A'daki aktivite konsantrasyonu	0.001305	mCi/ml
Background (Doz B)	Başlangıç Ölçümleri	Zaman (t_B)	10:38	
		Aktivite	899	µCi
	Kayıp (Artık) Ölçümleri	Zaman	10:40	
		Aktivite	31	µCi
		t_B'ye aktivite yarılanma düzeltmesi	868	mCi
	Background Fantom Bölgesi	t_B'de uygulanan toplam aktivite	2.04	mCi
		Toplam hacim	10	ml
		t_B'deki aktivite konsantrasyonu	0.2	mCi/ml
		t_A'daki aktivite konsantrasyonu	0.001	mCi/ml
"sıcak" kürenin t_A'daki zemin aktivite konsantrasyonuna oranı (hedef oran = 2.35)				

Tablo 4.13. PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi kürelerin *ROI* sayımları, hacim, zemin sayımları, kontrast değerleri

Küreler	ROI Sayımları	Hacim (cm^3)	Zemin Sayımları			Zemin Sayımları (Ortalama)	Kontrast (ROI_{Lezyon}/ROI_{Zemin})
22 mm	513795	5.9	232153	245866	221366	233128.3	4.71
17 mm	240380	2.5	101976	93174	87253	94134.3	2.2
13 mm	163319	1.8	68592	63216	58576	63461.3	1.4
10 mm	74623	1	60079	44010	39084	47724.3	0.7
Air	132664	12.5	391505	427137	413512	410718	-
"Cold" Water	95854	7.4	232551	214982	219338	222290.3	-
Teflon	211912	25.7	701538	720769	774599	732302	-



Şekil 4.2: PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi görüntüleri



Şekil 4.3: PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi veri analizi görüntüleri

Tablo 4.14. AAPM PET Görüntü kontrastı ve saçılma/foton azalımı düzeltmesi testi kürelerin kontrast ve yüzde kontrast değerleri

Fantom	Kontrast (C=Sinyal/Zemin)	% Kontrast
10 mm	0.7	70
13 mm	1.4	77
17 mm	2.2	73
22 mm	4.71	79

Tablo 4.15. AAPM Atenüasyon ve Saçılma Düzeltmesi Doğruluğu Testi Kürelerin VOI ve SUV (maksimum, minimum ve ortalama) değerleri

Küreler	VOI (İlgili Alanın Hacmi) (cm^3)	SUV (maks)	SUV (min)	SUV (ort)
22 mm	5.34	27.91	11.73	17.53

Tablo 4.15.(devamı)

17 mm	2.67	23.19	9.77	14.34
13 mm	1.57	22.36	9.39	12.47
10 mm	1.41	15.26	6.41	8.18
Air	17.74	3.01	0.26	1.07
"Cold" Water	4.40	2.22	0.96	0.30
Teflon	68.52	4.42	0.01	0.38
Background	32.62	2.52	1.6	2.06

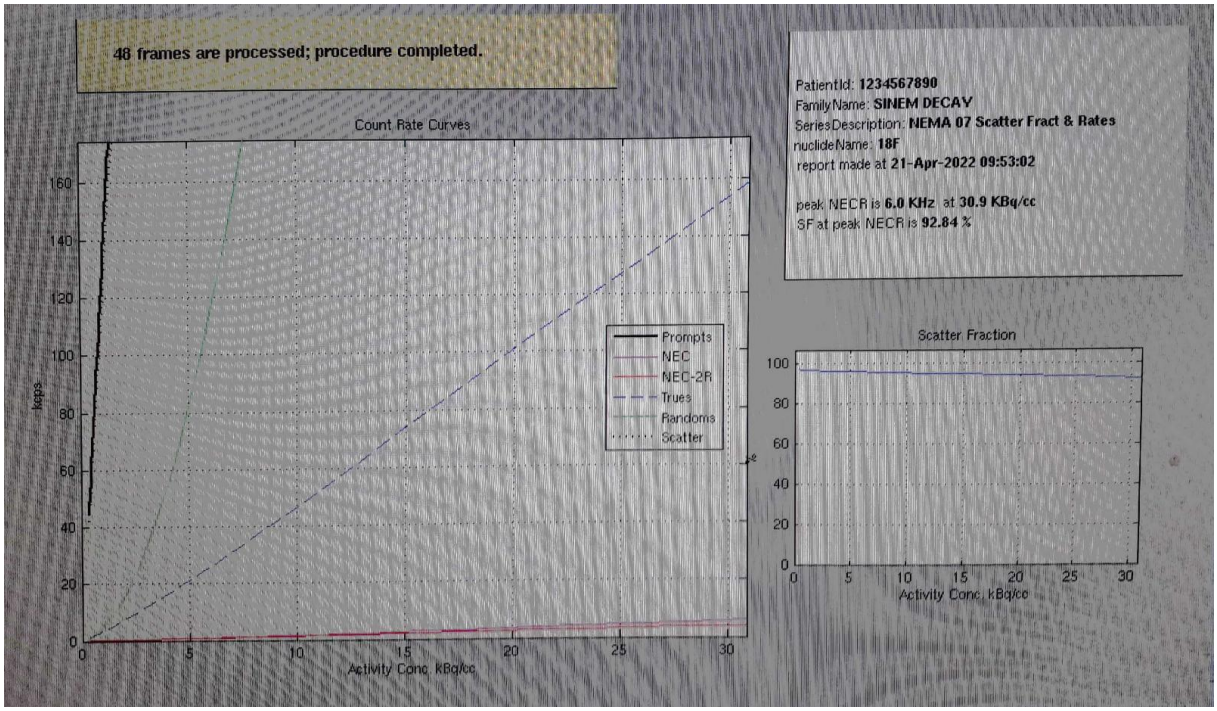
Tablo 4.16. AAPM Atenüasyon ve Saçılma Düzeltmesi Doğruluğu Testi Kürelerin; SUV (maksimum, minimum ve ortalama), Zemin Ortalama SUV'a Oranı, 22mm Sıcak kürenin maksimum SUV değerlerine oranı

	Zemin	**Teflon**	**Hava**	**"Soğuk" Su**
Ortalama SUV	2.06	0.38	1.07	0.30
Minimum SUV	1.6	0.01	0.26	0.96
	22 mm "Sıcak"	**17 mm "Sıcak"**	**13 mm "Sıcak"**	**10 mm "Sıcak"**
Maksimum SUV	27.91	23.19	22.36	15.26
Zemin Ortalama SUV'a Oranı	13.5	61.02	20.89	50.8
22mm Sıcak kürenin maksimum SUV'una oranı	1	0.83	0.80	0.54

4.2.5. Görüntü Homojenitesi

Görüntü homojenite değerlendirmesinin amacı bir dilim içindeki aktivite konsantrasyonundaki sapmanın bir ölçüsünü sağlamaktır. Bu test, PET Sayım Hızı Performansı

ve Düzeltmelerin Doğruluğu Değerlendirmesi için elde edilen silindirik tek biçimli fantom verileri kullanılarak gerçekleştirildi ve sonuç grafiği aşağıdaki şekilde elde edildi. Grafiğe göre Pik NECR değeri 30.9 kBq/cc konsantrasyonda 6.0 KHz hesaplanmıştır. Görüntü homojenitesinin saçılma fraksiyonu ise %92.84'tür.



Grafik 4.5. AAPM Görüntü Homojenitesi Aktivite Konsantrasyonu Sayım Oranı grafiği (büyük grafik, solda) ve Aktivite Konsantrasyonu Saçılım Fraksiyonu grafiği (küçük grafik, sağda)

4.2.6. NEMA ve AAPM Deneysel Ölçüm Karşılaştırmaları

NEMA ve AAPM kalite güvence ve rutin kalite kontrol testlerinde yaptığımız sonuçlar aşağıda karşılaştırmalı şekilde (tablo) verilmiştir. Uzaysal Ayırma Gücü, Sensitivite, Saçılma Fraksiyonu-Kayıp Sayımlar ve Rastgele Olay Ölçümleri, Atenüasyon ve Saçılma Düzeltmesi Doğruluğu, Görüntü Homojenitesi testlerinden elde edilen sonuçlar karşılaştırmalı olarak bu tabloda verilmiştir. Saçılma Fraksiyonu, Kayıp Sayımlar ve Rastgele Olay Ölçümleri testinde yapılan ölçüm sonuçları Görüntü Homojenite değerlendirilmesinde de kullanılmıştır. Uzaysal ayırma gücü testinde NEMA sonuçları FWHM değerleri transvers(1 cm ve 10 cm lateralde) ve aksiyel (1 cm ve 10 cm) konumlarında sırasıyla 5.4; 6.1; 6.2; 6.9 olarak hesaplanmıştır. AAPM raporunun önerdiği testlere göre test sonuçları 5.1; 6.8, 5.8; 6.8 değerleri vermiştir. Sensitivite testlerinde NEMA prosedürleri 8.87 cps/kBq olarak hesaplanmıştır. Bu da NEMA kabul

sınırlarında belirtilen Hassasiyet ≥ 6.67 cps/kBq limitine uymaktadır. AAPM raporuna göre yapılan Sensitivite testinde hassasiyet sonuçları İzocenter (ort): 4.89 kBq/cps, 10 cm lateral (ort) : 4.44 kBq/cps cps/kBq olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4.17. NEMA ve AAPM Deneysel Ölçüm Değerleri Karşılaştırmaları

	NEMA		**AAPM**	
Test Adı	**Süre**	**Sonuçlar**	**Süre**	**Sonuçlar**
Uzaysal Ayırma Gücü (FWHM)	1.5 saat	1 cm'de mm (max. değer): Radyal: 5.34 (6.41) Tanjantiyal: 4.81 (5.4) Aksiyel: 5.02 (6.2) 10 cm'd mm (max. değer): Radyal: 5.54 (6.1) Tanjantiyal: 4.96 (5.68) Aksiyel: 5.12 (6.9)	1.5 saat	1 cm'de mm (±5 baseline): Radyal: 4.92 (4.71) Tanjantiyal: 5.67 (5.42) Aksiyel: 5.14 (4.96) 10 cm'de mm (±5 baseline): Radyal: 5.12 (5.30) Tanjantiyal: 4.96 (5.13) Aksiyel: 5.28 (5.10)
Sensitivite **(Hassasiyet)**	60 Dakika	8.87 cps/kBq	10 dakika	İzocenter (ort) : 4.89 cps/kBq, 10 cm lateral (ort) : 4.44 cps/kBq
Saçılma Fraksiyonu, Kayıp Sayımlar ve Rastgele Olay Ölçümleri	17 saat	NECR: 27.6 kBq/cc Saçılım Kesri: %39.16	12 saat	RPNEC: 30.9 kBq/cc Saçılım Kesri: %92.8

Tablo 4.17. (devamı)

Görüntü Kontrast, Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi Doğruluğu	1.5 saat	10, 13,17, 22 mm çaplı fantomlar için; %51.8; %53.7; %69.9; %78.3	1.5 saat	10, 13,17, 22 mm çaplı fantomlar için; %70; %77; %73; %79
Görüntü Homojenitesi	30 dakika	- Pik NECR değeri 27.6 kBq/cc konsantrasyonda 137.2 kcps - Saçılma fraksiyonu %39.16'dır.	30 dk	-Pik NECR değeri 30.9 kBq/cc konsantrasyonda 6.0 KHz - Saçılma fraksiyonu %92.84'tür.

5. TARTIŞMA

Uzaysal Ayırma Gücü testi ile FWHM ve FWTM seviyelerinde yeniden yapılandırılmış nokta dağılım fonksiyonunun şekli radyal, teğetsel ve eksenel olarak 3 ortogonal yönde karakterize edilir. Sistemin uzaysal ayırma gücü, görüntünün yeniden yapılandırıldıktan sonra iki nokta arasındaki ayırt edilebilirliğini temsil eder ve bu görüntülenebilen lezyonların boyutlarını belirlemede önemli bir faktördür.

Margaret E. Daube-Witherspoon ve arkadaşlarının (13) yaptığı çalışmada *ADAC UGM C-PET* cihazı kullanılmıştır. Radyal örnekleme 0.5 ile 4.5 mm arasında değişmektedir; bu, transvers FOV'un 128 ve 576 mm arasında ve radyal numunelerin sayısı 128'den 256'ya değiştirilmesiyle elde edilmiştir. Transvers açısal örnekleme 0.94° veya 1.88°'dir. Görüntü piksel boyutları 0.5 ile 4.0 mm arasında değişmektedir.

Klinik protokoller altında elde edilen çözünürlük, 0,5 mm radyal örnekleme ve 0,5 mm piksellerle elde edilen olası en iyi değerden belirgin şekilde daha kötü sonuçlanmıştır. Örneğin, bu tarayıcıda klinik beyin görüntülemede, 2 mm radyal örnekleme ve 2 mm görüntü piksel boyutu kullanılır ve çözünürlüğü elde edilebilecek en iyi değerden 1 mm düşürülür. Çalışmada profil genişliği 1 mm ve 2xFWHM olarak iki aşamalı şekilde gerçekleştirilmiştir. Elde edilen FWHM ve FWTM değerleri $-$x ve $-$y konumlarında sırasıyla 4.5 ± 0.2, 10.5 ± 2.0, 5.2 ± 0.4, 11.9 ± 0.7 hesaplanmıştır.

Qinan Bao ve arkadaşlarının (14) çalışmasında FOV' un merkezinde, enine düzlemlerdeki uzaysal çözünürlükler 1.8 mm FWHM' nin altında elde edilmiştir. Merkezi 4 cm çaplı FOV içinde ise 2.0 mm FWHM' nin altında sonuç elde edilmiştir. Çalışma içerisinde FORE ve FBP' nin yeniden oluşturulmuş nokta kaynak görüntülerinin radyal, teğetsel ve eksenel bileşenlerinin grafikleri verilmiştir.

Türkay Toklu ve arkadaşlarının (15) PET/MR ve PET/BT sistemlerinde PET Tarayıcının Performanslarının Değerlendirmesi çalışmasında yaptıkları NEMA testlerinde ölçümler merkezde ve 10 cm ofset konumlarında yapılmıştır. İki konumda da transvers ve aksiyel

FWHM ve FWTM sonuçları sırasıyla 4.73, 9.13, 4.93, 9.56; 4.83,9.55, 5.62, 11.42 elde edilmiştir.

Benjamin A. Spencer ve arkadaşlarının (16) yaptığı çalışmada NEMA NU 2-2018'e göre F-18 nokta kaynağı ve *Fourier* yeniden bindirilmiş filtrelenmiş geri yansıtma yeniden yapılandırması ile ölçümler yapılmıştır. Uzaysal ayırma gücü testinde mini-*Derenzo* fantomu kullanılmıştır. FWHM ve FWTM değerleri AFOV merkezinde ve 1/8 AFOV'da 1 cm, 10 cm, 20 cm uzaklıklarda tanjantiyal, radyal ve aksiyel olarak alınmıştır. Değerler sırasıyla AFOV merkezinde 3.0, 3.0, 2.8; 3.1, 3.4, 3.2; 4.0, 4.7, 3.2; 1/8 AFOV'da 2.9, 3.0, 2.9; 3.2, 3.6, 3.1; 4.4, 4.6, 3.3 elde edilmiştir.

Brad J. Kemp ve arkadaşlarının (17) çalışmasında yer alan *Siemens Inveon* PET cihazına NEMA NU-2 2007 prosedürleri uygulanmıştır. Transaksiyel FOV' un FWHM değerleri tanjantiyal, radyal ve aksiyel noktalarda sırasıyla 1.56, 1.62 ve 2.12 mm olarak elde edilmiştir. Diğer çalışmalara ek olarak, burada, merkezdeki hacimsel çözünürlük 5.36 µL olarak alınmıştır. İnce ve tek piksel profilinde uzaysal ayırma gücü aynı nokta sıralamalarında 1.32, 1.37 ve 2.09 mm hesaplanmıştır. Hacimsel rezolüsyonun 10.36 µL olduğu 20 mm ofset durumunda uzaysal ayırma gücü 1.72, 2.41 ve 2.50 mm olarak elde edilmiştir.

Yusuf E. Erdi ve arkadaşlarının (18) çalışmasında FWHM ve FWTM hesaplamaları merkezden 1 cm ve 10 cm uzaklıklarda aksiyel ve transaksiyel kesitlerde yapılmıştır. Değerler 1 cm mesafede transvers yönelimde sırasıyla FWHM için 6.3, 6.6; FWTM için 12.4, 13.0; aksiyel yönelimde FWHM için 6.1, 5.8: FWTM için 12.3, 12.0 elde edilmiştir. Merkezden 10 cm mesafede radyal transvers değerler ise FWHM için 7.4, 7.1; FWTM için 13.0, 12.5; tanjantiyal transverste 6.8, FWHM için 6.8, 6.9; FWTM için 13.1, 13.3 ve aksiyel yönelimde FWHM için 7.0, 6.8; FWTM için 13.9, 13.6 sonuçları elde edilmiştir. Hem eksenel hem de transaksiyel FWHM değerlerinin tarayıcının merkez ekseninden 1 cm ile 10 cm arasında hareket ederken yaklaşık 1 mm bozulduğu izlenmiştir.

Ivo Rausch ve arkadaşlarının çalışmasında (19) ölçümler izomerkez pozisyonunun aksiyel merkezinde, merkezden 10 cm ve 20 cm mesafelerinde yapılmıştır. Aksiyel, radyal ve tanjantial sırasıyla olamak üzere FWHM (mm) değerleri; merkezde 4.24±0.07, 4.17±0.17; 10 cm ofsette 4.55±0.09, 4.35±0.01, 4.39±0.00. Merkezden 20 cm lateralde ise 5.84±0.06, 4.92±0.01, 4.60±0.13 olarak hesaplanmıştır.

Bu yüksek lisans tez çalışmasında elde edilen uzaysal ayırma gücü testinde FWHM değerleri NEMA prosedürleri için: 1 cm'de mm (maksimum değer): radyal: 5.34 (6.41), tanjantiyal: 4.81 (5.4), aksiyel: 5.02 (6.2); 10 cm'de mm (maksimum. değer): radyal: 5.54 (6.1), tanjantiyal: 4.96 (5.68), aksiyel: 5.12 (6.9) olarak hesaplanmıştır. AAPM prosedürleri uygulandığında ise FWHM 1 cm'de mm (±5 *Baseline*): radyal: 4.92 (4.71), tanjantiyal: 5.67 (5.42), aksiyel: 5.14 (4.96); 10 cm'de mm (±5 *Baseline*): radyal: 5.12 (5.30), tanjantiyal: 4.96 (5.13), aksiyel: 5.28 (5.10) olarak elde edilmiştir. Bu ölçüm değerleri gerek yöntem benzerliği gerekse sonuç olarak birbiri ile uyumlu bulunmuştur. Diğer sonuçlar da benzer özelliklerde bulunmuştur.

Tüm bu çalışmalarla kıyaslandığında FWHM değerleri birbirine yakın sonuçlarda elde edilmiştir. Literatür karşılaştırması yapmak amacıyla NEMA testlerinde izlenen prosedürlerin yazılım güncellemesinde (NEMA NU-2 1994, NEMA NU-2 2007, NEMA NU-2 2018 gibi) farklılık gösteren çalışmalarını ele aldık. Sonuç olarak, uzaysal ayırma gücünde belirli hassasiyetlerde ölçümler haricinde genel itibariyle benzer sonuçlar elde edilmiştir. AAPM' in önerdiği şekilde uygulanan uzaysal ayırma gücü testinde materyal, uygulama ve sonuç elde etme bölümleri NEMA testleri ile aynı adımları izler. Bu nedenle uzaysal ayırma gücü testinde NEMA-AAPM karşılaştırması yapılması söz konusu değildir. Bununla birlikte NEMA yönteminde hesaplamalar için software programına ihtiyaç varken, AAPM'de manuel hesaplama yapmak mümkündür.

Sensitivite (Hassasiyet) PET cihazının hassasiyeti verilen kaynak için saniyedeki sayım hızı olarak ifade edilir. NEMA PET Hassasiyet fantomu kullanılarak yapılan bu testin amacı, tarayıcı sistemin pozitronları tespit edebilme yeteneğini ve hassasiyetini ölçmektir.

Ivo Rausch ve arkadaşlarının (19) *Vereos* PET/BT sisteminde uyguladıkları NEMA NU-2 2012 standartlarının sonucunda hassasiyet değeri 5.2 cps/kBq olarak elde edilmiştir. Karşılaştırmalı yapılmak istenen çalışmada *Vereos* PET/BT sisteminin ölçülen hassasiyeti benzer detektör düzenlemeleri (16.2 cm eksenel FOV ve 742 mm halka çapı) olan diğer LYSO (*Lutesyum-Itriyum Oksiortosilikat*) tabanlı PET sistemlerininkine benzer olarak değerlendirilmiştir. Tercih edilen sintilatör olarak LSO *(Lutesyum Oksiortosilikat)* kullanan benzer eksenel FOV'lara sahip sistemler için bulunan biraz daha yüksek hassasiyet, LSO kristallerinin daha uzun veya daha yüksek yoğunluğu ile açıklanabilir sonucuna varılmıştır. Örneğin *Discovery MI* PET/BT sistemi ile karşılaştırıldığında *Vereos* PET/BT sistemindeki (19

mm uzunluk) kristal uzunluğundan %32 daha fazla olan 25 mm uzunluktaki LYSO kristallerine dayanmaktadır (23). Bununla birlikte, çalışma sonucunda varılan bir diğer sonuç *Vereos* PET/BT sisteminin 310 ps zamanlama çözünürlüğüne sahip TOF yeteneği göz önüne alındığında, 20 cm çapındaki (örn. bir insan kafasının çapı) bir nesne için TOF özelliği olmayan sistemlerle karşılaştırıldığında 4.2 kat daha iyi bir sinyal-ton oranı (SNR) beklenebilir olmasıdır. Bu nedenle, *Vereos* PET/BT sisteminin 20 cm eksenel FOV ve PMT tabanlı detektörlere sahip sistemlere göre daha düşük hassasiyeti, geliştirilmiş TOF yeteneği ile kısmen telafi edilebilmektedir. Çalışma içerisinde bu duruma örnek olarak, *Vereos* PET/BT sisteminin, benzer bir enjekte edilmiş aktivite ve ölçüm süresi göz önüne alındığında, 9.6 cps/kBq hassasiyet ve 555 ps zaman çözünürlüğü ile mCT *Flow* ile 20 cm çaplı bir nesne için yaklaşık olarak aynı SNR'yi sağlaması verilmiştir.

Margaret E. Daube-Witherspoon ve arkadaşları (13)NEMA PET hassasiyet ölçümlerinde 0 ve 10 cm radyal konumlarda birkaç tarayıcı için NEMA NU-2 1994 ve NEMA NU-2 2001 sonuçlarını hesaplamışlardır. NEMA NU-2 1994 (%) hassasiyet değerleri ECAT EXACT HR (24) için 2D ölçüm modunda (min. Enerji 350 keV) 5.85 (cps/[Bq/ml]), 3D ölçüm modunda 26.4 (cps/[Bq/mL]); *ADAC UGM C-PET* tarayıcıda 3D (min. Enerji 450 keV) ölçüm modunda 12.7 (cps/[Bq/mL]) ve *ADAC MCD* tarayıcıda (25) 3D (fotopik-Compton mod) ölçüm modunda 1.96 (cps/[Bq/mL]) olarak hesaplanmıştır. Çalışmada NEMA NU-2 2001 prosedürleri 0 ve 10 cm radyal konumlarda yapılmıştır. NEMA NU-2 2001 (%) hassasiyet değerleri ECAT EXACT HR tarayıcının 2D ölçüm modunda (min. Enerji 350 keV) sırasıyla (0 cm/10 cm) 1.40/— (cps/kBq) ve 3D ölçüm modunda 8.98/9.52 (cps/kBq); *ADAC UGM C-PET* tarayıcının 3D (min. Enerji 450 keV) ölçüm modunda 4.32/4.29 (cps/kBq); *ADAC MCD* tarayıcının 3D (fotopik-Compton mod) ölçüm modunda 1.010/0.867 (cps/kBq) olarak verilmiştir. Sonuçlar NU 2-1994 standardında belirtildiği gibi tek tip silindir kullanılarak verilir. Çalışma sonucunda kaynak konfigürasyonları ve hassasiyet tanımları bu iki standart arasında önemli ölçüde farklılık gösterdiğinden, sonuçları doğrudan karşılaştırmanın zorluğundan bahsedilmiştir. Bununla birlikte, iki standart için sonuçlar arasında tek bir ölçekleme faktörü olmayacak olsa da tarayıcılar arasındaki hassasiyet değerlerinin göreceli sıralamasının iki ölçüm için aynı olması gerektiği belirtilmiştir. Örnek olarak, 37 cm eksenel FOV' a sahip *ADAC MCD* tarayıcı sistemi için NU 2-1994 standardını izleyen hassasiyet değerleri, eksenel FOV eski fantomundan (19 cm) çok daha uzun olduğu için NU 2-2001 değerlerinden beklenenden önemli ölçüde düşüktür. Ayrıca, 2 dairesel sistemde neredeyse hiç bulunmayan, rastlantısal gama kamerası

için NU 2-2001 hassasiyet değerlerinin radyal bir bağımlılığı olduğu bilgisi de çalışmaya eklenmiştir.

Türkay Toklu ve arkadaşlarının (15) çalışmasında PET/BT için merkezdeki *Sensitivite* 5.48 cps/kBq olarak hesaplanmıştır. Merkezden 10 cm ofset konumunda *Sensitivite* hesaplaması yapılmamıştır. Üretici tarafından verilen kabul sınırı 8.9 cps/kBq'dir. Aynı çalışma içerisinde hesaplanan PET/MR hassasiyeti merkezde 22.2 cps/kBq, merkezden 10 cm radyal ofsette ise 21.74 cps/kBq olarak elde edilmiştir.

Qinan Bao ve arkadaşlarının (14) çalışmasında aksiyel ve transaksiyel FOV'un merkezinde, 350-625 keV' lik bir enerji penceresi ve 3.432 ns' lik bir zamanlama penceresi kullanılarak ölçülen *Sensitive* %6.72 hesaplanmıştır. LLD 250 keV'e düşürüldüğünde sensitivite %9.32 olarak ölçülmüştür. Bu hesaplamalar, kaynağın foton azalımı için bir düzeltme içermeyen ölçümlere aittir. Foton azalımı dikkate alındığında, 250-625 keV enerji penceresinde hassasiyetin %10'dan yüksek olması beklenmiştir. Çalışma kapsamında, farklı zamanlama pencerelerinde ölçülen hassasiyet, 4.680 ns zamanlama penceresi (Inveon' da mevcut olan en geniş zamanlama penceresi) ile ölçülen hassasiyetle karşılaştırılmıştır. Ölçüm, hassasiyetin önemli ölçüde zamanlama penceresine bağlı olmadığını (%1.5 içinde) göstermiştir. 350-625 keV enerji penceresinde ve 3.432 ns zamanlama penceresinde ölçülen *Mouse* fantom (7 cm) ve *Rat* fantom (12.7 cm) için ortalama hassasiyet sırasıyla %4.0 ve %2.8 olarak hesaplanmıştır.

Benjamin A. Spencer ve arkadaşlarının (16) uyguladığı NEMA NU-2 2018 prosedürlerinde *Sensitivite* ölçümleri 70 cm ve 170 cm uzunlukta iki kaynakta yapılmıştır. 70 cm kaynak için merkezde 174 kcps/MBq, 10 cm radyal ofsette 177 kcps/MBq; 170 cm kaynak için merkezde 147 kcps/MBq ve 10 cm radyal ofsette 151 kcps/MBq olarak sonuçlandırılmıştır.

Yusuf E. Erdi ve arkadaşlarının (18) çalışmasında 0 ve 10 cm radyal konumlar için toplam hassasiyet değerleri sırasıyla 6.1 ve 6.5 kcps/MBq (%0.61 ve %0.65) olarak bulunmuştur. Ölçüm sırasında ölü zaman kaybı %1'den azdır ve daha önce tartışıldığı gibi küçük bir içsel doğrular düzeltmesi uygulanmıştır. Hassasiyet, hat kaynağındaki birim aktivite başına çakışma olaylarının oranı olarak ifade edildiğinden, daha kısa eksenel FOV'a sahip bir tarayıcının, daha uzun FOV'a sahip bir sistemden daha düşük bir değere sahip olacağı ve hat kaynağının daha fazlasını kapsayacağı öngörülmüştür. LSO PET/CT tarayıcıdaki eksenel FOV 162 mm olarak

belirtilmiştir. Ayrıca çalışma içerisinde sistemin aksiyel hassasiyet profili kaynak için merkezde ve merkezden 10 cm uzaklıkta grafiklendirilmiştir.

Brad J. Kemp ve arkadaşlarının çalışmasında total sensitivite ölçüm sonuçları 350-650 keV ve 250-750 keV pencere açıklıklarında merkezde 36 cps/kBq ve 51 cps/kBq olarak hesaplanmıştır.

Bu yüksek lisans tez çalışmasında *Sensitivite* ölçüm sonuçları NEMA testlerinde: 8.87 cps/kBq; AAPM testlerinde: izomerkez (ort): 4.89 cps/kBq, 10 cm lateral (ort): 4.44 cps/kBq elde edilmiştir. Bu ölçüm değerleri NEMA testlerinde gerek yöntem benzerliği gerekse sonuç olarak birbiri ile uyumlu bulunmuştur. AAPM testlerinde de kabul sınırları takip hassasiyeti değerleri, başlangıç değerlerinin ±%5'i içinde olmalıdır olarak belirlenmiştir ve Tablo 3.2'de GE cihazı için 2.0-12.0 aralığında konsantrasyon değeri belirtilmiştir. Bu sınırlara göre AAPM izomerkez ve 10 cm lateral konumlarının ölçüm sonuçları uyumlu olarak bulunmuştur.

Farklı yıllara ait yazılım güncellemeleri içeren NEMA NU-2 prosedürleri uygulanan literatür çalışmalarının *Sensitivite* sonuçları yüksek lisans tez çalışmamızdaki sonuçlar ile uyumlu değerler vermektedir. Yazılımsal farklılıklar haricinde NEMA testleri materyal, uygulama ve değerlendirme aşamalarında birebir aynıdır. AAPM'in önerisiyle uygulanan sensitivite testinde NEMA'dan ayrılan en önemli detay iç içe geçen 5 adet NEMA hassasiyet fantomunun yalnızca en küçük çaplı olan çubuğunun kullanılmasıdır. Bu durum bize süre, analiz ve test tekrarlanabilirliği açısından oldukça kolaylık sağlamıştır. Ayrıca NEMA testlerinden ayrılan bir diğer kolaylık da analiz ve hesaplama kısmındadır. Çünkü AAPM *Sensitivite* hesaplamaları herhangi bir yazılım gerekmeksizin manuel şekilde yapılmaktadır. Tablo 4.6 ve Tablo 4.7'de de görüldüğü gibi ölçümler ve analizlere ait birkaç datanın girilmesiyle birlikte *Sensitivite* hesaplaması yapılabilmektedir. Ayrıca AAPM yönteminde sadece bir boru kullanıldığından işlem süresi 10 dakikadır. Oysa NEMA yönteminde işlem süresi 60 dakikadır. Bu test için AAPM daha avantajlı görünmektedir.

Sayım Kayıpları ve Random Düzeltmelerin Doğruluğu testi ile kaynak aktivitesinin yüksek düzeylerinde, sistem ölü zamanı ve rastgele olaylara bağlı olarak oluşan kayıp sayımların bulunması, görüntülerdeki ölü zaman ve rastgele olay kayıpları için yapılan düzeltmelerin doğruluğunu ölçmek hedeflenmektedir.

Qinan Bao ve arkadaşlarının (14) çalışmasında ölü zamandan kaynaklanan sayım kayıpları hesaplaması için *Mouse* fantom ve *Rat* fantom seçeneklerinden *Mouse* fantom tercih edilmiştir. Sayım kaybı, 50 MBq aktivitede %25 ve 110 MBq aktivitede %50 olarak hesaplanmıştır. Ölü zaman düzeltmesi, 50 MBq'lik bir aktiviteye kadar iyi çalışır (beklenen sayımlara kıyasla %1 doğruluk içindedir).

Yusuf E. Erdi ve arkadaşlarının (18) yaptığı çalışmada ölçümün amacı kesinliği değil doğruluğu belirlemek olarak çıkış noktası belirlenmiştir. Buna rağmen pozitif ve negatif değerler arasındaki simetrinin yanı sıra sapmaların dalgalanmalarından da açıkça görülüyor ki, NU 2-2001 spesifikasyonunun takip edilmesi ile birlikte kesin lineer trendi belirlemenin zorluğundan kaynaklı belirsizlikler oluşmuştur. Bu nedenle düzeltmelerdeki gerçek sapmanın daha iyi anlaşılmasını sağlayabilecek şekilde, ortalama etkin aktivite konsantrasyonuna karşı ortalama sapma grafik üzerinde gösterilmiştir. NU 2-2001'de sapma, sapmaların mutlak değeri olarak tanımlanır. Tarayıcının klinik aralığı üzerinde (en yüksek NEC aktivitesi [aNEC,pik] ve altı), maksimum sapma %8.5'ten az ve ortalama sapma %4'ten az olarak elde edilmiştir.

Türkay Toklu ve arkadaşlarının (15) çalışmasındaki sayım kayıpları ve random düzeltmelerin doğruluğu ölçümlerinde 81 dilim polietilen fantomdan yüksek aktivitedeki gerçek sayım oranları elde edilmiş ve düşük aktivite seviyesindeki gerçek sayıların maksimum ve minimum değerlerindeki değişimler analiz edilmiştir. Düşük seviyedeki gerçek sayım oranı, yüksek aktivite seviyesindeki sapma miktarını (yüzde hata) belirlemek için ekstrapolasyon uygulanmıştır. Ölçümler sonucunda PET/BT' de %3.1 oranında hata yüzdesi ölçülmüştür.

Margaret E. Daube-Witherspoon ve arkadaşlarının (13) uyguladığı NEMA prosedürlerinde sayım kayıpları ve rastgele düzeltmelerin doğruluğunun ölçüm sonuçları 2 farklı tarayıcı için rapor edilmiştir. Her iki sistem için de en yüksek NEC oranına ulaşıldığı aktivite seviyelerinde veya altında oldukça büyük bir hata (%15-40) rapor edilmiştir. Bu ölçüm için distribüte bir kaynak yerine bir çizgi kaynağının kullanılması ile rastgele sayımlar ve ölü zaman için düzeltmelerin doğruluğu açısından daha zorlayıcı olabileceği ancak, NEC hızının pik yaptığı aktivite seviyelerinin de klinik olarak görülenlerden daha yüksek olabileceğine vurgu yapılmıştır.

Benjamin A. Spencer ve arkadaşlarının (16) yaptığı çalışmada doğrudan sayım kayıpları ve random düzeltmelerin doğruluğu testi uygulanmamıştır. Ancak çalışma içerisinde saçılma

fraksiyonu hesaplamalarında doğru sayımlara ait ölü zaman hesaplamaları yüzde olarak yapılmıştır. NECR pikinde, doğru sayımlardaki tahmini ölü zaman kayıpları oranı hem 70 cm hem de 175 cm fantomlarda %34 olarak elde edilmiştir. 175 cm fantoma sahip pik NECR, 2 m uzunluğundaki bir PET tarayıcının simülasyonlarıyla *(Biograph* mCT tarayıcıya *[Siemens]* karşı doğrulanmıştır) iyi bir şekilde uyum sağlamıştır ve geleneksel PET sistemlerine kıyasla NECR'de 25 ila 31 kat artış gösterdiği gözlenmiştir.

Ivo Rausch ve arkadaşlarının (19) sayım kayıpları ve random düzeltmelerin doğruluğu testlerinde NEC' in pik değerinin altındaki maksimum sayım oranı hatası %6.8 olarak hesaplanmıştır. Aynı şekilde, çalışma içerisinde farklı aktivite konsantrasyonları için hesaplanan maksimum ve minimum sayım hızı hataları grafiklendirilmiştir.

Brad J. Kemp ve arkadaşları (17) kullandıkları iki tip *(Mouse ve Rat)* fantom için ortalama göreli doğru olay oranı hataları grafiklerini çizmişlerdir. 60 MBq'den daha düşük aktivitelerde *Mouse* fantom için 250-750 keV enerji aralığında, 3.43 ns konfigürasyonu hariç tüm konfigürasyonlar için yeniden yapılandırılmış doğru olay oranında %1.1-2.5 fazla tahmin olduğu değerlendirmesi yapılmıştır. Ayrıca bu yapılandırma için, tüm etkinlikler için yeniden yapılandırılmış doğru olay oranının eksik tahmini olduğu da eklenmiştir. Ortalama bağıl doğru olay oranı hatasının maksimum mutlak değeri, maksimum NECR' nin elde edildiği aktiviteye kadar <%5 olarak hesaplanmıştır. Çalışma içerisinde kullanılan diğer fantom *(Rat)* için, tüm aktiviteler ve tüm kazanım konfigürasyonları için ortalama göreli doğru olay hızının hafife alınması söz konusu olmuştur. Ortalama bağıl doğru olay oranı hatasının maksimum mutlak değeri, maksimum NECR' nin elde edildiği aktiviteye kadar <%6,5 olarak hesaplanmıştır.

Bu yüksek lisans tez çalışmasında sayım kayıpları ve random düzeltmelerin doğruluğu testi yapılırken izlenilen NEMA prosedürlerinde bu hata miktarı %3.1 olarak ölçülmüştür. Aktiviteye oranla maksimum ve minimum hata değerleri grafiklendirilmiştir. NEC pikteki aktivite konsantrasyonu 30.0 kBq/ml ve NECR değeri 27.6 kBq/cc olarak hesaplanmıştır. AAPM' in önerdiği sayım kayıpları ve random düzeltmelerin doğruluğu testi içerisinde NEMA' dan farklı olarak yazılım kullanmadan, manuel şekilde RPNEC değeri hesaplandı ve sonuç 30.9 kBq/cc' dir. AAPM testlerinde doğrudan NEMA' daki hata oranları hesaplanmayıp kullanılan fantomlarla sinogramları analiz etmek için aktivite konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak gerçek, saçılım, random ve gürültü eşdeğeri sayım oranları hesaplandı. Düzeltmelerin doğruluğu testinde düşük aktivite konsantrasyonlarına sahip yeniden oluşturulmuş

görüntülerdeki gerçek sayımlardaki hata (yüzde sapma olarak ifade edilir) ölçüldü. AAPM testlerinde tablo verilerinde yazılımsal olan değerler "*Software Data*" olarak belirtilmiştir. Ölçüm değerleri NEMA testlerinde gerek yöntem benzerliği gerekse sonuç olarak birbiri ile uyumlu bulunmuştur. AAPM testlerinde temel ile takip ölçümlerinin RPNEC ve SUV değerlendirmelerinin karşılaştırılmaları yapılıp Grafik 3.1, 3.2 ve 3.3 incelemesi yapılıp sonuçların verilen kabul sınırı aralığında olduğu görülmüştür. NEMA ve AAPM fantomları karşılaştırıldığında, AAPM fantomunun kullanımı daha basit ve maliyeti de düşük olduğundan kullanıcı için daha avantajlı görünmektedir.

Saçılma Fraksiyonu, Kayıp Sayımlar ve Rastgele Olay Ölçümleri saçılan radyasyon için sistem hassasiyetinin ölçülmesi için yapılmaktadır. Ayrıca ölü zaman ve kaynak aktivitesinin pek çok seviyesi için rastgele olay üretmesinin ölçülmesi de bu test ile yapılır. Bu verilerden yola çıkarak toplam rastlantısal olaydan saçılan olay oranlarının ve rastgele olay oranlarının çıkarılması ile gerçek olay oranı hesaplanır.

Margaret E. Daube-Witherspoon ve arkadaşlarının (13) çalışmasında NEMA NU 2-2001 prosedüründe daha uzun bir fantom kullanmaları için ana motivasyon, artan saçılma dahil olmak üzere OFA' nın etkilerini ölçmek istemeleridir. Ekip 3 farklı tarayıcı için saçılım fraksiyonu hesaplaması yapmıştır. NEMA NU 2-1994 ve NEMA NU 2 2001 prosedürleri sırasıyla *GE Advance* tarayıcının 2D (min. Enerji= 300 keV) modunda 9.0 ve 10.6, 3D (min. Enerji= 300 keV) modunda 34.7 ve 47.1; *ADAC UGM C-PET* tarayıcının 3D (min. Enerji= 450 keV) modunda 25 ve 35; *ADAC MCD* tarayıcının 3D, fotopik-Compton modunda 37 ve 48 olarak elde edilmiştir. Testler sonucunda yapılan karşılaştırılmalarla 2D modunda çalışan bir tarayıcı için ölçülen saçılım fraksiyonunun, NU 2-1994 prosedürünü takiben ölçülene kıyasla biraz arttığı görülebilir. Bununla birlikte, 3D modunda çalışan tarayıcıların, yeni standartla belirgin şekilde daha yüksek (%35-40) saçılım fraksiyonu gösterdiği sonucuna ulaşılmıştır.

Qinan Bao ve arkadaşlarının (14) çalışmasında 350-625 keV' lik bir enerji penceresi ve 3.432 ns'lik bir zamanlama penceresiyle, pik NECR, *Mouse* fantom için 130 MBq' de 1670 kcps ve *Rat* fantom için 110 MBq' de 590 kcps olarak hesaplanmıştır. Bu ölçüm ayarındaki saçılma fraksiyonu bu iki fantom için sırasıyla %7.8 ve %17.2'dir.

Brad J. Kemp ve arkadaşlarının (17) yaptığı çalışmada iki tür fantom (*Mouse* ve *Rat*) kullanılmıştır ve bu fantomlar için aktivitenin bir fonksiyonu olarak sistem saçılım fraksiyonları

grafik üzerinde çizilmiştir. Her iki fantom için, tarayıcıdaki aktivite arttıkça saçılma fraksiyonunun sabit kaldığı gözlenmiştir. Aktivite, pik NECR'deki aktiviteye yükseltildiğinde, saçılma fraksiyonları %2 artmıştır. *Mouse* fantomu için, saçılım fraksiyonu 350-650 keV enerji penceresi için %5.7 ve 250-750 keV enerji penceresi için %9.2 olarak hesaplanmıştır. Benzer şekilde, *Rat* fantomu için düşük aktivitelerde, saçılım fraksiyonu 350-650 keV enerji penceresi için %14.6 ve 250-750 keV enerji penceresi için %24.7 olarak hesaplanmıştır.

Benjamin A. Spencer ve arkadaşlarının (16) 70 cm uzunluğundaki saçılım fantomu ile yaptığı çalışmada pik NECR değeri 17.3 kBq/ml aktivite konsantrasyonunda 1.524 kcps elde edilmiştir ve buna karşılık gelen ortalama saçılım fraksiyonu %36.3 olarak hesaplanmıştır. 175 cm uzunluğundaki saçılma fantomu ile yapılan testte ise pik NECR değeri %37.4'lük bir ortalama seçılım fraksiyonu ile 9.6 kBq/ml' de 1.855 kcps' ye yükselmiştir.

Türkay Toklu ve arkadaşlarının (15) PET/MR ve PET/BT karşılaştırılma değerlendirmesi yapılan bu çalışmasında PET/BT sistemi PET/MR sistemine göre daha az saçılım fraksiyonu gösterdiği görülmektedir. Bunun nedeni, 72 kcps' de %39.2 NECR pik değeri 24.3 kBq/cc' lik aktivite konsantrasyonuna karşılık gelirken, üretici tarafından sağlanan referans değeri %42’ dir. Üreticinin NECR için 68 kcps sınır değerine karşılık, hesaplama sonucunda NECR değeri, 24.3 kBq/cc aktivite konsantrasyonunda 72.0 kcps elde edilmiştir.

Yusuf E. Erdi ve arkadaşlarının (18) çalışmasında düşük aktivite seviyelerinde içsel saçılma fraksiyonu %47 olarak ölçülmüştür. Bu çalışmada, aktivite arttıkça detektörlerdeki yığılma etkilerinin bir sonucu olarak saçılma fraksiyonunun biraz artabileceğine değinilmiş ve pik NEC aktivitesine ($a_{NEC,pik}$ = 14.7 kBq/mL) karşılık gelen sistem saçılma fraksiyonu %48 olarak hesaplanmıştır.

Ivo Rausch ve arkadaşlarının (19) çalışmasında pik NEC oranı, 54.9 kBq/ml aktivite konsantrasyonunda 153.4 kcps elde edilmiştir. Pik NEC oranında karşılık gelen saçılım fraksiyonu ise %33.9’dur. Klinik olarak anlamlı 5.3 kBq/ml’ lik bir aktivite konsantrasyonunda, 47.2 kcps' lik bir NEC oranı ve %32.1'lik bir saçılım fraksiyonu gözlenmiştir.

Bu yüksek lisans tez çalışmasında yapılan saçılma fraksiyonu, kayıp sayımlar ve rastgele oay ölçümlerinde NEMA prosedürlerinde NECR değeri 27.6 kBq/cc ve saçılım fraksiyonu %39.16; AAPM prosedürlerinde RPNEC değeri 30.9 kBq/cc ve saçılım fraksiyonu %92.8

olarak hesaplanmıştır. AAPM prosedürlerinin yola çıkış noktası olan daha az fantom ve yazılım gereksinimi ile birlikte, NEC değeri hesaplamak yerine daha pratik olan RPNEC (*Pseudo* NEC) hesaplaması manuel olarak yapılmıştır. Ölçüm değerleri NEMA testlerinde gerek yöntem benzerliği gerekse sonuç olarak birbiri ile uyumlu bulunmuştur. AAPM testlerinde sonuçlar belirtilen kabul sınırları içerisindedir.

Görüntü Kalitesi, Atenüasyon ve Saçılma Düzeltmesi Doğruluğu testinin amacı farklı boyutlardaki küresel cisimlerin bulunduğu homojen olmayan soğurmaya sahip PET IQ vücut fantomu kullanarak sıcak ve soğuk lezyonlar ile total vücut görüntülemesini simüle edebilmektir. Ayrıca, foton azalımı ve saçılma düzeltmesi doğruluğunu homojen zemin ve soğuk akciğer eklentisi bölgesinden belirleriz.

Yusuf E. Erdi ve arkadaşlarının (18) yaptığı görüntü kalitesi ölçümlerinde 4:1 ve 8:1 aktivite oranları için bu görüntülerden hesaplanan küre kontrast oranlarına ve arka plan değişkenliklerine ilişkin sonuçlar değerlendirilmiştir. 10 mm, 13 mm, 17 mm, 22 mm çaplı sıcak küreler için kontrast değerleri sırasıyla 2 iterasyon ve 8 *Subset* için %12, %17, %29 ve %41; 4 iterasyon ve 16 subset için %22, %29, %38, %48 olarak hesaplanmıştır. Aynı fantom sıralamasında zemin değişkenlik değerleri 2 iterasyon ve 8 *Subset* için %3.5, %3.2, %2.9, %2.8; 4 iterasyon ve 16 *Subset* için %6.2, %5.3, %4.4, %3.8 olarak hesaplanmıştır.

Benjamin A. Spencer ve arkadaşlarının (16) yaptığı çalışmada kontrast ve zemin değişkenliği için sonuçlar görüş alanının eksenel merkezindeki NEMA IQ fantomu grafikleri çizilmiştir. Yeniden yapılandırma parametrelerinin seçiminin, özellikle en küçük küre (10 mm) için, CRC üzerinde büyük bir etkiye sahip olduğu belirtilip PSF modellemesi olmayan klinik görüntü yeniden yapılandırma protokolü kullanılarak, CRC değeri %49.8 elde edilmiştir. PSF modellemeli yüksek çözünürlüklü beyin yeniden yapılandırma parametreleri (1.17 mm voksel,10 iterasyon) ile ise bu değer %69.2'ye yükselmiştir. Tüm yeniden yapılandırma modlarında ve ROI boyutlarının zemin değişkenliği çok düşük sonuçlanıp %1.2 ile %4.3 arasında değiştiği gözlenmiştir. Akciğer ekindeki sayım hatası, PSF modellemesi olan ve olmayan klinik görüntü yeniden yapılandırma protokolü kullanılarak sırasıyla %1.36 ve %2.88 iken, yüksek çözünürlüklü beyin yeniden yapılandırma protokolü ile %0.00 olarak elde edilmiştir. Tarama süresi ve aktivitenin bir fonksiyonu olarak kontrast kurtarma ve zemin değişkenliği çalışma içerisinde grafiklendirilmiştir. Kontrast kurtarmanın tüm küre boyutları için tarama süresi veya aktivite standart değerlerin %30'una düşürüldüğünde stabil olduğu,

ayrıca, 4 büyük kürenin kontrast geri kazanımı, tarama süresi veya aktivite %10'a düşürüldüğünde etkilenmediği gözlenmiştir. Benzer şekilde, test sonucunda, tarama süresi veya aktivite orijinal değerin %10'una düşürüldüğünde, 10 mm küre boyutu için bile zemin değişkenliği %7'nin altında kalmıştır. 0,3,6,9 ve 12 saatlik gecikmeli zaman noktalarında IQ fantomunun 30 dakikalık taramasının merkezi kesitinin örnek görüntüleri, farklı aktivite seviyelerinde görüntü kalitesinin niteliksel bir değerlendirmesini vermiştir.

Qinan Bao ve arkadaşlarının (14) yaptığı çalışmada fantomun enine düzlemi, koronal düzlemin, homojen bölgenin enine düzlemi incelenmiştir ve yalnızca FORE ve FBP değerleri verilmiştir. FORE ve FBP yeniden yapılandırması ile, uygulanan tüm düzeltmelerle standart sapma yüzdesi %5.29 olarak ölçülmüştür. FBP değerleri sırasıyla maksimum: 0.00149, minimum: 0.00101, ortalama: 0.00126 hesaplanmıştır. Uygulanan tüm düzeltmelerden sonra NEMA fantomunun hava dolu ve su dolu kürelerinde yayılma oranları (SOR) sırasıyla %-0.57 ve %1.65 ölçülmüştür. Zayıflatma ve saçılma düzeltmesi olmadan, hava dolu ve su dolu küreler için SOR'lar sırasıyla %13.95 ve %-0.21 olarak elde edilmiştir. Kalan(rezidüyel) aktivite, düzeltme doğruluğunun bir ölçümüdür. Çalışma kapsamında hem hava dolu hem de su dolu küreler için yapılan düzeltmelerden sonra SOR' lar %2'nin altında olduğunda, düzeltmeler oldukça iyi sonuç vermiştir.

Türkay Toklu ve arkadaşlarının (15) çalışmasında PET/BT' de 10, 13, 17 ve 22 mm çaplı sıcak kürelerin kontrast değeri sırasıyla %53, %66, %72 ve %79 olarak bulunmuştur. Üretici tarafından sağlanan kontrast değerleri ise %20, %30, %40 ve %50'dir. Sıcak kürelerin zemin ROI' lerinin kontrast değerleri sırasıyla %9.5, %7.6, %6, %4.2, %3.6 ve %3 hesaplanmıştır. Akciğerin kalan aktivitesi için %20'lik bir eşik değeri verilir ve bu değer çalışma içerisinde %13.5 olarak ölçülmüştür.

Ivo Rausch ve arkadaşlarının (19) yaptığı çalışmada her iki küreden-zemine konsantrasyonlar için hesaplanan aktivite konsantrasyonu, ikinci ölçümün başlangıcında 5.4 kBq/ml elde edilmiştir. Kontrast geri kazanım katsayıları, sıcak küreler için %54.3 (10 mm küre; küre/zemin oranı, 4:1) ile %86,5 (22 mm küre; küre/zemin oranı, 8:1) arasında değişmiştir. Ortalama akciğer kalıntısı, hem 4:1 hem de 8:1 ölçümleri için %6.4 olarak ölçülmüştür. Tüm kontrast değerleri tabloları ve 4:1 ve 8:1 ölçümleri için görüntü kalitesi fantomunun merkezi dilimi görselleri çalışma içerisinde detaylandırılmıştır. Klinik F-18-FDG PET/BT muayenesi ile yapılan karşılaştırma sonucunda, *Gemini* PET/BT sistemi ile

karşılaştırıldığında *Vereos* PET/BT sisteminde daha iyi bir çözünürlük elde edileceği sonucuna varılmıştır.

Brad J. Kemp ve arkadaşlarının (17) yaptığı çalışmada sıcak-soğuk kürelerden oluşan PET IQ vücut fantomu yerine *Micro Derenzo* fantomu kullanılmıştır. Sistem performansını değerlendirmek için kullanılan bu fantom 0.8, 1.0, 1.25, 1.5, 2.0 ve 2.5 mm çaplarında içi boş kanallara sahiptir; bitişik kanallar arasındaki merkezden merkeze boşluk, bir kanalın çapının iki katıdır. Fantom, 46 MBq (1.25 mCi) F-18 ile doldurulmuş ve altı adet 1 saatlik çerçevenin dinamik bir çalışması elde edilmiştir. Foton azalımı düzeltmesi amacıyla 5 dakikalık bir iletim taraması alınmıştır. Sinogramlar FORE + 2D OSEM ile 2 yakınlaştırma ile 128 × 128 matris halinde yeniden oluşturulmuştur ve rastgele, geometri, zayıflama ve saçılma düzeltmesi için düzeltmeler uygulanmıştır. 46 MBq, 22 MBq ve 10 MBq F-18 aktivite seviyeleri için mikro *Derenzo* fantomunun yeniden oluşturulmuş görüntüleri çalışma içerisinde gösterilmiştir. 1.25 mm kanallar tüm aktivite seviyeleri için açıkça görülebilir ve 1.0 mm kanallar sadece çözülebilir. Ayrıca tüm kanallar dairesel görünür ve radyal uzama göstermez. Bu, tarayıcının çok çeşitli aktivitelerde mükemmel çözünürlüğe sahip olduğunu onaylar.

Margaret E. Daube-Witherspoon ve arkadaşlarının (13) yaptığı çalışma sonucunda tek bir taramanın sınırlı istatistikleri olduğu, kazanım süresindeki limit nedeniyle sonuçların taramadan taramaya biraz değişmesi beklendiğine dikkat çekilmiştir. Görüntü kalitesi testinde kontrast değerleri 10 mm çaplı fantomda: 0.047 0.076; 13 mm çaplı fantomda: 0.16, 0.19, 0.17; 17 mm çaplı fantomda: 0.24, 0.22, 0.23; 22 mm çaplı fantomda: 0.42, 0.44, 0.43; 28 mm çaplı fantomda: 0.48, 0.45, 0.46; 37 mm çaplı fantomda: 0.48, 0.47, 0.48 olarak hesaplanmıştır. Aynı fantomun küreleri için zemin değişkenliği 8.27, 7.80, 7.35, 7.42, 6.96, 6.44 elde edilmiştir.

Bu yüksek lisans tez çalışmasında yapılan görüntü kalitesi ve saçılma/foton azalımı ölçümlerinde kontrast değerleri NEMA testlerinde: 10, 13,17, 22 mm çaplı fantomlar için; %51.8; %53.7; %69.9; %78.3; AAPM testlerinde 10, 13,17, 22 mm çaplı fantomlar için; %70; %77; %73; %79 olarak elde edilmiştir. Görüntü homojenitesi ile ilgili çalışmadan yola çıkarak pik NECR değeri 27.6 kBq/cc konsantrasyonda 137.2 kcps olarak hesaplandı. AAPM'de NEMA'dan farklı olarak Pik NECR değeri 30.9 kBq/cc konsantrasyonda 6.0 KHz olarak ölçülmüştür. Bu ölçüm değerleri NEMA testlerinde gerek yöntem benzerliği gerekse sonuç olarak birbiri ile uyumlu bulunmuştur.

Görüntü kalitesi, saçılma/foton azalımı düzeltmesi doğruluğu testinde literatürde tüm testlerden farklı olarak NEMA standartlarında sonuç bazlı oldukça farklı parametreler elde edilmiştir. Genel olarak tüm çalışmalarda fantomdaki 10 mm, 13 mm, 17 mm, 22 mm çaplı sıcak kürelerin kontrast ve zemin değişkenliği hesaplaması yapılsa da çalışmalarda farklılık olarak belirtilen hesaplamaları ya da bu oranlar olmadan doğrudan FBP hesaplamalarını görmekteyiz. AAPM kuruluşunun önerisinde görüntü kalitesi ile Atenüasyon ve saçılma düzeltmesi testleri birbirinden ayrı olarak yapılmaktadır. Görüntü kalitesi testi sayım hızı performansı ve düzeltmelerin doğruluğu değerlendirmesi ile ortak fantom ve hesaplamalar kullanılarak gerçekleştirilmiştir. NEMA prosedürlerinde yaklaşık 18 saat süren testin 12 saate indirgenmesinin yanı sıra, dairesel silindirik fantom kullanılarak (Şekil 3.18(c)) daha kolay analiz ve sonuç değerlendirmesi yapılması sağlanmıştır. Saçılma/Foton azalımı düzeltmesi testinde aynı şekilde sıcak-soğuk-teflon ve hava küreleri bulunan ancak NEMA' dan farklı olarak, PET ACR fantom kullanılarak ölçümler yapılmıştır. PET ACR fantom ile yaptığımız bu testte fantom (Zemin/Lezyon) oranı NEMA' dan farklı olarak 1/8 değil 1/4 olarak ele alınmıştır. Sonuç değerlendirmelerinde AAPM' e özgü bir şekilde SUV' un maksimum, minimum ve ortalama değerleri üzerinden karşılaştırma yapılmıştır. Literatüre özgünlük katacak en önemli kısım ise kontrast hesaplamalarının sinyal/zemin oranı şeklinde yapılması ve sonuçların uyumlu çıkmasıdır.

Tablo 4.17'de testler arasındaki karşılaştırmalı deneysel sonuçlar verilmiştir. AAPM' in önerdiği *Sensitivite* testi iç içe geçmiş borulardan sadece en küçük çaplı olanının tercih edilmesi bakımından daha avantajlıdır. Temel ve takip ölçümlerinin yapılıp kaydedilmesi gelecek ölçümlerde değerlendirme ve karşılaştırma kriterlerinin yapılmasını kolaylaştırmaktadır. Aynı şekilde tabloda verilen toplam anlık sayımlar, toplam random sayımlar ve toplam sayımlar değerleri ile *Sensitivite* hesaplanması yazılım gereksinimini ortadan kaldırmaktadır. NEMA prosedürlerinden farklı olarak Saçılma Fraksiyonu, Kayıp Sayımlar ve Rastgele Olay Ölçümleri testlerinde NECR değeri değil, RPNEC değeri hesaplanmıştır. AAPM raporunda takip ve temel ölçümler arasında %5'in üzerine çıkmaya izin verilen bir fark olmasına rağmen saçılım kesri NEMA' ya göre daha iyi (yüksek) çıkmıştır. AAPM raporunda önerilen Saçılma/Foton Azalımı Düzeltmesi Doğruluğu testinde kontrast hesaplamalarının (sinyal/zemin oranı) yapılması bu yüksek lisans tez çalışmasının özgünlüğü olarak eklenmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu yüksek lisans tez çalışmasında PET/BT kabul ve kalite kontrol testleri için iki prosedür uygulanmıştır. Bunlardan birincisi PET/BT cihazlarının kabul ve kalite kontrol testlerinde önemli bir yere sahip NEMA prosedürleridir. Tez çalışması kapsamında öncelikle NEMA standartları test edilip hesaplamalar yapılmıştır. İkinci ve asıl uygulanmak istenen test ise AAPM' in önerdiği test prosedürleridir. Prosedürün çıkış noktası olan *daha az materyal, daha kısa zaman ve daha iyi sonuçlar* bu tez çalışmasında test edilmiştir.

Öncelikle NEMA testleri ardından AAPM testleri uygulandıktan sonra yapılan objektif ve materyalist analizler sonucunda görülmüştür ki iki testin de kendine özgü ayrıcalıkları ve tercih edilebilirlikleri vardır. Ancak AAPM' in önerdiği kabul ve kalite kontrol testleri birçok test adımında daha kısa sürede tamamlanmaktadır. Aynı şekilde, kullanılan fantomların minimize edilip AAPM' in kendine özgü daha temel fantom ihtiyaçları olması testlerin uygulanabilirliğini kolaylaştırmıştır. Veri analizi ve sonuç elde edilmesi konusunda NEMA' nın daha kullanışlı olduğuna dikkat çekilmelidir. NEMA prosedürleri belirli yazılımlar gerektiren bir dizi *Software* bilgisinden oluşmaktadır. Bu nedenle hesaplamalar manuel yapılmak yerine doğrudan PET/BT içerisindeki yazılımlar ile yapılmıştır. AAPM önerisine uygun yaptığımız testlerin analizinde ise sonuçlara herhangi bir yazılım kullanmadan tablo analizi, manuel hesaplamalar ile ulaşılmıştır.

Kabul sınırları değerlendirmesi yapıldığında prosedürler benzerlik gösteren bir şekilde kendi içlerinde verilen limitlere uygun çıkmıştır. Ancak AAPM testlerinin değerleri daha yüksek bir doğrulukla sonuçlandırılmıştır. Örneğin, Saçılma Fraksiyonu, Kayıp Sayımlar ve Rastgele Olay Ölçümleri testinde NEMA standartları uygulandığında Saçılma Fraksiyonu değeri 27.6 kBq/cc NECR değerinde %39.16 elde edilmişken AAPM prosedürleri uygulandığında 30.9 kBq/cc RPNEC' te %92.8 olarak elde edilmiştir. İki değer de kendi kabul sınırlarında uygun olarak sonuçlansa da karşılaştırma yapıldığında AAPM' in sonuçları daha verimlidir. Diğer bütün test sonucu karşılaştırmaları Tablo 6.1'de verilmiştir.

Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı PET/BT cihazında yapılan ve değerlendirilen AAPM ve NEMA testlerinin sonucunda hesaplamaların literatüre kattığı özgünlük, daha az fantom ihtiyacı, yazılım gerektirmeden analizler yapılması ve daha kısa

zamanda yüksek verimde sonuçlar elde edilmesi gerekçeleri doğrultusunda AAPM testlerinin NEMA testleri yerine tercih edilebilirliğine ulaşılmıştır.

KAYNAKLAR

(ı) Lopez BP, Jordan DW, Kemp BJ, Kinahan PE, Schmidtlein CR, Mawlawi OR. PET/CT acceptance testing and quality assurance: Executive summary of AAPM Task Group 126 Report. Med Phys. 2021 Feb;48(2):e31-e35. doi: 10.1002/mp.14656. Epub 2021 Jan 5. PMID: 33320364.

(1) Çimen B., Erdoğan M., Oğul R. İyonlaştırıcı Radyasyon ve Korunma Yöntemleri; Selçuk Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Konya, Ekim (2017) 43 (2): 139-147

(2) Valk PE, Bailey DL, Townsend DW, Maisey MN. Positron Emission Tomography: Basic Science and Clinical Practice. Springer-Verlag London Ltd 2003, 41–67.

(3) Demir, M. *'Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları'* , İstanbul-2008, Mayıs , 96

(4) A.M.J. Paans Positron Emission Tomography; Department of Nuclear Medicine & Molecular Imaging, University Medical Center Groningen, The Netherlands; Methods 27(3), (Sayfa 195-207) (Temmuz 2002)

(5) Westerterp M, Pruim J, Oyen W, Hoekstra O, Paans A, Visser E, et al. Quantifcation of FDG PET studies using standardised uptake values in multi-centre trials: effects of image reconstruction, resolution and ROI definition parameters. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2007;34(3):392-404.

(6) Boschi S, Lodi F, Malizia C, et al. Automation synthesis modules review. Appl Radiat Isot 2013;76:38-45.

(7) Serdons K, Verbruggen A, Bormans GM. Developing new molecular imaging probes for PET. Methods 2009;48:104-11.

(8) Li Z, Conti PS. Radiopharmaceutical chemistry for positron emission tomography. Adv Drug Deliv Rev 2010;62:1031-51.

(9,11) Peter E.Valk,Dominique D, Dale LB, David WT, and Michael NM; Positron Emission Tomography Clinical Practice; Springer-Verlag London Limited; 1. Baskı; Sayfa2-12. (2006).

(10) Demir M., POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ (PET) FİZİĞİ, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Toraks Cerrahisi Bülteni 2015; 6: 146-53.

(12) Kotin RM et al. Site-specific integration by adeno-associated virus. Proc Natl Acad Sci USA 1990;87:2211–2215.

(13) Daube-Witherspoon ME, Karp JS, Casey ME, DiFilippo FP, Hines H, Muehllehner G, Simcic V, Stearns CW, Adam LE, Kohlmyer S, Sossi V. PET performance measurements using the NEMA NU 2-2001 standard. J Nucl Med. 2002 Oct;43(10):1398-409. PMID: 12368380.

(14) Bao Q, Newport D, Chen M, Stout DB, Chatziioannou AF. Performance evaluation of the inveon dedicated PET preclinical tomograph based on the NEMA NU-4 standards. J Nucl Med. 2009;50(3):401-408. doi:10.2967/jnumed.108.056374

(15) Demir M, Toklu T, Abuqbeitah M, Çetin H, Sezgin HS, Yeyin N, Sönmezoğlu K. Evaluation of PET Scanner Performance in PET/MR and PET/CT Systems: NEMA Tests. Mol Imaging Radionucl Ther. 2018 Feb 1;27(1):10-18. doi: 10.4274/mirt.97659. PMID: 29393048; PMCID: PMC5790967.

(16) Spencer BA, Berg E, Schmall JP, Omidvari N, Leung EK, Abdelhafez YG, Tang S, Deng Z, Dong Y, Lv Y, Bao J, Liu W, Li H, Jones T, Badawi RD, Cherry SR. Performance Evaluation of the uEXPLORER Total-Body PET/CT Scanner Based on NEMA NU 2-2018 with Additional Tests to Characterize PET Scanners with a Long Axial Field of View. J Nucl Med. 2021 Jun 1;62(6):861-870. doi: 10.2967/jnumed.120.250597. Epub 2020 Oct 2. PMID: 33008932; PMCID: PMC8729871.

(17) Kemp BJ, Hruska CB, McFarland AR, Lenox MW, Lowe VJ. NEMA NU 2-2007 performance measurements of the Siemens Inveon preclinical small animal PET system. Phys Med Biol. 2009 Apr 21;54(8):2359-76. doi: 10.1088/0031-9155/54/8/007. Epub 2009 Mar 25. PMID: 19321924; PMCID: PMC2888286.

(18) Erdi YE, Nehmeh SA, Mulnix T, Humm JL, Watson CC. PET performance measurements for an LSO-based combined PET/CT scanner using the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 standard. J Nucl Med. 2004 May;45(5):813-21. PMID: 15136631.

(19) Rausch I, Ruiz A, Valverde-Pascual I, Cal-González J, Beyer T, Carrio I. Performance Evaluation of the Vereos PET/CT System According to the NEMA NU2-2012 Standard. J Nucl Med. 2019 Apr;60(4):561-567. doi: 10.2967/jnumed.118.215541. Epub 2018 Oct 25. PMID: 30361382.

(20) Lopez BP, Jordan DW, Kemp BJ, Kinahan PE, Schmidtlein CR, Mawlawi OR. PET/CT acceptance testing and quality assurance: Executive summary of AAPM Task Group 126 Report. Med Phys. 2021 Feb;48(2):e31-e35. doi: 10.1002/mp.14656. Epub 2021 Jan 5. PMID: 33320364.

(21) Watson, C. C., M. E. Casey, T. Beyer, T. Bruckbauer, D. W. Townsend, and D. Brasse. (2003). “Evaluation of Clinical PET Count Rate Performance.” IEEE Trans. Nucl. Sci. 50(5)1379–85.

(22) American College of Radiology. “PET Accreditation Program Testing Instructions.” Reston, Virginia: 2018

(23) Hsu DFC, Ilan E, Peterson WT, Uribe J, Lubberink M, Levin CS. Studies of a next-generation silicon-photomultiplier-based time-of-flight PET/CT system. J Nucl Med. 2017;58:1511–1518.

(24) Adam L-E, Zaers J, Ostertag H, Trojan H, Bellemann ME, Brix G. Performance evaluation of the whole-body PET scanner ECAT EXACT HR following the IEC standard. IEEE Trans Nucl Sci. 1997;44:1172–1179.

(25) Sossi V, Pointon B, Boudoux C, et al. NEMA NU 2-2000 performance measurements on an ADAC MCD camera. IEEE Trans Nucl Sci. 2001;48:1518– 1

PET/BT KABUL ve KALİTE KONTROL TESTLERİNDE NEMA STANDARTLARI ile AAPM STANDARTLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

ORİJİNALLİK RAPORU

%17	%14	%4	%9
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	%4
2	cms.galenos.com.tr İnternet Kaynağı	%4
3	www.toraks.org.tr İnternet Kaynağı	%1
4	www.medikalfizik.net İnternet Kaynağı	%1
5	acikerisim.deu.edu.tr İnternet Kaynağı	%1
6	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%1
7	nukleertipseminerleri.org İnternet Kaynağı	%1
8	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<%1

KURUM İZNİ YAZILARI

Uyarı: Canlı ve cansız deneklerle yapılan tüm çalışmalar için kurum izin belgelerinin eklenmesi zorunludur. Gizlilik ve mahremiyet içeren durumlarda kurum adı kapatılmalıdır.

☐ **Kurum izni gerekmektedir.**

☒ **Kurum izni gerekmemektedir.**

Sinem AKYOL
(İmza)