T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Doktora Tezi

RADYONÜKLİD TEDAVİ LEZYON DOZİMETRESİNDE HACİM BELİRLEME PARAMETRELERİNİN OPTİMİZASYONU

Eda MUTLU

Fizik Anabilim Dalı

Nükleer Fizik Programı

DANIŞMAN
Prof. Dr. Bayram DEMİR

II. DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Bilal KOVAN

Aralık, 2024

İSTANBUL

Bu çalışma, 19.12.2024 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı, Nükleer Fizik Programında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Prof. Dr. Bayram DEMİR(Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

Prof. Dr. Doğan YAŞAR
Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi
Fen Edebiyat Fakültesi

Doç. Dr. Murat OKUTAN
İstanbul Üniversitesi
Onkoloji Enstitüsü

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Murat ŞENIŞIK
Altınbaş Üniversitesi
SHMYO

Dr. Öğr. Üyesi Evren Ozan GÖKSEL
Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi
SHMYO

İntihal Programı Beyanı

20.04.2016 tarihli Resmi Gazete'de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi'nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

Proje Destekleri

Bu tez, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yürütücü Sekreterliğinin ..... numaralı projesi ile desteklenmiştir.

Bu tez, ... numaralı ..... projesi ile desteklenmiştir

Tezden Üretilmiş Yayınların Künye Bilgileri

Mutlu, E., Kovan, B., Işık, E. G., Demir, B. & Kuyumcu, S., 2023, Investigation of Centering Problem in the Cadmium Zinc Telluride (CZT) Cardiac Camera, *Middle East Journal of Science*, 9(2), 57-66.

ÖNSÖZ

Akademik yaşamım boyunca, bilgisi ve desteği ile her zaman yanımda olan, değerli tez danışmanım Prof. Dr. Bayram DEMİR ’e en içten teşekkürlerimi sunarım. Tez çalışmam boyunca yardımını ve tecrübelerini benden esirgemeyen, ikinci tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Bilal KOVAN’ a teşekkür ederim.

Tez çalışmalarımı gerçekleştirmem için bana çalışma ortamı sunan, İ. Ü. İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp A.B.D Başkanı Prof. Dr. Serkan KUYUMCU başta olmak üzere, Nükleer Tıp Ana Bilim Dalı hekimlerine, teknikerlerine ve çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitim sürecimde araştırma yapmak ve kendimi geliştirmek için fırsat sunan Altınbaş Üniversitesi aileme teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimim boyunca desteği ve sabrı ile her zaman yanımda olan eşim Mustafa MUTLU’ ya, heyecanı ve bana olan inancı ile yegâne varlığım Göktuğ MUTLU’ ya, bu yolculuğun sonunu benimle paylaşan minik kızıma ve azmim ile cesaretimi ondan aldığım annem Nazlı GÜRSEN’ e teşekkürlerin en büyüğünü sunarım.

Aralık 2024 Eda MUTLU

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ ..... **iv**
İÇİNDEKİLER ..... **v**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **vii**
TABLO LİSTESİ ..... **xii**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **xv**
ÖZET ..... **xvii**
SUMMARY ..... **xix**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL KISIMLAR **4**
2.1. NÜKLEER TIP'IN GELİŞİMİ 4
2.2. RADYONÜKLİD TEDAVİLER 6
2.2.1. Alfa (α) Radyonüklid Tedavileri 7
2.2.2. Beta (β^-) Radyonüklid Tedavileri 9
2.2.3. Auger Elektronu (AE) Radyonüklid Tedavileri 10
2.3. KANTİTATİF DOZİMETRE İÇİN GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ 11
2.3.1. Gama Kamera 11
2.3.1.1. Gama Kamera Sistemlerinin Çalışma Prensibi *11*
2.3.2. Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi 13
2.3.3. Bilgisayarlı Tomografi 14
2.3.4. Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi -Bilgisayarlı Tomografi 16
2.4.RADYONÜKLİD TEDAVİ DOZİMETRESİ İÇİN GEREKLİ PARAMETRELER 17
2.4.1. Görüntü Veri Toplama (Pre-Rekontrüksiyon) Basamağı 17
2.4.1.1. Frame (Projeksiyon) Sayısı *17*
2.4.1.2. Çekim Süresi (Saniye) *17*
2.4.2. Görüntünün Yeniden Elde Edilmesi (Post-Rekontrüksiyon) Basamağı 18
2.4.2.1. Geri Projeksiyon Tekniği *18*
2.4.2.2. Tekrarlayıcı (İteratif) Teknikler *18*
2.4.3. Hacim Belirleme Parametresi: Eşik (Threshold) Değeri Belirleme 19
2.5. DOZİMETRİ HESAPLAMA YÖNTEMLERİ 21

2.5.1. Medikal İnternal Radyasyon Dozimetri (MIRD) Metodu 21
2.5.2. Lezyon (Tümör) Dozimetrisi 24
3. MALZEME VE YÖNTEM 26
3.1. MALZEME 26
3.1.1. Lutesyum-177 (^{177}Lu) 26
3.1.2. Doz Kalibratörü 27
3.1.3. SPECT-BT Cihazı 28
3.1.4. Mirada-Simplicit90Y Görüntü Analiz Programı 29
3.2. YÖNTEM 30
3.2.1. Fantomun Hazırlanması ve Çekimler 30
3.2.2. Görüntü Analizleri 31
4. BULGULAR 34
4.1.LEZYONLARIN GÖRÜNTÜ ANALİZ SONUÇLARI 34
4.1.1. 60 Frame-10 Saniye Görüntüleri Analiz Sonuçları 34
4.1.2. 60 Frame-20 Saniye Görüntüleri Analiz Sonuçları 49
4.1.3. 90 Frame-10 Saniye Görüntüleri Analiz Sonuçları 63
4.1.4. 90 Frame-20 Saniye Görüntüleri Analiz Sonuçları 77
5. TARTIŞMA VE SONUÇ 91
5.1. GÖRÜNTÜ VERİ TOPLAMA (PRE-REKONTRÜKSİYON) ETKİSİ 93
5.2. GÖRÜNTÜNÜN YENİDEN ELDE EDİLMESİ (POST-REKONTRÜKSİYON) ETKİSİ 94
5.2.1. İterasyon Sayısı Etkisi 94
5.2.2. Subset Sayısı Etkisi 97
5.2.3. Power Değeri Etkisi 102
5.3. PARAMETRELERİN HESAPLANAN DOZ ÜZERİNE HATA ETKİLERİ 105
5.3.1. Gerçek Eşik (Threshold) ve %40 Eşik (Threshold) Değerleri Arasındaki Hacim Karşılaştırması 106
5.3.2. Gerçek Eşik (Threshold) ve %40 Eşik (Threshold) Değerleri Arasındaki Sayım Karşılaştırması 108
5.4. GENEL DEĞERLENDİRME 110
5.5. SONUÇ 112
KAYNAKLAR 115
EKLER 121
ÖZGEÇMİŞ 122

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Ac-225'in alfa bozunumu yaparak Fransiyum-221'e dönüşmesi sonucu tedavide kullanılan alfa parçacığı yayınlanması. 7

Şekil 2.2: Alfa (α) ve Beta (β^-) partiküler radyasyonlarının biyolojik ortamdaki menzilleri. 8

Şekil 2.3: Lu-177'nin beta bozunumu yaparak Hafniyum-177'ye bozunumu sonucu tedavide kullanılan β- parçacığı yayınlanması. 9

Şekil 2.4: Auger elektronu yayınımı. 10

Şekil 2.5: Gama kamera sistemi. 12

Şekil 2.6: Dinodların çalışma sistemi. 12

Şekil 2.7: SPECT görüntülemede dedektörlerin dönerek veri elde edilişi. 13

Şekil 2.8: SPECT görüntü oluşumu. 14

Şekil 2.9: Bilgisayarlı Tomografi sistemi (solda) ve çalışma prensibi (sağda). 15

Şekil 2.10: A) BT görüntüsünde piksel (mavi kare) ve voksel (kırmızı ok), B) HU skalası. 15

Şekil 2.11: A) Düzlemsel görüntü, B) SPECT görüntüsü, C) BT görüntüsü, D) SPECT/BT görüntüsü. 16

Şekil 2.12: Geri projeksiyon tekniği. 18

Şekil 2.13: Eşik (Threshold) yüzdesine göre hacim değişimi. 20

Şekil 2.14: A) SPECT görüntüsünde %40 eşik değerlerine karşılık gelen hacim, B) SPECT görüntüsünde %60 eşik değerlerine karşılık gelen hacim. 20

Şekil 2.15: Kaynak organlardan, hedef organa radyoaktif madde ışıması örneklendirmesi. 22

Şekil 2.16: Zaman-Aktivite grafiği. 23

Şekil 2.17: Lezyon dozimetrisinde radyoaktif madde ışıması örneklendirmesi. 25

Şekil 3.1: ^{177}Lu bozunum şeması. 26

Şekil 3.2: Radyonüklidin moleküllere bağlanarak hedef hücreye taşınması. 27

Şekil 3.3: Capintec CRC-15 BETA model doz kalibratörü.....28

Şekil 3.4: General Elektrik (GE) marka Discovery NM/CT 670 model SECT-BT cihazı. 28

Şekil 3.5: Mirada-Simplicit90Y programında görüntü analizi. 29

Şekil 3.6: Çalışmada kullanılan fantom. 30

Şekil 3.7: Fantomun aksiyal kesitinde lezyonların iç çaplarının büyüklükleri.....31

Şekil 3.8: Fantomdaki kürelerin doldurulması. 31

Şekil 3.9: Görüntü analizinde hacim ve sayım ölçümü. 33

Şekil 4.1: Fantomun BT görüntüsü. 34

Şekil 4.2: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-10 power. 35

Şekil 4.3: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-10 power. 36

Şekil 4.4: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-10 power. 37

Şekil 4.5: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-20 power. 38

Şekil 4.6: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-20 power. 39

Şekil 4.7: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-20 power. 40

Şekil 4.8: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-30 power. 41

Şekil 4.9: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-30 power. 42

Şekil 4.10: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-30 power. 43

Şekil 4.11: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-10 power. 49

Şekil 4.12: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-10 power. 50

Şekil 4.13: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-10 power. 51

Şekil 4.14: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-20 power. 52

Şekil 4.15: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-20 power. 53

Şekil 4.16: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-20 power. 54

Şekil 4.17: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-30 power. 55

Şekil 4.18: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-30 power. 56

Şekil 4.19: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-30 power. 57

Şekil 4.20: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-10 power. 63

Şekil 4.21: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-10 power. 64

Şekil 4.22: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-10 power. 65

Şekil 4.23: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-20 power. 66

Şekil 4.24: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-20 power. 67

Şekil 4.25: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-20 power. 68

Şekil 4.26: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-30 power. 69

Şekil 4.27: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-30 power. 70

Şekil 4.28: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-30 power. 71

Şekil 4.29: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-10 power. 77

Şekil 4.30: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-10 power. 78

Şekil 4.31: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-10 power. 79

Şekil 4.32: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-20 power. 80

Şekil 4.33: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-20 power. 81

Şekil 4.34: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-20 power. 82

Şekil 4.35: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-30 power. 83

Şekil 4.36: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-30 power. 84

Şekil 4.37: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-30 power. 85

Şekil 5.1: Görüntü veri toplama etkisi. 94

Şekil 5.2: 90 frame-20 saniye görüntülemede iterasyon sayısı etkisi, 10 subset,10 power. 95

Şekil 5.3: 60 frame-10 saniye görüntülemede iterasyon etkisi, 10 subset, 10 power. 96

Şekil 5.4: 60 frame-20 saniye görüntülemede iterasyon etkisi, 10 subset, 10 power. 96

Şekil 5.5: 90 frame-10 saniye görüntülemede iterasyon etkisi, 10 subset, 10 power. 97

Şekil 5.6: 90 frame-20 saniye görüntülemede iterasyon etkisi, 10 subset, 10 power. 97

Şekil 5.7: 8 iterasyon, 10 subset, 20 power çekimlerinde lezyonların görünürlüğü. 98

Şekil 5.8: 8 iterasyon, 20 subset, 20 power çekimlerinde lezyonların görünürlüğü. 99

Şekil 5.9: 8 iterasyon, 30 subset, 20 power çekimlerinde lezyonların görünürlüğü. 99

Şekil 5.10: 60 frame-10 saniye görüntülemede subset etkisi, 8 iterasyon, 20 power. 100

Şekil 5.11: 60 frame-20 saniye görüntülemede subset etkisi, 8 iterasyon, 20 power. 101

Şekil 5.12: 90 frame-10 saniye görüntülemede subset etkisi, 8 iterasyon, 20 power. 101

Şekil 5.13: 90 frame-20 saniye görüntülemede subset etkisi, 8 iterasyon, 20 power. 102

Şekil 5.14: 60 frame-10 saniye çekiminde power değişimi (soldan sağa 10, 20, 30 power). 103

Şekil 5.15: 60 frame-20 saniye çekiminde power değişimi (soldan sağa 10, 20, 30 power).....103

Şekil 5.16: 90 frame-10 saniye çekiminde power değişimi (soldan sağa 10, 20, 30 power).....103

Şekil 5.17: 90 frame-20 saniye çekiminde power değişimi (soldan sağa 10, 20, 30 power).....103

Şekil 5.18: 60 frame-10 saniye görüntülemede power etkisi, 2 iterasyon, 10 subset.....104

Şekil 5.19: 60 frame-20 saniye görüntülemede power etkisi, 2 iterasyon, 10 subset.....104

Şekil 5.20: 90 frame-10 saniye görüntülemede power etkisi, 2 iterasyon, 10 subset.....105

Şekil 5.21: 90 frame-20 saniye görüntülemede power etkisi, 2 iterasyon, 10 subset.....105

Şekil 5.22: 60 frame-10 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların hacim grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%82), 3. Lezyon (%71), 4. Lezyon (%54), 5. Lezyon (%48), 6. Lezyon (%41). 106

Şekil 5.23: 60 frame-20 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların hacim grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%81), 3. Lezyon (%76), 4. Lezyon (%64), 5. Lezyon (%44), 6. Lezyon (%44). 107

Şekil 5.24: 90 frame-10 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların hacim grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%82), 3. Lezyon (%69), 4. Lezyon (%53), 5. Lezyon (%41), 6. Lezyon (%48). 107

Şekil 5.25: 90 frame-20 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların hacim grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%81), 3. Lezyon (%71), 4. Lezyon (%58), 5. Lezyon (%59), 6. Lezyon (%45). 108

Şekil 5.26: 60 frame-10 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların sayım grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%82), 3. Lezyon (%71), 4. Lezyon (%54), 5. Lezyon (%48), 6. Lezyon (%41). 109

Şekil 5.27: 60 frame-20 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların sayım grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%81), 3. Lezyon (%76), 4. Lezyon (%64), 5. Lezyon (%44), 6. Lezyon (%44). 109

Şekil 5.28: 90 frame-10 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların sayım grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%82), 3. Lezyon (%69), 4. Lezyon (%53), 5. Lezyon (%41), 6. Lezyon (%48). 110

Şekil 5.29: 90 frame-20 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların sayım grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%81), 3. Lezyon (%71), 4. Lezyon (%58), 5. Lezyon (%59), 6. Lezyon (%45). 110

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1: Nükleer tıp görüntülemede kullanılan radyonüklidler. 5

Tablo 2.2: Radyonüklid tedavilerde kullanılan radyonüklidler ve yapılan tedaviler. 6

Tablo 3.1: Lu-177 ile hazırlanan radyofarmasötikler ve tedavi alanları. 27

Tablo 3.2: Lezyonların iç çapları ve hacim değerleri. 30

Tablo 3.3: Fantom görüntülerini elde etmek için kullanılan veri setleri. 32

Tablo 4.1: 60 Frame-10 Saniye görüntülemede 2. Lezyonun (1,15 cm^3) ölçüm sonuçları. 44

Tablo 4.2: 60 Frame-10 Saniye görüntülemede 3. Lezyonun (2,57 cm^3) ölçüm sonuçları. 45

Tablo 4.3: 60 Frame-10 Saniye görüntülemede 4. Lezyonun (5,57 cm^3) ölçüm sonuçları. 46

Tablo 4.4: 60 Frame-10 Saniye görüntülemede 5. Lezyonun (11,5 cm^3) ölçüm sonuçları. 47

Tablo 4.5: 60 Frame-10 Saniye görüntülemede 6. Lezyonun (26,5 cm^3) ölçüm sonuçları. 48

Tablo 4.6: 60 Frame-20 Saniye görüntülemede 2. Lezyonun (1,15 cm^3) ölçüm sonuçları. 58

Tablo 4.7: 60 Frame-20 Saniye görüntülemede 3. Lezyonun (2,57 cm^3) ölçüm sonuçları. 59

Tablo 4.8: 60 Frame-20 Saniye görüntülemede 4. Lezyonun (5,57 cm^3) ölçüm sonuçları. 60

Tablo 4.9: 60 Frame-20 Saniye görüntülemede 5. Lezyonun (11,5 cm^3) ölçüm sonuçları. 61

Tablo 4.10: 60 Frame-20 Saniye görüntülemede 6. Lezyonun (26,5 cm^3) ölçüm sonuçları. 62

Tablo 4.11: 90 Frame-10 Saniye görüntülemede 2. Lezyonun (1,15 cm^3) ölçüm sonuçları. 72

Tablo 4.12: 90 Frame-10 Saniye görüntülemede 3. Lezyonun (2,57 cm^3) ölçüm sonuçları. 73

Tablo 4.13: 90 Frame-10 Saniye görüntülemede 4. Lezyonun (5,57 cm^3) ölçüm sonuçları. 74

Tablo 4.14: 90 Frame-10 Saniye görüntülemede 5. Lezyonun (11,5 cm^3) ölçüm sonuçları. 75

Tablo 4.15: 90 Frame-10 Saniye görüntülemede 6. Lezyonun (26,5 cm^3) ölçüm sonuçları. 76

Tablo 4.16: 90 Frame-20 Saniye görüntülemede 2. Lezyonun (1,15 cm^3) ölçüm sonuçları. 86

Tablo 4.17: 90 Frame-20 Saniye görüntülemede 3. Lezyonun (2,57 cm^3) ölçüm sonuçları. 87

Tablo 4.18: 90 Frame-20 Saniye görüntülemede 4. Lezyonun (5,57 cm^3) ölçüm sonuçları. 88

Tablo 4.19: 90 Frame-20 Saniye görüntülemede 5. Lezyonun (11,5 cm^3) ölçüm sonuçları. 89

Tablo 4.20: 90 Frame-20 Saniye görüntülemede 6. Lezyonun (26,5 cm^3) ölçüm sonuçları. 90

Tablo 5.1: 60 Frame-10 Saniye için farklı iterasyon ve subset değerlerinde lezyonların eşik (threshold) değerleri. 91

Tablo 5.2: 60 Frame-20 Saniye için farklı iterasyon ve subset değerlerinde lezyonların eşik (threshold) değerleri. 92

Tablo 5.3: 90 Frame-10 Saniye için farklı iterasyon ve subset değerlerinde lezyonların eşik (threshold) değerleri. 92

Tablo 5.4: 90 Frame-20 Saniye için farklı iterasyon ve subset değerlerinde lezyonların eşik (threshold) değerleri. 93

Tablo 5.5: 90 frame-20 saniye görüntülemede 2. Lezyonun Sayım/Hacim hata oranları. 112

Tablo 5.6: 90 frame-20 saniye görüntülemede 3. Lezyonun Sayım/Hacim hata oranları. 112

Tablo 5.7: 90 frame-20 saniye görüntülemede 4. Lezyonun Sayım/Hacim hata oranları. 113

Tablo 5.8: 90 frame-20 saniye görüntülemede 5. Lezyonun Sayım/Hacim hata oranları. 113

Tablo 5.9: 90 frame-20 saniye görüntülemede 6. Lezyonun Sayım/Hacim hata oranları. 113

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler **Açıklama**

^{11}C : Karbon-11
^{62}Cu : Bakır-62
^{64}Cu : Bakır-64
^{18}F : Flor-18
^{67}Ga : Galyum-67
^{68}Ga : Galyum-68
^{131}I : İyot-131
^{123}I : İyot-123
^{124}I : İyot-124
^{125}I : İyot-125
^{111}In : İndiyum-111
^{177}Lu : Lutesyum-177
^{13}N : Azot-13
NaI : Sodyum İyodür
^{15}O : Oksiyjen-15
^{32}P : Fosfor-32
^{82}Rb : Rubidyum-82
^{99m}Tc : Teknesyum-99m
^{94m}Tc : Teknesyum-94m
^{201}TI : Talyum-201
^{89}Zr : Zirkonyum-89

Kısaltmalar **Açıklama**

BT : Bilgisayarlı Tomografi
HU : Hounsfield Unit
keV : Kilo Elektron Volt
LET : Lineer Enerji Transferi
mCi : MiliCurie
MIRD : Medical Internal Radiation Dosimetry

ml : Mililitre

MRG : Manyetik Rezonans Görüntüleme

MTV : Metabolic Tumor Volume

PET : Pozitron Emisyon Tomografi

PMT : Photon Multiplier Tube

PVE : Partial Volume Effect

ROI : Region of Interest

SPECT : Single Photon Emission Computerized Tomography

VOI : Volume of Interest

α : Alfa

β : Beta

γ : Gama

ÖZET

DOKTORA TEZİ

RADYONÜKLİD TEDAVİ LEZYON DOZİMETRESİNDE HACİM BELİRLEME PARAMETRELERİNİN OPTİMİZASYONU

İstanbul Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Danışman : Prof. Dr. Bayram DEMİR

II. Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Bilal KOVAN

Nükleer Tıp Biliminin gün geçtikçe artarak devam eden gelişimi, uygulanan radyonüklid tedavi etkinliğini de geliştirmektedir. Radyonüklid tedavilerde amaç; hedefe yönelik uygun radyofarmasötiklerin kullanımıyla hastalıkların tedavisinin yapılmasıdır. Bu tedavi, hasta vücuduna verilen radyofarmasötiğin, hedefe ulaşarak, o bölgenin işlevini sonlandırdığı sistemik bir tedavi yöntemidir. Radyofarmasötik, hedef dokuların dışındaki organlarda da tutulum göstermektedir. Tedavinin etkinliği için, internal radyasyon dozunun doğru olarak belirlenmesi çok önemlidir. Bu amaçla geliştirilen dozimetrik yaklaşımlarda, vücut içinde ışıma yapan iyonize radyasyonun oluşturduğu soğurulan dozlar hesaplanır. Medikal İnternal Radyasyon Dozimetri (MIRD) metodu, hesaplama için sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Lezyonların küre şeklinde kabul edilip, kendi içerisindeki aktivitenin aktardığı enerjinin hesaplandığı bu yöntemde, dozimetrenin doğruluğu için hacmin doğru ölçülmesi çok önemlidir. Bilgisayarlı tomografi ile tespit edilemeyen lezyon hacimleri için, Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi (Single Photon Emission Computerized Tomography, SPECT) görüntülerinden yararlanılır. Aktivite tutulumu olan bölgenin sınırlarının belirlenmesinde %40 eşik (threshold) değeri yaygın kullanılmaktadır. Fakat doğru lezyon hacim tanımlamasını sağlayan tek bir eşik değeri yoktur.

Bu tez çalışmasında; dozimetrik hesaplamalarda kullanılmak üzere, SPECT görüntülerinden hacim boyutlarını hesaplayabilmek için klinikte kullanılabilecek çeşitli çekim şartları değerlendirilmiştir. Lezyon hacimlerini bildiğimiz fantom yardımıyla, lezyon boyutu ile eşik değerleri arasındaki bağlantıyı incelemek, doğru hacimleri verecek eşik değerlerini belirlemek ve hacimden bağımsız parametreler bulabilmek amaçlanmıştır. Bu amaçla, görüntüleme yapmak için altı farklı hacimde doldurulabilir küreye sahip fantom kullanıldı. Küreler ^{177}Lu aktivitesi ile oluşturulan homojen karışımla dolduruldu. Hazırlanan fantomun farklı frame

sayısı ve sürelerde SPECT/CT görüntülemesi yapıldı. Farklı iterasyon, subset ve power değerleri ile görüntü rekontrüksiyon işlemleri yapılarak, toplam 180 farklı görüntü elde edildi. Elde edilen görüntülerde her lezyon için eşik özelliği kullanılarak ilgi alanları (region of interest, ROI) çizildi. %40 eşik değerine karşılık gelen hacim ve sayım değerleri, gerçek hacmi veren eşik ve sayım değerleri ölçüldü. Elde edilen veriler doğrultusunda en uygun veri seti değerleri, eşik değerleri ve doz değeri ile ilişkili olan sayım/hacim oranları saptandı.

Elde edilen sonuçlar analiz edildiğinde; dozimetrik hesaplamalarda kullanılan %40 eşik değerine göre, lezyonların hacim değerleri incelendiğinde gerçek boyutlarından sapmalar gözlenmiştir. Hacim belirleme parametrelerinin tüm kombinasyonlarında, lezyon hacmi küçüldükçe, doğru hacmi veren eşik değeri artmaktadır. Sayım/hacim oranları değerlendirildiğinde, en küçük lezyonda %28 en büyük lezyonda ise %5 dolayında bir hata oluşmaktadır. Sonuç olarak; literatürde genel bir değer olan %40 eşik değerini her lezyon için kullanmak, lezyon hacmini yanlış hesaplamamıza ve dozimetrik hesaplamalarda hataya neden olacaktır. 90 Frame-20 Saniye değerlerinin en güvenilir data toplama şartları olduğu ve ayrıca tüm lezyonlar göz önüne alındığında 4 İterasyon-30 Subset-20 Power seti verilerinin dozimetrik hesaplamalar için en doğru sonuçları verdiği tespit edilmiştir.

Aralık 2024, 143 sayfa.

Anahtar kelimeler: Radyonüklid Tedavi, Lezyon Dozimetresi, Eşik (Threshold), MIRD

SUMMARY

Ph.D. THESIS

OPTIMIZATION OF VOLUME DETERMINATION PARAMETERS IN RADIONUCLIDE THERAPY LESION DOSIMETRY

İstanbul University

Institute of Graduate Studies in Sciences

Department of Physics

Supervisor : Prof. Dr. Bayram DEMİR

Co-Supervisor: Assist. Prof. Dr. Bilal KOVAN

The increasing development of Nuclear Medicine Science also improves the effectiveness of applied radionuclide treatments. The aim of radionuclide treatments is to treat diseases by using appropriate targeted radiopharmaceuticals. This treatment is a systemic treatment method in which the radiopharmaceutical administered into the patient's body reaches the target and terminates the function of that area. Radiopharmaceuticals are also uptake in organs other than target tissues. Accurate determination of internal radiation dose is essential for the effectiveness of the treatment. In the dosimetric approaches developed for this purpose, absorbed doses created by ionizing radiation radiating inside the body are calculated. The Medical Internal Radiation Dosimetry (MIRD) method is a frequently used method for calculation. In this method, where lesions are assumed to be spherical and the energy transferred by the activity within them is calculated, it is very important to measure the volume correctly for the accuracy of the dosimeter. SPECT images are used for lesion volumes that cannot be detected by computerized tomography. A threshold value of 40% is widely used to determine the boundaries of the area with activity uptake. However, there is no single threshold value that provides accurate lesion volume definition.

In this thesis study, various imaging conditions that can be used in the clinic to calculate volume dimensions from SPECT images for use in dosimetric calculations were evaluated. With the help of a phantom whose lesion volumes we know, it is aimed to examine the relationship between the lesion size and threshold values, to determine the threshold values that will give the correct volumes and to find parameters independent of the volume. For this purpose, a phantom with fillable spheres of six different volumes was used for imaging. The spheres were

filled with a homogeneous mixture created with ^{177}Lu activity. SPECT/CT imaging of the prepared phantom was performed at different frame numbers and times. A total of 180 different images were obtained by performing image reconstruction operations with different iterations, subsets and power values. Regions of Interest (ROI) were drawn for each lesion in the obtained images using the threshold feature. The volume and count values corresponding to the 40% threshold value, the threshold and count values giving the real volume were measured. In line with the obtained data, the most appropriate data set values, threshold values and count/volume ratios associated with the dose value were determined.

When the obtained results were analyzed; according to the 40% threshold value used in dosimetric calculations, deviations from the actual dimensions were observed when the volume values of the lesions were examined. In all combinations of volume determination parameters, as the lesion volume decreases, the threshold value that gives the correct volume increases. When the count/volume ratios are evaluated, an error of 28% occurs in the smallest lesion and 5% in the largest lesion. As a result; using the 40% threshold value, which is a general value in the literature, for each lesion will cause incorrect calculation of the lesion volume and errors in dosimetric calculations. It has been determined that 90 Frame-20 Second values are the most reliable data collection conditions and also, when all lesions are considered, 4 Iteration-30 Subset-20 Power set data gives the most accurate results for dosimetric calculations.

December 2024, 143 pages.

Keywords: Radionuclide Therapy, Lesion Dosimetry, Threshold, MIRD

1. GİRİŞ

Nükleer Tıp, hastalıkların tanısı ve tedavisi için radyoaktif bileşenlerin kullanıldığı bir bilim dalıdır. Hastalığın evrelenmesi, tedavisi ve hastalık sürecine verilen tepkinin izlenmesine olanak sağlar. 1920'lerin başında Georg Karl Von Hevesy tarafından ilk defa benimsenen izleme ilkesine dayanır [1]. Nükleer tıpta görüntüleme ve tedavi amacıyla kullanılan radyofarmasötikler; radyonüklid ve farmasötik olmak üzere iki kısımdan oluşur. Radyofarmasötiklerin içeriğinde bulunan radyonüklid kısmı, radyoaktif bozunuma uğrayarak çekirdeğinden alfa, beta veya gama gibi radyasyon yayar. Farmasötik kısım ise, izleme ilkesine göre, uygulanan hastada farmakolojik tepki oluşturmayan dokuları ve organları in vivo hedeflemek için tasarlanmış moleküllerdir [2].

Nükleer Tıp, bir fonksiyonel görüntüleme yöntemidir. Radyolojide X-ışını görüntülemede olduğu gibi yalnızca anatomik bilgi vermek yerine, nükleer tıp taramalarında genellikle radyoaktif bileşiğin tüm vücut dağılımını ve sıklıkla vücuttaki radyoizleyicinin zamana göre davranışını gösteren görüntüler elde edilir.

Nükleer tıp görüntülemelerinde uyarılmış çekirdeklerden yayılan gama ışını ve protonca zengin çekirdeklerin pozitron yayılımından sonra ortaya çıkan anhilasyon radyasyonu kullanılır. Gama ışınları, bir gama kamera ile düzlemsel 2-D görüntüleri olarak veya Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi (Single Photon Emission Computerized Tomography, SPECT) cihazı kullanılarak 3-D tomografik olarak algılanır. Pozitron yayılımından gelen anhilasyon fotonları Pozitron Emisyon Tomografi (Positron Emission Tomography, PET) cihazı kullanılarak metabolik görüntü elde edilir. Bu alanın gelişimiyle cihazlar giderek yüksek çözünürlüklü bir yapıya ulaşıp, X-ışını Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) tarayıcıları ile tek bir görüntü cihazında birleşmişlerdir. Hibrit sistemler olarak adlandırılan SPECT/BT, PET/BT ve PET/MRG cihazları, vücuttaki normal ve değişmiş fizyolojiyi görselleştirmenin en gelişmiş yolunu temsil ederler [1] [3].

Nükleer tıpta radyonüklid tedaviler, 1898 yılında Marie ve Pierre Curie tarafından Radyumun keşfedilmesi ile başlar. Keşiften kısa bir süre sonra canlı dokunun Radyuma maruz kalması sonucunda maruz kalma süresine bağlı olarak, doku üzerinde olumsuz etki yarattığı gözlemlenir. İlk olarak 1940'lı yıllarda İyot-131 (^{131}I) toksik nodüler guatrın tedavisi için

kullanılır [4]. Tedavilerde amaç, uygun radyofarmasötiklerin kullanımıyla hastalıkların tedavisinin yapılmasıdır. Tedaviler hedef hacime yönelik gerçekleştirilir. Hasta vücuduna ağız yoluyla, damar içine veya tedavi edilmek istenen bölgeye direk enjekte edilen radyofarmasötiğin spesifik hedefine ulaşarak, o bölgenin işlevini sonlandırdığı sistemik bir tedavi yöntemidir.

Radyonüklid tedavilerde internal radyasyon dozunun güvenilir olarak belirlenmesi, tedavinin faydalarının ve risklerinin analizi için önem arz etmektedir. Bu amaçla geliştirilen dozimetrik yaklaşımlarda, vücut içinde ışıma yapan iyonize radyasyonun oluşturduğu soğurulan dozlar hesaplanır. Hesaplar için çeşitli formüller ve modeller geliştirilmiştir. Ampirik Metot, Monte Carlo Metodu, Marinelli Yöntemi, Vücut Yüzey Alanı ve Medikal İnternal Radyasyon Dozimetri (MIRD) Metodu gibi birçok dozimetri yöntemi bulunmaktadır. Sistemik tedavilerin dozimetri hesaplamalarında MIRD metodu sıklıkla kullanılır. Bu metoda göre; kaynak organdaki radyoaktif bozunma başına, hedef organdaki radyasyonun soğurulan miktarı hesaplanır [5].

Radyonüklid tedavilerde MIRD metodu ile lezyon dozimetrisi birim küre modeli ile hesaplanmaktadır. Lezyonlar küre şeklinde kabul edilir ve kendi içerisindeki aktivitenin aktardığı enerji hesaplanır. Diğer organların lezyona aktardığı enerji hesaplanamamaktadır. Dozimetrik hesaplamalarda önemli bir değer lezyonun kütlesinin hesaplanmasıdır. Lezyon kütlesi bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak hesaplanır. Görüntü üzerinde, tümör alanları, perfüze alanlar ve normal doku alanları için çizimler yapılarak hacimleri belirlenir. Dozimetrik hesaplamanın doğru yapılması için hacmin doğru ölçülmesi çok önemlidir.

Lezyon hacminin belirlenmesinde metabolik tümör hacmi (MTV) tespiti uygulanan bir yöntemdir. MTV, metabolik olarak aktif tümörün sınırlarını belirleyen, tümör çevresinden çizilen ilgi alanları (region of interest, ROI) ile ölçülen 3-boyutlu toplam hacmi ifade eder. MTV-threshold yöntemi, lezyon hacminin belirlenmesinde uygulanan bir yöntemdir. MTV'yi tespit etmek için, tümördeki aktivite dağılımını ifade eden threshold değeri kullanılır. Metabolik tümör volümü tanımlanmasında hangi yöntemin daha iyi olduğunun karşılaştırıldığı bir çalışmada; hastanın sonucunu tahmin etmek için, sabit mutlak eşik kullanılarak ölçülen MTV'nin daha iyi prognostik değere sahip olduğu bulunmuştur [6]. PET görüntü eşikleme ile lezyon hacminin belirlenmesi için yapılan bir çalışmada, %36-44'lük mutlak eşik kullanılarak, 4 ml'den büyük akciğer kanseri lezyonlarında BT'den ölçülen hacimlere benzer hacimler

ürettiği bulunmuştur [7]. Bu nedenle, aktivite tutulumu olan bölgenin sınırlarının belirlenmesinde %40 veya %42 eşik değeri yaygın olarak kullanılmaktadır [6]. Fakat doğru lezyon hacim tanımlamasını sağlayan tek bir eşik değeri yoktur.

Lezyonların bilgisayarlı tomografi ile tespit edilemediği durumlarda (metabolik tutulumlu tümörler-MTV gibi), hacminin belirlenmesi SPECT görüntüleme ile gerçekleştirilir. Bu durumda PVE' nin hacmi genişletme etkisinden dolayı, lezyon hacmi doğru olarak bilinmemektedir. Metabolik tümör hacminin belirlenmesinde SPECT ya da PET görüntüleri kullanılır. Ancak SPECT sistemlerinin PET sistemlerine göre zayıf uzaysal çözünürlüğü lezyon hacimlerinin belirlenmesinde sorunlarla karşılaşmamıza neden olur [8]. Bunlardan biri kısmi hacim etkisidir (partial volume effect, PVE). Kısmi hacim etkisi; görüntülerdeki yoğunluk değerinin olması gerekenden farklı olmasıdır. Özellikle küçük lezyonlarda bu etki daha fazla görülür. Küçük lezyonlarda, kaynaktan gelen sinyalin bir kısmının dışarı çıkmasıyla olduğundan daha büyük görüntülenir ancak daha az agresif görünür [9]. Kalibrasyon faktörü tayininde, geleneksel olarak kullanılan fantomlara alternatif olarak insan benzeri fantom oluşturmanın amaçlandığı bir çalışmada, maksimum 26,5 cm^3 hacminden sonra PVE etkisinin kaybolduğu bildirilmiştir [10]. Metabolik hacmin sınırlarının belirlenmesinde, optimum bir eşiğin seçilememesi, hacmin ve dolayısıyla lezyon tarafından emilen doz değerinin fazla veya eksik tahmin edilmesine yol açar. Farklı şekillere sahip lezyonların SPECT ile görüntülendiği fantom çalışmasında, yaklaşık 25 cm^3 üzeri hacimler için sabit eşik değeri kullanmanın doğru bir yaklaşım olduğu önerilmektedir [11]. Daha küçük hacimler için eşik değeri araştırılmalıdır.

Bu tez çalışmasında; SPECT görüntülemede dozimetrik hesaplamada kullanmak üzere, hacim belirlemede karşılaşılan sorunları minimize edebilmek için klinikte karşılaşılabilecek olan çeşitli çekim şartlarını inceledik. Çalışmada, lezyon hacimlerini bildiğimiz bir fantom yardımıyla, lezyon boyutu ile eşik (threshold) değerleri arasındaki bağlantıyı incelemek, doğru hacimleri verecek eşik değerlerini belirlemek ve hacimden bağımsız parametreler bulabilmek amaçlanmıştır.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. NÜKLEER TIP'IN GELİŞİMİ

Nükleer Tıp; bugün bilindiği şekliyle klinik durumların teşhisi ve tedavisi amacıyla radyoaktif maddelerden yararlanan bir tıp uzmanlık dalıdır. Kökenleri terapiye dayanırken, teşhis amaçlı kullanımlar yoluyla uzmanlık statüsüne ulaşmıştır.

Nükleer tıbbın, ilk olarak tıbbi bir yöntem olarak tanınması, 1946 yılında ^{32}P ve ^{131}I ile yapılan başarılı tedavi girişimleri ile başladı. Bu başarıda, o dönemde siklotronun icadı ve bu sayede radyonüklidlerin üretilmesinin payı büyüktür. Üretilen radyonüklidler tıp dünyasında hızla kullanılmaya başlandı ve bu terapötik araçlara olan talep giderek arttı. Talep artışı nükleer reaktörün geliştirilmesiyle çözüldü [12]. Radyonüklidlerin kullanımı, başta radyoaktif iyotun tiroid hastalığı ve kanseri tedavisi için olmak üzere, kısa zamanda yeni tedavilerin uygulanması ve teşhis amaçlı kullanımlara da dönüştü. Tiroid hastalığı tedavisinde elde edilen başarılar, diğer tanısal kullanımlarında yolunu açmıştır. Gelişen teknoloji sayesinde sadece tedavi amaçlı kullanılmayıp, aynı zamanda doz hesaplaması, evreleme ve takip sırasında diagnostik olarak kullanılmıştır [13].

Tanısal kullanımlar, elektroskop ve Geiger-Müller tüpünden daha etkili bir sayma mekanizması olan Sodyum İyodür (NaI) sintilasyon detektörünün geliştirilmesiyle artmıştır. Hal Oscar Anger'ın 1957 yılında Talyum (TI) ile aktive edilmiş NaI kristali kullanarak ilk Gama Kamera görüntüsünü elde etmiştir [14]. Yalnızca bir organdaki radyoaktiviteyi saymak değil, aynı zamanda bu radyonüklidlerin nerede tutulduğunu görüntüleyerek organları görselleştirmek fikri, Gama Kameraların geliştirilmesi ile gerçekleşmiştir. ^{99m}Tc eş zamanlı olarak keşfedilmiş ve görüntüleme ajanı olarak kullanılmıştır. ^{99m}Tc'in birçok bileşiğe etiketlenebileceği kısa sürede gösterilmiş ve insan vücudunun organlarının çoğunun görüntülenmesine olanak sağlamıştır [12]. Hastalıkların teşhis edilmesinde fizyolojik görüntülemenin önemi anlaşılsa da ulaşılan teknolojiyle elde edilen 2 boyutlu görüntülerde derinlik ve üst üste çakışma problemleri bulunmaktaydı. 1960'ın sonlarına doğru Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi (Single Photon Emission Computerized Tomography, SPECT) teknolojisinin geliştirilerek nükleer tıp camiası tarafından kabul edilmesi, bu problemleri ortadan kaldırarak, sadece ilgilenen bölgenin görüntülenmesine olanak sağlamıştır. Dedektörün hasta etrafında dönmesiyle, ilgili organın her açıdan görüntülenmesini sağlayarak,

görüntüleri 3 boyutlu olarak yeniden oluşturmak mümkün hale gelmiştir [15]. 1970'li yıllarda, vücuttan geçirilen X-Işınlarının dedektörler aracılığı ile belirlenip bilgisayar yardımıyla kesitsel görüntülerin oluşturulduğu Bilgisayarlı Tomografi (BT) sistemleri geliştirilmiştir. Yine aynı yıllarda pozitron-elektron yok olmasından kaynaklanan, 511 keV fotonlarının eş zamanlı dedekte edilmesiyle 3 boyutlu görüntü elde edilebileceği fikri ile Pozitron Emisyon Tomografi (PET) cihazı üretilmiştir. PET insan vücuduna verilen pozitron yayıcı radyofarmasötiklerin yaydığı ışınları saptayarak vücudun fonksiyonel-metabolik aktivitesini gösteren bir nükleer tıp yöntemi olarak kullanılmaya başlanmıştır. 1980'li yıllarda BT sistemleri, SPECT ve PET sistemleri ile birleştirilip SPECT-BT, PET-BT hibrit cihazları üretilmeye başlandı. Böylece aynı anda insan bedeninin hem işlevsel hem de yapısal detay içeren görüntülerini elde etmek mümkün olmuş ve yöntemlerin tanısal doğruluğu artmıştır. Ayrıca hasta vücudundaki radyonüklidlerden yayılan fotonların, dedektöre ulaşana geçtiği dokularda azalıma uğraması BT sistemleri ile düzeltilir [16–18]. 1990'lı yıllarda yarı iletken kristal kullanılan gama kamera üretimine başlanmıştır. Bu sayede; daha düşük aktivitede radyofarmasötik kullanımı, daha kısa süreli çekimler ve görüntü kalitesinde iyileşmeler meydana gelmiştir [19].

Tablo 2.1: Nükleer tıp görüntülemede kullanılan radyonüklidler.

Radyonüklid	Simgesi	Yarı Ömür	Bozunum Türü
Karbon-11	^{11}C	20,4 dk	β^+
Azot-13	^{13}N	9,96 dk	β^+
Oksijen-15	^{15}O	2,03 dk	β^+
Flor-18	^{18}F	109,8 dk	β^+
Bakır-62	^{62}Cu	9,76 dk	β^+ , EC
Bakır-64	^{64}Cu	12,8 sa	β^+ veya β^+ , EC
Galyum-67	^{67}Ga	3,3 g	EC
Galyum-68	^{68}Ga	68 dk	β^+ , EC
Rubidyum-82	^{82}Rb	75 sn	β^+ , EC
Zirkonyum-89	^{89}Zr	78,4 sa	β^+
Teknesyum-94m	^{94m}Tc	52 dk	β^+ , EC
Teknesyum-99m	^{99m}Tc	6,05 sa	γ
İndiyum-111	^{111}In	2,8 g	EC
İyot-123	^{123}I	13,2 sa	EC
İyot-124	^{124}I	4,2 g	β^+ , EC
İyot-125	^{125}I	60 g	EC

dk: Dakika, sa: Saat, g: Gün, EC: Elektron Yakalanması

Nükleer tıp görüntülemelerinde tanısal amaçlı kullanılan radyonüklidler Tablo 2.1'de verilmiştir. Gelişen teknoloji, yeni radyonüklidlerin keşfi ve yeni tedavi modaliteleri ile Nükleer Tıp Bilimi gelişimine her geçen gün artarak devam etmektedir.

2.2. RADYONÜKLİD TEDAVİLER

Radyonüklid tedaviler ilk olarak radyo iyodun tiroid kanseri tedavisi ile başlamış olup, günümüzde birçok hastalığın tedavisinde, farklı uygulama yöntemleri ile uygulanmaktadır. Gelişen teknoloji ile sadece tedavi amaçlı kullanılmakla kalmayıp, aynı zamanda, takip, evreleme ve doz hesaplaması için de kullanılmaktadır [13]. Radyonüklid tedavilerin temel prensibi; bir organ veya doku içerisine lokal olarak verilen ya da metabolik taşıyıcılar ile yönlendirilen radyofarmasötiklerin hedef dokuya ulaşmaları ve orada kalmalarıdır. Hedef dokudaki radyoaktif maddelerin yaydığı ışımalar sonucu oluşturduğu yıkıcı etkiden faydalanılır. Bu tedavilerde amaç; hedef dokuda hücre ölümü gerçekleştirirken, hedef çevresindeki dokularda hücre hasarını mümkün olan en alt seviyede tutarak, sağlıklı dokuları radyasyonun zararlı etkisinden korumaktır [20]. Radyonüklid tedavilerde kullanılan başlıca radyonüklidler, fiziki özellikleri ve yapılan tedavi çeşitleri Tablo 2.2'de verilmiştir.

Tablo 2.2: Radyonüklid tedavilerde kullanılan radyonüklidler ve yapılan tedaviler.

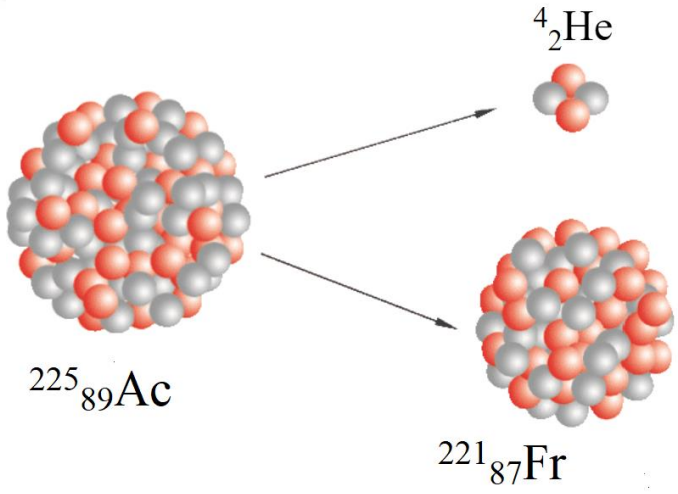
Radyonüklid	Simgesi	Yarı Ömür	Bozunum Türü	Yapılan Tedaviler
Stronsiyum-89	^{89}Sr	50,57 g	β^-	Kemik metastazlarında ağrı palyasyonu
Yitriyum-90	^{90}Y	2,67 g	β^-	Sinovit ile seyreden eklem hastalıkları, Nöroendokrin Tümörler, Non-Hodgkin Lenfoma, Primer ve Metastatik Karaciğer Tümörleri
İyot-131	^{131}I	8,01 g	β^-, γ	Hipertiroit, Tiroit Kanseri
Samaryum-153	^{153}Sm	1,92 g	β^-	Kemik metastazlarında ağrı palyasyonu
Holmiyum-166	^{166}Ho	26,8 sa	β^-, γ	Karaciğer Kanserleri
Lutesyum-177	^{177}Lu	6,64 g	β^-, γ	Nöroendokrin Tümörler, Prostat Kanseri
Renyum-186	^{186}Re	3,71 g	β^-	Sinovit ile seyreden eklem hastalıkları, Kemik metastazlarında ağrı palyasyonu
Radyum-223	^{223}Ra	11,43 g	α, β^-	Kemik metastazlarında ağrı palyasyonu
Aktinyum-225	^{225}Ac	10 g	α	Prostat Kanseri
Terbiyum-161	^{161}Tb	6,95 g	β^-, γ, AE	Prostat Kanseri

sa: Saat, g: Gün, AE: Auger Elektronu

Kötü huylu dokularda moleküler değişiklikler meydana gelir ve buna bağlı olarak hedef hücrede protein ve reseptör artışı meydana gelir. Tümörlerin tanısal görüntülenmesi ve tedavisi, bu hedef proteinlere seçici olarak bağlanan moleküllere uygun bir radyonüklid eklenerek mümkündür. Tedavi seçeneğinin etkinliğini tahmin etmek için bir tanı aracının kullanıldığı bu tedaviler teranostik olarak adlandırılır. γ veya β^+ yayan radyonüklidlerle radyoaktif olarak işaretlenmiş moleküller, SPECT veya PET kullanılarak tanısal görüntüleme için kullanılabilir. Hastalık bölgelerinin radyonüklid tedavisi, DNA'ya geri dönülmez hasar veren α, β- veya auger yayan radyonüklidlerle mümkündür [21].

2.2.1. Alfa (α) Radyonüklid Tedavileri

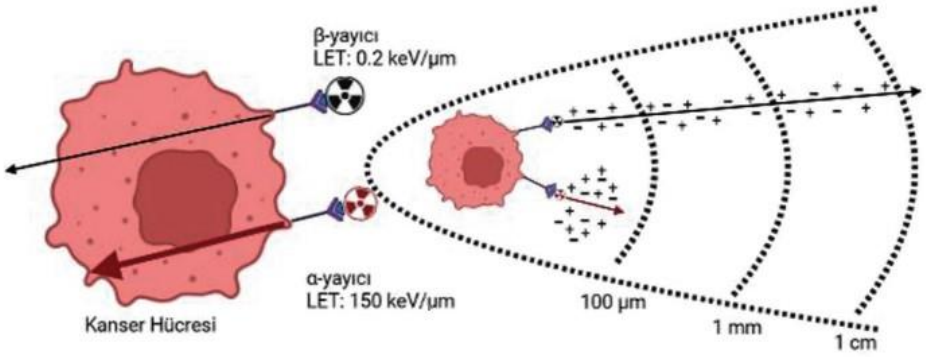
Alfa (α) partiküler radyasyonu, atomun çekirdeğinden alfa bozunumuyla 2 proton ve 2 nötron ayrılması ile elde edilir (Şekil 2.1). Örnek olarak Aktinyum bozunumunu gösterebiliriz. $^{225}_{89}Ac \rightarrow {}^{221}_{87}Fr + \alpha$ denklemi ile ifade edilir. Bu parçacık He elementinin çekirdeğidir. Bozunum sonucunda ortaya kısmen daha ağır bir parçacık çıkar ama yine de bu parçacıklar vücut yüzeyi tarafından kolaylıkla durdurulabilir. Bu özelliği sayesinde nükleer tıpta hedefe yönelik tedavilerde kullanılır.



Şekil 2.1: Ac-225'in alfa bozunumu yaparak Fransiyum-221'e dönüşmesi sonucu tedavide kullanılan alfa parçacığı yayınlanması.

Hedefe yönelik tedaviler; radyonüklidlerin vücuttaki hedef bölgeye ulaşması için moleküler vektör görevi gören ajanların kullanıldığı bir tedavi yöntemidir. Hedefe yönelik alfa (α) radyonüklid tedavileri, çoklu mikrometastazlar içeren ileri dönem kanser tedavilerinde uygulanan bir yöntemdir. Hedefe yönelik beta (β^-) tedavilerinin etkili olmadığı durumlarda

tercih edilir. Beta (β^-) partiküler radyasyonu, enerjisine ve menziline bağlı olarak bağlı olarak hedef bölgeden birkaç cm'ye kadar uzak bölgelere ilerleyerek, hedef dokuya komşu sağlıklı dokularında ışınlanmasına sebep olabilir. Alfa (α) partiküler radyasyonu, β^- partiküler radyasyonuna göre, biyolojik ortamda daha kısa mesafede (<100 µm) ilerlemektedir (Şekil 2.2). Ayrıca α partiküler radyasyonun lineer enerji transferi (LET) değeri (100 keV/mm), β-partiküler radyasyonuna göre yüksek olması (1 keV/mm) daha düşük dozlarda tedaviye imkân vermektedir [22]. Yüksek LET değeri sayesinde, DNA'da çift sarmal kırığı oluşturarak sitotoksik etki oluşturur. Böylece yüksek tedavi etkinliği sağlar [23].



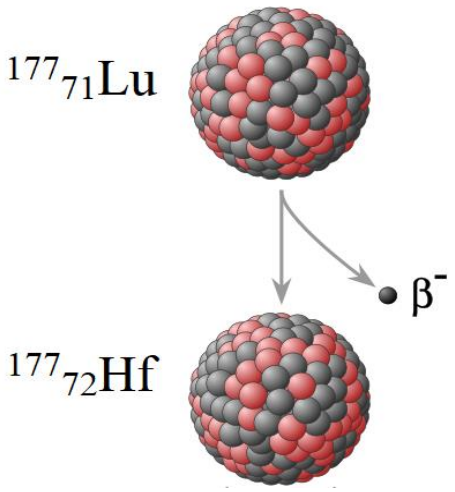
Şekil 2.2: Alfa (α) ve Beta (β^-) partiküler radyasyonlarının biyolojik ortamdaki menzilleri.

Hedefe yönelik α radyonüklid tedavileri, α partikülü yayan radyonüklidlerin peptitler gibi tümör seçici, taşıyıcı moleküllere bağlanmasına dayanır. Tümör hücreleri vücutta yayılmış olsalar bile, bu moleküller hedefi seçerek bağlanabilirler. Taşıyıcı moleküller, radyonüklidleri tümör hücresine taşımak için araç görevinde bulunurlar [24].

Hedefe yönelik α radyonüklid tedavi uygulamaları, 2013 yılında prostat kanseri hastaların kemik metastazlarında $^{223}RaCI_2$ kullanımının başarılı bir sonuç vermesi ile hız kazanmıştır. Radyum-223 (Ra-223), 11,4 gün fiziksel yarı ömre sahip bir α partiküler radyasyon yayıcısıdır. Radyum-223 bozunumunda enerjinin %95,3'ü alfa (α), %3,6'sı beta (β) partiküler radyasyonu ve %1,1'i gama (γ) veya X-ışınları olarak yayılır. Astatin-211 (At-211), Kurşun-212 (Pb-212) Bizmut-213 (Bi-213), Aktinyum-225 (Ac-225) ve Toryum-227 (Th-227) gibi α partiküler radyasyon yayan radyonüklidlerin çeşitli kanserlerin tedavisinde kullanılmasıyla hedefe yönelik α tedavilerinde başarılı sonuçlar elde edilmektedir [25, 26].

2.2.2. Beta (β^-) Radyonüklid Tedavileri

Beta (β^-) partiküler radyasyonu, atomun çekirdeğinden beta bozunumuyla elektron yayılması ile elde edilir. Bozunum nötron sayısının proton sayısına göre fazla olduğu çekirdeklerde gerçekleşir. β^- bozunumu sırasında çekirdekte fazlaca bulunan nötronlar, proton ve elektrona dönüşür ve oluşan elektron çekirdekten atılır (Şekil 2.3). Örnek olarak Lutesyum bozunumunu gösterebiliriz. ${}^{177}_{71}Lu \rightarrow {}^{177}_{72}Hf + e^- + \bar{\nu}_e$ denklemi ile ifade edilir. Beta parçacıkları sürekli bir enerji spektrumuna sahiptir. Alfa parçacıklarına göre daha düşük lineer enerji transferine sahiptirler. Menzilleri ise enerjilerine bağlı olarak alfa parçacıklarına göre daha uzundur.



Şekil 2.3: Lu-177'nin beta bozunumu yaparak Hafniyum-177'ye bozunumu sonucu tedavide kullanılan β- parçacığı yayınlanması.

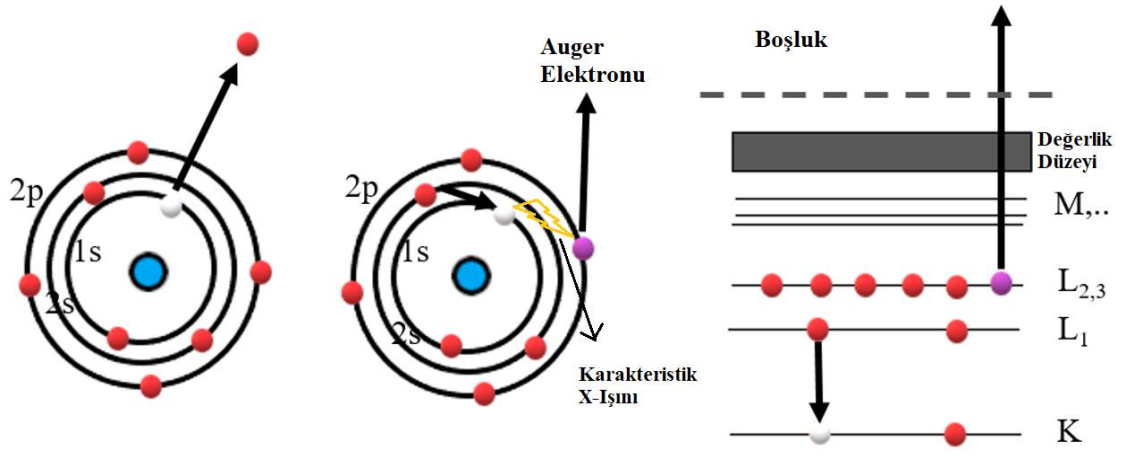
Beta **(**β^-) radyonüklid tedavileri, beta parçacıklarının dokulara nüfuz ederek enerji birikimiyle hasara yol açtığı bir tedavi yöntemidir. Tümörün boyutları radyonüklid seçiminde rol oynar. Küçük tümör hücrelerinin tedavileri için daha kısa menzilli olan radyonüklidler tercih edilir. Aksi halde enerjinin çoğu hedef dışını etkiler. Eğer tümör boyutu büyükse daha uzun menzile sahip radyonüklidleri kullanmak doğru olacaktır. Örneğin; Yitriyum-90 (Y-90) uzun menzile sahip bir β^- partikülü yayınlayarak daha büyük tümörlerin tedavisi için kullanılabilir. Lutesyum-177 (Lu-177) ise kısa menzile sahiptir ve minimal rezidüel hastalığın tedavisini destekler [27].

Beta (β^-) partiküler radyasyonu yayan radyonüklidler arasında, β^- emisyonunun enerjisi açısından birkaç seçenek vardır. Düşük enerjili β^- parçacıkları, birkaç hücre çapı veya en fazla milimetre altı aralığında hareket edebilir. Bunlar mikroskobik hedefler ve normal doku hasarını azaltmak için yararlı olabilir. Potasyum-32 (Po-32), Yitriyum-90 (Y-90) ve Holmiyum-166

(Ho-166) tarafından yayılanlar gibi daha yüksek enerjili β^- parçacıkları, kaynaktan birkaç milimetre ötede mükemmel doku penetrasyonuna sahiptir. Lenfoma nodülü veya kemik yüzeyindeki büyük bir tümörün tedavisinde yüksek homojen doz uygulamasında kullanılır. İyot-131 (I-131) gibi radyonüklidlerin yaydığı β^- partikülleri orta enerjili ve daha kısa bir menzile sahiptir. Dokuya daha az doz homojenliği sağlayabilir, ancak yine de mükemmel terapötik etkiyi korur [28, 29].

2.2.3. Auger Elektronu (AE) Radyonüklid Tedavileri

Auger elektronu yayınımı, 1925 yılında Fransız fizikçi Pierre Auger tarafından keşfedilmiştir. Bu olay nükleer fizikte atomun kendi kendine iyonlaşması olarak tanımlanır. Yüksek enerjili elektron ile bombardıman edilen atomun, K seviyesi gibi çekirdek seviyesinde bulunan elektronu kopartılarak, atom iyonize olur. Kararlı haline dönmek isteyen atomun boş kalan yörüngesi, L_1 seviyesinden elektron ile doldurulur. Bu geçişte salınan karakteristik X-ışını enerjisi, L_2 seviyesinde bir elektrona aktarılarak, elektron koparılır. Atomdan koparılan bu elektrona "Auger Elektronu" denir (Şekil 2.4). Auger elektronları genellikle düşük atom numaralı elementlerde oluşur. Çünkü bu elementlerde elektronlar, atomlara zayıf bağlıdır ve kolaylıkla karakteristik X-ışınlarını soğurarak atomdan koparılırlar [30].



Şekil 2.4: Auger elektronu yayınımı.

Auger elektronlarının düşük enerjileri ve kısa menzilleri sebebiyle başlangıçta terapötik etkileri dikkate alınmamıştır. Son yıllarda ise auger elektronu yayan radyonüklidlerin, terapötik potansiyelinin arttığını gösteren deneysel çalışmalarla, bu elektronlar tedavi amaçlı kullanılmaya başlanmıştır. Alfa (α) partiküllerinden daha düşük, beta (β-) partiküllerinden ise

daha yüksek LET değerine (25 keV/mm) sahiptir. Auger elektronu yayan radyonüklidlerin; kolay elde edilmesi, görüntüleme için uygun gama (γ) yayınımı gerçekleştirmeleri, yüksek toksite ve terapötik etkiye sahip olmaları tedavi amaçlı kullanımlarını arttırmaktadır. Prostat kanseri tedavisinde kullanılan Terbiyum-161 (Tb-161) bu tedavilere örnektir [31, 32].

2.3. KANTİTATİF DOZİMETRE İÇİN GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

Nükleer tıp görüntüleme yöntemlerinde, kantitatif (sayısal) verilere ihtiyaç vardır. Doku içerisindeki radyoaktif maddenin ne kadar bozunuma uğradığını bilmemiz gerekir. Bu dozimetre hesabı için önemlidir. Gerçekleşen bozunmaların sayısının tespit edilmesi ile ortama aktarılan enerji, oradan da dokudaki doz hesaplanabilir.

Görüntülerin elde edilmesi ve gösterimi birbirinden ayrılır. Kantitatif veriler bilgisayar ortamına rakamlarla aktarılır, bu şekilde iki boyutlu matris ile ifade edilirler. Bu sayede görüntü üzerine matematiksel işlemler yapılarak, görüntünün işlenmesi mümkün hale gelir. Bilgisayara kaydolan görüntüler, ortamdan istenildiği zaman tekrar geri alınıp, yeniden işlenebilir.

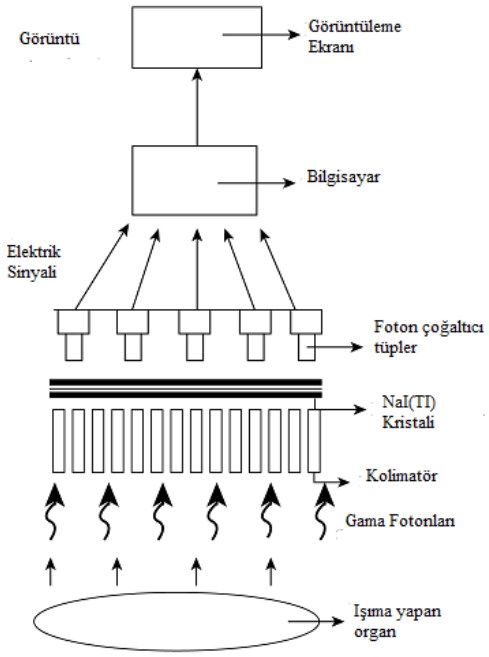
2.3.1. Gama Kamera

Gama kameralar insan vücuduna verilen radyofarmasötiklerin yaydığı gama radyasyonunu dedekte ederek görüntüleme sağlayan cihazlardır. Bu cihazlar vücutta radyofarmasötiklerin dağılımını görüntüleyerek, hastaların fizyolojik süreçleri hakkında bilgi verirler. İlk olarak 1956 yılında Hal Oscar Anger tarafından icat edilmiştir. Konvansiyonel gama kamera olarak adlandırdığımız bu icat 6 mm kalınlığında, 10 cm çapında Sodyum İyodür NaI (TI) kristaline sahip ve 7 adet foton çoğaltıcı tüpten (photon multiplier tube, PMT)'den oluşan bir sistemdi [33].

2.3.1.1. Gama Kamera Sistemlerinin Çalışma Prensibi

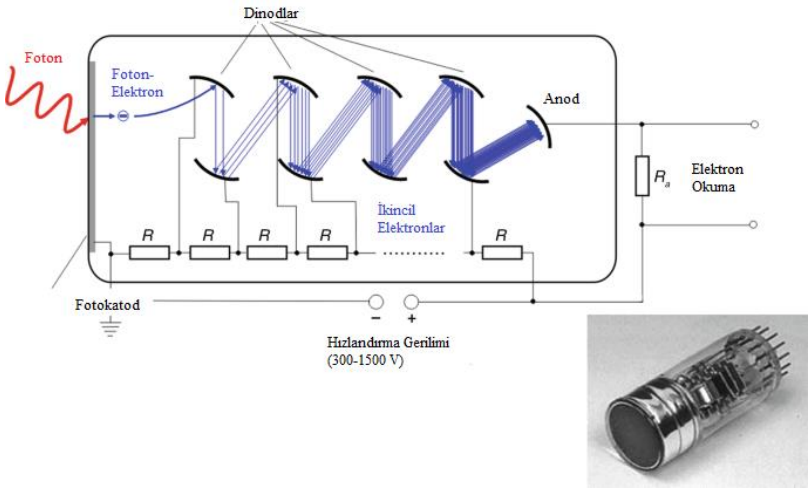
Gama kamera sistemleri; kolimatör, kristal, foton çoğaltıcı tüp ve elektronik devrelerden oluşan bir nükleer görüntüleme sistemidir. Gama kamerayı oluşturan sistem Şekil 2.5'te şematize edilmiştir. Hastaya verilen radyofarmasötiğin tutulduğu organ tarafından yayılan gama fotonları, kolimatör tarafından yönlendirilir. Kolimatörün buradaki görevi yayılan gama fotonlarını yönlendirmenin yanı sıra çevreden gelen fotonların durdurulmasını sağlamaktır. Kolimatör tarafından yönlendirilen gama fotonları NaI (TI) kristali üzerine düşürülerek etkileşim sağlanır. Sintilatör görevi gören kristal, üzerine düşen gama fotonlarını durdurarak,

fotonun enerjisi ile orantılı sintilasyon fotonları oluşturur. Sintilasyon fotonlarının, ışık yönlendirici tabaka ile PMT'nin iç yüzey girişinde yer alan fotokatoda çarpması sağlanır.



Şekil 2.5: Gama kamera sistemi.

Fotokatottan çarpma ile elektron koparılır. Bu elektronlar PMT'nin içerisinde yer alan dinotlar arasındaki yüksek voltajın etkisiyle hızlanarak çoğalırlar. Dinod; üzerine elektronu çeker ve çoğaltarak bir sonraki dinoda iletir (Şekil 2.6). Böylece elektronlar çoğaltılarak PMT çıkışındaki anottta toplanır.



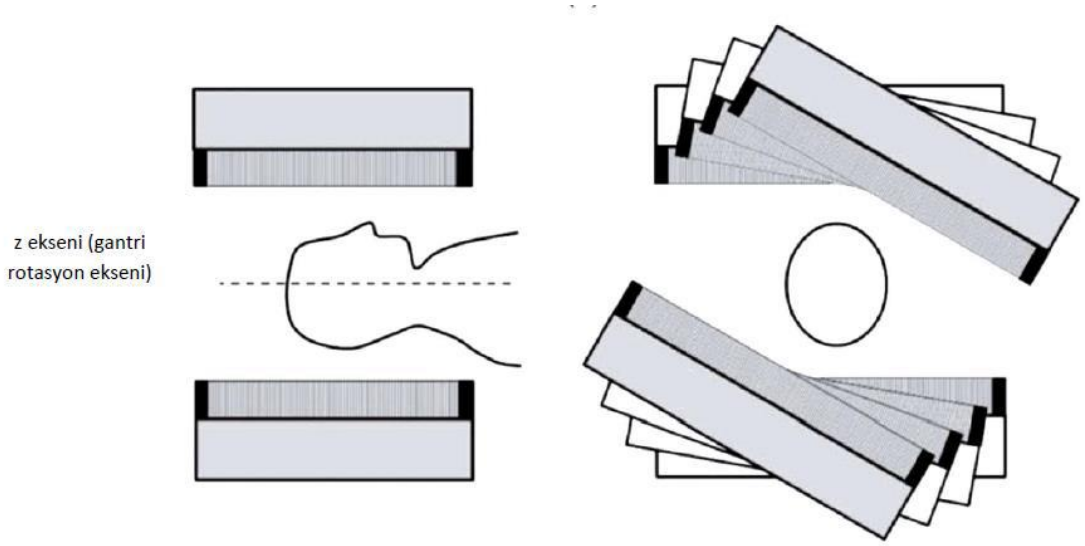
Şekil 2.6: Dinodların çalışma sistemi.

PMT'den çıkan elektrik sinyalleri sırasıyla ön yükseltici, yükseltici, analog-sayısal dönüştürücü ve çok kanallı analizör gibi elektronik sistemlerde şekillendirilerek katot ışını tüpünde görüntüye dönüştürülürler. Gama kamerada elde edilen görüntüler, bilgisayar sistemleri aracılığı ile işlenmeye ve analiz edilmeye hazır hale gelir.

2.3.2. Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi

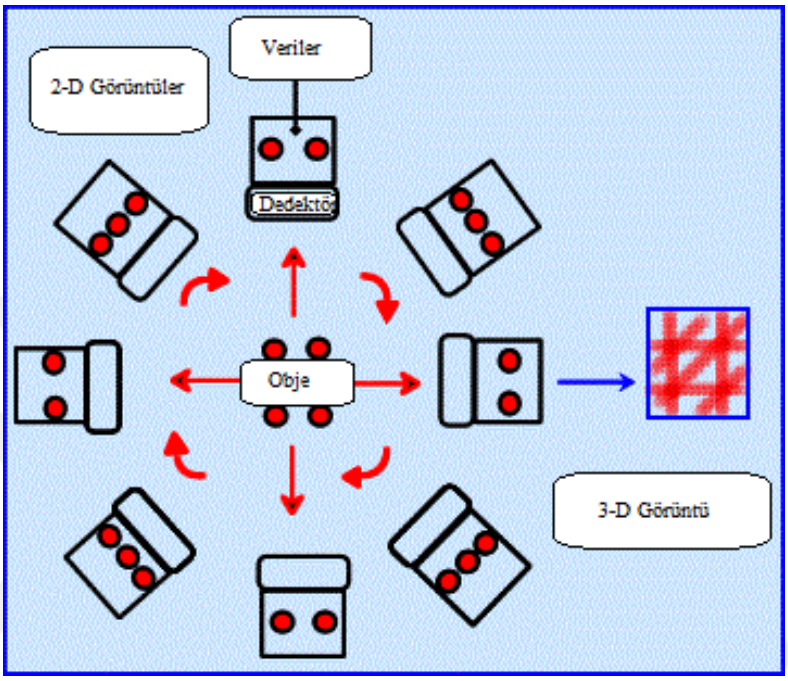
SPECT görüntülemenin temeli, 1917 yılında J. Radon'un yayınladığı bir yazıda, iki ya da üç boyutlu objelerin farklı açılardaki görüntülerinin yeniden elde edilebileceği ifadesi ile atılmıştır. Gama kamera görüntülerinde yaşanan üst üste çakışma ve derinlik sorunlarını gidermek için çalışmalar yapılmıştır. David E. Kuhl ve Roy Edwards tarafından yapılan bu çalışmalar ile üç boyutlu gama kamera görüntülemesi yapabilen emisyon tomografisi geliştirilmiştir. Başlangıçta tek dedektörlü olarak üretilen bu cihazlar zaman içerisinde süre azaltma ve görüntü kalitesini arttırma amaçları oluşunca iki ve üç dedektörlü olarak üretilmiştir [33].

SPECT görüntüleme tekniği, iki boyutlu görüntü setlerinin birleştirilerek üç boyutlu görüntü elde edilmesine olanak sağlar. Bunun için gama kameranın hasta etrafında dönmesi ve her bir dönüşte veri toplaması gereklidir. Gama kamera ile kullanılan gantrinin dönüşü hastanın uzun ekseni etrafındadır. Dedektörler hasta etrafında farklı açılarda durup, belirli süre görüntü alarak hasta vücudundaki aktivite dağılımı hakkında bilgi verir (Şekil 2.7). Tüm açılardan veri toplanana kadar işlem devam eder [34, 35].



Şekil 2.7: SPECT görüntülemede dedektörlerin dönerek veri elde edilişi.

Dedektörlerin her bir görüş açısında aldığı veriler iki boyutlu veriler olup bilgisayar hafızasında saklanır. Bilgisayardaki rekontrüksiyon programları ile iki boyutlu verilerden üç boyutlu görüntüler elde edilir (Şekil 2.8). En sık kullanılan rekonstrüksiyon programları geri projeksiyon ve iterativ rekonstrüksiyon teknikleridir.

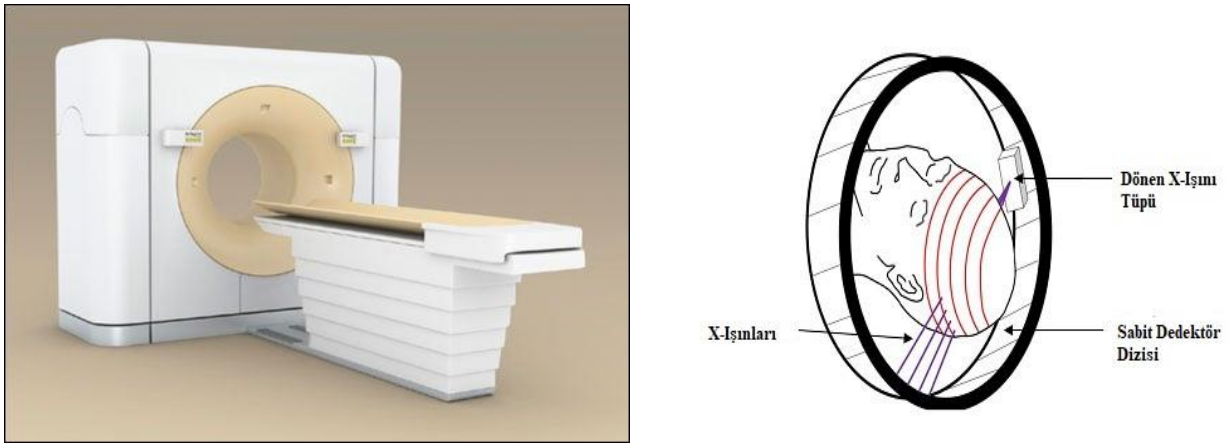


Şekil 2.8: SPECT görüntü oluşumu.

2.3.3. Bilgisayarlı Tomografi

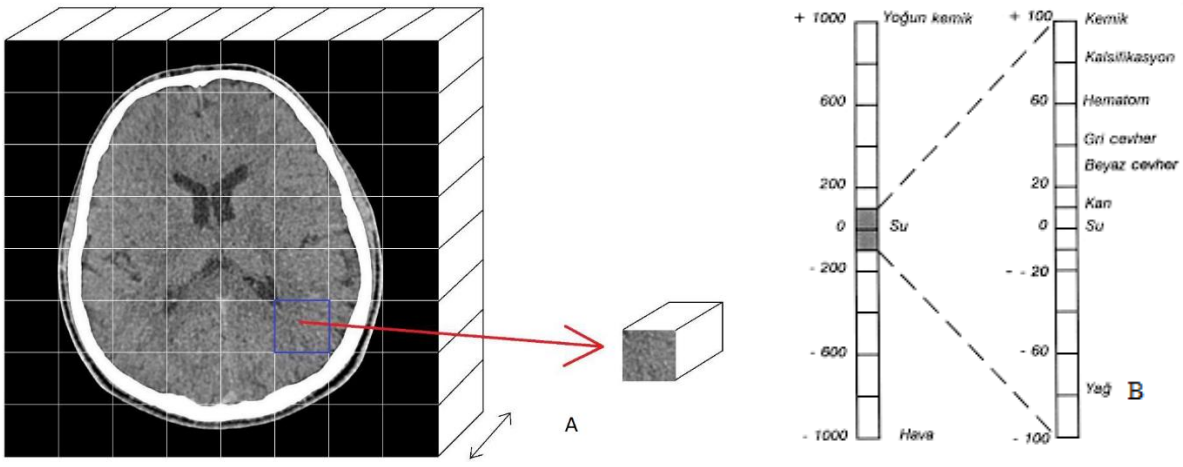
Bilgisayarlı Tomografi (BT); vücudun incelenmek istenen bölgesine X-ışınlarının uygulanması ve bilgisayar sistemleri ile desteklenerek kesitsel görüntülerin elde edildiği bir görüntüleme yöntemidir. Kolime edilmiş X-ışını demeti hastanın incelenecek bölgesinden geçerek, X-ışını tüpünün karşısında bulunan dedektörler tarafından saptanarak görüntü elde edilir (Şekil 2.9).

Bilgisayarlı Tomografinin temeli; 1917 yılında Johann Radon'un, üç boyutlu bir objenin görüntüsünün çeşitli sayıda ve farklı açılardan alınan iki boyutlu görüntülerinin rekonstrüksiyonu ile oluşturulabileceğini göstermesi ile atılmıştır. 1979 yılında Godfrey N. Hounsfield ve Alan M. Cormak bu alanda yaptıkları çalışmalar ile BT'yi geliştirerek nobel ödülü almışlardır. A. Cormak vücuttaki doku yoğunluğunun dağılımını ölçebilecek metodlar geliştirirken, bu çalışmaları hayata geçiren N. Hounsfield olmuştur [36].



Şekil 2.9: Bilgisayarlı Tomografi sistemi (solda) ve çalışma prensibi (sağda).

BT görüntüleme sisteminde hasta vücuduna yönlendirilen X-ışınları, karşılaştıkları farklı doku yoğunluklarına göre enerjilerini kaybederler. Bu durum atenüasyon olarak adlandırılır. Farklı açılardan görüntü alındığı için, dedektörler de farklı oranda atenüasyona uğramış X-ışınlarını dedekte eder. Dedektörler, dedekte ettikleri X-ışınlarının yoğunluklarını ölçerek, yoğunlukla doğru orantılı elektrik sinyali üretirler. Bu sinyaller dijitalize edilerek, bilgisayar sistemlerinde görüntüye dönüştürülürler. Şekil 2.10.a'da yer alan görüntüleme algoritmasında, her piksel bir BT numarasına karşılık gelir. BT numarası, bir voksel içindeki dokunun ortalama X-ışını atenüasyon değerinin suyun atenüasyon değerine oranıdır. Şekil 2.10.b'de gösterilen bu değerler Hounsfield Ünitesi (HU) olarak bilinir. Skalada su 0 (sıfır) HU ile ifade edilirken, diğer HU değerleri -1000 (hava) ile +1000 (kemik) arasındadır. Bu yoğunluk değerlerinin görüntüdeki karşılığı siyah ve beyaz aralığında oluşan renklenmelerdir.

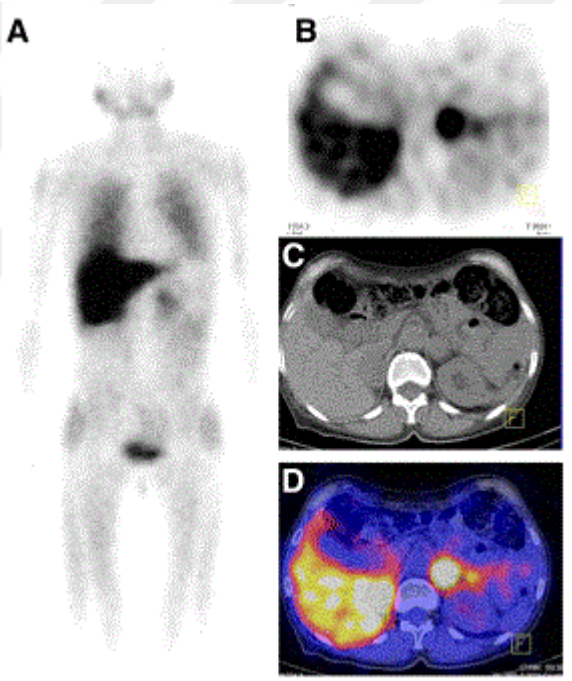


Şekil 2.10: A) BT görüntüsünde piksel (mavi kare) ve voksel (kırmızı ok), B) HU skalası.

2.3.4. Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi -Bilgisayarlı Tomografi

SPECT görüntüleme üç boyutlu görüntü elde imkânı sunarken, beraberinde birtakım sorunları da barındırmaktaydı. Bunlardan biri aktivitenin tutulduğu bölgenin anatomik yerinin tam olarak tespit edilememesidir. Diğeri ise radyonüklidden yayılan fotonların dedektöre ulaşana kadar geçtikleri doku tarafından zayıflatılamasıdır (Foton Atenüasyonu). Bilgisayarlı tomografi SPECT görüntülemede karşılaşılan bu sorunlara çözüm olmuştur. 1980'li yıllarda, SPECT ve BT sistemlerinin birlikte kullanıldığı SPECT/BT hibrit sistemlerinin geliştirilmiştir [37].

SPECT/BT görüntüleri elde etmek için, öncelikle hastanın SPECT görüntüsü alınır. Ardından hastanın pozisyonu değişmeden BT taraması yapılır. Her iki çekimden elde edilen görüntüler üst üste çakıştırılarak, SPECT/BT görüntüleri elde edilir (Şekil 2.11).



Şekil 2.11: A) Düzlemsel görüntü, B) SPECT görüntüsü, C) BT görüntüsü, D) SPECT/BT görüntüsü.

Hibrit SPECT/BT görüntülemede SPECT ile sağlanan fonksiyonel bilgiler, BT ile sağlanan yapısal bilgilerle tamamlanır ve bu bilgiler atenüasyon düzeltmesi (atenüation correction, AC), anatomik lokalizasyon ve tanı gibi farklı amaçlara hizmet eder [38, 39]. Dozimetrik hesaplamaların doğru yapılması için atenüasyon düzeltmesi çok önemlidir. Çünkü dozimetrik hesaplamanın doğruluğu, sayımların doğru alınması ile ilişkilidir. Radyonüklidden çıkan fotonların dedektöre ulaşıncaya kadar azalıma uğramasından dolayı, gerçek bozunum sayısını

elde edemiyoruz. Bu durumun giderilmesi için; BT tabanlı azalım düzeltmesi yöntemi kullanılır. SPECT çekimi ile eş zamanlı BT çekimi yapılarak, BT'deki doku yoğunluklarına göre her voksel için azaltım haritası oluşturulur. SPECT ve BT verileri arasında çözünürlük farkı olduğu için, eşleştirme için BT verilerinin çözünürlüğü azaltılır. BT ile elde edilen azalım katsayıları verilerinden, düzeltme faktörleri belirlenerek, azalımı düzeltilmiş SPECT verileri elde edilir [40].

İlk SPECT/BT sistemleri sadece zayıflama düzeltmesi ve lokalizayon için uygun olup, ek tanı amaçları için uygun olmayan görüntüler üretiyordu. BT sistemlerinin gelişmesi ile ayrıntılı anatomik bilgiye sahip ve ileri klinik tanılara olanak sağlayan görüntüler elde edilmeye başlanmıştır [41]. Bu özellikleri ile dozimetri hesaplamalarında yaygın olarak kullanılan görüntüleme cihazlarıdır.

2.4.RADYONÜKLİD TEDAVİ DOZİMETRESİ İÇİN GEREKLİ PARAMETRELER

SPECT görüntülemenin temelini, 2 boyutlu aksiyel görüntülerden 3 boyutlu görüntünün elde edilmesi oluşturur. Bu sistemde, dedektör sistemin hasta etrafında dönmesi ile her açıda projeksiyon verileri toplanır. Toplanan veriler matematiksel algoritmalar kullanılarak, görüntüler 3 boyutlu olarak yeniden elde edilir. Toplanan bu verilerin oluşturduğu görüntüye projeksiyon görüntüsü denir. Görüntülerin yeniden elde edilmesinde yaygın olarak kullanılan teknikler; geri projeksiyon ve iteratif (tekrarlayıcı) tekniklerdir.

2.4.1. Görüntü Veri Toplama (Pre-Rekontrüksiyon) Basamağı

2.4.1.1. Frame (Projeksiyon) Sayısı

Dedektörün görüş açısıdır. SPECT görüntüleme tekniğinde, gama kamera görüntülenecek obje etrafında dönerken belirli açılarda durarak veri toplar ve 360^{o} tamamlanır. Örneğin; 60 frame için değer 360/6'dır. Frame sayısı bu şekilde belirlendiğinde, görüntüleme cihazına 6^{o}'de bir durup, sayım alma komutu verilmiş olur. Daha fazla frame sayısı daha çok farklı açıdan veri toplanması demektir ve 3D görünütü oluşmasını doğrudan etkiler.

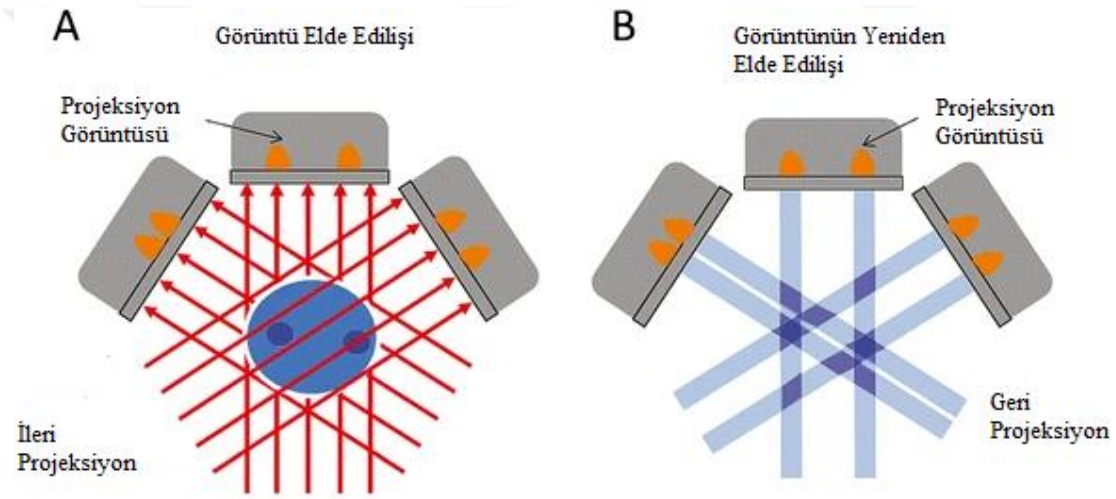
2.4.1.2. Çekim Süresi (Saniye)

SPECT görüntüleme tekniğinde, frame başına ne kadar süre görüntü alacağını belirleyen parametedir. Süre artışı ile daha fazla sayım toplanmaktadır.

2.4.2. Görüntünün Yeniden Elde Edilmesi (Post-Rekontrüksiyon) Basamağı

2.4.2.1. Geri Projeksiyon Tekniği

Geri projeksiyon tekniğinde, hasta etrafında dönen dedektörün belli açılarda aldığı görüntüler bilgisayar hafızasına kaydedilir. Dedektörün her açıda aldığı görüntüye projeksiyon görüntüsü denir. Dönüş tamamlanıp, tüm projeksiyonlar toplandıktan sonra bilgisayarda kesitsel görüntülerin toplanacağı yeni bir hafıza oluşturulur. Her projeksiyon görüntüsü, en son görüntüden başlayarak üst üste katlanıp bu hafızaya geri yansıtılır (Şekil 2.12). Farklı açılarda elde edilmiş 2 boyutlu projeksiyon görüntülerinden, 3 boyutlu görüntü bilgileri edinilmiş olur. Sonrasında 3 boyutlu görüntülerden istenilen kalınlıkta kesitsel görüntüler elde edilebilir.



Şekil 2.12: Geri projeksiyon tekniği.

2.4.2.2. Tekrarlayıcı (İteratif) Teknikler

Tekrarlayıcı teknikler; kesitsel görüntülerin elde edilmesinde son yıllarda sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Geri projeksiyon tekniğinin yerini alan bir tekniktir. Bu tekniğin uygulanmasında, öncelikle bir başlangıç kesit görüntüsü işleme alınır. Başlangıç görüntüsü seçimi keyfidir. Bu görüntü herhangi bir düzeltmenin yapılmadığı filtre edilmiş bir geri projeksiyon görüntüsü olabileceği gibi tüm piksellerinin eşit sayım içerdiği homojen bir görüntü de olabilir. Sonrasında başlangıç görüntüsünden elde edilen projeksiyonlar, gerçek projeksiyonlar ile karşılaştırılır. Düzeltme faktörleriyle başlangıç görüntüsü yeniden elde edilir. Tekrarlama işlemi hesaplanan ve ölçülen projeksiyon görüntüler arasındaki fark en aza indirilene kadar devam eder.

İterasyon Sayısı; kesit görüntülerin elde edilmesinde en çok kullanılan tekrarlayıcı teknik ML-EM (Maximum Likelihood Expectation Maximization)'dır. Tekniğin en dikkat çekici özellikleri; projeksiyon görüntüsünde gürültü oluşumunda Poisson özelliğinin dikkate alınması ve kesit görüntüsünü pozitif değerdeki piksellerin oluşturmasıdır. Bu teknik de görüntünün herhangi bir yerinden alınan sayısal matris bilgileri, görüntü üzerinde kaydırılarak elde edilen tüm matrislere uygulanır. Matrisin tüm eksenleri boyunca elde edilen veriler orijinal verilere uyarlanarak düzeltilir. Yer değiştirilen tüm matrislerden ilk matrisin dataları elde edilince rekonstriksiyon işlemi bitmiş olur [42]. Artan iterasyon sayısı ile görüntü gerçek görüntüye yaklaşırken gürültü de artar. Ancak gürültü sinyal ile bağlantılıdır ve filtre tüm kesit geometrisinde sabit olmayıp, düşük sayım bölgelerinde daha azdır. Uzaysal ayırma gücü artan iterasyon ile sürekli iyileşir. ML-EM tekniğinin dezavantajı yavaş çalışmasıdır. Tekniğin hızlandırılması için OS-EM (Ordered Subset Expectation Maximization) algoritması kullanılır.

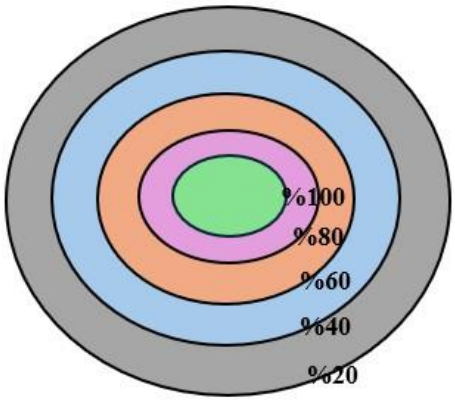
Subset (Alt Grup) Sayısı; OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization) tekniği, İterativ Rekonstrüksiyon görüntü işlemede kullanılan bir tekniktir. OSEM tekniğinde hasta etrafında toplanan projeksiyonlar belirli alt gruplara ayrılır. Alt grup sayısı ile orantılı bir hız kazanılır. Her bir alt grup için işlem zamanı ML-EM tekniğinde geçen zaman / alt grup sayısı oranında bir süredir. Örneğin toplam 64 projeksiyon varsa bu projeksiyonlar 16 alt gruba (subset) bölünür ve bu gruplar aşağıda verilen dörder görüntüyü içerir. Alt Grup 1: Projeksiyonlar 1, 17, 33, 49. Alt Grup 2: Projeksiyonlar 2, 18, 34, 50. Alt Grup 16: Projeksiyonlar 16, 32, 48, 64. Her alt grup için projeksiyonlar hasta etrafında eşit olarak dağılacak şekilde seçilir ve böylelikle algoritma daha kolay sonuçlanır. 128 projeksiyon için alt grup sayısının 4 olması durumunda süre 32 kat hızlanır [43].

Tekrarlayıcı teknikler ile kullanılan bir değer de Power değeridir. SPECT görüntüleme tekniğinde, kesit görüntüler elde edilirken filtre ile birlikte kullanılan ve görüntü kalitesini önemli ölçüde etkileyen bir parametredir. Görüntü keskinliğini arttırır. Görüntüdeki background oranını etkiler.

2.4.3. Hacim Belirleme Parametresi: Eşik (Threshold) Değeri Belirleme

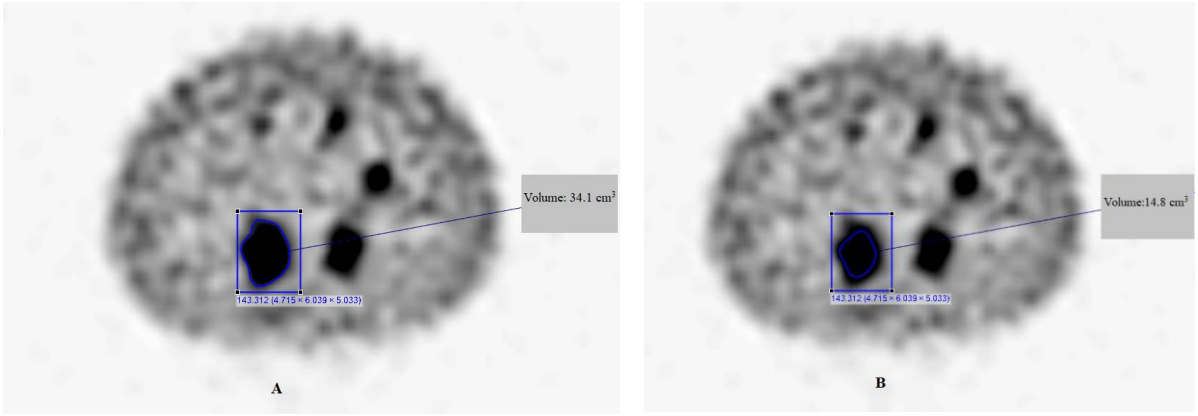
Eşik (Threshold) değeri; vücuttaki aktivite tutulum miktarını yüzde olarak gösteren bir parametredir. Görüntü segmentasyonu yaparak, aktivite tutan lezyonun sınırlarını tanımlar. Kontur içindeki vokselleri sayarak, hacim ölçümüne olanak tanır [44]. Toplam sayımdaki

belirtilen yüzdeye ait hacimi gösterir. İlgili hacim (Volume of İnterest, VOI) çizilen bir bölge için eşik değeri arttıkça, belirlediği hacim azalır. Eşik değeri ile hacim arasındaki ilişkiyi Şekil 2.13'de gösterilen izodoz dağılımı ile tanımlayabiliriz.



Şekil 2.13: Eşik **(**Threshold) yüzdesine göre hacim değişimi.

Aktivite merkezde daha yüksek oranda tutulur, ilgili hacmin dışına doğru aktivite tutulumu düşmektedir. Maksimum aktivite tutan tümör bölgesi %100 kabul edilirse, daha az aktivite tutan kısımlardan dışa doğru kategorize edilebilir. Bu değerler birer eşik değerleridir, hacim belirlenebilir. Örneğin eşik 40% değeri seçildiğinde, bize maksimum sayım değerinin %40'ına kadar düştüğü sınırları tarar. Eşik %40 ve %60 için hacim hesaplanması Şekil 2.14'de verilmiştir.



Şekil 2.14: A) SPECT görüntüsünde %40 eşik değerlerine karşılık gelen hacim, B) SPECT görüntüsünde %60 eşik değerlerine karşılık gelen hacim.

2.5. DOZİMETRİ HESAPLAMA YÖNTEMLERİ

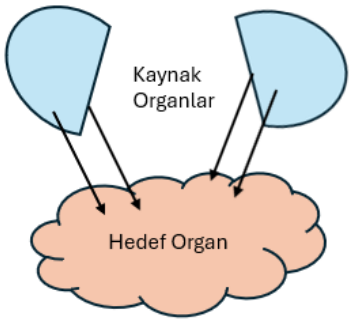
Radyonüklidler, nükleer tıp kliniklerinde hastalıkların teşhis ve tedavisi amacıyla kullanılmaktadır. Hastaya uygulanan radyoaktif maddelerin güvenli kullanımı için, hasta tarafından alınan dozun hesaplanması gerekir. Tedavilerde hedef dokuya yeterli dozun verilmesi ve sağlıklı dokuların müsaade edilebilir doz limit sınırlarını aşmaması için dozimetrik hesapların yapılması önemlidir. Yapılan bu hesaplamalar kantitatif dozimetre (sayısal dozimetre) olarak adlandırılır. Organın ya da tümörün ne kadar doza maruz kaldığını hesaplamak için, ortamda bozunan radyoaktif çekirdek sayısının tespit edilmesi gerekir. Bu sayı kullanılarak ilgili izotopun ortama bırakacağı enerji hesaplanabilir. Radyonüklidten yayılan gama ışınları, etki ettikleri dokunun yoğunluğuna bağlı olarak saçılıma ve azalıma (atenüasyon) uğrarlar. Gama ışınlarının uğradığı saçılım ve azalım, yazılım programları ile düzeltilir. Bu nedenle kantitatif dozimetrede sayının doğru tespiti, azalım düzeltmesini doğru hesaplamamızı etkiler.

Hasta vücuduna teşhis veya tedavi amacıyla verilen radyoaktif maddeden, radyasyon dozu salındığı için internal doz olarak tanımlanır. İnternal dozimetride hedef ve kaynak organ doku dozları ile çevresel maruziyetler tespit edilir. İnternal doz hesaplamaları; insan vücudunu model alan standart fantomların kullanıldığı, matematiksel formülasyonlara ve hesaplara dayanan bir yöntemdir. Bu hesaplamalar, Medikal İnternal Radyasyon Dozimetri (MIRD) komitesi tarafından uluslararası standartlar çerçevesinde belirlenmiştir. Nükleer Tıp uygulamalarında internal doz hesapları için MIRD metodu sıklıkla kullanılır.

2.5.1. Medikal İnternal Radyasyon Dozimetri (MIRD) Metodu

Medikal İnternal Radyasyon Dozimetri (MIRD) metodu; radyoaktif maddenin tutulduğu kaynak organdaki kümülatif aktiviteden yola çıkarak, vücut içerisinde yer alan hedef organların absorbe edeceği dozu hesaplar. Kaynak organ birden fazla olabilir ve bazen de kaynak ile hedef organ aynı olabilir. Kaynak organlardan, hedef organa radyoaktif madde ışıması örneklendirmesi Şekil 2.15'te gösterilmiştir. Hesaplamalarda kullanılan parametreler; enjekte edilen radyoaktif maddenin bozunumunda salınan enerjiyi, bu maddenin fiziksel bozunması ve biyolojik atılım parametresini, hedef organda absorbe edilen enerjiyi ve hedef organ kütlesini içerir [45]. MIRD metodu hesaplamalarında, 70 kg ağırlığında standart insan vücudu temel alınır. Farklı ağırlıkta olan hastalar için bireysel dozimetri yapılabilir. Her bir radyonüklid

tedavi için dikkate alınacak kritik organ farklıdır. Çünkü kritik organlar tutulum yapan kaynak organın lokalizasyonu ile de ilgilidir.



Şekil 2.15: Kaynak organlardan, hedef organa radyoaktif madde ışıması örneklendirmesi.

İnternal dozimetri hesaplamalarında temel kavram, absorbe edilen dozdur. Absorbe doz, birim kütledeki ortalama enerji olarak tanımlanır.

Absorbe edilen doz (D);

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \tag{2.1}$$

eşitliği ile verilir. Burada, $d\epsilon$, dm kütlesindeki radyasyonun iyonizan etkisi ile açığa çıkan ortalama enerjidir. Absorbe edilen doz birimi; Rad (erg/g) ya da Gy (J/kg). Vücut içine verilen radyonüklidden beta partikülleri şeklinde salınan enerjinin, doku içindeki menzili milimetre mertebesinden kısa olduğu için bu enerjinin çoğunun absorbe olacağı göz önüne alınır. MIRD hesaplama yönteminde hedef organ dozu hesaplamada kullanılan formül;

$$D = \frac{k\tilde{A}\sum_i n_i E_i \phi_i}{m} \tag{2.2}$$

eşitliği ile verilir. Burada;

D: Hedef organdaki absorbe doz (rad veya Gy)

Ã: Kaynak organdaki toplam aktivite (µCi-h veya MBq-s)

n: Nükleer bozunma başına E enerjisinde salınan radyasyon

E: Radyonüklidden yayınlanan radyasyon başına enerji (MeV)

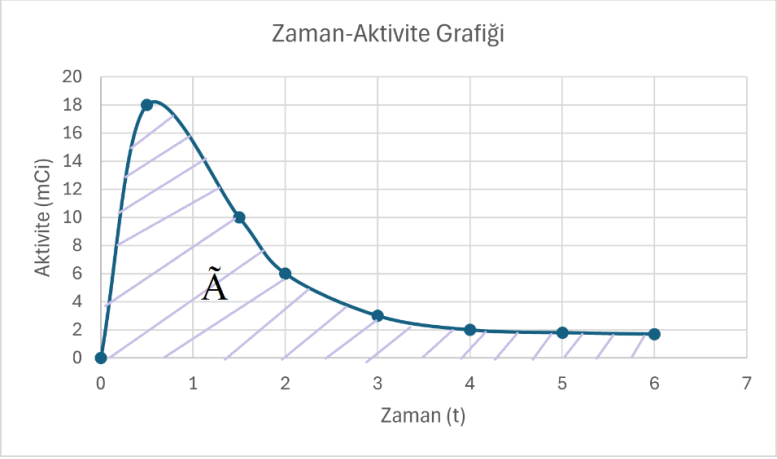
ϕ: Kaynak organdan salınan radyasyon enerjisinin hedefte soğurulma oranı

m: Hedef organın kütlesi (kg)

k: Orantı sabiti (Gy-kg/MBq-s-MeV veya rad-g/ µCi-h-MeV)

Vücut içerisine uygulanan radyofarmasötik, tutulum ve atılım mekanizmasına bağlı olarak kaynak organ ve dokularda absorbe olur. Tutulum olan organın fizyolojisine ve radyonüklidin yarı ömrüne bağlı olarak verilen aktivite zamanla azalır. Hedef organın maruz kaldığı radyasyon dozu, kaynak organda biriken aktivite miktarına ve süresine bağlıdır. Bu nedenle, kümülatif aktivite (Ã) hesaplanmalıdır.

Öncelikle kantitatif bir görüntüleme yöntemi olan gama kamera görüntülerinden sayısal veriler elde edilir. Aktiviteyi tespit edebilmemiz için sayım-aktivite dönüşüm faktörüne (SADF) ihtiyacımız vardır. Bunun için aktivite ölçümü yapılmış radyonüklidin gama kamera görüntülemesi yapılıp, elde edilen görüntüde ilgi alanı çizilerek toplam sayım elde edilir. Bu değer, ölçülen aktivite değerine bölünerek sayım/aktivite değeri tespit edilir. Sonrasında radyofarmasötik verilen hastadan gama kamera ile ardışık çekimler alınır. Elde edilen görüntülerden organ ve dokulardaki aktivite miktarı hesaplanır. Bu değerlere göre zaman-aktivite grafiği çizilir. Kümülatif aktivite, zaman-aktivite eğrisinin altında kalan alanın hesaplanması ile elde edilir (Şekil 2.16). Aktivite birim zamandaki parçalanma sayısı olduğundan, bunun zaman içindeki dağılımı toplam parçalanma sayısını verir.



Şekil 2.16: Zaman-Aktivite grafiği.

Eğrinin altında kalan alan matematiksel olarak aşağıda verilen formül ile hesaplanır.

$$\tilde{A} = \int_0^{\infty} A(t)dt = \int_0^{\infty} f A_0 e^{-\lambda_e t}\, dt = f\frac{A_0}{\lambda_e} = 1{,}44 f A_0 T_e \quad (2.3)$$

T_e: Efektif yarılanma süresi

λ: Bozunma sabiti

Ã: Kümülatif (birikmiş) aktivite

A_0:Başlangıçtaki aktivite

MIRD metoduna göre radyofarmasötik uygulamalarında, radyasyon enerjisinin hedef organ içerisinde ve kümülatif aktivitenin kaynak organ içerisinde eşit olarak dağıldığı varsayılır. İnternal dozimetri hesaplamalarını kolaylaştırmak için MIRD tarafından S tabloları yapılmıştır. S faktörü kaynak organdan hedef organa aktarılan enerji olarak adlandırılır (Denklem 2.4). S faktörünün tespitinde çeşitli yaş aralıklarında insan benzeri fantom oluşturularak, her organın hacmi ve kütlesi standardize edilmiştir [46]. Daha sonra bu bilgiler kullanılarak, yazılım programları yardımıyla tüm radyonüklidler için S faktörleri belirlenmiştir. 800'den fazla radyonüklid için S faktörlerine www.doseinfo-radar.com internet sitesinden erişilebilir [47]. Buna göre kaynak organdan hedef organa radyasyon dozu Denklem 2.5 ile hesaplanabilir. Birden fazla kaynak ve hedef organ olması durumunda da MIRD denklemi aşağıdaki gibi çözülmelidir.

$$S_{H\leftarrow K} = \frac{k\sum_i n_i E_i \phi_i}{m} \quad (2.4)$$

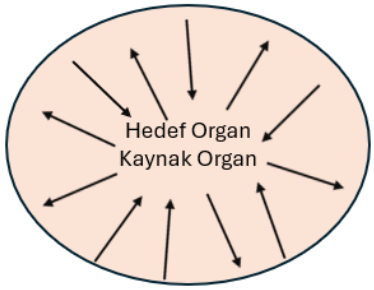
$S_{H\leftarrow K}$: Kaynak organdan hedef organa aktarılan enerji (rad/μCi-h veya Gy/MBq-s)

$$D = \tilde{A}.S_{H\leftarrow K} \quad (2.5)$$

2.5.2. Lezyon (Tümör) Dozimetrisi

Radyonüklid tedavi sürecinin başarılı bir şekilde tamamlanabilmesi için lezyon dozlarının da bilinmesi gerekebilir. MIRD fantomları ile sadece standart insan organları modellendiğinden, fantomların içerisinde lezyon yapılar bulunmamaktadır. Bu nedenle lezyon dozimetrisinin MIRD metodu ile hesaplanmasında, lezyonların küre şeklinde olduğu düşünüldüğü birim yoğunluklu küre modeli uygulanır [48]. Lezyon yapıları 1 gr/cm^3 yoğunlukta küreler olarak modellenir. Kürelerdeki kümülatif aktiviteden dolayı, sadece kürenin kendisinin aldığı dozlar

hesaplanabilir, Şekil 2.17'de örneklendirilmiştir. Lezyonların vücut içerisindeki yerleşimleri sabit olmadığından diğer kaynak organlardan gelen katkılar ve lezyonların hedef organlarda sebep olduğu absorbe doz hesaplanamaz [49, 50]. Farklı izotoplar ve farklı küre hacimleri için S faktörleri bulunmaktadır. Uygun S faktörü lezyon hacminin belirlenmesi ile elde edilebilir. Formül 2.2'ye göre lezyondaki dozun hesaplanabilmesi için kümülatif aktivite ve lezyonun kütlesinin hesaplanması gerekir. Hastaya radyofarmasötik verildiği andan itibaren çeşitli zamanlarda yapılan görüntülemeyle elde edilen verilerle kümülatif aktivite hesaplanır [51]. Lezyon kütlesinin tespiti için bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanılır. Ancak bazı lezyonlar boyutlarından dolayı bilgisayarlı tomografide tespit edilemediğinde, SPECT görüntülerinden yararlanılır. SPECT görüntülemede aktivite tutan lezyonun hacminin belirlenmesi ile lezyonun kütlesi hesaplanır.



Şekil 2.17: Lezyon dozimetrisinde radyoaktif madde ışıması örneklendirmesi.

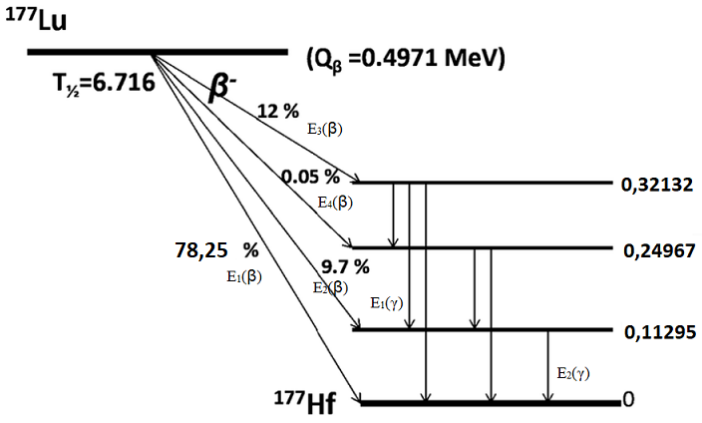
3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. MALZEME

3.1.1. Lutesyum-177 (^{177}Lu)

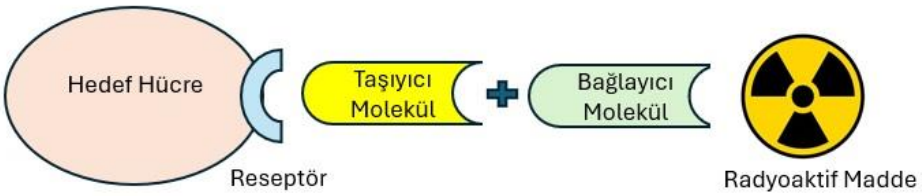
Hedefe yönelik radyonüklid tedavi çalışmalarının artması ve başarılı sonuçlar elde edilmesi ile hastalıkların erken tanı ve tedavisinde ilerlemeler kaydedilmiştir. Lutesyum-177 (Lu-177) de hedefe yönelik tedavide önemli bir yere sahiptir. Yaydığı γ ve β ışınları sayesinde hastalığın tanı ve tedavisinde kullanılabilme imkânı sunar. Tanı ve tedavi yöntemlerini birleştiren teranostik tedavilere öncülük eden bir radyonükliddir [52].

Lutesyum periyodik tabloda lantanitler grubunda yer alan son elementtir. Bu serinin en ağır elementi olan Lutesyum'un, atom ağırlıkları 150 ile 184 arasında değişen 35 farklı izotopu bulunmaktadır. 6,716 günlük fiziksel yarı ömre sahip radyoaktif bir izotoptur. Maksimum 1,7 mm derinlikte yumuşak dokuya penetre edebilir. Beta (β^-) emisyonu ile kararlı Hafniyum-177'ye (Hf-177) bozunur [2]. Yaydığı β^- radyasyonu orta enerjili (maksimum 0,4971 MeV) olup, malign tümörlerin selektif yıkımında başarılıdır. Lu-177 bozunumunda yaydığı β-radyasyonu yanında [$E_1(\beta)$=0,4971 MeV (% 78,25), $E_2(\beta)$=0, 384 MeV (% 9,7), $E_3(\beta)$=0,176 MeV (% 12) ve $E_4(\beta$ =0,248 MeV (% 0,05)], [$E_1(\gamma)$=208,4 keV (% 11) ve $E_2(\gamma)$= 113 keV (% 6,2)] iki γ ışını yayar (Şekil 3.1). Yaydığı γ ışını sayesinde radyonüklid bileşiğin vücuttaki dağılımı SPECT ile elde edilebilir. Diğer β^- yayan radyonüklidlerden farkı, orta düzey enerji açığa çıkararak düşük yan etki oluşturmasıdır [53].



Şekil 3.1: ^{177}Lu bozunum şeması.

Tedavide Lu-177'nin belirli bir biyolojik bölgeye taşınması için moleküler vektör görevi gören ajanlar kullanılır. Hedef hücredeki antijenlere karşı, Lu-177 ile işaretlenmiş antikorlar kullanılarak tedavi sağlanır (Şekil 3.2). Hedef hücreyle ilişkili antijene özel olarak verilen antikorun görevi, dozun normal hücrelerden çok tümörlü hücrede tutulmasının sağlanmasıdır. Bu tedavilerde amaç; hedef hücreye yeterli dozun verilmesi, radyonüklidi taşıyan antikorun korunması ve radyoaktivitenin hedef hücreden hızlı bir şekilde temizlenmesidir [54, 55].



Şekil 3.2: Radyonüklidin moleküllere bağlanarak hedef hücreye taşınması.

Lu-177'nin çeşitli antikorlarla bağlanması sonucu oluşturulan radyofarmasötikler ve bunların başarı gösterdiği tedavi alanları Tablo 3.1'de gösterilmiştir [56–58].

Tablo 3.1: Lu-177 ile hazırlanan radyofarmasötikler ve tedavi alanları.

Lu-177 ile Hazırlanan Radyofarmasötikler	Yapılan Tedaviler
^{177}Lu-Anti CD20	Non-Hodgkin lenfomaların tedavisi
^{177}Lu-CC49	Adenokarsinomların tedavisi
^{177}Lu-J591 (PSMA)	Prostat kanseri tedavisi
^{177}Lu-DOTATATE ve ^{177}Lu-DOTATOC	Nöroendokrin tümörlerin tedavisi
^{177}Lu-EDTMP ve ^{177}Lu-DOTMP	Kemik ağrısını hafifletme
^{177}Lu-oksin (8-hidroksikinolin)	Karaciğer kanseri tedavisi
^{177}Lu-Hidroksiapatit	Primer ve metastatik karaciğer kanseri ve romatoid artrit tedavisi

3.1.2. Doz Kalibratörü

Hazırlanan fantomun görüntülenmesi için ^{177}Lu radyofarmasötiği kullanılmıştır. ^{177}Lu aktivitesini ölçmek için, İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan Pozitron marka Capintec CRC-15 BETA model doz kalibratörü kullanılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Capintec CRC-15 BETA model doz kalibratörü.

3.1.3. SPECT-BT Cihazı

Hazırlanan fantomun tüm görüntüleri İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan General Elektrik (GE) marka Discovery NM/CT 670 model SPECT-BT cihazı ile alınmıştır (Şekil 3.4). Cihaz 54 x 40 cm^2 dedektör boyutuna sahiptir. Dedektör yapısında, 3/8 inç Sodyum İyodür-Talyum aktive edilmiş NaI(TI) kristali ve 59 adet foton çoğaltıcı tüp (Photon Multiplier Tube, PMT) bulunmaktadır. Cihaz 70 cm'lik bir gantri açıklığına sahiptir.

Görüntülemelerde ^{177}Lu'un 208,4 keV enerjisini kullanabilmek için; 150 keV-300 keV gama enerji aralığında kullanılan orta enerji kolimatörü kullanıldı.

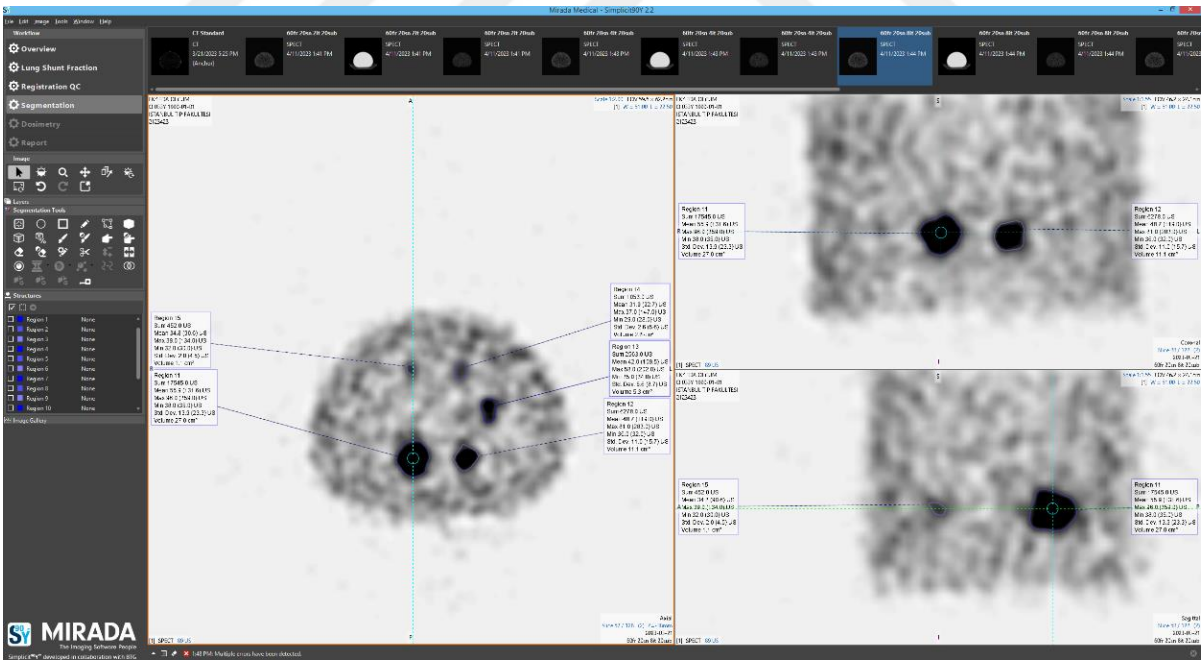


Şekil 3.4: General Elektrik (GE) marka Discovery NM/CT 670 model SECT-BT cihazı.

3.1.4. Mirada-Simplicit90Y Görüntü Analiz Programı

Fantomun SPECT görüntülerinin analizi Simplicit90Y dozimetri yazılım programında yapılmıştır. Program; görüntülerin alındığı, işlendiği ve saklandığı bilgi yönetim sistemidir. Tedavi öncesi dozimetri planlaması ve tedavi sonrası dozimetri değerlendirmesi yapılır. Programda CT, MRI, SPECT ve PET görüntülerinin ayrı ayrı ya da birleştirilmiş olarak analizleri yapılabilir. Programda bulunana araçlar ile VOI çizimleri yapılarak, ilgili alana ait hacim ve sayım değerleri belirlenir.

Çalışmada hazırlanan fantomun; 60 frame-20 saniye, 60 frame-10 saniye, 90 frame-20 saniye, 90 frame-10 saniye'de sintigrafik ve CT çekimleri yapılmıştır. Ham görüntülerden, iterasyon, subset ve power reconstruction parametrelerinin değişimi ile toplam 180 görüntü elde edilerek, programda analiz edilmiştir. Sintigrafik görüntüler, her çekime ait CT görüntüleri ile birleştirilerek incelenmiştir. Aksiyal görüntülerde merkez kesitler belirlenerek, programda bulunan % eşik (threshold) aracı yardımı ile VOI çizimleri yapılmıştır. Aynı lezyonun sagittal ve koronal kesitleri için çizimler kontrol edilmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: Mirada-Simplicit90Y programında görüntü analizi.

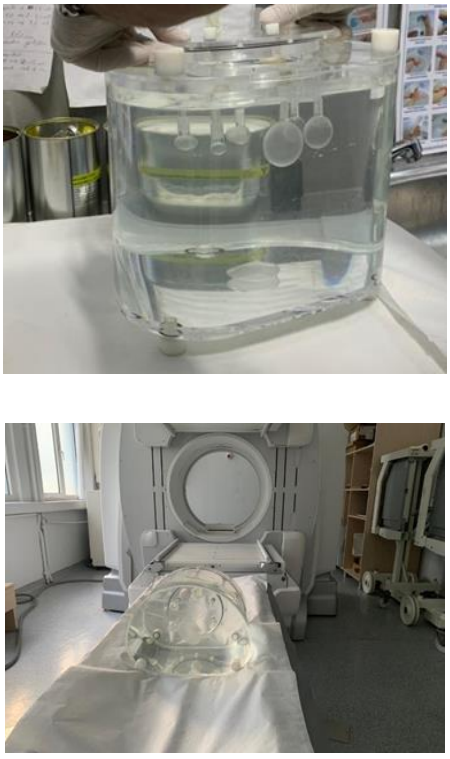
3.2. YÖNTEM

3.2.1. Fantomun Hazırlanması ve Çekimler

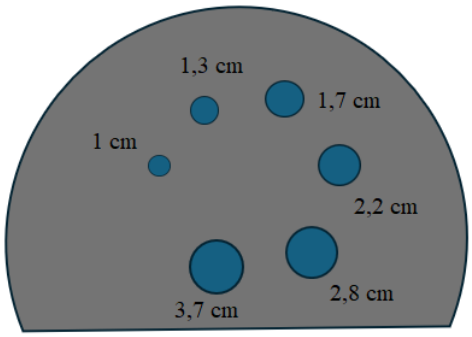
Lezyon dozimetrisinde hacim belirleme ölçümleri için PET-NEMA 2012 fantomu kullanıldı (Şekil 3.6). Fantomun boyutları 24,1 x 30,5 x 24,1 cm ve iç hacmi 9,7 lt dir. Fantom içerisinde 6 farklı çapta, doldurulabilir küre barındırır. Kürelerin iç çapları sırasıyla; 1 cm, 1,3 cm, 1,7 cm, 2,2 cm, 2,8 cm ve 3,7 cm'dir (Şekil 3.7). Lezyonların iç çapları ve çap uzunlukları kullanılarak hesaplanan hacimleri Tablo 3.2' de verilmiştir.

Tablo 3.2: Lezyonların iç çapları ve hacim değerleri.

Lezyon Numarası	Lezyonların İç Çapları (cm)	Hacim Değerleri (cm^3)
1	1	0,52
2	1,3	1,15
3	1,7	2,57
4	2,2	5,57
5	2,8	11,5
6	3,7	26,5



Şekil 3.6: Çalışmada kullanılan fantom.



Şekil 3.7: Fantomun aksiyal kesitinde lezyonların iç çaplarının büyüklükleri.

Fantomun hazırlanmasında; 1250 ml su dolu bir kap içerisine, net 20 mCi ^{177}Lu aktivitesi koyulup, 15 dk çalkalandı. Böylece homojen bir karışım oluşturuldu. Karışımdan enjektör yardımı ile alınarak, fantom içerisindeki küreler bu homojen karışımla hava kabarcığı kalmaması için hassas bir şekilde dolduruldu (Şekil 3.8). 1/8 oranında background/lezyon aktivitesi oluşturabilmek için karışımın kalanı fantom içerisine boşaltıldı. Fantomda kalan boşluk yaklaşık 8750 ml saf su ile dolduruldu. Fantomun üst aparatı takılıp, vidalar sıkıldıktan sonra sızıntı kontrolleri yapıldı. Fantom son bir kez daha çalkalanarak görüntü alımına hazır hale getirildi.



Şekil 3.8: Fantomdaki kürelerin doldurulması.

3.2.2. Görüntü Analizleri

Frame sayısı, çekim süresi, eşik (threshold) değerleri ile iterasyon, subset ve power parametrelerinin hacim belirlemede etkisini araştırmak için, öncelikle farklı frame sayısı ve

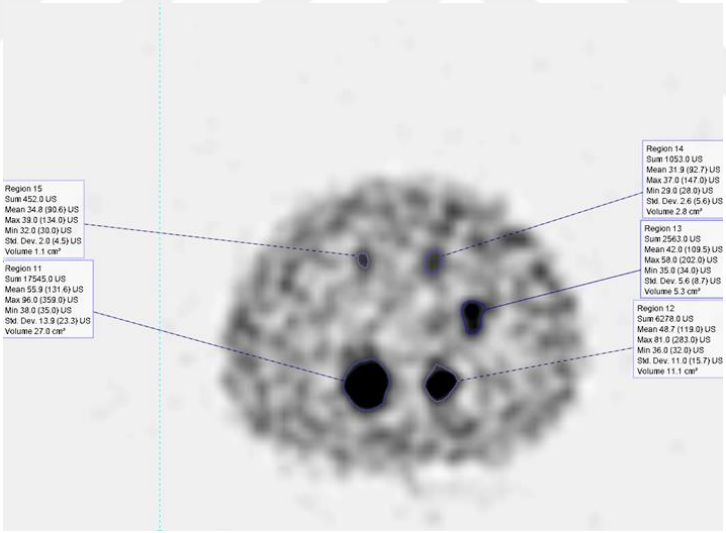
çekim süresinde ölçümler yapıldı. Hazırlanan fantomun frame sayısı ve çekim süresi (60 frame-10 saniye, 60 frame-20 saniye, 90 frame-10 saniye, 90 frame-20 saniye) belirlenerek görüntüleri alındı. Elde edilen bu görüntüler 2 iterasyon, 10 subset ve 10 power değerine sahip görüntülerdir. Bu görüntülerin ayrı ayrı iterasyon, subset ve power değerleri değiştirilerek prosesleri yapıldı. Kullanılan iterasyon değerleri; 2, 4, 8, 16 ve 20, subset değerleri; 10, 20 ve 30, power değerleri; 10, 20 ve 30'dur. Her bir set için 45, toplamda 180 görüntü elde edildi. Görüntüleri elde etmek için kullanılan veri setleri Tablo 3.3'de yer almaktadır. Bu veri setlerindeki, %40 eşik değerine karşılık gelen hacim ve sayım değerleri, yaklaşık gerçek hacmi elde ettiğimiz eşik değerleri ve bu eşiğe karşılık gelen hacim ve sayım değerleri elde edilmiştir.

Tablo 3.3: Fantom görüntülerini elde etmek için kullanılan veri setleri.

60 FR 10 S			60 FR 20 S			90 FR 10 S			90 FR 20 S		
İterasyon	Subset	Power	İterasyon	Subset	Power	İterasyon	Subset	Power	İterasyon	Subset	Power
2	10	10	2	10	10	2	10	10	2	10	10
4	10	10	4	10	10	4	10	10	4	10	10
8	10	10	8	10	10	8	10	10	8	10	10
16	10	10	16	10	10	16	10	10	16	10	10
20	10	10	20	10	10	20	10	10	20	10	10
2	20	10	2	20	10	2	20	10	2	20	10
4	20	10	4	20	10	4	20	10	4	20	10
8	20	10	8	20	10	8	20	10	8	20	10
16	20	10	16	20	10	16	20	10	16	20	10
20	20	10	20	20	10	20	20	10	20	20	10
2	30	10	2	30	10	2	30	10	2	30	10
4	30	10	4	30	10	4	30	10	4	30	10
8	30	10	8	30	10	8	30	10	8	30	10
16	30	10	16	30	10	16	30	10	16	30	10
20	30	10	20	30	10	20	30	10	20	30	10
2	10	20	2	10	20	2	10	20	2	10	20
4	10	20	4	10	20	4	10	20	4	10	20
8	10	20	8	10	20	8	10	20	8	10	20
16	10	20	16	10	20	16	10	20	16	10	20
20	10	20	20	10	20	20	10	20	20	10	20
2	20	20	2	20	20	2	20	20	2	20	20
4	20	20	4	20	20	4	20	20	4	20	20
8	20	20	8	20	20	8	20	20	8	20	20
16	20	20	16	20	20	16	20	20	16	20	20
20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
2	30	20	2	30	20	2	30	20	2	30	20
4	30	20	4	30	20	4	30	20	4	30	20
8	30	20	8	30	20	8	30	20	8	30	20

Tablo 3.3 (devam): Fantom görüntülerini elde etmek için kullanılan veri setleri.

16	30	20	16	30	20	16	30	20	16	30	20
20	30	20	20	30	20	20	30	20	20	30	20
2	10	30	2	10	30	2	10	30	2	10	30
4	10	30	4	10	30	4	10	30	4	10	30
8	10	30	8	10	30	8	10	30	8	10	30
16	10	30	16	10	30	16	10	30	16	10	30
20	10	30	20	10	30	20	10	30	20	10	30
2	20	30	2	20	30	2	20	30	2	20	30
4	20	30	4	20	30	4	20	30	4	20	30
8	20	30	8	20	30	8	20	30	8	20	30
16	20	30	16	20	30	16	20	30	16	20	30
20	20	30	20	20	30	20	20	30	20	20	30
2	30	30	2	30	30	2	30	30	2	30	30
4	30	30	4	30	30	4	30	30	4	30	30
8	30	30	8	30	30	8	30	30	8	30	30
16	30	30	16	30	30	16	30	30	16	30	30
20	30	30	20	30	30	20	30	30	20	30	30



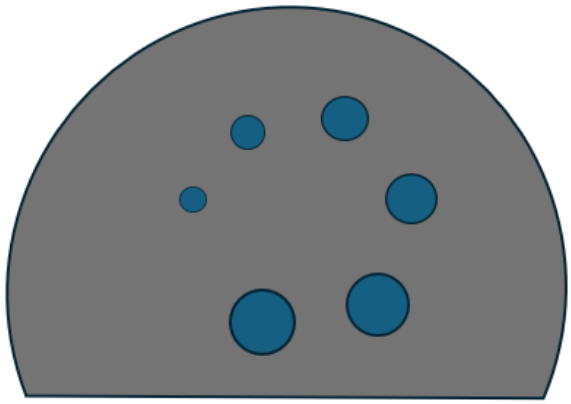
Şekil 3.9: Görüntü analizinde hacim ve sayım ölçümü.

Görüntü analizlerinde kesitsel görüntüler incelendi. SPECT görüntülerde merkez kesitler belirlendi ve bu kesitlerde her bir lezyon için ROI'ler çizilerek, tüm kesitler için lezyonların ilgi alanlarının hacimleri (VOI) elde edildi (Şekil 3.9). İlk çizimdeki değerler dozimetrik hesaplamalarda sıklıkla kullanılan, %40 eşik değerine karşılık gelen hacim ve sayım değerleridir. Sonrasında her lezyon için eşik değeri değiştirilerek, gerçek hacim değerlerini bize veren eşik değerleri belirlendi ve bu değere ait sayımlar ölçüldü.

4. BULGULAR

4.1.LEZYONLARIN GÖRÜNTÜ ANALİZ SONUÇLARI

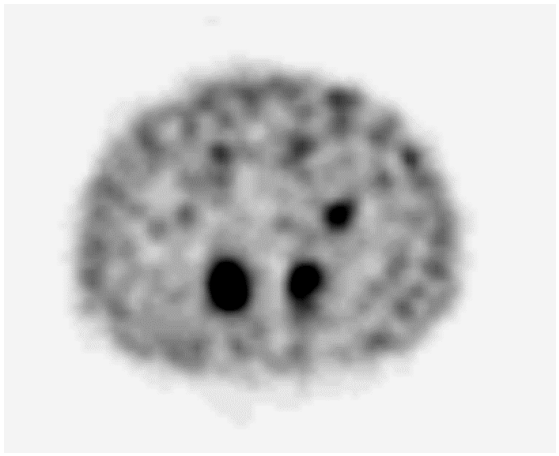
60 frame-10 saniye, 60 frame-20 saniye, 90 frame-10 saniye ve 90 frame-20 saniye görüntülemelerde; iterasyon, subset ve power değerlerinin çeşitli kombinasyonlarında elde edilen toplam 180 görüntü analiz edilmiştir. Görüntülerde ölçülen sonuçlar, her lezyon için ayrı ayrı tablolarda verilmiştir. Tablolarda; frame, süre, iterasyon, subset ve power değişkenlerine karşılık; %40 eşik (threshold) değerine karşılık gelen hacim ve sayım değerleri, yaklaşık gerçek hacmi elde ettiğimiz eşik değerleri, bu eşiğe karşılık gelen hacim ve sayım değerleri olmak üzere 5 farklı ölçüm yer almaktadır. Görüntü analizlerinde en küçük lezyon olan 1. Lezyon (0,52 cm^3) görüntülenemediği için tablolarda yer almamaktadır. 2. Lezyon (1,15 cm^3), 3. Lezyon (2,57 cm^3), 4. Lezyon (5,57 cm^3), 5. Lezyon (11,5 cm^3) ve 6. Lezyon (26,5 cm^3)'a ait ölçüm sonuçları sırasıyla tablolarda yer almaktadır.



Şekil 4.1: Fantomun BT görüntüsü.

4.1.1. 60 Frame-10 Saniye Görüntüleri Analiz Sonuçları

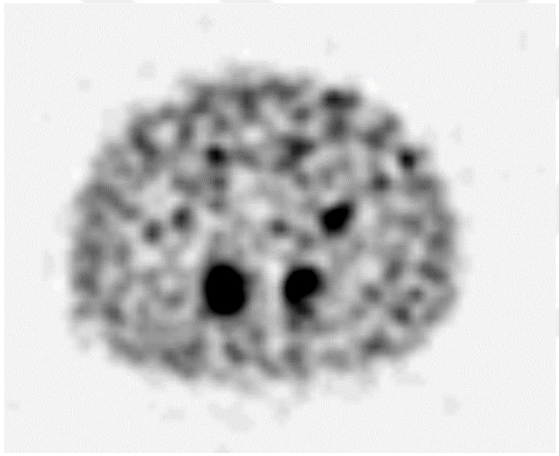
60 frame-10 saniye görüntüleri iterasyon sayısı değişimine göre ve farklı subset ile power değerlerinde, Şekil 4.2'den Şekil 4.10'a kadar sıralanmıştır. Görüntülerde görülebilen her lezyon için ROI çizilerek, eşik değerine göre hacim ve sayım ölçümleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar 2. Lezyon için Tablo 4.1'de, 3. Lezyon için Tablo 4.2'de, 4. Lezyon için Tablo 4.3'te, 5. Lezyon için Tablo 4.4'te ve 6. Lezyon için Tablo 4.5'te yer almaktadır.



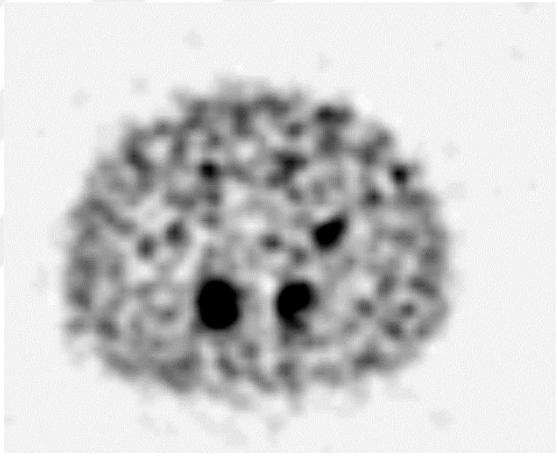
2 iterasyon, 10 subset, 10 power



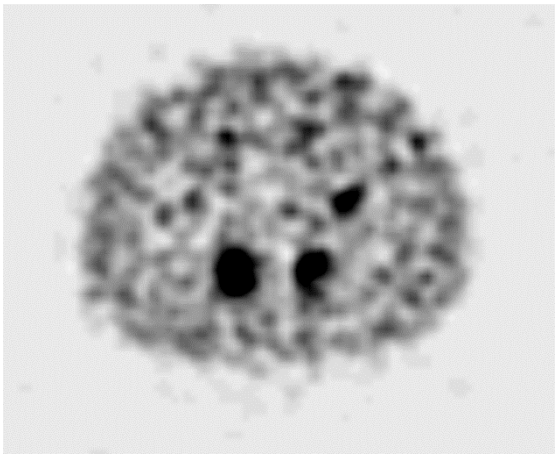
4 iterasyon, 10 subset, 10 power



8 iterasyon, 10 subset, 10 power

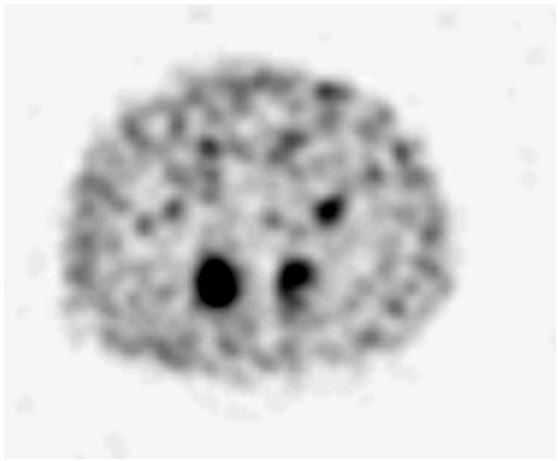


16 iterasyon, 10 subset, 10 power

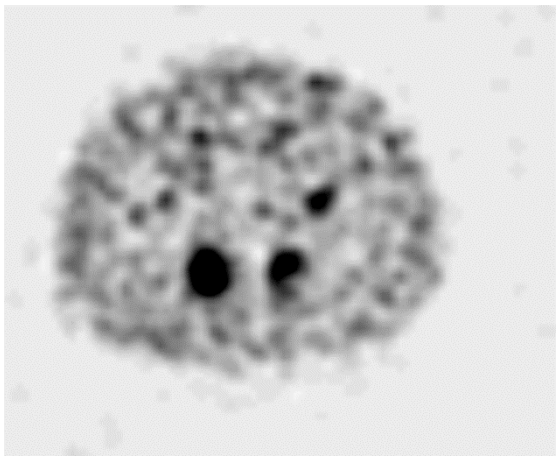


20 iterasyon, 10 subset, 10 power

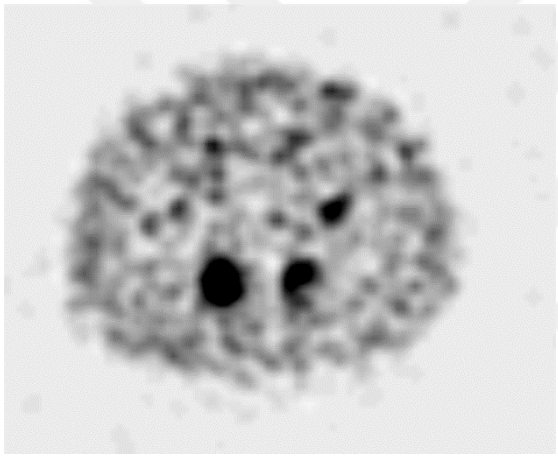
Şekil 4.2: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-10 power.



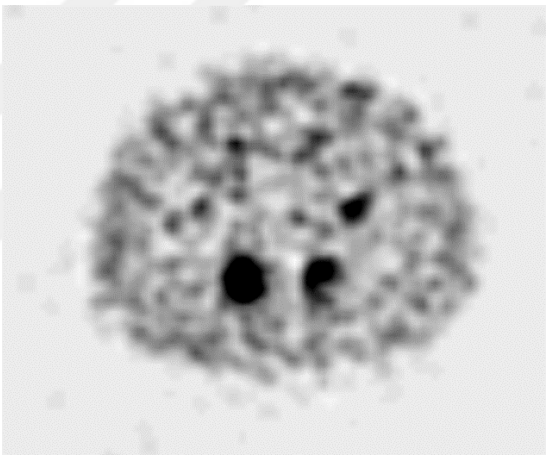
2 iterasyon, 20 subset, 10 power



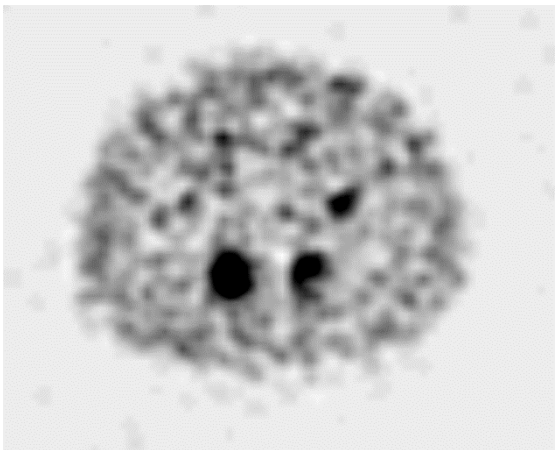
4 iterasyon, 20 subset, 10 power



8 iterasyon, 20 subset, 10 power

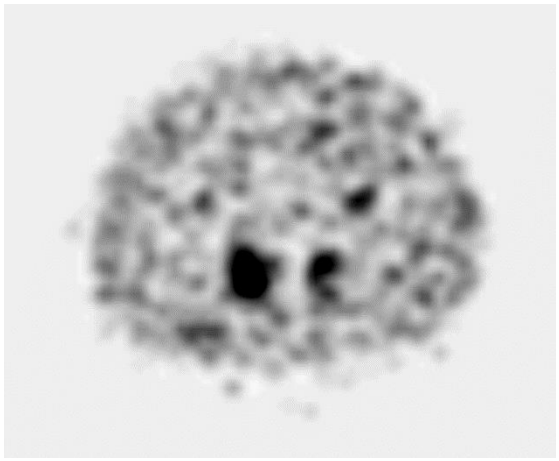


16 iterasyon, 20 subset, 10 power

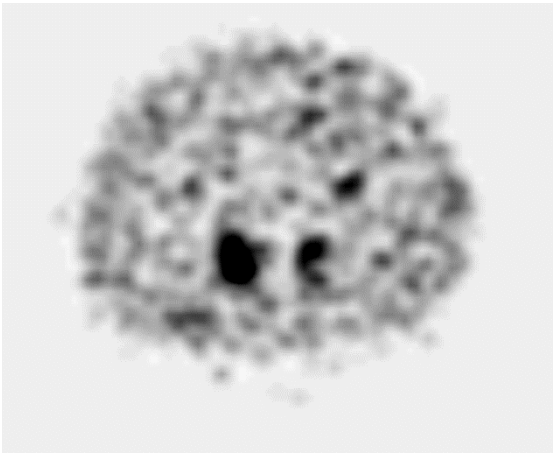


20 iterasyon, 20 subset, 10 power

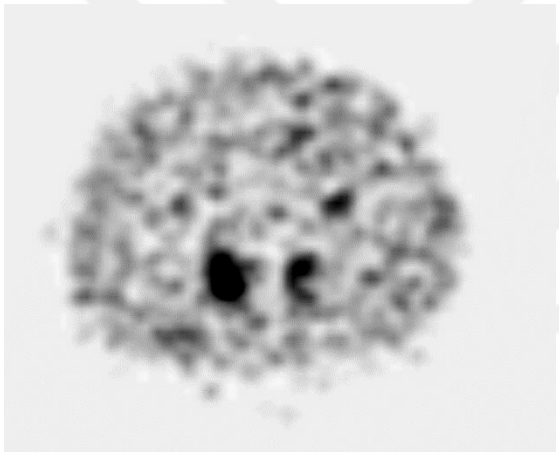
Şekil 4.3: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-10 power.



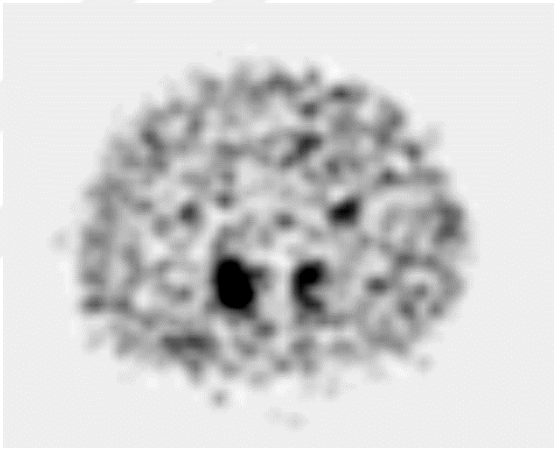
2 iterasyon, 30 subset, 10 power



4 iterasyon, 30 subset, 10 power



8 iterasyon, 30 subset, 10 power



16 iterasyon, 30 subset, 10 power

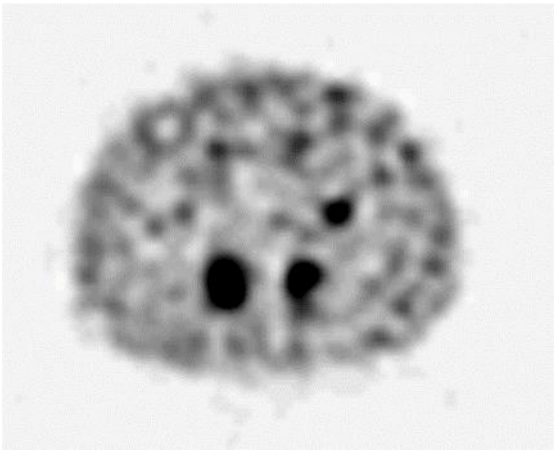


20 iterasyon, 30 subset, 10 power

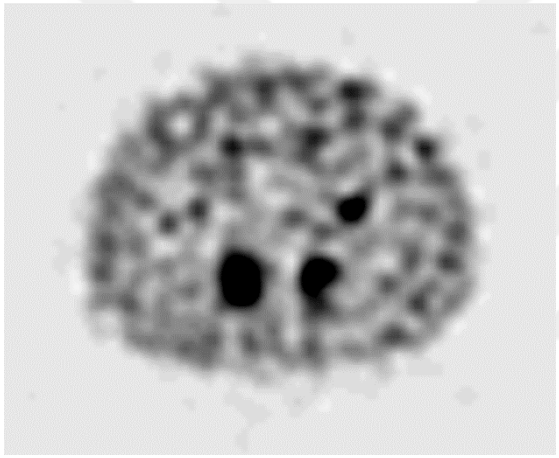
Şekil 4.4: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-10 power.



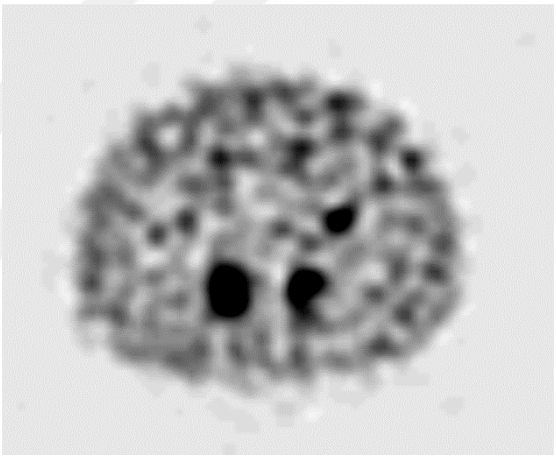
2 iterasyon, 10 subset, 20 power



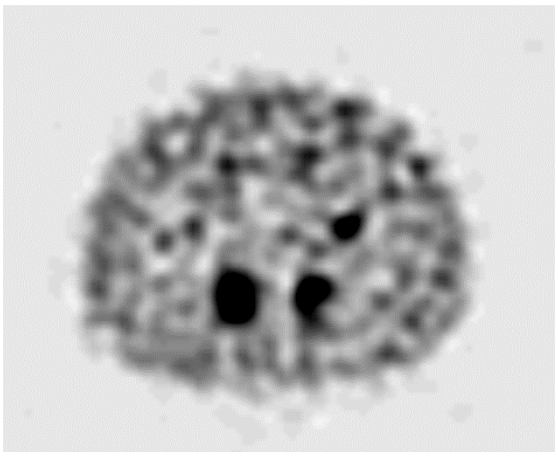
4 iterasyon, 10 subset, 20 power



8 iterasyon, 10 subset, 20 power

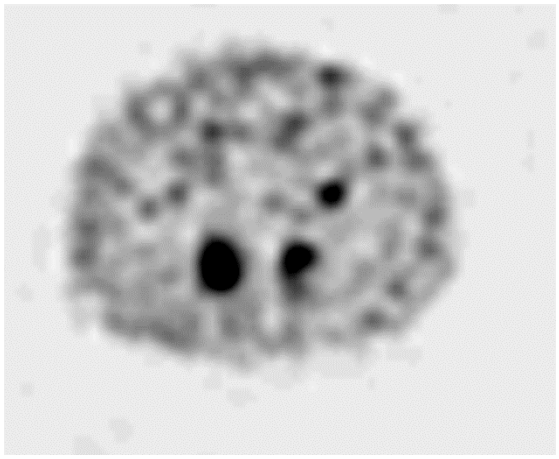


16 iterasyon, 10 subset, 20 power

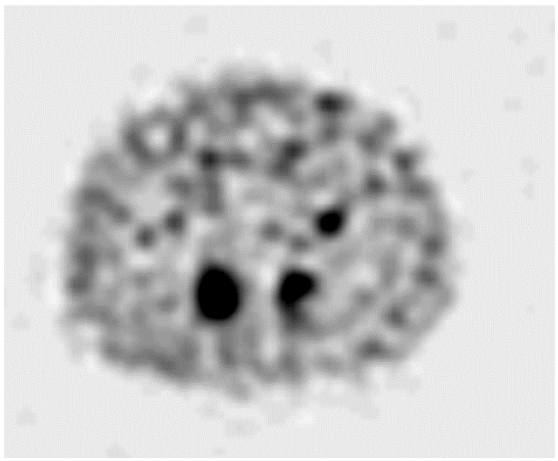


20 iterasyon, 10 subset, 20 power

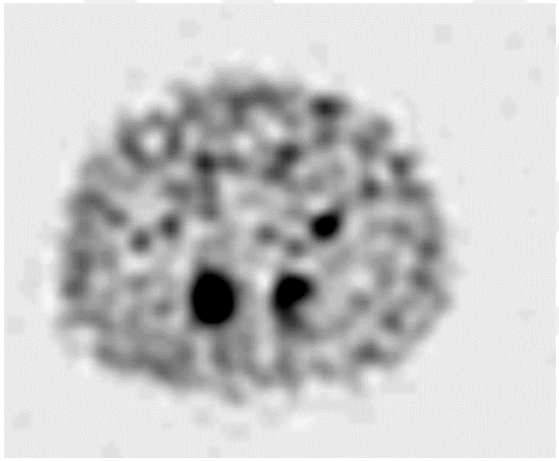
Şekil 4.5: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-20 power.



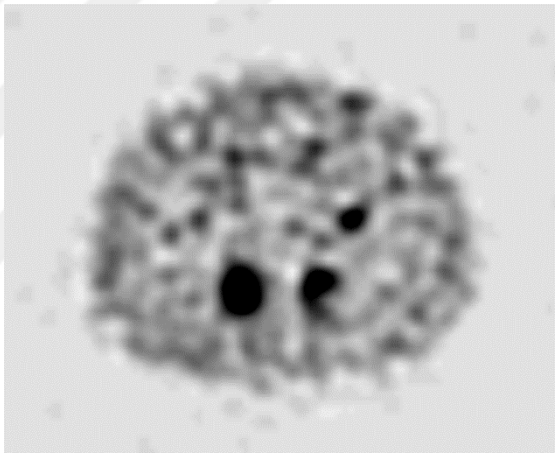
2 iterasyon, 20 subset, 20 power



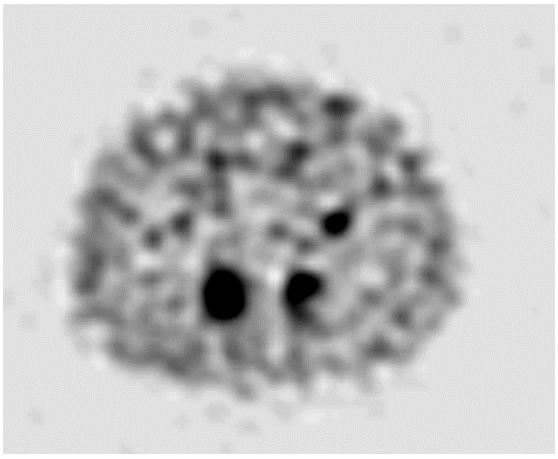
4 iterasyon, 20 subset, 20 power



8 iterasyon, 20 subset, 20 power

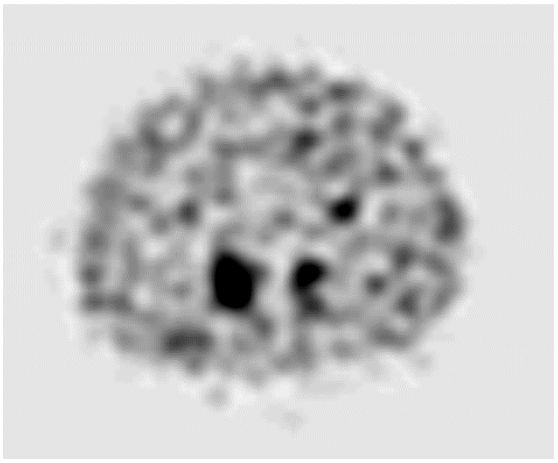


16 iterasyon, 20 subset, 20 power

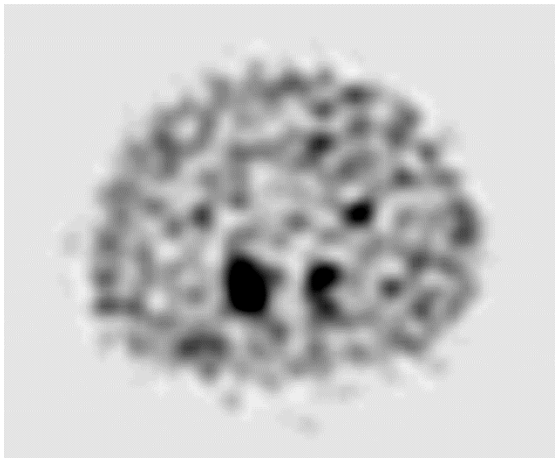


20 iterasyon, 20 subset, 20 power

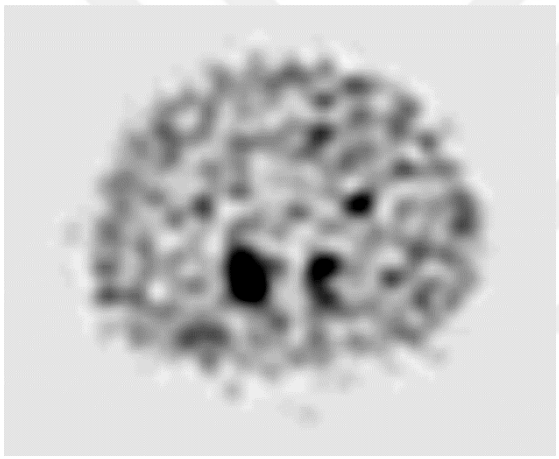
Şekil 4.6: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-20 power.



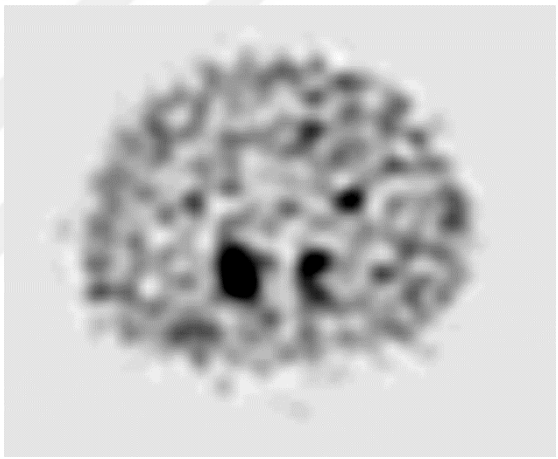
2 iterasyon, 30 subset, 20 power



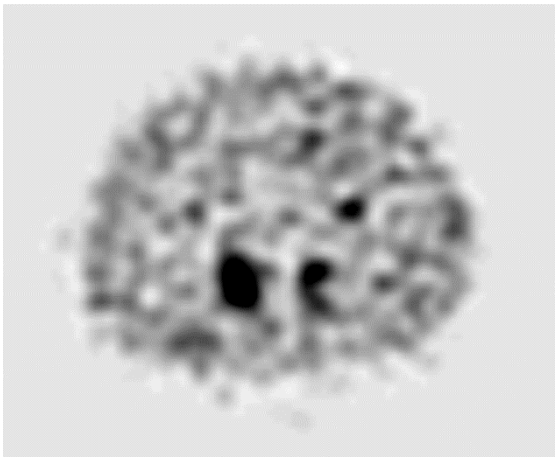
4 iterasyon, 30 subset, 20 power



8 iterasyon, 30 subset, 20 power

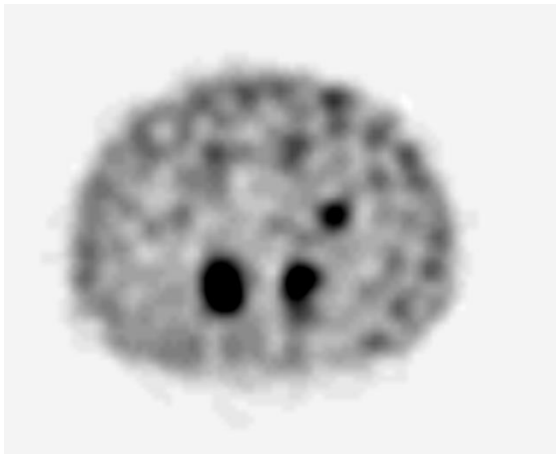


16 iterasyon, 30 subset, 20 power



20 iterasyon, 30 subset, 20 power

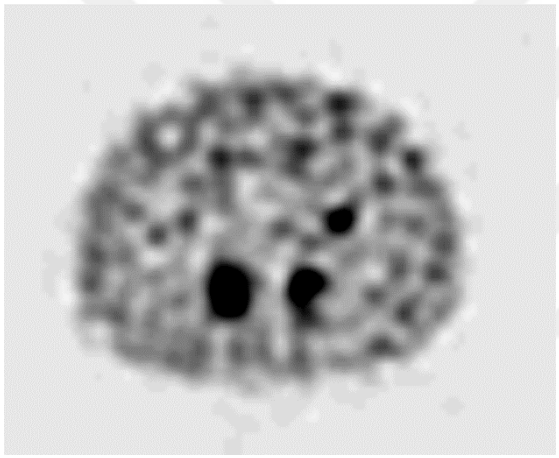
Şekil 4.7: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-20 power.



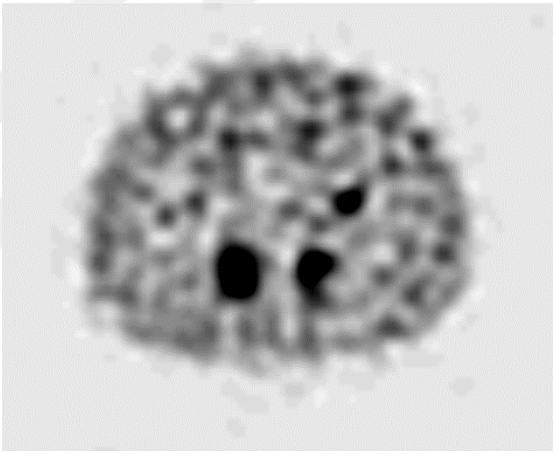
2 iterasyon, 10 subset, 30 power



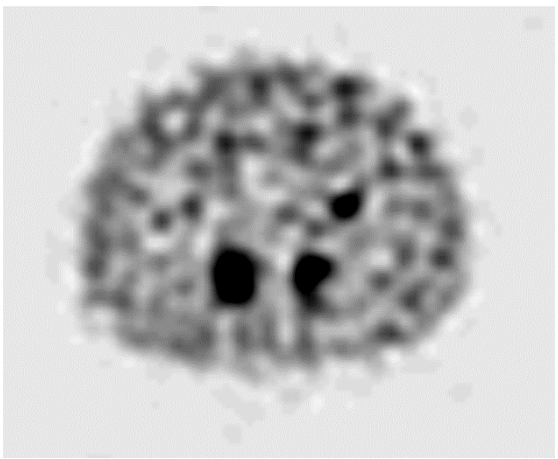
4 iterasyon, 10 subset, 30 power



8 iterasyon, 10 subset, 30 power

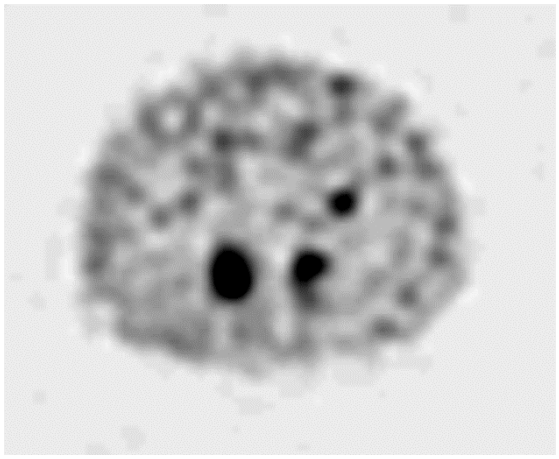


16 iterasyon, 10 subset, 30 power

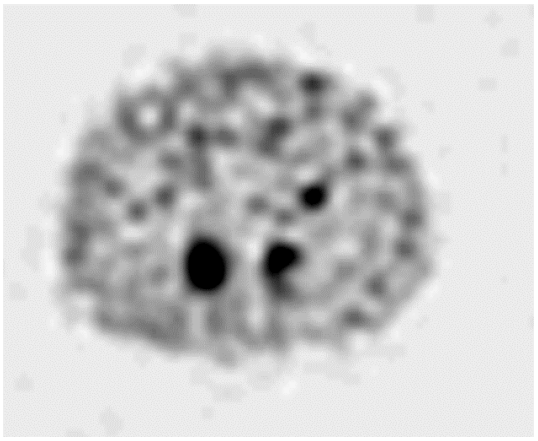


20 iterasyon, 10 subset, 30 power

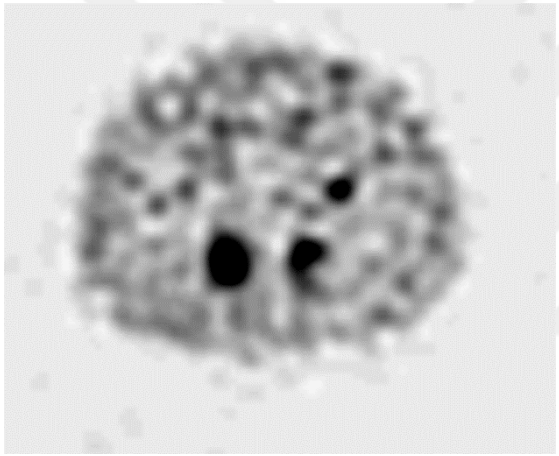
Şekil 4.8: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-30 power.



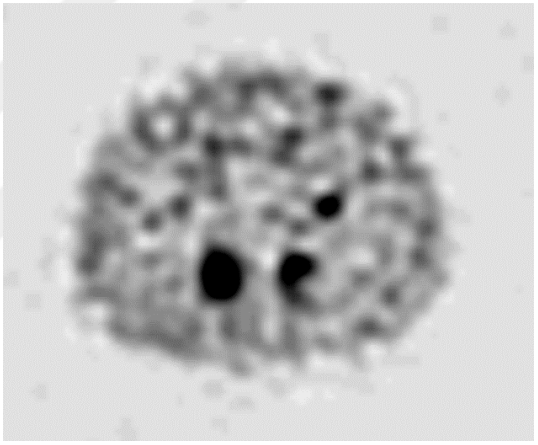
2 iterasyon, 20 subset, 30 power



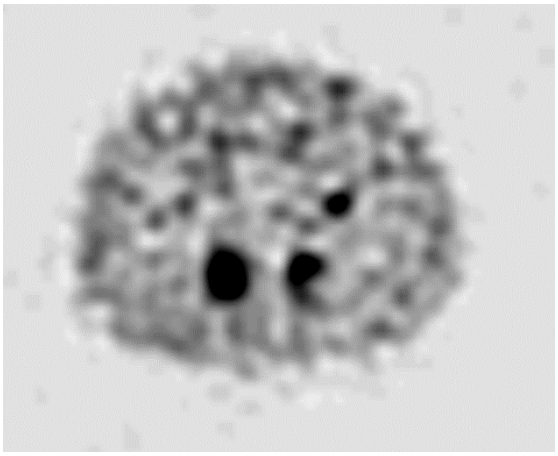
4 iterasyon, 20 subset, 30 power



8 iterasyon, 20 subset, 30 power

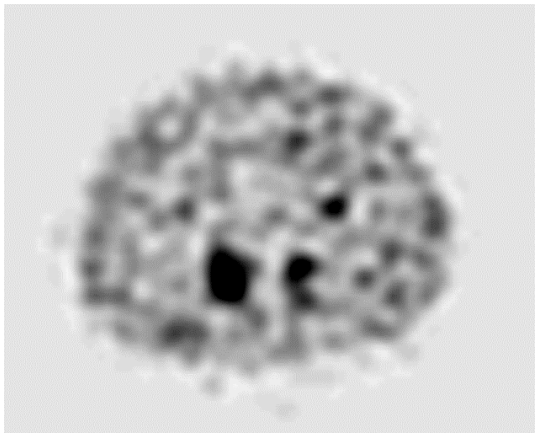


16 iterasyon, 20 subset, 30 power

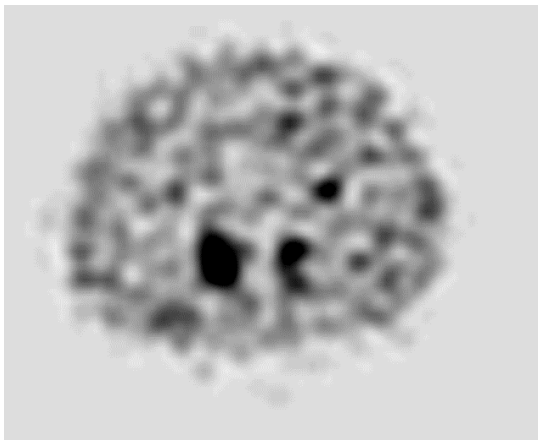


20 iterasyon, 20 subset, 30 power

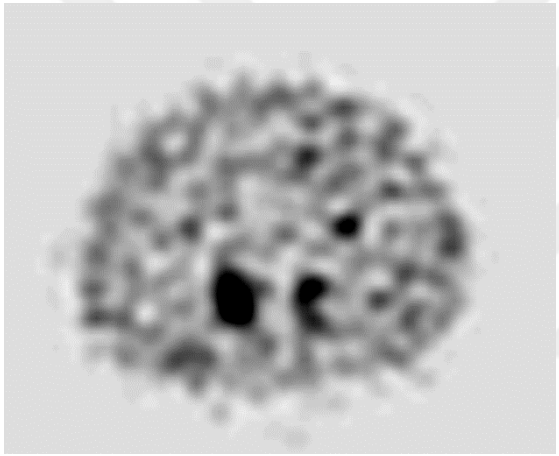
Şekil 4.9: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-30 power.



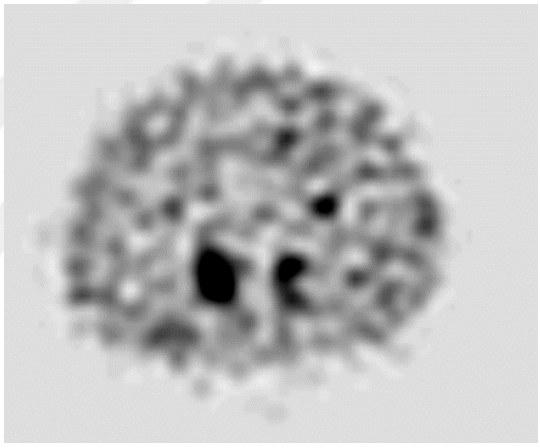
2 iterasyon, 30 subset, 30 power



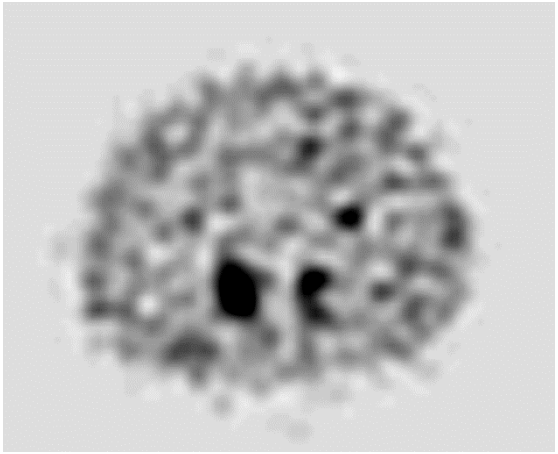
4 iterasyon, 30 subset, 30 power



8 iterasyon, 30 subset, 30 power



16 iterasyon, 30 subset, 30 power



20 iterasyon, 30 subset, 30 power

Şekil 4.10: İterasyon değişimine göre 60 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-30 power.

Tablo 4.1: 60 Frame-10 Saniye görüntülemede 2. Lezyonun (1,15 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
60	10	2	10	10	80	1,3	223	9,3	1120
60	10	4	10	10	78	1,2	243	6,6	979
60	10	8	10	10	74	1,1	246	6,5	989
60	10	16	10	10	72	1,1	249	4,7	773
60	10	20	10	10	72	1,1	253	6,3	989
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	10	77	1,4	277	8,7	1196
60	10	4	20	10	75	1,1	250	6,5	997
60	10	8	20	10	70	1,3	292	6,1	987
60	10	16	20	10	70	1	245	5,6	924
60	10	20	20	10	70	1,1	263	5,5	916
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	10	-	-	-	-	-
60	10	4	30	10	-	-	-	-	-
60	10	8	30	10	-	-	-	-	-
60	10	16	30	10	-	-	-	-	-
60	10	20	30	10	-	-	-	-	-
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	10	20	85	1,2	204	9,5	1147
60	10	4	10	20	85	1,1	215	11	1446
60	10	8	10	20	83	1	216	8,6	1194
60	10	16	10	20	82	1,1	236	8,5	1185
60	10	20	10	20	80	1,2	254	6,5	993
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	20	82	1,4	269	7,8	1094
60	10	4	20	20	82	1,3	270	7,7	1118
60	10	8	20	20	82	1	225	9	1352
60	10	16	20	20	81	0,9	208	8,8	1319
60	10	20	20	20	79	1,4	293	7,4	1122
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	20	-	-	-	-	-
60	10	4	30	20	-	-	-	-	-
60	10	8	30	20	-	-	-	-	-
60	10	16	30	20	-	-	-	-	-
60	10	20	30	20	-	-	-	-	-
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	10	30	85	0,9	213	9,2	1267
60	10	4	10	30	85	0,9	181	8,3	1109
60	10	8	10	30	82	1,4	272	10,7	1452
60	10	16	10	30	82	1,4	276	9,8	1317
60	10	20	10	30	81	1	214	10,2	1406
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	30	86	1,4	264	9,5	1289
60	10	4	20	30	83	1,2	250	9,8	1342
60	10	8	20	30	83	1,3	268	10	1388
60	10	16	20	30	82	1,3	269	10,2	1407
60	10	20	20	30	82	1,3	273	10,2	1413
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	30	-	-	-	-	-
60	10	4	30	30	-	-	-	-	-
60	10	8	30	30	-	-	-	-	-
60	10	16	30	30	-	-	-	-	-
60	10	20	30	30	-	-	-	-	-

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.2: 60 Frame-10 Saniye görüntülemede 3. Lezyonun (2,57 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
60	10	2	10	10	76	2,8	449	12,4	1498
60	10	4	10	10	72	2,1	378	10,5	1364
60	10	8	10	10	68	3,1	560	11,9	1587
60	10	16	10	10	67	2,7	507	13,6	1913
60	10	20	10	10	65	2,5	481	12,4	1733
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	10	75	2	376	11,2	1548
60	10	4	20	10	70	2,5	485	10,6	1538
60	10	8	20	10	66	2,8	558	10,8	1618
60	10	16	20	10	64	3	596	9,6	1502
60	10	20	20	10	64	2,4	502	11,8	1831
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	10	67	2,2	482	8,3	1305
60	10	4	30	10	66	2,7	584	8,2	1358
60	10	8	30	10	66	2,3	530	9,1	1504
60	10	16	30	10	65	2,4	546	7,6	1305
60	10	20	30	10	65	2,4	549	8,3	1394
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	10	20	77	2,9	469	13,9	1693
60	10	4	10	20	77	2,8	478	18,9	2239
60	10	8	10	20	75	3,3	567	12,7	1704
60	10	16	10	20	71	2,8	491	12,4	1606
60	10	20	10	20	71	1,9	357	15,1	1968
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	20	76	2,6	457	8,4	1199
60	10	4	20	20	74	3,2	564	10	1384
60	10	8	20	20	74	2,1	390	12,1	1630
60	10	16	20	20	68	3,3	588	12,6	1652
60	10	20	20	20	68	3,3	587	12,8	1712
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	20	70	2,6	533	10,2	1555
60	10	4	30	20	68	2,8	578	8	1330
60	10	8	30	20	68	2,4	516	8,1	1302
60	10	16	30	20	67	2,8	600	9,2	1490
60	10	20	30	20	66	2,8	585	8,5	1399
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	10	30	83	2,9	463	18,3	2095
60	10	4	10	30	80	2,6	442	12,3	1581
60	10	8	10	30	76	3	518	16,8	2101
60	10	16	10	30	74	2,6	456	10,8	1440
60	10	20	10	30	72	3,1	545	12,7	1718
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	30	78	3	524	12,5	1659
60	10	4	20	30	76	3	533	10,8	1473
60	10	8	20	30	76	3,1	548	11,2	1530
60	10	16	20	30	74	2,4	449	11,4	1645
60	10	20	20	30	74	2,2	418	11	1556
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	30	70	2,3	480	11,1	1659
60	10	4	30	30	70	2,5	521	13,1	1899
60	10	8	30	30	68	2,6	545	10,5	1629
60	10	16	30	30	66	2,8	586	8,4	1332
60	10	20	30	30	66	2,7	563	9,6	1518

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.3: 60 Frame-10 Saniye görüntülemede 4. Lezyonun (5,57 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
60	10	2	10	10	57	5,8	1210	13,6	2323
60	10	4	10	10	56	5,8	1330	12,9	2420
60	10	8	10	10	56	5,3	1272	13,1	2522
60	10	16	10	10	55	5,4	1335	13,2	2580
60	10	20	10	10	55	5,5	1358	14	2718
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	10	53	5,8	1351	12,1	2319
60	10	4	20	10	53	5,3	1318	12,6	2456
60	10	8	20	10	53	5,3	1343	10,8	2251
60	10	16	20	10	52	5,7	1419	11,4	2345
60	10	20	20	10	52	5,8	1439	11,5	2374
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	10	56	5,3	1366	13,3	2742
60	10	4	30	10	54	5,5	1461	11,2	2480
60	10	8	30	10	53	5,8	1525	12,4	2709
60	10	16	30	10	53	5,8	1526	11,6	2574
60	10	20	30	10	52	5,7	1505	11,3	2509
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	10	20	58	5,9	1225	17,4	2770
60	10	4	10	20	56	5,8	1329	12,6	2369
60	10	8	10	20	56	5,2	1257	13,9	2631
60	10	16	10	20	54	5,5	1336	15,4	2868
60	10	20	10	20	54	5,6	1359	14,6	2763
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	20	55	5,7	1340	11,8	2274
60	10	4	20	20	55	5,3	1299	12,1	2381
60	10	8	20	20	53	5,5	1368	11,1	2277
60	10	16	20	20	53	5,3	1335	10,2	2150
60	10	20	20	20	52	5,3	1337	10	2111
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	20	57	5,3	1365	10,9	2357
60	10	4	30	20	55	5,3	1416	11	2401
60	10	8	30	20	53	5,3	1428	9	2074
60	10	16	30	20	53	5,6	1478	11,1	2466
60	10	20	30	20	52	5,5	1460	10,7	2390
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	10	30	58	5,9	1239	19,2	2992
60	10	4	10	30	57	5,8	1324	12,8	2403
60	10	8	10	30	56	5,3	1268	13,9	2631
60	10	16	10	30	56	5,5	1338	13,9	2659
60	10	20	10	30	56	5,5	1342	14,6	2767
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	30	55	5,6	1322	11,8	2275
60	10	4	20	30	54	5,3	1294	13,1	2511
60	10	8	20	30	53	5,4	1343	10,4	2164
60	10	16	20	30	52	5,4	1344	10,4	2168
60	10	20	20	30	52	5,4	1343	10,3	2156
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	30	56	5,2	1344	11,8	2490
60	10	4	30	30	55	5,5	1451	12,7	2694
60	10	8	30	30	53	5,7	1499	11	2448
60	10	16	30	30	53	5,6	1475	11	2445
60	10	20	30	30	52	5,6	1473	11,3	2484

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.4: 60 Frame-10 Saniye görüntülemede 5. Lezyonun (11,5 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
60	10	2	10	10	48	12,1	2913	16,8	3707
60	10	4	10	10	48	11,7	2992	18,9	4254
60	10	8	10	10	51	10,4	2784	19,5	4432
60	10	16	10	10	51	10,8	2871	21,3	4762
60	10	20	10	10	51	10,9	2911	21,3	4784
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	10	48	10,9	2769	18,8	4124
60	10	4	20	10	48	11,4	2884	18,1	4051
60	10	8	20	10	48	11,9	3008	19,4	4317
60	10	16	20	10	47	11,9	3022	19,4	4332
60	10	20	20	10	47	12,1	3059	20,5	4534
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	10	59	10,5	3116	27,4	6417
60	10	4	30	10	59	11	3265	28,2	6614
60	10	8	30	10	59	11,4	3380	28,7	6720
60	10	16	30	10	58	11,4	3383	28,3	6660
60	10	20	30	10	58	11,4	3391	28,3	6669
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	10	20	48	12,2	2949	18	3913
60	10	4	10	20	48	12	3045	19,1	4280
60	10	8	10	20	48	10,7	2833	20,1	4525
60	10	16	10	20	48	11,1	2930	20,7	4649
60	10	20	10	20	48	11,1	2934	20,6	4624
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	20	49	11,3	2827	17,6	3915
60	10	4	20	20	49	11,7	2949	19,1	4232
60	10	8	20	20	49	11,9	3001	20,1	4421
60	10	16	20	20	48	11,4	2916	19	4242
60	10	20	20	20	47	11,9	3013	19,6	4362
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	20	59	12,3	3498	29,4	6713
60	10	4	30	20	59	10,7	3143	29,2	6730
60	10	8	30	20	59	10,9	3211	30,6	6999
60	10	16	30	20	59	11	3244	30,6	7010
60	10	20	30	20	59	11	3246	30,6	7028
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	10	30	48	12,3	2964	17,7	3867
60	10	4	10	30	48	12,1	3080	19,2	4296
60	10	8	10	30	48	10,8	2845	20,1	4500
60	10	16	10	30	48	10,8	2876	20,5	4597
60	10	20	10	30	48	10,8	2877	20,3	4571
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	30	49	11,1	2787	17	3818
60	10	4	20	30	49	11,7	2945	18,3	4090
60	10	8	20	30	49	11,6	2944	19,3	4280
60	10	16	20	30	47	11,5	2928	19,2	4262
60	10	20	20	30	47	12,1	3038	19,8	4381
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	30	53	12,1	3405	21,9	5196
60	10	4	30	30	53	12,5	3494	22,6	5358
60	10	8	30	30	53	10,5	3054	22	5257
60	10	16	30	30	52	12,1	3421	21,3	5115
60	10	20	30	30	52	12,1	3407	20,9	5056

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

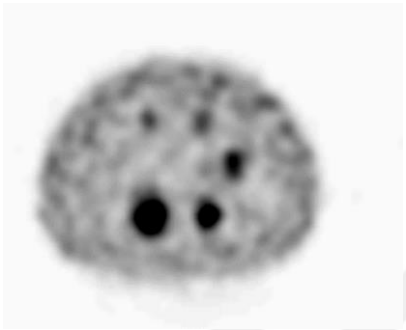
Tablo 4.5: 60 Frame-10 Saniye görüntülemede 6. Lezyonun (26,5 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
60	10	2	10	10	39	27,5	8098	25,2	7639
60	10	4	10	10	40	26,3	7986	26,3	7986
60	10	8	10	10	40	26,4	8007	26,4	8007
60	10	16	10	10	40	26,3	7977	26,3	7977
60	10	20	10	10	40	26,3	7993	26,3	7993
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	10	36	26,6	8812	22,3	7840
60	10	4	20	10	36	26,4	8700	22	7685
60	10	8	20	10	36	27,4	8912	22	7684
60	10	16	20	10	36	27,1	8866	22	7700
60	10	20	20	10	36	26,8	8770	22	7703
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	10	34	26,7	9470	20,1	7801
60	10	4	30	10	34	26,8	9476	20,1	7792
60	10	8	30	10	34	26,3	9339	18,5	7314
60	10	16	30	10	34	26	9252	18,2	7217
60	10	20	30	10	34	26,4	9350	18,1	7184
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	10	20	40	25,5	7686	25,5	7686
60	10	4	10	20	40	26,3	7951	26,3	7951
60	10	8	10	20	41	26,2	7932	29,9	8663
60	10	16	10	20	41	26,3	7960	30	8674
60	10	20	10	20	41	26,4	7983	30	8697
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	20	37	26,9	8840	22,3	7806
60	10	4	20	20	37	26,9	8774	24,6	8280
60	10	8	20	20	38	26,9	8776	24,8	8301
60	10	16	20	20	38	26,7	8710	24,4	8216
60	10	20	20	20	38	26,5	8661	24,3	8167
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	20	36	27,1	9515	22	8223
60	10	4	30	20	36	27,1	9483	20,1	7696
60	10	8	30	20	36	26,8	9370	19,1	7628
60	10	16	30	20	35	26,7	9338	19,7	7570
60	10	20	30	20	35	26,5	9288	19,8	7586
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	10	30	41	25,7	7727	25,7	7727
60	10	4	10	30	41	26,6	8016	26,6	8016
60	10	8	10	30	42	26,7	8025	30,1	8705
60	10	16	10	30	42	27	8091	29,8	8635
60	10	20	10	30	42	27,1	8114	30	8675
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	20	30	37	27,4	8949	22,4	7818
60	10	4	20	30	37	27,4	8874	25,1	8361
60	10	8	20	30	37	27,5	8877	25	8326
60	10	16	20	30	37	27,2	8821	24,8	8289
60	10	20	20	30	37	27,2	8812	24,6	8242
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	10	2	30	30	37	26,9	9467	22,5	8350
60	10	4	30	30	37	26,7	9366	21,6	8094
60	10	8	30	30	36	26,8	9358	21,4	8032
60	10	16	30	30	36	26,8	9347	21,6	8065
60	10	20	30	30	36	26,6	9293	21,6	8054

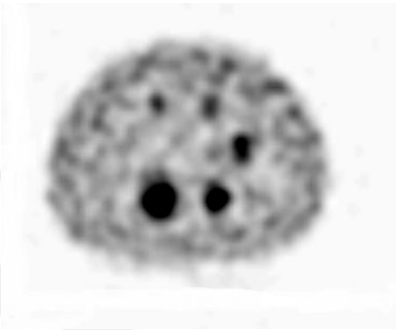
*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

4.1.2. 60 Frame-20 Saniye Görüntüleri Analiz Sonuçları

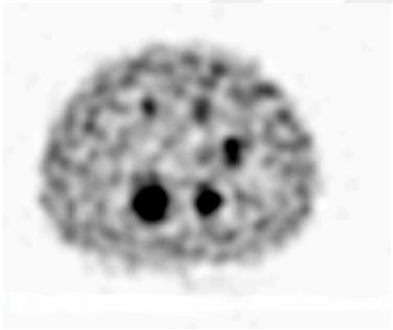
60 frame-20 saniye görüntüleri iterasyon sayısı değişimine göre ve farklı subset ile power değerlerinde, Şekil 4.11'den Şekil 4.19'a kadar sıralanmıştır. Görüntülerde görülebilen her lezyon için ROI çizilerek, eşik (threshold) değerine göre hacim ve sayım ölçümleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar 2. Lezyon için Tablo 4.6'da 3. Lezyon için Tablo 4.7'de, 4. Lezyon için Tablo 4.8'de, 5. Lezyon için Tablo 4.9'da ve 6. Lezyon için Tablo 4.10'da yer almaktadır.



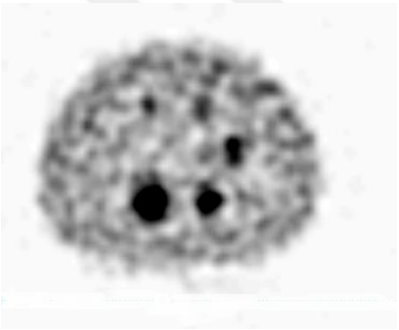
2 iterasyon, 10 subset, 10 power



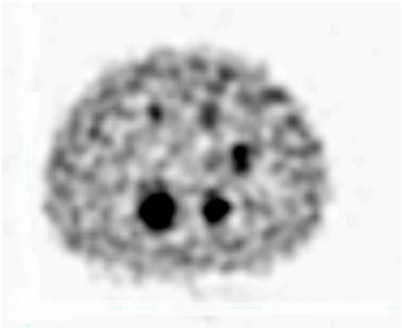
4 iterasyon, 10 subset, 10 power



8 iterasyon, 10 subset, 10 power

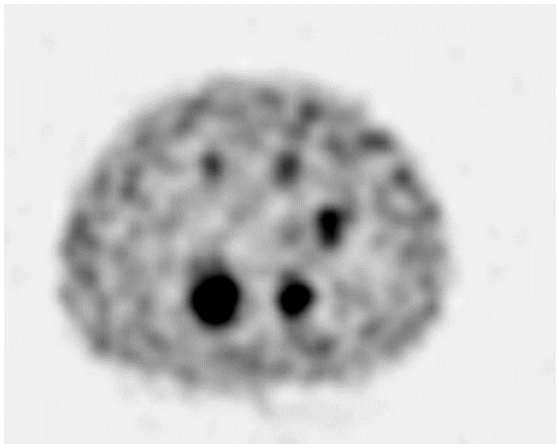


16 iterasyon, 10 subset, 10 power

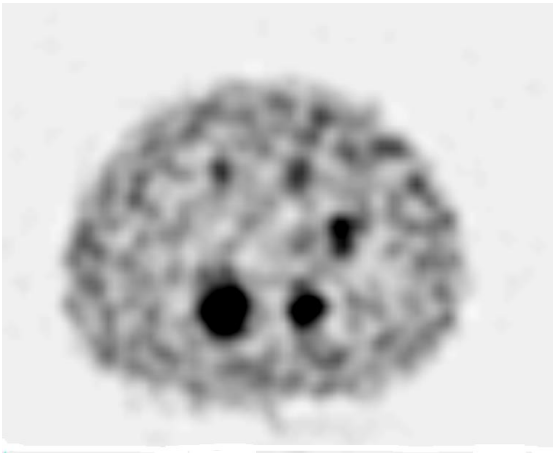


20 iterasyon, 10 subset, 10 power

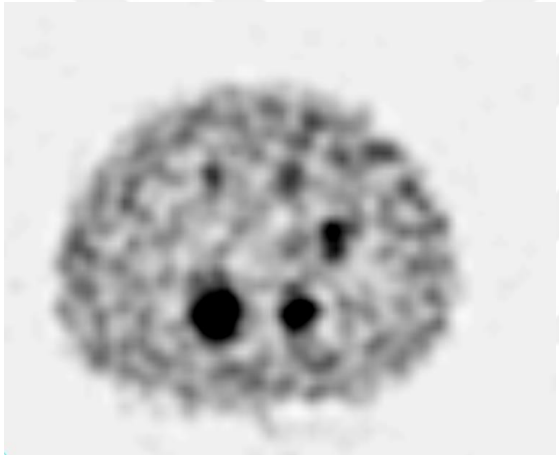
Şekil 4.11: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-10 power.



2 iterasyon, 20 subset, 10 power



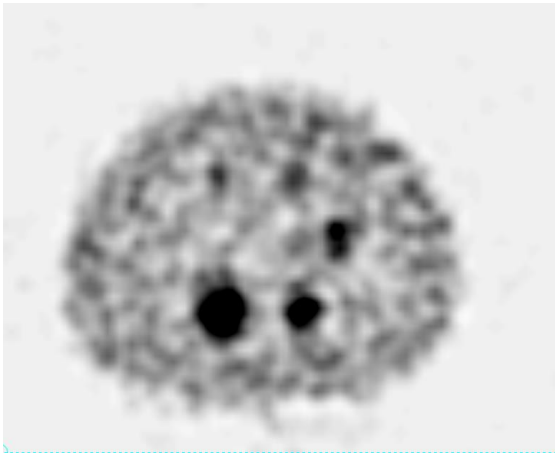
4 iterasyon, 20 subset, 10 power



8 iterasyon, 20 subset, 10 power

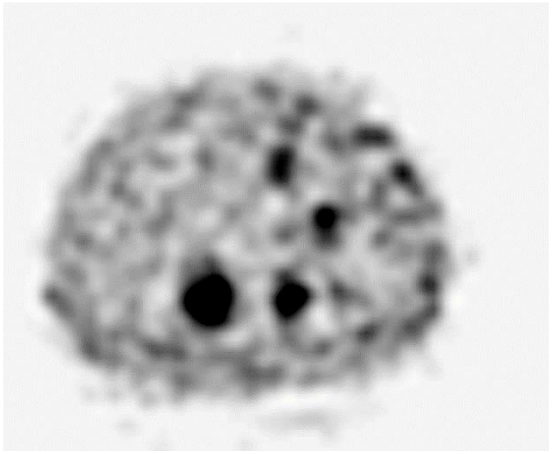


16 iterasyon, 20 subset, 10 power



20 iterasyon, 20 subset, 10 power

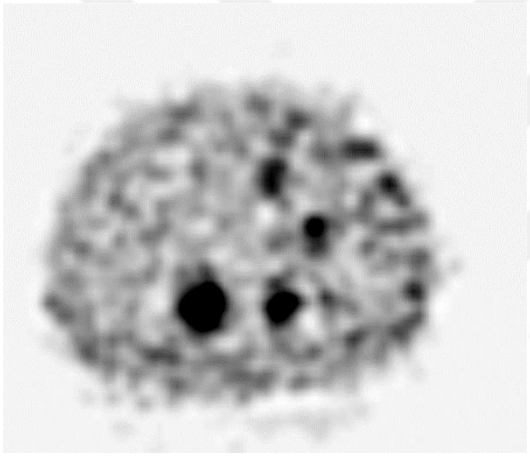
Şekil 4.12: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-10 power.



2 iterasyon, 30 subset, 10 power



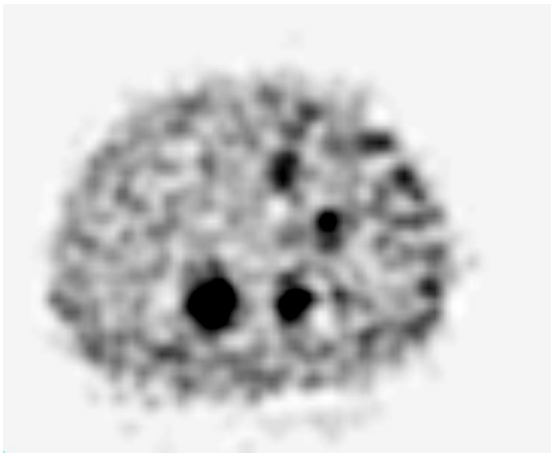
4 iterasyon, 30 subset, 10 power



8 iterasyon, 30 subset, 10 power

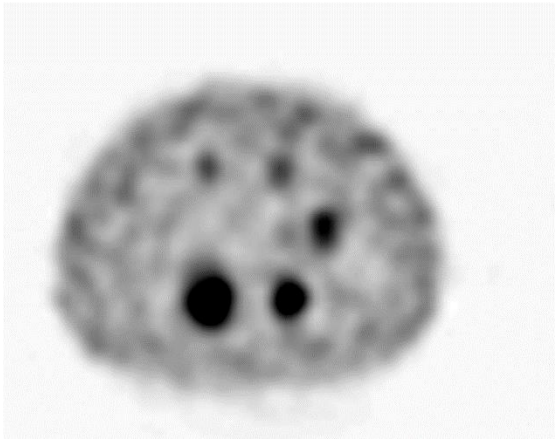


16 iterasyon, 30 subset, 10 power

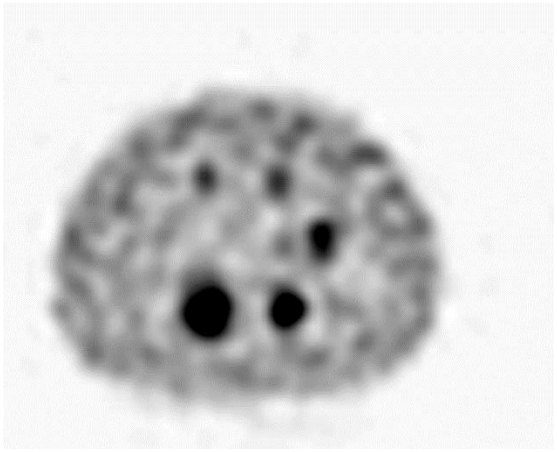


20 iterasyon, 30 subset, 10 power

Şekil 4.13: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-10 power.



2 iterasyon, 10 subset, 20 power



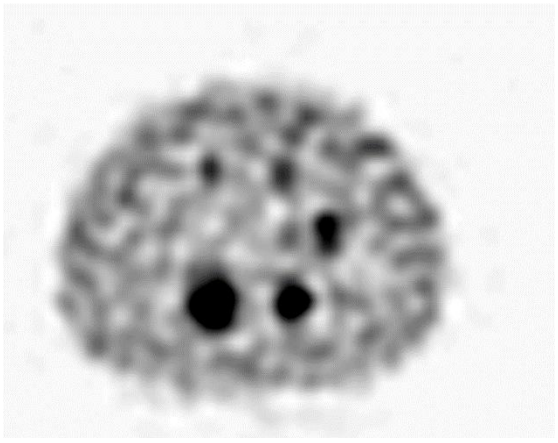
4 iterasyon, 10 subset, 20 power



8 iterasyon, 10 subset, 20 power

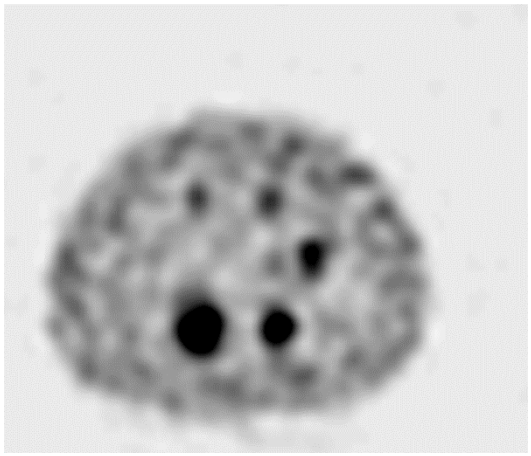


16 iterasyon, 10 subset, 20 power

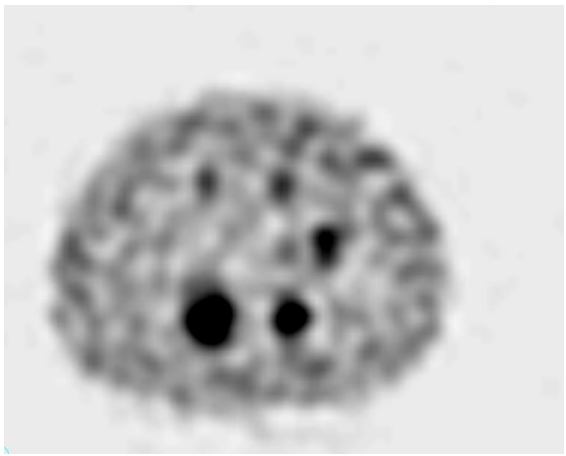


20 iterasyon, 10 subset, 20 power

Şekil 4.14: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-20 power.



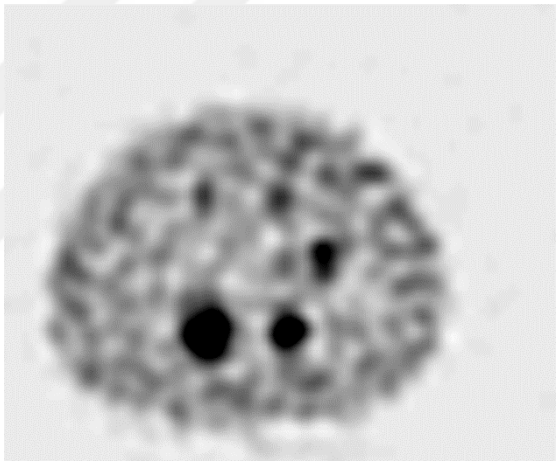
2 iterasyon, 20 subset, 20 power



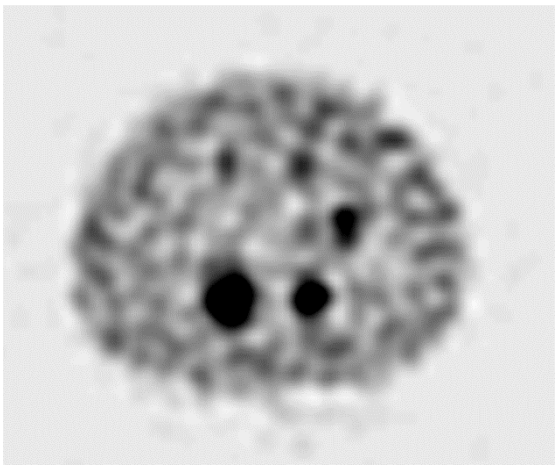
4 iterasyon, 20 subset, 20 power



8 iterasyon, 20 subset, 20 power

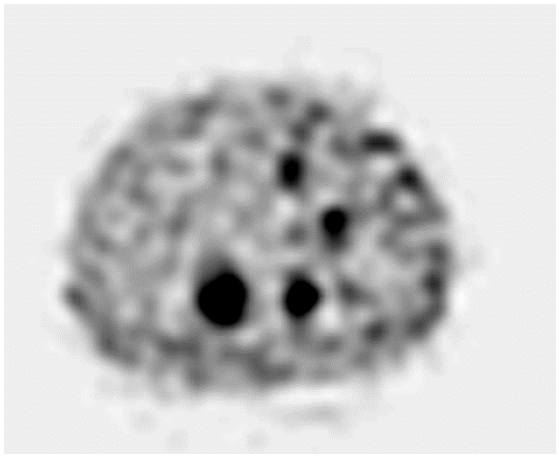


16 iterasyon, 20 subset, 20 power

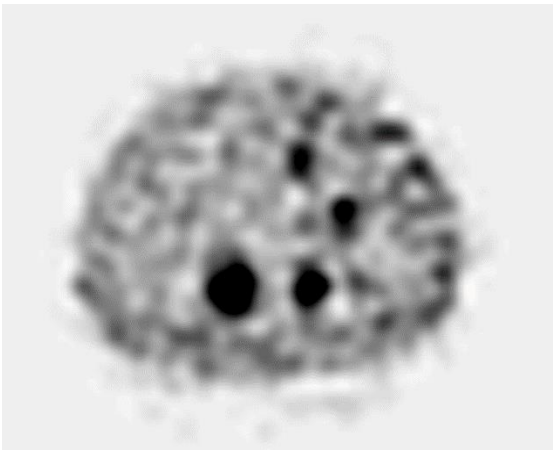


20 iterasyon, 20 subset, 20 power

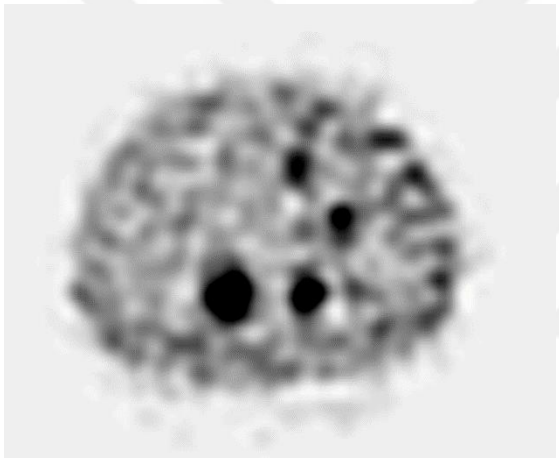
Şekil 4.15: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-20 power.



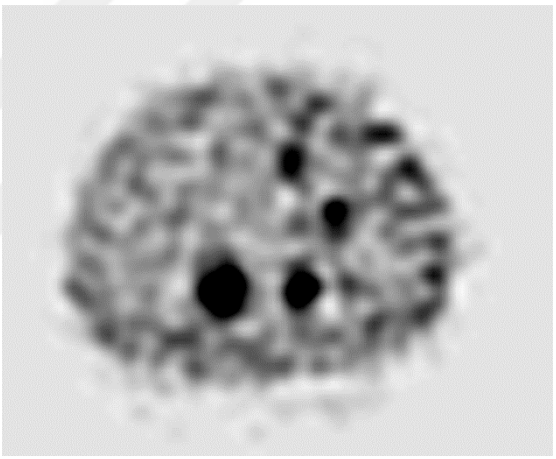
2 iterasyon, 30 subset, 20 power



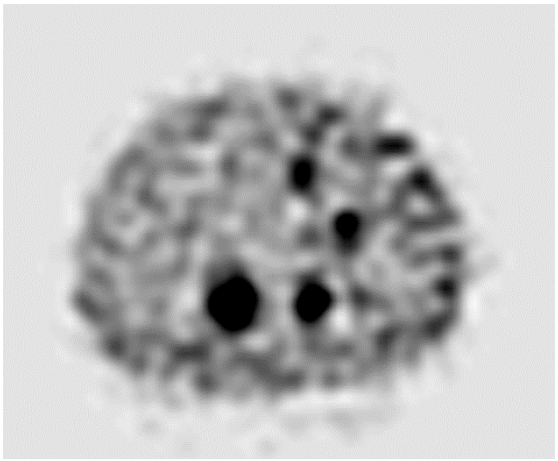
4 iterasyon, 30 subset, 20 power



8 iterasyon, 30 subset, 20 power

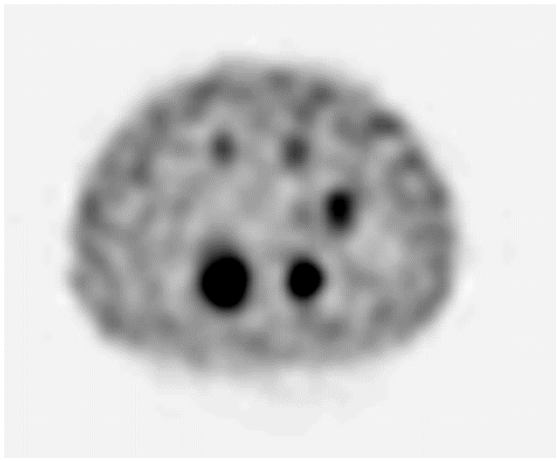


16 iterasyon, 30 subset, 20 power



20 iterasyon, 30 subset, 20 power

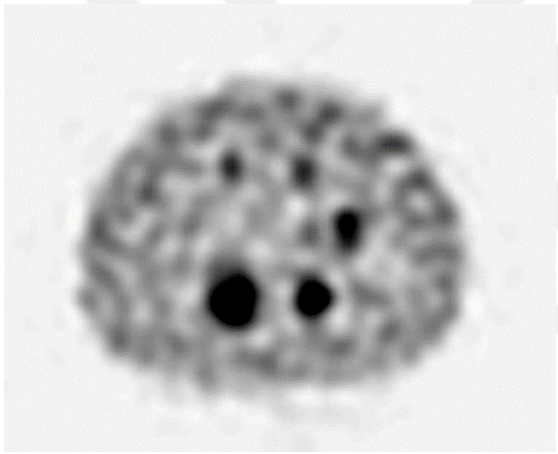
Şekil 4.16: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-20 power.



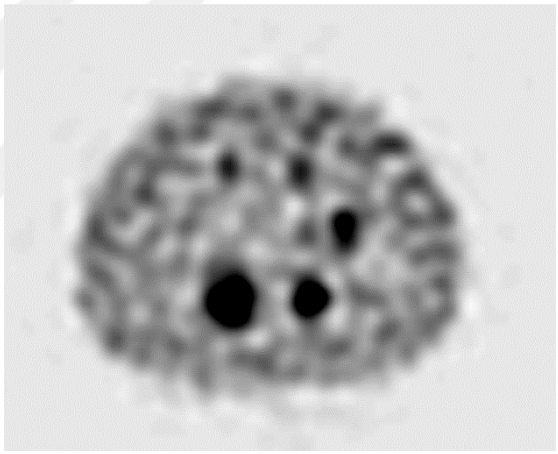
2 iterasyon, 10 subset, 30 power



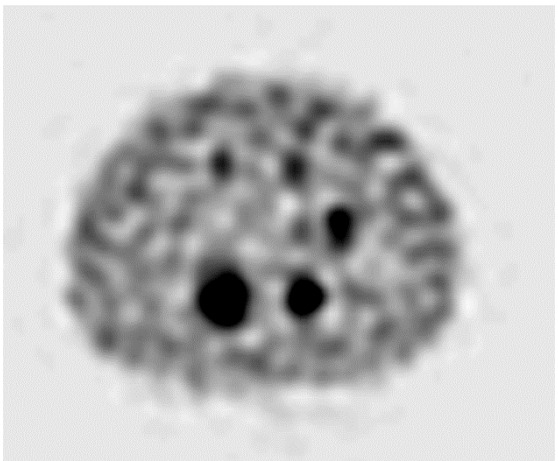
4 iterasyon, 10 subset, 30 power



8 iterasyon, 10 subset, 30 power

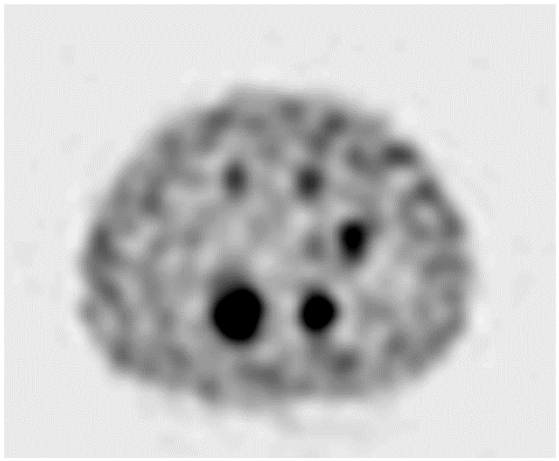


16 iterasyon, 10 subset, 30 power

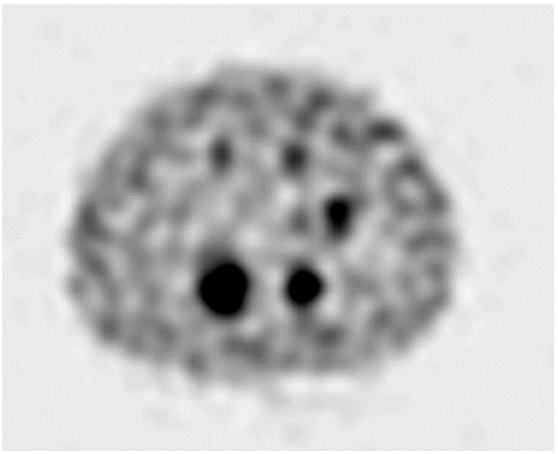


20 iterasyon, 10 subset, 30 power

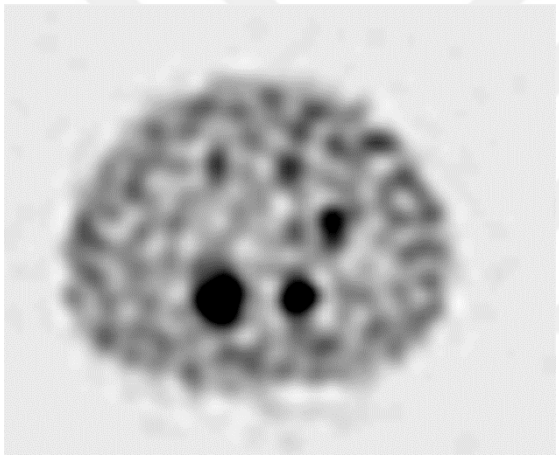
Şekil 4.17: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-30 power.



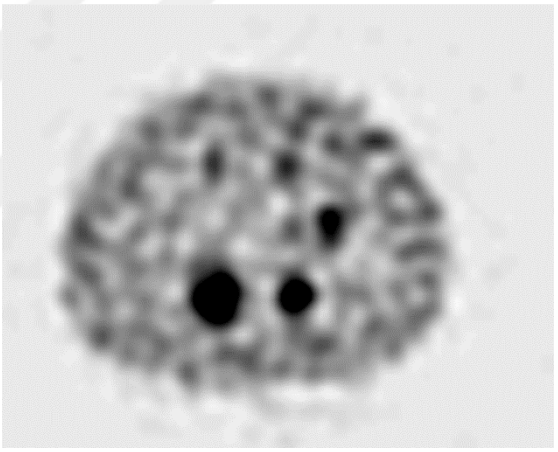
2 iterasyon, 20 subset, 30 power



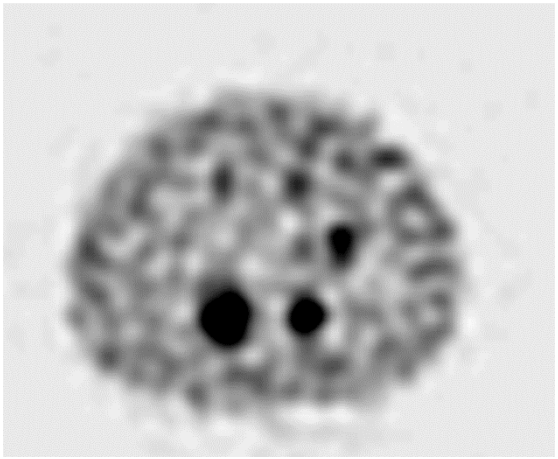
4 iterasyon, 20 subset, 30 power



8 iterasyon, 20 subset, 30 power

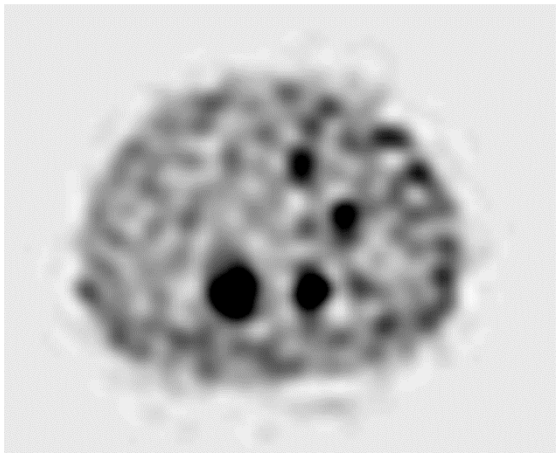


16 iterasyon, 20 subset, 30 power

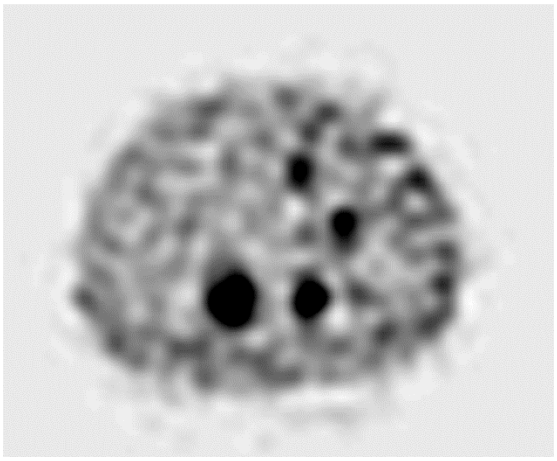


20 iterasyon, 20 subset, 30 power

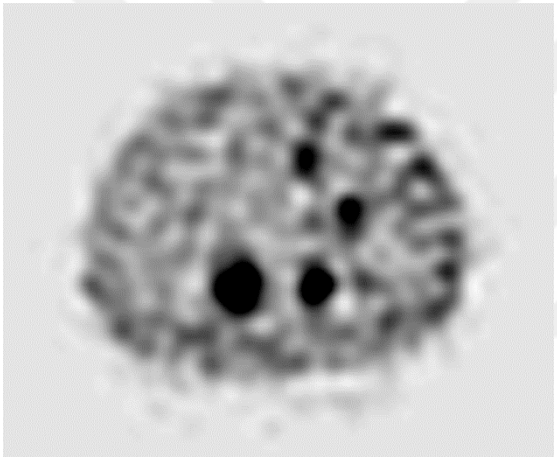
Şekil 4.18: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-30 power.



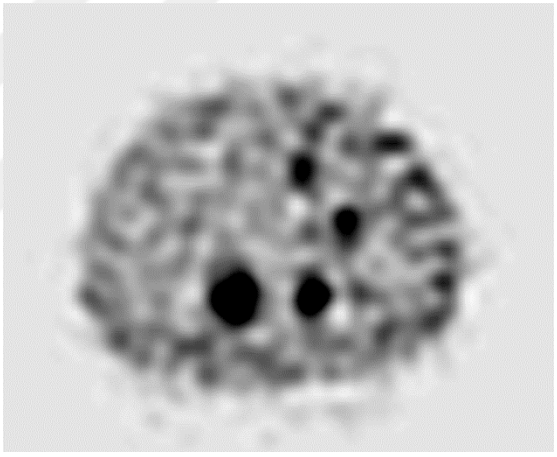
2 iterasyon, 30 subset, 30 power



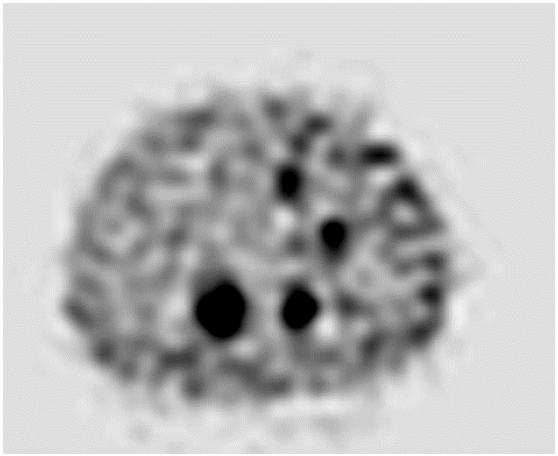
4 iterasyon, 30 subset, 30 power



8 iterasyon, 30 subset, 30 power



16 iterasyon, 30 subset, 30 power



20 iterasyon, 30 subset, 30 power

Şekil 4.19: İterasyon değişimine göre 60 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-30 power.

Tablo 4.6: 60 Frame-20 Saniye görüntülemede 2. Lezyonun (1,15 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
60	20	2	10	10	80	1	349	10,8	2254
60	20	4	10	10	78	1	398	11,3	2881
60	20	8	10	10	77	1,1	450	10,2	2728
60	20	16	10	10	77	1,1	455	10,8	2863
60	20	20	10	10	76	1,1	457	11	2947
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	10	80	1,4	520	11,3	2969
60	20	4	20	10	80	1,1	447	10,8	2910
60	20	8	20	10	80	1,1	452	12,7	3362
60	20	16	20	10	80	1,2	487	12,8	3388
60	20	20	20	10	80	1,2	487	11,8	3164
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	10	-	-	-	-	-
60	20	4	30	10	-	-	-	-	-
60	20	8	30	10	-	-	-	-	-
60	20	16	30	10	-	-	-	-	-
60	20	20	30	10	-	-	-	-	-
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	10	20	85	1	340	11,4	2713
60	20	4	10	20	83	1	387	10,2	2682
60	20	8	10	20	81	1,4	524	10	2674
60	20	16	10	20	81	1,4	525	9,2	2522
60	20	20	10	20	80	1,4	555	9,8	2704
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	20	84	1,2	451	16,2	3372
60	20	4	20	20	84	0,9	371	14,4	2600
60	20	8	20	20	84	1,3	495	14,8	3752
60	20	16	20	20	83	1,3	494	15	3790
60	20	20	20	20	83	1,3	494	15,2	3835
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	20	-	-	-	-	-
60	20	4	30	20	-	-	-	-	-
60	20	8	30	20	-	-	-	-	-
60	20	16	30	20	-	-	-	-	-
60	20	20	30	20	-	-	-	-	-
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	10	30	84	1	338	15,4	3208
60	20	4	10	30	83	1,2	444	14	3391
60	20	8	10	30	83	1,2	459	14	3326
60	20	16	10	30	82	1,4	520	14,6	3595
60	20	20	10	30	82	1,4	549	13,9	3478
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	30	85	1,2	446	15,9	3837
60	20	4	20	30	85	0,9	368	14,4	3656
60	20	8	20	30	85	1	397	14,4	3663
60	20	16	20	30	85	1	394	14,2	3595
60	20	20	20	30	85	1,2	455	11,6	3077
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	30	-	-	-	-	-
60	20	4	30	30	-	-	-	-	-
60	20	8	30	30	-	-	-	-	-
60	20	16	30	30	-	-	-	-	-
60	20	20	30	30	-	-	-	-	-

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.7: 60 Frame-20 Saniye görüntülemede 3. Lezyonun (2,57 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
60	20	2	10	10	77	2,8	875	15,2	3496
60	20	4	10	10	76	2,6	907	17,6	4268
60	20	8	10	10	76	2,6	925	20,5	4913
60	20	16	10	10	76	2,8	1005	17,6	4339
60	20	20	10	10	76	2,8	1004	19,3	4739
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	10	76	2,6	960	15	3948
60	20	4	20	10	76	2,7	1003	17	4426
60	20	8	20	10	76	2,8	1053	20	5031
60	20	16	20	10	76	2,8	1021	19,3	4843
60	20	20	20	10	76	2,8	1018	21,6	5345
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	10	77	2,7	1266	16,8	5441
60	20	4	30	10	77	2,6	1226	16,9	5490
60	20	8	30	10	77	2,5	1185	17,3	5544
60	20	16	30	10	76	2,5	1193	16,9	5500
60	20	20	30	10	76	2,6	1228	16	5257
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	10	20	78	2,7	845	12,9	3063
60	20	4	10	20	77	2,4	848	12,7	3509
60	20	8	10	20	76	2,7	952	12,9	3155
60	20	16	10	20	76	2,4	870	12,3	3292
60	20	20	10	20	76	2,4	870	12,3	3155
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	20	76	2,7	986	16,3	4210
60	20	4	20	20	75	2,8	1060	17,2	4463
60	20	8	20	20	75	2,8	1052	17,1	4434
60	20	16	20	20	74	2,8	1016	16,2	4251
60	20	20	20	20	74	2,7	985	15,4	4069
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	20	75	2,6	1231	17,1	5262
60	20	4	30	20	75	2,6	1225	17,7	5631
60	20	8	30	20	75	2,6	1220	17,3	5679
60	20	16	30	20	73	2,7	1265	15,4	5148
60	20	20	30	20	73	2,7	1265	17,2	5418
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	10	30	79	2,7	841	18,3	4143
60	20	4	10	30	77	2,4	843	17,6	4534
60	20	8	10	30	77	2,4	867	15,4	3707
60	20	16	10	30	75	2,8	1004	14,4	3699
60	20	20	10	30	75	2,8	1003	17,2	4091
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	30	77	2,7	983	17,9	4517
60	20	4	20	30	75	2,8	1058	15,2	4000
60	20	8	20	30	75	2,9	1078	15,7	4142
60	20	16	20	30	75	2,8	1013	16,8	4385
60	20	20	20	30	75	2,8	1014	17	4427
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	30	76	2,6	1227	15,4	5057
60	20	4	30	30	76	2,5	1187	15,7	5138
60	20	8	30	30	76	2,6	1219	15,6	5129
60	20	16	30	30	76	2,6	1221	14,5	4850
60	20	20	30	30	76	2,6	1222	15,6	5145

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.8: 60 Frame-20 Saniye görüntülemede 4. Lezyonun (5,57 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
60	20	2	10	10	65	5,5	2272	26	8537
60	20	4	10	10	62	5,7	2527	19,7	6591
60	20	8	10	10	61	5,3	2413	18,3	6343
60	20	16	10	10	58	5,5	2540	16,1	5839
60	20	20	10	10	58	5,6	2579	16,3	5897
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	10	61	5,8	2717	17,9	6425
60	20	4	20	10	61	5,3	2584	17	6293
60	20	8	20	10	60	5,3	2563	16,2	6124
60	20	16	20	10	57	5,8	2769	16,2	6122
60	20	20	20	10	57	5,9	2807	15,9	6055
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	10	49	5,4	2590	11,5	4589
60	20	4	30	10	48	5,6	2654	10,2	4181
60	20	8	30	10	47	5,7	2700	10,3	4250
60	20	16	30	10	47	5,7	2703	9,1	3869
60	20	20	30	10	46	5,8	2745	9,1	3879
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	10	20	68	5,3	2188	21,5	6448
60	20	4	10	20	68	5,3	2400	19,5	6589
60	20	8	10	20	66	5,7	2564	21	7013
60	20	16	10	20	64	5,8	2620	18,2	6321
60	20	20	10	20	63	5,9	2655	18,4	6568
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	20	65	5,5	2611	18,3	6467
60	20	4	20	20	65	5,3	2567	18,8	6617
60	20	8	20	20	64	5,4	2610	18,8	6611
60	20	16	20	20	64	5,4	2613	19	6835
60	20	20	20	20	63	5,4	2611	18,4	6676
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	20	57	5,3	2523	16,1	5872
60	20	4	30	20	56	5,3	2554	16,9	5732
60	20	8	30	20	55	5,4	2586	15,3	5681
60	20	16	30	20	55	5,6	2657	14,4	5384
60	20	20	30	20	55	5,6	2662	15,3	5668
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	10	30	68	5,3	2218	24,4	7337
60	20	4	10	30	68	5,2	2325	21,5	7084
60	20	8	10	30	67	5,8	2600	22	7196
60	20	16	10	30	66	5,6	2551	21,3	7031
60	20	20	10	30	66	5,7	2590	20	6763
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	30	67	5,4	2576	19,5	6830
60	20	4	20	30	67	5,5	2628	19,8	6981
60	20	8	20	30	66	5,6	2678	17,1	6246
60	20	16	20	30	66	5,6	2675	19,7	6976
60	20	20	20	30	66	5,6	2677	17,8	6451
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	30	58	5,3	2546	15,4	5641
60	20	4	30	30	58	5,3	2546	14,5	5377
60	20	8	30	30	58	5,6	2645	16,4	5928
60	20	16	30	30	57	5,7	2682	16,4	5945
60	20	20	30	30	57	5,7	2689	16,4	5934

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.9: 60 Frame-20 Saniye görüntülemede 5. Lezyonun (11,5 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
60	20	2	10	10	45	11,3	5786	14,3	6848
60	20	4	10	10	43	11,4	6120	12,3	6446
60	20	8	10	10	42	11,7	6291	13,2	6842
60	20	16	10	10	41	11,9	6369	12,9	6765
60	20	20	10	10	41	11,1	6079	13	6815
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	10	44	11,2	6262	14,1	7380
60	20	4	20	10	43	11,3	6330	14,5	7551
60	20	8	20	10	42	11,9	6593	13,9	7361
60	20	16	20	10	42	11,9	6610	12,7	6950
60	20	20	20	10	41	11,9	6619	12,8	6993
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	10	42	11,7	6709	13,6	7468
60	20	4	30	10	41	11,9	6803	12,7	7153
60	20	8	30	10	41	11,1	6501	12,2	6969
60	20	16	30	10	41	11,4	6668	12,2	6992
60	20	20	30	10	41	11,4	6668	12,1	6956
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	10	20	45	11,8	5993	15,8	7365
60	20	4	10	20	44	11,6	6210	14,1	7103
60	20	8	10	20	44	11,4	6169	14,9	7444
60	20	16	10	20	44	11,2	6110	14,9	7459
60	20	20	10	20	44	11,3	6156	13,8	7080
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	20	46	11,8	6310	14,5	7538
60	20	4	20	20	46	11,3	6335	15,2	7821
60	20	8	20	20	46	11,1	6278	15,3	7870
60	20	16	20	20	45	12	6626	15,4	7905
60	20	20	20	20	45	11,2	6330	15,4	7917
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	20	45	11,5	6646	15,6	8208
60	20	4	30	20	45	11,6	6693	15,6	8224
60	20	8	30	20	44	11,8	6789	14,5	7863
60	20	16	30	20	44	11,7	6763	15,8	8358
60	20	20	30	20	44	11,6	6726	15,9	8388
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	10	30	45	11,8	5991	15,9	7391
60	20	4	10	30	44	11,6	6218	14,1	7116
60	20	8	10	30	44	11,7	6297	14,7	7377
60	20	16	10	30	44	11,3	6148	14,7	7397
60	20	20	10	30	44	11,3	6160	14,9	7470
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	30	46	11,3	6304	15,6	7892
60	20	4	20	30	46	11,4	6407	16,3	8177
60	20	8	20	30	45	11,4	6422	15,2	7840
60	20	16	20	30	45	11,9	6590	15,2	7805
60	20	20	20	30	45	11,1	6290	15,2	7811
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	30	45	11,6	6680	15,1	8012
60	20	4	30	30	45	11,6	6690	15,2	8089
60	20	8	30	30	45	11,7	6755	15,3	8152
60	20	16	30	30	45	11,8	6803	15,4	8204
60	20	20	30	30	45	11,8	6803	15,5	8232

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

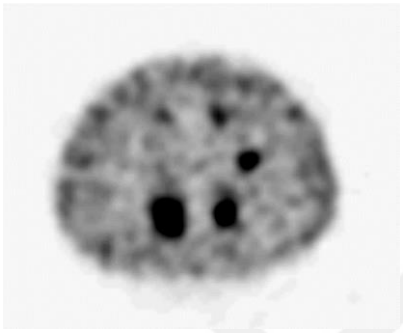
Tablo 4.10: 60 Frame-20 Saniye görüntülemede 6. Lezyonun (26,5 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
60	20	2	10	10	40	26,9	15943	26,9	15943
60	20	4	10	10	41	26,7	16109	28,4	16809
60	20	8	10	10	42	25,7	15770	28,8	17018
60	20	16	10	10	42	26,1	15975	29,4	17359
60	20	20	10	10	42	25,8	15859	29,3	17283
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	10	38	26,5	17300	24,1	16260
60	20	4	20	10	39	26,8	17394	25,7	16900
60	20	8	20	10	39	27	17545	25,7	16975
60	20	16	20	10	40	26,1	17163	26,1	17163
60	20	20	20	10	40	26,2	17202	26,2	17202
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	10	38	26,9	17325	25,7	16807
60	20	4	30	10	39	26,3	16999	25,7	16740
60	20	8	30	10	39	26,6	17134	25,3	16579
60	20	16	30	10	39	27,1	17372	25,1	16521
60	20	20	30	10	40	27,2	17410	27,2	17410
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	10	20	40	26,7	15853	26,7	15853
60	20	4	10	20	42	26,9	16152	30,1	17464
60	20	8	10	20	43	26	15832	30,2	17549
60	20	16	10	20	44	26,4	16048	30	17518
60	20	20	10	20	44	26,5	16086	30,1	17558
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	20	39	26,3	17177	25,2	16721
60	20	4	20	20	40	27,1	17488	27,1	17488
60	20	8	20	20	41	26,1	17060	27,6	17744
60	20	16	20	20	42	26,3	17139	28,8	18228
60	20	20	20	20	42	26,2	17114	28,8	18277
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	20	40	26,9	17281	26,9	17281
60	20	4	30	20	41	26,7	17132	27,6	17528
60	20	8	30	20	41	26,7	17127	27,9	17631
60	20	16	30	20	41	26,7	17123	27,8	17591
60	20	20	30	20	41	26,7	17123	27,9	17627
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	10	30	41	26,9	15949	28,5	16561
60	20	4	10	30	42	26,8	16100	30	17412
60	20	8	10	30	44	26,1	15845	30,4	17593
60	20	16	10	30	44	26,3	15944	30,4	17623
60	20	20	10	30	44	26,3	15991	30,4	17636
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	20	30	39	26,6	17310	25,2	16702
60	20	4	20	30	40	27,2	16814	27,2	16814
60	20	8	20	30	41	26,3	17149	27,6	17719
60	20	16	20	30	42	26,2	17088	28,8	18251
60	20	20	20	30	42	26,2	17099	28,8	18225
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
60	20	2	30	30	41	27,2	17366	28,6	17942
60	20	4	30	30	41	26,5	17028	28,2	17712
60	20	8	30	30	41	26,7	17103	27,8	17571
60	20	16	30	30	41	26,5	17024	27,6	17492
60	20	20	30	30	41	26,4	16989	27,8	17565

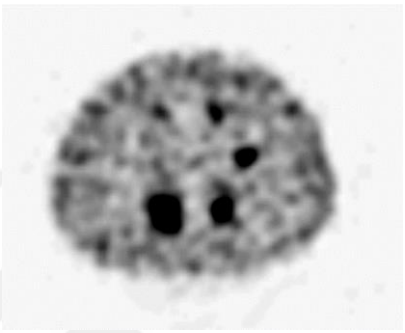
*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

4.1.3. 90 Frame-10 Saniye Görüntüleri Analiz Sonuçları

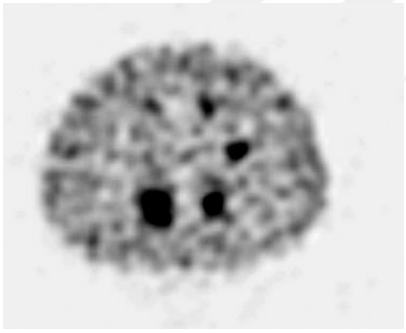
90 frame-10 saniye görüntüleri iterasyon sayısı değişimine göre ve farklı subset ile power değerlerinde, Şekil 4.20'den Şekil 4.28'e kadar sıralanmıştır. Görüntülerde görülebilen her lezyon için ROI çizilerek, eşik (threshold) değerine göre hacim ve sayım ölçümleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar 2. Lezyon için Tablo 4.11'de 3. Lezyon için Tablo 4.12'de, 4. Lezyon için Tablo 4.13'te, 5. Lezyon için Tablo 4.14'te ve 6. Lezyon için Tablo 4.15'te yer almaktadır.



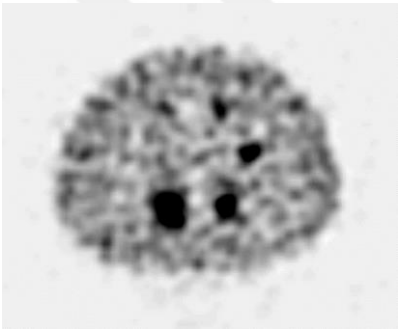
2 iterasyon, 10 subset, 10 power



4 iterasyon, 10 subset, 10 power



8 iterasyon, 10 subset, 10 power

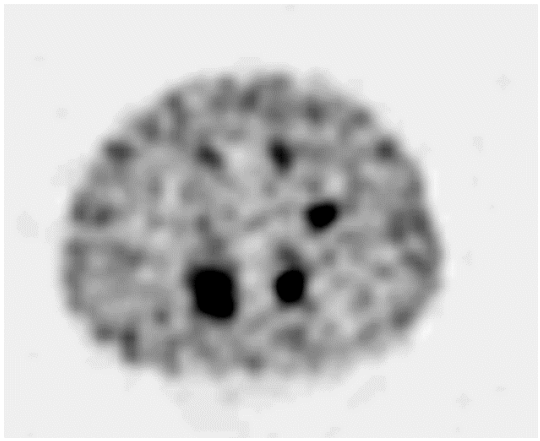


16 iterasyon, 10 subset, 10 power

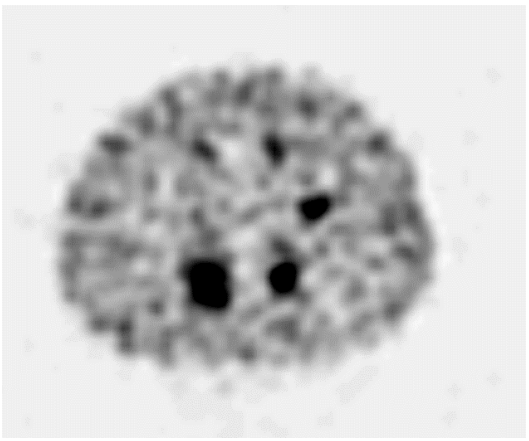


20 iterasyon, 10 subset, 10 power

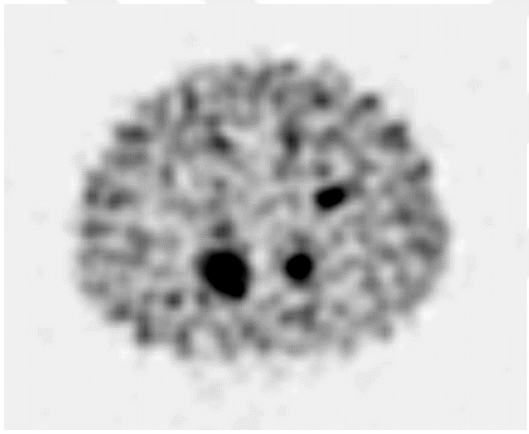
Şekil 4.20: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-10 power.



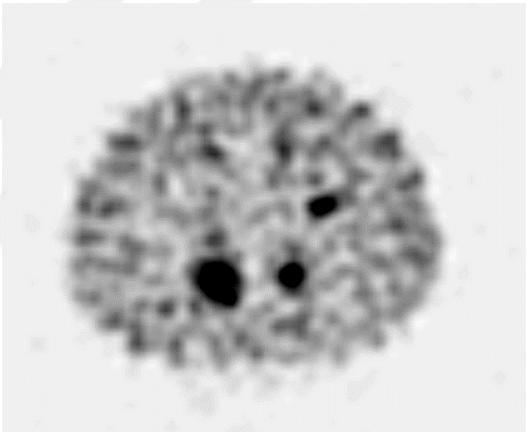
2 iterasyon, 20 subset, 10 power



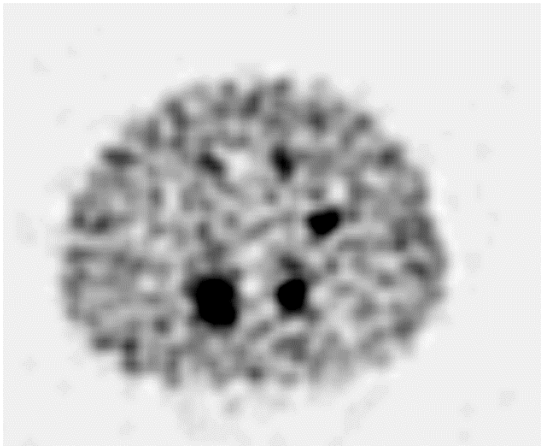
4 iterasyon, 20 subset, 10 power



8 iterasyon, 20 subset, 10 power

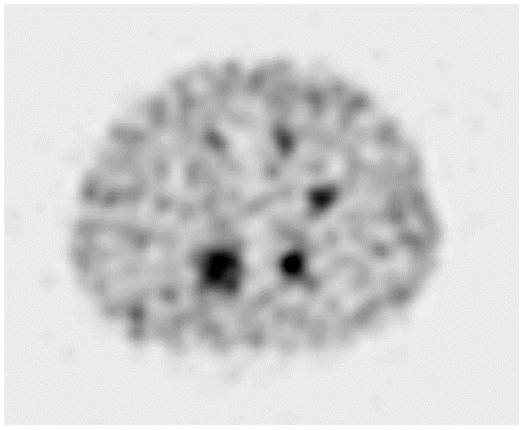


16 iterasyon, 20 subset, 10 power

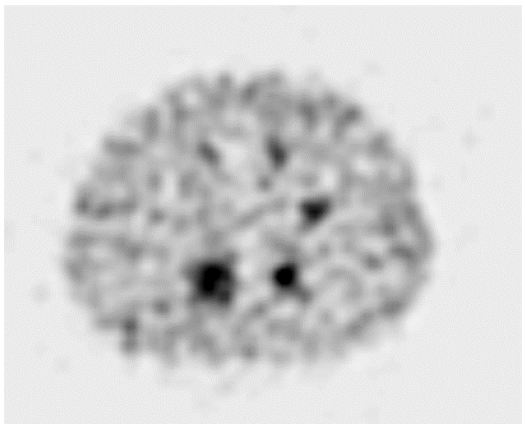


20 iterasyon, 20 subset, 10 power

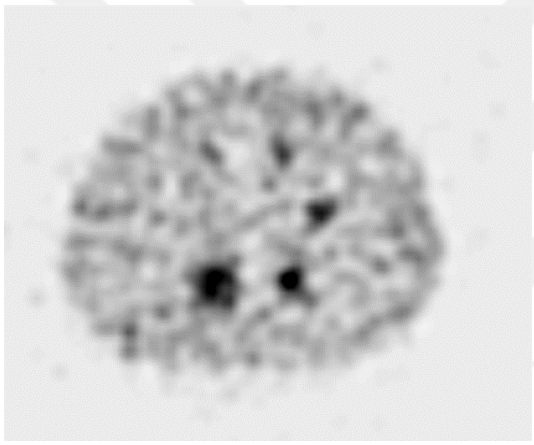
Şekil 4.21: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-10 power.



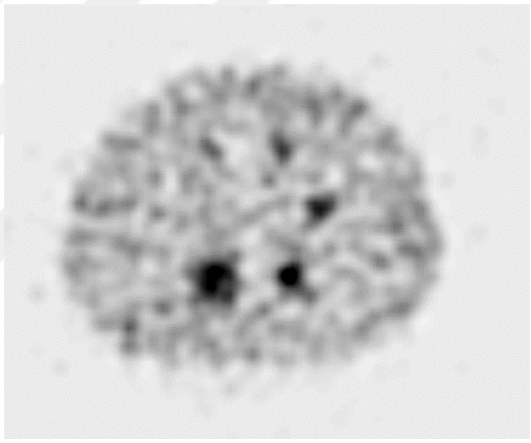
2 iterasyon, 30 subset, 10 power



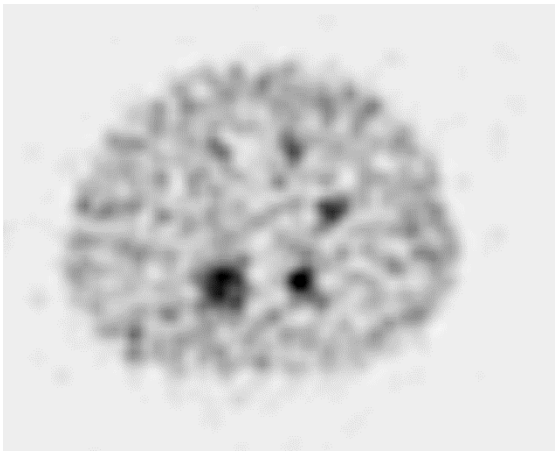
4 iterasyon, 30 subset, 10 power



8 iterasyon, 30 subset, 10 power

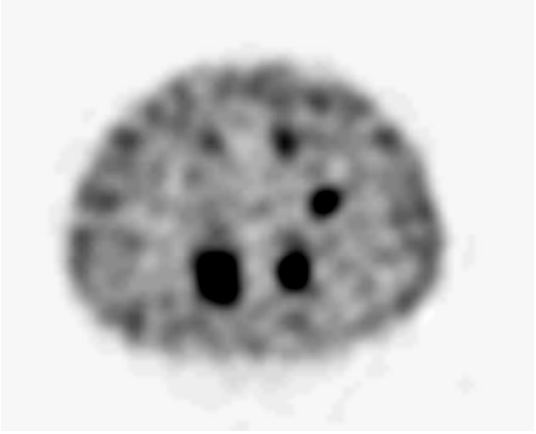


16 iterasyon, 30 subset, 10 power

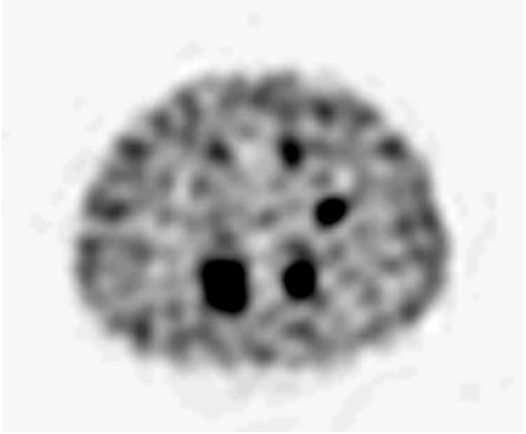


20 iterasyon, 30 subset, 10 power

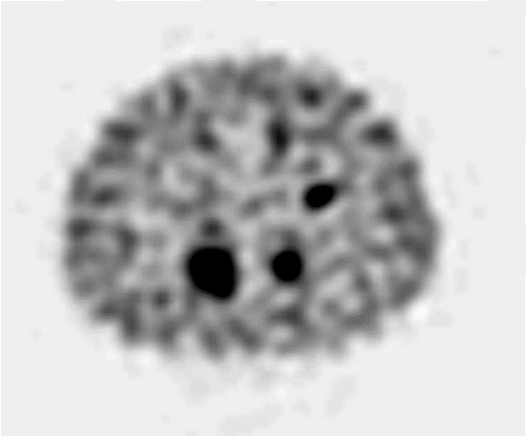
Şekil 4.22: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-10 power.



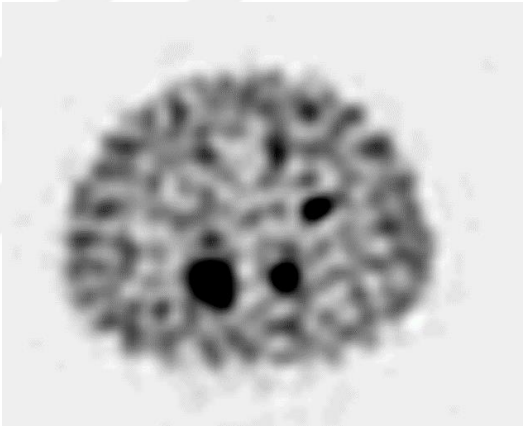
2 iterasyon, 10 subset, 20 power



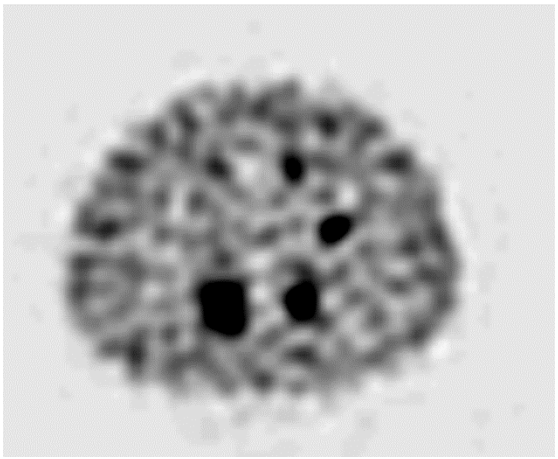
4 iterasyon, 10 subset, 20 power



8 iterasyon, 10 subset, 20 power

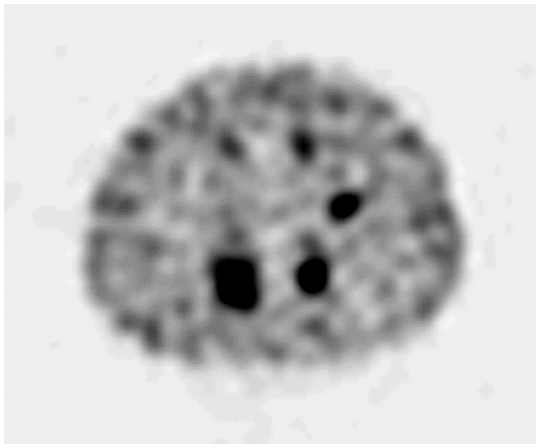


16 iterasyon, 10 subset, 20 power

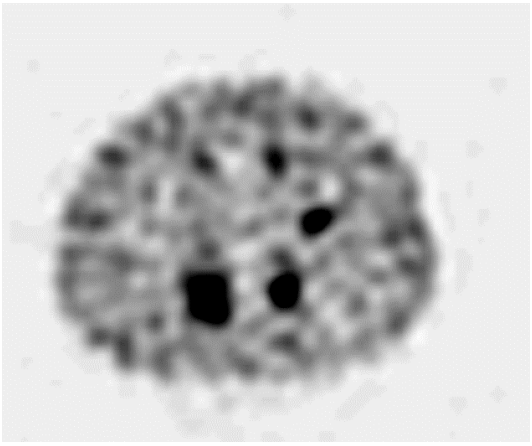


20 iterasyon, 10 subset, 20 power

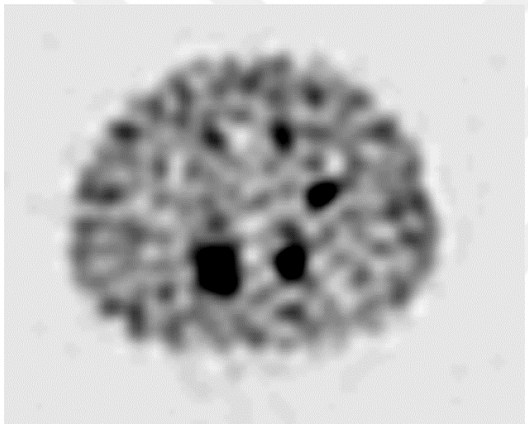
Şekil 4.23: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-20 power.



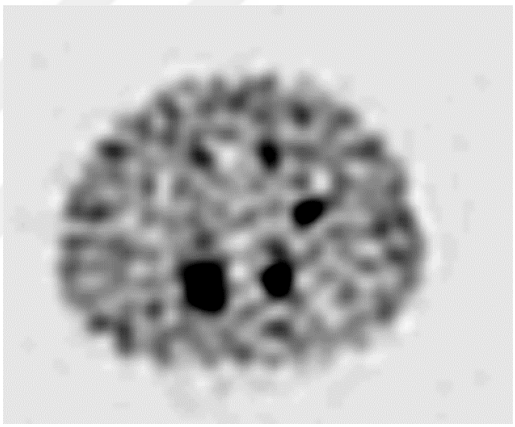
2 iterasyon, 20 subset, 20 power



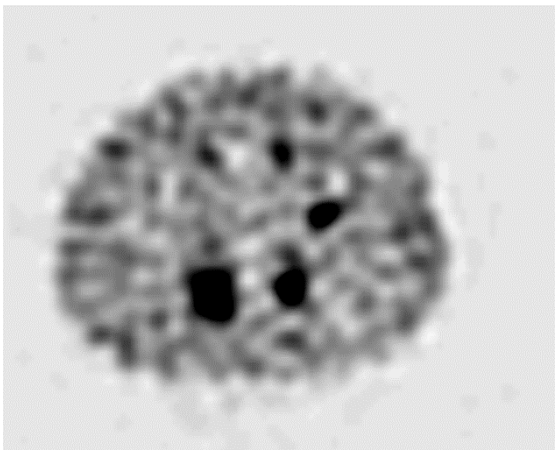
4 iterasyon, 20 subset, 20 power



8 iterasyon, 20 subset, 20 power

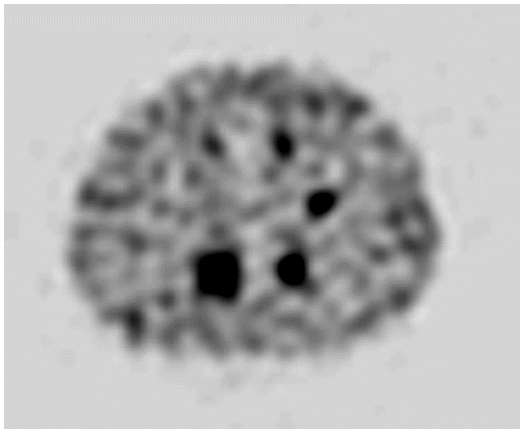


16 iterasyon, 20 subset, 20 power

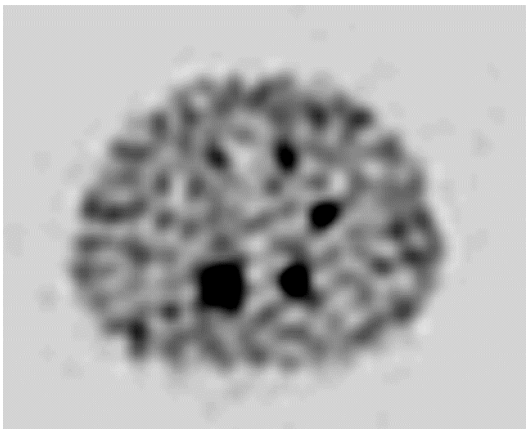


20 iterasyon, 20 subset, 20 power

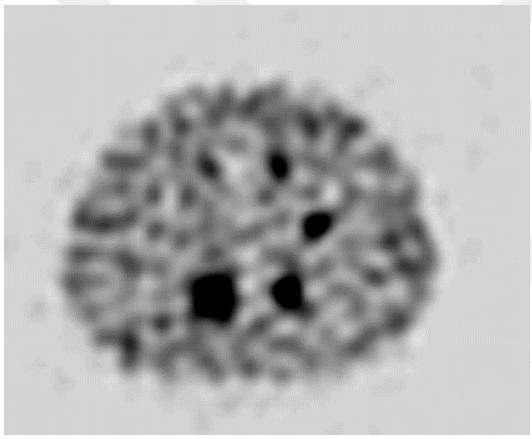
Şekil 4.24: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-20 power.



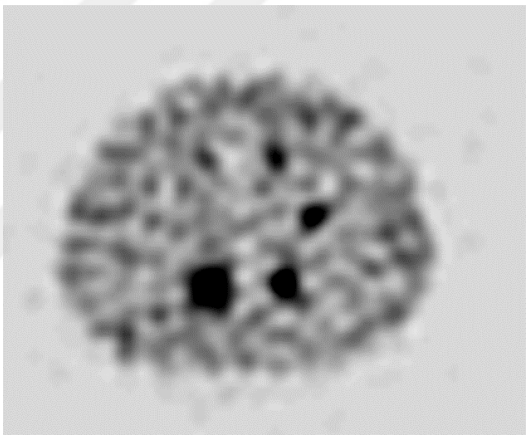
2 iterasyon, 30 subset, 20 power



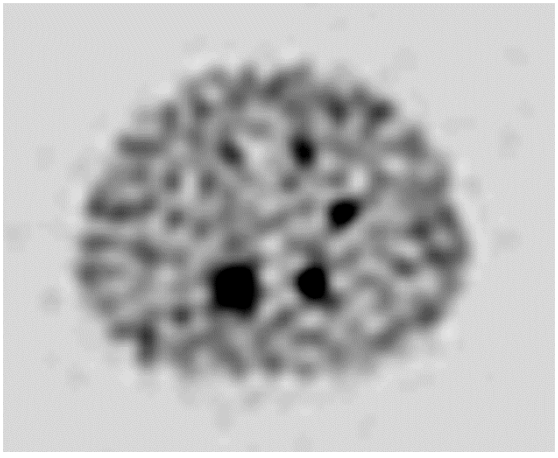
4 iterasyon, 30 subset, 20 power



8 iterasyon, 30 subset, 20 power

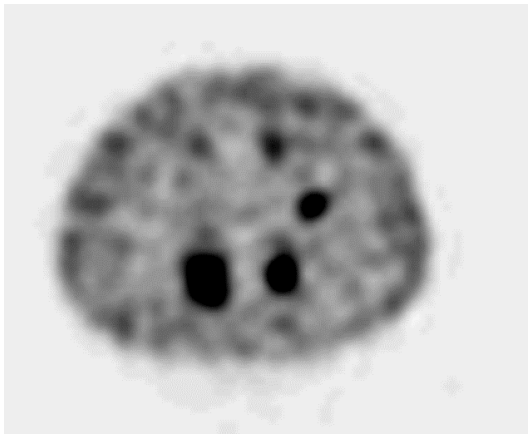


16 iterasyon, 30 subset, 20 power

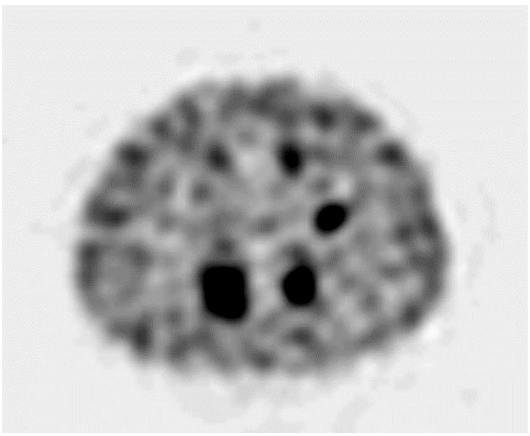


20 iterasyon, 30 subset, 20 power

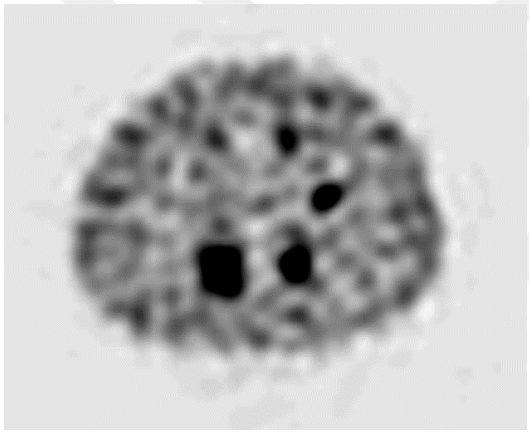
Şekil 4.25: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-20 power.



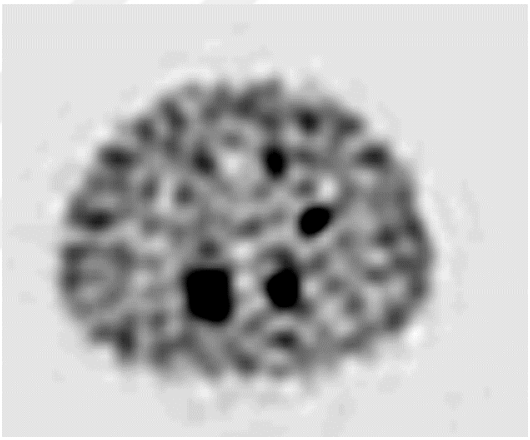
2 iterasyon, 10 subset, 30 power



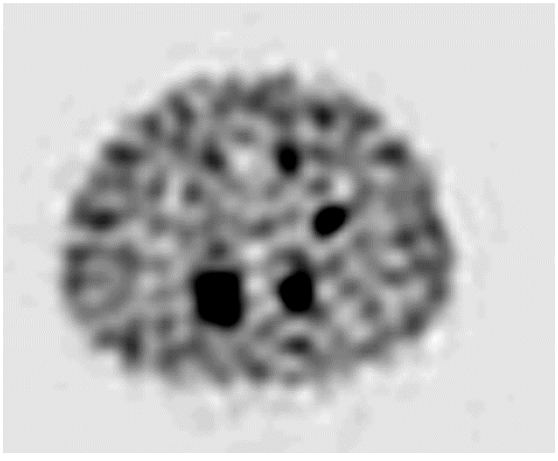
4 iterasyon, 10 subset, 30 power



8 iterasyon, 10 subset, 30 power

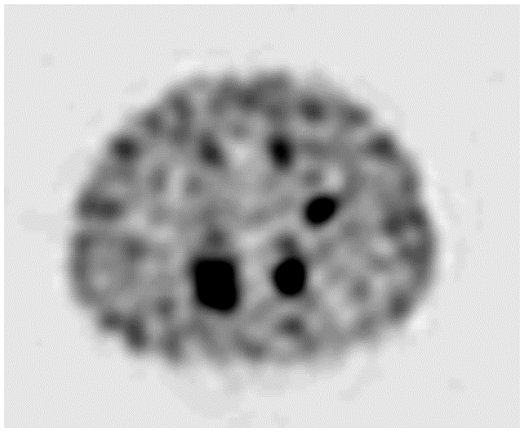


16 iterasyon, 10 subset, 30 power

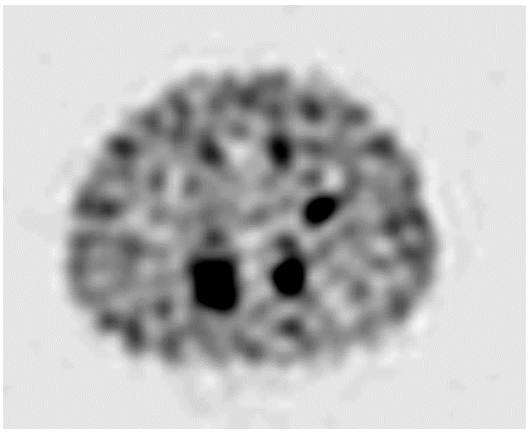


20 iterasyon, 10 subset, 30 power

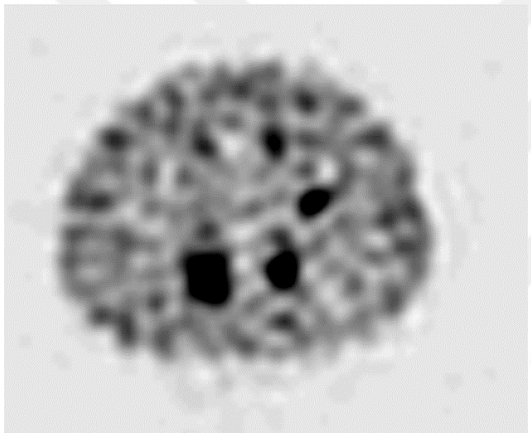
Şekil 4.26: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 10 subset-30 power.



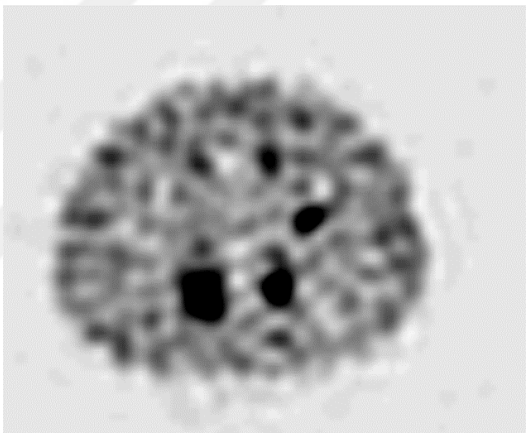
2 iterasyon, 20 subset, 30 power



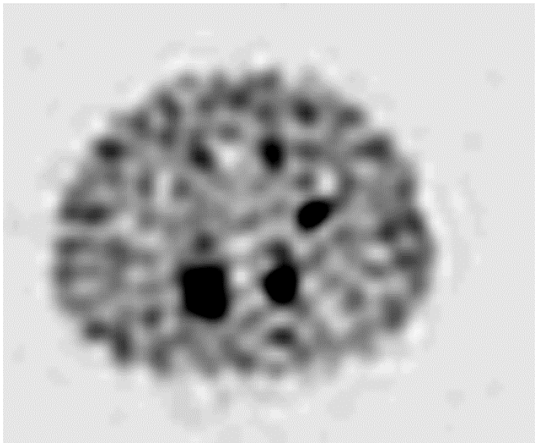
4 iterasyon, 20 subset, 30 power



8 iterasyon, 20 subset, 30 power

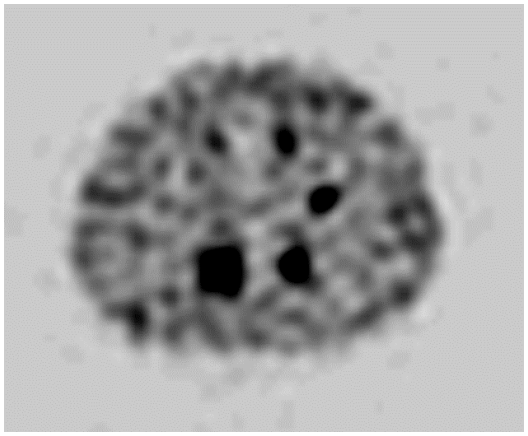


16 iterasyon, 20 subset, 30 power

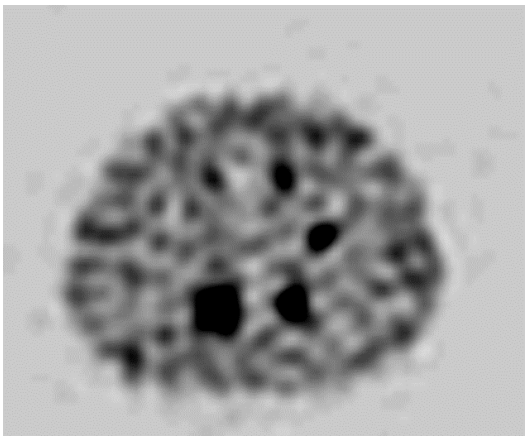


20 iterasyon, 20 subset, 30 power

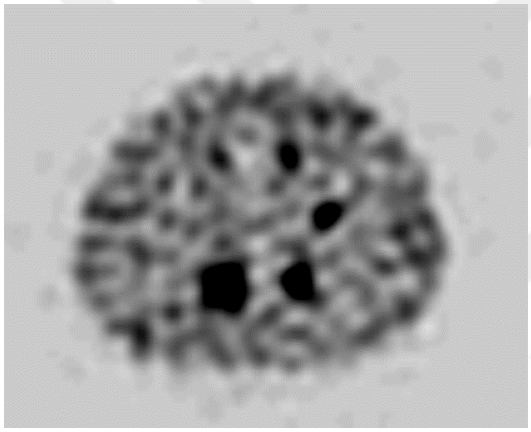
Şekil 4.27: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 20 subset-30 power.



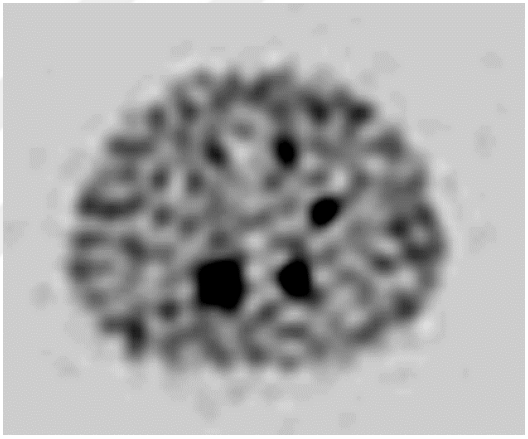
2 iterasyon, 30 subset, 30 power



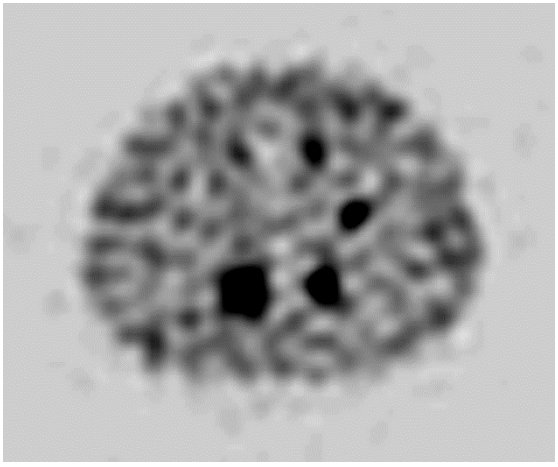
4 iterasyon, 30 subset, 30 power



8 iterasyon, 30 subset, 30 power



16 iterasyon, 30 subset, 30 power



20 iterasyon, 30 subset, 30 power

Şekil 4.28: İterasyon değişimine göre 90 frame-10 saniye görüntülemeler, 30 subset-30 power.

Tablo 4.11: 90 Frame-10 Saniye görüntülemede 2. Lezyonun (1,15 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
90	10	2	10	10	82	0,9	219	12,7	2078
90	10	4	10	10	80	1,1	297	10,5	1918
90	10	8	10	10	78	1,1	316	10,3	1968
90	10	16	10	10	77	1,2	338	9,9	1903
90	10	20	10	10	77	1,2	339	8,9	1738
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	10	81	1	280	10,8	2042
90	10	4	20	10	81	1,2	347	12,5	2384
90	10	8	20	10	80	1,3	376	10,8	2132
90	10	16	20	10	80	0,9	287	9,5	1904
90	10	20	20	10	80	0,9	287	9,3	1897
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	10	78	1,1	333	9,3	1855
90	10	4	30	10	78	0,9	272	9,4	1887
90	10	8	30	10	78	0,9	295	10,1	1993
90	10	16	30	10	78	0,9	274	8,5	1759
90	10	20	30	10	78	0,9	274	9,1	1864
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	10	20	84	1,2	264	12,7	2099
90	10	4	10	20	84	0,9	243	12,3	2184
90	10	8	10	20	82	1,2	315	10	1784
90	10	16	10	20	82	1,1	295	10,8	1927
90	10	20	10	20	82	1,1	295	13,9	2423
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	20	84	1,2	309	10,5	2001
90	10	4	20	20	82	1,1	306	10,9	2117
90	10	8	20	20	82	1,4	376	11,1	2114
90	10	16	20	20	82	1,5	419	13,2	2490
90	10	20	20	20	82	1,4	375	11,4	2196
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	20	82	1,5	400	11,2	2131
90	10	4	30	20	82	1	299	9,6	1878
90	10	8	30	20	82	0,9	276	10,3	1989
90	10	16	30	20	82	0,9	275	10,3	1941
90	10	20	30	20	82	0,9	275	10,4	2004
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	10	30	86	1,3	277	10,8	1834
90	10	4	10	30	85	1,4	335	10,5	1939
90	10	8	10	30	85	1,3	330	12,1	2216
90	10	16	10	30	85	1,2	308	10,2	1928
90	10	20	10	30	85	1,1	286	10,9	1979
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	30	87	1	262	14,2	2525
90	10	4	20	30	87	0,9	254	15,7	2804
90	10	8	20	30	87	1,1	302	13,9	2517
90	10	16	20	30	87	1,2	325	13,6	2507
90	10	20	20	30	87	1	281	13,5	2493
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	30	81	1,2	329	13,6	2505
90	10	4	30	30	81	1,3	353	13,2	2438
90	10	8	30	30	81	1,3	354	13	2402
90	10	16	30	30	81	1,1	310	13,4	2456
90	10	20	30	30	81	1,2	333	9,6	1861

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.12: 90 Frame-10 Saniye görüntülemede 3. Lezyonun (2,57 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
90	10	2	10	10	75	0,9	660	17,8	3219
90	10	4	10	10	68	1,1	777	15,2	3163
90	10	8	10	10	67	1,1	863	13,4	2993
90	10	16	10	10	67	1,2	790	13,3	3006
90	10	20	10	10	66	1,2	817	12,1	2766
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	10	68	2,6	760	12,3	2615
90	10	4	20	10	68	2,6	793	13,1	2885
90	10	8	20	10	67	2,6	806	10,7	2428
90	10	16	20	10	67	2,5	785	12	2656
90	10	20	20	10	67	2,5	784	11,4	2596
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	10	64	2,7	880	10,2	2497
90	10	4	30	10	64	2,7	894	9,8	2431
90	10	8	30	10	63	2,7	903	10,3	2591
90	10	16	30	10	63	2,8	927	10,2	2569
90	10	20	30	10	63	2,7	902	8,4	2162
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	10	20	75	2,4	630	19,9	3508
90	10	4	10	20	71	2,4	717	15,8	3249
90	10	8	10	20	69	2,7	819	11,2	2522
90	10	16	10	20	69	2,7	831	11,2	2534
90	10	20	10	20	69	2,4	767	13,1	2897
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	20	74	2,5	724	13,3	2738
90	10	4	20	20	71	2,8	843	13	2817
90	10	8	20	20	71	2,8	851	15,8	3320
90	10	16	20	20	69	2,8	856	13,9	3037
90	10	20	20	20	69	2,8	855	14,1	3077
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	20	69	2,8	906	11,8	2736
90	10	4	30	20	68	2,8	916	11,9	2785
90	10	8	30	20	67	2,4	808	11,2	2691
90	10	16	30	20	67	2,5	833	11,4	2745
90	10	20	30	20	67	2,6	853	10,1	2463
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	10	30	74	2,8	702	12,5	2357
90	10	4	10	30	73	2,8	814	13,2	2700
90	10	8	10	30	71	2,8	827	11,8	2614
90	10	16	10	30	71	2,8	838	13,9	2970
90	10	20	10	30	69	2,8	845	14,8	3220
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	30	71	2,8	800	19,5	3776
90	10	4	20	30	71	2,8	806	16,4	3391
90	10	8	20	30	71	2,8	840	15,9	3319
90	10	16	20	30	71	2,8	843	16,9	3484
90	10	20	20	30	71	2,8	844	16,6	3442
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	30	71	2,4	780	14,8	3301
90	10	4	30	30	71	2,4	784	14,7	3312
90	10	8	30	30	71	2,6	841	14,8	3337
90	10	16	30	30	71	2,6	842	14,7	3301
90	10	20	30	30	71	2,6	842	12,7	2938

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.13: 90 Frame-10 Saniye görüntülemede 4. Lezyonun (5,57 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
90	10	2	10	10	57	5,5	1816	12,8	3373
90	10	4	10	10	55	5,5	2060	11,6	3483
90	10	8	10	10	54	5,4	2113	10,3	3329
90	10	16	10	10	54	5,6	2188	10,2	3333
90	10	20	10	10	54	5,7	2220	11,1	3545
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	10	54	5,6	2074	12,2	3615
90	10	4	20	10	54	5,8	2194	11,4	3544
90	10	8	20	10	54	5,8	2213	11,8	3669
90	10	16	20	10	54	5,8	2218	12,2	3780
90	10	20	20	10	54	5,4	2124	12,4	3837
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	10	53	5,7	2108	9,5	3012
90	10	4	30	10	53	5,7	2130	9,7	3104
90	10	8	30	10	53	5,9	2205	9,7	3110
90	10	16	30	10	53	5,9	2198	9,1	2963
90	10	20	30	10	53	5,9	2202	8,9	2908
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	10	20	56	5,6	1838	12,7	3353
90	10	4	10	20	54	5,8	2122	9,9	3126
90	10	8	10	20	53	5,5	2130	8,7	2945
90	10	16	10	20	53	5,3	2087	9,2	3092
90	10	20	10	20	53	5,3	2093	9,4	3140
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	20	53	5,7	2094	10,6	3277
90	10	4	20	20	54	5,5	2110	11	3465
90	10	8	20	20	53	5,4	2096	9,4	3116
90	10	16	20	20	53	5,5	2118	9,3	3088
90	10	20	20	20	53	5,5	2122	9,5	3134
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	20	53	5,3	1973	9,3	2965
90	10	4	30	20	52	5,3	2015	8,5	2818
90	10	8	30	20	52	5,3	1989	9,2	2969
90	10	16	30	20	52	5,3	1984	9,1	2944
90	10	20	30	20	52	5,3	1984	9	2926
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	10	30	56	5,6	1831	13,1	3429
90	10	4	10	30	54	5,7	2093	10,2	3179
90	10	8	10	30	54	5,4	2093	9	3029
90	10	16	10	30	53	5,3	2086	9	3032
90	10	20	10	30	53	5,4	2116	9	3057
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	30	54	5,9	2164	10,2	3189
90	10	4	20	30	54	5,3	2047	10,7	3374
90	10	8	20	30	54	5,5	2112	9,1	3047
90	10	16	20	30	54	5,4	2081	9,1	3036
90	10	20	20	30	54	5,5	2111	9,1	3044
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	30	51	5,8	2115	9,3	2967
90	10	4	30	30	51	5,7	2100	9,1	2942
90	10	8	30	30	51	5,7	2103	9,1	2948
90	10	16	30	30	51	5,6	2072	9	2914
90	10	20	30	30	51	5,7	2097	9	2898

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.14: 90 Frame-10 Saniye görüntülemede 5. Lezyonun (11,5 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
90	10	2	10	10	49	11,5	4365	12,8	4710
90	10	4	10	10	49	11,1	4460	10,2	4185
90	10	8	10	10	49	12	4745	10,7	4370
90	10	16	10	10	49	11,3	4577	9,5	4031
90	10	20	10	10	49	11,4	4611	9,9	4169
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	10	45	11,6	4786	10,7	4511
90	10	4	20	10	45	11,6	4821	8,7	3933
90	10	8	20	10	45	11,6	4825	8,9	3987
90	10	16	20	10	45	11,8	4793	8,2	3729
90	10	20	20	10	44	11,2	4705	9,1	4072
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	10	44	10,9	4582	10,9	4582
90	10	4	30	10	44	11,4	4744	11,4	4744
90	10	8	30	10	44	12	4966	12	4966
90	10	16	30	10	43	11,9	4954	10,6	4564
90	10	20	30	10	43	11,6	4877	10,5	4539
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	10	20	48	11,5	4392	14	5045
90	10	4	10	20	48	11,4	4554	12,6	4890
90	10	8	10	20	48	11,4	4607	12,7	4943
90	10	16	10	20	48	11,5	4646	13,3	5126
90	10	20	10	20	48	11,5	4650	13,3	5130
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	20	49	11,9	4874	11,9	4874
90	10	4	20	20	49	11,7	4844	11,7	4844
90	10	8	20	20	49	11,9	4894	11,9	4894
90	10	16	20	20	49	12	4912	12	4912
90	10	20	20	20	49	11,9	4889	11,9	4889
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	20	45	11,1	4624	13,3	5236
90	10	4	30	20	44	11,3	4701	14,2	5537
90	10	8	30	20	44	11,9	4901	14,5	5658
90	10	16	30	20	44	11,7	4865	14,6	5697
90	10	20	30	20	44	11,6	4839	14,6	5697
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	10	30	48	11,7	4442	13,9	5027
90	10	4	10	30	48	11,5	4612	12,7	4924
90	10	8	10	30	48	11,7	4686	12,8	4998
90	10	16	10	30	48	11,8	4723	13,3	5155
90	10	20	10	30	48	11,8	4720	13,3	5128
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	30	49	11,9	4878	12,7	5094
90	10	4	20	30	49	11,8	4883	13,2	5267
90	10	8	20	30	49	12	4925	13,3	5309
90	10	16	20	30	49	11	4634	13,4	5318
90	10	20	20	30	49	11	4639	13,4	5324
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	30	45	11,4	4714	13,4	5303
90	10	4	30	30	45	11,6	4795	13,8	5409
90	10	8	30	30	45	11,9	4907	14,2	5566
90	10	16	30	30	45	11,8	4894	14,2	5581
90	10	20	30	30	45	11,8	4896	14,1	5556

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

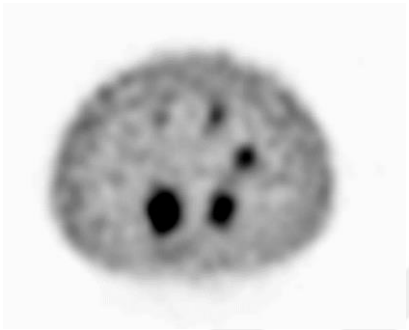
Tablo 4.15: 90 Frame-10 Saniye görüntülemede 6. Lezyonun (26,5 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
90	10	2	10	10	42	26,5	11340	35,2	13794
90	10	4	10	10	39	26,5	11663	37,1	14707
90	10	8	10	10	38	26,6	11739	38	15019
90	10	16	10	10	38	26,9	11888	38,1	15126
90	10	20	10	10	38	27	11923	38,3	15180
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	10	38	26,9	11561	35,1	13945
90	10	4	20	10	36	27,4	11714	35,2	13990
90	10	8	20	10	36	25,7	11203	32,8	13328
90	10	16	20	10	35	25,7	11223	32,9	13379
90	10	20	20	10	35	25,6	11169	33	13408
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	10	40	26,5	11634	32	13301
90	10	4	30	10	40	26,9	11756	32,3	13388
90	10	8	30	10	40	26,5	11656	32,3	13392
90	10	16	30	10	39	26,8	11762	30	12768
90	10	20	30	10	39	26,1	11514	29,5	12571
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	10	20	43	26,3	11246	35	13740
90	10	4	10	20	41	26,5	11638	37,5	14793
90	10	8	10	20	41	26,8	11753	38,7	15188
90	10	16	10	20	41	26,9	11827	38,6	15171
90	10	20	10	20	41	26,9	11805	38,8	15244
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	20	40	26,8	11523	36,6	14319
90	10	4	20	20	40	26,9	11541	37	14428
90	10	8	20	20	40	27,3	11656	40,1	15245
90	10	16	20	20	40	27,5	11736	40,2	15272
90	10	20	20	20	40	27,4	11686	39,9	15204
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	20	42	25,7	11332	32	13243
90	10	4	30	20	42	26	11417	32,1	13270
90	10	8	30	20	42	25,7	11332	31,9	13185
90	10	16	30	20	42	26	11424	30,2	12725
90	10	20	30	20	42	25,9	11399	30,1	12702
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	10	30	43	26,3	11243	35,6	13881
90	10	4	10	30	43	26,6	11640	37,6	14803
90	10	8	10	30	43	27	11828	38,9	15230
90	10	16	10	30	43	26,9	11820	38,7	15210
90	10	20	10	30	43	27,1	11880	38,8	15244
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	20	30	43	26,8	11504	37	14409
90	10	4	20	30	43	27,4	11669	40,2	15240
90	10	8	20	30	43	27,5	11735	40,1	15237
90	10	16	20	30	43	27,5	11717	40,2	15271
90	10	20	20	30	43	27,5	11715	40	15224
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	10	2	30	30	43	25,5	11233	32,3	13298
90	10	4	30	30	43	25,7	11322	32,3	13305
90	10	8	30	30	43	25,7	11316	32,5	13347
90	10	16	30	30	43	25,7	11326	32,4	13331
90	10	20	30	30	43	25,7	11327	32,3	13309

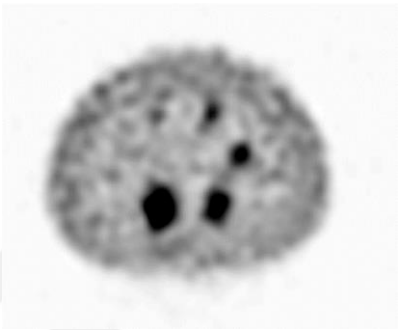
*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

4.1.4. 90 Frame-20 Saniye Görüntüleri Analiz Sonuçları

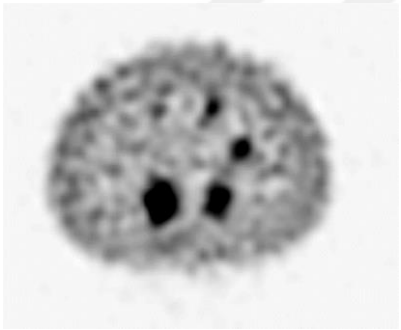
90 frame-20 saniye görüntüleri iterasyon sayısı değişimine göre ve farklı subset ile power değerlerinde, Şekil 4.29'dan Şekil 4.37'ye kadar sıralanmıştır. Görüntülerde görülebilen her lezyon için ROI çizilerek, eşik (threshold) değerine göre hacim ve sayım ölçümleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar 2. Lezyon için Tablo 4.16'da, 3. Lezyon için Tablo 4.17'de, 4. Lezyon için Tablo 4.18'de, 5. Lezyon için Tablo 4.19'da ve 6. Lezyon için Tablo 4.20'de yer almaktadır.



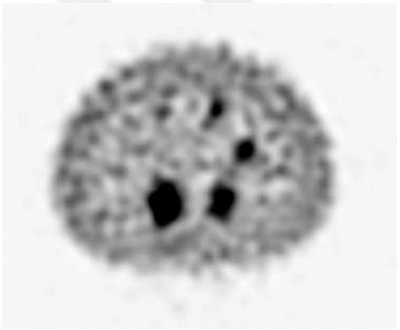
2 iterasyon, 10 subset, 10 power



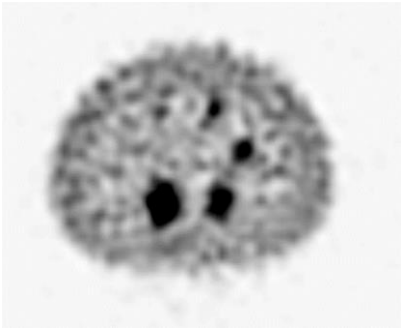
4 iterasyon, 10 subset, 10 power



8 iterasyon, 10 subset, 10 power

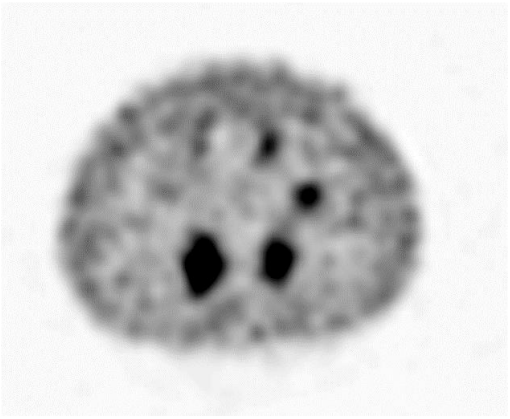


16 iterasyon, 10 subset, 10 power

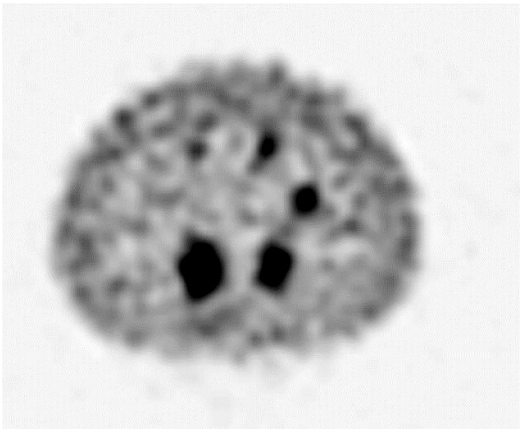


20 iterasyon, 10 subset, 10 power

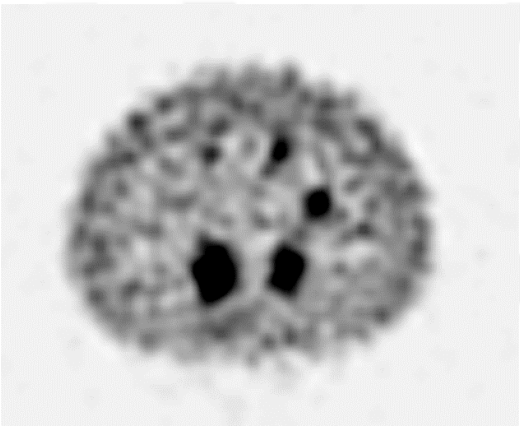
Şekil 4.29: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-10 power.



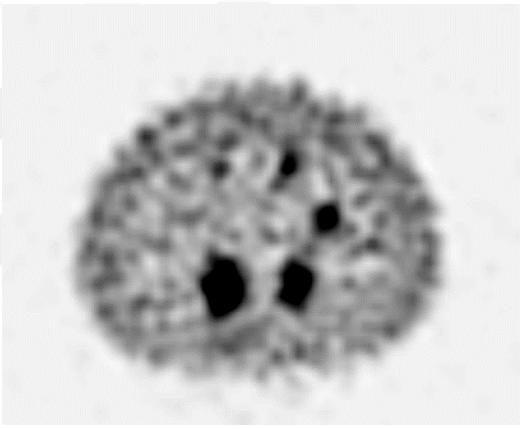
2 iterasyon, 20 subset, 10 power



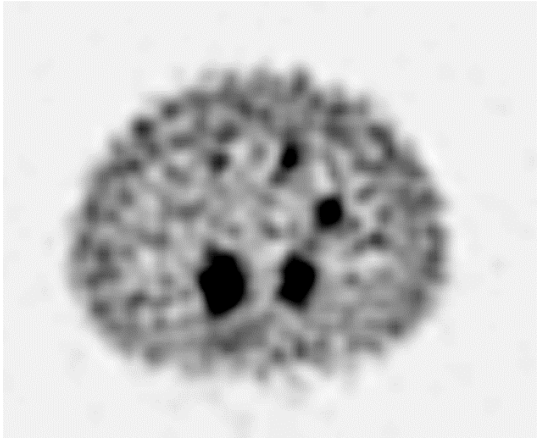
4 iterasyon, 20 subset, 10 power



8 iterasyon, 20 subset, 10 power

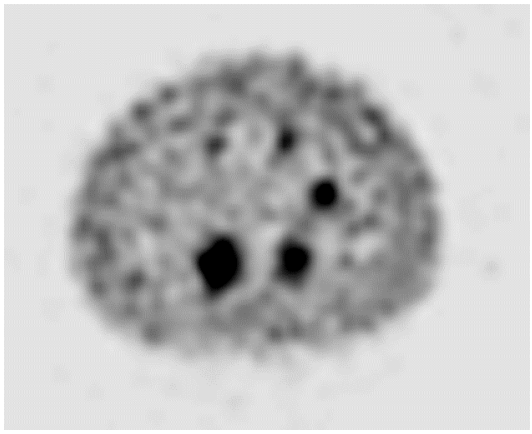


16 iterasyon, 20 subset, 10 power

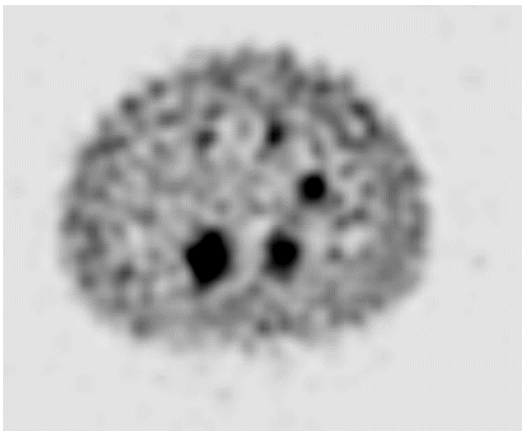


20 iterasyon, 20 subset, 10 power

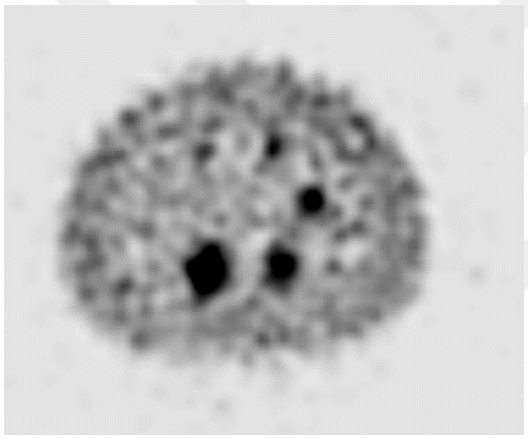
Şekil 4.30: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-10 power.



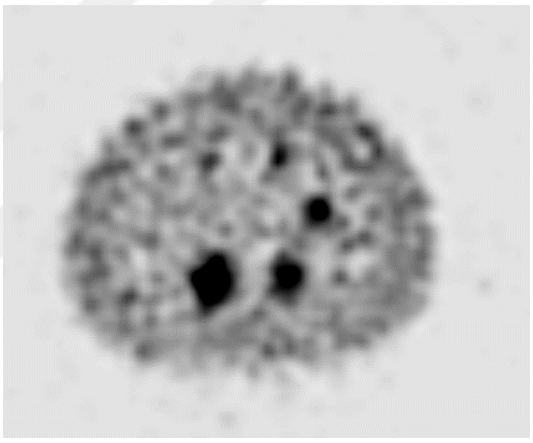
2 iterasyon, 30 subset, 10 power



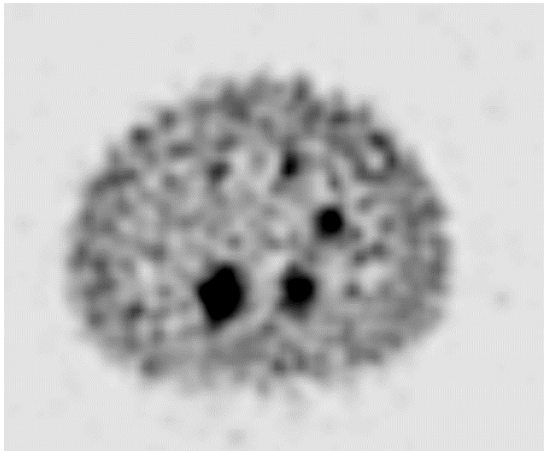
4 iterasyon, 30 subset, 10 power



8 iterasyon, 30 subset, 10 power



16 iterasyon, 30 subset, 10 power

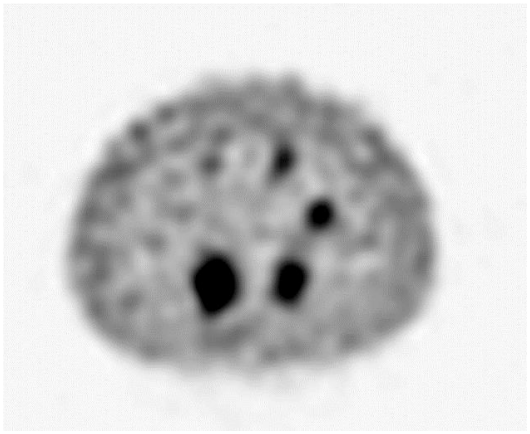


20 iterasyon, 30 subset, 10 power

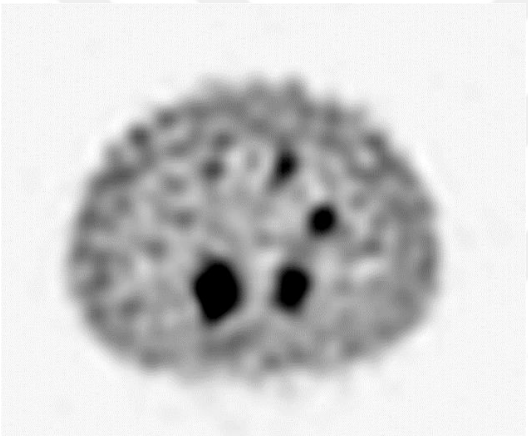
Şekil 4.31: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-10 power.



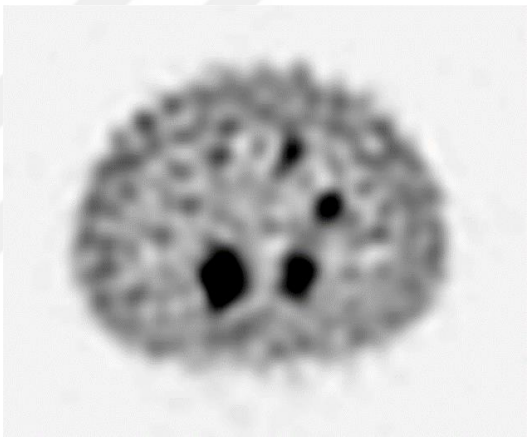
2 iterasyon, 10 subset, 20 power



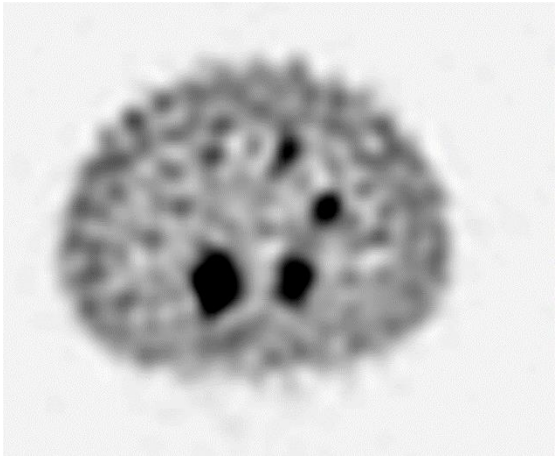
4 iterasyon, 10 subset, 20 power



8 iterasyon, 10 subset, 20 power

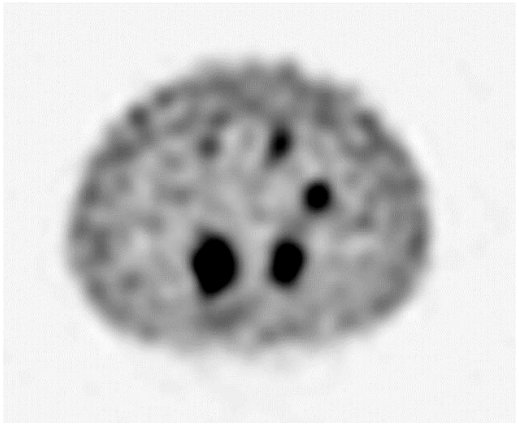


16 iterasyon, 10 subset, 20 power

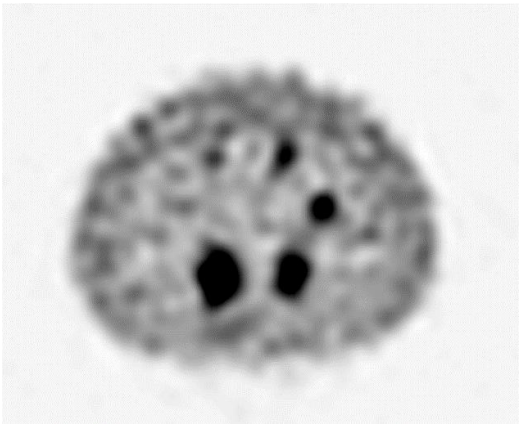


20 iterasyon, 10 subset, 20 power

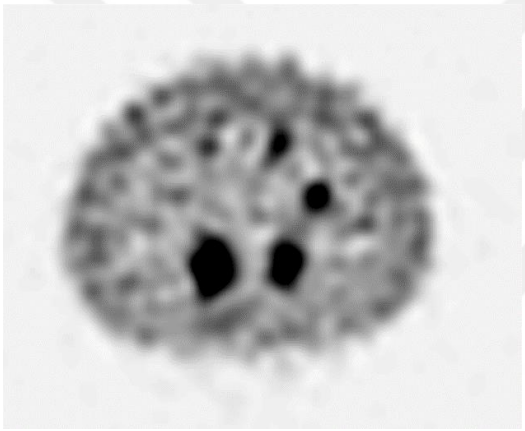
Şekil 4.32: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-20 power.



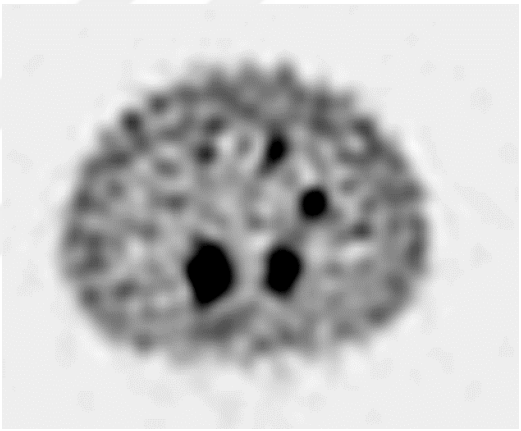
2 iterasyon, 20 subset, 20 power



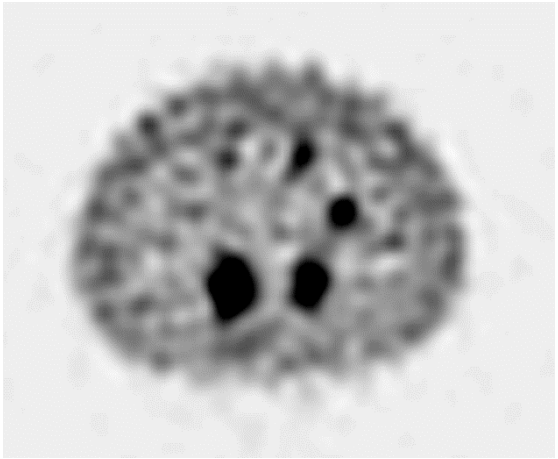
4 iterasyon, 20 subset, 20 power



8 iterasyon, 20 subset, 20 power

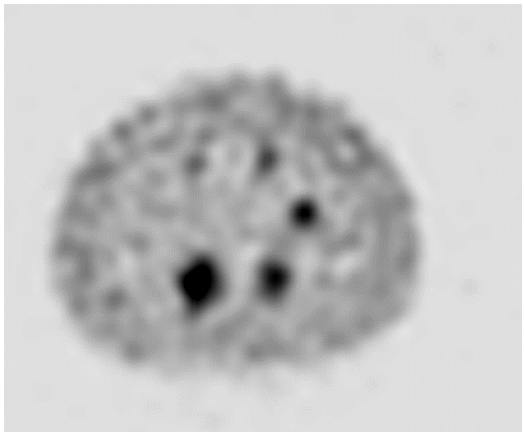


16 iterasyon, 20 subset, 20 power

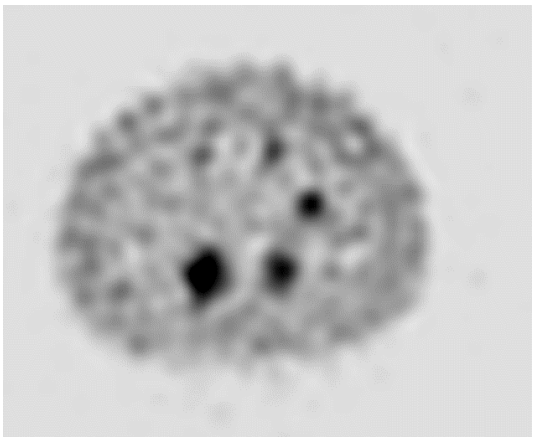


20 iterasyon, 20 subset, 20 power

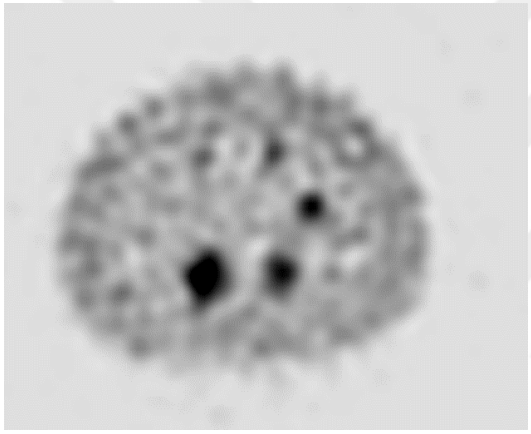
Şekil 4.33: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-20 power.



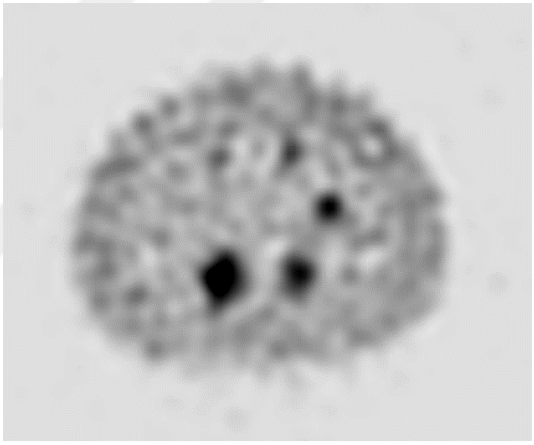
2 iterasyon, 30 subset, 20 power



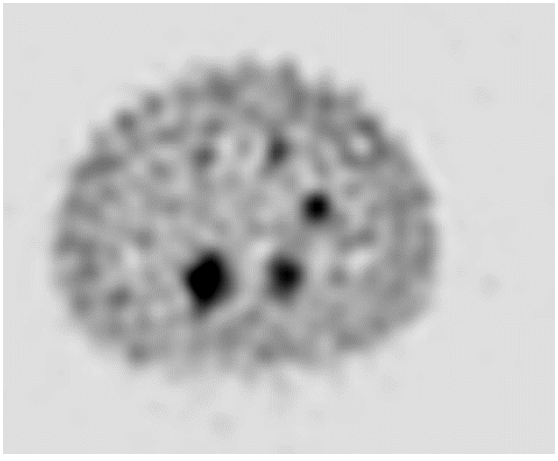
4 iterasyon, 30 subset, 20 power



8 iterasyon, 30 subset, 20 power

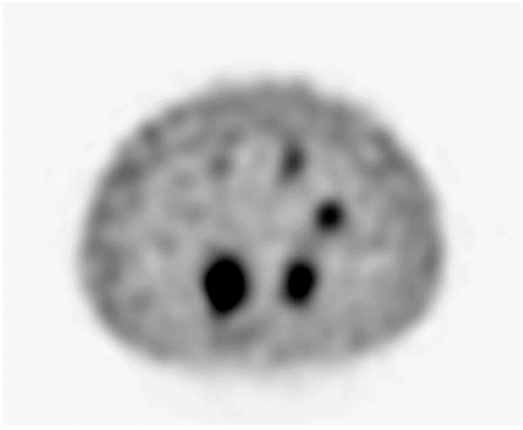


16 iterasyon, 30 subset, 20 power

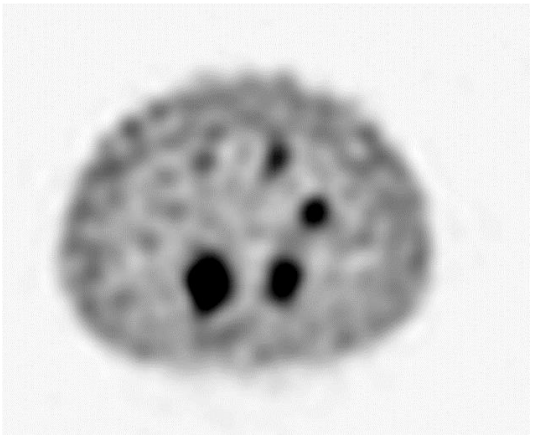


20 iterasyon, 30 subset, 20 power

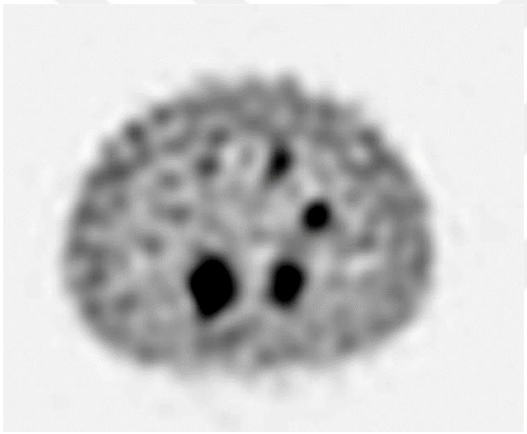
Şekil 4.34: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-20 power.



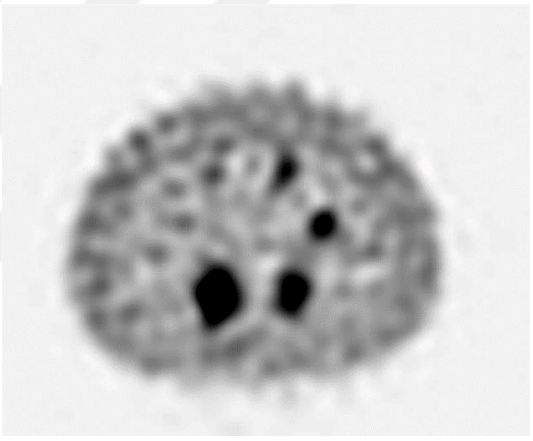
2 iterasyon, 10 subset, 30 power



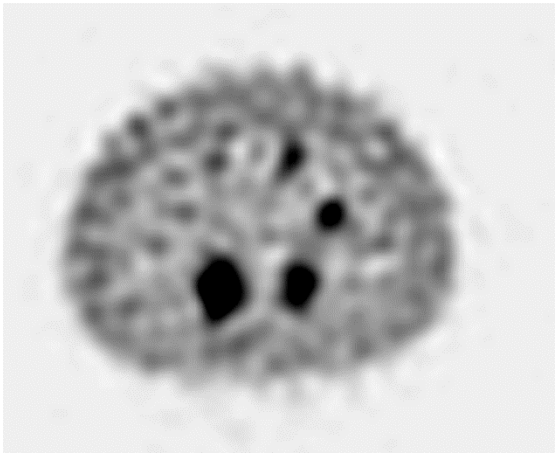
4 iterasyon, 10 subset, 30 power



8 iterasyon, 10 subset, 30 power

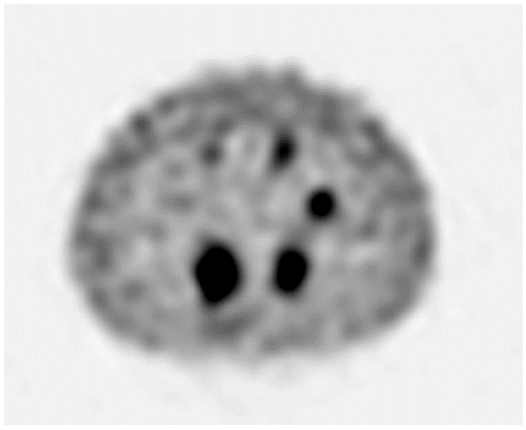


16 iterasyon, 10 subset, 30 power

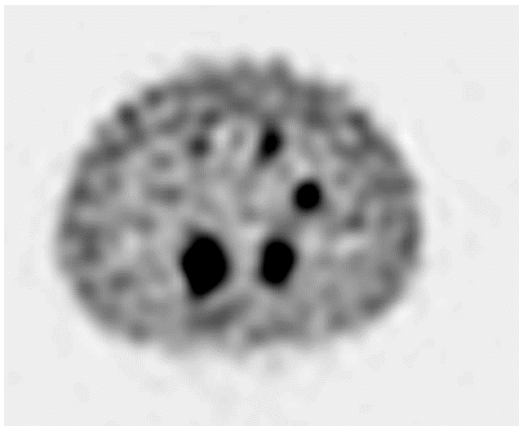


20 iterasyon, 10 subset, 30 power

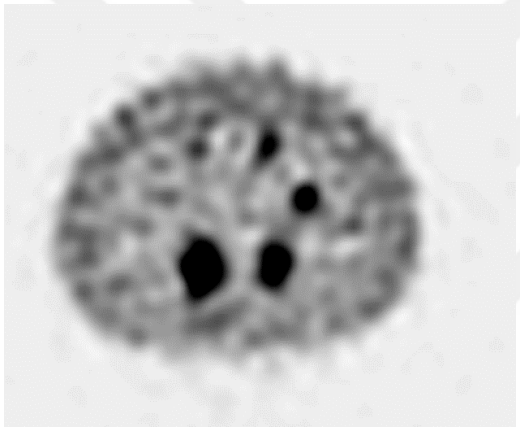
Şekil 4.35: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 10 subset-30 power.



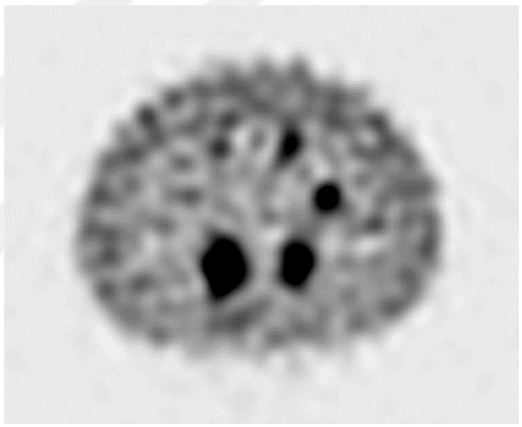
2 iterasyon, 20 subset, 30 power



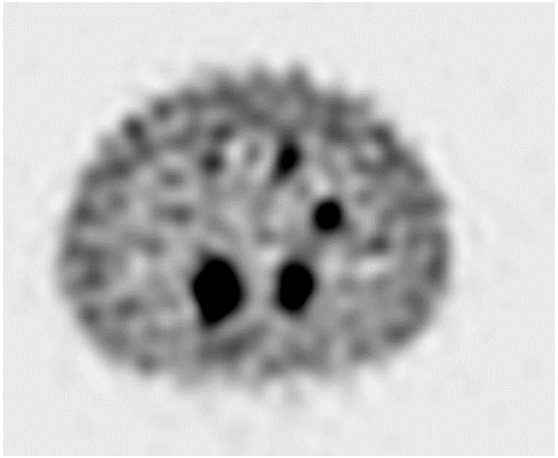
4 iterasyon, 20 subset, 30 power



8 iterasyon, 20 subset, 30 power

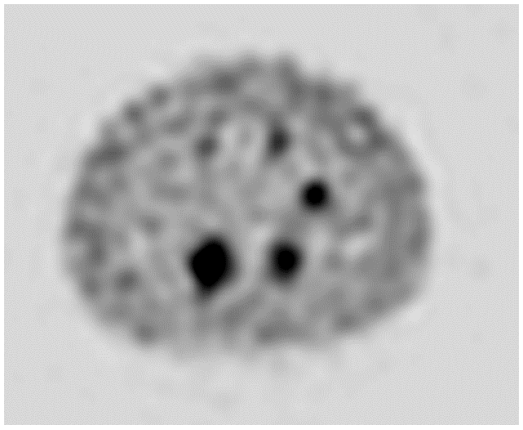


16 iterasyon, 20 subset, 30 power

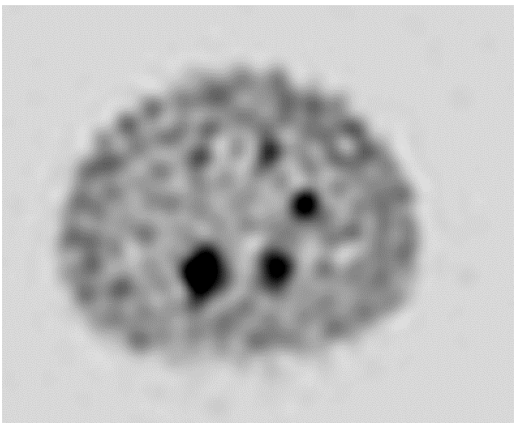


20 iterasyon, 20 subset, 30 power

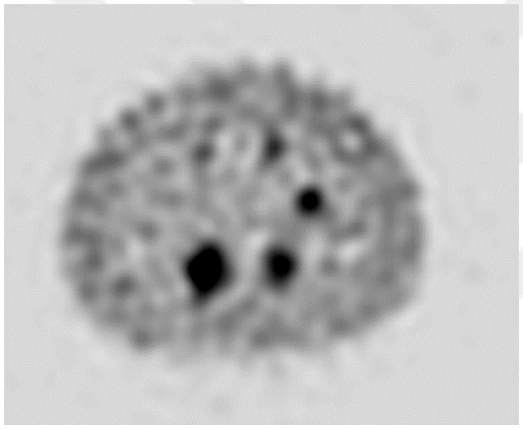
Şekil 4.36: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 20 subset-30 power.



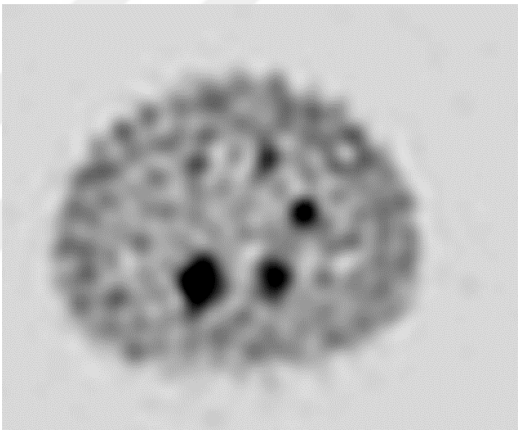
2 iterasyon, 30 subset, 30 power



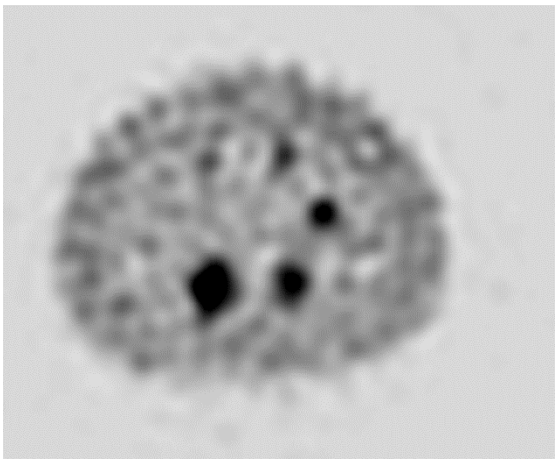
4 iterasyon, 30 subset, 30 power



8 iterasyon, 30 subset, 30 power



16 iterasyon, 30 subset, 30 power



20 iterasyon, 30 subset, 30 power

Şekil 4.37: İterasyon değişimine göre 90 frame-20 saniye görüntülemeler, 30 subset-30 power.

Tablo 4.16: 90 Frame-20 Saniye görüntülemede 2. Lezyonun (1,15 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
90	20	2	10	10	82	1,3	563	6,3	1911
90	20	4	10	10	81	1,3	557	5,5	1916
90	20	8	10	10	79	1,1	520	7,1	2413
90	20	16	10	10	76	1,3	604	7,1	2421
90	20	20	10	10	76	1,2	567	7,1	2417
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	10	78	1,1	545	9,2	3298
90	20	4	20	10	77	1,1	559	9,6	3274
90	20	8	20	10	76	1,1	571	9,1	3190
90	20	16	20	10	76	1,1	573	9,1	3194
90	20	20	20	10	76	1,1	572	9,1	3194
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	10	77	1,1	565	8,4	2925
90	20	4	30	10	77	1,2	622	7	2568
90	20	8	30	10	77	1,2	625	9,3	3252
90	20	16	30	10	77	1,2	625	9,2	3232
90	20	20	30	10	77	1,2	623	9,2	3238
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	10	20	83	1,2	522	13,5	4197
90	20	4	10	20	83	1,2	514	14,2	4192
90	20	8	10	20	82	1,1	510	10,2	3289
90	20	16	10	20	81	1	477	10,6	3406
90	20	20	10	20	81	1	478	12,5	3918
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	20	84	1,2	546	12,5	4030
90	20	4	20	20	81	1,2	585	12,1	3948
90	20	8	20	20	81	1,2	595	11,6	3927
90	20	16	20	20	81	1,1	552	11,4	3812
90	20	20	20	20	81	1,1	552	11,4	3814
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	20	81	1,2	584	6,7	2486
90	20	4	30	20	80	1,3	635	6,2	2301
90	20	8	30	20	80	1	517	6,6	2473
90	20	16	30	20	80	1	517	6,6	2471
90	20	20	30	20	80	1	517	6,1	2271
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	10	30	86	1,1	485	9,1	2784
90	20	4	10	30	86	1,1	476	8,4	2631
90	20	8	10	30	86	1	469	9,6	3179
90	20	16	10	30	84	1,1	511	10,8	3452
90	20	20	10	30	84	1	473	9,1	2962
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	30	84	1	470	11,3	3550
90	20	4	20	30	83	1,1	542	10,1	3407
90	20	8	20	30	82	1,1	548	10,1	3427
90	20	16	20	30	82	1,1	546	8,7	2994
90	20	20	20	30	82	1,1	546	8,7	2994
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	30	82	1,2	580	7,7	2669
90	20	4	30	30	81	1,1	551	7,4	2691
90	20	8	30	30	81	1,1	551	8,3	2907
90	20	16	30	30	80	1,1	550	7,4	2674
90	20	20	30	30	80	1,1	551	7,7	2700

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.17: 90 Frame-20 Saniye görüntülemede 3. Lezyonun (2,57 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
90	20	2	10	10	75	2,6	1298	16,4	5887
90	20	4	10	10	69	2,6	1501	11,4	4855
90	20	8	10	10	66	2,6	1587	12,9	5620
90	20	16	10	10	64	2,5	1571	9,6	4452
90	20	20	10	10	64	2,5	1571	12,2	5454
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	10	71	2,5	1532	12,2	5407
90	20	4	20	10	66	2,5	1617	12,7	5801
90	20	8	20	10	64	2,6	1684	13,3	6041
90	20	16	20	10	63	2,6	1688	12,3	5736
90	20	20	20	10	63	2,6	1692	12,2	5707
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	10	69	2,6	1538	13,9	5946
90	20	4	30	10	68	2,5	1527	13,9	5966
90	20	8	30	10	67	2,8	1675	10,3	4741
90	20	16	30	10	66	2,7	1631	10,3	4727
90	20	20	30	10	66	2,6	1589	12,1	5373
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	10	20	77	2,7	1330	12,5	4652
90	20	4	10	20	74	2,7	1535	16	6392
90	20	8	10	20	73	2,5	1519	13,9	5939
90	20	16	10	20	71	2,7	1626	13,6	5898
90	20	20	10	20	71	2,7	1631	13,7	5930
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	20	75	2,4	1469	16,6	6852
90	20	4	20	20	73	2,4	1543	15,8	6881
90	20	8	20	20	72	2,6	1655	14,5	6460
90	20	16	20	20	72	2,6	1652	13,6	6075
90	20	20	20	20	72	2,6	1652	14,5	6429
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	20	74	2,6	1520	10,1	4500
90	20	4	30	20	73	2,7	1590	9,2	4240
90	20	8	30	20	73	2,5	1510	9,3	4291
90	20	16	30	20	73	2,5	1511	9,6	4392
90	20	20	30	20	73	2,5	1514	9,6	4404
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	10	30	78	2,7	1327	14,9	5456
90	20	4	10	30	75	2,8	1568	14,3	5785
90	20	8	10	30	74	2,6	1550	13,1	5594
90	20	16	10	30	73	2,6	1572	13,6	5924
90	20	20	10	30	73	2,6	1572	13,6	5923
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	30	73	2,8	1684	15,3	6344
90	20	4	20	30	73	2,7	1676	15,5	6705
90	20	8	20	30	73	2,6	1641	15,1	6647
90	20	16	20	30	73	2,6	1684	13,9	6256
90	20	20	20	30	73	2,6	1637	13,9	6259
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	30	76	2,6	1514	14,2	5962
90	20	4	30	30	76	2,5	1492	14,4	6118
90	20	8	30	30	75	2,6	1544	14,2	6031
90	20	16	30	30	75	2,6	1548	12,9	5624
90	20	20	30	30	74	2,6	1548	12,9	5632

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.18: 90 Frame-20 Saniye görüntülemede 4. Lezyonun (5,57 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
90	20	2	10	10	64	5,5	3178	16,9	7484
90	20	4	10	10	62	5,7	3643	14,9	7450
90	20	8	10	10	62	5,8	3789	17,7	8694
90	20	16	10	10	62	5,6	3723	14,4	7487
90	20	20	10	10	62	5,5	3681	15,8	8024
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	10	59	5,5	3772	15,5	8122
90	20	4	20	10	59	5,5	3884	15,9	8492
90	20	8	20	10	58	5,4	3855	15,1	8233
90	20	16	20	10	58	5,8	4053	14,5	8018
90	20	20	20	10	58	5,4	3861	14	7799
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	10	55	5,5	3894	11,4	6638
90	20	4	30	10	55	5,5	3887	11,5	6674
90	20	8	30	10	55	5,5	3876	11,5	6671
90	20	16	30	10	55	5,4	3839	11,3	6569
90	20	20	30	10	55	5,4	3839	11	6458
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	10	20	64	5,4	3153	18,8	8206
90	20	4	10	20	60	5,3	3474	15,2	7609
90	20	8	10	20	58	5,5	3661	14	7356
90	20	16	10	20	58	5,7	3775	14,5	7593
90	20	20	10	20	58	5,7	3775	14,6	7622
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	20	59	5,5	3794	14,5	7774
90	20	4	20	20	58	5,5	3893	14,2	7833
90	20	8	20	20	58	5,4	3863	14,4	7931
90	20	16	20	20	58	5,5	3914	13,9	7717
90	20	20	20	20	58	5,5	3910	13,9	7711
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	20	55	5,4	3863	10,9	6443
90	20	4	30	20	55	5,7	4002	11,8	6808
90	20	8	30	20	55	5,7	3998	11,1	6513
90	20	16	30	20	55	5,7	4000	11,4	6622
90	20	20	30	20	55	5,7	3999	10,7	6331
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	10	30	64	5,5	3196	19,9	8573
90	20	4	10	30	59	5,4	3522	15,2	7636
90	20	8	10	30	57	5,6	3713	14,2	7423
90	20	16	10	30	57	5,6	3735	14,6	7618
90	20	20	10	30	57	5,6	3738	14,6	7619
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	30	58	5,4	3748	14,5	7802
90	20	4	20	30	57	5,3	3752	13,6	7594
90	20	8	20	30	57	5,4	3870	14,4	7939
90	20	16	20	30	57	5,3	3824	13,9	7725
90	20	20	20	30	57	5,3	3820	13,8	7687
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	30	55	5,3	3774	10,8	6437
90	20	4	30	30	55	5,3	3768	10,9	6463
90	20	8	30	30	56	5,3	3810	11,4	6662
90	20	16	30	30	55	5,7	4004	11,3	6595
90	20	20	30	30	55	5,7	4004	11,4	6668

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.19: 90 Frame-20 Saniye görüntülemede 5. Lezyonun (11,5 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
90	20	2	10	10	59	11,7	8210	27,1	15227
90	20	4	10	10	59	11,7	8690	25,2	15216
90	20	8	10	10	59	11,7	8754	26,7	16051
90	20	16	10	10	59	11,5	8653	27,7	16532
90	20	20	10	10	59	11,4	8600	27,5	16434
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	10	53	11,3	9005	20,3	13755
90	20	4	20	10	54	11,4	9179	21,2	14312
90	20	8	20	10	54	11,4	9114	21,7	14573
90	20	16	20	10	54	11,4	9107	22,1	14771
90	20	20	20	10	54	11,4	9112	22	14732
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	10	57	11,5	8096	25,6	14486
90	20	4	30	10	58	11,9	8309	27,8	15442
90	20	8	30	10	58	11,8	8255	27,7	15432
90	20	16	30	10	57	11,9	8315	26,3	14889
90	20	20	30	10	58	11,3	7981	26,3	14891
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	10	20	56	11,4	8058	25,1	14422
90	20	4	10	20	57	11,5	8565	24,8	15024
90	20	8	10	20	53	11,8	8770	26,9	16073
90	20	16	10	20	53	11,9	8816	27,1	16185
90	20	20	10	20	53	11,8	8758	27,1	16175
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	20	52	11,4	9114	20,2	13682
90	20	4	20	20	54	11,6	9275	21,2	14256
90	20	8	20	20	53	11,6	9246	22,4	14805
90	20	16	20	20	54	11,4	9133	22,3	14753
90	20	20	20	20	54	11,4	9137	22,3	14754
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	20	52	11,5	8071	23,3	13473
90	20	4	30	20	51	11,7	8165	25,4	14394
90	20	8	30	20	50	11,5	8073	24,5	14024
90	20	16	30	20	50	11,5	8065	25,2	14319
90	20	20	30	20	50	11,5	8061	23,6	13597
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	10	30	56	11,5	8094	26,3	14900
90	20	4	10	30	57	11,4	8503	24,1	14677
90	20	8	10	30	57	11,6	8650	25,5	15426
90	20	16	10	30	57	11,6	8638	27	16090
90	20	20	10	30	57	11,6	8639	27	16087
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	30	51	11,4	9104	19,4	13270
90	20	4	20	30	53	11,4	9100	21,3	14307
90	20	8	20	30	53	11,4	9133	21,6	14426
90	20	16	20	30	54	11,5	9179	21,5	14377
90	20	20	20	30	54	11,4	9128	21,3	14297
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	30	54	11,4	8013	23,6	13596
90	20	4	30	30	55	11,4	7962	25,5	14388
90	20	8	30	30	55	11,5	8057	24,8	14110
90	20	16	30	30	53	11,4	7988	21,7	12654
90	20	20	30	30	55	11,5	8052	24,5	13995

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 4.20: 90 Frame-20 Saniye görüntülemede 6. Lezyonun (26,5 cm^3) ölçüm sonuçları.

Frame	Süre	İterasyon	Subset	Power	G.H.V Threshold	Gerçek Hacim	Gerçek Sayım	%40 ThS. Hacim	%40 ThS. Sayım
90	20	2	10	10	42	27,1	24284	29,5	25730
90	20	4	10	10	44	26,2	24330	31,2	27448
90	20	8	10	10	45	26,2	24424	33,1	28705
90	20	16	10	10	45	26,5	24669	32,2	28204
90	20	20	10	10	45	26,7	24808	32,3	28287
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	10	44	26,8	23966	31,4	26717
90	20	4	20	10	45	27,5	24420	34,1	28284
90	20	8	20	10	45	27,5	24466	34,4	28482
90	20	16	20	10	45	26,5	23817	33,4	27905
90	20	20	20	10	45	27,5	24408	34,3	28430
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	10	44	26,5	22624	31,6	25501
90	20	4	30	10	44	26,5	22646	32	25775
90	20	8	30	10	44	26,6	22691	32,4	25955
90	20	16	30	10	44	26,5	22628	32,5	26001
90	20	20	30	10	44	26,4	22583	32,5	26009
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	10	20	43	25,8	23445	30,1	26061
90	20	4	10	20	44	26,3	24319	31,2	27356
90	20	8	10	20	44	26,9	24794	32,3	28141
90	20	16	10	20	45	26,5	24582	32,5	28265
90	20	20	10	20	45	26,4	24534	33,3	28781
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	20	44	26	23410	30,7	26272
90	20	4	20	20	45	26,7	23863	32,8	27514
90	20	8	20	20	46	25,3	22944	34,2	28247
90	20	16	20	20	46	25,3	22931	33,9	28083
90	20	20	20	20	46	25,5	23033	34	28126
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	20	44	26,3	22422	31,2	25284
90	20	4	30	20	44	26,4	22525	31,3	25342
90	20	8	30	20	44	26,3	22445	32,3	25831
90	20	16	30	20	44	26,5	22519	32,5	25890
90	20	20	30	20	44	26,5	22526	32,4	25854
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	10	30	42	26,5	23856	30	25942
90	20	4	10	30	44	26,3	24342	31,2	27382
90	20	8	10	30	45	26,2	24323	33,3	28730
90	20	16	10	30	45	26,3	24440	33,3	28746
90	20	20	10	30	45	26,6	24620	33,4	28812
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	20	30	44	26,2	23500	31,2	26509
90	20	4	20	30	45	26,7	23838	33,2	27731
90	20	8	20	30	45	26,7	23801	33	27554
90	20	16	20	30	45	26,6	23724	32,8	27430
90	20	20	20	30	45	26,5	23667	32,8	27429
Frame	**Süre**	**İterasyon**	**Subset**	**Power**	**G.H.V Threshold**	**Gerçek Hacim**	**Gerçek Sayım**	**%40 ThS. Hacim**	**%40 ThS. Sayım**
90	20	2	30	30	44	26,1	22294	30,9	25073
90	20	4	30	30	44	26,5	22563	31,3	25332
90	20	8	30	30	44	26,3	22425	31,3	25295
90	20	16	30	30	44	26,3	22398	32,3	25786
90	20	20	30	30	44	26,4	22459	32,4	25845

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyonüklid tedavi lezyon dozimetresinde hacim belirleme için ideal parametrelerin bulunmasının amaçlandığı çalışmada, farklı çekim şartları ve rekontrüksiyon kombinasyonlarında toplam 180 farklı görüntü analiz edilmiştir. Görüntüleri birçok farklı açıdan değerlendirmek mümkündür.

Farklı çekim şartları ve rekontrüksiyon kombinasyonlarında, lezyon boyutuna göre eşik (threshold) değerlerini inceleyelim. Tablo 5.1, 5.2, 5.3 ve 5.4' de yer alan eşik değerleri, gerçek hacime ulaşmamız için kullanılması gereken değerlerlerdir. Çalışmamızda kullandığımız fantomdaki 26,5 cm^3 hacime sahip en büyük lezyon için, literatürde önerilen %40-%42 eşik değerini kullanmak gerçek hacim değerine ulaşmamızı sağlar. Ancak bunun içinde 20 saniyelik çekimler tercih edilmelidir. 5. Lezyondan itibaren daha küçük lezyonlara baktığımızda, görüntü setlerinde hacim küçüldükçe, doğru hacmi elde etmemiz için kullanmamız gereken eşik değeri artmaktadır.

Tablo 5.1: 60 Frame-10 Saniye için farklı iterasyon ve subset değerlerinde lezyonların eşik (threshold) değerleri.

60 FR 10 S			GERÇEK HACMİ VEREN EŞİK DEĞERLERİ				
İterasyon	Subset	Power	2.Lezyon (1,15 cm^3)	3. Lezyon (2,57 cm^3)	4.Lezyon (5,57 cm^3)	5. Lezyon (11,5 cm^3)	6. Lezyon (26,5 cm^3)
2	10	10	80	76	57	48	39
4	10	10	78	72	56	48	40
8	10	10	74	68	56	51	40
16	10	10	72	67	55	51	40
20	10	10	72	65	55	51	40
2	20	10	77	75	53	48	36
4	20	10	75	70	53	48	36
8	20	10	70	66	53	48	36
16	20	10	70	64	52	47	36
20	20	10	70	64	52	47	36
2	30	10	-	67	56	59	34
4	30	10	-	66	54	59	34
8	30	10	-	66	53	59	34
16	30	10	-	65	53	58	34
20	30	10	-	65	52	58	34

Tablo 5.2: 60 Frame-20 Saniye için farklı iterasyon ve subset değerlerinde lezyonların eşik (threshold) değerleri.

60 FR 20 S			GERÇEK HACMİ VEREN EŞİK DEĞERLERİ				
İterasyon	Subset	Power	2.Lezyon (1,15 cm^3)	3. Lezyon (2,57 cm^3)	4.Lezyon (5,57 cm^3)	5. Lezyon (11,5 cm^3)	6. Lezyon (26,5 cm^3)
2	10	10	80	77	65	45	40
4	10	10	78	76	62	43	41
8	10	10	77	76	61	42	42
16	10	10	77	76	58	41	42
20	10	10	76	76	58	41	42
2	20	10	80	76	61	44	38
4	20	10	80	76	61	43	39
8	20	10	80	76	60	42	39
16	20	10	80	76	57	42	40
20	20	10	80	76	57	41	40
2	30	10	-	77	49	42	38
4	30	10	-	77	48	41	39
8	30	10	-	77	47	41	39
16	30	10	-	76	47	41	39
20	30	10	-	76	46	41	40

Tablo 5.3: 90 Frame-10 Saniye için farklı iterasyon ve subset değerlerinde lezyonların eşik (threshold) değerleri.

90 FR 10S			GERÇEK HACMİ VEREN EŞİK DEĞERLERİ				
İterasyon	Subset	Power	2.Lezyon (1,15 cm^3)	3. Lezyon (2,57 cm^3)	4.Lezyon (5,57 cm^3)	5. Lezyon (11,5 cm^3)	6. Lezyon (26,5 cm^3)
2	10	10	82	75	57	49	42
4	10	10	80	68	55	49	39
8	10	10	78	67	54	49	38
16	10	10	77	67	54	49	38
20	10	10	77	66	54	49	38
2	20	10	81	68	54	45	38
4	20	10	81	68	54	45	36
8	20	10	80	67	54	45	36
16	20	10	80	67	54	45	35
20	20	10	80	67	54	44	35
2	30	10	78	64	53	44	40
4	30	10	78	64	53	44	40
8	30	10	78	63	53	44	39
16	30	10	78	63	53	43	39
20	30	10	78	63	53	43	39

Tablo 5.4: 90 Frame-20 Saniye için farklı iterasyon ve subset değerlerinde lezyonların eşik (threshold) değerleri.

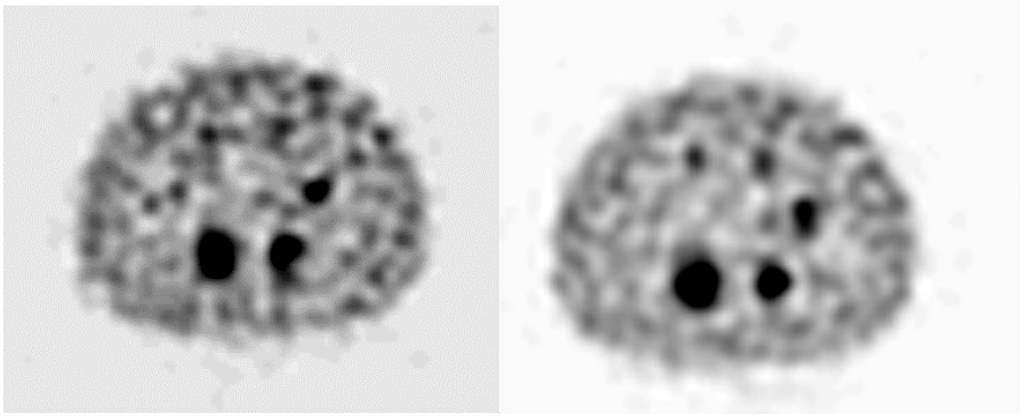
90 FR 20 S			GERÇEK HACMİ VEREN EŞİK DEĞERLERİ				
İterasyon	Subset	Power	2.Lezyon (1,15 cm^3)	3. Lezyon (2,57 cm^3)	4.Lezyon (5,57 cm^3)	5. Lezyon (11,5 cm^3)	6. Lezyon (26,5 cm^3)
2	10	10	82	75	64	59	42
4	10	10	81	69	62	59	44
8	10	10	79	66	62	59	45
16	10	10	76	64	62	59	45
20	10	10	76	64	62	59	45
2	20	10	78	71	59	53	44
4	20	10	77	66	59	54	45
8	20	10	76	64	58	54	45
16	20	10	76	63	58	54	45
20	20	10	76	63	58	54	45
2	30	10	77	69	55	57	44
4	30	10	77	68	55	58	44
8	30	10	77	67	55	58	44
16	30	10	77	66	55	57	44
20	30	10	77	66	55	58	44

Bu tezde lezyon hacimlerini etkileyen parametreleri inceledik. Bunları iki ana kısımda toplayabiliriz. Birinci ana grup Görüntü Veri Toplama (Pre-Rekontrüksiyon) ve ikinci ana grup Görüntünün Yeniden Elde Edilmesi (Post-Rekontrüksiyon)'dur. Aşağıda bu parametrelerin etkileri bulgular ışığında incelenmişitir.

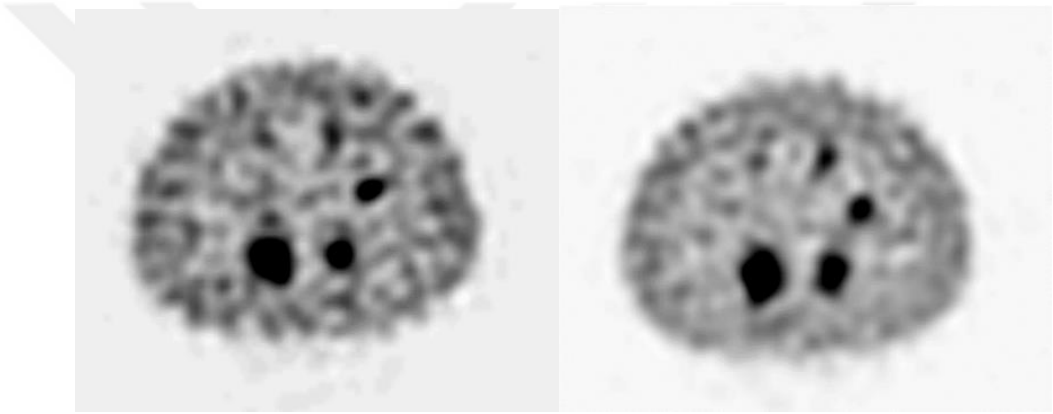
5.1. GÖRÜNTÜ VERİ TOPLAMA (PRE-REKONTRÜKSİYON) ETKİSİ

Görüntü veri toplama etkisini göstermek için, sabit iterasyon, subset ve power değerinde, frame sayısı ve çekim süresinin değişimi incelenmiştir. 8 iterasyon, 10 subset ve 20 power parametre setinde, lezyonların görünürlüğü Şekil 5.1'de verilmiştir. 10 saniye çekimlerinde görüntülerde background oranı, 20 saniye çekimlerine göre daha fazladır. 90 frame-20 saniye çekimi, lezyonların görünürlüğü ve hacmi tespit edebilmemiz için ideal bir görüntüdür.

Diğer çekim setlerinin etkileri bulgular kısmında verilen diğer görüntülerden incelenebilir.



60 frame-10 saniye **60 frame-20 saniye**



90 frame-10 saniye **90 frame-20 saniye**

Şekil 5.1: Görüntü veri toplama etkisi.

5.2. GÖRÜNTÜNÜN YENİDEN ELDE EDİLMESİ (POST-REKONTRÜKSİYON) ETKİSİ

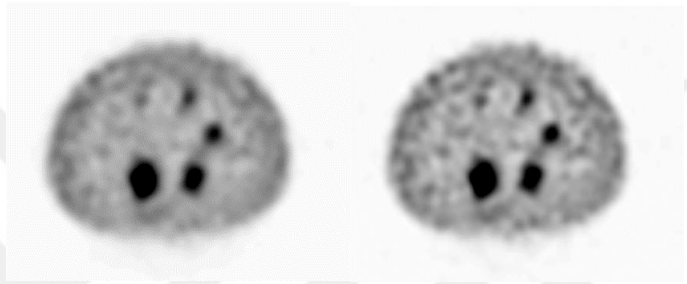
5.2.1. İterasyon Sayısı Etkisi

Rekontrüksiyon parametrelerinden iterasyon sayısının etkisini araştırmak için, sabit subset ve power değerinde iterasyon değişimi incelenmiştir. Örnek olarak; 90 frame-20 saniye görüntülemede, iterasyon sayısı değişiminin 10 subet ve 10 power değerinde, görüntüler üzerindeki etkilerini Şekil 5.2'de görebiliriz. 2 iterasyonla elde edilen görüntüde, 2. lezyonu görünürlüğü düşük olduğundan, hacminin doğru tespit edilebilmesi zordur. İterasyon sayısı artışı ile 2. lezyonun görünürlüğü artmaktadır. İterasyon sayısı arttıkça, sinyal ve gürültü de arttığı için; 20 iterasyona sahip görüntüye doğru background değerinin arttığını görmekteyiz.

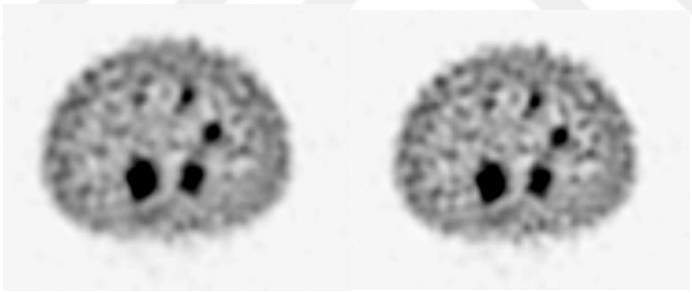
Aynı zamanda bu artış ile lezyonların görünürlüğü de artarak, tespit edebilmemiz kolaylaşmaktadır.

İterasyon değişiminin, 4 farklı çekimde, eşik (threshold)-hacim ilişkisine etkisi sırasıyla Şekil 5.3, 5.4, 5.5 ve 5.6'da verilmiştir. İterasyon değerin artmasının etkisini, tüm çekim türlerinde 4. lezyondan (5,57 cm^3) itibaren daha küçük lezyonlara doğru belirgin olarak görüyoruz. Küçük lezyonlarda iterasyon sayısının artması ile, doğru hacmi veren eşik değeri azalmaktadır.

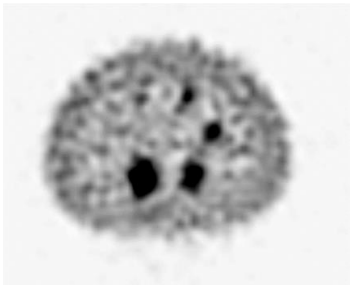
Diğer çekim setlerinin etkileri, bulgular kısmında verilen diğer görüntülerden incelenebilir.



2 iterasyon **4 iterasyon**

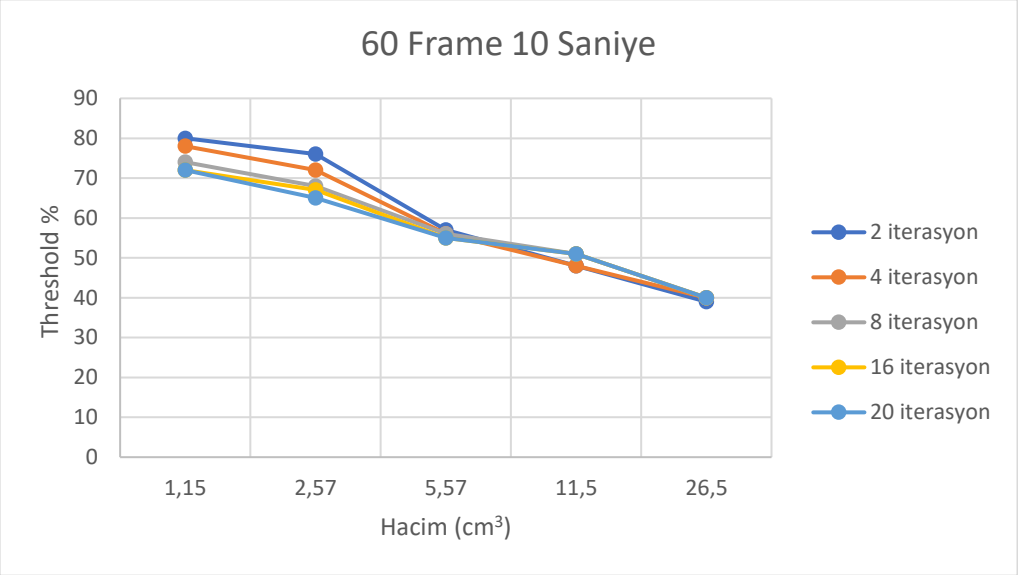


8 iterasyon **16 iterasyon**

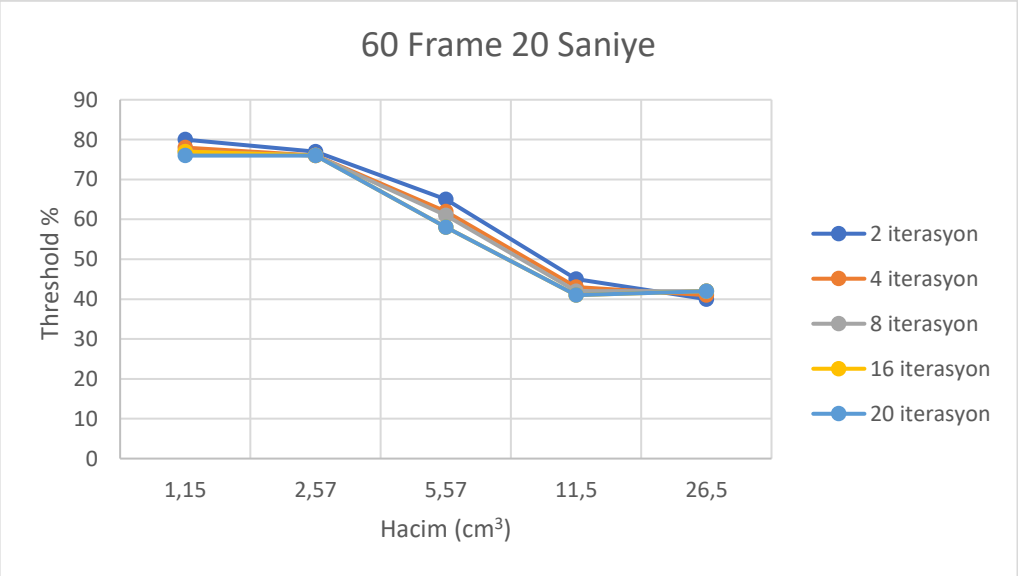


20 iterasyon

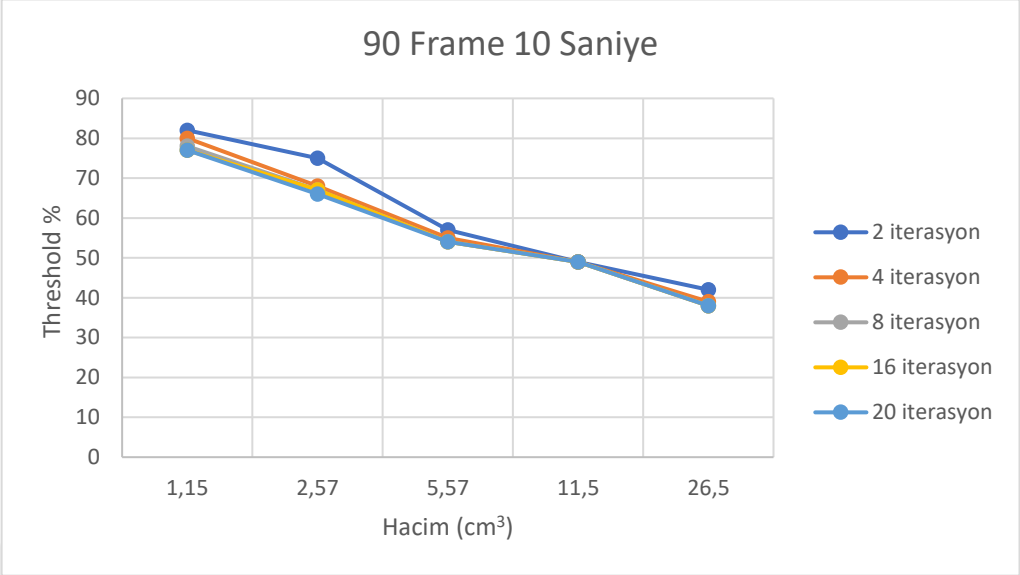
Şekil 5.2: 90 frame-20 saniye görüntülemede iterasyon sayısı etkisi, 10 subset,10 power.



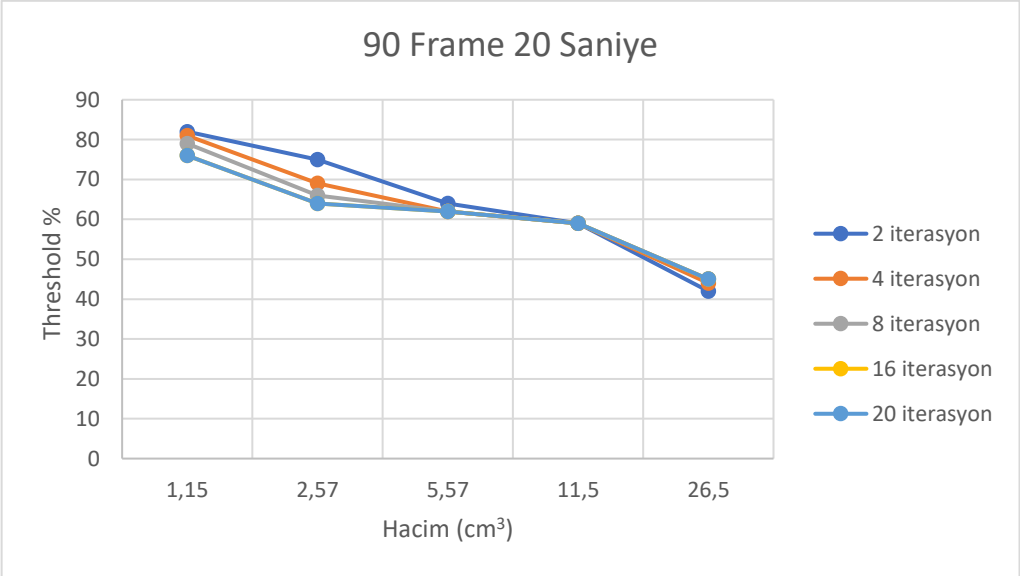
Şekil 5.3: 60 frame-10 saniye görüntülemede iterasyon etkisi, 10 subset, 10 power.



Şekil 5.4: 60 frame-20 saniye görüntülemede iterasyon etkisi, 10 subset, 10 power.



Şekil 5.5: 90 frame-10 saniye görüntülemede iterasyon etkisi, 10 subset, 10 power.



Şekil 5.6: 90 frame-20 saniye görüntülemede iterasyon etkisi, 10 subset, 10 power.

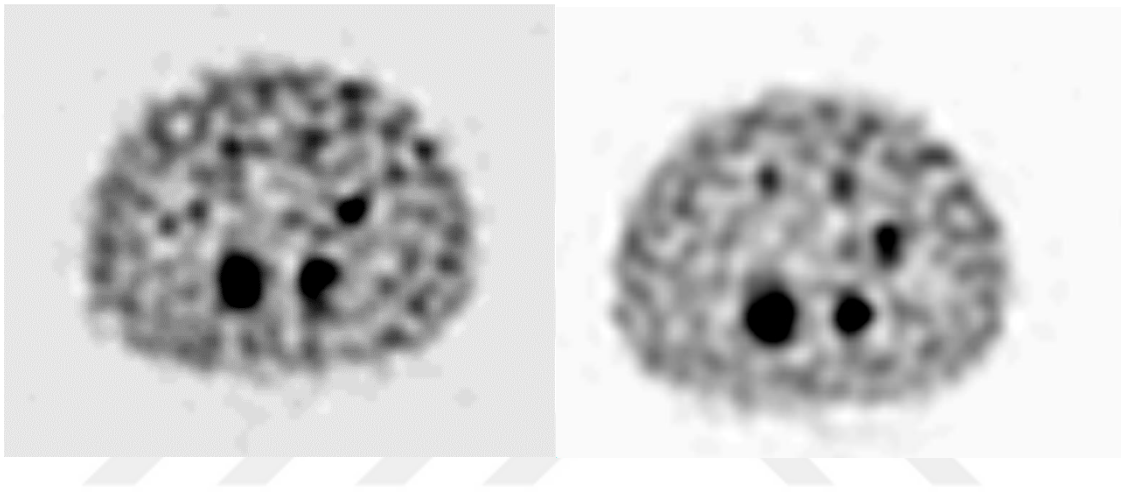
5.2.2. Subset Sayısı Etkisi

Radyonüklid tedavi görüntülemelerinde aktivite tutan tüm boyutlardaki lezyonların görüntülenebilmesi amaçlanır. Örnek olarak; 8 iterasyon ve 20 power örnek setini subset değişimine göre; 60 frame-10 saniye, 60 frame-20 saniye, 90 frame-10 saniye ve 90 frame-20 saniye çekimleri için inceleyelim.

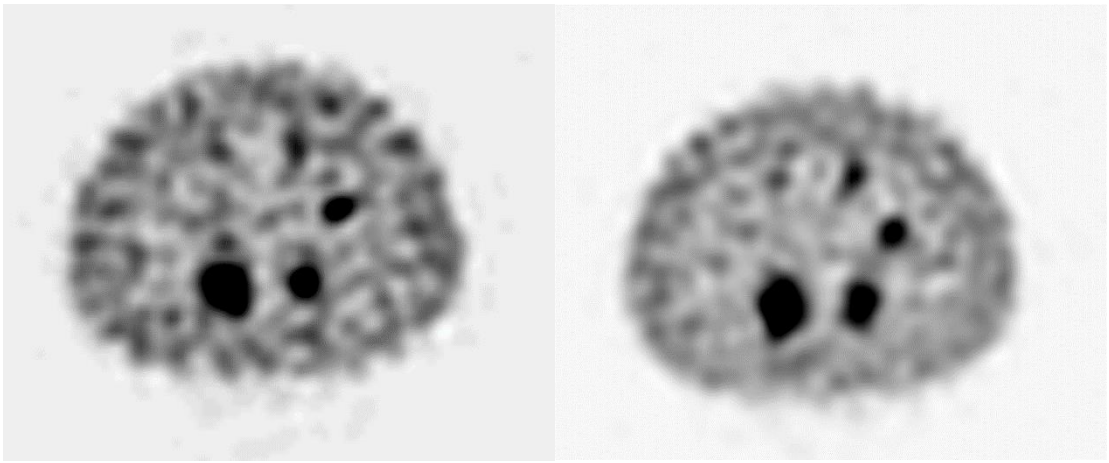
Subset değişiminin, 4 farklı çekimde, eşik (threshold)-hacim ilişkisine etkisi sırasıyla görüntü olarak Şekil 5.7, 5.8 ve 5.9'da verilmiştir. Ayrıca bu görüntülerden hareketle, eşik-hacim

ilişkisine subset değerinin etkisi grafik olarak Şekil 5.10, 5.11, 5.12 ve 5.13'te verilmiştir. Diğer çekim setlerinin etkileri bulgular kısmında verilen diğer görüntülerden incelenebilir.

Subset değerinin artışının hacim üzerindeki etkisine baktığımızda, 60 frame çekimlerinde 10 ve 20 subset değerinde 2. Lezyon görülebilirken, subset değeri 30 olduğunda, görüntü kalitesi artarken aynı zamanda artan gürültüden dolayı 1. ve 2. Lezyon görüntülenememektedir. 90 frame çekimiyle görüş açısı arttırılarak lezyon görünürlüğü artmaktadır ve 2. Lezyon tespit edilmektedir.

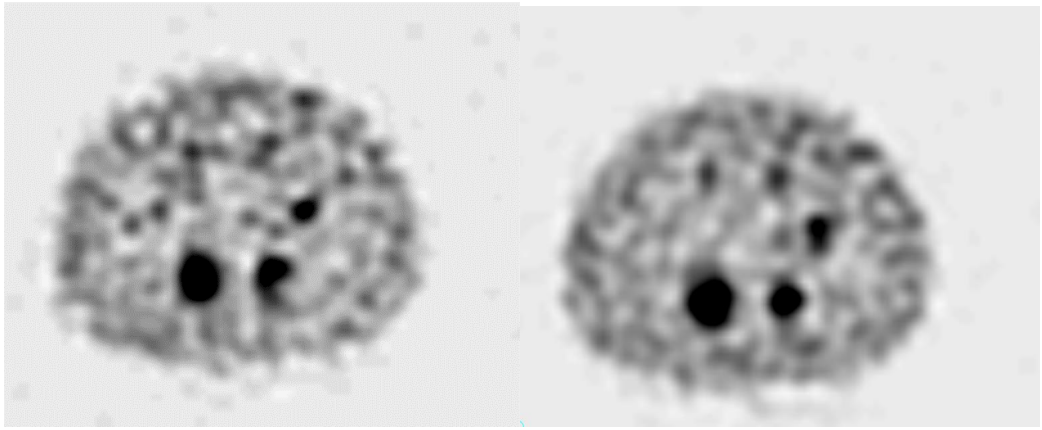


60 frame-10 saniye **60 frame-20 saniye**

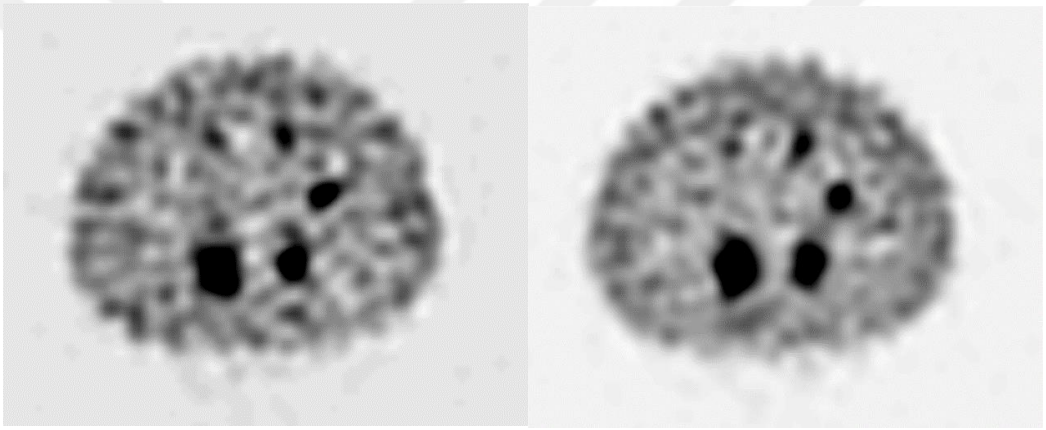


90 frame-10 saniye **90 frame-20 saniye**

Şekil 5.7: 8 iterasyon, 10 subset, 20 power çekimlerinde lezyonların görünürlüğü.

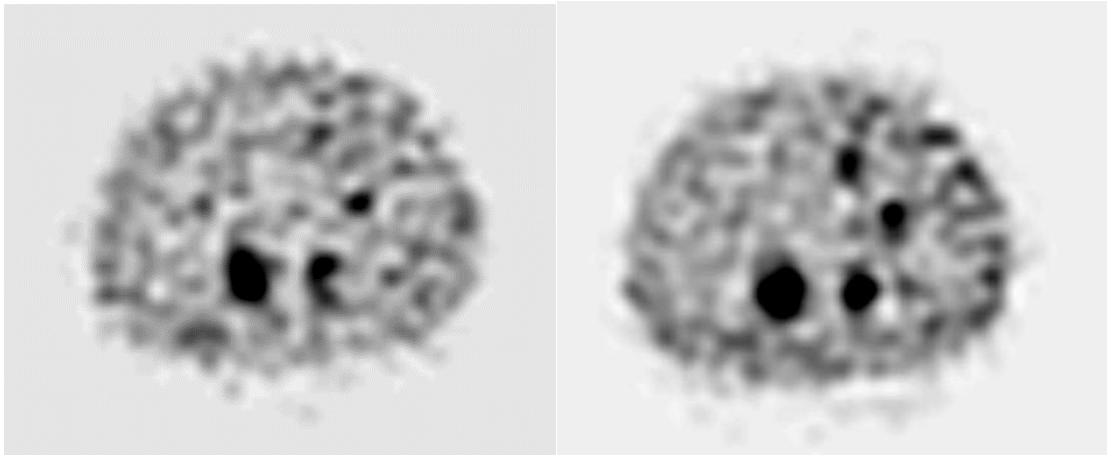


60 frame-10 saniye **60 frame-20 saniye**



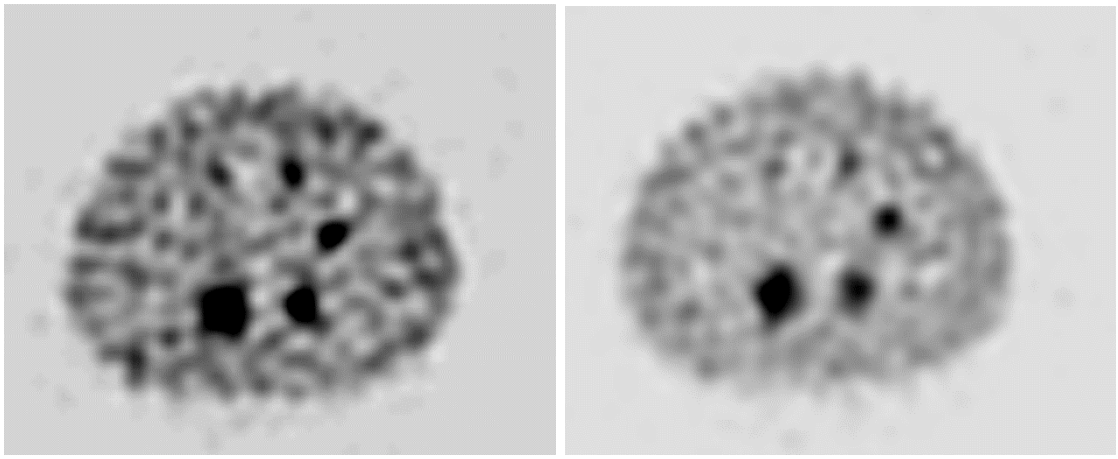
90 frame-10 saniye **90 frame-20 saniye**

Şekil 5.8: 8 iterasyon, 20 subset, 20 power çekimlerinde lezyonların görünürlüğü.



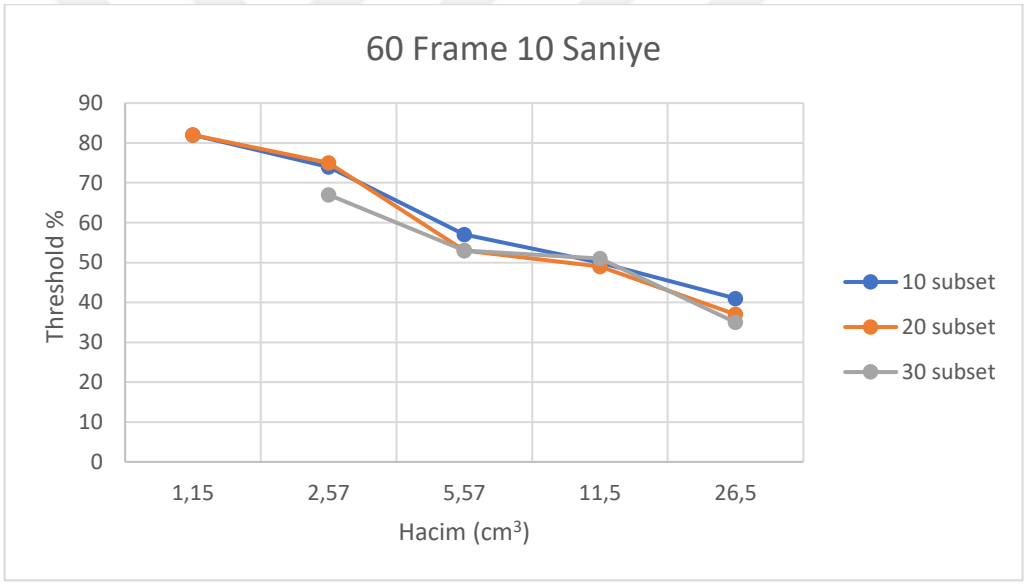
60 frame-10 saniye **60 frame-20 saniye**

Şekil 5.9: 8 iterasyon, 30 subset, 20 power çekimlerinde lezyonların görünürlüğü.

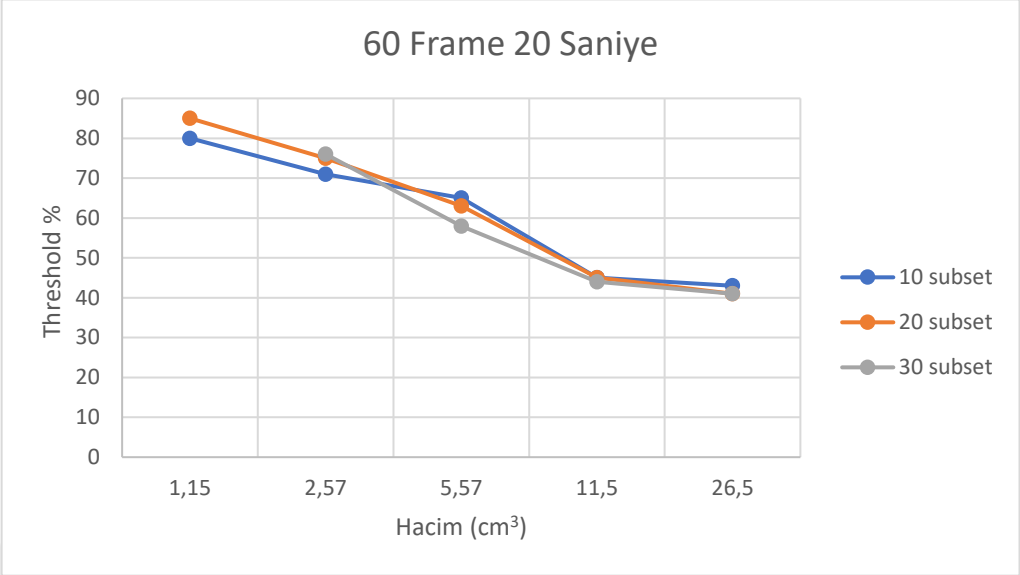


90 frame-10 saniye **90 frame-20 saniye**

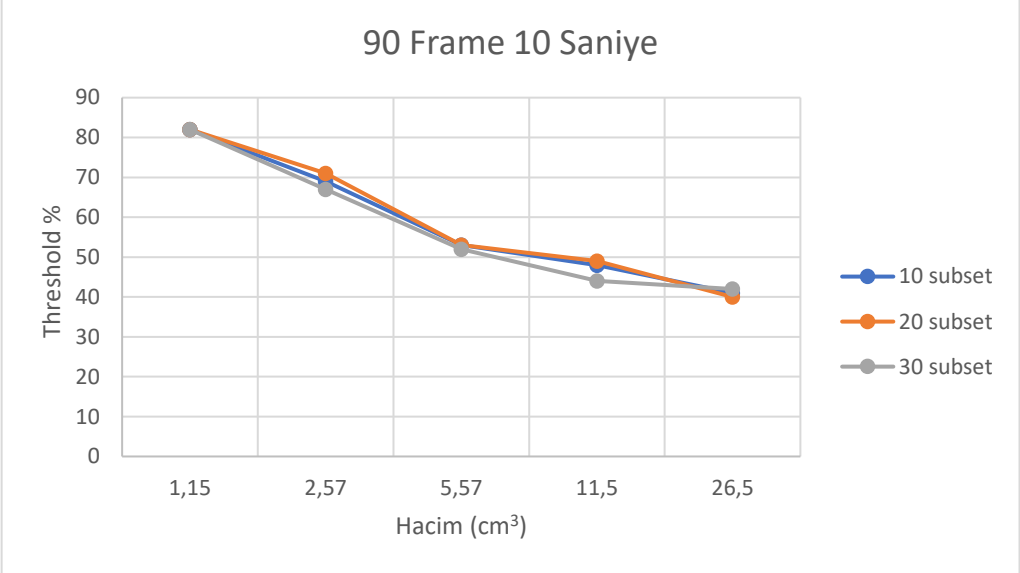
Şekil 5.9 (devam): 8 iterasyon, 30 subset, 20 power çekimlerinde lezyonların görünürlüğü.



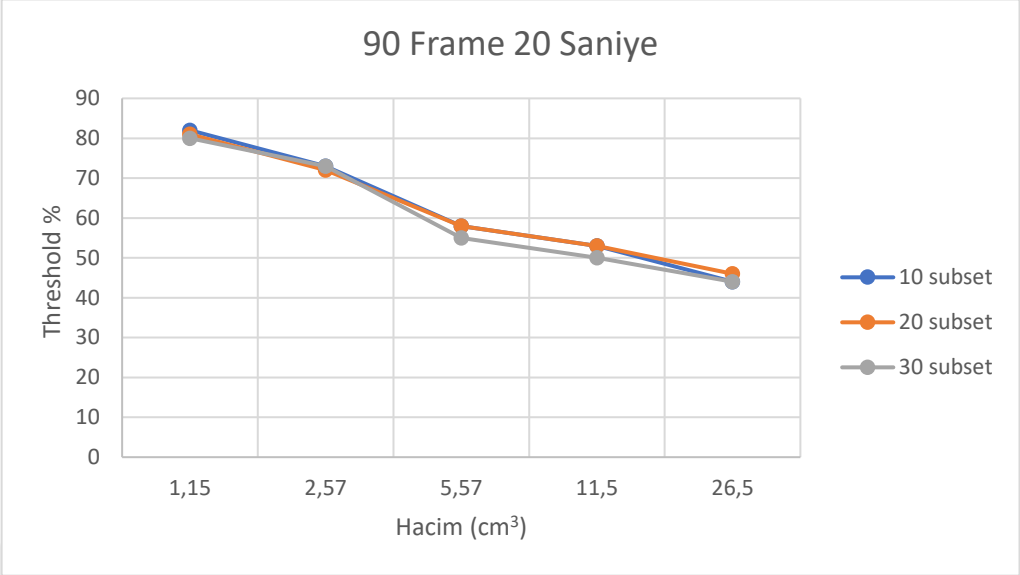
Şekil 5.10: 60 frame-10 saniye görüntülemede subset etkisi, 8 iterasyon, 20 power.



Şekil 5.11: 60 frame-20 saniye görüntülemede subset etkisi, 8 iterasyon, 20 power.



Şekil 5.12: 90 frame-10 saniye görüntülemede subset etkisi, 8 iterasyon, 20 power.

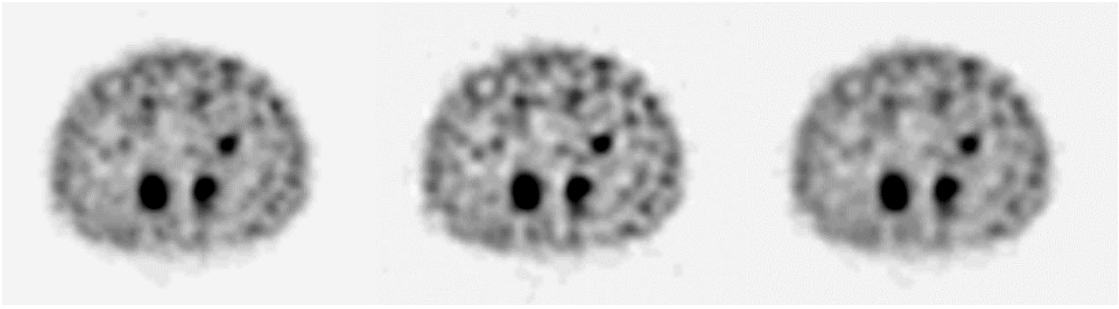


Şekil 5.13: 90 frame-20 saniye görüntülemede subset etkisi, 8 iterasyon, 20 power.

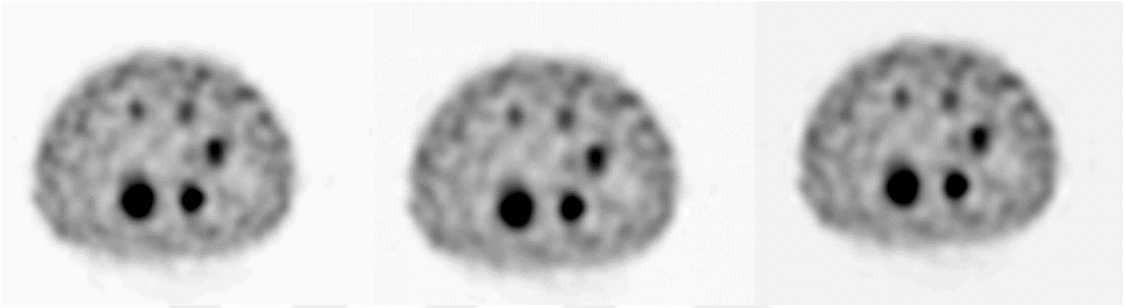
5.2.3. Power Değeri Etkisi

Örnek olarak; 2 iterasyon ve 10 subset örnek setini power değişimine göre; 60 frame-10 saniye, 60 frame-20 saniye, 90 frame-10 saniye ve 90 frame-20 saniye çekimleri için inceleyelim. Power değişiminin, 4 farklı çekimde, eşik (threshold)-hacim ilişkisine etkisi sırasıyla görüntü olarak Şekil 5.14, 5.15, 5.16 ve 5.17'de verilmiştir. Ayrıca bu görüntülerden hareketle, eşik-hacim ilişkisine power değerinin etkisi grafik olarak Şekil 5.18, 5.19, 5.20 ve 5.21'de verilmiştir. Diğer çekim setlerinin etkileri bulgular kısmında verilen diğer görüntülerden incelenebilir.

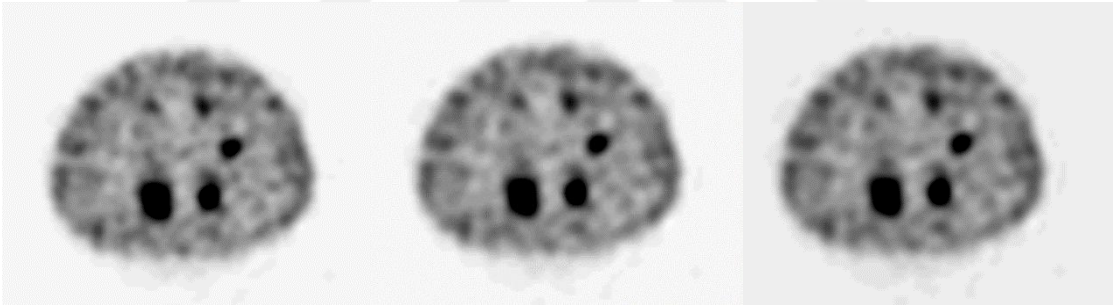
60 frame-10 saniye çekiminde power değişiminin etkisine baktığımızda, 2. Lezyon (1,15 cm^3) 30 power'da tespit edilememiştir. Süre ve frame sayısı artışında 2. Lezyonun görülebilirliği artarak, tespit edilebilmektedir. Lezyon görünürlüğü için kısa süreli çekimlerde, yüksek power filtresi tercih edilmemelidir.



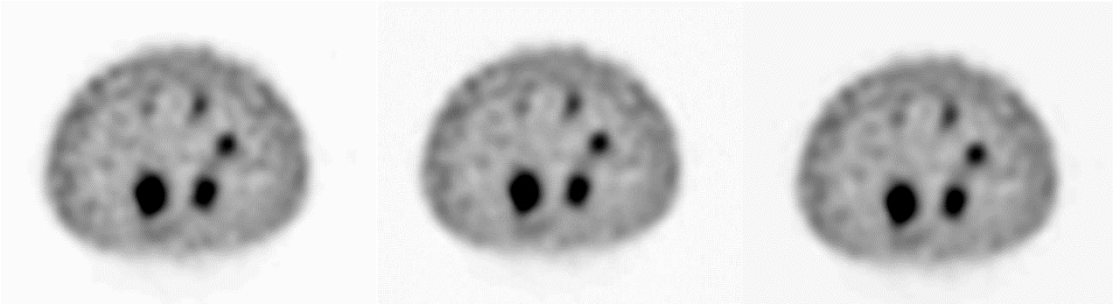
Şekil 5.14: 60 frame-10 saniye çekiminde power değişimi (soldan sağa 10, 20, 30 power).



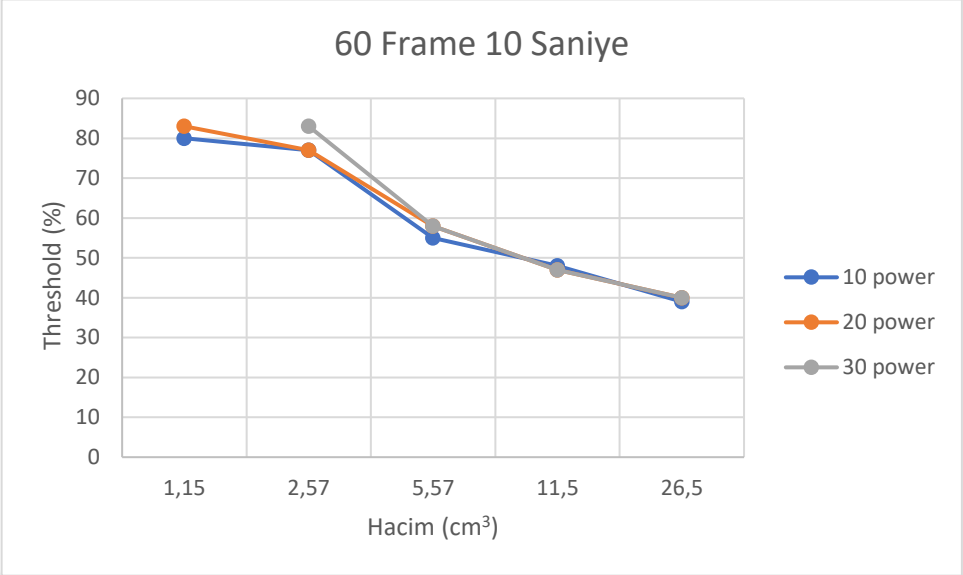
Şekil 5.15: 60 frame-20 saniye çekiminde power değişimi (soldan sağa 10, 20, 30 power).



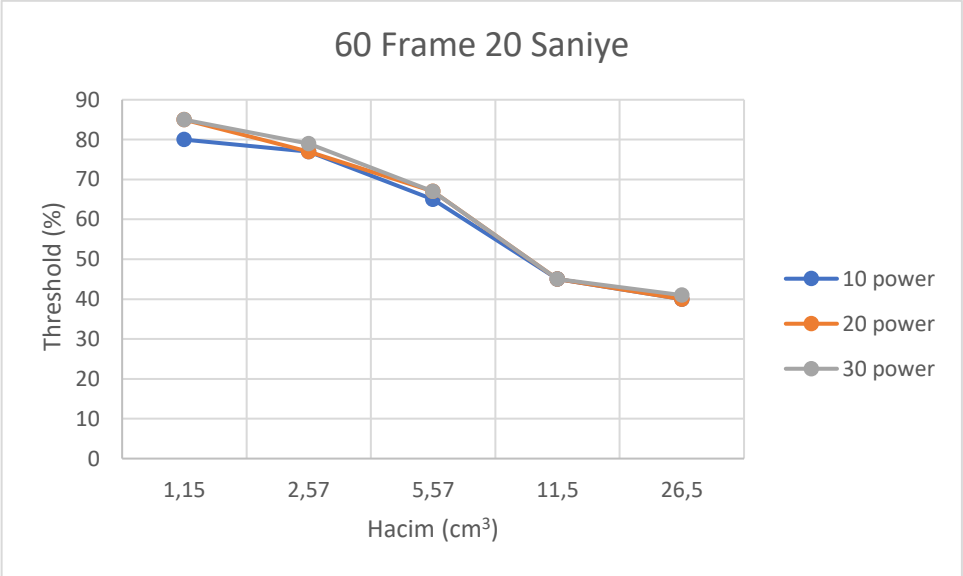
Şekil 5.16: 90 frame-10 saniye çekiminde power değişimi (soldan sağa 10, 20, 30 power).



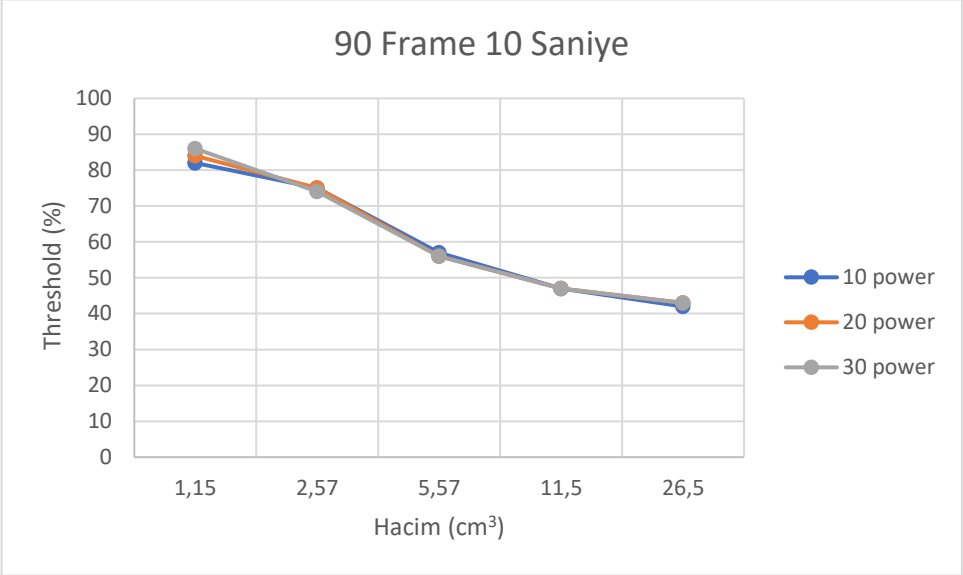
Şekil 5.17: 90 frame-20 saniye çekiminde power değişimi (soldan sağa 10, 20, 30 power).



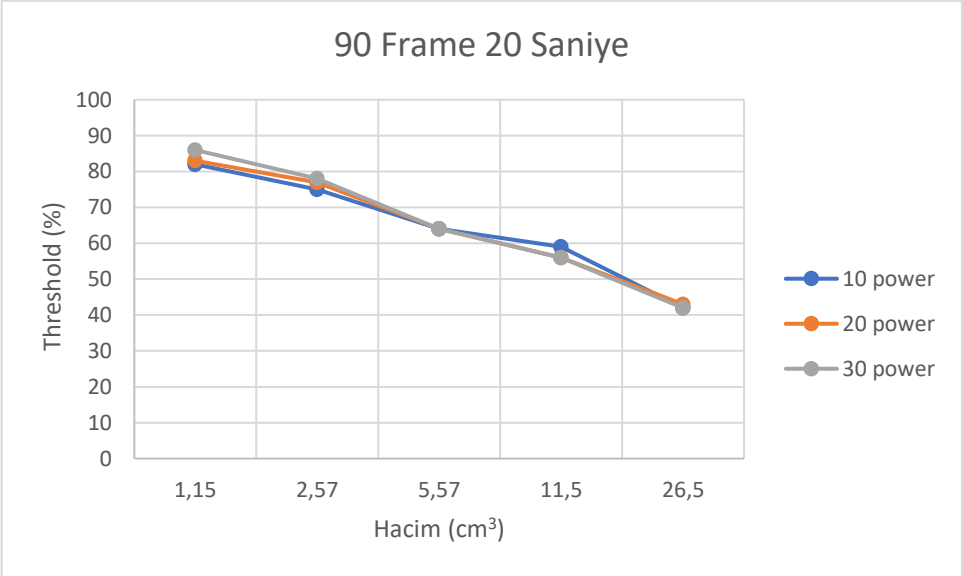
Şekil 5.18: 60 frame-10 saniye görüntülemede power etkisi, 2 iterasyon, 10 subset.



Şekil 5.19: 60 frame-20 saniye görüntülemede power etkisi, 2 iterasyon, 10 subset.



Şekil 5.20: 90 frame-10 saniye görüntülemede power etkisi, 2 iterasyon, 10 subset.



Şekil 5.21: 90 frame-20 saniye görüntülemede power etkisi, 2 iterasyon, 10 subset.

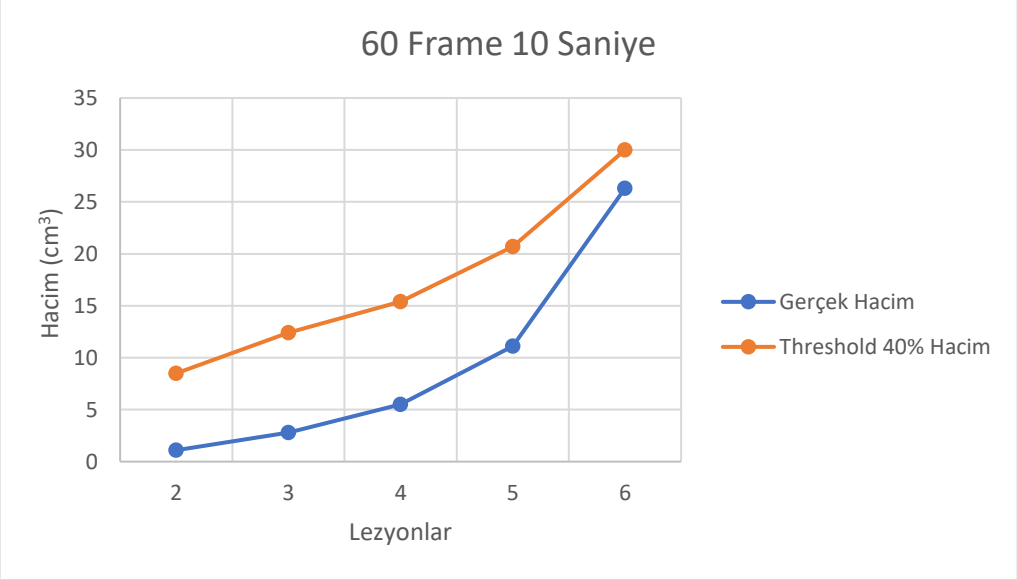
5.3. PARAMETRELERİN HESAPLANAN DOZ ÜZERİNE HATA ETKİLERİ

Bu kısımda hacim ve sayımın etkilerini inceledik. MIRD formülünü incelediğimizde dozu etkileyen parametreler sayım ve hacmin ortak etkisidir. Sayım/Hacim oranı bize doz ile ilgili veri sağlayacaktır. İkisinin aynı anda doz üzerine etkisine bakalım. Literatürde önerilen %40 eşik (threshold) değerine ve bizim bulduğumuz eşik değerlerine göre karşılaştırma yaptık.

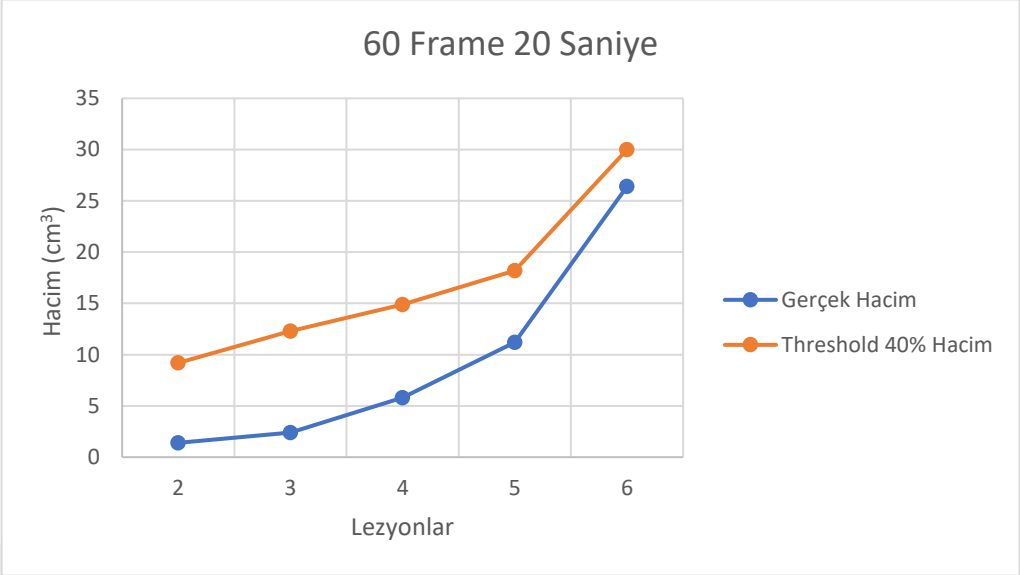
5.3.1. Gerçek Eşik (Threshold) ve %40 Eşik (Threshold) Değerleri Arasındaki Hacim Karşılaştırması

Lezyonların gerçek hacimlerinin ve %40 eşik değerine karşılık gelen hacimlerinin karşılaştırıldığı grafikler sırasıyla Şekil 5.22, 5.23, 5.24 ve 5.25'te gösterilmiştir. Örnek olarak; 16 iterasyon, 10 subset ve 20 power setinde; 60 frame-10 saniye, 60 frame-20 saniye, 90 frame-10 saniye ve 90 frame-20 saniye çekimleri incelenmiştir. Diğer çekim setlerinin etkileri bulgular kısmındaki verilerden incelenebilir.

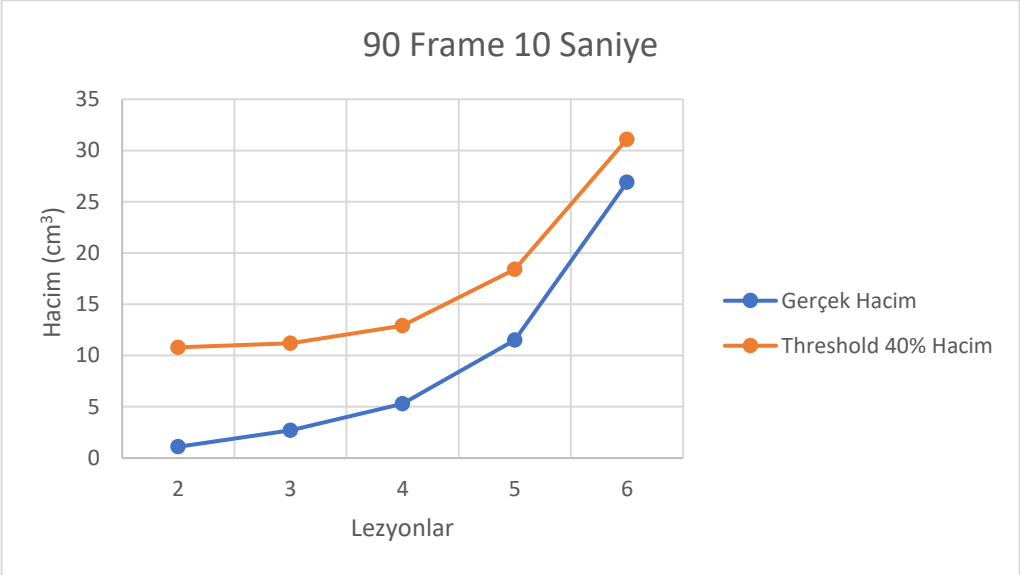
Grafikleri incelediğimizde; 6. lezyon (26,5 cm^3) için %40 eşik değerini kullanarak elde ettiğimiz hacim ile gerçek hacim değerleri birbirine yakındır. Fakat lezyon hacmi küçüldükçe bu iki değer arasındaki fark artarak, hata payı büyümektedir. Özellikle ideal görüntüleri elde ettiğimiz 90 Frame-20 Saniye çekimlerinde küçük lezyonlar için %40 eşik hacmi ile gerçek hacim arasındaki fark diğer çekim türlerine göre daha fazladır.



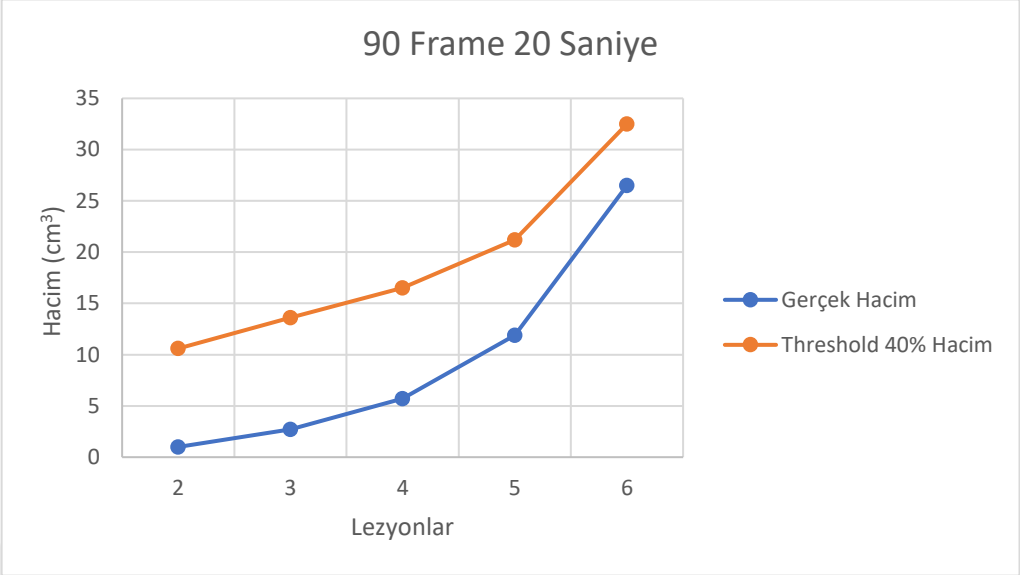
Şekil 5.22: 60 frame-10 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların hacim grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%82), 3. Lezyon (%71), 4. Lezyon (%54), 5. Lezyon (%48), 6. Lezyon (%41).



Şekil 5.23: 60 frame-20 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların hacim grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%81), 3. Lezyon (%76), 4. Lezyon (%64), 5. Lezyon (%44), 6. Lezyon (%44).



Şekil 5.24: 90 frame-10 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların hacim grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%82), 3. Lezyon (%69), 4. Lezyon (%53), 5. Lezyon (%41), 6. Lezyon (%48).

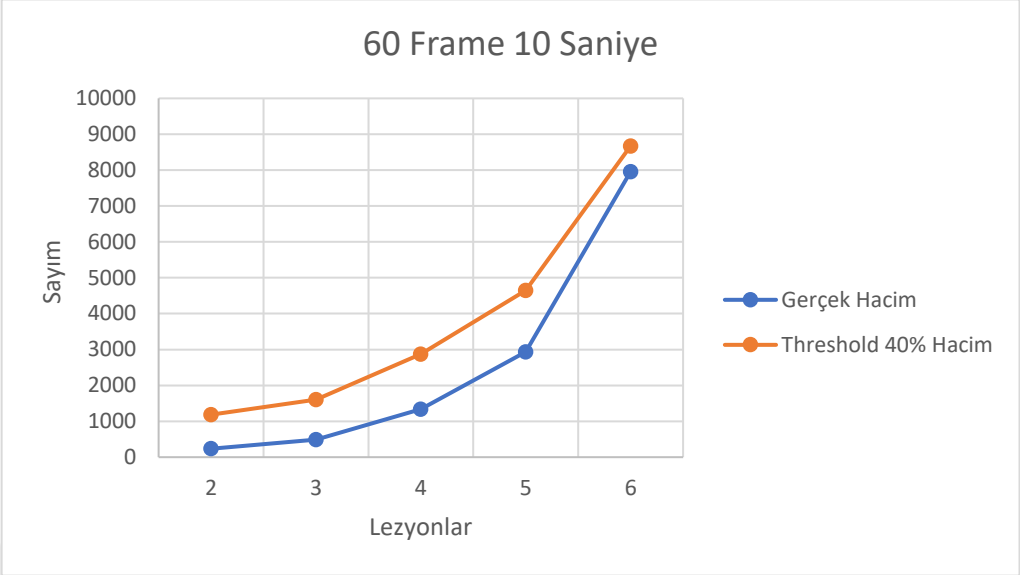


Şekil 5.25: 90 frame-20 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların hacim grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%81), 3. Lezyon (%71), 4. Lezyon (%58), 5. Lezyon (%59), 6. Lezyon (%45).

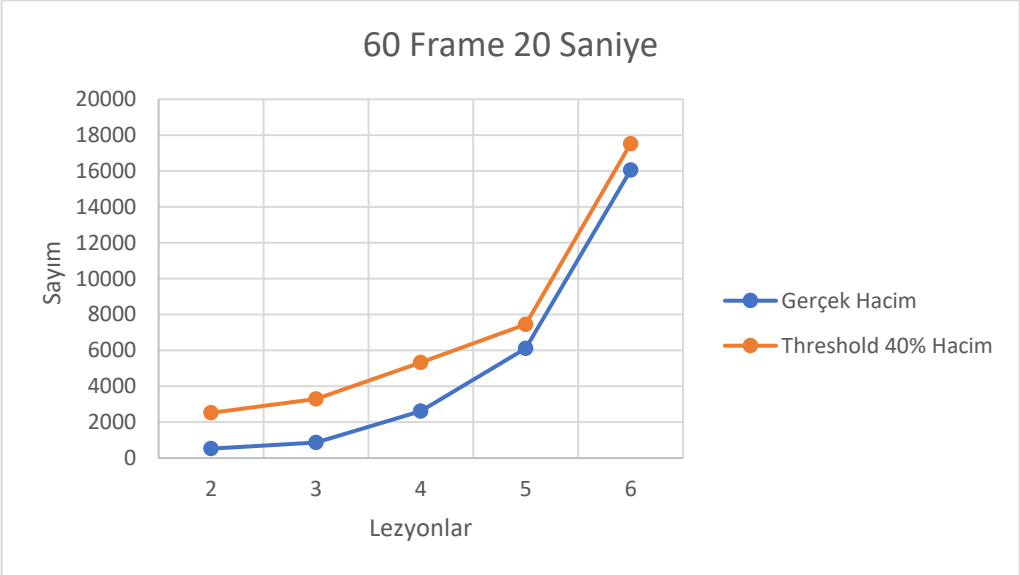
5.3.2. Gerçek Eşik (Threshold) ve %40 Eşik (Threshold) Değerleri Arasındaki Sayım Karşılaştırması

Lezyonların gerçek hacimlerine ve %40 eşik hacimlerine göre ölçülen sayım değerleri değişimi sırasıyla Şekil 5.26, 5.27, 5.28 ve 5.29'da gösterilmiştir. Örnek olarak; 16 iterasyon, 10 subset ve 20 power setinde; 60 frame-10 saniye, 60 frame-20 saniye, 90 frame-10 saniye ve 90 frame-20 saniye çekimleri incelenmiştir. Diğer çekim setlerinin etkileri bulgular kısmındaki verilerden incelenebilir.

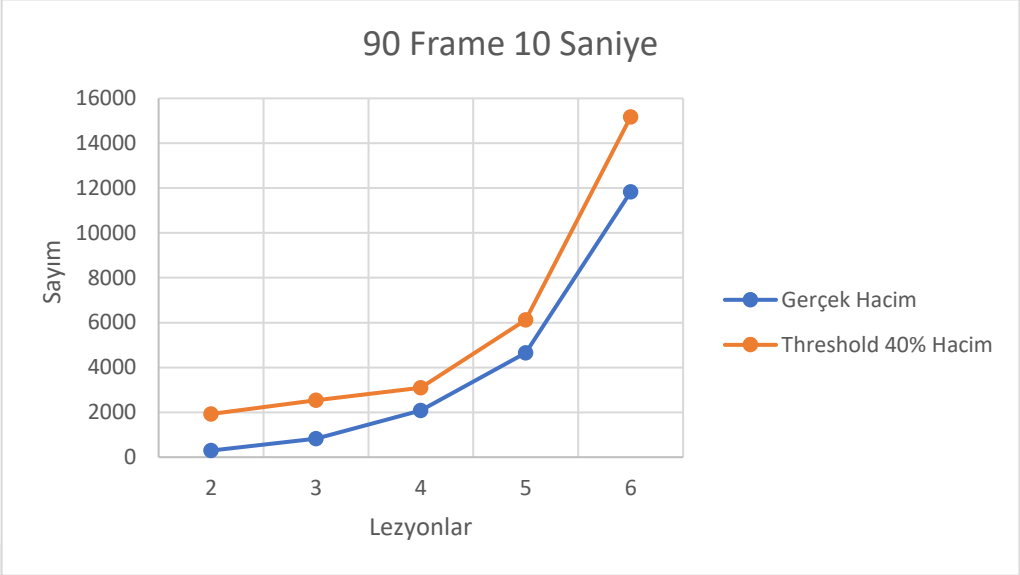
Grafikleri incelediğimizde; tüm çekim türlerinde gerçek hacimleri veren eşik değerlerini kullanarak elde ettiğimiz sayımlar ile %40 eşik değerine göre elde ettiğimiz sayım değerlerini kıyasladığımızda, %40 eşik değerlerinde sayımlar artmaktadır. Sayımlar aktivite hesabını etkilediği için doz hesaplamalarında da farklılıklar oluşur.



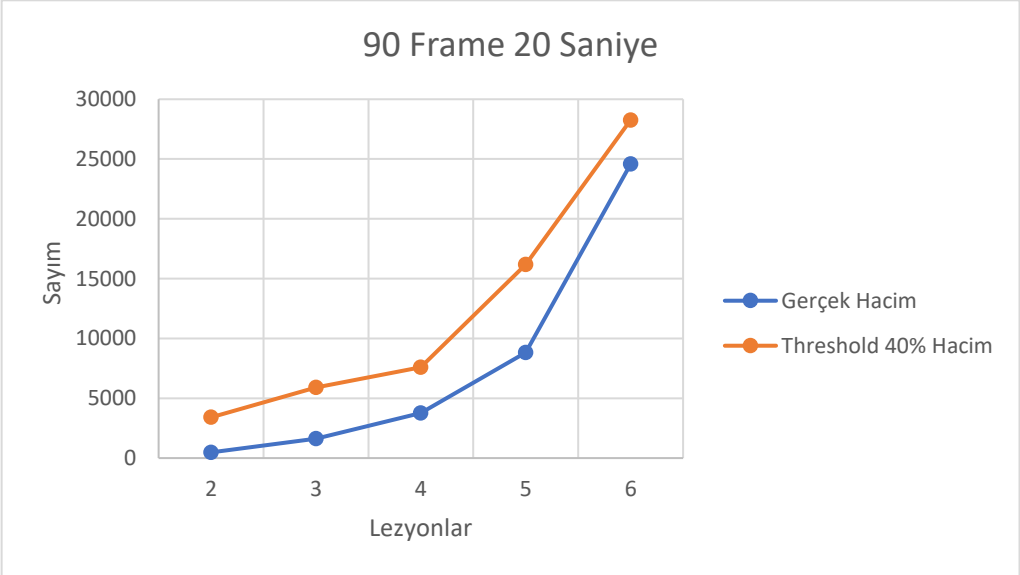
Şekil 5.26: 60 frame-10 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların sayım grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%82), 3. Lezyon (%71), 4. Lezyon (%54), 5. Lezyon (%48), 6. Lezyon (%41).



Şekil 5.27: 60 frame-20 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların sayım grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%81), 3. Lezyon (%76), 4. Lezyon (%64), 5. Lezyon (%44), 6. Lezyon (%44).



Şekil 5.28: 90 frame-10 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların sayım grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%82), 3. Lezyon (%69), 4. Lezyon (%53), 5. Lezyon (%41), 6. Lezyon (%48).



Şekil 5.29: 90 frame-20 saniye görüntülemede, 16 iterasyon, 10 subset, 20 power setinde lezyonların sayım grafiği. Gerçek hacmi veren eşik (threshold) değerleri; 2. Lezyon (%81), 3. Lezyon (%71), 4. Lezyon (%58), 5. Lezyon (%59), 6. Lezyon (%45).

5.4. GENEL DEĞERLENDİRME

Literatürde bizim çalışmamıza benzer çalışma sayısı sınırlıdır. Bunlardan biri Gabina ve arkadaşları tarafından yapılan fantom çalışmasında [11]; farklı hacimlere sahip küreler, prolat küreler ve basık küreler gibi farklı şekillerdeki nesnelerin, SPECT görüntülerde iyileşme

üzerine etkisi araştırılmıştır. Ayrıca eşik (threshold) yöntemi kullanılarak nesne şekli ile hacim ilişkisi incelenmiştir. Çalışmada fantomlar ^{177}Lu aktivesi ile doldurularak hazırlanmıştır. Görüntü veri toplama basamağında 60 frame/45 saniye çekimler yapılarak, görüntülerin yeniden elde edilmesinde 24 iterayon, 4 subset olarak sadece tek sette çalışılmıştır. Oysa bizim çalışmamız çok daha geniş bir set içermektedir. Sonuçları değerlendirdiğimizde; bizim sonuçlarımızdaki gibi küçük lezyonların daha yüksek eşik değeri ile gerçek hacmi verdiğini söylemişlerdir. Burada sınır değer 25 ml hacim değeridir. 25 ml'den büyük hacimler için sabit bir eşik dozu kullanılabilir. Im ve arkadaşlarının çalışmasında önerdiği [6], aktivite tutulumu olan bölgenin sınırlarının belirlenmesinde %40 veya %42 sabit bir eşik değeri kullanılabilir. Daha küçük hacimler için sabit eşik değeri kullanmak hacmi yanlış hesaplamamıza neden olacaktır. Bu hacim değeri bizim çalışmamızda yaklaşık olarak 6. Lezyon (26,5 cm^3) boyutuna denk gelmektedir. Bu boyuttan daha küçük boyutlarda her bir set için doğru hacmi elde etmek için kullanmamız gereken eşik değeri çalışmamızda yer almaktadır.

Hacim belirleme aşamasında karşılaştığımız sorunlardan bir diğeri de kısmi hacim etkisiydi (partial volume effect, PVE). Gama kameraların zayıf uzaysal çözünürlüğü, ilgi alanı (region of interest, ROI) sayımlarının çevredeki dokulara taşınmasına sebep olur. Bu nedenle PVE, aktivite konsantrasyonunun sistematik olarak düşük tahmin edilmesine yol açar. ROI boyutu küçüldükçe, PVE etkisi daha büyük olur [59]. Çalışmamızda da küçük lezyonların hacmini belirlerken bu etkiyi görüyoruz. PVE etkisi ile ROI dışındaki sinyalin içe aktarılması ile küçük lezyonlar daha büyük görünmektedir. Dolayısı ile doğru hacmi belirlememiz için eşik değerini büyültüyoruz. Kalibrasyon faktörü tayininde, geleneksel olarak kullanılan fantomlara alternatif olarak insan benzeri fantom oluşturmanın amaçlandığı bir çalışmada [10], kalibrasyon faktörü belirlemede standart bir hacmin kullanılmadığı ve bu hacmi belirlerken PVE etkisinin önemli bir sorun oluşturduğu vurgulanmıştır. Bu amaçla çeşitli boyutlardaki kürelerde PVE etkisinin araştırılması ile maksimum 26,5 cm^3 hacminden büyük hacimlerde PVE etkisinin kaybolduğu, etkinin bu boyuttan küçük hacimlerde görüldüğü bildirilmiştir. Bizim de 6. Lezyon (26,5 cm^3)'dan daha küçük lezyonlarda eşik etkisini görmemiz PVE etkisini göstererek, çalışmayı desteklemektedir. Çalışmamızın sonucuna göre; doğru hacmi belirlemek için önerdiğimiz çekim koşulları ve rekontrüksiyon setlerini kullanmak PVE etkisinden doğan sorunların azaltılması için etkili olacaktır.

5.5. SONUÇ

Elde ettiğimiz sonuçları değerlendirdiğimizde, hacim belirleme parametrelerinin tüm kombinasyonlarında lezyon hacmi küçüldükçe eşik (threshold) değeri artmaktadır. Dozimetrik hesaplamalarda kullanılan %40 eşik değerine göre, lezyonların hacim değerleri incelendiğinde gerçek boyutlarından sapmalar gözlenmiştir. Bu nedenle, her lezyon için %40 eşik değerini kullanmak lezyon hacmini yanlış hesaplamamıza ve dolayısıyla dozimetrik hesaplamalarda hataya neden olur.

Tüm lezyonlar ve kombinasyonlar göz önüne alındığında, gerçeğe göre ne kadar hata yaptığımızı hesapladık. Örnek olarak; Tablo 5.5, 5.6, 5.7, 5.8 ve 5.9'da her lezyon için ayrı olacak şekilde, 90 frame-20 saniye için hata oranlarını hesapladık. Tablolarda parantez içinde verilen değerler, gerçek hacmi elde ettiğimiz threshold değerleridir.

Tablo 5.5: 90 frame-20 saniye görüntülemede 2. Lezyonun Sayım/Hacim hata oranları.

90 FR 20 S			2.Lezyon Sayım/Hacim		% HATA
İterasyon	Subset	Power	G.H.V ThS' ye göre	%40 ThS'ye Göre	
2	30	20	486 (%81)	371	-23,66
4	30	20	488 (%80)	371	-23,98
8	30	20	517 (%80)	374	-27,66
16	30	20	517 (%80)	374	-27,66
20	30	20	517 (%80)	372	-28,05

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 5.6: 90 frame-20 saniye görüntülemede 3. Lezyonun Sayım/Hacim hata oranları.

90 FR 20 S			3.Lezyon Sayım/Hacim		% HATA
İterasyon	Subset	Power	G.H.V ThS' ye göre	%40 ThS'ye Göre	
2	30	20	584 (%74)	445	-23,80
4	30	20	588 (%73)	460	-21,77
8	30	20	604 (%73)	461	-23,68
16	30	20	604 (%73)	457	-24,34
20	30	20	605 (%73)	458	-24,30

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 5.7: 90 frame-20 saniye görüntülemede 4. Lezyonun Sayım/Hacim hata oranları.

90 FR 20 S			4.Lezyon Sayım/Hacim		% HATA
İterasyon	Subset	Power	G.H.V ThS' ye göre	%40 ThS'ye Göre	
2	30	20	715 (%55)	591	-17,34
4	30	20	702 (%55)	576	-17,95
8	30	20	701 (%55)	586	-16,41
16	30	20	701 (%55)	580	-17,26
20	30	20	701 (%55)	591	-15,69

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 5.8: 90 frame-20 saniye görüntülemede 5. Lezyonun Sayım/Hacim hata oranları.

90 FR 20 S			5.Lezyon Sayım/Hacim		% HATA
İterasyon	Subset	Power	G.H.V ThS' ye göre	%40 ThS'ye Göre	
2	30	20	701 (%55)	578	-17,55
4	30	20	697 (%55)	566	-18,79
8	30	20	702 (%55)	572	-18,52
16	30	20	701 (%55)	568	-18,97
20	30	20	700 (%55)	576	-17,71

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tablo 5.9: 90 frame-20 saniye görüntülemede 6. Lezyonun Sayım/Hacim hata oranları.

90 FR 20 S			6.Lezyon Sayım/Hacim		% HATA
İterasyon	Subset	Power	G.H.V ThS' ye göre	%40 ThS'ye Göre	
2	30	20	852 (%44)	810	-4,93
4	30	20	853 (%44)	809	-5,16
8	30	20	853 (%44)	799	-6,33
16	30	20	849 (%44)	796	-6,24
20	30	20	850 (%44)	797	-6,24

*G.H.V: Gerçek Hacmi Veren, ThS: Threshold.

Tabloda sayım ve hacim değerlerinin ortak etkisi görülmektedir. Bu etki en küçük lezyonda %28 en büyük lezyonda ise %5 dolayında etkili olmaktadır. Bu çalışmanın sonunca MTV tanımlamada literatürde genel bir değer olan %40 değerinin özellikle küçük lezyonlar için uygulanamayacağı sonucu görülmektedir. Ayrıca MTV'nin yanlış tespiti durumunda MIRD dozimetrisi üzerindeki (tümör dozu değeri) hata miktarları da tespit edilmiştir.

Bu tez sonucunda; 90 Frame-20 Saniye değerlerinin en güvenilir data toplama şartları olduğu ve ayrıca tüm lezyonlar göz önüne alındığında 4 İterasyon-30 Subset-20 Power seti verilerinin dozimetrik hesaplamalar için en doğru sonuçları verdiği tespit edilmiştir. Bu parametreler

dozimetre protoklü için uygundur. Görüntüleme protokolleri dozimetre protokolünden farklı olduğu için, klinik uygulamalarda farklı protokoller uygulanabilir.

Radyonüklid tedaviler gün geçtikçe artan uygulamaları ile nükleer tıp biliminde önemli bir yere sahiptir. Yapılan tedavinin değerlendirilmesinde ve başarısında dozimetrik hesaplamanın doğru yapılması hayati öneme sahiptir. Dozimetrik hesaplamalar birçok parametreye bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Biz çalışmamızda; hacim parametresinin dozimetrik hesaplamalara etkisini göstererek, kendi kliniğimiz için doğru hacmi veren uygun çekim şartları ve rekontrüksiyon parametrelerini belirledik. Dozimetri yapan kliniklerin, kendi çekim parametrelerine göre lezyon boyutlarına uygun eşik değerlerini tespit etmesi dozimetrenin doğruluğu açısından önem taşımaktadır. Böylece radyonüklid tedavi başarıları daha çok artış gösterecektir.

KAYNAKLAR

[1]. Kessara, A., 2021, *Nükleer Tıp Fiziği*, İksad, Ankara, ISBN: 978-625-8007-24-4.

[2]. Hışır, D., Ekinci M., & Özdemir, D. İ., 2022, Current Approaches to Targeted Therapy: Lutetium-177 Labeled Radiopharmaceuticals. *Ankara Ecz. Fak. Derg.*, 46(1): 209-230.

[3]. Blankenberg, F. G., & Strauss, H. W., 2002, Nuclear Medicine Applications in Molecular İmaging, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 16: 352-361.

[4]. Stanley, J., Goldsmith, M. D., 2020, Targeted Radionuclide Therapy: A Historical and Personal Review, *Seminars in Nuclear Medicine*, 50(1): 87-97.

[5]. Stabin, M., 2006, Nuclear Medicine Dosimetry, *Physics in Medicine and Biology* 51(13):187-202.

[6]. Im, H. J., Bradshaw, T., Solaiyappan, M., & Cho, S. Y., 2018, Current Methods to Define Metabolic Tumor Volume in Positron Emission Tomography: Which One is Better? *Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 52:5-15.

[7]. Erdi, Y. E., Mawlawi, O., Larson, S., et al., 1997, Segmentation of Lung Lesion Volume by Adaptive Positron Emission Tomography İmage Thresholding, *Sixth Conferance on Radioimmunodetection and Radioimmunotherapy of Cancer*, 80(12):2505–2509.

[8]. Bailey, D. L., & Willowson, K. P., 2014, Quantitative SPECT/CT: SPECT Joins PET as a Quantitative İmaging Modality, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 41(1):17-25.

[9]. Soret, M., Bacharach, S. L., & Buvat, I., 2007, Partial-Volume Effect in PET Tumor Imaging, *The Journal of Nuclear Medicine*, 48(6): 932-945.

[10]. Kovan, B., Demir B., Işık, E. G., et al. 2023, An Anthropomorphic Body Phantom for the Determination of Calibration Factor in Radionuclide Treatment Dosimetry, *Radiation Protection Dosimetry*, 199(12): 1274-1283, Oxford University, https://doi.org/10.1093/rpd/ncad176.

[11]. Gabiña, P. M., Fuertes, T. M., Inés Jauregui, I., et al., 2023, Activity Recovery for Differently Shaped Objects in Quantitative SPECT, *Physics in Medicine and Biology*, 68, Institute of Physics and Engineering in Medicine, https://doi.org/10.1088/1361-6560/acd982.

[12]. Early, P. J, 1995, Use Of Diagnostic Radionuclides in Medicine, *Health Physics Society*, 69(5): 649-661.

[13]. Kabasakal, L., 2015, Ancestor of Theranostic Approach: Radioactive Iodine "A Prologue to Radionuclide Therapy." *Nuclear Medicine Seminars*, Galenos Publishing, 2:85–91, https://doi.org/10.4274/nts.2015.015.

[14]. Pani, R., Soluri, A., Scafe, R., et al., 1999, Multi-PSPMT Scintillation Camera, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 46, No. 3.

[15]. Seibert, J. A., 2014, Iterative Reconstruction: How It Works, How to Apply It, *Pediatr. Radiol.*, 44(3): 431-439.

[16]. Koç, H., Aksu, D., 2015, *Tomografi & PET-CT Hasta Hazırlık ve Çekim Pozisyonları*, Kongre Kitapevi, İstanbul, ISBN: 978-605-6576-70-6.

[17]. Özgüven, S., Öneş, T., 2016, Single Photon Emission Computed Tomography/Computed Tomography in Treatment Planning, *Nuclear Medicine Seminars*, Galenos Publishing, 1:31–36, https://doi.org/10.4274/nts.2016.005.

[18]. Handa, Y., 2013, History of Positron Emission Tomography, *International Journal of Applied Engineering Research*, Vol. 8, No. 1, 73-80.

[19]. Tunçman D., Kovan, B., Poyraz, L., et al., 2015, Gama Kameraların Kalite Kontrol Testleri, *SDU Journal of Science*, 10(1): 75-84.

[20]. Adalet, I., Mudun, A., Ünal S. N., & Türkmen, C., *Nükleer Tıp Ders Kitabı*, İstanbul Üniversitesi Yayın No: 5041, ISBN: 978-975-404-902-2.

[21]. Morgan, K. A., Rudd, S. E., Noor, A., & Donnelly, P. S., 2023, Theranostic Nuclear Medicine with Gallium-68, Lutetium-177, Copper-64/67, Actinium-225, and Lead-212/203 Radionuclides, *Chemical Reviews*, 123(20): 12004-12035.

[22]. Poty, S., Francesconi, L. C., McDevitt, M. R., et al., 2018, α-Emitters for Radiotherapy: From Basic Radiochemistry to Clinical Studies-Part 2, *Journal of Nuclear Medicine*, 59:1020-1027.

[23]. Bilgiç, S., Demirci, E., Selçuk, N., & Kabasakal, L., 2021, PRRT in NET's: Lu-177 PRRT and New Scope Alpha Treatment. *Nuclear Medicine Seminars*, Galenos Publishing, 7:300-309.

[24]. Ünak, P., & Tutun, E., 2023, Current Approach to Potential Alpha Particle Emiting Radionuclides for Alpha Radionuclide Therapy, *Nuclear Medicine Seminars*, Galenos Publishing, 9:7-15, https://doi.org/10.4274/nts.galenos.2023.0002.

[25]. Ocak, M., Akit, A. A., & Ünak, P., 2023, Targeted Alpha Radionuclide Therapy (TAT)-Ac-225 Radiopharmaceuticals. *Nuclear Medicine Seminars*, Galenos Publishing, 9:16–24, https://doi.org/10.4274/nts.galenos.2023.0003.

[26]. Thorek, D. L.J., Ku, A. T., Mitsiades, N., et al., 2019, Harnessing Androgen Receptor Pathway Activation for Targeted Alpha Particle Radioimmunotherapy of Breast Cancer, *Clinical Cancer Research*, 25(2): 881-891.

[27]. Bailly, C., Vidal, A., Bonnemaire, C., et al, 2019, Potential for Nuclear Medicine Therapy for Glioblastoma Treatment. *Frontiers in Pharmacology*, 10: 772.

[28]. Almqvist, Y., 2008, *Preclinical Evaluation of a Radiolabelled Antibody*, Doctor's Degree, Faculty of Medicine.

[29]. Eary, J. F., & Brenner, W., 2007, *Nuclear Medicine Therapy,* Informa Healthcare.

[30]. Kalaycı, Y., 2005, *Enerji Dağınımlı X-Işını Floresans (EDXRF) ile Bileşiklerdeki Kimyasal Kaymanın İncelenmesi*, Doktora, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.

[31]. Kassis, A. I., 2003, Cancer Therapy with Auger Electrons: Are We Almost There, *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 44, No. 9, 1479-1481.

[32]. Uygur, E., Sezgin C., Parlak, Y., et al., 2023, The Radiolabeling of [161Tb]-PSMA-617 by a Novel Radiolabeling Method and Preclinical Evaluation by In Vitro/In Vivo Methods, *Research Square*, https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-3415703/v1.

[33]. Bailey, D L., Humm, J. L., Todd-Pokropek, A., & Van Aswegen, A., 2014, *Nuclear Medicine Physics A Handbook for Teachers and Students*, International Atomic Energy Agency, ISBN 978–92–0–143810–2.

[34]. Groch, M. W., & Erwin, W. D., 2000, SPECT in the Year 2000: Basic Principles, *J. Nucl. Med. Technol*., 28(4): 233-244.

[35]. Mutlu, E., Kovan, B., Işık, E. G., Demir, B. & Kuyumcu, S., 2023, Investigation of Centering Problem in the Cadmium Zinc Telluride (CZT) Cardiac Camera, *Middle East Journal of Science*, 9(2), 57-66.

[36]. Baş, M. C., 2005, *Fokal, Malignite Şüphesi Gösteren Akciğer Lezyonlarının Anatomik Lokalizasyonları ve Plevral, Fissürel İlişkilerinin Çok Dedektör Sıralı Bilgisayarlı Tomografi Cihazları ile İncelenmesi*, Doktora, Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi.

[37]. Perez K. L., Mann S. D., Pachon J. H., et al., 2010, Is SPECT or CT Based Attenuation Correction More Quantitatively Accurate for Dedicated Breast SPECT Acquired with Non- Traditional Trajectories, *Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2319-2324.

[38]. Peters, S. M.B., Viol, S. L. M., Niels R. Van Der Werf, N. R., et al., 2020, Variability in Lutetium-177 SPECT Quantification Between Different State-of-the-art SPECT/CT Systems, *EJNMMI Physics*, 7:9.

[39]. Kovan, B., 2024, The Effects of Kilovoltage (kV) and Milliampere Seconds (mAs) Values for SPECT Attenuation Correction: An Anthropomorphic Phantom Study, *Applied Radiation and Isotopes*, 204, https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2023.111118.

[40]. Patton, J. A., & Turkington, T. G., 2008, SPECT/CT Physical Principles and Attenuation Correction, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 36(1): 1–10.

[41]. Ferrari, M., Marco, P. D., Origgi, D., & Pedroli, G., 2014, SPECT/CT Radiation Dosimetry, *Clinical and Translational Imaging*, 2: 557-569.

[42]. Powsner, R. A., & Powsner, E. R., 2006, *Essential Nuclear Medicine Physics*, Blackwell Publishing.

[43]. Bor, D., 2009, *Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri*, Bilim Yayınları, Ankara, ISBN: 978-975-556-068-7.

[44]. Erdi, Y. E., Wessels, B. W., Loew, M. H., & Erdi, A. K., 1995, Threshold Estimation in Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) and Planar Imaging for Clinical Radioimmunotherapy, *Cancer Research*, 55: 5823-5826.

[45]. Karaaslan, Ş. İ., Toklu, T. & Selçuk, N., 2015, Patient Based Dosimetric Methods in Radionuclide Treatment, *Nuclear Medicine Seminars*, Galenos Publishing, 3:150–157, https://doi.org/10.4274/nts.0024.

[46]. Cristy M., & Eckerman K. F., 1987, *Specific Absorbed Fraction of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources. I. Methods*, OAK Ridge National Laboratory.

[47]. Stabin, M. G., & Siegel, J. A., 2003, Physical Models and Dose Factors for use in Internal Dose Assessment, *Health Physics Society*, 85(3): 294-310.

[48]. Keane, G., Van Rooij, R., Lam, M., et al, 2024, An International Phantom Study of Inter-site Variability in Technetium-99m Image Quantification: Analyses From the Target Radioembolization Study, *EJNMMI Physics*, 11(46), https://doi.org/10.1186/s40658-024-00647-x.

[49]. Fernández, R., Eppard, E., Lehnert, W., et al., 2021, Evaluation of Safety and Dosimetry of 177Lu-DOTA-ZOL for Therapy of Bone Metastases, *Journal of Nuclear Medicine* 62:1126–1132, https://doi.org/10.2967/jnumed.120.255851.

[50]. Kuyumcu, S., Kovan, B., Sanli, Y., et al., 2021, Safety of Fibroblast Activation Protein-Targeted Radionuclide Therapy by a Low-Dose Dosimetric Approach Using 177Lu-FAPI04, *Clinical Nuclear Medicine*, 46(8):641-646.

[51]. Lassmann, M., Reiners, C., & Luster, M., 2010, Dosimetry and Thyroid Cancer: The Individual Dosage of Radioiodine, *Endocrine-Related Cancer*, 17:161-172, https://doi.org/10.1677/ERC-10-0071.

[52]. Sivrikoz, İ., Uçmak, G., Çapa, G., et al., 2021, Procedure Guidelines for Lu-177 PSMA Radyoligand Treatment, *Nuclear Medicine Seminars*, Galenos Publishing, 6:385–396.

[53]. Kuznetsov, R. A., Bobrovskaya, K. S., Svetukhin, V. V., et al., 2019, Production of Lutetium-177: Process Aspects. *Radiochemistry*, 61(4): 381-395.

[54]. Banerjee, S., Pillai, M. R. A., & Knapp, F. F., 2015, Lutetium-177 Therapeutic Radiopharmaceuticals: Linking Chemistry, Radiochemistry, and Practical Applications, *Chemical Reviews*, 115(8), https://doi.org/10.1021/cr500171e.

[55]. Yeong, C. H., Cheng, M., & Hoong Ng, K., 2014, Therapeutic Radionuclides in Nuclear Medicine: Current and Future Prospects, *Journal of Zhejiang University: Science B.*, 15(10):845-863.

[56]. Yadav, M. P., Ballal, S., Sahoo, R. K., et al., 2019, Radioligand Therapy with 177Lu-PSMA for Metastatic Castration-Resistant Prostate Cancer: A systematic Review and Meta-Analysis, *American Journal of Roentgenology*, 213(2):275-285.

[57]. Emmett, L., Willowson, K., Violet, J., et al., 2017, Lutetium 177 PSMA Radionuclide Therapy for Men with Prostate Cancer: a Review of the Current Literature and Discussion of Practical Aspects of Therapy, *Journal of Medical Radiation Sciences*, 64(1):52-60.

[58]. Maqsood, M. H., Din, A. T. U., & Khan, A. H., 2019, Neuroendocrine Tumor Therapy with Lutetium-177: A Literature Review, *Cureus*, 11(1).

[59]. Erlandsson, K., Buvat, I., Pretorius, P. H., 2012, A Review of Partial Volume Correction Techniques for Emission Tomography and Their Applications in Neurology, Cardiology and Oncology, *Physics in Medicine and Biology*, 57(21), https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/21/R119.

EKLER

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Eda MUTLU
Doğum Yeri	
Doğum Tarihi	
Uyruğu	☑ T.C. ❒ Diğer:
E-Posta Adresi	
Web Adresi	

Eğitim Bilgileri	
Lisans	
Üniversite	Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fakülte	Fen Fakültesi
Bölümü	Fizik
Mezuniyet Yılı	11.06.2010

Yüksek Lisans	
Üniversite	Karadeniz Teknik Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Fizik Anabilim Dalı
Programı	Nükleer Fizik Programı

Doktora	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Fizik Anabilim Dalı
Programı	Nükleer Fizik Programı

Makale ve Bildiriler
Şenışık, A. M., Mutlu E., Tunçman D., 2017, Evaluation Of Radiation Awareness of Health Personnel Working in Radiation Environment, *2. Uluslararası Katılımlı Radyasyondan Korunma Kongresi,* 51.
Şenışık, A M., Tunçman D., Mutlu E., 2018, Assessment of Radiatıon Awareness of Health Personnel Workıng in Radiation Area, *Türk Fizik Derneği 34. Uluslararası Fizik Kongresi*, 375.
Mutlu, E., Kovan B., Tunçman D., Demir B., Türkmen C., Mudun A., 2019, Comparıson of Standard Uptake Value - Maxımum (SUVmax) Values in High, Medium and Low Activity for Two Different PET / CT Devices, *Türk Fizik Derneği 35. Uluslararası Fizik Kongresi*, 268.

Tunçman, D., Mutlu E., Okutan M., Demir B.,2019, Dosimetric Investigation of Radiotherapy of Small Size Tumors in Radiosurgery Devices, *Middle East Journal of Science*, 63-72.

Şenışık, A. M., Tunçman D., Mutlu E., 2020, Radyasyon Çalışanlarının Radyasyon Bilinci Anketi, *Online Turkish Journal of Health Sciences*, 63-70.

Tunçman, D., Mutlu E., Kovan B., Demir B., 2020, Nükleer Tıp'ta Güncel Gelişmeler, *1.Uluslararası Sağlık Bilimlerinde Multidisiplinerçalışmalar Kongresi*, 140.

Mutlu, E., Tunçman D., Kovan B., Demir B., 2020, Nükleer Kardiyak Görüntülemede Teknolojik Gelişmeler, *1. Uluslararası Sağlık Bilimlerinde Multidisipliner Çalışmalar Kongresi*, 147.

Mutlu, E., Kovan B., Demir B., Kuyumcu S., 2022, Investigation of Centering Problem in the Cadmium Zinc Telluride (CZT) Cardiac Camera, *XV. International Conference on Nuclear Structure Properties*, 28-30 June 2022, Kırıkkale University, Türkiye, 83.

Şenışık, A. M., Tunçman, D., Mutlu, E., Erge E., 2022, *50 Soruda Kanser ve Radyoterapi*, Nobel, Basım Sayısı:1, Sayfa Sayısı 100, ISBN:9786052065815.

Mutlu, E., Kovan B., Işık E. G., Demir B., Kuyumcu S., 2023, Investıgatıon Of Centerıng Problem In The Cadmıum Zınc Tellurıde (CZT) Cardıac Camera. *Middle East Journal Of Science*, 9(2), 57-66.

Mutlu E., Kovan B., Demir B., Kuyumcu S., 2023, Radyonüklid Tedavi Lezyon Dozimetrisinde Hacim Belirlenmesinde Threshold Değeri Etkisi, *Altınbaş Üniversitesi/1. Ulusal Sağlık Hizmetleri ve Bilimleri Kongresi*, 42.

Mutlu E., Kovan B., Demir B., Kuyumcu S., 2023, Radyonüklid Tedavi Lezyon Dozimetresinde Hacim Belirleme Parametrelerinin Optimizasyonu, *19. Ulusal Medikal Fizik Kongresi*, 67.