T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

PET/MR HİBRİT GÖRÜNTÜLEMEDE NOKTASAL DAĞILIM FONKSİYONUNUN GÖRÜNTÜ KALİTESİ ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

MERT KARAGÖZ

DANIŞMAN
PROF. DR. MUSTAFA DEMİR

NÜKLEER TIP ANABİLİM DALI
NÜKLEER TIP PROGRAMI

İSTANBUL-2020

TEZ ONAYI

Bu çalışma 08.01.2020 Tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Nükleer Tıp Tezli Yüksek Lisans Programı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ

Prof. Dr. Mustafa Demir
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi

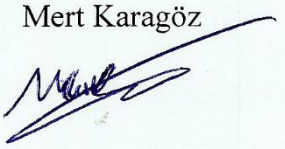
Prof. Dr. Kerim Sönmezoğlu
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi

Prof. Dr. Baki Akkuş
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Mert Karagöz



İTHAF

Bu tezi aileme ithaf ediyor; bana duydukları inanç, verdikleri destek, gösterdikleri anlayış ve sevgi için sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

TEŞEKKÜR

‘PET/MR Hibrit Görüntülemede Noktasal Dağılım Fonksiyonunun Görüntü Kalitesi Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi’ adlı bu yüksek lisans tez çalışmamda benden desteklerini esirgemeyen danışman hocam sayın Prof. Dr. Mustafa Demir’e ve tezimin en geniş olanaklar içerisinde yapılmasını sağlayan Nükleer Tıp Anabilim Dalı başkanı sayın Prof. Dr. Kerim Sönmezoğlu’na saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Ayrıca, çalışmanın deneysel sürecinin yapılandırılmasında ve hasta görüntülerinin değerlendirilmesinde bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım Öğr. Gör. Nami Yeyin, Dr. Öğr. Üyesi Lebriz Uslu Beşli, Uzm. Fiz. Mohammad Abuqbeitah, Tek. Kazım Özcan ve ayrıca ismini tek tek belirtemediğim, tüm öğrenim hayatım boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak bugüne gelmemi sağlayan bütün hocalarıma teşekkür ederim.

Yararlı olması dileklerimle…

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... İİ
BEYAN ..... İİİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ ..... Vİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Vİİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... İX
ÖZET X
ABSTRACT ..... Xİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. PET/MR Görüntüleme Teknolojisi 3
2.2. Nükleer Tıpta Görüntü Kalitesi 5
2.2.1. Uzaysal Rezolüsyon ve Noktasal Dağılım Fonksiyonu 6
2.2.2. Kontrast 8
2.2.3. Gürültü 9
2.2.4. Kontrast Gürültü Oranı 11
2.3. PET Sistemi ile Lezyon Kantifikasyonu 12
3. GEREÇ VE YÖNTEM 14
3.1. Materyal 14
3.2. Yöntem 17
3.3. İstatistiksel Analiz 21
3.4. Etik Kurul 22
4. BULGULAR 23
4.1. Fantom Çalışması 24
4.2. Hasta Çalışması 26
5. TARTIŞMA 40
KAYNAKLAR 43
ETİK KURUL KARARI 48
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 49
ÖZGEÇMİŞ 50

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Tarayıcıya entegre PET ve MR sistemleri için tasarım ve performans özellikleri. 14
Tablo 4-1: Seçilen hastaların cinsiyet ve yaş dağılımı 23
Tablo 4-2: Tanıya göre gruplandırılmış hasta ve seçilen lezyon bilgileri 23
Tablo 4-3: Ham fantom imajı için FWHM ve FWTM değerleri 24
Tablo 4-4: PSF algoritması uygulanmış fantom imajı için FWHM ve FWTM değerleri 25
Tablo 4-5: Hasta bilgileri 26
Tablo 4-6: Belirlenmiş lezyonların parametre değerleri 27
Tablo 4-7: Hasta çalışması sonucu hesaplanan ortalama SUV ve görüntü kalitesi parametreleri 30
Tablo 4-8: Ham ve 1 iterasyon ile PSF algoritması uygulanmış lezyon imajları için parametre değerleri 33
Tablo 4-9: 3 ve 5 iterasyon sayıları ile PSF algoritması uygulanmış lezyon imajları için parametre değerleri 34

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Nokta kaynak kullanılarak alınmış konum-ortalama sayım grafiği 7
Şekil 2-2: Farklı toplam sayım değerleri ile alınmış tiroid fantomu imajlarında kontrast değişimi – Karagöz ve ark. (2018)'dan. 9
Şekil 2-3: Farklı toplam sayım değerleri ile alınmış tiroid fantomu imajlarında rastlantısal gürültü değişimi – Karagöz ve ark. (2018)'dan. 11
Şekil 3-1: Fantomun üç boyutlu planı. 16
Şekil 3-2: Fantomun tamamlanmış hali. 16
Şekil 3-3: Gauss fonksiyonu parametrelerinin belirlenmesi. 19
Şekil 4-1: Ham ve PSF algoritması uygulanmış imajlar için lezyonların kontrast değerleri 35
Şekil 4-2: Ham ve PSF algoritması uygulanmış imajlar için lezyonların normalize gürültü yüzdesi değerleri 35
Şekil 4-3: Ham ve PSF algoritması uygulanmış imajlar için lezyonların kontrast gürültü oranı değerleri 36
Şekil 4-4: Ham ve PSF algoritması uygulanmış imajlar için lezyonların standart tutulum değerleri 36
Şekil 4-5: Ham ve PSF algoritması uygulanmış örnek hasta imajları. 37
Şekil 4-6: Ham ve PSF algoritması uygulanmış örnek hasta imajları. 38
Şekil 4-7: Ham ve PSF algoritması uygulanmış örnek hasta imajları. 39

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

AC: Aktivite Konsantrasyonu (*Activity Concentration*)

APD: Avalans Fotodiyot (*Avalanche Photodiode*)

BT: Bilgisayarlı Tomografi

C: Kontrast (*Contrast*)

CNR: Kontrast Gürültü Oranı (*Contrast to Noise Ratio*)

FDG: 18-Fluoro-2-Deoksi Glukoz

FOV: Görüş Alanı (*Field of View*)

FWHM: Foto Pikin Yarı Yüksekliğindeki Tam Genişlik (*Full Width at Half Maximum*)

FWTM: Foto Pikin Onda Biri Yüksekliğindeki Tam Genişlik (*Full Width at Tenth Maximum*)

LBS: Lutesyum Bazlı Sintilatör

MR: Manyetik Rezonans Görüntüleme

NEMA: Elektrikli ve Medikal Görüntüleme Ekipmanları Üreticileri Birliği (*The Association of Electrical Equipment and Medical Imaging Manufacturers*)

NN%: Normalize Gürültü Yüzdesi (*Normalized Noise %)*

OSEM: Sıralı Alt Gruplar Beklenti Maksimizasyonu (*The Ordered Subset Expectation Maximization*)

PET: Pozitron Emisyon Tomografisi

PMT: Foton Çoğaltıcı Tüp (*Photomultiplier Tube*)

PSF: Noktasal Dağılım Fonksiyonu (*Point Spread Function*)

SiPM: Silikon Foton Çoğaltıcı (*The Silicon Photomultiplier*)

SUV: Standart Tutulum Değeri (*Standardized Uptake Value*)

TOF: Foton Uçuş Süresi (*Time of Flight*)

ÖZET

Karagöz, M. (2020). PET/MR Hibrit Görüntülemede Noktasal Dağılım Fonksiyonunun Görüntü Kalitesi Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Nükleer Tıp ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Amaç: PET/MR görüntülemede, noktasal dağılım fonksiyonunun (PSF) görüntüler üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi ve elde edilen sonuçlar ile sistemin görüntü kalitesinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır.

Materyal ve Metot: Çalışma, fantom ve hasta görüntüleri kullanılarak değerlendirilmiş olup görüntüleme tüm vücut PET/MR protokolü ile gerçekleştirilmiştir. Fantom imajları ile farklı klinik durumların ve PSF modellemesi algoritması uygulamasının sonuçları araştırılmıştır. PSF modellemesi ile imajlara 1 iterasyon uygulanarak PSF'nin en büyük değerinin yarı yüksekliğindeki genişliği (FWHM) ve onda biri yüksekliğindeki genişliği (FWTM) incelenmiştir. Hasta çalışmasında ise rastgele seçilen 30 kişilik bir hasta grubu görüntülerinde küresel şekle en yakın lezyonlar belirlenerek analizler yapılmıştır. Seçilen lezyonların ve çevreleyen dokuların standart tutulum değerleri (SUV) elde edilmiştir. PSF modellemesi her bir görüntüye ayrı ayrı 1, 3 ve 5 iterasyon sayılarında uygulanarak her bir imajda kontrast (C), normalize gürültü yüzdesi (NN%), kontrast gürültü oranı (CNR) ve ortalama standart tutulum değeri (SUV_{mean}) parametreleri hesaplanmıştır.

Bulgular: Fantom çalışmasında, lezyon dışı görüntü alanında aktivite bulunması ve bulunmaması arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Aynı zamanda, PSF modellemesi uygulanmayan görüntü ile uygulanan görüntü grubu arasında FWHM ve FWTM değerleri karşılaştırıldığında anlamlı fark bulunmuştur. Hasta çalışmasında, CNR değeri için PSF modellemesi uygulanmayan görüntüler ile 1 iterasyon ile uygulanan görüntüler arasında anlamlı fark bulunmamış olup karşılaştırılan diğer tüm gruplar için anlamlı farklılık bulunmuştur.

Sonuç: PSF'nin imajlarda görüntü kalitesini, SUV'yi ve lezyon saptanabilirliğini etkilediği gözlenmiştir. C, NN% ve SUV_{mean} parametreleri PSF modellemesi algoritmasının iterasyon sayısı ile orantılı olarak artarken CNR değeri azalmıştır.

Anahtar Kelimeler: PET/MR, noktasal dağılım fonksiyonu, görüntü kalitesi, standart tutulum değeri, lezyon saptanabilirliği

ABSTRACT

Karagöz, M. (2020). Evaluation of the Effect of Point Spread Function on Image Quality in PET/MR Hybrid Imaging. İstanbul University-Cerrahpasa, Institute of Graduate Studies, Nuclear Medicine Department. Master's thesis. İstanbul.

Aim: In PET/MR imaging, it was aimed to evaluate the effect of the point spread function (PSF) on the images and to improve the image quality of the system with the results obtained.

Method: The study was performed by using phantom and patient images with whole body PET/MRI protocol. The results of both different clinical situations and application of the PSF modeling algorithm were investigated by using the phantom images. PSF modeling was applied to the images with 1 iteration to determine the half-height width (FWHM) and one-tenth width (FWTM) of the largest value of PSF in the images. In the patient study, a group of 30 patients was randomly selected. In the images, the lesions closest to the spherical shape were identified and analyzed. Standardized uptake values (SUV) of selected lesions and surrounding tissues were obtained. The PSF modeling with 1, 3 and 5 iteration numbers were applied to the images; contrast (C), normalized noise (NN%), contrast to noise ratio (CNR), and mean standardized uptake value (SUV_{mean}) parameters were calculated.

Results: In the phantom study, no statistically significant difference was found between the presence and absence of activity in the non-lesion image field. Besides, a significant difference was found in the FWHM and FWHM values between the without and with PSF modeling groups. In the patient study, no significant difference was found in the CNR value between the images without and with PSF modeling with 1 iteration; moreover, a significant difference was found for all other groups compared.

Conclusion: It was observed that the PSF affects image quality, SUV and lesion detectability in images. The C, NN% and SUV_{mean} parameters increased in proportion to the number of iterations of the PSF modeling algorithm, while the CNR value decreased.

Key Words: PET/MR, point spread function, image quality, standardized uptake value, lesion detectability

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Metabolik görüntüleme modalitesi olarak pozitron emisyon tomografisi (PET) ve anatomik görüntüleme modalitesi olarak manyetik rezonans görüntüleme (MR), aynı gantride bir araya getirilerek PET/MR füzyon görüntüleme teknolojisini yaratmıştır. MR'nin üstün yumuşak doku ayrımı özelliği, PET'de görüntülenen radyoaktif madde metabolizmasının kantitatif bilgileriyle, yüksek hassasiyet ile birleştirilir (Quick 2014). Ayrıca sintigrafik ayırımda, görüntülemede PET/MR cihazı kullanımının yumuşak doku metastazların erken tespitini sağlayabileceği, tedavi seçiminde etkili bir yol gösterici olabileceği ve klinik hasta yönetimi sürecini geliştirebileceği kanıtlanmıştır (Pace ve ark. 2013).

PET/MR sisteminin görüntü kalitesi üzerindeki bir dezavantajı, klinik PET görüntülemede transaksiyel faydalı görüş alanı (FOV, *Field of view*) içindeki uzaysal rezolüsyonun homojen dağılmamasıdır. PET gantrisinin FOV'u içinde detektörlerin uzaysal rezolüsyonu, merkezden dışa doğru azalır. Uzaysal rezolüsyonu sınırlayan fiziksel faktörler; sintilasyon kristali içindeki saçılmalar, kristal boyutunun sınırlı oluşu, anhilasyon noktasındaki parlamanın alan etkisi gibi deteksiyon süreçleri, pozitronların doku içindeki erişme mesafesi ve eş doğrultuda olmayan (nonkolinerite) anhilasyon fotonlarıdır (Brzezinski ve ark. 2014). Bu olayların her biri kuramsal olarak ele alındığında, deneysel olarak veya simülasyon çalışmaları ile tahmin edilebilir. Ortaya çıkan sonuçlar da PET görüntülerinin rekonstrüksiyonunda kullanılabilir. Bununla beraber, bu etkilerin birçoğunu bir PET sistemi üzerinde ölçmek oldukça zordur. Fakat bu fiziksel etkiler tek tek ölçülemese de temsil ettikleri kalite kontrol değeri, etkili bir yaklaşımla sistem için genel bir noktasal dağılım fonksiyonu (PSF, *Point Spread Function*) belirlenerek hesaplanabilir. Bahsedilen PSF modeli, gama ışınları sintilasyon detektörlerine dik ya da eğik açılarla girdiği zaman, kristal saçılımlarını, pozitron menzillerini, fotonların nonkolineriteleri ve yanlış konumlanmalarını düzeltmektedir. Böylece sistemin uzaysal rezolüsyonu ve PET görüntülerinin kantitatif doğruluğu iyileşir. Ayrıca PSF, simülasyonlar, analitik hesaplamalar veya nokta kaynaklı ölçümlerden elde edilebilir ve böylelikle bir veya birden fazla iterasyon sayıları ile PET imajlarına dahil edilebilir (Dong ve ark. 2003; Rahmim ve ark. 2008; Watson 2012; Aklan ve ark. 2016).

PET ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) (PET/BT) üzerinde yapılan mevcut çalışmalar, bahsedilen PSF modelin PET görüntü kalitesini ve lezyon deteksiyonunu iyileştirdiğini göstermektedir (Akamatsu ve ark. 2012; Andersen ve ark. 2013). Güncel çalışmalarda ise PET/MR görüntülemede PSF modellemenin rolü araştırılmış olsa da PSF etkilerinin PET/MR hibrit görüntüleme sistemlerinde klinik verilere etkisini araştıran çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır (Dong ve ark. 2003; Rahmim ve ark. 2008; Akamatsu ve ark. 2012; Watson 2012; Andersen ve ark. 2013; Petibon ve ark. 2014; Aklan ve ark. 2016).

Sonuç olarak bu yüksek lisans tez çalışmasında, fantom deneyleri ve hasta çalışmalarıyla, entegre PET/MR görüntülemede PET imajlarına PSF modellemesinin dahil edilmesiyle oluşacak nicel ve nitel etkilerin sistematik olarak değerlendirilmesi ve elde edilen bilimsel sonuçlar ile sistemin görüntü kalitesi ve netliğinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca bu yolla, yöntemin lezyon deteksiyonuna etkisi de araştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. PET/MR Görüntüleme Teknolojisi

PET/MR hibrit sistemi, PET görüntülemenin moleküler düzeyde sağladığı fonksiyonel bilgi ile MR'nin yüksek doku kontrast özelliğine dayanan anatomik bilgiyi çakıştıran modern bir görüntüleme teknolojisidir. Sistem ile çeşitli kanser türleri, hastalara gerekli radyofarmasötik enjeksiyonları ile incelenebilmektedir. Hibrit sistemde, PET ve MR teknikleriyle ayrı ayrı çekim alınarak füzyon görüntü oluşturulmaktadır.

PET, temel olarak hastaya verilen radyofarmasötiğin yaydığı pozitron parçacıklarının doku içinde elektron ile çarpışması sırasında salınan anhilasyon fotonlarının deteksiyonuna dayanır. Anhilasyon fotonları, pozitron ve elektron parçacıklarının toplam enerjisinin, 511 keV enerjili ve birbirine 180°'lik doğrultuda oluşan iki foton ile dalga formuna dönüştüğü bir fiziksel etkileşimdir (Demir 2014 pp. 18-20). Bu ışınlar, PET sistemi gantrisinin tam halka şeklindeki geometrisinden dolayı her doğrultuda sintilasyon kristalleri ile etkileşime girerek elektrik sinyallerine çevrilir. Böylelikle deteksiyon işlemi tamamlanarak görüntü oluşturulur (Cherry 2012 pp. 307-343, Demir 2017).

MR tekniği klinikte genellikle, doğada kütlesine oranla en büyük nicelikteki manyetik alanı oluşturan hidrojen atomu etrafında şekillenir. Temel olarak, sistem tarafından oluşturulan yüksek manyetik alan, vücut içerisindeki hidrojen atomlarını manyetik alan vektörü ile paralel ya da anti paralel (vektör ile zıt doğrultuda) hale getirerek presesyon açısı da denen belli bir açı ile salınım hareketi durumuna geçmelerini sağlar. Anti paralel dizilim sayısının artması, manyetik alan şiddetine bağlıdır ve MR'de görüntü kalitesini artırır. Bu aşamadan sonra, sistem tarafından hidrojen atomlarının protonlarına bir radyofrekans puls sinyali uygulanarak belli bir ek enerji kazanmaları ve manyetik alan vektörü doğrultusundan sapmaları sağlanır. Son olarak bu sinyaller kesilir ve protonların eski konumuna dönmek için dışarı yaydıkları elektromanyetik özellikteki enerjinin (rezonans sinyali) detekte edilmesi ile görüntü oluşturulur. Ek olarak, vücudun farklı bölgelerinden kesit görüntüleri alabilmek için sistem tarafından yer yer değişen homojen olmayan bir manyetik alan ve bu duruma uygun olarak farklı radyofrekans pulsları uygulanır (Demir 2014 pp. 160-175; Shah ve Huang 2015; Demir 2017).

PET ve MR görüntülerinin çakıştırılmasını içeren füzyon aşamasında, PET görüntüsü üzerinde öncelikle hastanın MR görüntüsünün bilgisi veya referans bir BT

görüntüsü kullanılarak fotonların atenüasyon ve saçılma düzeltmesi çeşitli algoritmalar ile yapılır. Bu yolla görüntü rekonstrükyonu yapılarak füzyon görüntüsü sistem tarafından oluşturulur (Shah ve Huang 2015; Demir 2017).

Anatomik görüntüleme tekniği olarak BT'ye göre MR sisteminin avantajlı olduğu pek çok klinik durum vardır. Bunun en temel nedeni olarak MR sistemi ile fonksiyonel ve fizyolojik süreçlerin görüntülenebilmesi ve ayrıca da spektroskopik görüntüleme sayesinde metabolik yolakların incelenebilmesi verilebilir. Bu açıdan MR tekniği ile nükleer tıp tomografisinin hibrit bir şekilde kullanılması tanı ve tedavi aşamalarında önem kazanmaktadır (Bushberg ve ark. 2012 pp. 402-499; Pace ve ark. 2013; Quick 2014; Akdemir ve Karabacak 2017). Tarihsel olarak BT temelli PET hibrit sistemlerin ortaya çıkmasına neden olan ilk pratik hibrit sistemlerin PET/MR sistemleri olduğunu belirten yayınlar mevcuttur (Cherry ve ark. 2008). PET/MR görüntülemenin bir avantajı da MR da iyonize radyasyon bulunmamasıdır. Bu nedenle özellikle çocuk hastaların çekiminde avantaj sağlar.

PET ile MR entegrasyonu bazı sebeplerden dolayı zordur. Öncelikle, MR sistemleri güçlü manyetik alanları gerektirir. Klinikte kullanılan sistemlerin manyetik alan kuvvetleri genellikle 1 ila 3 T[1] iken bu değer özel amaçlı araştırma sistemleri 10 T ve üzeri şiddetlerde olabilir. Bu nicelikteki güçlü manyetik alanlar, sistemin iç bölümüne ek olarak çevresine de etki eder. Bu durum ise nükleer tıp sistemlerinde sık kullanılan foton çoğaltıcı tüp (PMT, *Photomultiplier tube*) detektörler için dezavantaj oluşturur; bu sistemler manyetik alanlara karşı oldukça hassastır. Bu faktör, genellikle bu yapıları sistemde manyetik alanı oluşturan mıknatıstan olabildiğince uzak tutarak, dolayısıyla hibrit sistemin iki tarayıcısını fiziksel olarak ayrı yapılandırarak çözülür. Bu yüzden sistemde hasta, bir tarayıcıdan diğerine bir hasta yatağı hareketi ile aktarılır ve çekim tamamlanır. Bir diğer neden olarak, BT'ye kıyasla MR tekniğinin özellikle yüksek hacimli dokularda yüksek çözünürlüklü görüntü alabilmek için daha yüksek çekim süresi gerektirmesi verilebilir. Bu yüzden, PET/BT bir sisteme göre toplam çekim süresi oldukça fazla olabilmektedir. Ek olarak PET/MR sistemler, iki farklı görüntüleme

[1] T, Tesla: Standart manyetik alan şiddeti birimi.

tekniğini bahsedilen koşullarda birleştirdikleri için genel olarak oldukça maliyetlidirler (Cherry 2012 pp. 360-361; Shah ve Huang 2015).

MR yapısının gantri çevresinde oluşturduğu güçlü manyetik alanın etkilerinden dolayı PET/MR sistemlerde PMT yapısı, PET/BT sistemlerin aksine metalik özellikte olamaz. Bu nedenle PET/MR hibrit sistemlerde, yarı iletken temelli katıhal fotodetektörler kullanılır. Genel olarak, bu tür PMT'ler yarı iletken fiziğinin doğasından kaynaklanan nedenlerden dolayı metalik özellikteki PMT'lerden daha iyi sinyal verimine sahiptirler. Bu durum, hastanın radyofarmasötik enjeksiyon dozunu de azaltabilme imkânı sağladığı için geleneksel bir PET/BT sisteme kıyasla avantaj sağlar. Güncel olarak, avalans fotodiyot (APD, *Avalanche Photodiode*) ve silikon foton çoğaltıcı (SiPM, *The Silicon Photomultiplier*) olmak üzere, iki çeşit katıhal detektörü PET/MR sistemlerde kullanılmaktadır. Bu detektörlerin sırasıyla, 9,7 T ve 7 T şiddete kadarki manyetik alanlardan etkilenmedikleri bilinmektedir (Demir 2017).

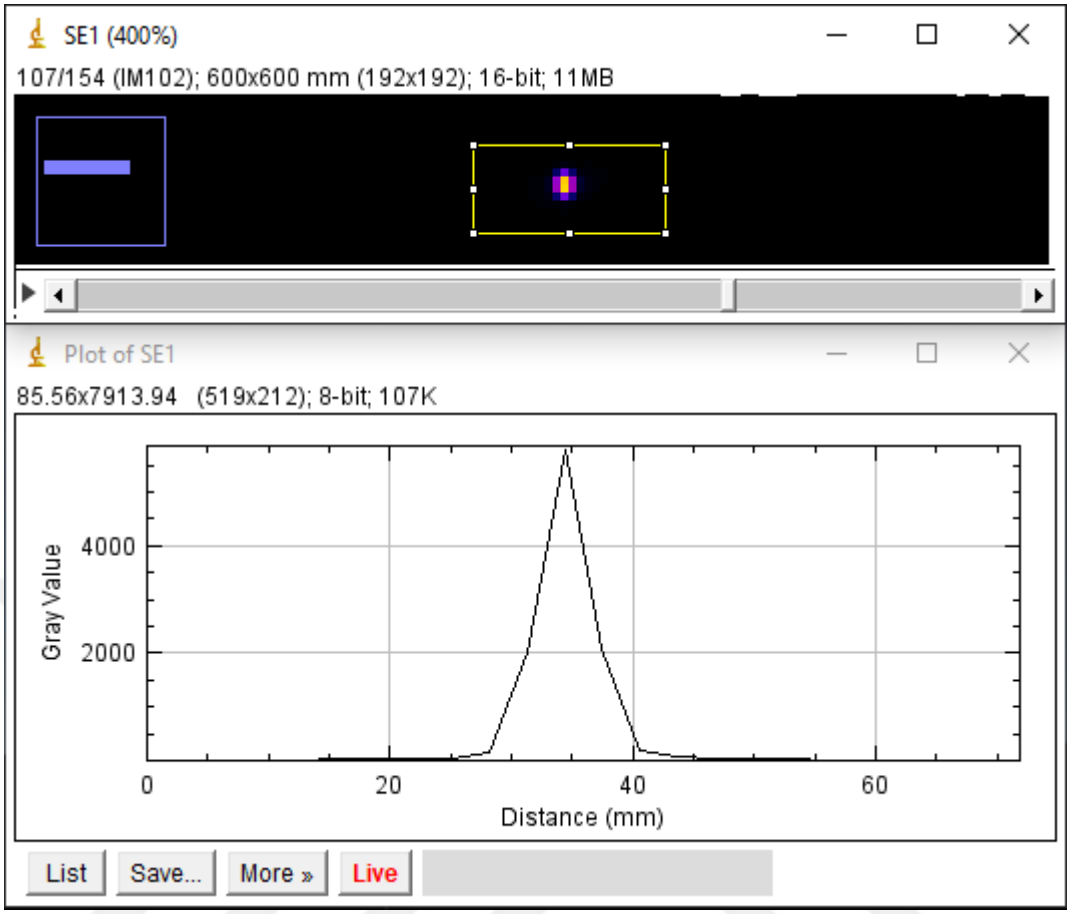
2.2. Nükleer Tıpta Görüntü Kalitesi

Nükleer tıp sistemlerinde görüntü kalitesinin değerlendirilmesi veya karakterize edilmesinde kantitatif olarak ölçümü yapılabilen üç önemli parametre kullanılır. Bu kavramlar; imajlarda detay ve keskinlik değerlerini belirten uzaysal rezolüsyon, lezyon ve zemin aktivitesi arasındaki sınırların ayrımını belirleyen kontrast ve radyoaktif bozunma fiziğinden kaynaklı istatistiksel rastgele dalgalanmaya veya doğrudan sistemin yapısına bağlı gürültü faktörleridir. Bu parametreler, sistemde görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde farklı fiziksel etmenleri ifade etseler de birbirlerinden bağımsız değildirler ve genellikle herhangi bir parametre üzerinde etkili olan bir değişim, sistemin tüm görüntü kalitesi parametrelerini etkiler (Sorenson ve Phelps 1987c; Bor 1990; Turoğlu ve ark. 1993; Glick 1996; Kadrmas ve ark. 1997; Beekman ve ark. 2001; Değer ve ark. 2004).

2.2.1. Uzaysal Rezolüsyon ve Noktasal Dağılım Fonksiyonu

Uzaysal rezolüsyon, nükleer tıpta görüntüleme sisteminin imajlarda netlik, keskinlik veya ayrıntı sağlama kabiliyeti olarak tanımlanır. Matematiksel olarak ise görüntüde tanımlanabilecek en küçük lezyon boyutunun sayısal değeridir. PET sistemlerinde uzaysal rezolüsyonu sınırlayan en temel faktör, sistem detektörünün intrensek (iç) rezolüsyonudur. Bu olgu esas olarak, gama kameralarda foton çoğaltıcı tüplerin çevresinde ışık fotonlarının istatistiksel olarak farklı dağılımları sonucunda ortaya çıkmaktadır. Buna bağlı olarak intrensek rezolüsyon, sistemde gama ışını enerjisi parametresinin bir fonksiyonudur ve bu enerji değerinin azalması ile doğru orantılı olarak kötüleşir. Birden fazla detektör sistemine sahip PET sistemlerinde bu faktör, ek olarak detektör boyutları ile de bağlantılıdır. Ayrıca, uzaysal rezolüsyon bu etmenler dışında, çekim sırasında hasta ve organ hareketi gibi dış faktörlerden de etkilenir (Sorenson ve Phelps 1987b; 1987c; Glick 1996; Kadrmas ve ark. 1997; Beekman ve ark. 2001; Brzezinski ve ark. 2014).

Uzaysal rezolüsyonun kantitatif olarak değerlendirilmesinde sıklıkla noktasal dağılım fonksiyonu (PSF) incelenir. PSF, deteksiyon sisteminin çözünürlüğünü gösterir ve bir nokta kaynak imajının aktivite sayımı grafiğinin oluşturulması ile elde edilir (Şekil 2.1).



Şekil 2-1: Nokta kaynak kullanılarak alınmış konum-ortalama sayım grafiği

Esas olarak uzaysal çözünürlüğü tam olarak karakterize edebilmek için tam bir profil gerekmesine rağmen, PSF'nin en yüksek değeri olan foto pik değerinin yarı yüksekliğindeki (FWHM, *Full Width at Half Maximum*) veya onda biri yüksekliğindeki (FWTM, *Full Width at Tenth Maximum*) genişlik değeri, sistemde uzaysal rezolüsyon açısından etkili bir veri sağlayarak görüntüleme sistemlerinin veya tekniklerinin karşılaştırılmasında sıklıkla kullanılır (Sorenson ve Phelps 1987b; Bor 1990; Değer ve ark. 2004, Demir ve ark. 2018). Örneğin, sistemde uzaysal rezolüsyon değerine yakın (2 x FWHM ve daha küçük) boyutlu lezyonlarda kısmi hacim etkisi oluşarak nodüller imaj üzerinde gerçek hacimlerinden daha büyük gözükürler. Çünkü bu durumda, gerçekte lezyon alanı içerisinde okunması gereken toplam sayım değerinin bir kısmı, lezyonun yakın çevresine yayılmış halde bulunur (Sorenson ve Phelps 1987b).

PSF modellemesi ise uzaysal rezolüsyonu sınırlandıran tüm fiziksel etmenler için PSF üzerinden genel yaklaşım ile görüntü kalitesini artırmayı amaçlayan bir metottur;

nükleer tıpta sık kullanılan bu yöntem hakkında detaylı bilgi Bölüm 1'in ikinci paragrafında verilmiştir.

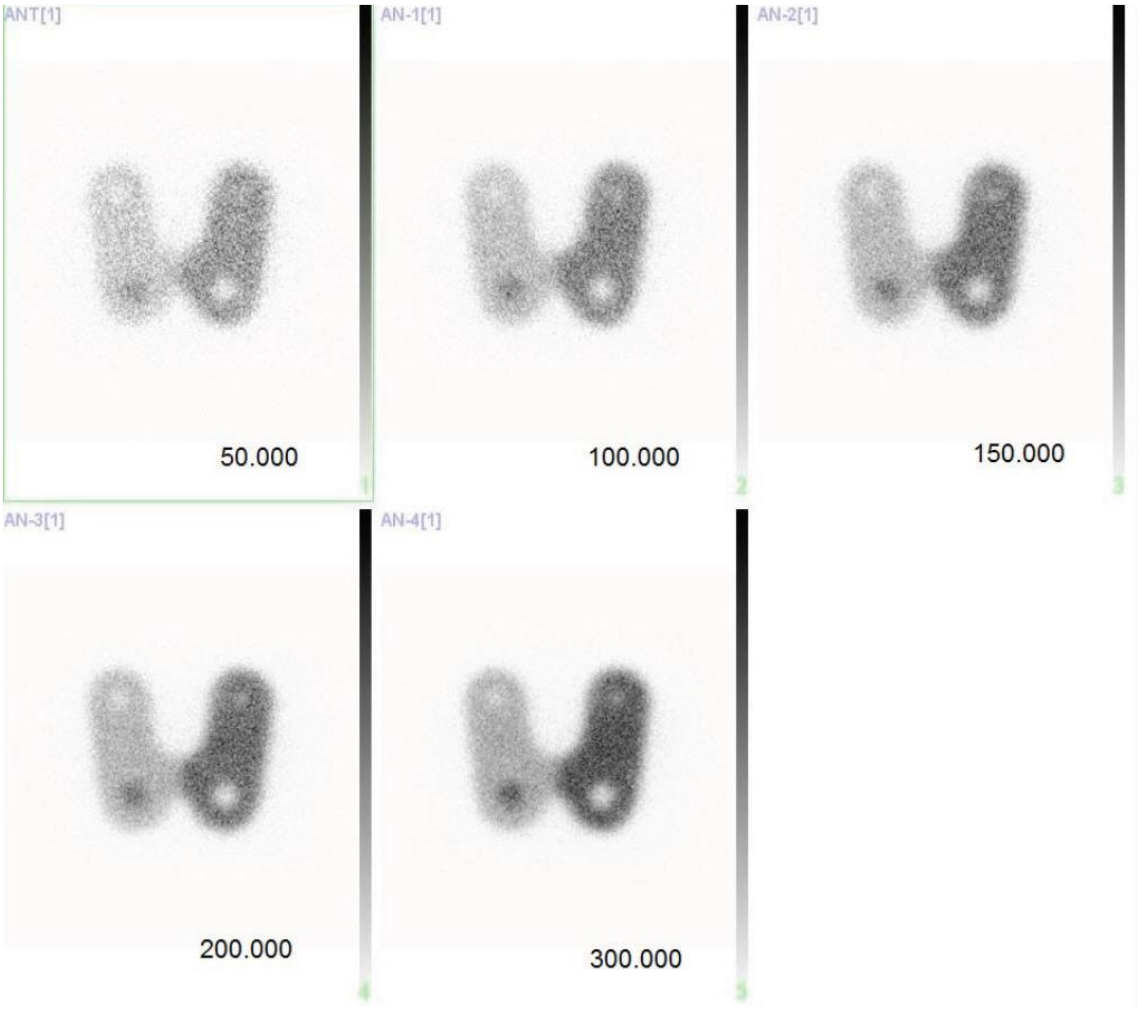
2.2.2. Kontrast

Nükleer tıpta sintigrafik görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde imaj kontrastı (C: *Contrast*), birbirine yakın dokuların farklı radyoaktif tutulum miktarlarına karşılık gelen ve dolayısıyla piksel yoğunluğu farklılıkları içeren bölgelerin ayrımını ifade eder. Bu nedenden dolayı, görüntü kontrastı genellikle kullanılan radyofarmasötik özelliklerine bağlı bir parametredir. Buna bağlı olarak nükleer tıpta, zemin aktiviteye göre yüksek lezyon tutulumu sağlayacak ve dolayısıyla yüksek kontrast değeri sağlayacak bir radyofarmasötik tercih edilir. Lezyonlarda yüksek kontrast değeri, özellikle imajların görsel değerlendirilmesi aşamasında önem kazanmaktadır. Bu durum lezyon saptanabilirliği açısından fayda sağlamaktadır (Sorenson ve Phelps 1987b; 1987c).

Görüntü kontrastı, lezyon sinyalindeki değişimin lezyonu çevreleyen zemin sinyaline oranı olarak tanımlanır. Matematiksel ifadesi verilmiştir (2-1).

$$C = \frac{|M_L - M_{BG}|}{M_{BG}} \qquad (2\text{-}1)$$

Burada, M_L ilgi hacmi içerisindeki lezyonun ortalama sayım değerini, M_{BG} ise benzer çekilde lezyonu çevreleyen doku içerisindeki zemin aktivitesinin ortalama sayım değerini belirtmektedir (Cherry 2012 pp. 239-243). Açıkça, lezyon ve zemin aktivitesi arasındaki fark büyüdükçe, görüntü kontrastı artarak sistemin görüntü kalitesi iyileşmektedir. Örnek olarak, bir tiroid fantomu kullanılarak gama kamerada farklı toplam sayım değerleri ile alınmış imajlarda kontrast değerinin görsel olarak değişimi Şekil 2.2'de verilmiştir; sayım miktarı arttıkça kontrast artışı izlenmektedir (Karagöz ve ark. 2018).



Şekil 2-2: Farklı toplam sayım değerleri ile alınmış tiroid fantomu imajlarında kontrast değişimi – Karagöz ve ark. (2018)'dan.

2.2.3. Gürültü

Nükleer tıp görüntülerindeki gürültü genellikle yapısal ve rastlantısal gürültü olarak 2 ayrı şekilde karakterize edilir.

Yapısal gürültü, görüntüleme sisteminin elektroniğinin yapısından kaynaklanan sayım değişimlerini belirtir. Bu faktör, ilgi alanlarında bulunan bazı nesnelerde radyoaktivite deteksiyonu sırasında sinyallerde girişim desenleri oluşturduğundan dolayı görüntü artefaktlarına neden olur (Sorenson ve Phelps 1987c; Glick 1996).

Rastlantısal gürültü, radyoaktif bozunmanın doğasından ve rastgele istatistiksel değişimlerin sebep olduğu nedenlerden kaynaklanır. Sintigrafik görüntülerde, homojen olmayan dalgalanmalar şeklinde görüntülere yansır. Gürültü, nükleer tıpta görüntü

kalitesi üzerinde önemli bir etmendir ve görüntülerin her noktasında bulunur. Eş koşullarla tekrarlanan her çekimde rastgelelikten dolayı farklı sonuçlar vererek görüntü üzerinde benekli bir yapı oluşturduğu için bir diğer tanımı da kuantum beneklenmedir. Rastlantısal gürültüsünün etkilerini azaltmak için genellikle yüksek radyoaktivite miktarı, uzun çekim süresi ve etkin kolimatör kullanımı vb. veya bir diğer ifade ile görüntülerde bilgi yoğunlunun artırılması önerilir (Sorenson ve Phelps 1987c, Kadrmas ve ark 1997).

Lezyon boyutu uzaysal rezolüsyonun sınır değerine göre fazla olsa bile, özellikle düşük kontrasta sahip nodüllerde yüksek imaj gürültüsü lezyon saptanabilirliğini azaltacaktır. Bu yüzden gürültü parametresi, görüntü kalitesi üzerinde dikkate alınması gereken bir faktördür. Kantitatif değerlendirilmesi sırasında genellikle verilen matematiksel ifade kullanılır (2-2).

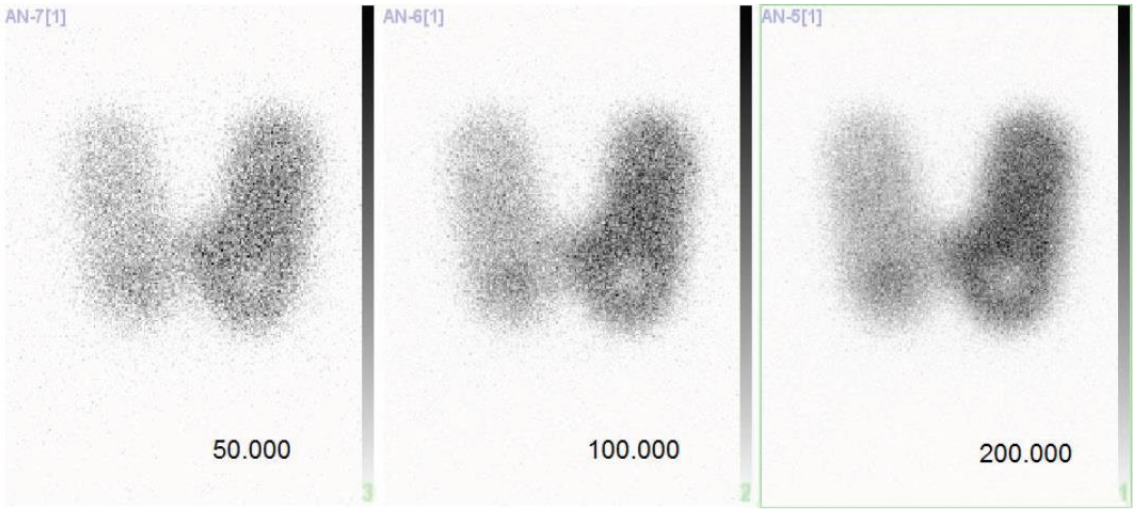
$$N = \frac{\sigma_{BG}}{M_{BG}} \tag{2-2}$$

Burada, M_{BG} imaj üzerinde gerçekte homojen olması beklenen yeterince büyük bir ilgi alanı içerisindeki ortalama zemin sayım değerini, σ_{BG} bu alan içerisindeki sayımın standart sapma değerini belirtmektedir (Cherry 2012 pp. 243-244).

Zemin aktivitesinin standart sapması değeri ile doğru orantılı olarak artan normalize gürültü yüzdesi (NN%, *Normalized Noise*) değeri, imajlarda gürültü değerinin kantitatif olarak ölçülmesinde sıklıkla kullanılan bir parametre olup bu çalışmada da aynı amaçla kullanılmıştır. Matematiksel olarak, imaj gürültüsünün 100 katsayısı ile çarpılmasına eşittir (Aklan ve ark. 2016) (2-3).

$$NN\% = N\,x\,100 \tag{2-3}$$

Bir gama kameranın kolimatörüne 10 cm uzaklık ile konumlandırılan bir tiroid fantomunun farklı toplam sayım değerleri ile alınmış imajlarında rastlantısal gürültünün görsel olarak değişimi Şekil 2.3'de verilmiştir; bilgi yoğunluğu arttıkça imaj gürültüsünün azaldığı izlenmektedir (Karagöz ve ark. 2018).



Şekil 2-3: Farklı toplam sayım değerleri ile alınmış tiroid fantomu imajlarında rastlantısal gürültü değişimi – Karagöz ve ark. (2018)'dan.

2.2.4. Kontrast Gürültü Oranı

Görüntü kalitesinde lezyon saptanabilirliğinin kantitatif olarak değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan önemli bir parametre kontrast gürültü oranı (CNR, *Contrast to Noise Ratio*)'dır. CNR parametresi, lezyonların kontrast değerine ek olarak, imajın gürültü değerini de içerdiğinden dolayı imajlarda görüntü kalitesini ve dolayısıyla lezyon saptanabilirliğini doğrudan etkiler (Dickerscheid ve ark. 2013). Çünkü görüntüdeki bir nodülü tespit edebilmek için, gözlemci imajdaki lezyon alanı veya hacmi ile lezyonun çevreleyen sağlıklı dokuda bulunan zemin aktivite içeren bölgenin sınırlarını doğru bir şekilde ayırt edebilmesi gerekir. Bu nedenle lezyon kontrastının yüksek, imaj gürültüsünün ise düşük değerde olması tercih edilir (Demir 2014 pp. 88-91). Matematiksel olarak kısaca bu ifade, lezyon kontrastının imaj gürültüsüne oranıdır (2-4)

$$CNR = \frac{C_L}{N} = \frac{\left(\frac{|M_L - M_{BG}|}{M_{BG}}\right)}{\left(\frac{\sigma_{BG}}{M_{BG}}\right)} = \frac{|M_L - M_{BG}|}{\sigma_{BG}} \quad (2\text{-}4)$$

Burada, M_L ve M_{BG}, sırasıyla ilgi hacmi içerisindeki lezyon ve zemin aktivitesinin ortalama sayım değerlerini, σ_{BG} ise zemin aktivitesi sayımındaki standart sapma değerini belirtmektedir (Cherry 2012 pp. 243-247).

CNR parametresi üzerinden lezyon saptanabilirliğinin değerlendirilmesinde, Rose (1974) tarafından belirlenmiş ve genellikle 4 olarak kabul edilen bir eşik değeri kullanılır. CNR parametresinde bu eşik değerini aşmak görüntünün, rastgele gürültü dalgalarından

ziyade istatistiksel olarak gerçeğe daha yakın olduğunu ve böylece genellikle incelenen lezyonun saptanabilir olduğunu belirtir. Açıkca bu değer ne kadar büyük olursa lezyon saptanabilirliği de o derecede yüksek olacaktır. Ek olarak bahsedilen bu eşik değeri gerçekte lezyonun boyutu ve şekline, gözlem mesafesine, kenar keskinliğine vb. faktörlere bağlı olan 3 ile 5 arasında bir değerdir.

2.3. PET Sistemi ile Lezyon Kantifikasyonu

PET sistemlerinde tanı veya tedavi aşamalarında, imajların kantifikasyonu önem kazanmaktadır. Nükleer tıpta rutin olarak, belli bir zemin aktiviteye göre fazla tutulum (uptake) gösteren alanların değerlendirmesi yapılmaktadır. Bu aşamada, standart tutulum değeri (SUV, *Standardized Uptake Value*) parametresi kantitatif değerlendirme açısından önemlidir ve genellikle görsel değerlendirmenin destekleyici aşamasını oluşturur. Örneğin, tedavi aşamasındaki bir tümör hücresinin, önceki durumuna göre daha az bir tutulum göstererek metabolizmasının azalması, tedavi yanıtı açısından olumlu bir göstergedir ve bu durum imajlar üzerinde hem görsel hem de kantitatif olarak ölçülebilir (Kinahan ve Fletcher 2010).

SUV parametresi, bir PET/MR sistemi açısından önemli bir fonksiyondur ve bu durum her PET sistemi için geçerlidir. Nükleer tıpta kullanılan pek çok radyofarmasötiğe kolaylıkla uygulanabilir. Örneğin, bu çalışmada da kullanılan ve genellikle PET uygulamalarında en yaygın radyofarmasötik olan ^{18}F-FDG ile SUV değerlendirmesi, kantitatif değerlendirme amaçlı kullanılır. Radyofarmasötik, vücutta homojen olarak dağılıma uğramadığı için farklı dokular için farklı değerler verir. Sağlıklı dokuların tutulum miktarları genellikle benzerdir ve aynı dokular için dağılımın idealde homojen olması beklenir. Fakat, tümör hücelerinde glikoz metabolizması artacağından dolayı FDG tutulumu da zemin aktiviteye oranla artış gösterir (Kostakoglu ve ark. 2003; Pillot ve ark. 2006, Karapolat 2018).

Klinikte, PET kantifikasyonunda en çok kullanılan parametre maksimum SUV (SUV_{max}) değeri olup lezyon çevresinden çizilen ölçülmüş en yüksek piksel değerini yansıtır. Ortalama SUV (SUV_{mean}) değeri ise ilgi hacmi içerisindeki ortalama piksel değerini belirtir. Pratikte bu değer daha az kullanılmasına karşın görüntü kalitesi açısından istatistiksel olarak ortalama değeri yansıttığı ve dolayısıyla buradaki değişim

doğrudan SUV_{max} değerini de benzer şekilde etkilediği için bu çalışmada özellikle incelenmiştir.

PET sistemlerinde SUV değerinin, kısmi hacim etkisini, kullanılan rekonstrüksiyon ve atenüasyon yöntemlerini ve dolayısıyla görüntü kalitesi parametrelerini de içeren bir çok değişkene bağlı olduğu bilinmektedir (Adams ve ark. 2010). Bu yüzden de bu çalışma içerisinde, PSF modellemesi algoritmasının görüntü kalitesi parametreleri üzerindeki değişimine ek olarak, SUV değeri değişimi de incelenmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Materyal

Çalışmada tüm ölçümler, bir PET/MR hibrit sistemi üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla, çalışmada İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalının olanaklarından yararlanılmış ve anabilim dalında rutin hasta çekimlerinde kullanılan GE SIGNA PET/MR[2] cihazı bu tez çalışması için kullanılmıştır. Cihazın tasarım ve performans özellikleri Tablo 3.1'de verilmiştir. Cihaza bağlı iş istasyonlarında görüntülerin analizi yapılmış, ayrıca gerekli durumlarda görüntüler araştırmacının bilgisayarında da gerekli yazılımlar ile incelenmiştir.

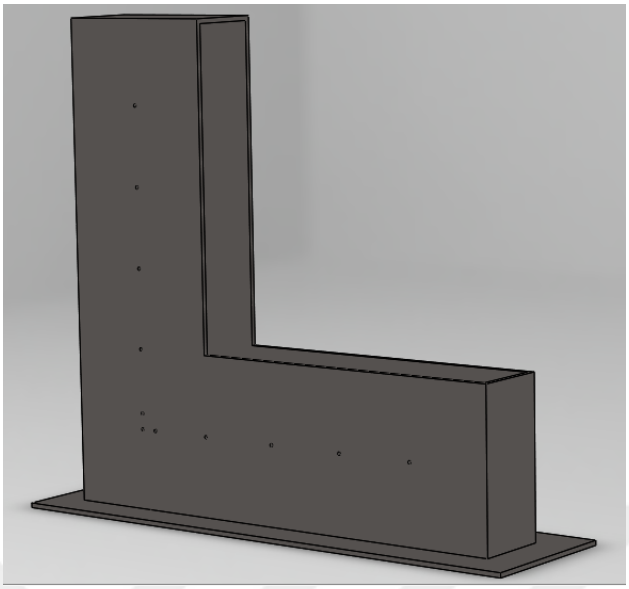
Tablo 3-1: Tarayıcıya entegre PET ve MR sistemleri için tasarım ve performans özellikleri.

PET		**MR**	
Aksiyel FOV	25 cm	**Magnet alan kuvveti**	3T
Transaksiyel FOV	60 cm	**Gantri bor çapı**	60 cm
Fotodedektör	SiPM	**Stabilite**	0,1 ppm/h
Sintilatör	LBS	**FOV**	50x50x50 mm^3
Kristal element boyutu	25x4x5.3 mm^3	**Gradiyent gücü**	44 mT/m
Elektronik	Gantri-içi entegre	**Gradiyent Dönme Hızı (Slew Rate)**	200 (T/m)/s
Zamanlama çözünürlüğü	< 400 ps		
Enerji penceresi	425-650 keV		
Koinsidans penceresi	4.57 ns (±2.29 ns)		

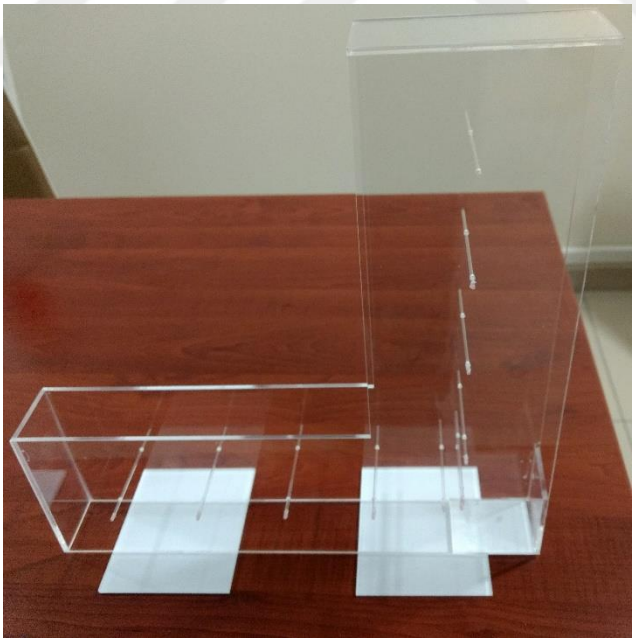
[2] https://www.gehealthcare.com/products/magnetic-resonance-imaging/3-0t/signa-pet-mr (ET: 17.10.2019)

Araştırmamızda, klinik görüntülerde sıklıkla karşılaşılan vakaları taklit eder tarzda yapılar içeren ve bu çalışmaya özgün olarak tasarlanmış olan bir fantom (model) kullanılmıştır. Bu fantom NEMA NU-2 2012 standartlarına uygun bir şekilde uzaysal rezolüsyon ölçümü referans alınarak araştırmacı tarafından tasarlanmış ve pleksiglas malzeme ile oluşturulmuştur (NEMA 2012). Buna göre 'L' şeklinde uzun köşe uzunlukları 30'ar cm, kısa köşe uzunlukları 10'ar cm ve kalınlığı 5 cm olacak şekilde tasarlanan fantom, transaksiyel FOV merkezini temsil eden ve fantomun dikey ve yataydaki orta eksenlerinin kesim noktasındaki bir merkez nokta ve bu eksenler boyunca noktaya 1, 5, 10, 15, 20 cm uzakta eş noktalar olacak şekilde yapılandırılmıştır. Bu noktalar 2 mm'lik çaplarda delinmiştir. Oluşturulan fantomun SolidWorks[3] yazılımı ile çizilmiş planı (Şekil 3.1) ve araştırmada kullanılan tamamlanmış son hali için fotoğrafı (Şekil 3.2) eklenmiştir. Bu fantom esas olarak radyonüklid kaynağının rekonstrükte edilmiş görüntüdeki noktasal dağılım fonksiyonunun (PSF) değerlerini, dolayısıyla bu fonksiyonun en büyük değerinin (foto pikinin) yarı yüksekliğindeki genişliğinin (FWHM) ve onda biri yüksekliğindeki genişliğinin (FWTM) değerlerini araştırmak için kullanılabilir. Ek olarak bu fantom IEC 2008 standartları ile de uyumludur (IEC 2008).

[3] https://www.solidworks.com/ (ET: 17.10.2019)



Şekil 3-1: Fantomun üç boyutlu planı.



Şekil 3-2: Fantomun tamamlanmış hali.

3.2. Yöntem

Çalışmanın fantom çalışması ve hasta çalışması şeklinde, iki ayrı deney grubu ile yapılması planlanmıştır.

Öncelikle Anabilim Dalının veritabanındaki 30 kişilik bir hasta grubundan (hepsi onkolojik ^{18}F-FDG PET/MR çekimi yapılmış) temsili veri setleri seçilmiştir. Hastalar tanıya (farklı kanser türlerine) göre gruplandırılmış ve hasta görüntülerinden küresel lezyonlar seçilmiştir. Buna göre lezyon ve lezyonu çevreleyen sağlıklı dokudaki zemin aktivite tutulumlarının oranları (L/BG, *Lezyon/Background*) belirlenmiştir.

Fantom çalışmasında NEMA standartlarına uygun şekilde oluşturulan fantom kullanılarak yatay ve dikeyde 1., 5., 10., 15. ve 20. cm'lere 0,8 mm iç çap ve 1,4 mm dış çaplı kapiller tüpler yerleştirilmiştir. Kapiller tüplere yaklaşık olarak 200 MBq/ml (~5 mCi/ml) konstanstrasyonlu ^{18}F-FDG eklenmiştir. Fantom bir su tankı içine yerleştirilmiş ve su seviyesi yataydaki kapiler tüpleri geçecek ancak dikey eksendeki tüpler havada kalacak şekilde ayarlanmıştır. Su içerisine hasta değerlerinden bulunan ortalama BG oranını taklit edecek şekilde kapiler tüp aktivitesinin ~ 1/ 6,5'i olacak şekilde (~ 27,75 MBq/ml = 0,75 mCi/ml) ^{18}F-FDG eklenerek su içinde homojen olarak dağılımı sağlanmıştır. Bu metot ile ortamdaki zemin aktivitesi etkisinin PSF değerlerine ve dolayısıyla FWHM, FWTM değerlerine etkisi araştırılmıştır. Deney düzeneği hazırlandıktan sonra PET/MR cihazında klinikte tüm vücut hasta çekimlerinde rutin olarak kullanılan çekim parametreleri (VPFXS: TOF ve PSF düzeltmeleri ile OSEM) ile çekim yapılmıştır. Görüntülerin rekonstrüksiyonunda PET algoritmaları, foton azalımı düzeltmesi için ise MR algoritmaları kullanılmıştır (Alessio ve Kinahan 2006; Wagenknecht ve ark. 2013). Çekim sırasında üst anterior array MR koili kullanıştır. Çekim süresi, görüntüdeki her bir cevap fonksiyonunda en az 100 000 sayım toplanacak şekilde belirlenmiştir. Çekim sonunda çalışma, daha sonra kullanılmak üzere veritabanına kaydedilmiştir.

Hasta çalışmasında ise araştırmanın ilk aşamasında belirlenen hasta görüntülerindeki küresel lezyonlar, anabilim dalının iş istasyonları üzerinde belli parametreler için analiz edilmiştir. Buna göre seçilen lezyonların minimum, maksimum, ortalama ve pik standart tutulum değerleri (SUV, *Standart Uptake Value*) (sırasıyla SUV_{min}, SUV_{max}, SUV_{mean}, SUV_{peak}), bu SUV değerlerinin standart sapmaları ve lezyonların hacimleri, ek olarak zemin SUV_{mean} ve SUV_{max} değerleri ölçülmüş ve

kaydedilmiştir (Kinahan ve Fletcher 2010). Ayrıca hastalara çekimden önce enjekte edilen ^{18}F-FDG dozu miktarı ve çekim anındaki kg cinsinden ağırlıkları da not edilmiştir. Bu verilerden yararlanılarak her bir lezyonun çekim anındaki ortalama aktivite konsantrasyonları (AC_{mean}: *Activity Concentration*) da SUV denklemi kullanılarak (3-1) ayrıca hesaplanmıştır (Lucignani ve ark. 2004).

$$SUV_{mean}\left(\frac{g}{mL}\right) = \frac{AC_{mean}\left(\frac{MBq}{mL}\right)}{ID\ (MBq)\ /\ w(g)} \tag{3-1}$$

$$AC_{mean}\left(\frac{MBq}{mL}\right) = \frac{SUV_{mean}\left(\frac{g}{mL}\right) * ID\ (MBq)}{w(g)}$$

ID: Hasta Enjeksiyon dozu (MBq)

w: Hasta ağırlığı (g)

Elde edilen fantom ve hasta verileri, araştırmacının bilgisayarı üzerinde PSF modellemesi algoritmasının etkilerini incelemek için bir sonraki aşamada kullanılmıştır. Bu amaçla Java programlama diliyle kodlanmış ve medikal görüntüler üzerinde de sıklıkla kantitatif hesaplama amacıyla kullanılan ImageJ[4] yazılımı ve PSF modellemesi algoritmasını görüntüler üzerine ideal bir Gauss fonksiyonu benzetimi ile işleyecek gerekli eklentiler (Iterative Deconvolve 3D[5] ve Gaussian PSF 3D[6]), bu yazılıma test edilerek eklenmiştir.

Son aşamada ise fantom görüntülerindeki saçılmasız ortamı temsil eden hava içerisindeki ve vücut zemin aktivitesini temsil eden su içerisindeki cevap fonksiyonlarının FWHM ve FWTM değerleri gerekli yöntemler ve hesaplamalar ile hesaplanarak kaydedilmiştir. Bu yöntemler sırasıyla her bir cevap fonksiyonu için tek eksende *Gray Value* (imaj pikselinin parlaklık değeri) – Uzaklık (mm) profillerinin (*Plot Profile*) çıkarılması ve bu profil verilerinden faydalanılarak Gauss fonksiyonuna göre eğri uydurumu (*Curve Fitting*) yapılarak bu noktaların Gauss fonksiyonu parametrelerinin

[4] https://imagej.nih.gov/ij/ (ET: 17.10.2019)

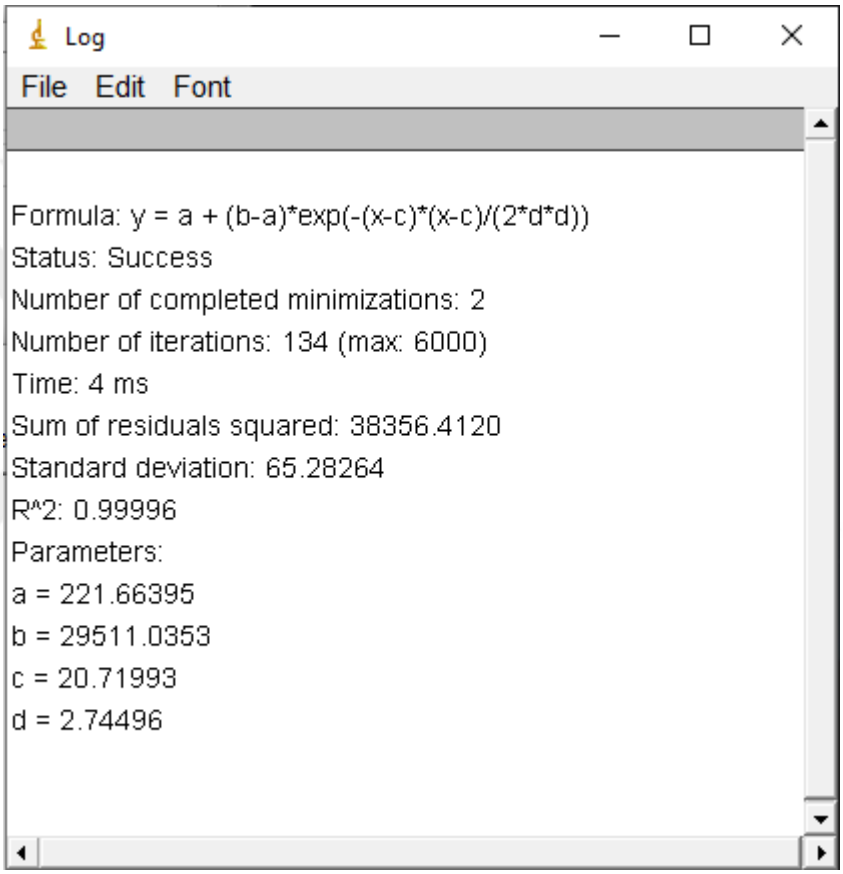
[5] https://www.optinav.info/Iterative-Deconvolve-3D.htm (ET: 17.10.2019)

[6] https://www.optinav.info/Convolve_3D.htm (ET: 17.10.2019)

belirlenmesidir (Şekil 3.3). Burada c parametresi Gauss fonksiyonunun ortalama değerini (μ) ve d parametresi standart sapmasını (σ) belirtmektedir (3-2).

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-(x-\mu)^2/(2\sigma^2)} \quad (3\text{-}2)$$

Gauss fonksiyonu



Şekil 3-3: Gauss fonksiyonu parametrelerinin belirlenmesi.

Belirlenen bu parametreler yardımıyla da FWHM ve FWTM değerleri her bir nokta için Gauss fonksiyonu yaklaşımı ile denklemlere (3-3 ve 3-4) göre hesaplanmıştır (Ahmed 2007 pp. 432, 567). Bu aşama NEMA testlerinde önerildiği şekilde aksiyel FOV merkezindeki kesit için hesaplanmıştır. Buna göre FWHM ve FWTM değerleri, fantomun zemin aktivitesini taklit eden su tankı içerindeki ve havadaki 1., 5., 10., 15. ve 20. cm'deki her bir cevap fonksiyonu için tekrar edilerek bulunan sonuçlar kaydedilmiştir. Yine tüm

bu işlem PSF algoritmasının görüntüler üzerine 1 iterasyonla uygulanması sonucu tekrar edilerek veriler kaydedilmiştir.

$$FWHM = 2\sqrt{2\ln(2)}\ \sigma \tag{3-3}$$

σ: Gauss fonksiyonunun standart sapma değeri

$$FWTM = 2\sqrt{2\ln(10)}\ \sigma \tag{3-4}$$

σ: Gauss fonksiyonunun standart sapma değeri

Hasta çalışmasının son aşamasında ise fantom çalışmasındaki prosedüre benzer şekilde her bir lezyonun bulundukları kesitler ImageJ yazılımı ile incelenerek ortalama lezyon ve zemin piksel değerleri, zemin aktivitesi için standart sapma değeri, normalize gürültü yüzdesi (NN%, *Normalized Noise*) (3-5), kontrast (C, *Contrast*) (3-6) ve kontrast gürültü oranı (CNR, *Contrast to Noise Ratio*) (3-7) değerleri kaydedilmiş ve gerekli yöntemlerle hesaplanmıştır (Aklan ve ark. 2016; Cherry 2012 pp. 239, 243-244). Yine bu işlem PSF algoritmasının görüntü üzerine 1, 3 ve 5 iterasyonla işlenmesi sonucu tekrar edilerek parametre değerleri belirlenmiştir. Ek olarak AC_{mean} değerinin değişimi de, PSF algoritması *gray value* değerlerini etkilediğinden dolayı, orantılanarak yeniden hesaplanmıştır (3.8). Böylece PSF algoritmasının uygulanması sonucunda oluşan lezyonların SUV_{mean} değerinin değişimi de denklem 3-1 ile yeniden hesaplanarak kaydedilmiştir.

$$NN\% = \frac{\sigma}{\mu} * 100 \tag{3-5}$$

İmaj içerisinde seçilen, olabildiğince büyük ve homojen dağılımlı bir alanda lokalize edilmiş ilgi alanı içerisindeki ortalama sayım değeri μ ve standart sapma değeri σ ile verilmiştir.

$$C = \frac{|L-B|}{B} \tag{3-6}$$

L: Lezyon aktivitesi sayımı değeri

B: Lezyonu çevreyelen sağlıklı doku (*zemin*) aktivitesi sayım değeri

$$CNR = \frac{|L-B|}{\sigma} \quad (3\text{-}7)$$

L: Lezyon aktivitesinin ortalama sayım değeri

B: Lezyonu çevreyelen sağlıklı doku (*zemin*) aktivitesinin ortalama sayım değeri

σ: Zemin sayımının standart sapma değeri

$$AC_{mean}^{PSF} = \frac{L^{PSF}}{\mathrm{L}} * AC_{mean} \quad (3\text{-}8)$$

AC_{mean}: Ham görüntü ortalama aktivite konsantrasyonu değeri

AC_{mean}^{PSF}: PSF algoritması uygulandıktan sonra ortalama aktivite konsantrasyonu değeri

L: Ham görüntü lezyon aktivitesi sayımı değeri

L^{PSF}: PSF algoritması uygulandıktan sonra lezyon aktivitesi sayım değeri

Hesaplanan tüm parametreler iterasyon sayılarına göre PSF modellemesi uygulanmış (PSF'li) ve PSF modellemesi uygulanmamış veya ham (PSF'siz) olarak gruplandırılarak kaydedilmiş ve yorumlanmıştır. Ayrıca veri görselleştirmesi ile de desteklenerek çalışma sonuçlandırılmıştır.

3.3. İstatistiksel Analiz

Araştırma sonucunda elde edilen verilerin değerlendirilmesinde, doğrudan ölçülerek veya hesaplanarak bulunan tüm sonuçlar, PSF'li ve PSF'siz olarak iki gruba ayrılmıştır. Böylece örneklem büyüklüklerine uygun olarak ortalama, standart sapma vb. değerler bulunmuş ve aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı incelenmiştir.

İstatistiksel analiz için gerekli eşli t-testi gibi gerekli hipotez testleri seçilerek yorumlanmıştır.Buna göre elde edilen ilgili parametre verilerine çift taraflı eşli t-testi uygulanmış ve H_0 hipotezi - %95 güven aralığı ile, iki veri grubu ortalamaları arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur – test edilerek yorumlanmıştır. Ayrıca,

uygun veriler için regresyon denklemleri oluşturulmuş ve incelenmiştir. Bu amaçlar ile Microsoft Excel[7] yazılımı istatistiksel analiz için kullanılmıştır.

Hasta çalışmasında kullanılan hasta imajları veri tabanından tam randomizasyon yöntemi uygulanarak seçilmiştir.

3.4. Etik Kurul

Klinikte PET/MR çekimi tamamlanmış ve raporu verilmiş hasta görüntüleri üzerinde çalışılmıştır. Böylece çalışmanın bir bölümü retrospektif bir araştırma şeklinde yapılmıştır. "İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu"na bu yüksek lisans tez çalışması için başvuru yapılmış ve izin alınmış olup 10/05/2018-171700 tarih ve sayılı ilgili izin belgesi bu raporun son bölümlerinde eklenmiştir.

[7] https://www.microsoft.com/tr-tr/p/excel/cfq7ttc0k7dx (ET: 17.10.2019)

4. BULGULAR

Nükleer Tıp Anabilim Dalının veritabanından seçilen 30 hastanın cinsiyete göre dağılımı, bu gruplandırmaya göre yaş ortalamaları ve bu değerlerin standart sapmaları verilmiştir (Tablo 4.1).

Tablo 4-1: Seçilen hastaların cinsiyet ve yaş dağılımı

	Hasta Sayısı	Yaş AO	Yaş SS
K:	23	48,13043	14,39477
E:	7	70	4,546061

K: Kadın, E: Erkek, AO: Aritrmetik Ortalama, SS: Standart Sapma

Hastalar, nükleer tıp hekimlerinin kayıtlı raporları kullanılarak tanıya göre gruplandırılmış ve hasta görüntülerinden küresel lezyonlar seçilmiştir. Ayrıca incelenen lezyon ve bu lezyonu çevreleyen sağlıklı dokudaki aktivite tutulumlarının oranları (L/BG) hesaplanmıştır. Buna göre aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri de kaydedilmiştir (Tablo 4.2).

Tablo 4-2: Tanıya göre gruplandırılmış hasta ve seçilen lezyon bilgileri

	Hasta Sayısı	Lezyon Sayısı	L/BG AO	L/BG SS
Serviks CA	2	4	6,566472726	2,402010613
Meme CA	10	17	6,33042902	2,757972237
Lenfoma	4	8	6,615530083	4,149944364
Over CA	4	5	5,546610964	0,742719484
Mesane CA	1	2	10,25369458	5,176857627
Endometrium CA	3	6	6,877368822	4,347790728
Pankreas CA	2	3	3,765212581	0,546373675
Kolon CA	1	2	4,193378995	0,622189391

Rektum CA	2	3	9,318086022	4,515936649
Medüller Tiroid CA	1	2	5,169924983	0,85370405
Toplam	30	52	6,463670878	3,193001516

AO: Aritrmetik Ortalama, SS: Standart Sapma

Tablo 4.2'de verilmiş, yaklaşık olarak 6,5 hesaplanan tüm L/BG oranlarının aritmetik ortalama değeri Bölüm 3.2'de bahsedilen yöntemlere göre fantom çalışmasında kullanılmıştır.

4.1. Fantom Çalışması

Oluşturulan fantomun merkezine olan uzaklıklara göre, ayrıca zemin aktivitesini taklit eden su tankı içerisindeki (fantomun yatay ekseni boyunca) ve havadaki (fantomun dikey ekseni boyunca) kapiller tüplerin konumuna göre hesaplanan FWHM ve FWTM değerleri, Tablo 4.3'te PSF algoritması uygulanmamış ham fantom imajı için ve Tablo 4.4'te PSF algoritması 1 iterasyon ile uygulanmış fantom imajı için verilmiştir.

Tablo 4-3: Ham fantom imajı için FWHM ve FWTM değerleri

	PSF'siz			
	FWHM (mm)		FWTM (mm)	
Konum (cm)	**Hava**	**Su**	**Hava**	**Su**
1	5,895951332	7,226094983	10,74605363	13,17039437
5	5,939185828	6,563118948	10,82485351	11,96204382
10	6,086809497	6,164730492	11,09391473	11,23593476
15	7,77246033	6,992920702	14,16620845	12,74540726
20	7,43536784	6,463886831	13,55181838	11,78118181

Hava, kaynağı çevreleyen alanda aktivitesi bulunmaması (fantomun havada bulunması), su ise aktivite bulunması (fantomun zemin aktivitesi içeren suda bulunması) durumunu temsil etmektedir.

Tablo 4-4: PSF algoritması uygulanmış fantom imajı için FWHM ve FWTM değerleri

PSF'li – 1 İterasyon				
	FWHM (mm)		FWTM (mm)	
Konum (cm)	Hava	Su	Hava	Su
1	2,509884945	3,314291472	4,574555778	6,040679767
5	2,646158381	2,874717215	4,822929886	5,239504811
10	2,663866628	2,712705595	4,855205215	4,944219886
15	3,248144577	2,668270141	5,920119396	4,863231128
20	2,926122936	2,696457337	5,333197688	4,914605555

Hava, kaynağı çevreleyen alanda aktivitesi bulunmaması (fantomun havada bulunması), su ise aktivite bulunması (fantomun zemin aktivitesi içeren suda bulunması) durumunu temsil etmektedir.

Fantom çalışmasının sonuç verilerine göre zemin aktivitesi olmadan (hava) ve zemin aktivitesi ile (su) hesaplanan değerler arasında ve de PSF algoritması ile ham görüntü değerleri arasında istatistiksel anlamlılık olup olmadığı incelenmiştir. Buna göre fantom çalışması sonucu hesaplanan istatistiksel anlamlılık p değerleri, hem FWHM hem de FWTM parametreleri için:

Ham imaj Hava - Ham imaj Su: $p_{F1} = 0{,}902362248$

PSF ile Hava – PSF ile Su: $p_{F2} = 0{,}825910299$

Ham imaj Hava – PSF ile Hava: $p_{F3} = 1{,}715\ x\ 10^{-4}$

Ham imaj Su – PSF ile Su: $p_{F4} = 1{,}2091\ x\ 10^{-5}$

Sonuç olarak H_0 hipotezi hava-su grupları için kabul edilmiş, PSF'siz-PSF'li grupları için reddedilmiştir.

4.2. Hasta Çalışması

Çalışma için belirlenen hastaların tanı, cinsiyet, kg biriminden ağırlık ve MBq biriminden çekim öncesi ^{18}F-FDG enjeksiyon dozları verilmiştir (Tablo 4.5). Hasta isimleri ve çekim tarihleri gizlenerek hastalar, numara verilerek tanımlanmıştır.

Tablo 4-5: Hasta bilgileri

Hasta No	Tanı	Cinsiyet	Yaş	Ağırlık (Kg)	Enjeksiyon Dozu (MBq)
1	Serviks CA	K	25	75	307,1
2	Meme CA	K	41	68	300,708128
3	Over CA	K	64	65	196,07656
4	Lenfoma CA	K	28	48	222,845408
5	Over CA	K	63	75	277,707648
6	Meme CA	K	30	59	168,35
7	Mesane CA	E	67	60	205,872448
8	Endometrium CA	K	59	70	291,907488
9	Serviks CA	K	64	95	238,939408
10	Pankreas CA	K	65	60	331,615936
11	Meme CA	K	48	78	542,291392
12	Lenfoma CA	E	75	70	233,84
13	Endometrium CA	K	58	88	289,482496
14	Meme CA	K	37	58	226,81
15	Meme CA	K	58	90	351,129984
16	Kolon CA	E	65	75	307,1
17	Pankreas CA	E	74	74	231,977088
18	Lenfoma CA	E	72	80	373,89808

19	Lenfoma CA	E	64	85	236,8
20	Tiroid Medüller CA	K	18	53	174,596976
21	Meme CA	K	34	75	215,71
22	Over CA	K	42	54	201,28
23	Endometrium CA	K	53	79	408,109984
24	Rektum CA	K	59	95	254,772672
25	Meme CA	K	61	62	217,19
26	Meme CA	K	52	54	245,361968
27	Meme CA	K	63	73	300,512608
28	Over CA	K	38	87	262,013744
29	Rektum CA	E	73	54	218,3
30	Meme CA	K	47	95	338,92

Hasta görüntüleri üzerinden seçilen 52 adet küresel lezyonun, anabilim dalının iş istasyonu yazılımı kullanarak hacim, standart tutulum değerleri (SUV_{min}, SUV_{max}, SUV_{mean} ve SUV_{peak}) ve SUV değerinin standart sapması hesaplanmıştır. Ek olarak lezyonu çevreleyen sağlıklı dokunun (zemin) da SUV_{mean} değeri de kaydedilmiş ve L/BG oranı hesaplanmıştır (Tablo 4.6)

Tablo 4-6: Belirlenmiş lezyonların parametre değerleri

Hasta No	**Lezyon No**	**Hacim (cm3)**	**SUV_{Min} (g/ml)**	**SUV_{Max} (g/ml)**	**SUV_{Mean} (g/ml)**	**SUV_{Peak} (g/ml)**	**SUV SS (g/ml)**	**BG SUV_{Mean} (g/ml)**	**L/ BG**
1	**1.1**	0,679	11,2	26,66	16,77	13,07	4,52	2,27	7,387665
1	**1.2**	0,814	18,32	39,47	25,59	11,24	6,29	2,67	9,58427
1	**1.3**	1,11	4,09	9,76	5,52	5,1	1,65	1,12	4,928571
2	**2.1**	2,33	3,57	8,49	5,08	6,05	1,29	1,11	4,576577
2	**2.2**	3,45	3,08	7,36	4,27	5,42	1,01	1,15	3,713043

3	**3.1**	3,8	2,73	6,51	3,39	4,17	0,79	0,66	5,136364
4	**4.1**	0,463	4,53	10,64	6,53	4,66	1,78	1,23	5,308943
5	**5.1**	1,9	4,69	11,14	7	7,69	1,64	1,22	5,737705
5	**5.2**	1,68	3,42	7,98	5,34	-	1,12	0,95	5,621053
6	**6.1**	2,44	2,82	6,7	3,89	4,49	0,98	1,03	3,776699
6	**6.2**	4,37	2,18	5,19	3,15	3,81	0,79	0,91	3,461538
7	**7.1**	1,3	6,68	15,38	9,56	9,46	2,51	1,45	6,593103
7	**7.2**	0,516	6,71	16	9,74	7,05	2,36	0,7	13,91429
8	**8.1**	4,59	6,46	15,34	9,79	11,18	2,18	0,64	15,29688
8	**8.2**	0,977	3,42	7,89	4,77	4,17	1,13	0,8	5,9625
9	**9.1**	0,76	5,07	11,84	6,81	4,96	1,69	1,56	4,365385
10	**10.1**	5,02	2,85	6,79	3,79	4,71	0,82	1,11	3,414414
10	**10.2**	2,29	3,02	7,18	3,87	4,21	0,81	1,11	3,486486
11	**11.1**	0,852	4,09	9,73	5,72	5,33	1,34	1,11	5,153153
11	**11.2**	0,632	2,68	6,33	3,79	2,87	0,97	0,7	5,414286
11	**11.3**	0,357	3,77	8,84	5,35	3,04	1,35	0,61	8,770492
12	**12.1**	1,76	5,7	13,37	8,63	8,92	2,06	0,74	11,66216
12	**12.2**	0,353	5,17	11,64	7,65	4,7	1,78	1	7,65
12	**12.3**	1,49	10,59	25,22	15,7	16,53	3,87	1,12	14,01786
13	**13.1**	3,09	3,55	8,42	5,21	-	6,3	1,59	3,27673
13	**13.2**	0,787	3,72	8,73	5,1	4,12	1,24	1,3	3,923077
14	**14.1**	3,75	4,79	11,29	7,65	9,47	1,84	1,41	5,425532
14	**14.2**	0,407	3,42	7,68	5,03	3,23	1,32	1,13	4,451327
14	**14.3**	1,33	4,82	11,49	7,31	6,83	1,76	0,75	9,746667
15	**15.1**	1,64	3,18	7,55	4,69	4,95	1,16	1,22	3,844262
16	**16.1**	1,33	4,12	9,84	5,48	5,59	1,41	1,46	3,753425

16	**16.2**	0,896	3,73	8,82	5,56	4,1	1,37	1,2	4,633333
17	**17.1**	1,09	4,59	10,8	6,68	6,41	1,59	1,52	4,394737
18	**18.1**	0,706	3,09	7,25	4,36	3,71	1,17	1,16	3,758621
18	**18.2**	2,39	3,79	9,03	4,82	5,42	1,04	1,61	2,993789
19	**19.1**	1,41	2,84	6,75	3,94	3,88	0,94	1,05	3,752381
19	**19.2**	0,76	2,18	5,14	3,1	2,63	0,85	0,82	3,780488
20	**20.1**	0,326	4,21	8,51	6,12	3,41	1,21	1,06	5,773585
20	**20.2**	0,896	1,92	4,46	3,79	-	0,73	0,83	4,566265
21	**21.1**	2,93	2,78	6,64	4,13	5,02	1,01	0,52	7,942308
22	**22.1**	0,407	5,96	13,37	8,6	5,22	2,43	1,3	6,615385
23	**23.1**	0,855	4,73	11,22	6,65	5,96	1,79	1,14	5,833333
23	**23.2**	1,39	5,79	13,75	7,39	7,45	1,71	1,06	6,971698
24	**24.1**	1,82	6,16	14,69	8,84	9,45	2,29	1,25	7,072
24	**24.2**	1,06	4,35	10,53	5,92	5,37	1,51	0,93	6,365591
25	**25.1**	0,57	3,51	8,26	5,1	3,82	1,32	0,61	8,360656
25	**25.2**	2,12	4,31	10,14	6,38	7,1	1,54	0,79	8,075949
26	**26.1**	1,19	2,59	6,15	3,82	3,79	0,88	1,02	3,745098
27	**27.1**	1,76	4,25	10,06	6,5	7,03	1,58	0,82	7,926829
28	**28.1**	1,93	6,3	15,02	9,43	10,3	2,46	2,04	4,622549
29	**29.1**	1,25	5,56	12,96	8,71	8,66	2,26	0,6	14,51667
30	**30.1**	0,624	6,36	14,85	9,66	7,34	2,63	0,73	13,23288

SS: Standart Sapma.

İş istasyonu yazılımında ölçülemeyen değerler "–" ile belirtilmiştir.

Bölüm 3.2'de bahsedilen yöntemlere göre hasta imajlarına 1, 3 ve 5 iterasyon değerleri ile PSF algoritması uygulanmış ve buna göre hasta çalışması sonlandırılmıştır.

PSF gruplandırmasına göre, tüm lezyonların SUV_{mean} ve görüntü kalitesi parametrelerinin (C, NN%, CNR) aritmetik ortalamaları alınarak kaydedilmiştir (Tablo 4.7).

Tablo 4-7: Hasta çalışması sonucu hesaplanan ortalama SUV ve görüntü kalitesi parametreleri

	PSF Yok	PSF - 1 İterasyon	PSF - 3 İterasyon	PSF - 5 İterasyon
Kontrast (C)	5,819607254	10,89033734	13,03537995	14,30929446
Normalize Gürültü Yüzdesi (NN %)	5,60156149	11,19323725	18,37111753	24,28512462
Kontrast Gürültü Oranı (CNR)	113,4540535	98,23466731	68,82748798	54,32091486
Standart Tutulum Değeri (SUVmean)	6,762884615	9,029096723	11,47160227	12,68080844

Bahsedilen parametre değerleri için seçilen her bir lezyonun ölçüm ve hesaplamaları detaylı olarak Tablo 4.8 ve Tablo 4.9'de verilmiştir. Burada L_{mean} lezyonun ortalama *gray value* değerini, BG_{mean} lezyonu çevreleyen sağlıklı dokunun ortalama *gray value* değerini ve $BG_{std,}$ bu zemin aktivitesi değerinin standart sapma değerini belirtmektedir.

Hasta çalışması sonucu hesaplanan bu veri kullanılarak SUV_{mean} ve görüntü kalitesi parametreleri için ham imaj ile 1, 3, ve 5 iterasyonlu PSF uygulanmış imajlar arasında istatistiksel anlamlılık bulunup bulunmadığı incelenmiştir. Buna göre hasta çalışması sonucu hesaplanan istatistiksel anlamlılık p değerleri:

- Kontrast (C) parametresi için:

  Ham imaj – 1 iterasyon ile PSF: $p_{H_C1} = 0{,}011590663$

  Ham imaj – 3 iterasyon ile PSF: $p_{H_C2} = 2{,}532922\ x\ 10^{-3}$

  Ham imaj – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_C3} = 1{,}297371\ x\ 10^{-3}$

  1 iterasyon ile PSF – 3 iterasyon ile PSF $p_{H_C4} = 0{,}028809378$

1 iterasyon ile PSF – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_C5} = 4{,}604147\ x\ 10^{-3}$

3 iterasyon ile PSF – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_C6} = 2{,}05145\ x\ 10^{-3}$

- Normalize gürültü yüzdesi (NN %) parametresi için:

Ham imaj – 1 iterasyon ile PSF: $p_{H_{NN\%1}} = 2{,}292268\ x\ 10^{-3}$

Ham imaj – 3 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{NN\%}2}} = 7{,}26899\ x\ 10^{-7}$

Ham imaj – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{NN\%}3}} = 9{,}44251\ x\ 10^{-9}$

1 iterasyon ile PSF – 3 iterasyon ile PSF $p_{H_{\mathrm{NN\%}4}} = 3{,}34508\ x\ 10^{-8}$

1 iterasyon ile PSF – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{NN\%}5}} = 2{,}4628\ x\ 10^{-9}$

3 iterasyon ile PSF – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{NN\%}6}} = 5{,}09408\ x\ 10^{-9}$

- Kontrast gürültü oranı (CNR) parametresi için:

Ham imaj – 1 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{CNR}1}} = 0{,}052904865$

Ham imaj – 3 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{CNR}2}} = 2{,}03509\ x\ 10^{-5}$

Ham imaj – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{CNR}3}} = 2{,}89127\ x\ 10^{-7}$

1 iterasyon ile PSF – 3 iterasyon ile PSF $p_{H_{\mathrm{CNR}4}} = 6{,}93371\ x\ 10^{-8}$

1 iterasyon ile PSF – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{CNR}5}} = 5{,}34814\ x\ 10^{-10}$

3 iterasyon ile PSF – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{CNR}6}} = 1{,}60814\ x\ 10^{-8}$

- Standart tutulum değeri (SUV_{mean}) parametresi için:

Ham imaj – 1 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{SUVmean}1}} = 2{,}10083\ x\ 10^{-10}$

Ham imaj – 3 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{SUVmean}2}} = 4{,}36156\ x\ 10^{-9}$

Ham imaj – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{SUVmean}3}} = 1{,}17212\ x\ 10^{-8}$

1 iterasyon ile PSF – 3 iterasyon ile PSF $p_{H_{\mathrm{SUVmean}4}} = 5{,}04201\ x\ 10^{-8}$

1 iterasyon ile PSF – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{SUVmean}5}} = 1{,}01916\ x\ 10^{-7}$

3 iterasyon ile PSF – 5 iterasyon ile PSF: $p_{H_{\mathrm{SUVmean}6}} = 4{,}47807\ x\ 10^{-7}$

Sonuç olarak H_0 hipotezi CNR: ham imaj - 1 iterasyon ile PSF grubu için kabul edilmiş, diğer tüm gruplar için reddedilmiştir.

Bulunan bu sonuca uygun olarak, ham imaj ve 1 iterasyon ile PSF algoritması uygulanmış imajlar arasında, Tablo 4.8'te bulunan 52 adet lezyon için SUV_{mean} parametresinin regresyon denklemi oluşturulmuştur. Buna göre elde edilen regresyon denklemi:

$$\mathrm{SUV}_{\mathrm{mean}}^{\mathrm{PSF1}} = (1{,}515830422)\ \mathrm{SUV}_{\mathrm{mean}}^{\mathrm{Ham}} + (-1{,}222289514) \qquad (4\text{-}1)$$

Korelasyon katsayısı: $r = 0{,}994307981$

Determinasyon katsayısı: $r^2 = 0{,}988648362$

Ek olarak Tablo 4.8 ve Tablo 4.9'de verilen sonuçların veri görselleştirmesi uygulanarak oluşturulmuş şekilleri, sırasıyla lezyonların C, NN%, CNR, SUV_{mean} parametre değerleri için Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4 ile verilmiştir.

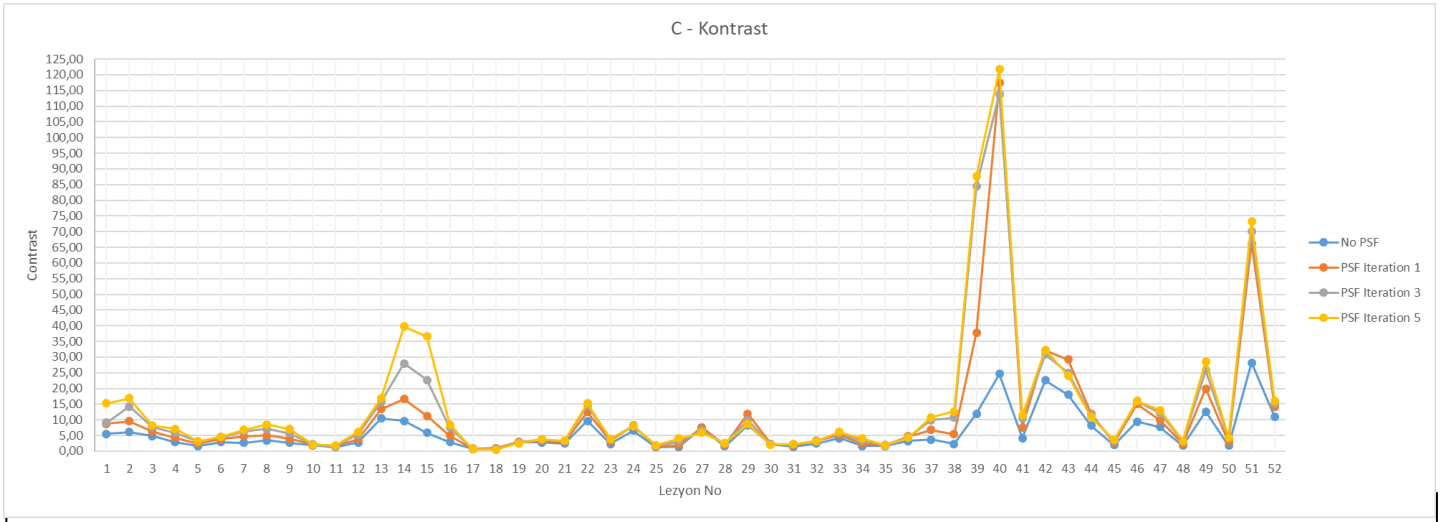
PSF modellemesi uygulanmamış ve farklı iterasyon sayılarında PSF modellemesi algoritması uygulanmış hasta imajı örnekleri Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7'de verilmiştir.

Tablo 4-8: Ham ve 1 iterasyon ile PSF algoritması uygulanmış lezyon imajları için parametre değerleri

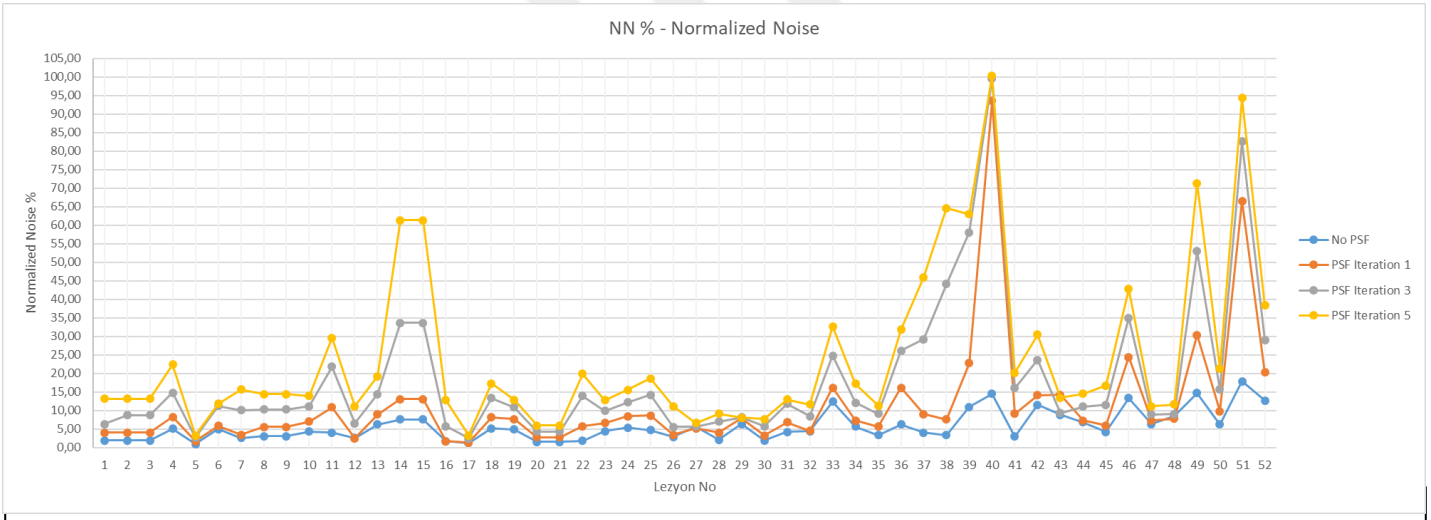
		No PSF								PSF Iteration 1							
Hasta No	Lezyon No	Lmean	BGmean	BGsd	ACm (kBq/ml)	SUVm (g/mL)	NN %	C	CNR	Lmean	BGmean	BGsd	AC (kBq/ml)	SUVm (g/mL)	NN %	C	CNR
1	1,1	16512	2516	47	68,67	16,77	1,87	5,56	297,79	24861	2540	102	103,39	25,25	4,02	8,79	218,83
1	1,2	17779	2516	47	104,78	25,59	1,87	6,07	324,74	26640	2540	102	157,01	38,34	4,02	9,49	236,27
1	1,3	14658	2516	47	22,60	5,52	1,87	4,83	258,34	18637	2540	102	28,74	7,02	4,02	6,34	157,81
2	2,1	18590	4707	240	22,46	5,08	5,10	2,95	57,85	23203	4413	366	28,04	6,34	8,29	4,26	51,34
2	2,2	9151	3478	34	18,88	4,27	0,98	1,63	166,85	12016	3490	58	24,79	5,61	1,66	2,44	147,00
3	3,1	19264	4942	244	10,23	3,39	4,94	2,90	58,70	23789	4831	284	12,63	4,19	5,88	3,92	66,75
4	4,1	14954	4061	105	30,32	6,53	2,59	2,68	103,74	21270	3740	129	43,12	9,29	3,45	4,69	135,89
5	5,1	20910	4694	144	25,92	7,00	3,07	3,45	112,61	27251	4513	252	33,78	9,12	5,58	5,04	90,23
5	5,2	17207	4694	144	19,77	5,34	3,07	2,67	86,90	22042	4513	252	25,33	6,84	5,58	3,88	69,56
6	6,1	16830	5846	253	11,10	3,89	4,33	1,88	43,42	21112	6717	468	13,92	4,88	6,97	2,14	30,76
6	6,2	16620	7080	286	8,99	3,15	4,04	1,35	33,36	18904	7273	791	10,22	3,58	10,88	1,60	14,70
7	7,1	15421	4089	106	32,80	9,56	2,59	2,77	106,91	20679	4248	107	43,99	12,82	2,52	3,87	153,56
7	7,2	14000	1225	76	33,42	9,74	6,20	10,43	168,09	20629	1432	128	49,24	14,35	8,94	13,41	149,98
8	8,1	13729	1287	97	40,83	9,79	7,54	9,67	128,27	17999	1018	133	53,52	12,83	13,06	16,68	127,68
8	8,2	8868	1287	97	19,89	4,77	7,54	5,89	78,15	12506	1018	133	28,05	6,73	13,06	11,28	86,38
9	9,1	16000	4125	69	17,13	6,81	1,67	2,88	172,10	21935	3691	63	23,48	9,34	1,71	4,94	289,59
10	10,1	15966	9023	111	20,95	3,79	1,23	0,77	62,55	17558	9722	127	23,04	4,17	1,31	0,81	61,70
10	10,2	15596	7909	407	21,39	3,87	5,15	0,97	18,89	17988	9806	803	24,67	4,46	8,19	0,83	10,19
11	11,1	13660	3525	172	39,77	5,72	4,88	2,88	58,92	14690	3656	279	42,77	6,15	7,63	3,02	39,55
11	11,2	15693	4191	62	26,35	3,79	1,48	2,74	185,52	17696	4079	114	29,71	4,27	2,79	3,34	119,45
11	11,3	14547	4191	62	37,20	5,35	1,48	2,47	167,03	15984	4079	114	40,87	5,88	2,79	2,92	104,43
12	12,1	17497	1646	30	28,83	8,63	1,82	9,63	528,37	23651	1744	100	38,97	11,67	5,73	12,56	219,07
12	12,2	13692	4167	183	25,56	7,65	4,39	2,29	52,05	18247	4281	283	34,06	10,19	6,61	3,26	49,35
12	12,3	18108	2393	129	52,45	15,70	5,39	6,57	121,82	24810	2711	230	71,86	21,51	8,48	8,15	96,08
13	13,1	26089	11433	536	17,14	5,21	4,69	1,28	27,34	32881	12838	1102	21,60	6,57	8,58	1,56	18,19
13	13,2	14957	6086	172	16,78	5,10	2,83	1,46	51,58	19198	6333	215	21,53	6,55	3,39	2,03	59,84
14	14,1	15153	1776	99	29,92	7,65	5,57	7,53	135,12	18528	2168	113	36,58	9,35	5,21	7,55	144,78
14	14,2	15184	5962	122	19,67	5,03	2,05	1,55	75,59	21150	7051	280	27,40	7,01	3,97	2,00	50,35
14	14,3	13622	1460	92	28,59	7,31	6,30	8,33	132,20	17941	1389	111	37,65	9,63	7,99	11,92	149,12
15	15,1	15090	4680	91	18,30	4,69	1,94	2,22	114,40	16258	4860	158	19,71	5,05	3,25	2,35	72,14
16	16,1	14494	6093	254	22,44	5,48	4,17	1,38	33,07	18144	6378	436	28,09	6,86	6,84	1,84	26,99
16	16,2	14909	4394	193	22,77	5,56	4,39	2,39	54,48	20431	4852	218	31,20	7,62	4,49	3,21	71,46
17	17,1	11819	2289	283	20,94	6,68	12,36	4,16	33,67	16424	2674	431	29,10	9,28	16,12	5,14	31,90
18	18,1	19879	7516	428	20,38	4,36	5,69	1,64	28,89	27794	7962	581	28,49	6,10	7,30	2,49	34,13
18	18,2	15894	6106	206	22,53	4,82	3,37	1,60	47,51	18428	6325	358	26,12	5,59	5,66	1,91	33,81
19	19,1	16612	3944	246	10,98	3,94	6,24	3,21	51,50	21490	3779	608	14,20	5,10	16,09	4,69	29,13
19	19,2	18902	4064	163	8,64	3,10	4,01	3,65	91,03	25168	3230	291	11,50	4,13	9,01	6,79	75,39
20	20,1	20643	6208	206	20,16	6,12	3,32	2,33	70,07	25124	3893	296	24,54	7,45	7,60	5,45	71,73
20	20,2	5222	403	44	12,49	3,79	10,92	11,96	109,52	7987	206	47	19,10	5,80	22,82	37,77	165,55
21	21,1	16234	634	92	11,88	4,13	14,51	24,61	169,57	21933	185	173	16,05	5,58	93,51	117,56	125,71
22	22,1	13645	2641	78	32,06	8,60	2,95	4,17	141,08	20562	2387	217	48,31	12,96	9,09	7,61	83,76
23	23,1	21577	914	105	34,35	6,65	11,49	22,61	196,79	25756	779	110	41,01	7,94	14,12	32,06	227,06
23	23,2	16827	885	78	38,18	7,39	8,81	18,01	204,38	20688	683	97	46,94	9,09	14,20	29,29	206,24
24	24,1	15580	1699	116	23,71	8,84	6,83	8,17	119,66	20395	1572	114	31,03	11,57	7,25	11,97	165,11
24	24,2	16428	5527	232	15,88	5,92	4,20	1,97	46,99	22738	6104	364	21,97	8,19	5,96	2,73	45,70
25	25,1	14689	1410	188	17,87	5,10	13,33	9,42	70,63	20955	1308	319	25,49	7,28	24,39	15,02	61,59
25	25,2	18449	2112	133	22,35	6,38	6,30	7,74	122,83	24926	2278	166	30,20	8,62	7,29	9,94	136,43
26	26,1	16197	5947	500	17,36	3,82	8,41	1,72	20,50	21785	6442	502	23,35	5,14	7,79	2,38	30,56
27	27,1	18448	1355	199	26,76	6,50	14,69	12,61	85,89	25210	1200	364	36,57	8,88	30,33	20,01	65,96
28	28,1	18244	6681	417	28,40	9,43	6,24	1,73	27,73	24218	6186	604	37,70	12,52	9,76	2,91	29,85
29	29,1	13037	447	80	35,21	8,71	17,90	28,17	157,38	17478	260	173	47,21	11,68	66,54	66,22	99,53
30	30,1	10558	874	111	34,46	9,66	12,70	11,08	87,24	14393	946	192	46,98	13,17	20,30	14,21	70,04
ORTALAMA		-	-	-	26,35	6,76	5,60	5,82	113,45	-	-	-	34,90	9,03	11,19	10,89	98,23
STD SAPMA		-	-	-	15,61	3,83	3,97	6,10	90,70	-	-	-	23,31	5,83	15,35	18,82	66,40

Tablo 4-9: 3 ve 5 iterasyon sayıları ile PSF algoritması uygulanmış lezyon imajları için parametre değerleri

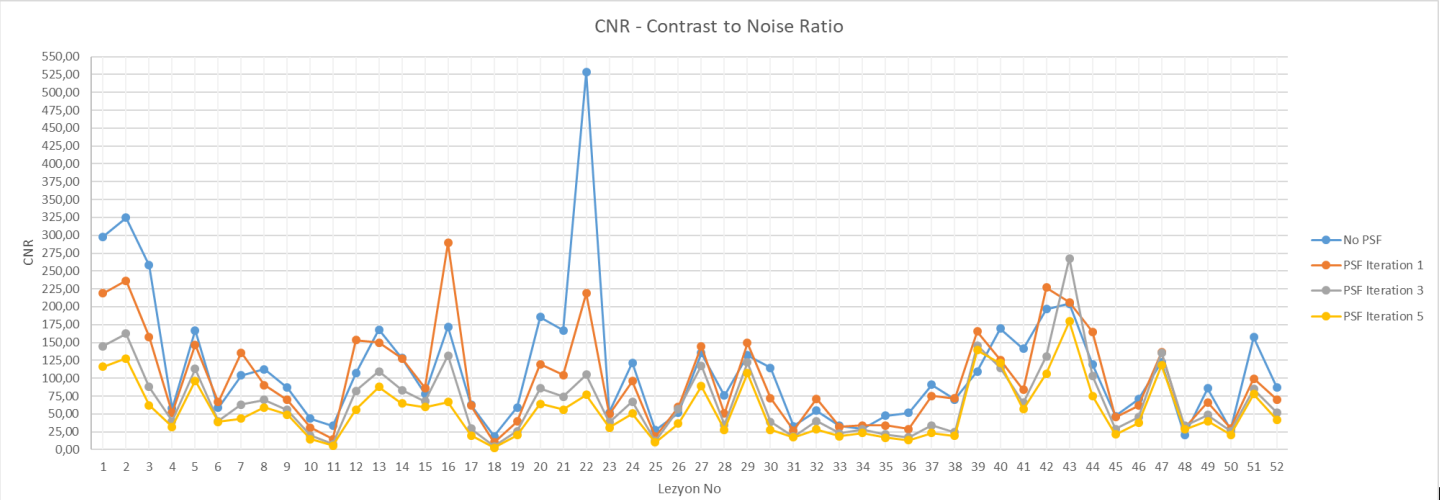
		PSF Iteration 3								PSF Iteration 5							
Hasta No	Lezyon No	Lmean	BGmean	BGsd	AC (kBq/ml)	SUVm (g/mL)	NN %	C	CNR	Lmean	BGmean	BGsd	AC (kBq/ml)	SUVm (g/mL)	NN %	C	CNR
1	1,1	35662	3536	222	148,31	36,22	6,28	9,09	144,71	41241	2535	334	171,51	41,89	13,18	15,27	115,89
1	1,2	38595	2536	222	227,46	55,55	8,75	14,22	162,43	45174	2535	334	266,24	65,02	13,18	16,82	127,66
1	1,3	22083	2536	222	34,05	8,32	8,75	7,71	88,05	23329	2535	334	35,97	8,79	13,18	8,20	62,26
2	2,1	27650	4006	594	33,41	7,56	14,83	5,90	39,80	29734	3664	819	35,93	8,13	22,35	7,12	31,83
2	2,2	15331	3814	102	31,63	7,15	2,67	3,02	112,91	17279	4175	136	35,65	8,06	3,26	3,14	96,35
3	3,1	28382	5184	580	15,07	4,99	11,19	4,47	40,00	30772	5516	649	16,34	5,42	11,77	4,58	38,92
4	4,1	29474	4012	403	59,75	12,87	10,04	6,35	63,18	34149	4352	683	69,23	14,91	15,69	6,85	43,63
5	5,1	32896	4034	415	40,78	11,01	10,29	7,15	69,55	34580	3650	524	42,86	11,58	14,36	8,47	59,03
5	5,2	27059	4034	415	31,09	8,40	10,29	5,71	55,48	29281	3650	524	33,65	9,09	14,36	7,02	48,91
6	6,1	24816	7782	869	16,37	5,74	11,17	2,19	19,60	26443	8544	1190	17,44	6,11	13,93	2,09	15,04
6	6,2	20059	7464	1626	10,85	3,80	21,78	1,69	7,75	20363	7482	2216	11,01	3,86	29,62	1,72	5,81
7	7,1	25895	4075	265	55,08	16,05	6,50	5,35	82,34	28282	3892	434	60,16	17,53	11,15	6,27	56,20
7	7,2	28060	1673	241	66,98	19,52	14,41	15,77	109,49	31583	1763	339	75,39	21,97	19,23	16,91	87,96
8	8,1	22058	762	256	65,59	15,73	33,60	27,95	83,19	24060	590	362	71,55	17,16	61,36	39,78	64,83
8	8,2	18080	762	256	40,55	9,73	33,60	22,73	67,65	22186	590	362	49,76	11,93	61,36	36,60	59,66
9	9,1	28750	3385	193	30,78	12,24	5,70	7,49	131,42	31855	3340	427	34,10	13,56	12,78	8,54	66,78
10	10,1	18339	10637	261	24,06	4,35	2,45	0,72	29,51	18623	11303	368	24,43	4,42	3,26	0,65	19,89
10	10,2	19384	12111	1617	26,58	4,81	13,35	0,60	4,50	19843	13549	2337	27,21	4,92	17,25	0,46	2,69
11	11,1	14817	3916	425	43,14	6,20	10,85	2,78	25,65	14777	4091	525	43,02	6,19	12,83	2,61	20,35
11	11,2	18308	3927	168	30,74	4,42	4,28	3,66	85,60	18220	3800	225	30,59	4,40	5,92	3,79	64,09
11	11,3	16422	3927	168	41,99	6,04	4,28	3,18	74,38	16410	3800	225	41,96	6,04	5,92	3,32	56,04
12	12,1	29035	1866	259	47,84	14,32	13,88	14,56	104,90	30892	1905	378	50,90	15,24	19,84	15,22	76,69
12	12,2	23183	4825	478	43,27	12,95	9,91	3,80	38,41	25601	5185	664	47,78	14,30	12,81	3,94	30,75
12	12,3	31002	3362	410	89,79	26,88	12,20	8,22	67,41	33057	3717	579	95,74	28,66	15,58	7,89	50,67
13	13,1	40873	14743	2089	26,85	8,16	14,17	1,77	12,51	45443	15639	2907	29,85	9,08	18,59	1,91	10,25
13	13,2	24160	5881	324	27,10	8,24	5,51	3,11	56,42	27269	5410	603	30,59	9,30	11,15	4,04	36,25
14	14,1	20945	2747	155	41,35	10,57	5,64	6,62	117,41	21801	3183	209	43,04	11,01	6,57	5,85	89,08
14	14,2	28635	8299	581	37,09	9,49	7,00	2,45	35,00	32467	9137	834	42,06	10,76	9,13	2,55	27,97
14	14,3	21765	1994	162	45,67	11,68	8,12	9,92	122,04	23266	2416	195	48,82	12,49	8,07	8,63	106,92
15	15,1	16433	5094	292	19,93	5,11	5,73	2,23	38,83	16383	5206	399	19,87	5,09	7,66	2,15	28,01
16	16,1	21710	6861	807	33,61	8,21	11,76	2,16	18,40	23793	7369	953	36,83	9,00	12,93	2,23	17,23
16	16,2	26968	6170	523	41,18	10,06	8,48	3,37	39,77	30115	7025	814	45,99	11,23	11,59	3,29	28,37
17	17,1	20967	3129	777	37,15	11,85	24,83	5,70	22,96	23236	3288	1074	41,17	13,13	32,66	6,07	18,57
18	18,1	37711	8536	1033	38,66	8,27	12,10	3,42	28,24	44054	8808	1515	45,16	9,66	17,20	4,00	23,26
18	18,2	20416	6943	632	28,94	6,19	9,10	1,94	21,32	21801	7464	848	30,90	6,61	11,36	1,92	16,91
19	19,1	26260	4723	1233	17,35	6,23	26,11	4,56	17,47	28321	5376	1708	18,71	6,72	31,77	4,27	13,43
19	19,2	33072	3043	888	15,11	5,42	29,18	9,87	33,82	37672	3204	1472	17,21	6,18	45,94	10,76	23,42
20	20,1	29548	2537	1120	28,86	8,76	44,15	10,65	24,12	31550	2320	1500	30,81	9,35	64,66	12,60	19,49
20	20,2	12239	143	83	29,26	8,88	58,04	84,59	145,73	15087	170	107	36,07	10,95	62,94	87,75	139,41
21	21,1	26768	233	232	19,59	6,81	99,57	113,88	114,38	28487	232	233	20,84	7,25	100,43	121,79	121,27
22	22,1	29483	2546	409	69,26	18,58	16,06	10,58	65,86	34316	2769	558	80,62	21,63	20,15	11,39	56,54
23	23,1	28581	898	212	45,50	8,81	23,61	30,83	130,58	29592	887	270	47,11	9,12	30,44	32,36	106,31
23	23,2	23111	889	83	52,43	10,15	9,34	25,00	267,73	23775	946	127	53,94	10,44	13,42	24,13	179,76
24	24,1	24636	1982	219	37,49	13,98	11,05	11,43	103,44	26166	2203	319	39,82	14,85	14,48	10,88	75,12
24	24,2	29972	6984	802	28,97	10,80	11,48	3,29	28,66	33819	7456	1247	32,68	12,19	16,72	3,54	21,14
25	25,1	27913	1644	575	33,95	9,69	34,98	15,98	45,69	31442	1855	794	38,24	10,92	42,80	15,95	37,26
25	25,2	31285	2380	213	37,90	10,82	8,95	12,14	135,70	33878	2408	267	41,04	11,72	11,09	13,07	117,87
26	26,1	27569	6843	617	29,54	6,50	9,02	3,03	33,59	30320	7076	823	32,49	7,15	11,63	3,28	28,24
27	27,1	31826	1187	629	46,16	11,21	52,99	25,81	48,71	34214	1155	824	49,63	12,06	71,34	28,62	40,12
28	28,1	30990	6092	955	48,24	16,02	15,68	4,09	26,07	34537	6349	1353	53,76	17,85	21,31	4,44	20,83
29	29,1	21598	304	251	58,33	14,43	82,57	70,05	84,84	23383	315	297	63,15	15,62	94,29	73,23	77,67
30	30,1	18299	1140	331	59,73	16,74	29,04	15,05	51,84	20669	1207	463	67,47	18,91	38,36	16,12	42,03
ORTALAMA		-	-	-	44,05	11,47	18,37	13,04	68,83	-	-	-	48,58	12,68	24,29	14,31	54,32
STD SAPMA		-	-	-	33,82	8,48	19,15	20,91	50,48	-	-	-	39,59	9,91	22,41	22,44	39,43



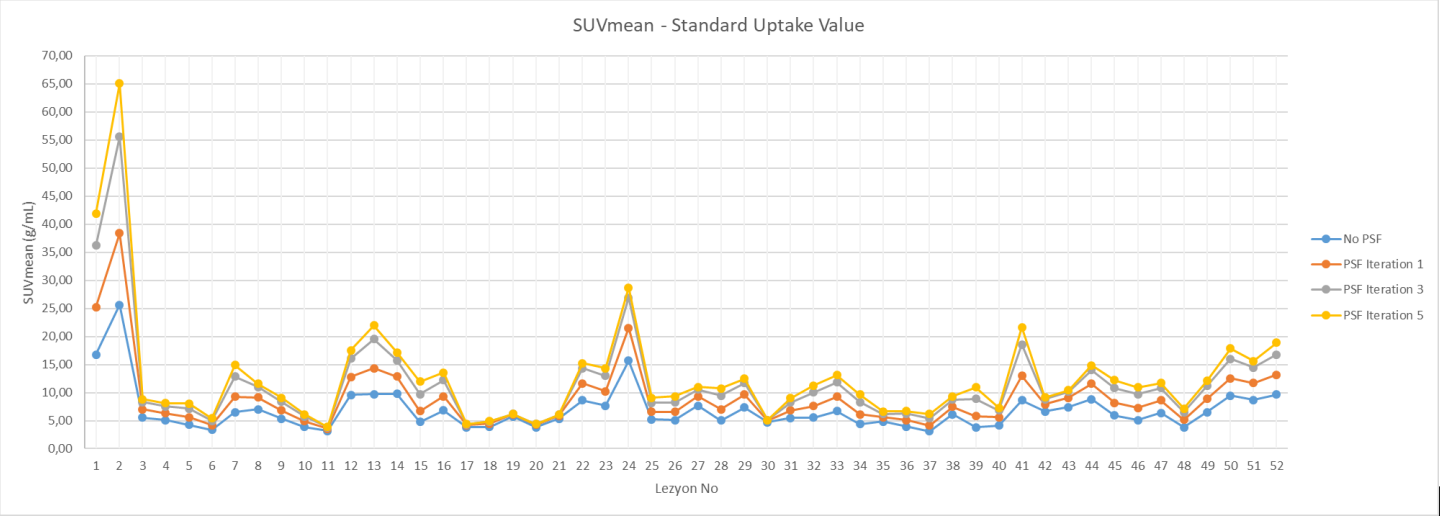
Şekil 4-1: Ham ve PSF algoritması uygulanmış imajlar için lezyonların kontrast değerleri



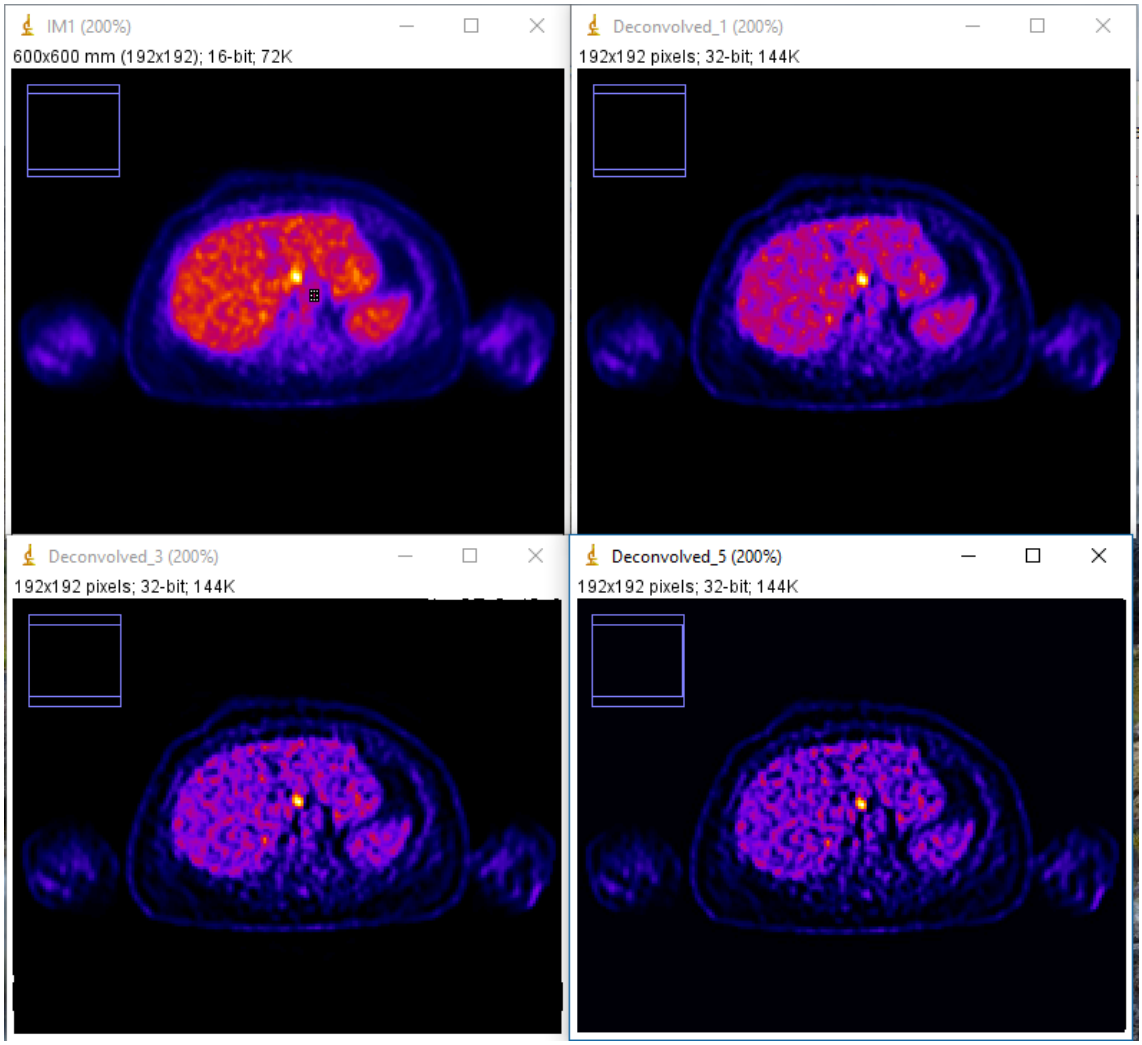
Şekil 4-2: Ham ve PSF algoritması uygulanmış imajlar için lezyonların normalize gürültü yüzdesi değerleri



Şekil 4-3: Ham ve PSF algoritması uygulanmış imajlar için lezyonların kontrast gürültü oranı değerleri

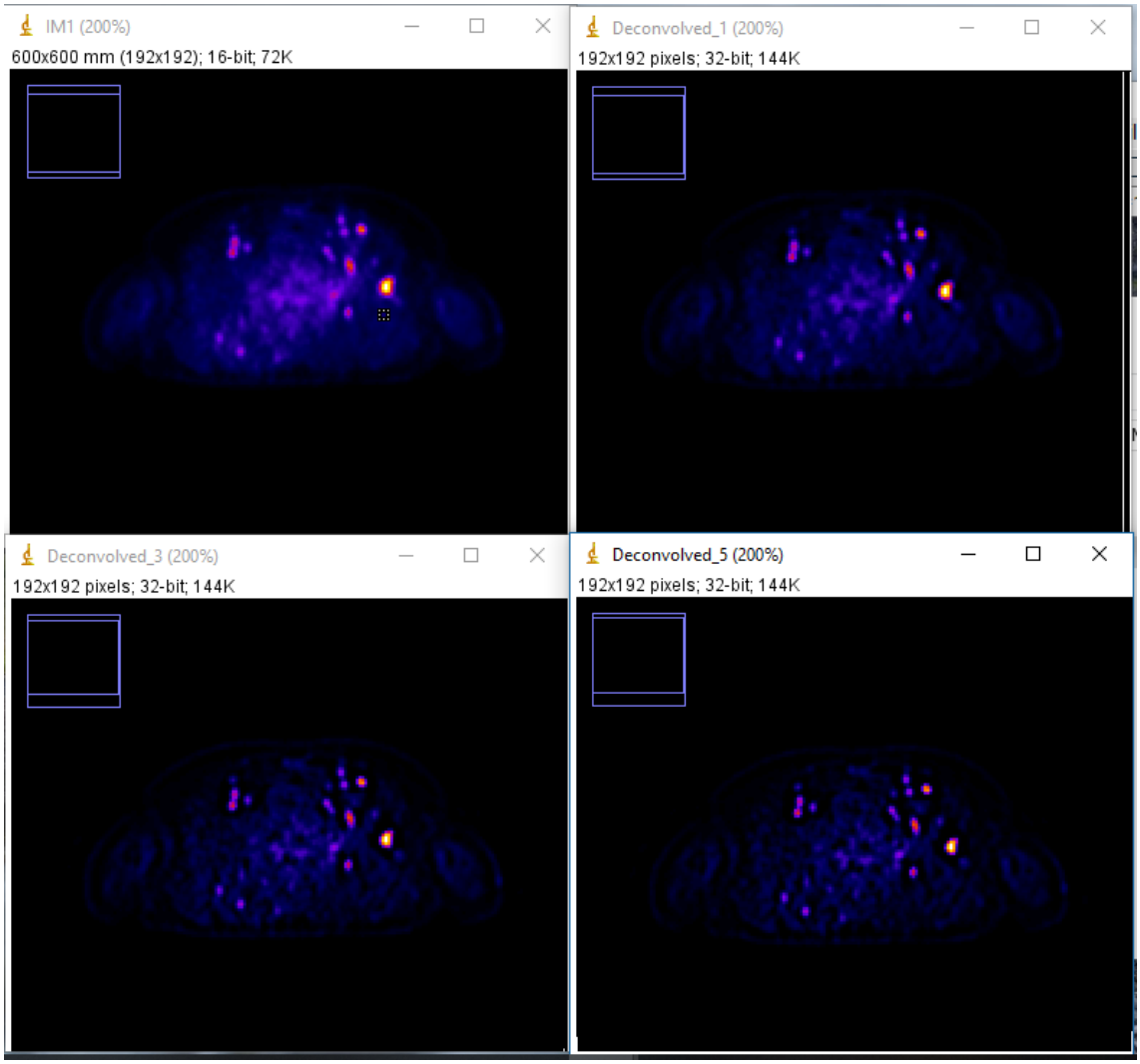


Şekil 4-4: Ham ve PSF algoritması uygulanmış imajlar için lezyonların standart tutulum değerleri



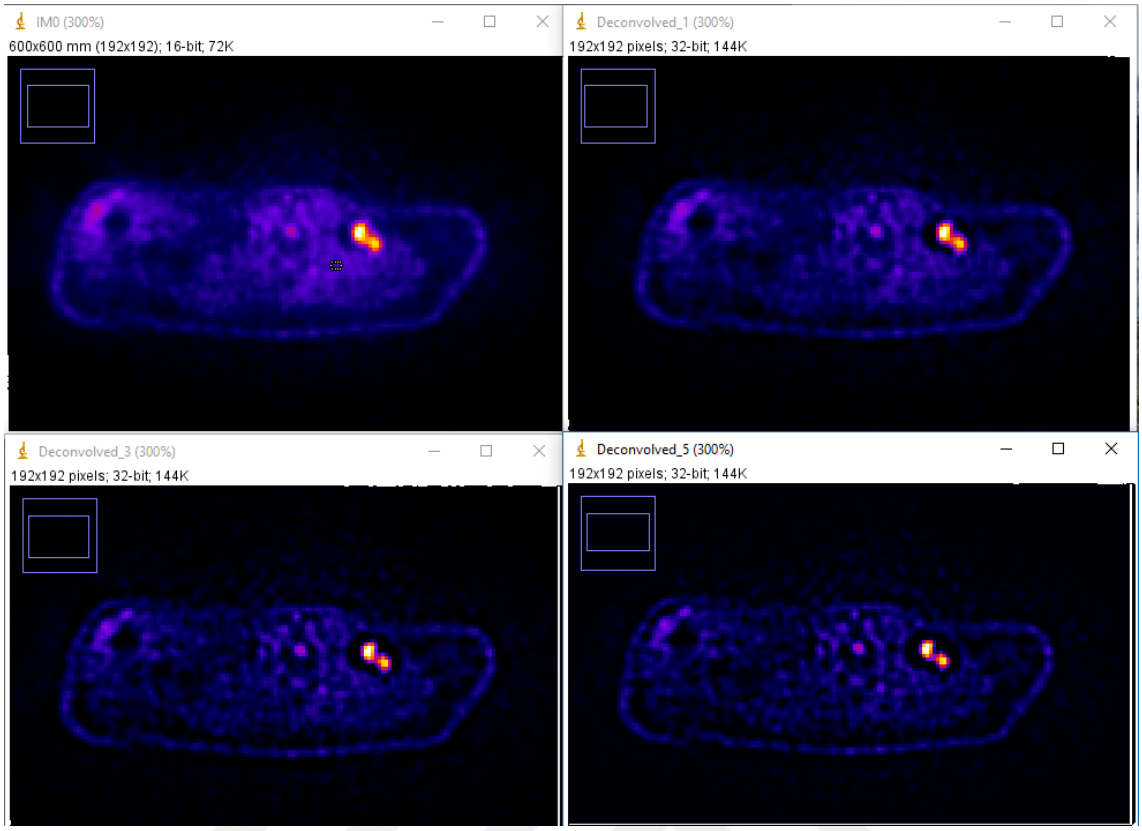
Şekil 4-3: Ham ve PSF algoritması uygulanmış örnek hasta imajları.

(Sırasıyla; sol üstte ham imaj, sağ üstte 1 iterasyon ile PSF, sol altta 3 iterasyon ile PSF, sağ altta 5 iterasyon ile PSF)



Şekil 4-4: Ham ve PSF algoritması uygulanmış örnek hasta imajları.

(Sırasıyla; sol üstte ham imaj, sağ üstte 1 iterasyon ile PSF, sol altta 3 iterasyon ile PSF, sağ altta 5 iterasyon ile PSF)



Şekil 4-5: Ham ve PSF algoritması uygulanmış örnek hasta imajları.

(Sırasıyla; sol üstte ham imaj, sağ üstte 1 iterasyon ile PSF, sol altta 3 iterasyon ile PSF, sağ altta 5 iterasyon ile PSF)

5. TARTIŞMA

Çalışmanın sonucuna göre PSF'nin, PET imajlarında görüntü kalitesini, dolayısıyla lezyon saptanabilirliğini ve uzaysal rezolüsyonu, ek olarak da SUV parametresini etkilediği gözlenmiştir. PSF modellemesi algoritması, FWHM ve FWTM değerlerini azaltarak uzaysal rezolüsyonu iyileştirmiştir. C, NN% ve SUV_{mean} parametreleri PSF algoritmasının iterasyon sayısı ile orantılı olarak artmış, CNR değeri ise azalmıştır. Buna rağmen CNR değeri, PSF algoritmasının 1 iterasyonu için incelendiğinde, ham imaja göre bu farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Algoritma ile bu koşullarda, sistemde görüntü kalitesinin arttığı ve lezyon saptanabilirliğinin iyileştiği gözlenmiştir. PET, PET/BT ve PET/MR sistemlerde rekonstrüksiyon aşamasında, görüntüleme sistemi üreticisi tarafından sunulan bir PSF modellemesinin görüntü kalitesi bağlamında etkilerini araştıran birçok güncel çalışma mevcut olsa da bu çalışmada PSF modellemesi doğrudan, açık kaynak kodlu ideal bir Gauss fonksiyonunu modellemesi algoritması kullanılarak klinik imajlara uygulanmış ve böylece veri analizi yapılmıştır; genel olarak, bu çalışmanın bulguları ile bahsedilen çalışmaların sonuçları tutarlıdır (Tong ve ark. 2010; Andersen ve ark. 2013; Akamatsu ve ark. 2013; Aklan ve ark. 2016)

Fantom çalışmasında, aktivite kaynağını çevreleyen alanda zemin aktivitesi bulunması ve bulunmaması durumunun, PSF'nin FWHM ve FWTM parametrelerine ve dolayısıyla uzaysal rezolüsyona etkisi incelenmiştir. Rutin klinik koşullarda bu iki grup arasındaki fark, uzaysal rezolüsyon ve dolaylı olarak görüntü kalitesi açısından hem ham imaj için hem de PSF modellemesi uygulanmış imaj için anlamsız olarak bulunmuştur ($p_{F1} \cong 0{,}9 > 0.05$ ve $p_{F2} \cong 0{,}8 > 0.05$). Bahsedilen grup için literatürde referans alınabilecek çalışma sayısı, güncel olarak yetersizdir. Buna karşılık PSF modellemesi algoritmasının 1 iterasyon ile imajlara uygulanmasının uzaysal rezolüsyonu yüksek derecede anlamlılık ile iyileştirdiği görülmüştür ($p_{F3} \ll 0.05$ ve $p_{F4} \ll 0.05$). Böylelikle, FWHM değerini azaltarak kaynağın sinyalini güçlendirdiği ve aynı zamanda zemin sinyalini de filtrelediği için, algoritmanın imajlarda lezyon ayırt ediciliğini ve konumunun belirlenmesini kolaylaştırdığı söylenebilir. Bu sonuç hasta çalışması sonuçlarında da hem kantitatif hem de görsel olarak desteklenmiştir. Örneğin, Şekil 4.7'de bitişik iki küresel lezyonun ve çevreleyen dokunun sınırlarının algoritmanın uygulanması ile belirginleştiği görülmektedir. Lee ve ark. (2014) tarafından bir PET/BT

sistemde rekonstrüksiyon aşamasına PSF modellemesi dahil edilerek doğrudan FWHM ölçümleri de alınan benzer bir çalışmada, bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumlu bir şekilde uzaysal rezolüsyonun değişimi gözlenmiştir.

Hasta çalışmasında PSF modellemesinin imajlara dahil edilmesi ile görüntü kontrastının ve gürültüsünün arttığı gözlemlenmiştir. Ek olarak algoritmanın iterasyon sayısı arttıkça gürültü değerinin kontrasta göre daha büyük oranda arttığı, dolayısıyla CNR değerinin her bir iterasyon için daha yüksek oranda azaldığı izlendi. Modellemenin rekonstrüksiyon aşamasında az iterasyon sayısı ile imajlara uygulanmasının görüntü kalitesini artırdığını bildiren benzer çalışmalar mevcuttur (Jakoby ve ark. 2011; Akamatsu ve ark. 2013). CNR değerindeki bu fark, algoritmanın 1 iterasyon ile imajlara uygulanması durumunda ham imaja göre anlamsız olarak bulunduğu için özellikle bu iterasyon değerinde sistemin görüntü kalitenin ve lezyon deteksiyonunun iyileştiği söylenebilir ($p_{H_{\mathrm{CNR}}1} \cong 0{,}053 > 0.05$). Fakat, daha yüksek iterasyon sayılarında CNR değerindeki azalma oranı görüntü kalitesi ve lezyon deteksiyonu açısından olumsuz sonuç vermektedir. İmajlar için yalnızca C değeri referans alınırsa, iterasyon sayısı arttıkça bu değerin de iyileştiği gözlenmiştir. Ancak bu noktada, NN% parametresinin C'ye göre daha büyük oranda arttığı göz önüne alınmalıdır. Benzer şekilde bu bulgular, güncel çalışmalarda da verilmiştir (Tong ve ark. 2010; Aklan ve ark. 2016).

Çalışmanın sonucuna göre dikkat edilmesi gereken bir durum olarak SUV_{mean} değerinin de PSF modellemesi algoritması ile anlamlı oranda değiştiği verilebilir ($p_{H_{\mathrm{SUVmean}}1,2,3,4,5,6} \ll 0.05$). Aklan ve ark. (2016) çalışması ile bu bulgu desteklenmektedir. Bu durum, lezyonların tanı ve tedavisinde yanlış prognostik değerlendirmeye sebep olabilecektir. Buna bir çözüm olarak, çalışmada hesaplanan denklem 4-1'in kullanımı önerilebilir. Böylelikle, 1 iterasyon ile PSF modellemesi algoritması uygulanmış imajdan ölçülen SUV_{mean} değeri ile ham imaj için olması gereken gerçek SUV_{mean} değerine ulaşılabilir.

Bu çalışmanın bir eksikliği olarak PSF modellemesi algoritmasının görüntünün her noktasını ideal bir Gauss fonksiyonu üzerinden işlemesi gösterilebilir. Daha düzgün sonuç alabilmek için her PET sistemine özgü olarak FOV merkezinden uzaklığa bağlı olarak her bir noktaya göre değişen bir PSF modeli kullanılabilir. Bu duruma ek bir öneri olarak PSF modellemesinin çeşitli istatistiksel algoritmalar ile lezyon ve gürültü pik sinyallerini ayırt ederek gürültü sinyalleri üzerinde işlem yapmaması sağlanabilir; bu

yolla imaj gürültüsünün modelleme ile artması da önlenebilir. Ayrıca çalışmada, tüm imajlar 2 boyutlu olarak algoritma ile işlenmiş ve parametreler böylelikle hesaplanmıştır. Yüksek işlem gücüne sahip bilgisayarlar ile imajlar 3 boyutlu olarak, 3 boyutlu bir PSF modellemesi ile uygun biçimde işlenebilir. Ek olarak bu çalışmada, PSF modellemesi imajlara rekonstrüksiyon aşamasında uygulanmayıp retrospektif bir araştırma olarak, PET/MR sistemi tarafından oluşturup veritabanına kaydedilen imajlara uygulanmıştır. Daha detaylı bir sonuç için algoritma rekonstrüksiyon aşamasına, çalışma koşulları ile dahil edilerek karşılaştırılabilir. Ayrıca, çalışma PSF modellemesi algoritmasının lezyon deteksiyonunu ve ayırt ediciliğini iyileştirdiği göstermiştir ancak 2 boyutta çalışıldığı için lezyon boyutları doğru biçimde hesaplanamamıştır. Algoritmanın lezyon boyutunu etkilediğini gösteren çalışmalar da literatürde bulunmaktadır (Aklan ve ark. 2016).

Sonuç olarak bu çalışmada, görsel ve kantitatif sonuçlar uyum içinde bulunmuştur. Bu çalışmada kullanılan PSF modellemesi algoritması, özellikle 1 iterasyon ile rutin olarak PET/MR sistemde kullanılan çekim parametreleri ile alınmış ham imajlara uygulandığında görüntü kalitesini anlamlı derecede artırmaktadır. Bu yolla modelleme, özellikle imajların görsel olarak yorumlanmasında ve lezyonların deteksiyonunda ham imajlara göre fayda ve iyileşme sağlamaktadır. Fakat bu modelleme, SUV ve lezyon boyutu gibi parametreleri etkilediğinden dolayı kantitatif değerlendirme yapılırken dikkatli olunması, mümkünse modelleme yapılmış imajlar üzerinde görsel değerlendirme veya lezyonların tespiti yapıldıktan sonra, belirlenen lezyonların kantitatif değerlendirmesi için ham imajların kullanılması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

Adams M.C., Turkington T.G., Wilson J.M., Wong T.Z. (2010). A systematic review of the factors affecting accuracy of SUV measurements. *American Journal of Roentgenology,* ***195:*** 310-320. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20651185

Ahmed, S.Y. (2007). *Physics and Engineering of Radiation Detection.* Amsterdam, Academic Press, Elsevier.

Akamatsu G, Ishikawa K, Mitsumoto K, Taniguchi T., Ohya N., Baba S., Abe K., Sasaki M. (2012). Improvement in PET/CT image quality with a combination of point-spread function and time-of-flight in relation to reconstruction parameters. *Journal of Nuclear Medicine,* ***53***: 1716–1722. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22952340

Akamatsu G., Mitsumoto K., Ishikawa K., Taniguchi T., Ohya N., Baba S., Abe K., Sasaki M. (2013). Benefits of point-spread function and time of flight for PET/CT image quality in relation to the body mass index and injected dose. *Clinical Nuclear Medicine,* ***38(6):*** 407-412. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23603585

Akdemir Ü.Ö., Karabacak N.İ. (2017). Pozitron Emisyon Tomografi / Manyetik Rezonans Görüntüleme Kullanımında Günlük İş Akışı ve Protokol Optimizasyonu. *Nükleer Tıp Seminerleri,* ***1:*** 12-21. Erişim 17.10.2019, http://cms.galenos.com.tr/Uploads/Article_16053/12-21.pdf

Aklan B., Oehmigen M., Beiderwellen K., Ruhlmann M., Paulus D.H., Jakoby B.W., Ritt P., Quick H.H. (2016). Impact of Point-Spread Function Modeling on PET Image Quality in Integrated PET/MR Hybrid Imaging. *Journal of Nuclear Medicine*. ***57***: 78-84. Erişim 17.10.2019, http://jnm.snmjournals.org/content/57/1/78.full

Alessio A., Kinahan P. (2006). *PET Image Reconstruction*. Erişim 17.10.2019, Department of Radiology, University of Washington: http://faculty.washington.edu/aalessio/papers/alessioPETRecon.pdf

Andersen F.L., Klausen T.L., Loft A., Beyer T., Holm S. (2013). Clinical evaluation of PET image reconstruction using a spatial resolution model. *European Journal of Radiology,* ***82***: 862–869. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23254158

Beekman F.J., Kamphuis C., King M.A., van Rijk P.P., Viergever M.A. (2001). Improvement of image resolution and quantitative accuracy in clinical Single Photon Emission Computed Tomography. *Computerized Medical Imaging and Graphics, **25:*** 135-146. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11137790

Bor D. (1990). *Gama Kameraların Çalışma Prensipleri ve Kalite Kontrolü Yöntemleri.* Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Ankara Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi, Ankara.

Brzezinski K., Oliver J.F., Gillam J., Rafecas M. (2014). Study of a high-resolution PET system using a Slilicon detector probe. *Physics in Medicine and Biology, **59***: 6117–6140. Erişim 17.10.2019, https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/59/20/6117/meta

Bushberg J.T., Seibert J.A., Leidholdt E.M., Boone J.M. (2012). *The Essential Physics of Medical Imaging*. (3rd ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

Cherry S.R., Louie A.Y., Jacobs R.E. (2008). The Integration of Positron Emission Tomography with Magnetic Resonance Imaging. *The Institute of Electrical and Electronics Engineers, **96(3):*** 416-438. Erişim 17.10.2019, https://ieeexplore.ieee.org/document/4447695

Cherry S.R., Sorenson J.A., Phelps M.E. (2012): *Physics in Nuclear Medicine* (4th ed.), Pennsylvania, USA: Elsevier.

Değer M., Demir M., İnce M., Kıraç S., Köseoğlu K., Turan E., Uysal B. (2004). Kalite Kontrol, Enstrümantasyon ve Radyasyon Güvenliği Komitesi Yönergesi. Bölüm I. *Turkish Journal of Nuclear Medicine*, ***13:*** 86-101. Erişim 17.10.2019, http://www.tsnm.org/wp-content/uploads/2019/02/uygulama_kilavuzlari_032.pdf

Demir M. (2014): *Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları* (4. Baskı). Ankara, Bayrak Matbaası.

Demir M. (2017). Pozitron Emisyon Tomografisi / Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Teknik Özellikler. *Nükleer Tıp Seminerleri, **1:*** 5-11. Erişim 17.10.2019, http://cms.galenos.com.tr/Uploads/Article_16052/5-11.pdf

Demir M., Toklu T., Abuqbeitah M., Çetin H., Sezgin H.S., Yeyin N., Sönmezoğlu K. (2018). Evaluation of PET Scanner Performance in PET/MR and PET/CT Systems: NEMA Tests. *Molecular Imaging And Radionuclide Therapy*. ***27(1):*** 10-18. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29393048

Dickerscheid D., Lavalaye J., Romijn L., Habraken J. (2013). Contrast-noise-ratio (CNR) analysis and optimisation of breast-specific gamma imaging (BSGI) acquisition protocols, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Research, **3(21):*** 2-9. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3648494/

Dong C.Y., Koeniq K., So P. (2003). Characterizing point spread functions of two-photon fluorescence microscopy in turbid medium. *Journal of Biomedical Optics, **8(3)***: 450-459. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12880351

Glick S. (1996). Image content and image filtering techniques. İçinde: Henkın R.E., Boles M.A., Dillehay G.L., Halama J.R., Karesh S.M., Wagner R.H., Zimmer M.A., (Eds.). *Nuclear Medicine*. Missouri: Mosby-Year Book; 205-215.

IEC (2008). *Radionuclide imaging devices – Characteristics and test conditions – Part 1: Positron emission tomographs*, 61675-1. International Electrotechnical Commission (IEC), Geneva, Switzerland.

Jakoby B.W., Bercier Y., Conti M., Casey M.E., Bendriem B., Townsend D.W. (2011). Physical and clinical performance of the mCT time-of-flight PET/CT scanner. *Physics in Medicine and Biology,* **56:** 2375–2389. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21427485

Kadrmas D.J., Frey E.C., Tsui B.M.W. (1997). Analysis of reconstructibility and noise properties of scattered photons in 99mTc SPECT. *Physics in Medicine and Biology, **42:*** 2493-2516. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9434303

Karagöz M, Ulusoy Y.İ., Ulu Ö., Demir H., Akdağ Ö.T., Azaklıoğlu D., İpek N., Demir M. (2018). Tiroid Nodüllerinde Sintigrafik Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi. *Sağlık Bilimlerinde İleri Araştırmalar Dergisi, **1(1):*** 11-18. Erişim 17.10.2019, https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/792655

Karapolat İ. (2018). Akciğer Kanserinde Tedavi Yanıtını Değerlendirmede FDG PET/BT Görüntüleme. *Nuclear Medicine Seminars, **4(1):*** 43-51. Erişim 17.10.2019, http://cms.galenos.com.tr/Uploads/Article_16851/NTS-4-43.pdf

Kinahan P.E., Fletcher J.W. (2010). PET/CT Standardized Uptake Values (SUVs) in Clinical Practice and Assessing Response to Therapy. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI, **31(6):*** 496–505. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3026294/

Kostakoglu L., Agress H.J., Goldsmith S.J. (2003) Clinical role of FDG PET in evaluation of cancer patients. *Radiographics*, ***23:*** 315-340. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12640150

Lee Y.S., Kim J.S., Kim K.M., Kang J.H., Lim S.M., Kim H.J. (2014). Performance measurement of PSF modeling reconstruction (True X) on Siemens Biograph TruePoint TrueV PET/CT. *Annals of Nuclear Medicine*, ***28(4):*** 340-348. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24504938

Lucignani G., Paganelli G., Bombardieri E. (2004). The use of standardized uptake values for assessing FDG uptake with PET in oncology: A clinical perspective. *Nuclear Medicine Communications*, ***25(7):*** 651–656. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15208491

NEMA (2012). *Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, NEMA Standards Publication No. NU2-2012*. National Electrical Manufacturers Association (NEMA), The Association of Electrical Equipment and Medical Imaging Manufacturers.

Pace L., Nicolai E., Aiello M., Catalano O.A., Salvatore M. (2013). Whole-body PET/MRI in oncology: current status and clinical applications. *Clinical and Translational Imaging*, ***1***: 31–44. Erişim 17.10.2019, https://link.springer.com/article/10.1007/s40336-013-0012-4

Petibon Y., Huang C., Quyang J., Reese T.G., Li Q., Syrkina A., Chen Y.L., El Fakhri G. (2014). Relative role of motion and PSF compensation in whole-body oncologic PET-MR imaging. *Medical Physics.* ***41***: 042503. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24694156

Pillot G., Siegel B.A., Govindan R. (2006). Prognostic value of fluorodeoxyglucose positron emission tomography in nonsmall cell lung cancer: a review. *Journal of Thoracic Oncology*, ***1:*** 152-159. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17409845

Quick H.H. (2014). Integrated PET/MR. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, ***39***: 243–258. Erişim 17.10.2019, https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jmri.24523

Rahmim A., Tang J, Lodge M.A., Lashkari S., Ay M.R., Lautamäki R., Tsui B.M., Bengel F.M. (2008). Analytic system matrix resolution modeling in PET: an application to

Rb-82 cardiac imaging. *Physics in Medicine and Biology, **53***: 5947–5965. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18836219

Rose A. (1974). *The visual process. vision: optical physics and engineering*, Springer US.

Shah S.N., Huang S.S. (2015). Hybrid PET/MR imaging: physics and technical considerations. *Abdominal Imaging, **40(6):*** 1358-1365. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25985965

Sorenson A.J., Phelps M.E. (1987a). Nuclear medicine tomography: principles. İçinde: Sorenson A.J., Phelps M.E. (Eds.). *Physics in Nuclear Medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 391-423.

Sorenson A.J., Phelps M.E. (1987b). Image quality in nuclear medicine. İçinde: Sorenson A.J., Phelps M.E. (Eds.). *Physics in Nuclear Medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 362-390.

Sorenson A.J., Phelps M.E. (1987c). The anger camera: performans characteristics. İçinde: Sorenson A.J., Phelps M.E. (Eds.). *Physics in Nuclear Medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 318-345.

Tong S., Alessio A.M., Kinahan P.E. (2010). Noise and signal properties in PSF-based fully 3D PET image reconstruction: an experimental evaluation. *Physics in Medicine and Biology, **55(5):*** 1453-1473. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20150683

Turoglu T., Demir M., Güveniş A., Urgancıoğlu İ. (1993): Nükleer Tıpta Lezyon Saptanabilirliği, *Turkish Journal of Nuclear Medicine*, ***2:*** 29–35.

Wagenknecht G., Kaiser H.J., Mottaghy F.M., Herzog H. (2013). MRI for attenuation correction in PET: methods and challenges. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine, **26(1)***: 99–113. Erişim 17.10.2019, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3572388/

Watson C.C. (2012). *Measurement of the physical PSF for an integrated PET/MR using targeted positron beams*. Erişim 17.10.2019, Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 2089–2095: https://ieeexplore.ieee.org/document/6551480

ETİK KURUL KARARI

Tarih ve Sayı: 10/05/2018-171700

BEK4CEZH5

T.C.
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı :83045809-604.01.02-
Konu :Yüksek Lisans Öğrencisi Mert Karagöz'ün etik kurul kararı A-27

NÜKLEER TIP ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

İlgi :17.04.2018 tarih, 29281604-604.01.01-144680 sayılı yazı

Anabilim Dalınız öğretim üyesi **Prof.Dr.Mustafa DEMİR'in** danışmanlığında **Yüksek Lisans Öğrencisi Mert KARAGÖZ'ün** yürütücülüğünde **"PET/MR Hibrit Görüntülemede Noktasal Dağılım Fonksiyonunun Görüntü Kalitesi Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi"** başlıklı **Yüksek Lisans Tezi** (RETROSPEKTİF) hakkında ilgi yazınız ve ekleri **08 Mayıs 2018** tarihinde toplanan Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kurulunca müzakere edilmiş olup,etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.

Bilgilerinize rica olunur.

e-İmzalı
Prof. Dr. Özgür KASAPÇOPUR
Başkan

e-İmzalı
Prof. Dr. Teoman SOYSAL
Bölüm Başkanı

NOT: Yönetmelik gereği Sonuç Raporunun Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna iletilmesi gerekmektedir.

EK :
1 dosya elden teslim edilecektir.

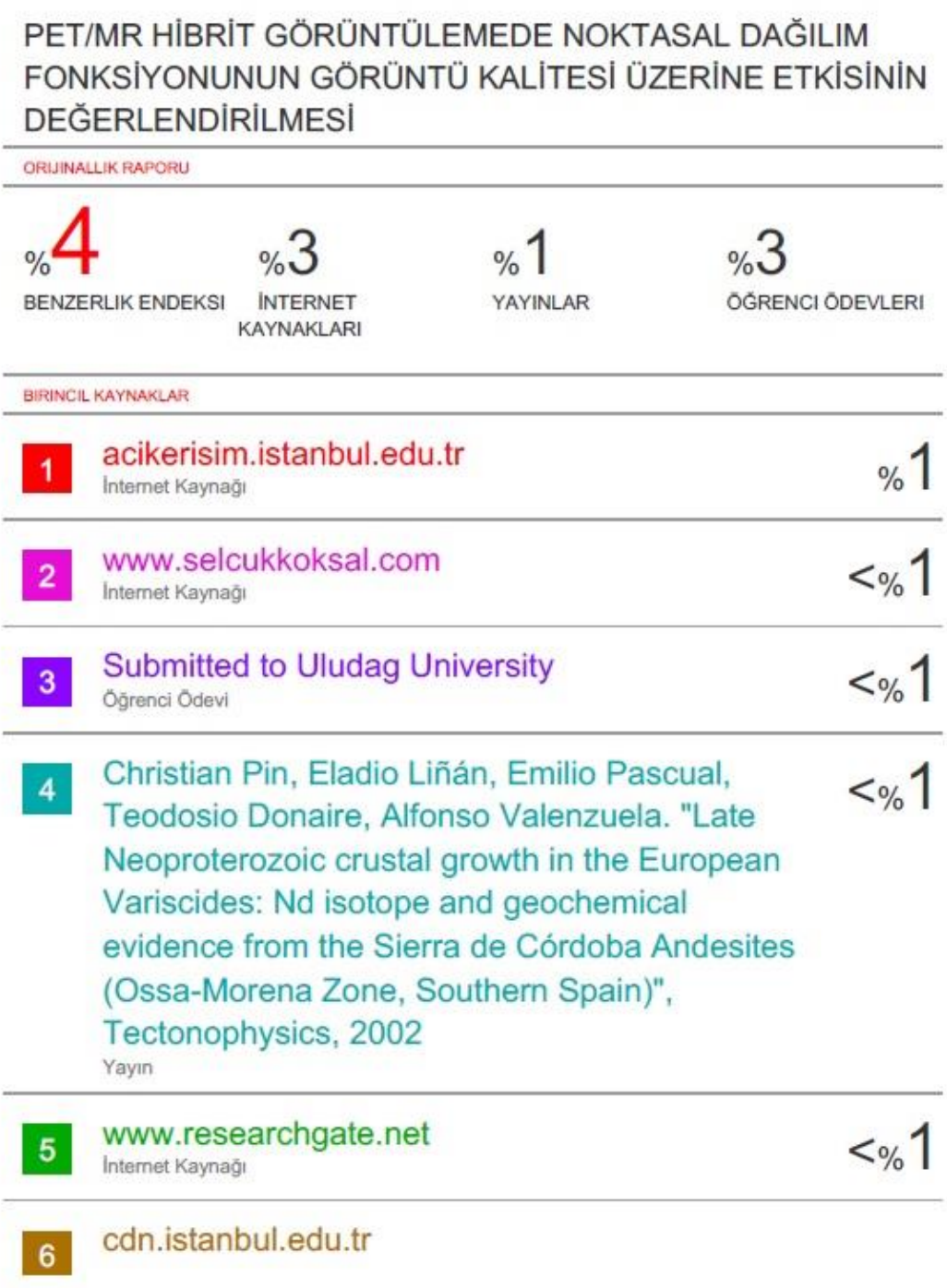
Doğrulamak İçin:http://194.27.128.66/envision.Sorgula/belgedogrulama.aspx?V=BEK4CEZH5

Ayrıntılı bilgi için irtibat : Güler SOYDANER Dahili : 22300
İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi 34303 Cerrahpaşa/ İSTANBUL
Tel : 0 (212) 414 30 00 Faks : 0 (212) 632 00 33
e-posta : ctfpersonel@istanbul.edu.tr Elektronik Ağ : www.istanbul.edu.tr

K-Q TSE-ISO-EN 9000

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI



PET/MR HİBRİT GÖRÜNTÜLEMEDE NOKTASAL DAĞILIM FONKSİYONUNUN GÖRÜNTÜ KALİTESİ ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ORIJINALLIK RAPORU

%4	%3	%1	%3
BENZERLIK ENDEKSI	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCI ÖDEVLERI

BIRINCIL KAYNAKLAR

1	acikerisim.istanbul.edu.tr İnternet Kaynağı	%1
2	www.selcukkoksal.com İnternet Kaynağı	<%1
3	Submitted to Uludag University Öğrenci Ödevi	<%1
4	Christian Pin, Eladio Liñán, Emilio Pascual, Teodosio Donaire, Alfonso Valenzuela. "Late Neoproterozoic crustal growth in the European Variscides: Nd isotope and geochemical evidence from the Sierra de Córdoba Andesites (Ossa-Morena Zone, Southern Spain)", Tectonophysics, 2002 Yayın	<%1
5	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	<%1
6	cdn.istanbul.edu.tr	

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Mert	**Soyadı**	KARAGÖZ
Doğ.Yeri	Sakarya	**Doğ.Tar.**	01.01.1993
Uyruğu	T.C.	**TC Kim No**	15263273368
Email	mertkaragoz1993@gmail.com	**Tel**	0544 224 21 08

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Lisans	İstanbul Teknik Üniversitesi	2016
Lise	Sakarya Anadolu Lisesi	2011

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**
1.	Yazılım Uzmanı	MD ARGE Yazılım Hizmetleri A.Ş.	2019 - …
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama**	**Konuşma**	**Yazma**	**YDS 2016 Puanı**	**YÖKDİL 2018 Puanı**
İngilizce	Çok iyi	İyi	Çok iyi	76,25	95,00

*****Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
ALES 2018 Puanı	79,75330	75,62019	68,56225

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri:

Karagöz M, Ulusoy Yİ, Ulu Ö, Demir H, Akdağ ÖT, Azaklıoğlu D, İpek N, Demir M (2018). Tiroid Nodüllerinde Sintigrafik Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi. *Sağlık Bilimlerinde İleri Araştırmalar Dergisi* 1(1): 11-18.

Ulusoy Yİ, **Karagöz M**, Yeyin N, Demir M (2019). Lesion Detection in Conventional Gamma Camera, SPECT and SPECT/CT Systems: Phantom Study. *Cumhuriyet Medical Journal* 41(1): 75-81.

Özel İlgi Alanları (Hobileri):