

**T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
NÜKLEER TIP ANABİLİM DALI**

**TEKNESYUM –99m ECD (ETİLEN SİSTEİN DİMER)  
İLE BEYİN PERFÜZYON SPECT ÇALIŞMALARINDA  
FİLTRE OPTİMİZASYONU VE KLİNİK  
KULLANILABİLİRLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**DR. BURCU DEĞİRMENCİOĞLU**

**TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. F. SUNA KIRAÇ**

**DENİZLİ - 2007**

İş bu çalışma, Jürimiz tarafından Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda Tıpta Uzmanlık Tez olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof.Dr.F.Suna KIRAÇ



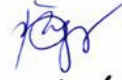
Üye : Prof.Dr.Ali KESKİN



Üye : Doç.Dr.Doğangün YÜKSEL



Üye : Doç.Dr.P.Bahar BALTALARLI



Üye : Yrd.Doç.Dr.Olga YAYLALI



Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylım.

11/06/2007

Prof. Dr. Hüseyin BAĞCI  
Dekan

Pamukkale Üniversitesi  
Tıp Fakültesi  
Dekani

## TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince her konuda destek ve yardımlarını esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, eğitimimde ve uzmanlık tez çalışmamda büyük emeği geçen değerli hocam Sayın Prof. Dr. F. Suna Kıracı'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimimde ve tez çalışmamda her zaman desteklerini gördüğüm, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım hocalarım Sayın Doç Dr. Doğangün Yüksel ve Yrd. Doç. Dr. Olga Yaylalı'ya, birlikte çalıştığım tüm çalışma arkadaşlarıma, uzmanlık tez çalışmamda emekleri geçen Onkoloji ve Nöroşirurji Anabilim Dalı'nda görev yapan hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma ve her konuda desteğini benden esirgemeyen eşim başta olmak üzere tüm aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

05. 05. 2007

Dr. Burcu DEĞİRMENCİOĞLU

# İÇİNDEKİLER

Sayfa No

GİRİŞ .....	13
GENEL BİLGİLER.....	15
TEMEL BİLGİLER.....	15
GÖRÜNTÜ KALİTESİNİ SINIRLANDIRAN FİZİK FAKTÖRLER.....	19
NÜKLEER TIPTA GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	20
GAMA KAMERA SPECT SİSTEMLER.....	24
TEK FOTON EMİSYON TOMOGRAFİSİNİN TARİHSEL GELİŞİMİ.....	24
NÜKLEER TIP TOMOGRAFİ PRENSİPLERİ.....	26
TEK FOTON EMİSYON TOMOGRAFİSİ GÖRÜNTÜLERİNİN OLUŞTURULMASI VE YENİDEN ELDE EDİLMESİ.....	30
BACKPROJECTION (GERİ YANSITMA) YÖNTEMİ.....	31
YİNELEYİCİ TEKNİKLERİ.....	33
FOURIER TEKNİKLERİ.....	37
FİLTRELER.....	38
ÖRNEKLEME TEORİSİ.....	40
DİJİTAL GÖRÜNTÜ FİLTRELERİ.....	41
FİLTRELERİN SINIFLANDIRILMASI.....	41
CUT-OFF (KESİM) FREKANSI.....	43
ORDER (ROLL-OFF), POWER.....	44
BUTTERWORTH FİLTRE.....	44
HAMMING (HANN) FİLTRE.....	45
METZ FİLTRE.....	46
WIENER FİLTRE.....	46
SHEPP & LOGAN FİLTRE.....	47
PARZEN FİLTRE.....	47
FİLTRE SEÇİMİNDE ÖNEMLİ OLAN PARAMETRELER.....	47
BEYİN SPECT İŞLEMLEMESİNDE FİLTRE SEÇİMİ .....	48
GEREÇ ve YÖNTEM.....	50

<b>OLGU GRUBU.....</b>	<b>50</b>
<b>GÖRÜNTÜ ELDESİ.....</b>	<b>50</b>
<b>BULGULAR.....</b>	<b>60</b>
<b>TARTIŞMA.....</b>	<b>87</b>
<b>SONUÇLAR.....</b>	<b>95</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>96</b>
<b>YABANCI DİL ÖZETİ.....</b>	<b>97</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>98</b>

## KULLANILAN KISALTMALAR

**SPECT:** Tek foton emisyon tomografisi

**FBP:** Filtered back projection

**BW:** Butterworth filtre

**BT:** Bilgisayarlı tomografi

**MR:** Manyetik rezonans görüntüleme

**ECD:** Etilen sistein dimer

**ADC:** Analog digital converter

**PHA:** Puls yükseklik analizörü

**PSF:** Point spread function

**LSF:** Line spread function

**FWHM:** Full width at half maximum

**MTF:** Modülasyon transfer fonksiyonu

**EBT:** Emisyon bilgisayarlı tomografi

**LSBP:** Linear superposition of backprojection

**LSFBP:** Linear superposition of filtered backprojection

**CG:** Conjugate gradient

**EM:** Entropy maximization

**MLEM:** Maximum likelihood entropy maximization

**OSEM:** Ordered subset estimation maximization

**MAPEM:** Maximum a posteriori expectation maximization

**OSL:** One step late

**Vm:** Maksimum frekans

**Nq:** Nyquist

**SNR:** Signal to noise ratio

**LEGP:** Low energy general purpose

## TABLO ÇİZELGESİ

Sayfa No

<b>Tablo -1</b>	Hastaların demografik özellikleri, tanıları, BT / MR'da saptanan intrakraniyal lezyonlarının boyut ve lokalizasyonları ile diğer BT / MR bulguları	<b>61</b>
<b>Tablo -2</b>	Butterworth filtre 0,40:10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup> Tc- ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT/MR bulguları ile karşılaştırılması	<b>63</b>
<b>Tablo -3</b>	Butterworth filtre 0,45:10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup> Tc- ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT/MR bulguları ile karşılaştırılması	<b>65</b>
<b>Tablo -4</b>	Butterworth filtre 0,50:10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup> Tc- ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT/MR bulguları ile karşılaştırılması	<b>67</b>
<b>Tablo -5</b>	Butterworth filtre 0,55:10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup> Tc- ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT/MR bulguları ile karşılaştırılması	<b>69</b>
<b>Tablo -6</b>	Butterworth filtre 0,6:10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup> Tc- ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT/MR bulguları ile karşılaştırılması	<b>71</b>
<b>Tablo -7</b>	OSEM 2:10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup> Tc- ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT/MR bulguları ile karşılaştırılması	<b>73</b>
<b>Tablo -8</b>	OSEM 5:10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup> Tc- ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT/MR bulguları ile karşılaştırılması	<b>75</b>
<b>Tablo -9</b>	OSEM 10:10 ile işlemlenmiş Tc- <sup>99m</sup> ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT/MR bulguları ile karşılaştırılması	<b>77</b>



<b>Tablo -10</b>	Gözlemcilerin SPECT görüntülerinde saptadığı lezyonların sayısal dağılımı	<b>80</b>
<b>Tablo -11</b>	<sup>99m</sup> Tc- ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde gerçek lokalizasyonda tanımlanan lezyonlar için gözlemciler arasındaki uyumluluk analizi	<b>81</b>
<b>Tablo -12</b>	<sup>99m</sup> Tc-ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde tanımlanan uyumlu, uyumsuz tüm lezyonlar için gözlemciler arasındaki uyumluluk analizi	<b>81</b>
<b>Tablo -13</b>	Birinci gözlemcinin FBP + BW ve OSEM ile işlemlenmiş SPECT görüntülerinde saptayamadığı lezyonlar ve boyutları	<b>82</b>
<b>Tablo -14</b>	İkinci gözlemcinin FBP + BW ve OSEM ile işlemlenmiş SPECT görüntülerinde saptayamadığı lezyonlar ve boyutları	<b>85</b>
<b>Tablo -15</b>	Filtered backprojection ve Butterworth 0,50:10 ile işlemlenmiş görüntülerin bilgisayar ekranından ve kağıda basılı olarak değerlendirilmesi ile saptanan lezyonların dağılımı	<b>86</b>

## ŞEKİL ÇİZELGESİ

	<b>Sayfa No</b>
<b>Şekil -1</b> Gama kamera şematik resmi	<b>15</b>
<b>Şekil -2</b> Paralel delikli kolimatör için PSF veya LSF	<b>21</b>
<b>Şekil -3</b> Backprojeksiyon yöntemi uygulaması için toplama algoritmasının basit bir örnek ile gösterilmesi	<b>31</b>
<b>Şekil -4</b> Backprojection yönteminde yıldız artefakt oluşumu	<b>32</b>
<b>Şekil -5</b> Yetersiz projeksiyon açısıyla görüntü alındığında aynı projeksiyon bilgisi elde edilirken açı sayısı artırılmasının iki farklı görüntünün tanımlanmasına olan etkisi görülmektedir.	<b>33</b>
<b>Şekil -6</b> Yineleyici yöntemlerle yeniden yapılandırma prensibi	<b>35</b>
<b>Şekil -7</b> Tek boyutta konvolüsyon uygulaması	<b>39</b>
<b>Şekil -8</b> Dokuz nokta binominal yumuşatıcı filtre fonksiyonu uygulaması	<b>39</b>
<b>Şekil -9</b> Moire tipi distorsiyon (aliasing) örneği	<b>41</b>
<b>Şekil -10</b> Medyan filtrenin uygulanması	<b>42</b>
<b>Şekil -11</b> Komşu ortalamalarla filtreleme örneği	<b>42</b>
<b>Şekil -12</b> Frekans ortamında filtrelerin gösterilmesi	<b>43</b>
<b>Şekil -13</b> Butterworth filtre matematiksel gösterimi ve cut off: 0.5 ; order: 10 için eğrisi	<b>45</b>
<b>Şekil -14</b> Hann ve Hamming filtrelerinin eğrileri	<b>45</b>
<b>Şekil -15</b> Ters filtre ve farklı gürültü seviyeleri için optimize edilmiş Metz filtre eğrileri. Görüntüdeki gürültü arttıkça filtre yanıtı daha yüksek frekansları baskılar.	<b>46</b>

## RESİM ÇİZELGESİ

Sayfa No

- Resim -1** Kraniyal MR'da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın BW 0,40 :10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ frontal lob süperiorda ve sağ postsentral girusta hipoperfüze alanlar izlenmektedir. **52**
- Resim -2** Kraniyal MR'da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın BW 0,45 :10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ frontal lob süperiorda ve sağ postsentral girusta hipoperfüze alanlar izlenmektedir. **53**
- Resim -3** Kraniyal MR'da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın BW 0,50 :10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ frontal lob süperiorda ve sağ postsentral girusta hipoperfüze alanlar izlenmektedir. **54**
- Resim -4** Kraniyal MR'da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın BW 0,55 :10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ frontal lob süperiorda ve sağ postsentral girusta hipoperfüze alanlar izlenmektedir. **55**
- Resim -5** Kraniyal MR'da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın BW 0,60 :10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ frontal lob süperiorda ve sağ postsentral girusta hipoperfüze alanlar izlenmektedir. **56**

- Resim -6** Kraniyal MR'da sağ frontal lob posteriorda verteks d¼zeyinde çevresinde ¼dem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın OSEM 2 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perf¼zyon SPECT g¼r¼nt¼lerinde sağ pariyetal lob s¼periorda ve sağ frontal lobda hipoperf¼ze alanlar izlenmektedir. **57**
- Resim -7** Kraniyal MR'da sağ frontal lob posteriorda verteks d¼zeyinde çevresinde ¼dem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın OSEM 5 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perf¼zyon SPECT g¼r¼nt¼lerinde sağ pariyetal lob s¼periorda ve sağ frontal lobda hipoperf¼ze alanlar izlenmektedir. **58**
- Resim -8** Kraniyal MR'da sağ frontal lob posteriorda verteks d¼zeyinde çevresinde ¼dem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın OSEM 10 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perf¼zyon SPECT g¼r¼nt¼lerinde sağ pariyetal lob s¼periorda ve sağ frontal lobda hipoperf¼ze alanlar izlenmektedir. **59**
- Resim -9** Kraniyal MR'da sağ serebellar hemisferde 2 cm ve sağ fontopariyetal lobda 2 cm boyutlarında kitleler saptanan hastanın BW 0,40 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perf¼zyon SPECT g¼r¼nt¼lerinde sağ pariyetal lob, sağ frontal lob ve sağ oksipital loblarda hipoperf¼ze alanlar izlenmektedir. **83**
- Resim -10** Kraniyal MR'da sağ serebellar hemisferde 2 cm ve sağ fontopariyetal lobda 2 cm boyutlarında kitleler saptanan hastanın OSEM 5 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perf¼zyon SPECT g¼r¼nt¼lerinde sağ pariyetal, frontal ve oksipital loblar ile sağ serebellar hemisferde hipoperf¼ze alanlar izlenmektedir. **84**

## GİRİŞ

Nükleer Tıp klinik uygulamalarında tek foton emisyon tomografisi ( SPECT ) yaygın olarak kullanılmaktadır. Nükleer Tıp çalışmalarında radyoaktivitenin hastaya sınırlı dozda uygulanması ve emisyonla uğrayan radyasyondan yararlanılması görüntü kalitesini olumsuz etkiler. Buna ek olarak, kullanılan gama kameranın özellikleri, radyofarmasötiklerin kalitesi, hastaya ait faktörler, kullanılan bilgisayarın özellikleri, yazılan programlar, filtreleme gibi matematiksel işlemler de görüntüleme sırasında etkili olmaktadır. Görüntü kalitesinin iyileştirilmesinde bu faktörlerin değiştirilmesi önemlidir (1-3).

Tomografik çalışmalarda kullanılan radyoaktif madde miktarının ve bilgi toplama parametrelerinin değiştirilmesi çok olası değildir. Ancak, farklı filtreler kullanılarak görüntü kalitesinin düzeltilmesi mümkündür. Her sistem için optimum filtre özellikleri üretici firma tarafından tanımlanmakla birlikte laboratuvar koşullarına göre filtreler klinisyenin görsel yorumuna ve klinikteki cihazların teknik kapasitesine göre değiştirilebilir ve kombine edilebilir (4-6).

Tek foton emisyon tomografisi çalışmalarında rezolüsyon, kontrast ve gürültü (*noise*) görüntü kalitesini etkileyen önemli parametrelerdir. Kolimasyon, veri toplanması, rekonstrüksiyon yöntemi, filtreleme, foton atenüasyonu ve saçılması (*scatter*), voksel boyutu, intrinsek rezolüsyon, kullanılan radyofarmasötik ve hasta hareketi ise bu parametrelere etki eden faktörlerdir. Radyonüklid dağılımında oluşan atenüasyon ve saçılma özellikle kantifikasyonu etkiler (1, 2, 4, 7). Foton atenüasyonu, saçılma ve kolimatörden kaynaklanan bulanıklık etkisi fantom ile yapılan SPECT çalışmaları ile örneklenebilir. Sistemin uzaysal rezolüsyonu belirlenip optimum veri toplama ve alete özgü yeniden işleme parametreleri tanımlanabilir. Uzaysal rezolüsyon basit geometrik aparatlara sahip (lineer kaynak, sıcak-soğuk rodlar) fantom ile saptanabilir. Ancak, böyle bir fantom ile morfolojik bilgi eldesi mümkün değildir. Antropomorfik fantomlar ise anatomik doğruluğu ve internal kontrastı tam olarak verir (7- 12).

İnsan vücudundaki radyonüklid dağılımının tomografik olarak işlemlenmesinde foton atenüasyonu, saçılma ve kolimatörden kaynaklanan bulanıklık etkisi en çok FBP (*filtered back projection*) ve yineleyici olmayan (*non-iterative*) Chang atenüasyon düzeltme yöntemleri ile giderilmeye çalışılmaktadır. Gürültüyü azaltmada prefiltreleme işlemi için Hanning ve Butterworth (BW) gibi filtreler ile saçılmayı giderici Metz ve Wiener gibi restorasyon filtrelerinden yararlanılmaktadır. Atenüasyon etkisi özellikle toraks ve kafanın tomografik görüntülerinde çok farklılık gösterir. Yinelenen yapılandırma teknikleri (*iterative reconstruction*) non-uniform atenüasyonu kompanze eder. İstatistiksel yöntemleri kullanarak aktivite dağılımını ön gören bu yöntemler, görüntü oluşum olayını daha gerçekçi tanımladığı için, görüntüyü düzeltmede daha umut vericidir. Fantom çalışmaları bu yöntemin beyin perfüzyon SPECT'te gri-ak madde arasında kontrastı ve görüntü kalitesini arttırdığını, kantifikasyonda daha doğru sonuçlar verdiğini göstermiştir (5-12).

Bu çalışmada, kliniğimizde rutin uygulanan beyin perfüzyon SPECT çalışmalarında laboratuvarımız için en uygun rekonstrüksiyon ve filtreleme yönteminin belirlenmesi amaçlanmıştır.

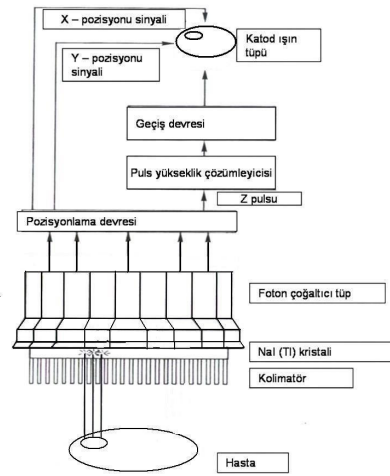
Bu amaçla;

Kliniğimizde beyin SPECT çalışmasında rutinde kullandığımız filtre yönteminin uygunluğunun ve optimum rekonstrüksiyon parametrelerinin belirlenmesi için intrakraniyal kitlesi olan ve kitlesinin boyutu BT (Bilgisayarlı tomografi) veya MR (Manyetik rezonans görüntüleme) ile belirlenmiş olgular seçildi. Bu olgulara rutin <sup>99m</sup>Tc ECD (etilen sistein dimer) 360 derece beyin perfüzyon SPECT çalışması uygulandı. Elde edilen görüntüler FBP ile rekonstrükte edilip Butterworth filtrenin farklı *cut-off* düzeyleri ile değerlendirildi. Ayrıca, yinelenen rekonstrüksiyon yöntemi ile işlemlendi. Her bir olgunun değişik rekonstrüksiyon yöntemi ve filtreler ile işlemlenmiş görüntüleri görsel olarak karşılaştırıldı. Kliniğimiz için rutin beyin perfüzyon SPECT çalışmasında uygulanacak en etkin rekonstrüksiyon yöntemi ve filtre belirlendi.

## GENEL BİLGİLER

### TEMEL BİLGİLER

Nükleer Tıp'ta görüntülerin oluşturulması için radyoaktif kaynak ve bu kaynaktan yayılan fotonlardan görüntünün elde edilmesini sağlayan gama kameralar gereklidir (Şekil - 1). Ancak, görüntünün oluşturulması sırasında çeşitli faktörler etkili olmaktadır. Hastaya bağlı nedenler arasında kullanılan radyoaktif maddenin enerjisi, hasta vücudunda dağılımı, hastanın hareketi, kaynak ile gama kamera arasındaki uzaklık ve ortamın saçılım etkisi sayılabilir. Gama kameraya ait nedenler arasında ise kullanılan kolimatörün özellikleri, sistem sensitivitesi, gama kameranın uzaysal ayırma gücü (rezolüsyonu), gama kameranın elektronik donanımı ve kullanılan bilgisayarın özellikleri yer alır (1, 2, 6).



Şekil - 1: Gama kamera şematik resmi (2)

Nükleer tıp çalışmaları organların ve dokuların fonksiyonunun ve patofizyolojisinin değerlendirilmesine olanak sağlar. Gama kameralar sintilasyon kamerasıdır ve 1958 yılında Anger'ın tanımladığı basit prensip ile çalışmaktadır. Sintilasyon detektörleri direkt gelen fotonları yeterli doğrulukla saptayamaz. Kaynaktan yayılan gama fotonları ve bunların algılandığı kristale geliş açılarını sınırlayan kolimatöre (çok veya tek delikli) gereksinim vardır. Pozisyon ile ilgili

bilgilerin kaybolmaması için saçılan fotonların kristale ulaşmadan durdurulmaları gerekir. Kolimatör septa adı verilen kalın kurşun levhalarla büyük deliklere ayrılmış olup yalnızca bu deliklere dik gelen fotonların geçişine izin verir. Fotonlar kamera yüzeyine ulaştıklarında kristal tarafından absorplanır. Kristal genellikle talyum ile aktive edilmiş NaI kristalidir. Yaklaşık 1 cm kalınlıkta ve 30-40 cm çapındadır. Kristal oldukça transparandır ve ışık emisyonu özelliğine sahiptir. Detektöre gelen fotonları sintilasyon fotonlarına çevirir. Bu fotonlar görünür ya da görünüre yakın ışınlardır. Işınlar kristalden geçer ve kristale ışık geçirgen bir tabaka ile sıkıca bağlı olan foton çoğaltıcı tüplere ulaşır. Burada çoğaltılan ışınlar doğrudan kristalden pozisyonlanan ışınlar olduklarından foton çoğaltıcı tüplerden çıkış sinyalleri kamera yüzeyindeki pozisyon (X,Y) ve detekte edilen foton enerjisi (Z) bilgilerinin saptanmasında kullanılır. Pozisyon ve puls yükseklik modülüne gönderilen ışınlar gerekli büyütme, şekillendirme ve enerji ayırımından sonra dijital dönüştürücüde [*analog to digital converter (ADC)*] sayısal hale getirilir. Daha sonra görüntünün oluşturulacağı ve görüntülerin işleneceği bilgisayarlara gelir (1, 2, 13).

Gama kamera, radyonüklid dağılımının gerçek mükemmel görüntüsünü üretemez. Gama kameranın farklı komponentlerine bağlı olarak oluşan artefaktlar görüntü kalitesini bozar. Görüntü kalitesini olumsuz etkileyen faktörler aşağıda sunulmuştur (2, 3, 13, 14).

#### A) Detektör Sistemi ve Elektronik Sınırlamaları

1) Görüntü non-linearitesi: Gama kameranın detektör ve elektroniklerinden kaynaklanan en basit problemdir. Düz çizgili objeler, eğri çizgili görüntüler gibi görünür. İçe doğru kavisli görüntüler *pincushion distorsiyon*, dışa doğru kavisli görüntüler *barrel distorsiyon* adını alır. Non-linearitenin nedeni, X ve Y pozisyonundaki sinyallerin değişiminin lineer olmamasıdır. Ayrıca, foton çoğaltıcı tüplerin farklı sensitivitelemeleri, optik ışık kaynağının non-üniformitesi de non-linearite nedeni olabilir. Görüntüleme kalitesi uygun olan gama kameralarda non-linearite belli belirsiz olup görüntüyü nadiren etkiler (2, 13).

2) Görüntü non-üniformitesi: Sık karşılaşılan bir problemdir. İyi çalışan gama kameralarda detektör kristali görüntüde uniform radyasyon akışı sağlar. Sayım



oranında  $\pm \%10$  değişiklik kabul edilebilir. Non-uniformitenin iki temel sebebi vardır. Birincisi, foton çoğaltıcı tüplerin kazançlarının uygun ayarlanmamasıdır (yanlış *tuning*). Normalde tüm tüp ayarlarının aynı çıkış pulsuna sahip olduğu kabul edilir. Bir veya birkaç foton çoğaltıcı tüpün çalışmaması, kristaldeki kusur ve kırılmalar, ışık geçirgen tabaka kusurları veya bağlantıdaki kesintiler, yüksek sayım hızlarında çalışma ve puls yükseklik çözümleyicisi (PHA) penceresinin hatalı ayarlanması uniformiteyi bozan önemli nedenlerdir (3, 13, 14). İkinci ve daha sık karşılaşılan neden ise non-linearitedir. *Pincushion* distorsiyonda sıcak nokta, *barrel* distorsiyonda ise soğuk nokta görünümü ortaya çıkar. Bir diğer non-üniformite kristalin santral bölgesine göre kenarlarında foton toplama etkinliğinin yüksek olmasından dolayı görüntü sınırlarının çevresinde parlak halka oluşmasıdır [*edge packing defect* (kenar etkisi)]. Bazı kameralar bilgi toplandığı anda non-üniformiteyi düzeltmeyi sağlayan bilgisayar devreleri içerirler. Bu şekilde kantitatif olarak doğru görüntü elde edilir (3, 13, 14).

#### B) İntrensek Uzaysal Rezolüsyonun Sınırlamaları

Gama kameranın detektörü ve elektronik devresi elde edilen görüntüdeki ayrıntının algılanmasını veya uzaysal rezolüsyonu sınırlandırır. Uzaysal rezolüsyondaki bu kısıtlılıklar kameranın intrensek rezolüsyonunu verir. İntrensek uzaysal rezolüsyon kolimatörsüz olarak bar fantom ile düzlemsel veya uzağa yerleştirilmiş nokta kaynak kullanılarak ölçülür. Modern gama kameralar 3-5 mm kalınlıktaki iki kurşun çizgiyi ayırabilir. Özellikle keskin sınırlar veya küçük, nokta objeler bulanıklık üretirler (1, 3, 13).

İntrensek rezolüsyonu kısıtlayan başlıca iki faktör vardır. Bunlardan biri fotonun detektör kristali üzerinde Compton saçılımı yapması sonucu oluşan saçılan fotonlar diğeri ise fotonların dağılımındaki istatistiksel dalgalanmadır. Kristalde belli bir lokalizasyonda oluşan sintilasyon olaylarının foton çoğaltıcı tüp kaydında ortalama olarak oluşturduğu ışık fotonu  $N$  ise, bir olaydan diğerine kaydedilen sayının standart sapması  $N$ 'in kareköküdür. Görüntü eldesinde foton sayımları esas olduğundan rezolüsyon istatistiksel olarak  $1 / \sqrt{N}$ 'dir. İntrensek rezolüsyon, foton toplanması ve detektörün sintilasyon etkinliği arttıkça düzelir. Gama fotonlarının enerjisi düştükçe sintilasyon olayı başına az sayıda ışık fotonu üretilir ve az sayıda

ışık fotonu dağılımı geniş istatistiksel dalgalanma gösterir. Kural olarak intrinsek rezolüsyon  $1 / \sqrt{E}$ 'dir. Burada E, enerjisi tanımlamakta ve düşük gama ışın enerjisinde belirgin bulanıklık oluşmaktadır. Kristal kalınlığı da intrinsek rezolüsyonu etkiler. Kalın kristallerde sintilasyon ışınları daha fazla yayılır. Çok sayıda foton toplayıcı tüp kullanımı ve elektronikteki güçlenme intrinsek rezolüsyonu artırır. Kamera üniformitesindeki artış intrinsek rezolüsyondaki artışla doğrudan ilişkilidir (1, 3, 13).

#### C) Detektör Etkinliği

Gama kameralar sodyum iodid kristali içerir. Kristal kalınlığı gama kameralarda 6-12 mm'dir. Yüksek ve düşük gama enerjileri için detektör etkinliği düşüktür. Gama kamera %100'e yakın detektör etkinliğini 100 keV enerji düzeyinde gösterir. 500 keV dolayında etkinlik %10-20'dir. Optimum görüntü eldesi için uygun gama enerjisi 100-200 keV'dir. Daha yüksek gama enerjili fotonlar için detektör etkinliğinde gözlenen azalma kristalin kalınlığı azaldıkça daha hızlı olur (1, 4, 13).

#### D) Yüksek Sayım Hızı Problemleri

Gama kameralarda yüksek sayım hızında sayım kaybı olmaktadır. Bunun nedeni, pulsların üst üste binmesi (*pulse pile-up*)'dir. İki gama ışını aynı anda detekte edildiğinde elektronik ortamda tek olay olarak algılanır. Tek olayın ya da enerjileri kombine olmuş iki olayın toplam enerjileri seçilmiş enerji penceresini aşarsa her iki olay da dışlanır. Ölü zaman (*death time*) seçilmiş enerji penceresi için total pencere aralığına bağlıdır. Küçük pencere aralığında ölü zaman uzar. Radyasyon kaynağının çevresinde *scatter* yapıcı materyal varsa pencere aralığı düşeceği için ölü zaman uzar. Teknesyum-99m kaynağının *scatter* olan ortamda bulunduğu ve % 20 enerji penceresi seçildiği durumda ölü zaman 5-10 mikrosaniyedir. Bu durumda 104 sayım/s sayım hızında sayımların % 10'u kaybolacaktır. Bu, yüksek sayım hızı gerektiren dinamik görüntülerde (örneğin kardiyak first pass çalışma) önemlidir. Yüksek sayım hızında pulsların üst üste binmesi görüntü kontrastında ve ayrıntılarında kayba, distorsiyona neden olur. *Pile-up* rejeksiyon devresi bu artefaktları en aza indirmek için kullanılır. Kamera ölü zamanı *analog buffers* ya da *derandomizers* kullanılarak da kısaltılabilir (3, 4, 13, 14).

## GÖRÜNTÜ KALİTESİNİ SINIRLANDIRAN FİZİK FAKTÖRLER

Elde edilen görüntünün kalitesi kameranın sınırlı uzaysal rezolüsyonu, hastadaki saçılan fotonlar ve atenüasyon, elde edilen datadaki gürültü, ekipmanın uygunsuz kalibrasyonu, radyofarmasötüğün dinamiği ve organ-hasta hareketi gibi fiziksel faktörlerden etkilenir (1, 3-5, 15).

a) Kolimatör bulanıklığının nedeni fotonların tamamen kolimatör deliklerine paralel olarak hareket etmemesi ve deliklere açı ile ulaşmasıdır. Kaynak ile kolimatör arasındaki uzaklığın artması da kamera rezolüsyonunda bozulmaya sebep olur. Kolimatör delik çapı küçüldüğünde veya kolimatör kalınlığı arttığında rezolüsyon düzelir. Ancak, bu durumda detekte edilen foton sayısı azalacak ve gürültü artacaktır (1, 3-5, 15).

b) Dokuda foton demetinin atenüasyonunun nedeni fotonların yolundan sapması ve saçılım oluşturmasıdır. Sapan fotonların fraksiyonu, 140 keV fotonlar için dokuya eşdeğer 5 cm sudan geçtikleri durumda % 50 dolayındadır. Atenüasyon, kantitatif doğrulukta önemli oranda azalmaya ve yalancı pozitif sonuçlara neden olur (örneğin kardiyak perfüzyon çalışmalarında) (1, 3-5, 15).

c) Fotonlar madde ile etkileştiğinde enerjileri ve doğrultuları değişir. Dokudaki saçılan fotonların en sık nedeni Compton etkileşimidir. Saçılım olayında foton enerji kaybeder. Ancak, saçılan fotonlar da saçılıma uğramamış fotonlar gibi detektöre ulaşır ve kristali geçebilir. Bu durumda istenmeyen enerjideki fotonlar da algılanacaktır. Gama kameranın tipik enerji rezolüsyonu yayılan foton enerjisinin %10'u civarındadır. Bu nedenle, enerji penceresi genişliği tipik olarak yayılan foton enerjisinin %20'si olarak seçilir. Saçılan foton fraksiyonunun azalması için enerji pencere aralığı daraltılabilir; ancak bu durumda primer foton deteksiyonu azalacak ve gürültü seviyesi artacaktır. Sonuç olarak, detekte edilecek foton sayısı projeksiyon datasında önemli miktarda Poisson gürültüsü olması nedeni ile azalacaktır. Bu gürültü, projeksiyonda *smoothing* (yumuşatma) yapılması veya tekrar oluşturulmuş görüntüde düşük geçişli (*low-pass*) dijital filtre kullanılması ile giderilebilir. Ancak, bu işlemler uzaysal rezolüsyonda kayba neden olur (1, 3-5, 15, 16).

## NÜKLEER TIPTA GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Nükleer tıp görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde üç faktör önemlidir. Bunlar görüntüleme sistemi için ölçülebilir (1, 3, 5, 6, 8, 13-15).

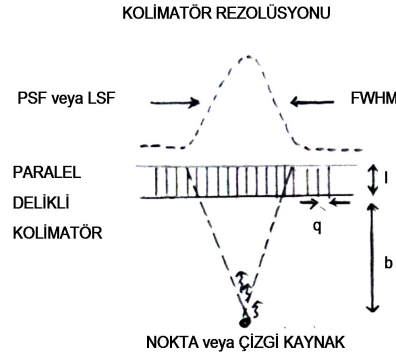
- A) Uzaysal rezolüsyon (ayrıntı ya da keskinlik)
- B) Kontrast (görüntü dansitesindeki fark veya görüntülenen objenin farklı konsantrasyonda radyoaktivite içermesine bağlı olarak bölgeler arasındaki yoğunluk farkı)
- C) Gürültü (radyoaktif bozunmadaki rastgele dalgalanmaya bağlı istatistiksel gürültü veya yapısal gürültü)

Bu faktörler birbirinden bağımsız değildir. Örneğin, uzaysal rezolüsyon arttığında kolimatör etkinliği ve sayım oranı düşer ve istatistiksel gürültü artar.

A) Uzaysal Rezolüsyon: Görüntüdeki ayrıntı ya da keskinliktir. Elde edilen görüntüde tanımlanabilen en küçük obje boyutudur. Bilgisayarlı tomografi, MR gibi yöntemler ile karşılaştırıldığında gama kameralarda uzaysal rezolüsyon daha kötüdür. Bunun en önemli nedenleri, ekstrensek rezolüsyon (kolimatör kaynaklı) ve intrinsek rezolüsyonda (detektör ve gama kamera elektronik devreleri kaynaklı) kısıtlayıcı faktörlerin olmasıdır. Kolimatör etkinliğinin yüksek olması için kolimatör delik çapları yeterli genişlikte olmalı ve kaynak detektöre yakın olmalıdır. Kolimatör deliklerinin çapı küçüldüğünde ve boyu uzadığında rezolüsyon, çapı büyüyüp boyu kısaldığında sayım etkinliği artar. Bu nedenle yapılacak çalışma için en uygun kolimatör tercih edilir. Işık fotonlarının foton çoğaltıcı tüpler çevresindeki dağılımının istatistiksel olarak değişmesi ve gama ışınının azalan enerjisi ise intrinsek rezolüsyonu sınırlandırır (bk. s.5). Görüntü keskinliği hasta ve organ hareketinden de etkilenir (Respiratuar ve kardiyak hareket v.b.). Görüntü kaydedici ve oynatıcı sistem de önemli olup çok ışık kullanılır ya da görüntü odaklanamaz ise bulanıklık oluşur (1, 3, 13, 15).

Uzaysal rezolüsyon subjektif veya objektif olarak değerlendirilebilir. Subjektif değerlendirmede organ fantomları, bar fantomlar veya ortogonal delikli fantomlardan

yararlanılabılır. Değerlendirme görsel olarak yapılır. Kantitatif değerlendirmede PSF (*point spread function*) veya LSF (*line spread function*)' dan yararlanır. *Point spread function* kameranın ve LSF ise sistemin rezolüsyonunu gösterir. Nokta veya çizgi kaynak görüntüsü alınıp sayım hızı grafiğinin çizilmesi ile elde edilirler (Şekil – 2). *Line spread function*'ın sayım hızı grafiğinin FWHM (*full width at half maximum*)'u sistemin uzaysal rezolüsyonu hakkında genel bir fikir verir. Çünkü, farklı LSF grafikleri için aynı FWHM elde edilebilir. Line spread function ve PSF'nin FWHM'unun doğru olarak ölçülmesi için kullanılan test kaynağının çapı gama kameranın rezolüsyonundan küçük olmalıdır (ör: kaynak çapı < ¼ FWHM). Çünkü, PSF veya LSF'nin FWHM'u gama kameranın ayırt edebildiği en küçük bar kalınlığının 1,4 - 2 katıdır (3, 13, 14).



Şekil - 2: Paralel delikli kolimatör için PSF veya LSF(3)  
( FWHM kolimatör rezolüsyonunu tanımlamaktadır )

Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) görüntüleme sisteminin uzaysal frekansları ayırt edebilme gücünün ölçüsü olup PSF veya LSF'nin frekans ortamındaki karşılığıdır. Hem kaba hem ince ayrıntılar için görüntüleme sisteminin uzaysal rezolüsyonunu tam ve kantitatif olarak verir. Modülasyon aynı zamanda sinyalin gürültüye oranıdır. Sinüzoidal dalga şeklindedir. Sinüzoidal eğriler amplitüd, frekans ve dalga boyu ile karakterizedir (3, 6).

$$\text{Sinüzoidal amplitüd} = (\text{maksimum değer} - \text{minimum değer}) / 2 = \text{sinyal}$$

$$\text{Ortalama background} = (\text{maksimum değer} + \text{minimum değer}) / 2 = \text{gürültü}$$

Görüntüdeki kaba ayrıntıların saptanması için iyi bir düşük frekans yanıtına gereksinim vardır. Yüksek frekans yanıtı ise ince ayrıntılar ve kenar keskinliği için önemlidir. Görüntüleme sistemleri için düz MTF eğrisi mükemmel ayırma gücünün göstergesidir (3, 6).

B) Kontrast: Görüntü kontrastı hastadaki farklı konsantrasyondaki aktiviteye bağlı olarak görüntüdeki farklı dansite veya yoğunluktur. Görüntüdeki kontrast radyofarmasötüğün seçimine de bağlıdır. Genel olarak tercih edilen radyofarmasötik yüksek lezyon/geri plan aktivitesi oranına sahip olmalıdır. Yüksek geri plan aktivitesinin bulunması kontrastı düşürür (4, 5).

Saçılan radyasyon ve septal penetrasyon, geri plan aktivitesini artırıcı etki yaparak kontrastı düşürür. Puls yükseklik çözümleyicisi ile görüntüde kaydedilen saçılmış radyasyon miktarı azaltılır. Ancak, NaI(Tl) kristali sistemdeki tüm saçılmış fotonları (özellikle 200 keV altındaki) reddetmez. Deneysel olarak NaI(Tl) kristali kullanan sistemlerde gürültü ve saçılan fotonların uzaklaştırılması için % 20 enerji penceresi en uygundur (bk. s.7) (1, 4, 5, 15).

Saçılan radyasyonun etkilerinin gösterilmesinde LSF ve MTF önemlidir. Uzun kuyruklu LSF sonuçları öncelikle düşük frekanslarda MTF eğrisini bozar. Sonuçta büyük objelerde zayıf kontrast ve zor saptanma ortaya çıkar (4, 5).

- C) Gürültü: 1) Random  
2) Yapısal olabilir.

**Random gürültü**, sayım oranındaki istatistiksel değişiklikler sonucu ortaya çıkar. İstatistiksel gürültü veya görüntüde noktalanmayı anlatır. Eğer aynı radyoaktif dağılım eş şartlar altında yinelenirse kaydedilen her görüntü farklı olacaktır. Random gürültü direkt olarak kaydedilen sayım sayısına veya görüntüdeki bilgi yoğunluğuna bağlıdır. İmajda birim alan başına kaydedilen sayım sayısı bilgi yoğunluğunu tanımlar. Daha fazla radyoaktivite veya daha etkin kolimatör kullanımı ile sayım oranı artırılarak, görüntüleme zamanı uzatılarak, görüntüleme hızı azaltılarak bilgi yoğunluğu artırılabilir. Bilgi yoğunluğu kontrastta ve uzaysal rezolüsyonda

önemlidir. Genellikle lezyon kontrastı, gürültü kontrastının 3-5 katıdır. Uzaysal rezolüsyonu ve kontrastı aynı olan görüntülerde lezyon deteksiyonu bilgi yoğunluğu ve gürültü nedeni ile farklı olabilir. Lezyon boyutu azaldıkça lezyonun kontrast gereksinimi artar. Küçük ve düşük kontrastlı lezyonlarda random gürültü deteksiyonda sınırlayıcı faktör olabilir (3, 15).

**Yapısal gürültü**, sistem, elektronik ve radyonüklid dağılımından kaynaklanır. Örneğin,  $^{99m}\text{Tc}$ -PYP ile miyokard infarktüsü çalışmalarında kostalar kalp görüntüsünün üstüne biner. Galyum-67 ile inflamasyon veya abse deteksiyonunda barsak tutulumu yapısal gürültü kaynağıdır. Yapısal gürültü, görüntüleme sisteminde artefakta neden olur. Bu, Anger kamera görüntülerinde non-üniformite, rektilinear tarayıcıda *scalloping* artefakt olarak saptanır (3, 5).

## GAMA KAMERA SPECT SİSTEMLER

### TEK FOTON EMİSYON TOMOGRAFİSİNİN TARİHSEL GELİŞİMİ

Tomografi, *tomos* (kesit) ve *graph* (yazım) sözcüklerinin birleşmesinden oluşmuş Yunanca kökenli bir sözcüktür. Tomografik görüntüleme fikrini ilk kez 1917 yılında Avusturalya'lı fizikçi Radon ortaya atmıştır. 1950'lerde Anger'in gama kameraları Nükleer Tıp'ın hizmetine sokması ile 1959 yılında Dr.David Kuhl tomografik sistemlerin ilk tasarımını yapmış ve 1963 yılında Edwards ile birlikte karaciğer gibi büyük organların tomografisi çekilmeye başlanmıştır. Aynı yıllarda <sup>99m</sup>Tc jeneratörlerinin ve radyofarmasötiklerin gelişmesi ile SPECT Nükleer Tıp'ın rutinine girmiştir. 1968 yılında dijital bilgisayarlar kullanılmaya başlanmış ve 1970'li yıllarda kalp çalışmaları için 7 *pinhole* kolimatörlü SPECT sistemleri ve beyin için multikristal SPECT sistemleri ve dönen dijital gama kameralar geliştirilmiştir. 1980'lerde bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişme ile işleme zamanı çok kısalmış ve görüntü kalitesi iyileşmiştir. Yeni gama kamera sistemlerinin geliştirilmesi, bilgisayar ve yazılım programlarındaki gelişmeler ile yeni radyofarmasötiklerin keşfi SPECT çalışmalarının önemini arttırmıştır (2, 6, 13, 17, 18).

1) Data Eldesi: Nükleer tıpta tomografik inceleme 1-3 detektöre sahip Anger kamera sistemi ile detektörün hastanın çevresinde 180-360 derece dönmesi ile gerçekleştirilir. Bu sistemler tipik olarak *on-line* bilgisayara sahiptir; kullanıcının şebeke ve rekonstrüksiyon filtresi seçimine olanak tanır (2).

Gama kamera hastanın çevresinde her açısal pozisyonda 2 boyutlu görüntü elde eder. Yüz seksen derece açısal örnekleme görüntü eldesi için uygundur. Ancak atenüasyon etkisi ve derin yerleşimli lezyonlar için rezolüsyon kaybına bağlı oluşabilecek hatayı en aza indirmek için pek çok çalışma 360 derece rotasyonda yapılır. Tek foton emisyon tomografisi uygulamalarında projeksiyon görüntüleri genelde 64x64 veya 128x128 piksele (resim elemanına) bölünür. Bir piksel sırası boyunca elde edilen sayımlardan harita ya da grafik çizilerek görüntünün *single scan projection* profili elde edilir. 64x64 *acquisition* matrisi 64 farklı kesit projeksiyon oluşturur. Açısal projeksiyonlarla set tamamlandığında 64 tomografik kesit oluşur.



Tipik kesit kalınlık aralığı 12-24 mm'dir. Ham tomografik datadan transvers, sagittal ve koronal görüntüler elde edilir (2, 17, 18).

2) Uzaysal Rezolüsyon: Tek foton emisyon tomografisinde uzaysal rezolüsyon primer olarak kolimatör rezolüsyonuna, kısmen de derinlik ile kolimatör rezolüsyonunun değişkenliğine bağlıdır. Tipik gama kamera sistemlerinde SPECT'te planar uzaysal rezolüsyon, görüntü rekonstrüksiyonu sonucunda 15-20 mm'dir (1, 2).

3) Sensitivite ve Uniformite: İstatistiksel gürültünün artması planar görüntüye göre SPECT için daha fazla sayım alınmasını gerektirir. Bu sayıda fotonu uygun zamanda görüntülemek için de yüksek foton tutma etkinliğine sahip detektörler veya çok detektörlü gama kamera kullanılmalıdır (2, 17, 18).

Yüksek frekanslı gürültü ve rekonstrüksiyon filtresi tarafından güçlendirilen artefaktlar SPECT görüntülerinde hataya neden olur. Artefaktların ana kaynağı gama kameranın non-uniform olmasıdır. Bu problem gama kameranın non-uniform olarak sirküler dönüşü ile artar ve karakteristik halka (*ring*) artefakt oluşur (2, 17, 18).

4) Saçılan Radyasyonun Etkileri: Foton madde içinde ilerlerken başlıca üç olay tanımlanmaktadır. Bunlar fotoelektrik etki, Compton etkisi ve çift oluşumu olaylarıdır (16).

En çok oluşan etkileşim Compton saçılımıdır. Foton Compton saçılımı yaptığında enerjisinin bir kısmını atomun dış yörüngesindeki elektrona aktarır ve belli bir açı (*Compton açısı*) ile saçılır. Compton saçılımı hem görüntü kalitesi hem de rekonstrükte görüntü kantifikasyonunda büyük öneme sahiptir. Saçılan fotonları düzeltmenin pek çok yolu olmakla birlikte en basiti lineer efektif atenüasyon katsayısı kullanımımıdır. Bu değer vücut dokuları için gerçek olandan biraz düşüktür. Tipik olarak 140 keV <sup>99m</sup>Tc fotonları için 0,12 cm<sup>-1</sup> olup gerçek değeri 0,15 cm<sup>-1</sup> dir. Bu değerin normalden küçük seçilmesi, ince objelerin merkeze yakın alanlarında rekonstrüksiyon sonrası sayım kaybına neden olur. Aynı zamanda da bu alanlardan detekte edilen saçılmış fotonları durdurur. İkinci uygulama işlemlenmiş görüntüden saçılan fotonların dağılımının tahmini temeline dayanır (Dekonvolüsyon işlemleri). Bu

yöntem, tüm organ şekilleri ve vücut kalınlıklarını benzer kabul ettiği için her zaman doğru sonuç vermeyebilir. Bir başka yöntemde ise, hem fotopik hem de *scatter* penceresinde fotonlar toplanır. Bir kaynaktan salınan gama ışınlarının gerçek enerjilerine ait pulslar sivri bir pik değil çan eğrisi şeklindedir. Bu eğride gerçek enerji ve ona yakın değerleri içeren kısma fotopik denir. Fotopik altındaki bilgi yaklaşık olarak saçılan fotonların dağılımını verir. Gerçek enerji ve ona ne kadar yakın enerjilerin görüntüleme de kullanılacağı ise fotopik üzerinde ayarlanan enerji penceresi ile belirlenir. Büyük pencere değerlerinde saçılan fotonların katılımı artar ve kontrast ile rezolüsyon bozulur. Küçük pencere değerlerinde ise görüntüyü oluşturmak için gereken sayımın toplanma zamanı uzar. Teknesyum-99m için fotopik seti 126 - 154 keV (140 keV  $\pm$  % 20), saçılan foton pencere seti 99-121 keV (110 keV  $\pm$  % 20)'dir. Fotopik görüntüsünden *scatter* görüntüsü çıkarılarak doğru görüntü elde edilir. Bu teknik 2 cm'den büyük objeler için doğrudur. Çıkartma işlemi hatayı yükselttiğinden istatistiksel gürültüyü arttıran bir işlemdir (1, 5, 13, 15, 16, 19).

#### NÜKLEER TIP TOMOGRAFİ PRENSİPLERİ

Konvansiyonel statik veya planar radyonüklid görüntülerdeki temel problem 3 boyutlu kaynak dağılımının 2 boyutlu olarak elde edilmesidir. Anterior, posterior, lateral ve oblik görüntüler alınsa bile dağılım normal 3 boyutlu dağılımın aynısı olmaz, üst üste binmeler oluşur. Alternatif uygulama tomografik görüntü eldesidir. Tomografik görüntüler, yapıyı seçilmiş planda 2 boyutlu, derinde 3 boyutlu olarak verir. Modern tomografi tekniklerinde kantitatif projeksiyon datası elde edilir veya matematiksel algoritma ile objenin seçilmiş planından rekonstrükte görüntü elde edilebilir (13, 17, 18, 20).

#### A) FOKAL PLAN ( *BLURRING* ) TOMOGRAFİ

Kaynak ve görüntü kaydedici zıt yönde hareket eder. Fokal planda hedef nokta tanımlanır ve hedeflenir. Ancak, her projeksiyon açısında fokus dışından gelen sayımlardan da etkileneceği için istatistiksel hata artar ve görüntü bulanıklık içerir. Lezyonların lokalizasyonu yanlış tahmin edilir ve üst üst binme oluşabilir. Sonuçta odaklanan alanda ayrıntılar baskılanır. Hasta çevresindeki dönüş açısı kısıtlıdır.

Kantifikasyona uygun değildir. *Pinhole* tomografi ve dönen *slant hole* kolimatör ile SPECT çalışmaları örnektir (20).

## B) BİLGİSAYARLI (YENİDEN YAPILANDIRILAN) TOMOGRAFİ

Bilgisayarlı tomografi tekniklerinde ilgilenilen tomografik alanlar ve kesitler birbirinden tamamen ayrıdır, üst üste binmez, daha yüksek sinyal-gürültü oranına sahiptir, doğal aktivite dağılımını daha doğru verir ve kantitatif uygulamalara uygundur. Tomografik planlar genelde vücudun uzun eksenine dikey olarak alınır ve diğer planlar vertikal eksen görüntüsünden elde edilir. X-ray bilgisayarlı tomografiden farklı olarak emisyon radyasyonu kullanır ve emisyon bilgisayarlı tomografi (EBT) adını alır (17, 18, 20, 21).

a) Projeksiyonlardan Görüntü Rekonstrüksiyonunun Prensipleri: Vücudun pek çok açısından standart 2 boyutlu projeksiyon görüntüsü (sintigram) elde edilir. Uygun açılarda uygun sayıda projeksiyon profili alındığında orijinal 2 boyutlu verinin yeniden yapılandırılması mümkündür. Bir nokta kaynak düşünülecek olursa her profilin lokalizasyon haritası görüntü profiline paralel ve kaynak herhangi bir noktada profile dikey çizgide uzanıyor olarak izlenir. Nokta kaynak için bu belirsizlik diğer açılarının profilinin izlenmesi ile kolayca çözülürken dağılan kaynaklarda bu belirsizlik daha karışıktır ve aktivitenin derinliği bilinemez (22).

Kaynak dağılımının saptanması için ilk uygulama projeksiyon bilgilerinin, her görüntü profili için tüm görüntü aralıklarına tekrar geri dönülerek elde edilmesidir. Görüntü profiline katkıda bulunan tüm noktalardan eşit değerler kaydedilir. Bu işleme *backprojection* denir. Hemen hemen orijinal objenin dağılım profili elde edilir. Düzeltilmemiş görüntü profillerinin eklenmesi ile işlem tamamlanır. Bu işlem *linear superposition of backprojection* (LSBP) olarak adlandırılır. *Linear superposition of backprojection*'daki görüntü sayısı arttıkça tomografik etki artar; ancak son görüntü hala bulanıktır. *Point spread function*, bu bulanıklığı " $1 / r$ " olarak tanımlar. Burada  $r$ , nokta kaynaktan uzaklığı gösterir (20, 21).

LSBP görüntü = gerçek görüntü  $\cdot (1 / r)$

Bu formülde  $\cdot$  : konvolüsyon işlemidir.

*Linear superposition of backprojection* görüntüden gerçek görüntü elde edebilmek için  $1/r$  bulanıklık faktörünü elimine etmek gerekir. Fourier dönüşümü gerçek görüntü eldesinde önemlidir. Fourier dönüşümü, esas olarak koordinatların uzaysal ortamdan frekans ortamına sinüs ve kosinüs fonksiyonları olarak değişimini düzenler. Uzaysal koordinatlar  $f(x,y)$ 'dir.

$$F(V_x, V_y) = F[f(x, y)]$$

olarak gösterilir (20, 21).

Modülasyon transfer fonksiyonu görüntüleme sisteminin uzaysal rezolüsyonunu tanımlar ve farklı uzaysal frekansları ayırır (bk. s.9). Basit olarak görüntüleme sisteminin *line spread function*'un Fourier dönüşümüdür. *Line spread function* ise, farklı uzaysal frekans bileşenlerini içerir ve LSF'nin Fourier dönüşümü bu frekans bileşenlerinin spektrumudur (3, 6, 20).

Düzeltilme filtreleri görüntü profillerinin Fourier dönüşümlerinin alınması ve her frekans bileşeninin uzaysal frekansa orantılı olarak çoğaltılması ile uygulanabilir. Bu iki uygulamanın da etkisi eşittir ve pratikte kullanıma uygundur. Düzeltilme filtresi, uzaysal ortamda komplike şekilde olup frekans ortamında basitçe yokuş şeklindedir ve *ramp* filtre adını alır. *Ramp* filtre, yüksek frekans bilgisinin süpresyonu ile  $1/r$  bulanıklığını düzeltir. Rekonstrüksiyon işleminin tamamlanması LSFBP (*linear superposition of filtered backprojection*) işlemi ile olur (5, 20, 21).

b) Örneklemeye: Elde edilen görüntüler sürekli fonksiyonlar değildir. Projeksiyon görüntüleri ayrı ayrı noktaların görüntüsü olup biriktirilir. Bu noktalar arasındaki uzaklık linear örneklemeye aralığıdır. Objeye çevresinden görüntü elde edilirken belirli sayıda açısal örneklemeye aralığından söz edilir. Seçilen linear ve açısal örneklemeye aralığı kullanılan filtrenin *cut-off* frekansını (kesim frekansı) belirlerken detektörün rezolüsyonu görüntü rezolüsyonunu belirler. Eğer filtre *cut-off* frekansı detektör rezolüsyonundan düşük ise görüntünün rezolüsyonunu rekonstrüksiyon filtresi tanımlar. Filtre *cut-off* frekansı yükseltildiğinde görüntü rezolüsyonu bir noktaya kadar düzelir, sonra değişmez (5, 20, 21).

Tomografik çalışmalarda doğru rekonstrüksiyon için en az 180 derece açı tamamlanmalıdır. Aksi halde distorsiyon oluşur. Bu durumda distorsiyonun ayırımını yapmak olası değildir ve görüntülerin değerlendirilmesi zorlaşır (20).

**Parsiyel volüm etkisi:** Rezolüsyon değerine yakın küçük objelerde ( $2 \times \text{FWHM}$ 'dan küçük) tutulan aktivite objenin gerçek fiziksel boyutundan daha geniş alana yayılır. Buna bağlı olarak, bu objeler doğal aktivite konsantrasyonundan daha az aktivite konsantre etmiş geniş objeler gibi sunulurlar. Total sayım ise korunur. Bu etki, EBT görüntülerini hem kalitatif hem kantitatif olarak etkiler ve düzeltme faktörleri ile düzeltilir (20).

## TEK FOTON EMİSYON TOMOGRAFİSİ GÖRÜNTÜLERİNİN OLUŞTURULMASI VE YENİDEN ELDE EDİLMESİ

Tek foton emisyon tomografisinde elde edilen veriler objenin çevresinde farklı açılardan alınmış planar görüntüler topluluğundan oluşmaktadır. Planar görüntüdeki her görüntü elemanı piksel adını alır. Planar görüntü, objeden detektör yüzüne uzanan bir çizgi boyunca objenin tamamından elde edilen sayımların toplamından oluşur. Bir pikseldeki sayım oranı, ışın çizgisi boyunca objenin tüm volüm elemanlarından elde edilen sayım toplamıdır. Işın çizgisi, detektörün yüzeyine dikey olarak çizilen ve ölçümün yapıldığı pikselin merkezine karşı olan detektör yüzündeki pozisyonundan geçen çizgidir. Pikselin x ve y koordinatları planar görüntünün toplandığı açıyla belirlenir. Toplanan bu görüntülerin klinik olarak anlamlı olması için bir dizi işlemden geçirilmesi gerekir (15, 17, 18, 22, 23). Bu amaçla başlıca 3 yöntem kullanılmaktadır. Bunlar:

- 1) *Backprojection* (geri yansıtma) tekniği
  - a) *Simple backprojection*
  - b) *Filtered backprojection* (FBP)
- 2) *Iterative* (yineleyici) yöntemler
  - a) *Conjugate gradient* (CG)
  - b) *Maximum likelihood expectation maximisation* (MLEM)
  - c) *Ordered subset estimation maximisation* (OSEM)
  - d) *Maximum a posteriori expectation maximisation* (MAPEM)
- 3) Fourier teknikleri'dir (5, 22).

Transaksiyal görüntüler projeksiyon görüntüsünden rekonstrüksiyon ile elde edilir. Görüntüler, piksel adı verilen elemanlardan oluşan matrislerde elde edilir. Her açı için detektör üzerinde ölçülen noktalar ise *bin* adını alır. *Bin*'lerin sayısı farklı açılarda ölçülen noktaların sayısına ve her *bin*'in değeri ona denk gelen piksellerin toplamına eşittir (22).

### 1) *BACKPROJECTION* (geri yansıtma) YÖNTEMİ

Rekonstrüksiyon işleminin başlangıcıdır. En sık kullanılan yöntemdir (22).

a) *Simple Backprojection*: Bu işlemde herhangi bir  $M(x, y)$  noktasından geçmekte olan tüm ışınlar toplanır. Çünkü, tüm etkilenen piksellerde eşit sayıda sayım olduğu kabul edilir.

$M$  noktası için  $\theta$  projeksiyon açısında detektör üzerindeki lokalizasyon  $s = x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta$  'dır. Bu projeksiyon işlemi *Radon dönüşümü* adını alır ve çizgisel integraldir. Backprojection işlemi uygulanarak  $M$  noktasının doğru değeri bulunur. Projeksiyon datasına *backprojection* işleminin uygulanması toplama (*summation*) algoritması adını alır. Bu işlem, tüm açılar için tekrarlanır ve toplam projeksiyon açısı sayısına bölünür (Şekil - 3).

<b>g1</b>	<b>g2</b>	<b>g3</b>		<b>7</b>	<b>9</b>	<b>7</b>	
$(g1+g4)/2$	$(g2+g4)/2$	$(g3+g4)/2$	<b>g4</b>	6,5	7,5	6,5	<b>6</b>
$(g1+g5)/2$	$(g2+g5)/2$	$(g3+g5)/2$	<b>g5</b>	8	9	8	<b>9</b>
$(g1+g6)/2$	$(g2+g6)/2$	$(g3+g6)/2$	<b>g6</b>	7,5	8,5	7,5	<b>8</b>

Şekil - 3: *Backprojection* yöntemi uygulaması için toplama algoritmasının basit bir örnek ile gösterilmesi (22)

Bu işlem ile elde edilen rekonstrükte görüntüde non-uniform geri plan aktivitesini temsil eden pek çok hatalı değer vardır. Projeksiyon görüntüsünün geri yansıtılması ile sayımlar farklı lokalizasyonlarda üst üste biner. Sonuçta, rekonstrükte piksellerin ayırımında uzaysal rezolüsyonda biraz bozulma olur. İdeal şartlarda nokta kaynak Gaussian profili ile nokta kaynağın geriye projeksiyonu aynıdır. Gerçekte ise nokta kaynağın bulunduğu lokalizasyonda bir birikim vardır; ama bu birikimin çevresinde hatalı bilgi veren yerler de vardır. Bu, bulanıklık etkisi

denilen ve *simple backprojection*'nin karakteristiği olan yıldız (*star*) artefaktır (Şekil – 4). Bunun nedeni, matris boyutu ile ilgili olarak projeksiyon sayısının az olmasıdır. Teorik olarak objenin mükemmel rekonstrüksiyonu için sonsuz sayıda projeksiyon gerekmektedir (22, 23).

<b>Planar Proj.</b>	<b>Ant.Geri Proj.</b>		<b>Lat.Geri Proj.</b>	<b>Sonuç Geri</b>
00000	00100		00000	00100
00000	00100		00000	00100
00100	00100	+	11111	11211
00000	00100		00000	00100
00000	00100		00000	00100

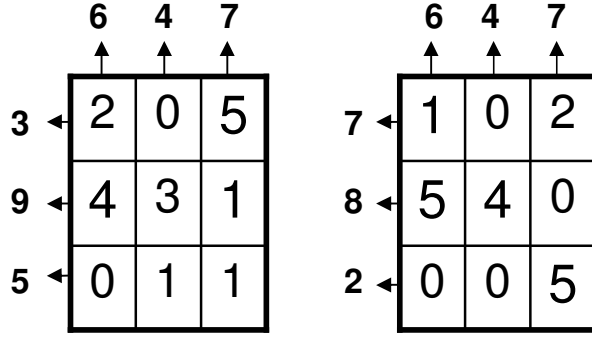
Şekil - 4: *Backprojection* yönteminde yıldız artefakt oluşumu

Görüntüler oluşturulurken kullanılan projeksiyon açısı sayısı yetersiz olursa ayrı görüntülere ait aynı projeksiyon görüntüsü elde edilebilir. Projeksiyon sayısı artırıldığında iki farklı görüntüye ait bir veya daha fazla açıda farklı projeksiyonların elde edilmesi mümkün olacaktır. Teorik olarak bir görüntünün mükemmel rekonstrüksiyonu için sonsuz sayıda projeksiyon gereklidir. Matris boyutuna göre projeksiyon sayısı rölatif olarak küçük olduğunda yıldız artefakt izlenir (Şekil - 5) (5, 22).

Oluşan yıldız artefakt *ramp* filtre ile düzeltilir. Bu filtre, bütün dalgaların genliğini frekans ile orantılı bir katsayı ile çarparak çoğaltır. Düşük frekanslar küçük faktörle, büyük frekanslar büyük faktörle çarpılır. Yüksek geçirgenlikli bir filtredir ve istatistiksel gürültü oluşturur. Bunun için, *ramp* filtreden sonra elde edilen görüntünün tekrar işlenmesi gerekir.

Geri yansıtma ile oluşan bulanıklığı azaltmak ve ardından elde edilen sonucu filtrelemek için görüntünün çok sayıda frekans komponentine bölünmesi ve filtrenin her komponentin ağırlığına göre tanımlanması gerekir. En çok *filtered back projection* algoritması kullanılmaktadır (5, 17, 18, 22, 23).





Şekil - 5: Yetersiz projeksiyon açısıyla görüntü alındığında aynı projeksiyon bilgisi elde edilirken açı sayısı artırılmasının iki farklı görüntünün tanımlanmasına olan etkisi görülmektedir (22).

b) *Filtered Backprojection (FBP): Simple backprojection* yönteminden tek farkı *ramp* filtre uygulanarak yıldız artefaktın ortadan kaldırılmasıdır. Rutinde en sık kullanılan yöntem olmasına karşın yeniden işleme sırasında bazı artefaktlara neden olmaktadır. *Filtered backprojection*' in zayıf yönleri:

1. Gürültüyü azaltmak için ek bir yumuşatıcı filtre kullanımını gerektirmesi görüntü rezolüsyonunda kayba neden olur.
2. Görüntüdeki gürültü ile rezolüsyon arasında en iyi uyumu sağlamak için optimum filtrenin seçilmesi zorunluluğu (bu yineleyici algoritma için de geçerlidir) vardır.
3. Yıldız artefakt tam olarak yok edilemez (5, 16, 17, 22, 23).

## 2) YİNELEYİCİ TEKNİKLER

Ardışık tahminlerle doğru değeri bulmaya çalışır; ancak FBP'dan daha uzun bilgisayar işleme süresi gerektirir. Başlangıçta transaksional kesitteki aktivite dağılımı daha sonra her açıdaki projeksiyon görüntüsünün tahmini için kullanılır. İlk tahmin için işlemeye rastlantısal başlanır. Tahmin edilen projeksiyon görüntüsü asıl projeksiyon görüntüsü ile karşılaştırılarak düzeltme faktörü hesaplanır. Düzeltme faktörü non-uniform atenüasyon, *scatter* düzeltmesi, derinliğe bağlı oluşan kolimatör bulanıklığından etkilenmez. Tahmin, karşılaştırma ve tekrar düzenleme pek çok kez yinelenir. Az yineleme yapıldığında rekonstrükte görüntüde bulanıklık artar ve küçük detaylar bulanıklığın içinde kaybolur. Fazla yineleme işleminde ise görüntü

keskinleşir; fakat gürültü artar. Bu durumda işlemlenin bitiminin ardından düzgünleştirici filtre uygulanır. Bu yöntem, özellikle düşük sayım dansiteli görüntülerde görüntü kalitesini artırır (Şekil – 6) (22, 24-28).

Yineleyici hesaplama 2 yolla yapılabilir:

1) Yineleyici *Filtered Backprojection*: Oldukça hızlı sonuca ulaşır ve fazla yinelemenin yapılması anlamlı fark oluşturmaz (ör: Chang iterative FBP algoritması).

2) İstatistiksel Rekonstrüksiyon: İlk yönteme göre daha düşük gürültülü görüntü oluşturur. Bu yöntemlerin özellikleri aşağıda sunulmuştur.

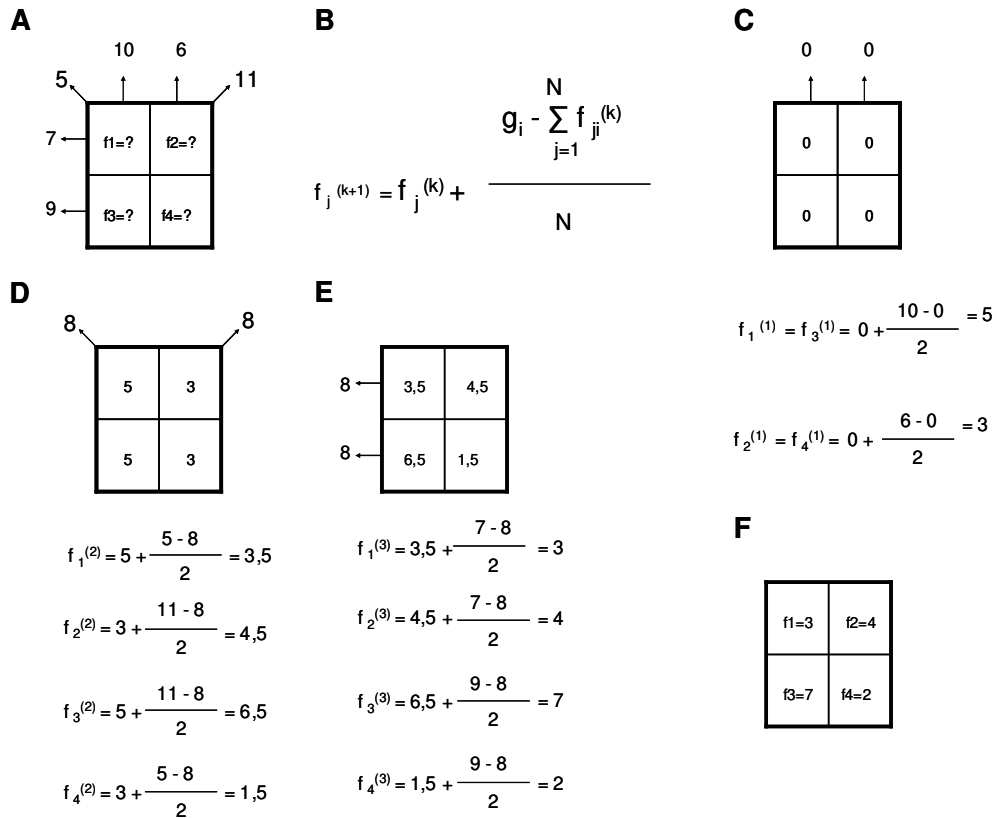
a) *Gradient & Conjugate Gradient* (CG): Görüntüye ait gerçek projeksiyonlar ile elde edilen projeksiyonları karşılaştırdığımızda bazı görüntüler için fark çok büyük olurken bazıları için daha küçük olur. Görüntünün yalnızca iki piksel olduğunu varsayarak 3 boyutlu eğri oluşturulabilir. Bu eğride iki horizontal aks piksellere ait değerleri, vertikal aks ise gerçek değerler ile aradaki farkı gösterir. Ancak, bunu tüm görüntüye uygulamak çok zordur. Çünkü, piksel sayısı arttıkça eğrinin boyutları görüntüdeki piksel sayısına eşit olur. Gerçek projeksiyonlar ile elde edilenler arasındaki fark en alt noktada en azdır. Amaç, bu en alt noktayı bulmak olmalıdır. Bu noktanın koordinatları, oluşturulacak görüntünün piksel değerleridir. Farkın binlerce nokta için hesaplanması sıkıcı ve zor bir işlemdir. Aynı yükseklikteki noktaları birleştiren eğri çizgiler konturları oluşturur. Yokuş çizgileri, konturlara dik uzanan sabit eğimli çizgilerdir. Rastgele bir nokta seçilir ve belirlenen optimal bir adım uzunluğu ile yokuş çizgilerine ters yönde inen noktalar takip edilerek daha alt nokta tanımlanır. Bu işlem en alt nokta bulunana kadar yinelenir. Bu yöntem *gradient yöntemi* veya adım adım alçalan yöntem denir. Çok yineleme gerektirdiği için efektif değildir. Bu yöntemin daha efektif olması *conjugate gradient* yöntemi ile sağlanır (22).

b) *Entropy (expectation) Maximisation* (EM): Tahmin edilmiş olan görüntü ile asıl projeksiyon görüntüsü arasında karşılaştırmada sık kullanılır. *Maximum likelihood* yöntem sıklıkla *entropy (expectation) maximisation* (MLEM) olarak tanımlanır. Transaksiyal görüntüyü en iyi tahminle asıl projeksiyona en doğru olarak yaklaştırmaya çalışır. Çok yineleme gerektirdiği için işlem yavaştır. Ancak, görüntü

gürültüsünü iyi kontrol eder. Kaç yineleme (50-200 yineleme gerekebilir) gerektiğine dair tanımlanmış bir kural yoktur. *Maximum likelihood expectation maximisation* yönteminde, elde edilen görüntüdeki radyoaktif bozunumların ortalama sayısından gerçek sayımlar tahmin edilerek gerçek sinograma en yakın benzerlikte *sinogram* oluşturulmaya çalışılır. Her yineleme işlemi iki basamağa bölünür.

E basamağı (*expectation*): Her rekonstrükte görüntü elde edilmiş olan veri tabanından tahmini olarak üretilir.

M basamağı (*maximization*): Elde edilmiş veriye en yüksek olasılıkla benzeyen görüntü bulunur.



Şekil - 6: Yineleyici yöntemlerle yeniden yapılandırma prensibi (22)

Atenüasyon ve bulanıklığı içeren sistem modeli kullanılarak simülasyon yapılabilir ve doğru tahmin görülebilir. Doğru tahmin olduğu düşünülen projeksiyonlar ile elde edilen verinin projeksiyonları karşılaştırılır. Aradaki fark daha doğru tahmin için tekrar kullanılır (22, 27).

c) *Ordered Subset Estimation Maximisation* (OSEM): Hudson ve Larkin tarafından tanımlanmıştır. *Maximum likelihood entropy (expectation) maximisation*'a göre benzer görüntü kalitesini 15-30 kat daha hızlı elde eder. Bu yöntemde projeksiyonların kümesi alt kümelere bölünür (Örneğin; 64 projeksiyon varsa her biri 4 görüntüden oluşan 16 alt kümeye bölünebilir. Birinci alt kümede 1-17-33-49. projeksiyonlar, ikinci alt kümede 2-18-34-50. projeksiyonlar, ... bulunur). Projeksiyon datasının bölüneceği sayı *spesifik order*,  $n$  ile belirlenir. Her bir alt küme en az 2 projeksiyon bilgisi içermektedir. Her alt kümenin içerdiği projeksiyonlardan hastadaki dağılıma ulaşılmaya çalışılır. Her alt gruba MLEM yöntemi uygulanır. Burada datanın " $n$ " e bölünmesi, rekonstrüksiyon işlemini " $n$ " kez kısaltmaktadır (22).

d) *Maximum a Posteriori Expectation Maximization* (MAPEM): "Oluşturulan projeksiyon elde edilmiş projeksiyona mümkün olduğunca yakın olmalıdır." kriterini kullanan MLEM yönteminde gerçek projeksiyon gürültü içeriyorsa rekonstrükte görüntüler de gürültü içerecektir. Bu gürültü, yineleme sayısının artması ile artma eğilimindedir. MAPEM yönteminde şu kriterler benimsenir: Tahmin edilen projeksiyon elde edilene mümkün olduğunca yakın olmalıdır. Yeniden yapılandırılmış görüntü çok gürültülü olmamalıdır. *One – step late* (OSL) yöntemi kullanılır, *maximization* yineleyici yönteme yol göstericidir. Modifiye edilmiş EM algoritmi OSL yaklaşımı kullanılarak MAPEM yöntemini oluşturulmaktadır. Gerçek piksel değerleri ile komşu piksellerin ortalama değerleri karşılaştırılarak pikseller arasındaki fark azaltılmaya çalışılır. Genellikle gürültülü imajlarda yumuşatma için tercih edilir. Ancak, görüntünün sınırlarında oluşturduğu yumuşama ile bulanıklığa neden olabilir (22).

Filtrelenmiş geriye yansıtma (FBP) ve yineleyici yöntemlerin ilk uygulamaları 1960'larda başlamış olup kısa işlem süresi nedeni ile FBP yöntemi tercih edilen olmuştur. Yineleyici teknikler simulasyon çalışmalarında FBP'dan daha iyi görüntü kalitesi sağlar. Özellikle komşu alanlara göre rölaf olarak daha yüksek radyoaktivite içeren vücut bölgeleri varlığında FBP'da daha yoğun yıldız artefakt izlenir. Bu olaya en iyi örnek, kemik SPECT'te mesane nedeni ile oluşan yoğun yıldız artefaktır ve OSEM rekonstrüksiyon yöntemi kullanılarak belirgin olarak azaltılabilir. Günümüz

bilgisayarlarının gelişmiş donanıma sahip olmaları yineleyici yöntemlerin klinikte kullanımını arttırmıştır (1, 5, 6, 20, 24-28).

### 3) FOURIER TEKNİKLERİ

Fourier teknikleri rekonstrükte görüntülerin düzeltilmesini ve iyi kalitede görüntü elde edilmesini sağlar. Bu teknikler başlıca üç ana grupta toplanır. Birinci grup lineer ve lineer olmayan filtrelerdir. Görüntü işlenmesi lineer filtre ile yapıldığında filtrelenmemiş görüntüdeki farklı uzaysal lokalizasyonlara ait değerlerin doğrusal kombinasyonu elde edilir. Lineer olmayan faydalı birçok teknik de vardır (5). Sabit ve sabit olmayan filtreler ikinci grubu oluşturur. Sabit dijital filtreler görüntünün her tarafında random gürültü ve sistem bulanıklığının değişmediğini varsayar; bu nedenle gerçek görüntü eldesi mümkün olmaz. Sabit olmayan filtrelerin uygulaması daha karmaşık olduğu halde görüntünün lokal özelliklerine uyarlanabilirler (5). Filtreler frekans geçirgenliklerine göre de sınıflanabilir. Bu grupta düşük geçirgenlikli filtreler (yumuşatıcı filtreler), yüksek geçirgenlikli filtreler ve ara geçirgenlikli filtreler yer almaktadır (5, 6).

## FİLTRELER

Filtre matematiksel bir işlemdir. Görüntünün frekans ve amplitüdünü azaltarak ya da çoğaltarak görüntü kalitesini iyileştirir. Filtreler uzaysal ortamda ve frekans ortamında uygulanabilir (5, 23).

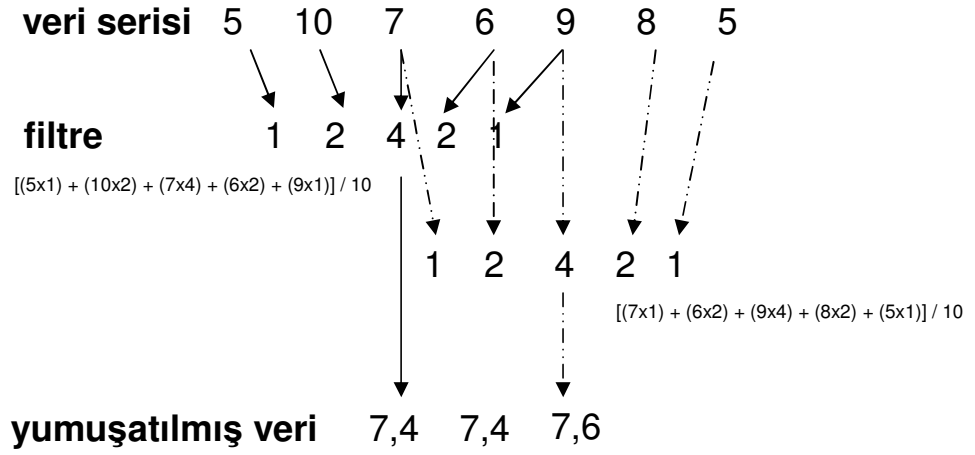
Uzaysal ortamda filtreleme işlemi *konvolüsyon* adı verilen matematiksel işlem ile yapılır. Uzaysal ortam filtreleri piksellerdeki sayımlar üzerinde etkilidir. Ağırlık faktörü ve matriks sistemi kullanılır. Bunlar:

- 1) Yumuşatıcı (*smoothing*) filtreler
- 2) Kenar algılama filtreleri
- 3) Yüksek ayırmalı filtrelerdir .

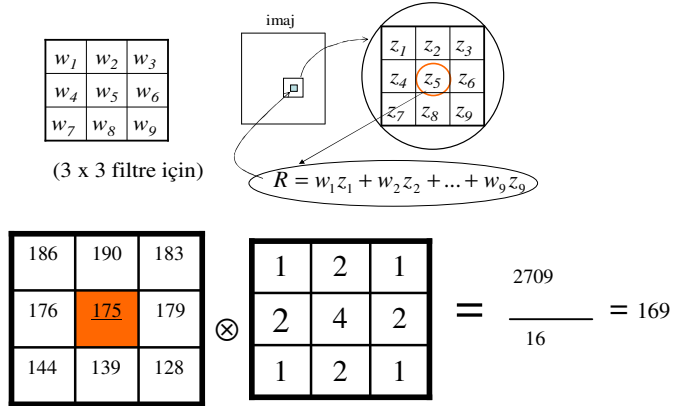
1) Yumuşatıcı filtreler, hem uzaysal hem de frekans ortamında uygulanabilir. Görüntü veya sinyaldeki istatistiksel dalgalanmaları azaltmak için kullanılır. Uzaysal ortamda yumuşatıcı filtre işlemi sinyal ile filtre fonksiyonunun konvolüsyonu sonucu gerçekleşir. Tek boyutta veya iki boyutta konvolüsyon işlemi uygulanabilir (5).

Tek boyutta konvolüsyona 5 nokta yumuşatıcı filtre uygulaması örnektir. Tek boyutta konvolüsyon işleminde filtrenin merkezi ham datada her bir piksel üzerine ilerler. Her bir element için ham data ile çarpılmış filtre değerlerinin ağırlıklı toplamının  $1/10$ 'u (filtre değerlerinin resiprokal toplamı) olarak oluşturulan filtre edilmiş değer ile ham data merkezi pikselindeki değer değiştirilir (Şekil – 7) (5, 23).

İki boyutta konvolüsyon, uzaysal ortamda iki boyutlu konvolüsyon benzer şekilde uygulanır. En sık 9 nokta binominal yumuşatıcı filtre kullanılır. Burada ham datadaki her piksel kendisine karşılık gelen filtre ağırlık faktörü ile çarpılır ve ağırlıklı toplam resiprokal toplam değerine bölünür. Filtre edilmiş değer merkezi piksele yerleştirilir ve filtre bir sonraki piksele kaydırılır (Şekil – 8) (5).



Şekil - 7: Tek boyutta konvolüsyon uygulaması (5)



Şekil - 8: Dokuz nokta binominal yumuşatıcı filtre fonksiyonu uygulaması

Bu filtreler, görüntüdeki her bir pikselin yakın komşulukları ile birlikte ağırlıklı ortalamasının alınmasını sağladığı için bir pikselden diğerine ani sayım dalgalanmalarını azaltır (6, 5, 15).

2) Kenar algılama filtreleri, görüntüde sayım yoğunluklarının ani değişim gösterdiği sınır bölgelerinin belirlenmesini sağlar (6).

3) Yüksek ayrımlı filtreler, belirlenen yüksek frekansları geçirerek görüntüde keskinlik ve ayırma gücünün artırılmasını sağlar. Ancak, gürültüye karşılık gelen yüksek frekansların da geçirilmemesi için önce düzgünleştirici filtre uygulanması gerekir. Bu filtre, sinyal / gürültü oranını arttırarak bulanıklığı giderir (5, 6).

### ÖRNEKLEME TEORİSİ

Gama kamera detektörüne ulaşan her foton için 3 analog elektronik sinyal oluşturulur. Foton etkileşiminin uzaysal pozisyonunu gösteren iki sinyal x, y ile, enerji birikimini gösteren üçüncü sinyal z ile tanımlanır. Gama kamerada kayıt edilen görüntü, hastadaki üç boyutlu dağılımın iki boyutlu düzleme yansımını gösteren sürekli bir fonksiyondur. Dijital ortamda ya görüntüyü yansıtan sürekli fonksiyon örneklenir ya da 64x64, 128x128 veya 256x256 matrikse bölünerek görüntü elde edilir (1, 17, 18).

Sürekli fonksiyon olarak görüntü eldesinde örnekleme işlemi sırasında herhangi bir veri kaybı olup olmadığı bilinmelidir. Bu soru örnekleme teoremi ile yanıtlanabilir. Bu teoreme göre bilgi kaybının en az olması için örnekleme aralığı en küçük mesafe olan piksel boyu ( $\Delta X$ ) kadar olmalıdır (5, 6). Bu durumda;

örnekleme frekansı  $V_s = 1 / \Delta X$  olacaktır.

Bir değişimin tanımlanabilmesi için en az iki piksel noktası gerekir. Bu nedenle, sistemin ayırabileceği en yüksek değişim hızı maksimum frekans ( $V_m$ )'dır ve *Nyquist* ( $N_q$ ) frekans adını alır.

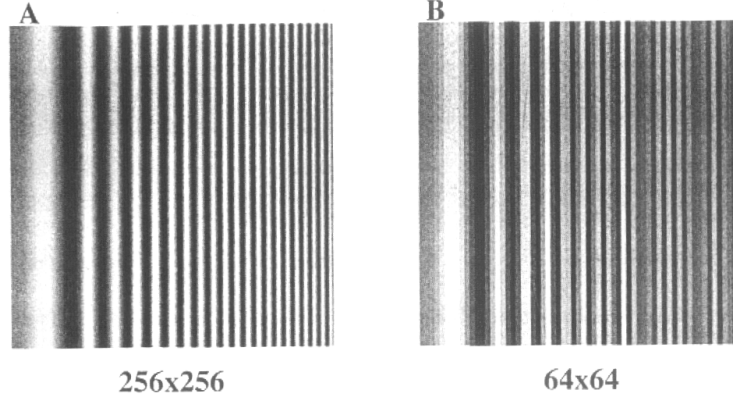
$$V_m = V_s / 2$$

$$V_m = 1 / 2 \Delta X$$

$$V_m = 0.5 \text{ cycles / piksel}$$

*Nyquist* frekans sınırı aşıldığında orijinal fonksiyon (görüntü) örnekten tümü ile oluşturulamaz, işlemlenmiş görüntü düşük frekansları baskılayan yüksek frekansları içerir ve Moire tipi distorsiyon (*aliasing*, karmaşa) ortaya çıkar (Şekil - 9) (1, 5, 6, 17, 18, 21-23, 29).





Şekil - 9: Moire tipi distorsiyon (*aliasing*) örneği

#### DİJİTAL GÖRÜNTÜ FİLTRELERİ

Dijital filtreler görüntüde yüksek frekansların etkisini düzelten matematiksel işlemlerdir. Filtre, frekans ortamında Fourier dönüşümü olarak uygulanır. Sonra bilgisayarda ters Fourier dönüşümü ile sonuç elde edilir (5, 30).

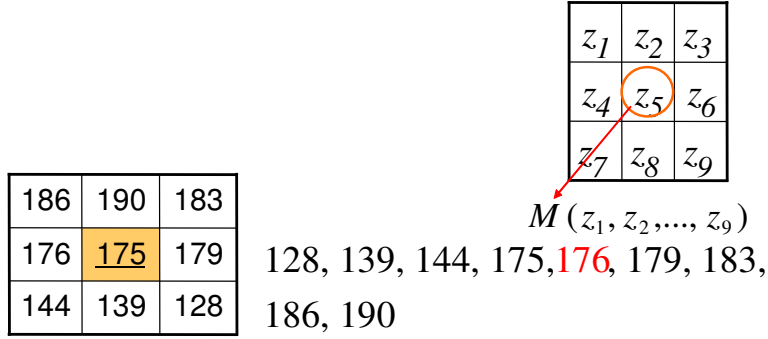
#### FİLTRELERİN SINIFLANDIRILMASI

##### A) LİNEER ve LİNEER OLMAYAN FİLTRELER

Görüntü işlenmesi lineer filtre ile yapıldığında filtrelenmemiş görüntüdeki farklı uzaysal lokalizasyonlara ait değerlerin doğrusal kombinasyonu elde edilir. Lineer olmayan faydalı birçok teknik vardır (Ör: medyan filtre) (5).

**Medyan Filtre:** Lineer olmayan filtre olup piksel değerlerinin ortancasını alır. İmajdaki her bir pikseldeki değer o pikseli çevreleyen pikseller grubundaki değerlerin medianı ile değiştirilir (Şekil - 10). Sonuçta, medyana uzak değere sahip pikseller komşu piksellere benzetilmeye zorlanırlar; aynı zamanda kenarlar korunur (5, 30).

**Komşu Ortalamalarla Filtreleme:** Bu filtreler, görüntüdeki yüksek frekansları uzaklaştırır ve kenarlarda bulanıklık oluşturur (Şekil - 11) (5).



Şekil -10: Medyan filtrenin uygulanması

186	190	183
176	175	179
144	139	128

 $\otimes$ 

1	1	1
1	1	1
1	1	1

 $=$ 
 $\frac{1}{9} \times$ 

1	1	1
1	1	1
1	1	1

 $= \frac{1325}{9} = 147$

Şekil - 11: Komşu ortalamalarla filtreleme örneği

## B) SABİT VE SABİT OLMAYAN FİLTRELER

Sabit dijital filtreler görüntünün her tarafında random gürültü ve sistem bulanıklığının değişmediği varsayımı ile çalışır. Böylece, filtre görüntüdeki sinyal gürültü oranındaki lokal değişikliklere uyarlanmaz. Sistem bulanıklığı ve gürültü, görüntünün farklı lokalizasyonlarında farklı olacağı için sabit filtre ile gerçek görüntü eldesi mümkün olmaz (5).

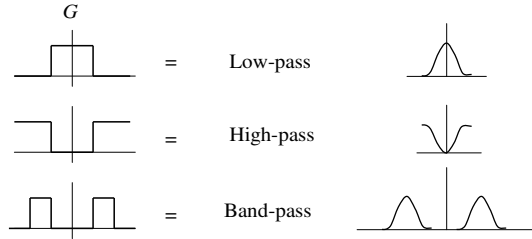
Sabit olmayan filtrelerin uygulaması daha karmaşık olduğu halde görüntünün lokal özelliklerine uyarlanabilirler. Böylece, düşük sayım alanlarında gürültüyü azaltacak ve yüksek sayım bölgelerini belirginleştirecek filtre oluşturulabilir (5).

### C) FREKANS GEÇİRGENLİKLERİNE GÖRE FİLTRELER (5)

1) Düşük geçirgenlikli filtreler (*low - pass*): Frekans ortamında yumuşatıcı filtreler görüntüdeki düşük frekansları geçirir ve yüksek frekansları baskılar. Görüntüdeki istatistiksel varyasyonları azaltır. Frekans ortamında düşük geçirgenlikli filtreler en fazla 1.0 amplitüdüne ulaşır ve frekans artması ile amplitüdüleri azalır. Nükleer tıpta en sık kullanılan düşük geçirgenlikli filtre Butterworth filtredir.

2) Yüksek geçirgenlikli filtreler (*high - pass*) : Düşük frekansları baskılar ve yüksek frekansların geçmesine olanak tanır.

3) Ara geçirgenlikli (*band - pass*) filtreler: Hem düşük hem yüksek frekansları baskılar ve arada tanımlanmış bir frekans şeridinin geçmesine olanak tanır (Şekil – 12).



Şekil - 12: Frekans ortamında filtrelerin gösterilmesi

### CUT-OFF (KESİM) FREKANSI

Düşük geçirgenlikli filtre fonksiyonunda *cut-off* (kesim) frekansı önemlidir. Filtre değerinin sıfıra indiği frekans değeridir. Yani, kendinden küçük frekansların geçtiği büyük frekansların durdurulduğu frekanstır (14, 21, 23). Ama birçok filtrenin değeri kesim frekansında hemen sıfır olmadığı için kesim frekansı filtre değerini yarıya indiren frekans olarak da tanımlanır. Genellikle çok küçük objelerin (yüksek frekanslar gürültü içerdiğinden) görüntüden kaldırılması ve yapısal bilgi içeren daha büyük objelerin (küçük frekanslar) korunması istenir. Gama kameralar belli boyuttan daha küçük objeleri ayırt edemediklerinden, kesim frekansı yaklaşık olarak kamera rezolüsyonuna eşit bir değere ayarlanmalıdır (5, 20, 23).

$$V_k (\text{mm}^{-1}) = 1 / \text{FWHM}$$

$V_k (Nq) = (2 \text{ piksel boyu}) / \text{FWHM}$  denkliği ile elde edilir.

Örneğin, 8 mm'lik FWHM değeri için kesim frekansı = 0.125 *cycles/mm* veya 3.2 mm'lik piksel boyu için 0.8 Nq veya 0.4 *cycles/piksel* olmalıdır.

### *ORDER ( ROLL-OFF ), POWER*

Filtrenin diğer bir parametresi *order* olup korunan frekanslar ile elimine edilen frekanslar arasındaki geçişin ne kadar hızlı olduğunu tanımlar. *Power, order*'ın 2 katıdır. *Order* büyüdükçe filtre daha dik hale gelir. Yumuşatıcı filtrelerde *order* düşük olup düşüş erken ve yavaştır. Düşük sayım içeriği olan ve düşük uzaysal rezolüsyonun kabul edilebildiği durumlarda kullanılır. Keskin filtrelerde ise düşüş geç ve hızlıdır. Yüksek sayımlı görüntülerde iyi uzaysal rezolüsyon istendiğinde kullanılırlar (20, 23).

Görüntünün farklı yerlerinde sayım yoğunluğu değişimine göre optimum filtre keskinliği görüntünün farklı noktaları için aynı değildir. Bu sorunu çözmeye çalışan filtrelere restorasyon (*adaptive*) filtreleri adı verilir. Metz ve Wiener filtreleri restorasyon filtresine örnektir. Bunlar gama kameranın görüntüleme kapasitesine ait bilgiyi de içerirler ve uzaysal rezolüsyon kaybı, sınırlarda bulanıklık oluşumunu önler (20, 23).

Optimum bir filtre gürültüyü baskılayacak kadar yumuşatıcı olmalı, ancak uzaysal rezolüsyonda önemli kayba neden olmamalıdır. Keskinliğin belirlenmesinde hem sayım yoğunluğu hem de sistem rezolüsyonu önemlidir. En iyi filtre, farklı filtrelerle işlenmiş görüntü serisinin görsel değerlendirilmesi ile saptanır (20, 23, 24).

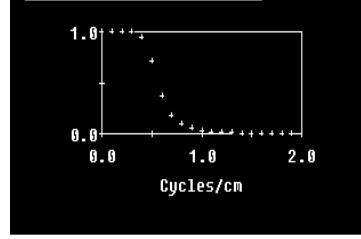
### BUTTERWORTH FİLTRE

Nükleer Tıpta en sık kullanılan düşük geçirgenlikli (*low – pass*) filtredir. *Cut-off* ve *order* olmak üzere iki değişkeni vardır. Düşük frekans bölgesinde bir platoya sahiptir ve görüntüdeki düşük frekansları etkilemez, fakat yüksek frekansları (*random gürültü*) hızla baskılar (Şekil – 13). Uygun parametreler seçilirse filtre,

yüksek frekans gürültüsünü azaltırken objeyi temsil eden frekanslar üzerine çok az etki gösterir. Butterworth filtre kenar keskinliği ile yumuşatma arasındaki dengeyi en iyi kuran filtredir ve sıklıkla beyin, akciğer ve karaciğer SPECT görüntülerinin işlenmesinde kullanılır. *Order* yüksek seçildiğinde görüntü rezolüsyonunun artmasına katkıda bulunur (5, 17, 18, 23, 31).

$$B(\nu) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\nu}{\nu_c}\right)^{2N}}$$

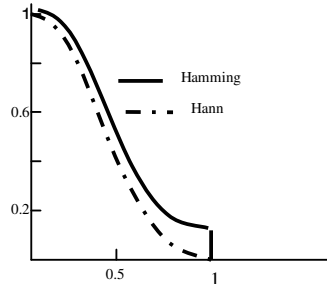
N: order  
 $\nu_c$ : cut-off frekansı



Şekil - 13: Butterworth filtre matematiksel gösterimi ve *cut off*: 0.50 ; *order*: 10 için eğrisi

#### HAMMING (HANN) FİLTRE

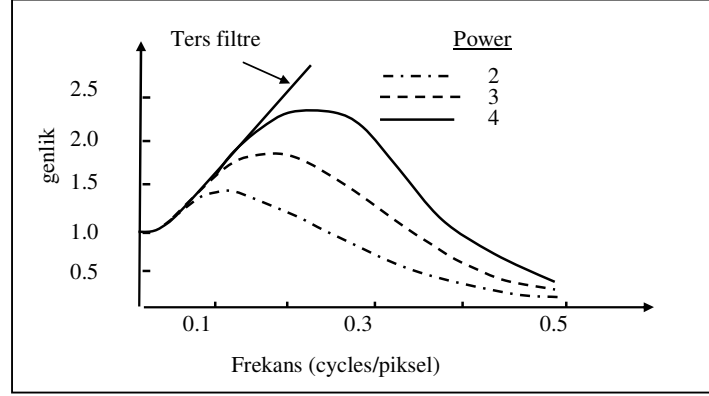
Genellikle Hann ve Hamming filtreleri (Şekil – 14) birbirine benzer ve birbiriyle karıştırılırlar. Sıklıkla yanlış bir şekilde Hanning filtre olarak isimlendirilen Hann filtre, aslında Hamming filtrenin özel bir halidir. Bu filtreler düşük frekanslarda plato sergilemez, giderek artan şekilde frekansları yok eder. Filtrenin davranışını belirleyen kesim frekansıdır. Düşük kesim frekanslarında görüntü yumuşar. Hamming filtre ailesi genellikle kemik sintigrafisi, talyum-201 ve galyum-67 ile elde edilen görüntülerin işlenmesinde kullanılır (5, 17, 18, 21, 23).



Şekil - 14: Hann ve Hamming filtrelerinin eğrileri

## METZ FİLTRE

Metz restorasyon filtresi görüntüleme sisteminin rezolüsyonunun Fourier dönüşümü olan MTF temeline dayanır (5, 23).



Şekil - 15: Ters filtre ve farklı gürültü seviyeleri için optimize edilmiş Metz filtre eğrileri. Görüntüdeki gürültü arttıkça filtre yanıtı daha yüksek frekansları baskılar.

Eğride ilk kısım ters filtreyi, ikinci kısım *low-pass* filtreyi temsil eder. Metz filtre yüksek frekansların görüntüye daha fazla dahil edilmesini sağlar. Ancak, gürültü arttıkça yüksek frekansları daha çok baskıladığı için rezolüsyonu iyileştirir. Metz filtrenin frekans yanıtı Şekil - 15'de gösterilmiştir (5, 15, 16, 19, 20).

## WIENER FİLTRE

Wiener Filtre restorasyon filtresidir. Söz konusu görüntünün bilinen veya ölçülmüş sinyal-gürültü oranı [*signal to noise ratio (SNR)*] üzerine kurulan filtredir. Filtrelenmiş görüntü  $g(x)$  ile gerçek obje görüntüsü  $f(x)$  arasındaki ortalama karekök hatasını minimize etmek için kullanılır. Ancak, en önemli dezavantajı sistemin MTF'sinin ve her bir hasta için sinyal-gürültü oranının kesin olarak tahmin edilememesidir (5, 17, 18, 23).

### SHEPP & LOGAN FİLTRE

Yüksek rezolüsyon ve yüksek gürültü seviyesi içerir. Keskin sınırlar ve yüksek kontrast yaratır. Rekonstrüksiyon sonrası görüntü halka artefaktı içerebilir. Yüksek sayım hızlı çekimlerde kullanımı efektiftir (23).

### PARZEN FİLTRE

Düşük gürültülü ve düşük rezolüsyonlu görüntü eldesi sağlar. Küçük lezyonları maskeleyebilir (23).

### FİLTRE SEÇİMİNDE ÖNEMLİ OLAN PARAMETRELER

- 1) Sayım sayısı (verilen radyasyon dozu ve çalışma sırasında artmış hareket artefaktları kısıtlayıcıdır)
- 2) Çalışmanın tipi
- 3) Geri plan gürültü seviyesi
- 4) Klinisyenin kişisel tercihi

Sonuç olarak mükemmel filtre yoktur; ancak optimum filtreden söz edilebilir. Filtre seçimi ampirik olarak her laboratuvarın koşuluna (aletin özellikleri, ortamın etkisi v.b.) uygun olarak yapılmalıdır (5, 17, 18, 21-23, 25, 27).

## BEYİN SPECT İŞLEMLERİNDE FİLTRE SEÇİMİ

Beyin SPECT çalışmalarında, görüntüler sistemin uzaysal rezolüsyonunun sınırlı olması ve random gürültü nedeni ile bozulur. Düşük geçirgenlikli filtreler projeksiyon görüntülerinde yüksek frekanslı random gürültüyü belirgin olarak azaltır. Düşük geçirgenlikli filtre olan Butterworth filtre beyin SPECT çalışmalarında en sık tercih edilen filtredir. Filtrenin şeklini kesim frekansı ve *order* parametreleri belirler. Uygulanan radyofarmasötik beyin dokusunda dağılımı ve tutulumundaki kişisel farklılıklar total sayım istatistiğini etkilemektedir. Bu nedenle, maksimum faydalı bilgiye ulaşmak ve random gürültüyü azaltmak için her olgunun görüntüsüne uygun optimum Butterworth filtre seçilmelidir. Ayrıntıların atlanmasını önlemek için çalışmaya mümkün olduğu kadar yüksek kesim frekansı ile başlanması önerilir. Boyutu bilinmeyen lezyonlarda ve düşük frekanslı lezyonlarda ise Metz filtre tercih edilmesi önerilir (22, 23, 29, 31).

Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinin işlenmesinde rutinde FBP yöntemi uygulanmaktadır. *Filtered back projection* yöntemi, aktivite dağılımına ait ilk yaklaşık değeri verir, ancak sonuç gürültülüdür ve yıldız artefakt içerir. Beyin perfüzyon SPECT çalışmalarında FBP ile rekonstrüksiyon yapıldığında kontrastı ve uzaysal rezolüsyonu arttırmak için gürültü azaltılmalı ve bunun için restorasyon filtreleri kullanılmalıdır (22, 23, 25). Yineleyici yöntemler (örneğin OSEM) istatistiksel temelli tahmin yöntemleri olup beyin SPECT görüntülerinin rekonstrüksiyonunda kullanılmaktadır. Bu yöntemler ile saçılma, atenuasyon ve parsiyel volüm etkisi düzeltilmektedir. Beyin perfüzyon SPECT çalışmalarında FBP yöntemi kullanıldığında (subkortikal alan dışında) gerçek değerlerden farklı değerler saptanabilir. Sonuçta, FBP ile karşılaştırıldığında OSEM yöntemi ile gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmektedir. Fark, FBP için % 35 iken OSEM için % 29'dur. Yineleyici yöntemler beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sonuçların doğruluğunu artırır ancak, yineleme sayısı doğru seçilmelidir (26, 29).

Filtered back projection tekniğinde projeksiyon imajlarına Butterworth filtre ile ön-filtreleme yapılır. Butterworth filtre parametreleri görüntü kalitesinin görsel olarak değerlendirilmesi ile belirlenir. Yineleyici yöntemler ile rekonstrüksiyon



yapılıp ardından Butterworth filtre kullanılarak kaliteli görüntüler elde edilir (2, 23, 21, 26, 31). Artan kontrasta bağı olarak yineleyici yöntemler ile farklı lezyonların ayrımı kolaylaşmaktadır. *Filtered back projection* görüntüleri ile MLEM görüntüleri karşılaştırıldığında, MLEM görüntülerinde gri ve ak madde arasında yüksek kontrast farkı ve gri maddede daha iyi rezolüsyon izlenmektedir. Bu yöntem, SPECT görüntüleme için efektif bir rekonstrüksiyon tekniği olmakla birlikte çok yavaş olduğundan klinik kullanım için uygun değildir. Daha kısa sürede işlem yapma olanağı sunan OSEM beyin SPECT'in klinik uygulamalarında rekonstrüksiyon için önerilmektedir (25, 26).

Biz de bu çalışmada FBP ile rekonstrükte edilmiş görüntülerde Butterworth (BW) filtreyi sabit *order* ve farklı *cut-off* frekanslarıyla ve OSEM yineleyici yöntemini sabit *subset* ve farklı yineleme sayıları ile kullandık. İşlenmiş tüm görüntüleri görsel olarak karşılaştırarak <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT çalışmalarımızda kullanılacak en uygun rekonstrüksiyon yöntemi ve filtreleme parametrelerini belirlemeyi amaçladık.

## GEREÇ ve YÖNTEM

### OLGU GRUBU

Bu çalışmada Şubat 2006-2007 tarihleri arasında Pamukkale Üniversitesi Nükleer Tıp kliniğine primer beyin tümörü veya metastatik beyin kitlesi nedeni ile başvuran 22 olguya <sup>99m</sup>Tc ECD (N,N'(1,2-ethylenediyl) bis-L-cysteine diethyl ester) beyin perfüzyon SPECT çalışması yapıldı. Olguların bir tanesinde lezyonun hiperaktif özellikte olması ve diğer olguda şiddetli hareket artefaktı olması nedeni ile toplam 20 olgu çalışmaya alındı. Olguların hiç biri beyindeki lezyonlarına yönelik radyoterapi, kemoterapi almamış ve operasyon geçirmemişti. Olguların 9'u erkek, 11'i kadındı ve yaş ortalaması 56,4 ± 13,9 yıl (yaş aralığı 26-76 yıl) idi. Yirmi olguda lokalizasyonları ve boyutları kraniyal MR veya BT ile belirlenmiş 27 lezyon mevcuttu.

### GÖRÜNTÜ ELDESİ

Olgular çekim öncesi gürültüden uzak, loş bir odada 10 dakika dinlendirildi. <sup>99m</sup>Tc ECD (Neurolite, Bristol-Myers Squibb, Belçika) üretici firmanın radyofarmasötik hazırlama kurallarına uygun olarak hazırlandı. 740 MBq dozda <sup>99m</sup>Tc ECD , brakial vene yerleştirilmiş kanül aracılığı ile intravenöz uygulandı. Beyin SPECT görüntüleme işlemine enjeksiyonu takiben 2 - 37 dakikada (ortalama: 10 dk) başlandı. Bu amaçla, tek başlı, 360 derece dönebilen Genie Acq. ünitesine sahip CamStar AC/T gamma kamera (GE, Milwaukee, Wisc., USA) kullanıldı. Gamma kamera yatağına supin pozisyonda yatırılan hastanın başı plastik materyelden yapılmış baş tutucu (*head holder*)'da sabitlendi. Tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi çalışmasında LEGP (*low energy general purpose*) kolimatör kullanıldı. Görüntüleme 140 keV için % 20 enerji penceresi seçildi. Her frame için 3 derecelik dönüş açısı ile ve 20 saniye / projeksiyon emisyon süresinde 1000 kcts (kilocount) toplandı. 128x128 matriks ve 1.60 büyütme faktörü kullanılarak 42 dakika 40 sn'de SPECT görüntüsü elde edildi. Atenüasyon düzeltme işlemi yapılmadı. Ham data görüntüsünden transaksial eksende 1.90 cm kesit kalınlığında (1 piksel) transvers, sagittal ve koronal görüntüler elde edildi.

Her bir hastaya ait beyin perfüzyon SPECT görüntüleri rutin işlemlerde kullanılan FBP ve Butterworth filtre (0,50 : 10) ile işlemlendi. Ardından *order* değiştirilmeksizin 0,40 - 0,45 - 0,55 - 0,60 kesim frekanslarına sahip Butterworth filtre ile ayrı ayrı işlemlendi (Resim – 1’den Resim – 5 ‘e kadar).

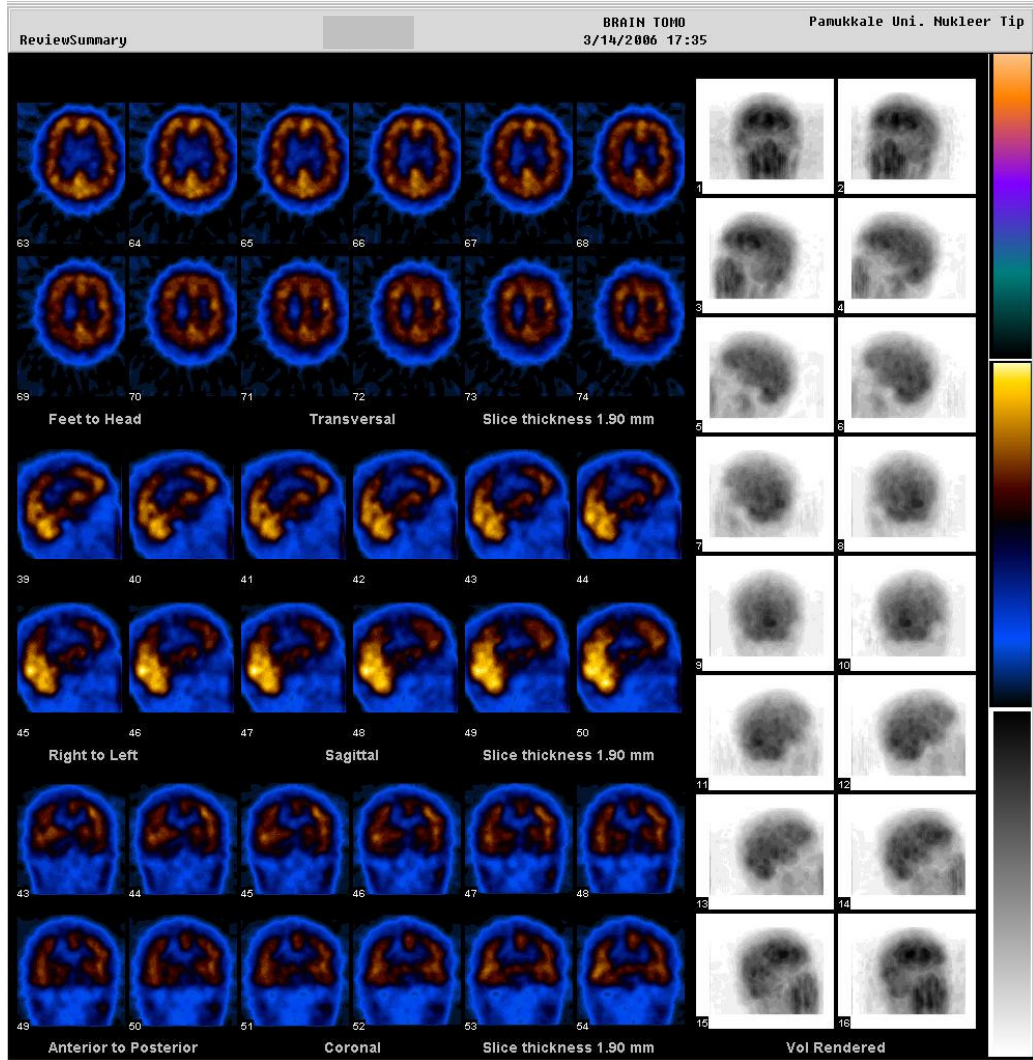
Ayrıca, görüntüler saçılım düzeltme faktörü:1, EM (expectation maximisation) yineleme sayısı: 2, subset sayısı: 10, kardiyak dışı sonraki filtre: Hanning (*cut-off*: 0,85), kardiyak dışı FBP filtre: Hann (*cut-off*: 0,85) parametreleri ile OSEM yineleyici yeniden yapılandırma yöntemi ile işlemlendi. Görüntülerde OSEM yöntemi kullanılarak 2 – 5 ve 10 yineleme sayısı ile rekonstrüksiyon işlemi yapıldı(Resim – 6’dan Resim – 8 ‘e kadar).

Elde edilen toplam 8 farklı filtrelenmiş görüntü seti hastaların BT ve MR’ında tanımlanan lezyon boyutu ve lokalizasyonlarını ve filtre özelliklerini bilmeyen iki tecrübeli Nükleer Tıp uzmanı ile birlikte görsel olarak değerlendirildi. Görüntülerin değerlendirilmesi ve lezyon lokalizasyonlarının belirlenmesinde "Brain SPECT a Normal Brain Morphofunctional Atlas’dan ( Dr. Ugo Paolo Guerra )" yararlanıldı (32).

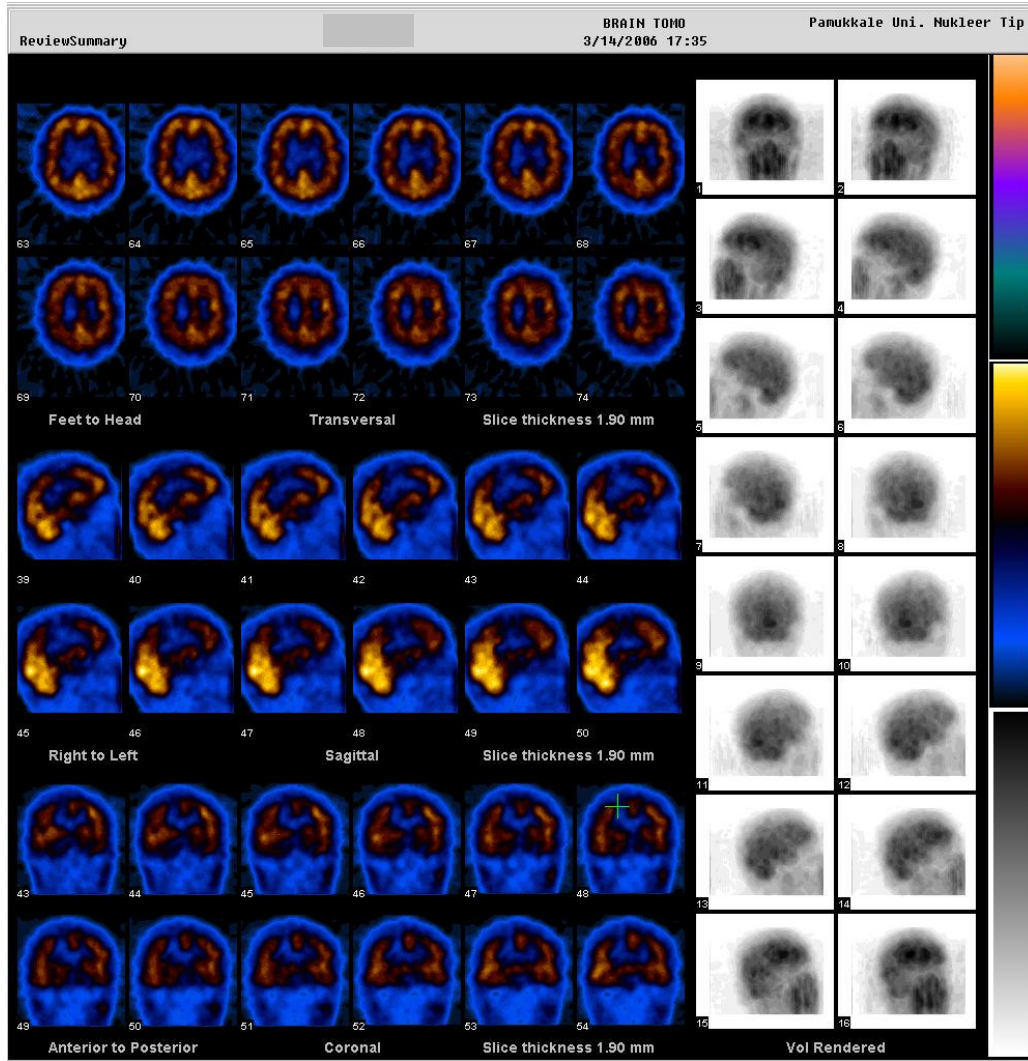
Farklı filtreleme yöntemine ait elde edilen tüm görüntüler karşılaştırılarak görsel olarak saptanabilen lezyonlar belirlendi. Sintigrafik olarak tanımlanan lezyonların lokalizasyonları kraniyal BT veya MR’da tanımlanan lezyon lokalizasyonları ile karşılaştırıldı. Her okuyucu için BT / MR ile <sup>99m</sup>Tc- ECD beyin SPECT arasındaki uyumluluk düzeyi ve okuyucular arasındaki uyum Kappa testi ile değerlendirildi.  $\kappa$  değeri -1 ile +1 arasında değişir. Sıfır tam uyumsuzluğu, -1 ise ters uyum bulunmasını gösterir (33).  $\kappa$  değeri 0.0 (zayıf), 0.01 - 0.4 (kabul edilebilir), 0.41 - 0.6 (orta derecede), 0.61 - 0.80 (iyi), 0.81 - < 1.0 (mükemmel yakın) ve 1.0 (mükemmel) uyum olarak belirlendi (34).  $p < 0,05$  anlamlı kabul edildi.

Ayrıca, rutin uygulamalarımızda kullandığımız Butterworth filtre 0,50 : 10 kullanılarak işlemlenmiş görüntüler farklı zamanlarda bilgisayar ekranından ve kağıda basılmış olarak değerlendirildi ve sonuçlar arasındaki uyuma bakıldı. En son olarak, beyin perfüzyon SPECT çalışmasında tanımlanabilen lezyon(ların) boyutu ile

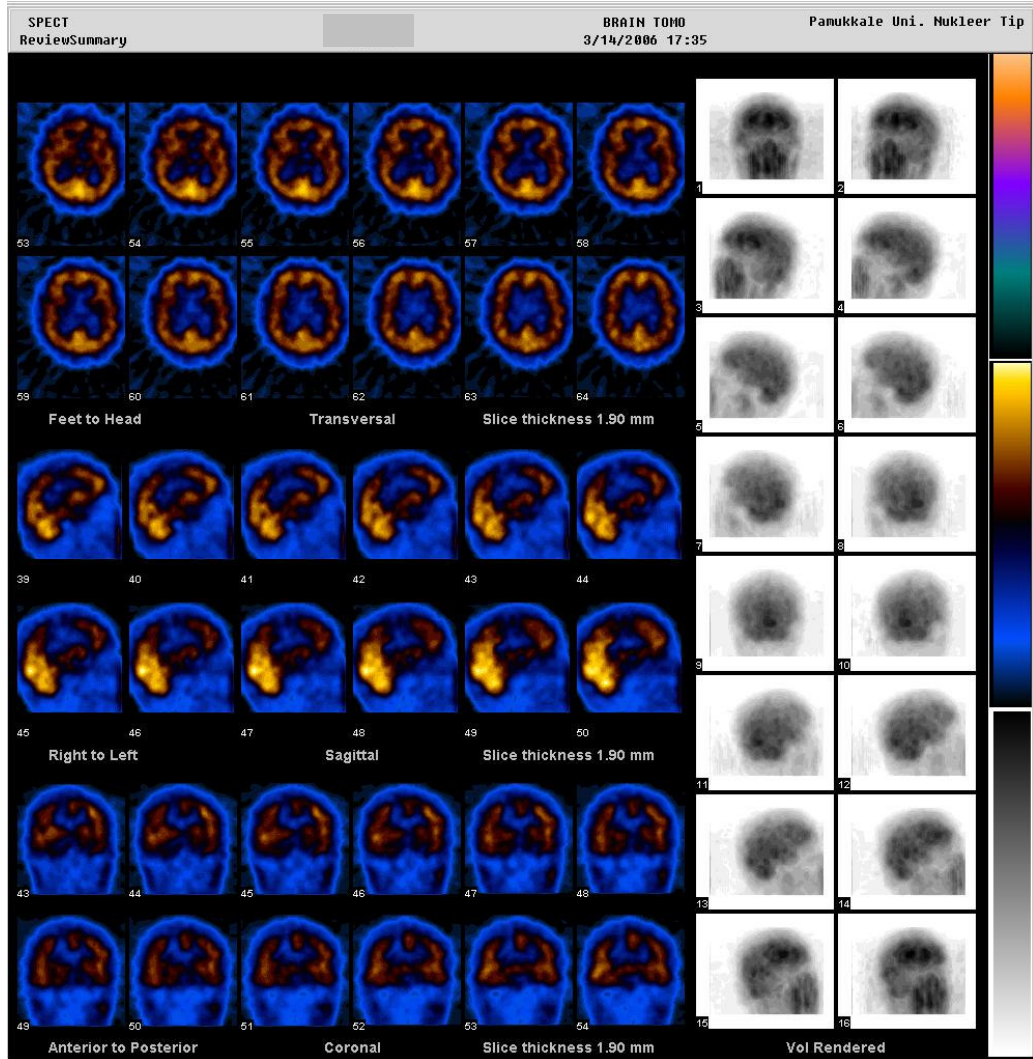
kraniyal MR veya BT'de belirtilen lezyon(ların) boyutu karşılaştırıldı. Hangi rekonstrüksiyon yöntemi ile hangi BW filtre parametrelerinin iyi görüntü kalitesi sağladığı ve beyindeki lezyonları daha iyi tanımladığı belirlendi.



Resim – 1: Kranial MR'da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın BW 0,40 :10 ile işlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ frontal lob süperiorda ve sağ postsentral girusta hipoperfüze alanlar izlenmektedir.

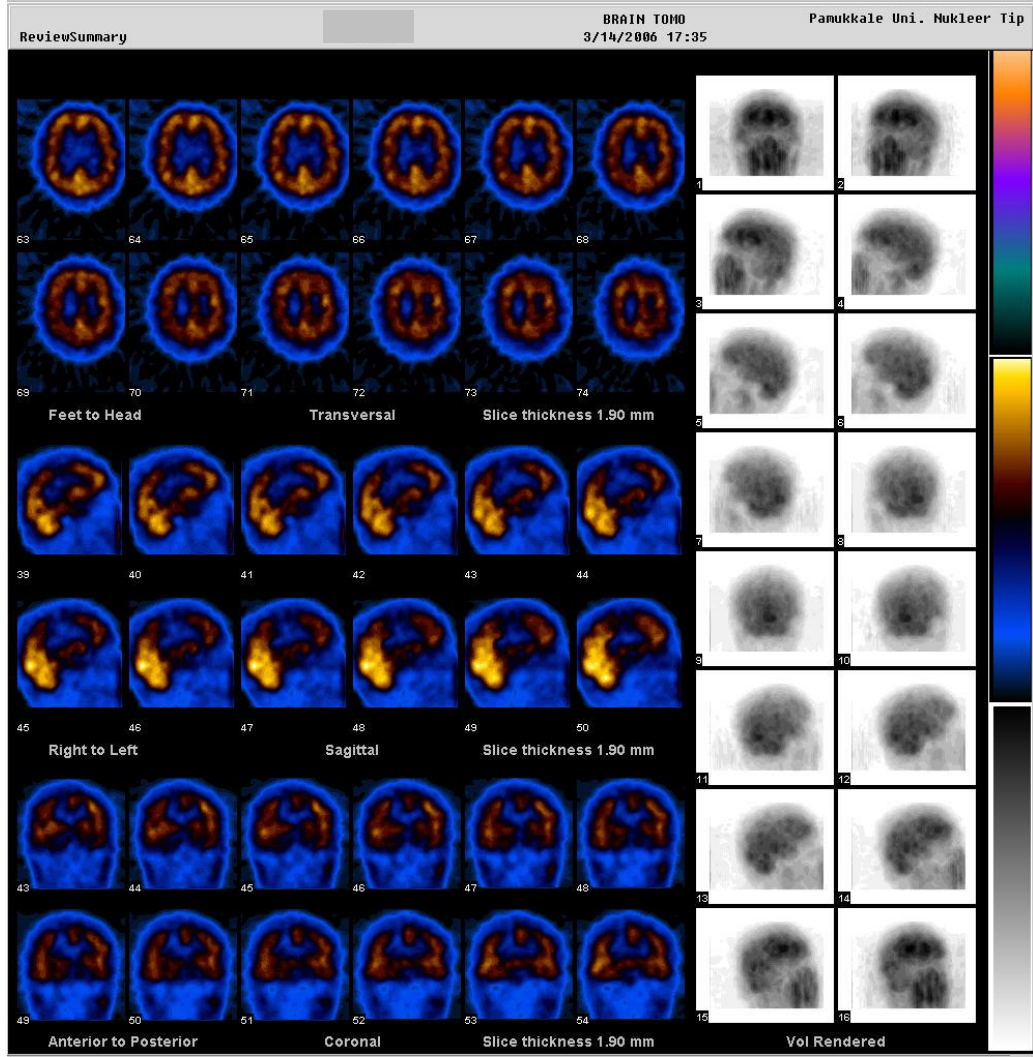


Resim – 2: Kraniyal MR’da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın BW 0,45 :10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ frontal lob süperiorda ve sağ postsentral girusta hipoperfüze alanlar izlenmektedir.

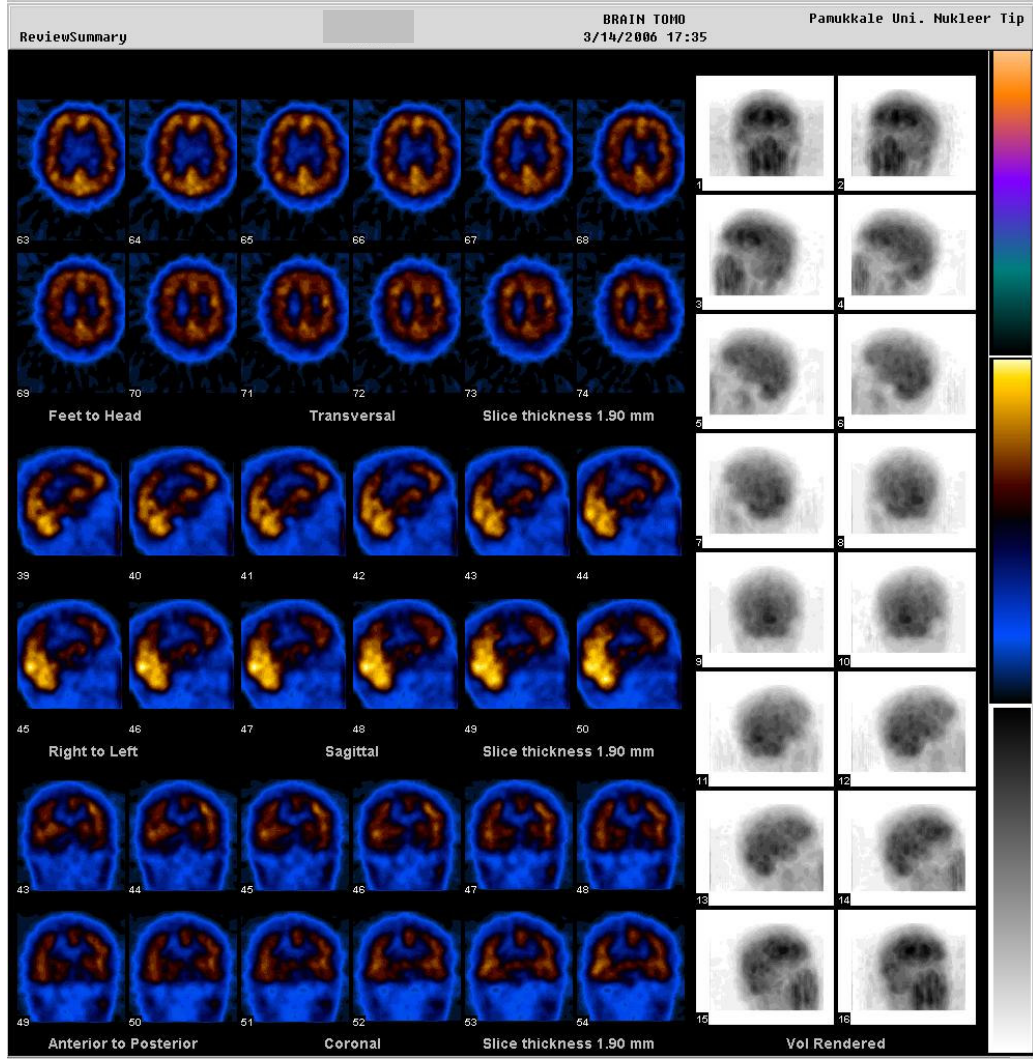


Resim – 3: Kraniyal MR’da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın BW 0,50 :10 ile işlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ frontal lob süperiorda ve sağ postsentral girusta hipoperfüze alanlar izlenmektedir.



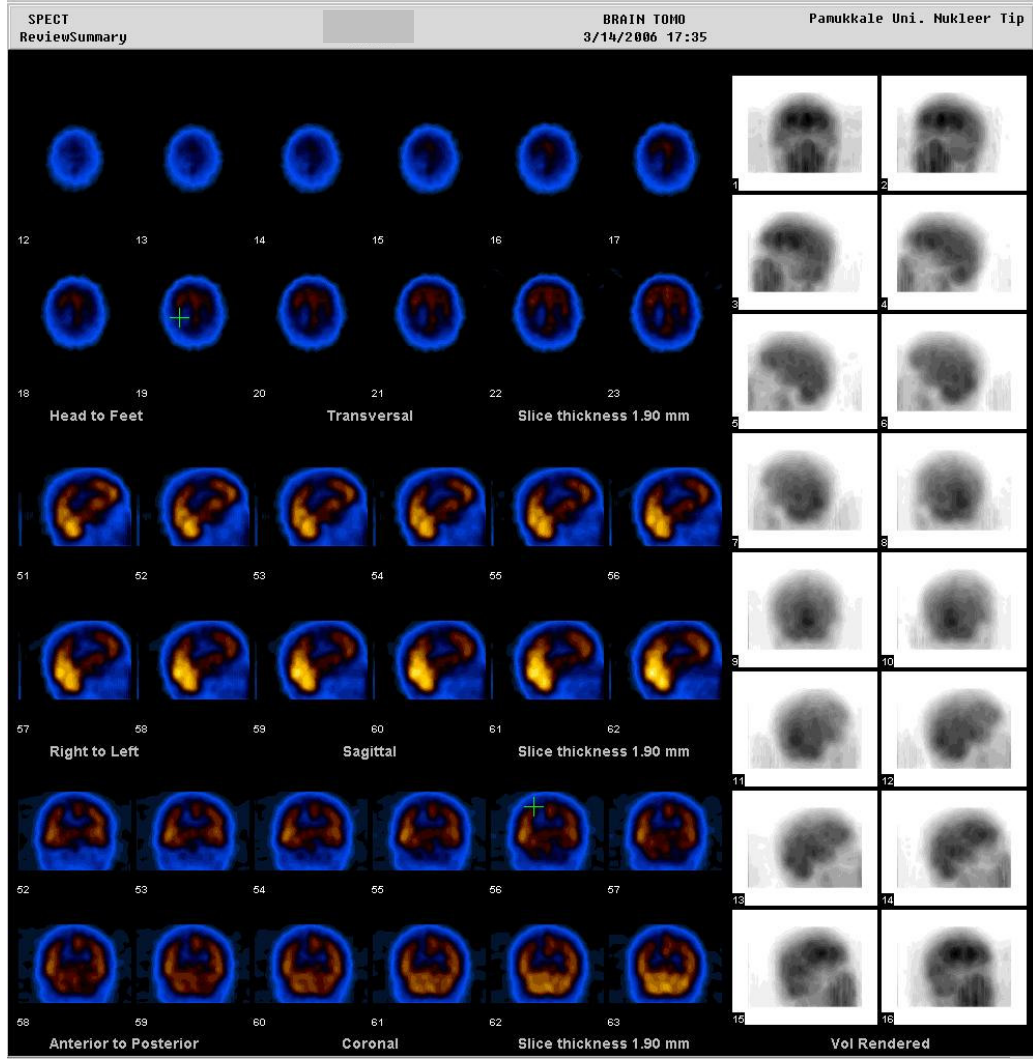


Resim – 4: Kraniyal MR’da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın BW 0,55 :10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ frontal lob süperiorda ve sağ postsentral girusta hipoperfüze alanlar izlenmektedir.

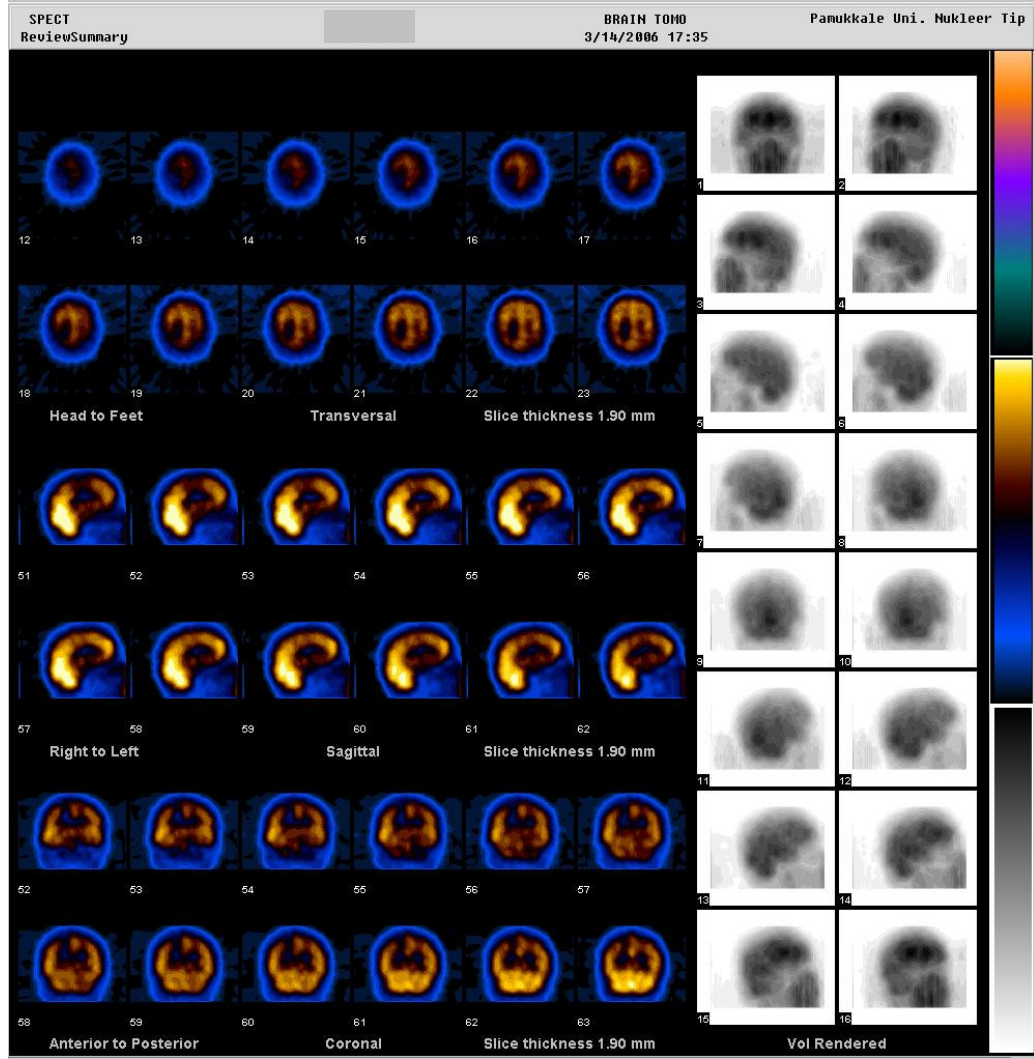


Resim – 5: Kraniyal MR’da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın BW 0,60 :10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ frontal lob süperiorda ve sağ postsentral girusta hipoperfüze alanlar izlenmektedir.

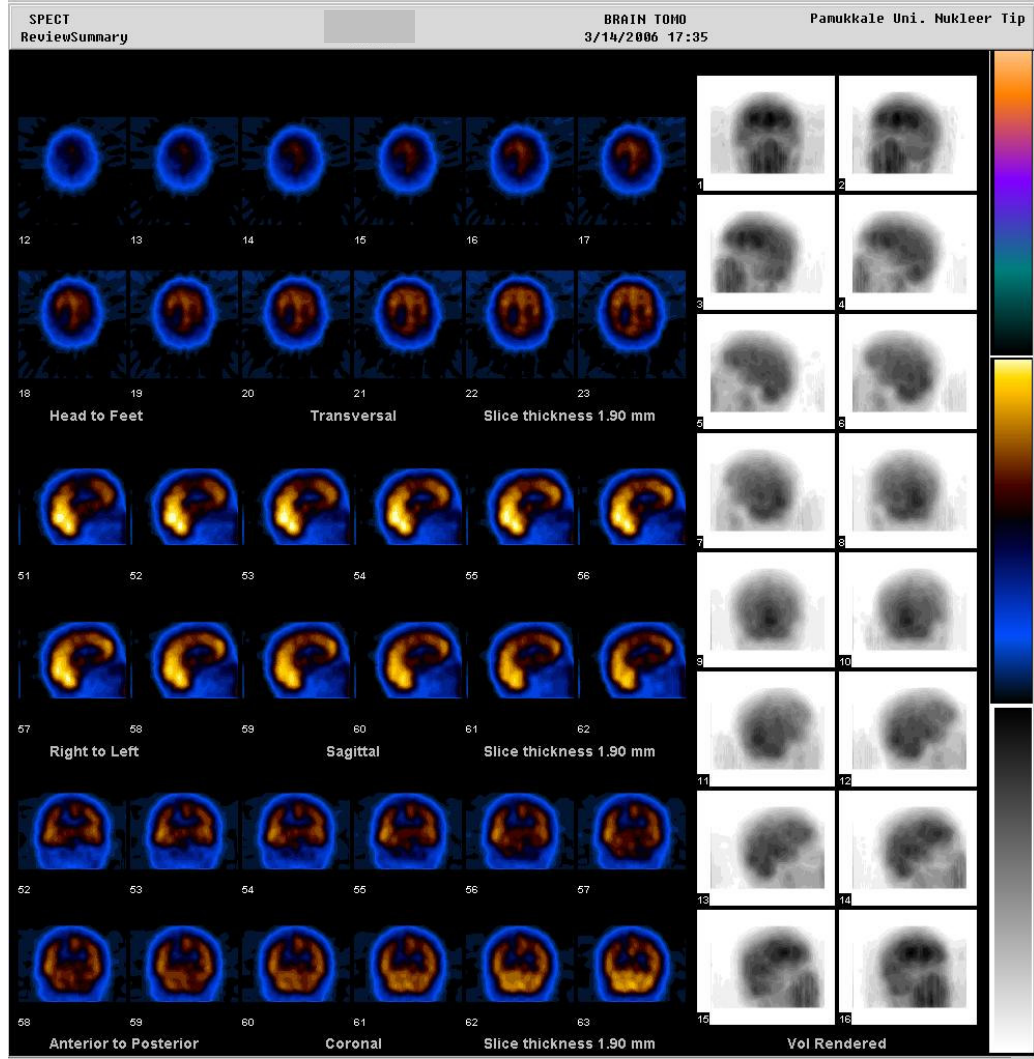




Resim – 6: Kranial MR’da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın OSEM 2 : 10 ile işlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ pariyetal lob süperiorda ve sağ frontal lobda hipoperfüze alanlar izlenmektedir.



Resim – 7: Kranial MR’da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın OSEM 5 : 10 ile işlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ pariyetal lob süperiorda ve sağ frontal lobda hipoperfüze alanlar izlenmektedir.



Resim – 8: Kranial MR’da sağ frontal lob posteriorda verteks düzeyinde çevresinde ödem etkisi izlenen 1x1,5 cm boyutunda kitle saptanan hastanın OSEM 10 : 10 ile işlenilmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ pariyetal lob süperiorda ve sağ frontal lobda hipoperfüze alanlar izlenmektedir.

## BULGULAR

Hastaların demografik özellikleri, patolojik tanıları ve BT / MR'da saptanan intrakraniyal lezyonlarının boyut ve lokalizasyonları Tablo - 1' de özetlenmiştir. 20 hastada toplam 27 intrakraniyal lezyon mevcuttur. Bu lezyonların 4 tanesi 1 cm'nin altında boyuta sahip lezyonlardır. Üç lezyon serebellum yerleşimlidir, bunlardan 1 tanesinin boyutu 1 cm'nin altındadır. Olguların 9 tanesinde BT / MR'da ventriküler asimetri tanımlanmıştır. On iki olguda BT / MR'da lezyonların çevresinde belirgin ödem etkisi saptanmıştır.

Beyin perfüzyon SPECT görüntüleri filtreledikten sonra görsel olarak değerlendirildi. En uygun filtreleme yönteminin ve parametrelerinin seçilmesinde radyofarmasötüğün kortikal akümülyasyonu, bazal ganglionların vizüalizasyonu, girusların ayrımı, lezyon sınırlarının net izlenmesi, görüntüdeki gürültü seviyesine dikkat edildi. Her iki gözlemci için kullanılan tüm filtreleme yöntemlerine ait SPECT bulguları Tablo - 2'den Tablo - 9'a kadar özetlenmiştir.

Presentral ve postsentral giruslarda tanımlanan lezyonlar, SPECT görüntülerinde tam anatomik lokalizasyon yapılamadığından, BT / MR bulgularına göre pariyetal lob lezyonu olarak kabul edildi.

Tablo - 1: Hastaların demografik özellikleri, tanıları, BT / MR’da saptanan intrakraniyal lezyonlarının boyut ve lokalizasyonları ile diğer BT / MR bulguları

No	Hasta adı	Cins	Yaş	Tanı	BT / MR lezyon lokalizasyonu	BT / MR lezyon boyutu	BT / MR diğer bulgular
1	MM	E	26	Medullablastom	Sol oksipital lobda kistik kitle	4x4x10 cm	4.ventrikül sağ yarıda daralma,sol yarıda dilatasyon, 3. ventrikül ve lateral ventrikülden dilatasyon
2	HK	E	54	Glioblastoma multiforme	Sol talamustan köken alan solda lentiform nukleusu anterior ve laterale iten korpus kallozum genu kesimi ile orta hattın sağına geçen kitle	5,5x4,5x5,5 cm	3. ve sol lateral ventrikül posteriorunda daralma
3	RA	K	64	Küçük hücreli dışı akciğer karsinomu	Verteks düzeyinde sol frontoparietal bölgede çevresinde vazojenik ödem izlenen kitle	2,5x1,5 cm	-
4	ÜY	E	65	Küçük hücreli dışı akciğer karsinomu	Sağ posterior frontal lobda verteks düzeyinde çevresinde ödem izlenen kitle	1x1,5 cm	Sol hemisferde kitleye simetrik milimetrik lezyon
5	MP	K	38	Meme Ca	Sağ insulada kitle	6 mm	Sağ frontotemporo-parietalde meningeal metastaz, sağ frontal kemikte metastatik kitle
6	SB	K	45	Beyin tm	Sağ parietotemporal lobda kitle	5 cm	-
7	NB	K	54	Küçük hücreli dışı akciğer karsinomu ve meme karsinomu	Sol pariyetal lobda kitle	2x2,5 cm	-
8	SC	E	73	Beyin tm	Sağ temporo-parietalde çevresinde ödem etkisi oluşturarak orta hat yapılarını sola iten sağ ventrikül ve sağ kuadrigeminal sisternayı daraltan kitle	6x4x5 cm	-
9	NA	K	48	Menenjiyom	Sol sfenoid kanat üzerinde sol frontal loba inferiorundan bası oluşturan ödem ve kitle etkisi ile sol lateral ventrikülü daraltan sol kaudat nukleusa bası oluşturan kitle	3 cm	-
10	HK	K	59	Menenjiyom	Frontal lob tabanında orta hatta sfenoid kemikte çevresinde ödem etkisi izlenen kitle	6x5x4,5 cm	Bilateral lateral ventriküller, 3.ventrikülden daralma, korpus kallozuma anteriorundan bası
11	HA	K	64	Beyin tm	Sol pariyetal lob medialinde çevresinde bazal ganglionlara kadar uzanan ödem izlenen kitle	2,5x3 cm	3.ventrikül, lateral ventriküle soldan bası
12	NK	E	43	Beyin tm	Sol temporo-frontal bölgede insüler korteksi de tutan kitle	5x5,5 cm	-

13	ND	K	49	Menenjiyom	Solda silviyan fissürde frontal lob anterioruna kitle etkisi oluşturan lateralde temporal kemiğe oturan temporal lobu posteriora iten kitle	4x4x4 cm	Orta hat yapılarında sağa kayma, sol bazal ganglionlar düzeyinde ödem, mezensefalona soldan bası, sol lateral ventrikülde daralma, sağda dilatasyon
14	AÇ	K	76	Menenjiyom	Sol sfenoid kanatta bilateral kavemöz sinüslere invazyon gösteren orta kraniyal fossa, sella, nazal kavite ve retroorbital yağ dokusuna uzanan kitle	3x3,5 cm	-
15	İS	E	53	Küçük hücreli dışı akciğer karsinomu	Sağ pariyetal bölgede çevresinde belirgin vazojenik ödem izlenen kitle	2 cm	-
16	FG	K	65	Küçük hücreli dışı akciğer karsinomu	Verteks düzeyinde sağ pariyetal lob posteriorıda çevresinde serebral sulklara kadar uzanım gösteren ödem izlenen kitle Sol pariyetal lobda kitle	3x3 cm 2x1,5cm	Sağ ventrikül posteriorıda daralma
17	TK	K	38	Meme karsinomu	Sağ serebellar hemisferde kitle, Sağ frontopariyetal lobda kitle	2 cm 2 cm	4.ventrikülde daralma
18	HU	E	70	Küçük hücreli dışı akciğer karsinomu	Sağ serebellumda kitle, Sol frontal lob inferomedialinde kitle, Sağ talamusta kitle,	6 mm 15x14 mm 20x17 mm	Lezyonların çevresinde ödem, orta hat yapılarında sola kayma, 3.ventriküle bası
19	RE	E	70	Lenfoma	Sağ pariyetal lobda çevresinde vazojenik ödem izlenen kitle	16x14 mm	-
20	BŞ	K	74	Malign melanom	Sol serebellumda kitle Sağ frontal lob superiorıda kitle, Sol oksipitopariyetal lobda kitle, Sol temporal lob posteriorıda kitle	1,5x1,5 cm < 1cm 1,5x1,5 cm < 1 cm	Lezyonların çevresinde belirgin vazojenik ödem, sol lateral ventrikül posterior boynuzu ve 4.ventrikül sol yarısında daralma

Tablo - 2: Butterworth filtre 0,40 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT / MR bulguları ile karşılaştırılması

No	Hasta adı	BT / MR'daki lezyon lokalizasyonu	Gözlemci	Beyin perfüzyon SPECT lokalizasyon	Uyumlu lokalizasyon sayısı	Uyumsuz lokalizasyon sayısı
1	MM	Sol oksipital	GI	Sol serebellum Sol oksipital	1	1
			GII	Sol serebellum	0	2
2	HK	Sol talamus	GI	Sol temporal Sol frontal Sol pariyetal	0	4
			GII	Sol temporal Sol talamus Sol frontal	1	2
3	RA	Sol frontopariyetal	GI	Sol pariyetal	1	0
			GII	Sol pariyetal	1	0
4	ÜY	Sağ frontal	GI	Sağ postsentral Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ pariyetal	0	2
5	MP	Sağ insula	GI	Sağ postsentral Sol temporal	1	1
			GII	Sağ temporal	1	0
6	SB	Sağ pariyetotemporal	GI	Sağ temporal Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ frontal Sağ bazal ganglionlar	1	2
7	NB	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol kuneus	1	1
			GII	Bilateral pariyetal Sol temporal	1	2
8	SC	Sağ temporopariyetal	GI	Sağ temporal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ talamus	1	1
9	NA	Sol frontal	GI	Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol frontal	1	0
10	HK	Bilateral frontal	GI	Bilateral frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Bilateral frontal Sol temporal	1	1
11	HA	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol bazal ganglionlar	1	2
			GII	Sol pariyetal Sol temporal Sol oksipital	1	2
12	NK	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol talamus	1	1
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0

13	ND	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol talamus Bilateral pariyetal	1	3
			GII	Sol temporal Sol frontal Sol talamus	1	1
14	AÇ	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal	1	0
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0
15	İS	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Sağ kuneus	1	2
16	FG	Bilateral pariyetal	GI	Bilateral pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal	2	3
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	6
17	TK	Sağ serebellum Sağ frontopariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal Sağ oksipital	1	2
			GII	Sağ pariyetal	1	1
18	HU	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	GI	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	3	0
			GII	Sağ temporal Sağ bazal ganglionlar Sağ pariyetal Sol frontal	2	3
19	RE	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Korpus callosum	1	1
			GII	Sağ pariyetal	1	0
20	BŞ	Sol serebellum Sol oksipitopariyetal Sol temporal Sağ frontal	GI	Sol pariyetal Sağ frontal Sol serebellum	3	1
			GII	Sol serebellum Sol pariyetal Sol oksipital Sol temporal Sağ frontal	4	0

Uyumlu lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon ile aynı lokalizasyonda izlenen lezyonlar

Uyumsuz lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon lokalizasyonundan farklı lokalizasyonda izlenen, BT / MR ile tanımlanmayıp yalnızca beyin perfüzyon SPECT ile tanımlanan ve BT / MR'da tanımlanıp beyin perfüzyon SPECT ile izlenemeyen lezyonlar

GI: Birinci gözlemci

GII: İkinci gözlemci



Tablo - 3: Butterworth filtre 0,45 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT / MR bulguları ile karşılaştırılması

No	Hasta adı	BT / MR'daki lezyon lokalizasyonu	Gözlemci	Beyin perfüzyon SPECT lokalizasyon	Uyumlu lokalizasyon sayısı	Uyumsuz lokalizasyon sayısı
1	MM	Sol oksipital	GI	Sol serebellum Sol oksipital	1	1
			GII	Sol serebellum	0	2
2	HK	Sol talamus	GI	Sol temporal Sol frontal Sol pariyetal	0	4
			GII	Sol temporal Sol talamus Sol frontal	1	2
3	RA	Sol frontopariyetal	GI	Sol pariyetal	1	0
			GII	Normal	0	1
4	ÜY	Sağ frontal	GI	Sağ postsentral Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ pariyetal	0	2
5	MP	Sağ insula	GI	Sağ postsentral Sol temporal	1	1
			GII	Sağ temporal	1	0
6	SB	Sağ pariyetotemporal	GI	Sağ temporal Sağ frontal Sağ bazal ganglionlar	1	2
			GII	Sağ temporal Sağ frontal Sağ bazal ganglionlar	1	2
7	NB	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol kuneus	1	1
			GII	Bilateral pariyetal Sol temporal	1	2
8	SC	Sağ temporopariyetal	GI	Sağ temporal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ talamus	1	1
9	NA	Sol frontal	GI	Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol frontal	1	0
10	HK	Bilateral frontal	GI	Bilateral frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Bilateral frontal Sol temporal	1	1
11	HA	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol pariyetal Sol temporal Sol oksipital	1	2
12	NK	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol talamus	1	1
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0

13	ND	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal Sol talamus Sağ pariyetal	1	2
			GII	Sol temporal Sol frontal Sol talamus	1	1
14	AÇ	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal	1	0
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0
15	İS	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
16	FG	Bilateral pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal	1	4
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	6
17	TK	Sağ serebellum Sağ frontopariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal Sağ oksipital	1	2
			GII	Sağ pariyetal	1	1
18	HU	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	GI	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	3	0
			GII	Sağ temporal Sağ bazal ganglionlar Sağ pariyetal Sol frontal	2	3
19	RE	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal	1	0
			GII	Sağ pariyetal	1	0
20	BŞ	Sol serebellum Sol oksipitopariyetal Sol temporal Sağ frontal	GI	Sol serebellum Sol pariyetal Sağ frontal	3	1
			GII	Sol serebellum Sol pariyetal Sol oksipital Sol temporal Sağ frontal	4	0

Uyumlu lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon ile aynı lokalizasyonda izlenen lezyonlar

Uyumsuz lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon lokalizasyonundan farklı lokalizasyonda izlenen, BT / MR ile tanımlanmayıp yalnızca beyin perfüzyon SPECT ile tanımlanan ve BT / MR'da tanımlanıp beyin perfüzyon SPECT ile izlenemeyen lezyonlar

GI: Birinci gözlemci

GII: İkinci gözlemci

Tablo - 4: Butterworth filtre 0,50 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT / MR bulguları ile karşılaştırılması

No	Hasta adı	BT / MR'daki lezyon lokalizasyonu	Gözlemci	Beyin perfüzyon SPECT lokalizasyon	Uyumlu lokalizasyon sayısı	Uyumsuz lokalizasyon sayısı
1	MM	Sol oksipital	GI	Sol serebellum Sol oksipital	1	1
			GII	Sol serebellum	0	2
2	HK	Sol talamus	GI	Sol temporal Sol frontal Sol pariyetal	0	4
			GII	Sol temporal Sol talamus Sol frontal	1	2
3	RA	Sol frontopariyetal	GI	Sol pariyetal	1	0
			GII	Sol pariyetal	1	0
4	ÜY	Sağ frontal	GI	Sağ postsentral Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ pariyetal	0	2
5	MP	Sağ insula	GI	Sağ pariyetal	1	0
			GII	Sağ temporal	1	0
6	SB	Sağ pariyetotemporal	GI	Sağ temporal Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ frontal Sağ bazal ganglionlar	1	2
7	NB	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol kuneus	1	1
			GII	Bilateral pariyetal Sol temporal	1	2
8	SC	Sağ temporopariyetal	GI	Sağ temporal Sağ oksipital Sağ bazal ganglionlar	1	2
			GII	Sağ temporal Sağ talamus	1	1
9	NA	Sol frontal	GI	Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol frontal	1	0
10	HK	Bilateral frontal	GI	Bilateral frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Bilateral frontal Sol temporal	1	1
11	HA	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol pariyetal Sol temporal Sol oksipital	1	2
12	NK	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal	1	0
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0

13	ND	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal Sol talamus Sağ pariyetal	1	2
			GII	Sol temporal Sol frontal Sol talamus	1	1
14	AÇ	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal	1	0
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0
15	İS	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
16	FG	Bilateral pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal	1	4
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	6
17	TK	Sağ serebellum Sağ frontopariyetal	GI	Sağ frontopariyetal Sağ oksipital	1	2
			GII	Sağ pariyetal	1	1
18	HU	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	GI	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal Sağ bazal ganglionlar	3	1
			GII	Sağ temporal Sağ bazal ganglionlar Sağ pariyetal Sol frontal	2	3
19	RE	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Korpus callosum	1	1
			GII	Sağ pariyetal	1	0
20	BŞ	Sol serebellum Sol oksipitopariyetal Sol temporal Sağ frontal	GI	Sol serebellum Sol pariyetal Sağ frontal	3	1
			GII	Sol serebellum Sol pariyetal Sol oksipital Sol temporal Sağ frontal	4	0

Uyumlu lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon ile aynı lokalizasyonda izlenen lezyonlar

Uyumsuz lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon lokalizasyonundan farklı lokalizasyonda izlenen, BT / MR ile tanımlanmayıp yalnızca beyin perfüzyon SPECT ile tanımlanan ve BT / MR'da tanımlanıp beyin perfüzyon SPECT ile izlenemeyen lezyonlar

GI: Birinci gözlemci

GII: İkinci gözlemci

Tablo - 5 : Butterworth filtre 0,55 : 10 ile işlenmiş <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT / MR bulguları ile karşılaştırılması

No	Hasta adı	BT / MR'daki lezyon lokalizasyonu	Gözlemci	Beyin perfüzyon SPECT lokalizasyon	Uyumlu lokalizasyon sayısı	Uyumsuz lokalizasyon sayısı
1	MM	Sol oksipital	GI	Sol serebellum Sol oksipital	1	1
			GII	Sol serebellum	0	2
2	HK	Sol talamus	GI	Sol temporal Sol frontal Sol pariyetal	0	4
			GII	Sol temporal Sol talamus Sol frontal	1	2
3	RA	Sol frontopariyetal	GI	Sol pariyetal	1	0
			GII	Sol pariyetal	1	0
4	ÜY	Sağ frontal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ pariyetal	0	2
5	MP	Sağ insula	GI	Sağ postsentral Sol temporal	1	1
			GII	Sağ temporal	1	0
6	SB	Sağ pariyetotemporal	GI	Sağ temporal Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ frontal Sağ bazal ganglionlar	1	2
7	NB	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol kuneus	1	1
			GII	Bilateral pariyetal Sol temporal	1	2
8	SC	Sağ temporopariyetal	GI	Sağ temporal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ talamus	1	1
9	NA	Sol frontal	GI	Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol frontal	1	0
10	HK	Bilateral frontal	GI	Bilateral frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Bilateral frontal Sol temporal	1	1
11	HA	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol pariyetal Sol temporal Sol oksipital	1	2
12	NK	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol talamus	1	1
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0

13	ND	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal Sol talamus Sağ pariyetal	1	2
			GII	Sol temporal Sol frontal Sol talamus	1	1
14	AÇ	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal	1	0
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0
15	İS	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Sağ kuneus	1	2
16	FG	Bilateral pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal	1	4
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	6
17	TK	Sağ serebellum Sağ frontopariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal Sağ oksipital	1	2
			GII	Sağ pariyetal	1	1
18	HU	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	GI	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	3	0
			GII	Sağ temporal Sağ bazal ganglionlar Sağ pariyetal Sol frontal	2	3
19	RE	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ postsentral	1	0
			GII	Sağ pariyetal	1	0
20	BŞ	Sol serebellum Sol oksipitopariyetal Sol temporal Sağ frontal	GI	Sol serebellum Sol pariyetal Sağ frontal	3	1
			GII	Sol serebellum Sol pariyetal Sol oksipital Sol temporal Sağ frontal	4	0

Uyumlu lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon ile aynı lokalizasyonda izlenen lezyonlar

Uyumsuz lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon lokalizasyonundan farklı lokalizasyonda izlenen, BT / MR ile tanımlanmayıp yalnızca beyin perfüzyon SPECT ile tanımlanan ve BT / MR'da tanımlanıp beyin perfüzyon SPECT ile izlenemeyen lezyonlar

GI: Birinci gözlemci

GII: İkinci gözlemci

Tablo - 6: Butterworth filtre 0,60 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT / MR bulguları ile karşılaştırılması

No	Hasta adı	BT / MR'daki lezyon lokalizasyonu	Gözlemci	Beyin perfüzyon SPECT lokalizasyon	Uyumlu lokalizasyon sayısı	Uyumsuz lokalizasyon sayısı
1	MM	Sol oksipital	GI	Sol serebellum Sol oksipital	1	1
			GII	Sol serebellum	0	2
2	HK	Sol talamus	GI	Sol temporal Sol frontal Sol pariyetal	0	4
			GII	Sol temporal Sol talamus Sol frontal	1	2
3	RA	Sol frontopariyetal	GI	Sol pariyetal	1	0
			GII	Sol pariyetal	1	0
4	ÜY	Sağ frontal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ pariyetal	0	2
5	MP	Sağ insula	GI	Sağ postsentral Sol temporal	1	1
			GII	Sağ temporal	1	0
6	SB	Sağ pariyetotemporal	GI	Sağ temporal Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ frontal Sağ bazal ganglionlar	1	2
7	NB	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol kuneus	1	1
			GII	Bilateral pariyetal Sol temporal	1	2
8	SC	Sağ temporopariyetal	GI	Sağ temporal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ talamus	1	1
9	NA	Sol frontal	GI	Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol frontal	1	0
10	HK	Bilateral frontal	GI	Bilateral frontal Bilateral bazal ganglionlar	1	2
			GII	Bilateral frontal Sol temporal	1	1
11	HA	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol pariyetal Sol temporal Sol oksipital	1	2
12	NK	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol talamus	1	1
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0

13	ND	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal Sol talamus Sağ pariyetal	1	2
			GII	Sol temporal Sol frontal Sol talamus	1	1
14	AÇ	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal	1	0
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0
15	İS	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Sağ kuneus	1	2
16	FG	Bilateral pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal Sol temporal	1	4
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	6
17	TK	Sağ serebellum Sağ frontopariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal Sağ oksipital	1	2
			GII	Sağ pariyetal	1	1
18	HU	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	GI	Sağ bazal ganglionlar Sağ talamus Sol frontal	2	2
			GII	Sağ temporal Sağ bazal ganglionlar Sağ pariyetal Sol frontal	2	3
19	RE	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal	1	0
			GII	Sağ pariyetal	1	0
20	BŞ	Sol serebellum Sol oksipitopariyetal Sol temporal Sağ frontal	GI	Sol serebellum Sol pariyetal Sağ frontal	3	1
			GII	Sol serebellum Sol pariyetal Sol oksipital Sol temporal Sağ frontal	4	0

Uyumlu lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon ile aynı lokalizasyonda izlenen lezyonlar

Uyumsuz lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon lokalizasyonundan farklı lokalizasyonda izlenen, BT / MR ile tanımlanmayıp yalnızca beyin perfüzyon SPECT ile tanımlanan ve BT / MR'da tanımlanıp beyin perfüzyon SPECT ile izlenemeyen lezyonlar

GI: Birinci gözlemci

GII: İkinci gözlemci



Tablo - 7 : OSEM 2 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT / MR bulguları ile karşılaştırılması

No	Hasta adı	BT / MR'daki lezyon lokalizasyonu	Gözlemci	Beyin perfüzyon SPECT lokalizasyon	Uyumlu lokalizasyon sayısı	Uyumsuz lokalizasyon sayısı
1	MM	Sol oksipital	GI	Sol serebellum	0	2
			GII	Sol serebellum	0	2
2	HK	Sol talamus	GI	Sol temporal	0	2
			GII	Sol temporal Sol bazal ganglionlar	1	1
3	RA	Sol frontopariyetal	GI	Sol pariyetal	1	0
			GII	Normal	0	1
4	ÜY	Sağ frontal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ pariyetal	0	2
5	MP	Sağ insula	GI	Normal	0	1
			GII	Normal	0	1
6	SB	Sağ pariyetotemporal	GI	Sağ temporal	1	0
			GII	Sağ temporal Sağ frontal Sağ bazal ganglionlar	1	2
7	NB	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal	1	0
			GII	Sol pariyetal Sağ pariyetal Sol temporal	1	2
8	SC	Sağ temporopariyetal	GI	Sağ temporal	1	0
			GII	Sağ temporal Sağ talamus	1	1
9	NA	Sol frontal	GI	Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol frontal	1	0
10	HK	Bilateral frontal	GI	Bilateral frontal	1	0
			GII	Bilateral frontal	1	0
11	HA	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol prekuneus	1	2
			GII	Sol pariyetal Sol temporal Sol oksipital	1	2
12	NK	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol talamus	1	1
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0

13	ND	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Bilateral pariyetal	1	2
			GII	Sol temporal Sol frontal Sol talamus	1	1
14	AÇ	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal	1	0
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0
15	İS	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Sağ kuneus	1	2
16	FG	Bilateral pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal	1	4
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	6
17	TK	Sağ serebellum Sağ frontopariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal Sağ serebellum	2	0
			GII	Sağ pariyetal	1	1
18	HU	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	GI	Sağ serebellum Sol frontal	2	1
			GII	Sağ temporal Sağ bazal ganglionlar Sağ pariyetal Sol frontal	2	3
19	RE	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal	1	0
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Sağ temporal	1	2
20	BŞ	Sol serebellum Sol oksipitopariyetal Sol temporal Sağ frontal	GI	Sol serebellum Sol pariyetal	2	2
			GII	Sol serebellum Sol pariyetal Sol oksipital Sol temporal Sağ frontal	4	0

Uyumlu lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon ile aynı lokalizasyonda izlenen lezyonlar

Uyumsuz lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon lokalizasyonundan farklı lokalizasyonda izlenen, BT / MR ile tanımlanmayıp yalnızca beyin perfüzyon SPECT ile tanımlanan ve BT / MR'da tanımlanıp beyin perfüzyon SPECT ile izlenemeyen lezyonlar

GI: Birinci gözlemci

GII: İkinci gözlemci

Tablo - 8: OSEM 5 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT / MR bulguları ile karşılaştırılması

No	Hasta adı	BT / MR lokalizasyon	Gözlemci	Beyin perfüzyon SPECT lokalizasyon	Uygun lokalizasyon sayısı	Uygunsuz lokalizasyon sayısı
1	MM	Sol oksipital	GI	Sol serebellum Sol oksipital	1	1
			GII	Sol serebellum	0	2
2	HK	Sol talamus	GI	Sol temporal	0	2
			GII	Sol temporal Sol bazal ganglionlar	1	1
3	RA	Sol frontopariyetal	GI	Sol pariyetal	1	0
			GII	Normal	0	1
4	ÜY	Sağ frontal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ pariyetal	0	2
5	MP	Sağ insula	GI	Sağ postsentral	1	0
			GII	Normal	0	1
6	SB	Sağ pariyetotemporal	GI	Sağ temporal Sağ bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ frontal Sağ bazal ganglionlar	1	2
7	NB	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol kuneus	1	1
			GII	Bilateral pariyetal Sol temporal	1	2
8	SC	Sağ temporopariyetal	GI	Sağ temporal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ talamus	1	1
9	NA	Sol frontal	GI	Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol frontal	1	0
10	HK	Bilateral frontal	GI	Bilateral frontal	1	0
			GII	Bilateral frontal	1	0
11	HA	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol pariyetal Sol temporal Sol oksipital	1	2
12	NK	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol talamus	1	1
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0

13	ND	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol pariyetal	1	1
			GII	Sol temporal Sol frontal Sol talamus	1	1
14	AÇ	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal	1	0
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0
15	İS	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Sağ kuneus	1	2
16	FG	Bilateral pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal	1	4
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	6
17	TK	Sağ serebellum Sağ frontopariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal Sağ serebellum Sağ oksipital	2	1
			GII	Sağ pariyetal	1	1
18	HU	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	GI	Sağ serebellum Sol frontal Sağ talamus	3	0
			GII	Sağ temporal Sağ bazal ganglionlar Sağ pariyetal Sol frontal	2	3
19	RE	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal	1	0
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Sağ temporal	1	2
20	BŞ	Sol serebellum Sol oksipitopariyetal Sol temporal Sağ frontal	GI	Sol serebellum Sol pariyetal	2	2
			GII	Sol serebellum Sol pariyetal Sol oksipital Sol temporal Sağ frontal	4	0

Uyumlu lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon ile aynı lokalizasyonda izlenen lezyonlar

Uyumsuz lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon lokalizasyonundan farklı lokalizasyonda izlenen, BT / MR ile tanımlanmayıp yalnızca beyin perfüzyon SPECT ile tanımlanan ve BT / MR'da tanımlanıp beyin perfüzyon SPECT ile izlenemeyen lezyonlar

GI: Birinci gözlemci

GII: İkinci gözlemci

Tablo - 9: OSEM 10 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri için her iki gözlemciye ait bulgular ve BT / MR bulguları ile karşılaştırılması

No	Hasta adı	BT / MR 'deki lezyon lokalizasyonu	Gözlemci	Beyin perfüzyon SPECT lokalizasyon	Uyumlu lokalizasyon sayısı	Uyumsuz lokalizasyon sayısı
1	MM	Sol oksipital	GI	Sol serebellum	0	2
			GII	Sol serebellum	0	2
2	HK	Sol talamus	GI	Sol temporal Sol pariyetal	0	3
			GII	Sol temporal Sol bazal ganglionlar	1	1
3	RA	Sol frontopariyetal	GI	Sol pariyetal	1	0
			GII	Normal	0	1
4	ÜY	Sağ frontal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal	1	1
			GII	Sağ pariyetal	0	2
5	MP	Sağ insula	GI	Normal	0	1
			GII	Normal	0	1
6	SB	Sağ pariyetotemporal	GI	Sağ temporal	1	0
			GII	Sağ temporal Sağ frontal Sağ bazal ganglionlar	1	2
7	NB	Sol pariyetal	GI	Sol postsentral Sol kuneus	1	1
			GII	Bilateral pariyetal Sol temporal	1	2
8	SC	Sağ temporopariyetal	GI	Sağ temporal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ temporal Sağ talamus	1	1
9	NA	Sol frontal	GI	Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	1
			GII	Sol frontal	1	0
10	HK	Bilateral frontal	GI	Bilateral frontal	1	0
			GII	Bilateral frontal	1	0
11	HA	Sol pariyetal	GI	Sol pariyetal Sol prekuneus	1	2
			GII	Sol pariyetal Sol temporal Sol oksipital	1	2
12	NK	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol talamus	1	1
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0

13	ND	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol pariyetal	1	1
			GII	Sol temporal Sol frontal Sol talamus	1	1
14	AÇ	Sol frontotemporal	GI	Sol temporal Sol frontal	1	0
			GII	Sol temporal Sol frontal	1	0
15	İS	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital	1	1
16	FG	Bilateral pariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal	1	4
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Bilateral temporal Sol frontal Sol bazal ganglionlar	1	6
17	TK	Sağ serebellum Sağ frontopariyetal	GI	Sağ pariyetal Sağ frontal Sağ serebellum	2	0
			GII	Sağ pariyetal	1	1
18	HU	Sağ serebellum Sağ talamus Sol frontal	GI	Sağ serebellum Sol frontal Sağ talamus	3	0
			GII	Sağ temporal Sağ bazal ganglionlar Sağ pariyetal Sol frontal	2	3
19	RE	Sağ pariyetal	GI	Sağ pariyetal	1	0
			GII	Sağ pariyetal Sağ oksipital Sağ temporal	1	2
20	BŞ	Sol serebellum Sol oksipitopariyetal Sol temporal Sağ frontal	GI	Sol serebellum Sol pariyetal	2	2
			GII	Sol serebellum Sol pariyetal Sol oksipital Sol temporal Sağ frontal	4	0

Uyumlu lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon ile aynı lokalizasyonda izlenen lezyonlar

Uyumsuz lokalizasyon: Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde BT / MR ile tanımlanan lezyon lokalizasyonundan farklı lokalizasyonda izlenen, BT / MR ile tanımlanmayıp yalnızca beyin perfüzyon SPECT ile tanımlanan ve BT / MR'da tanımlanıp beyin perfüzyon SPECT ile izlenemeyen lezyonlar

GI: Birinci gözlemci

GII: İkinci gözlemci

Birinci gözlemci beyin SPECT görüntülerini basılı materyelden görsel değerlendirirken en fazla BW 0,50 : 10 ve 0,55 : 10 filtreleri tercih etti. İkinci sırada tercih ettiği filtreler BW 0,40 : 10 ve 0,45 : 10 idi. OSEM 2 : 10 ve 5 : 10 ise en az tercih ettiği filtreler oldu. Beyin SPECT görüntülerinin değerlendirilmesi sonucu belirlenen lezyonlar ile BT / MR 'da tanımlanan lezyon lokalizasyonları karşılaştırıldığında uyumlu lezyon sayısı en fazla ikinci sırada tercih ettiği BW 0,40 : 10 ile işlemlenmiş görüntülerin değerlendirilmesi ile elde edildi (24 lezyon). En az sayıda uyumlu lezyon ise OSEM 2 : 10 ile işlemlenmiş görüntülerden okundu (20 lezyon). Bilgisayarlı tomografi / MR'da izlenmeyen ancak SPECT ile belirtilen lezyonların sayısı en fazla BW 0,60 : 10 (her iki gözlemci için 22 lezyon), en az OSEM 2 : 10 (GI için 13, GII için 22) ile işlemlenmiş görüntülerin değerlendirilmesi sonucu elde edildi. Serebellumda BT / MR ile tanımlanmış tüm lezyonlar OSEM 2-5-10 : 10 ile işlemlenmiş görüntülerde rahatlıkla izlendi. Fakat farklı kesim frekansına sahip BW filtreler ile oksipital lobdan ayırt edilmesi güç oldu (Tablo – 10).

İkinci gözlemci beyin SPECT görüntülerini basılı materyelden görsel değerlendirirken en fazla BW 0,60 : 10 filtreyi tercih etti. İkinci sıradaki tercihi BW 0,45 : 10 oldu ve bunu BW 0,55 : 10 ve OSEM 10 : 10 izledi. En az tercih ettiği filtreler ise BW 0,50 : 10 ve 0,40 : 10 idi. Düşük kesim frekanslı filtreler ile görüntülerin sagittal kesitlerini daha rahat değerlendirdi. Orta hat lezyonlarında düşük kesim frekanslı filtrelerle yapılan değerlendirme yüksek kesim frekanslı filtrelere göre daha kolay oldu. Küçük lezyonlarda daha çok yüksek kesim frekanslı filtreler, büyük lezyonlarda ise düşük kesim frekanslı filtreler tercih edildi. Gözlemci serebellumu ve bu lokalizasyondaki lezyonları yüksek kesim frekanslı filtreler ile işlemlenmiş görüntülerde çok zor değerlendirdi.

Beyin SPECT görüntülerinin değerlendirilmesi sonucu belirlenen lezyonlar ile BT / MR'da tanımlanan lezyon lokalizasyonları ikinci gözlemci için karşılaştırıldığında en fazla sayıda uyumlu lezyon BW 0,45 : 10 (21 lezyon) dışındaki tüm Butterworth filtrelerle (22 lezyon) saptandı. Butterworth 0,45 : 10 gözlemcinin görsel değerlendirmede ikinci tercih ettiği filtre olmakla birlikte uyumlu lezyon sayısı bu filtre ile diğer BW filtrelerden düşük bulundu. En fazla uyumsuz

lezyon ise OSEM 2-5 : 10 ile işlemlenmiş görüntüler ile okunurken en az uyumsuz okunan lezyon sayısı BW 0,50 : 10 ile filtrelenmiş görüntülerden elde edildi (Tablo - 10).

Tablo – 10: Gözlemcilerin <sup>99m</sup> Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde saptadığı lezyonların sayısal dağılımı

		UYUMLU LEZYON SAYISI		UYUMSUZ LEZYON SAYISI	
		BT/MR ve SPECT'te uyumlu olan lezyon sayısı	BT/MR'da tanımlanan SPECT'te izlenemeyen lezyon sayısı	BT/MR'da tanımlanamayan ancak, SPECT'te izlenen lezyonların sayısı	
<b>BW 0,40:10</b>	GI	24	3	23	
	GII	22	5	22	
<b>BW 0,45:10</b>	GI	23	4	21	
	GII	21	6	21	
<b>BW 0,50:10</b>	GI	23	4	21	
	GII	22	5	21	
<b>BW 0,55:10</b>	GI	23	4	20	
	GII	22	5	22	
<b>BW 0,60:10</b>	GI	22	5	22	
	GII	22	5	22	
<b>OSEM 2:10</b>	GI	20	7	13	
	GII	20	7	22	
<b>OSEM 5:10</b>	GI	23	4	15	
	GII	20	7	22	
<b>OSEM 10:10</b>	GI	21	6	15	
	GII	20	7	21	

GI: birinci gözlemci, GII: ikinci gözlemci

Gözlemciler, farklı rekonstrüksiyon yöntemleri ve filtre parametreleri ile değerlendirdikleri <sup>99m</sup> Tc- ECD beyin perfüzyon SPECT görüntüleri ile BT / MR'da tanımlanan lezyonları % 74-85 duyarlılık ile saptamışlardır. Bilgisayarlı tomografi / MR'da tanımlanan gerçek lokalizasyonların saptanmasında, BW 0,60 : 10 ve OSEM 2 : 10 ile işlemlenmiş görüntülerde iki gözlemci arasında mükemmel uyum, BW 0,50 – 0,55 : 10 ve OSEM 10 : 10 filtreler ile mükemmel yakın uyum ve BW 0,45 – 0,40 : 10 ve OSEM 5 : 10 için iyi uyum olduğu saptanmıştır (Tablo -11). Bu uyumluluk değerleri istatistiksel olarak belirgin anlamlı idi (p < 0,000).



Tablo - 11: <sup>99m</sup>Tc- ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde gerçek lokalizasyonda tanımlanan lezyonlar için gözlemciler arasındaki uyumluluk analizi (p < 0,05 anlamlı)

Kullanılan filtre	κ katsayısı	p değeri
<b>BW 0,40:10</b>	0,71	0,00*
<b>BW 0,45:10</b>	0,76	0,00*
<b>BW 0,50:10</b>	0,87	0,00*
<b>BW 0,55:10</b>	0,87	0,00*
<b>BW 0,60:10</b>	1,00	0,00*
<b>OSEM 2:10</b>	1,00	0,00*
<b>OSEM 5:10</b>	0,66	0,00*
<b>OSEM 10:10</b>	0,90	0,00*

p < 0,05 anlamlı

Gözlemciler arasındaki uyum, beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde uyumlu ve uyumsuz olarak tanımlanan tüm lezyonlar için değerlendirildiğinde OSEM 2 : 10 ile işlemlenmiş görüntülerin değerlendirilmesinde uyum bulunamadı. Butterworth 0,40 – 0,45 – 0,50 – 0,55 – 0,60 : 10 ve OSEM 5 – 10 : 10 ile işlenerek elde edilen görüntülerin değerlendirmesinde gözlemciler arasında kabul edilebilir uyum bulundu. Ancak, bu uyum istatistiksel olarak anlamsızdı (Tablo – 12).

Tablo - 12: <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde tanımlanan uyumlu, uyumsuz tüm lezyonlar için gözlemciler arasındaki uyumluluk analizi (p < 0,05 anlamlı)

Kullanılan filtre	κ katsayısı	p değeri
<b>BW 0,40:10</b>	0,10	0,48
<b>BW 0,45:10</b>	0,08	0,59
<b>BW 0,50:10</b>	0,04	0,79
<b>BW 0,55:10</b>	0,10	0,47
<b>BW 0,60:10</b>	0,01	0,94
<b>OSEM 2:10</b>	0,00	1,00
<b>OSEM 5:10</b>	0,07	0,66
<b>OSEM 10:10</b>	0,09	0,53

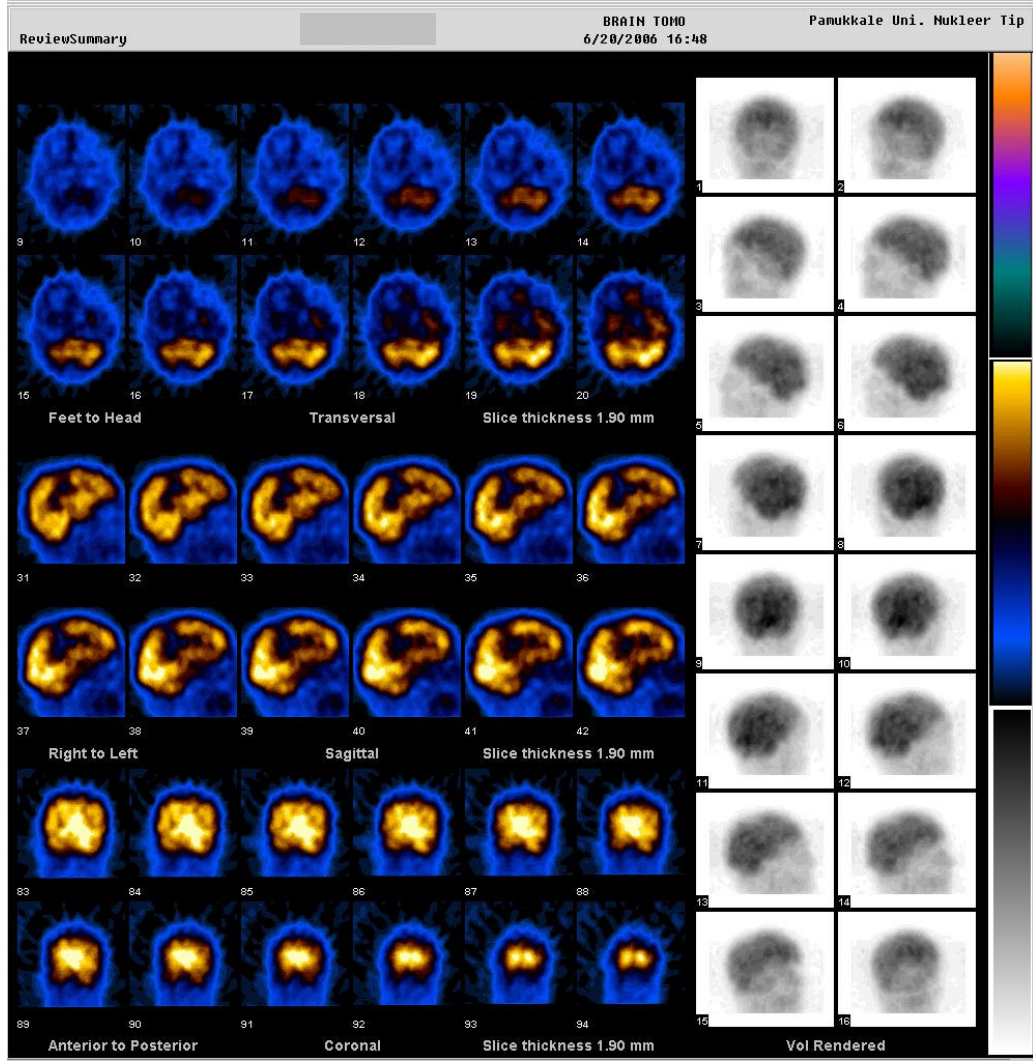
Sintigrafik olarak tanımlanamayan lezyonların lokalizasyonları ve boyutları Tablo - 13 ve 14’de verilmektedir. Bu lezyonlar arasında <1 cm boyutta olanlar ile serebellumda yerleşenler ilk sırada gelmektedir (Resim – 9 ve 10). Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde >1 cm olup izlenemeyen lezyonların ise yakın komşulukları lezyon olarak tanımlanmıştır.

Birinci gözlemci için <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde saptanamayan lezyonların olgulara göre dağılımına bakıldığında (Tablo – 13), talamus (olgu 2), pariyetal (olgu 16) ve temporal (olgu 20) loblarda lokalize olan lezyonlar hiçbir filtre ile izlenememiştir. Frontaldeki lezyon (olgu 20) OSEM 2-5-10 : 10 ile, insula (olgu 5) ve oksipitaldeki (olgu 1) lezyonlar OSEM 2-10 : 10 ile saptanamamış iken serebellumdaki lezyon (olgu 17) BW filtrelerin hiçbiri ile izlenememiştir. Olgu 18’ de talamusta lokalize lezyon yalnızca BW 0,60 : 10 filtre ve serebellumda lokalize lezyon yalnızca OSEM 2 : 10 ile izlenememiştir.

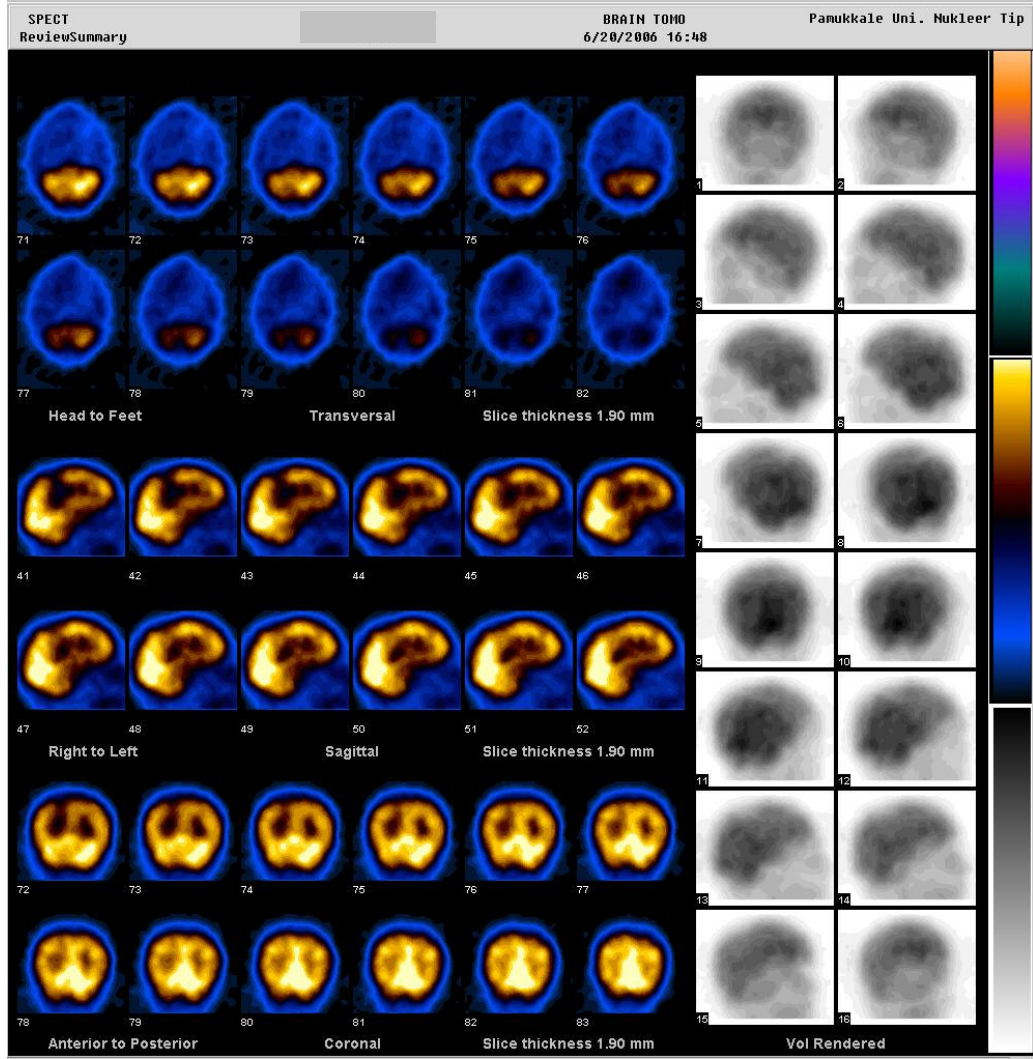
Tablo – 13: Birinci gözlemcinin FBP + BW ve OSEM ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde saptayamadığı lezyonlar ve boyutları

<b>BT / MR’da Tanımlanan Lezyon Lokalizasyonu</b>	<b>BT / MR’da Tanımlanan Lezyon Boyutu (cm)</b>
Talamus (olgu 2)	<b>5,5 x 5,5 x 4,5</b>
Oksipital (olgu 1)	<b>4 x 4 x 10</b>
İnsula (olgu 5)	<b>&lt; 1</b>
Pariyetal (olgu 16)	<b>2 x 1,5</b>
Serebellum (olgu 17)	<b>2</b>
Temporal (olgu 20)	<b>&lt; 1</b>
Frontal (olgu 20)	<b>&lt; 1</b>
Talamus (olgu 18)	<b>2 x 1,7</b>
Serebellum (olgu 18)	<b>&lt; 1</b>

İkinci gözlemcinin <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerini değerlendirmesi sonucunda frontopariyetal (olgu 3) ve insulada (olgu 5) lokalize lezyonlar OSEM 2 - 5 - 10 : 10 ile saptanamamıştır. Tablo – 14’de verilen diğer lezyonlar ise hiçbir rekonstrüksiyon ve filtreleme yöntemi ile saptanamamıştır.



Resim – 9: Kraniyal MR’da sağ serebellar hemisferde 2 cm ve sağ fontopariyetal lobda 2 cm boyutlarında kitleler saptanan hastanın BW 0,40 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ pariyetal lob, sağ frontal lob ve sağ oksipital loblarda hipoperfüze alanlar izlenmektedir.



Resim – 10: Kraniyal MR’da sağ serebellar hemisferde 2 cm ve sağ fontopariyetal lobda 2 cm boyutlarında kitleler saptanan hastanın OSEM 5 : 10 ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde sağ pariyetal, frontal ve oksipital loblar ile sağ serebellar hemisferde hipoperfüze alanlar izlenmektedir.

Tablo - 14: İkinci gözlemcinin FBP + BW ve OSEM ile işlemlenmiş <sup>99m</sup>Tc - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde saptayamadığı lezyonlar ve boyutları

BT / MR'da Tanımlanan Lezyon Lokalizasyonu	BT / MR'da Tanımlanan Lezyon Boyutu (cm)
Oksipital (olgu 1)	4 x 4 x 10
Frontal (olgu 4)	1 x 1,5
Pariyetal (olgu 16)	2 x 1,5
Serebellum (olgu 18)	< 1
Serebellum (olgu 17)	2
Frontopariyetal (olgu 3)	2,5 x 1,5
İnsula (olgu 5)	< 1

Çalışmamızda gözlemciler 2 olguda (olgu 1 ve 2) çapraz (*crossed*) serebellar diyaşizis ve 4 olguda (olgu 5 - 7 - 13 ve 19) çapraz serebral diyaşizis saptamıştır. Bu olgularda tanımlanan çapraz serebral ve serebellar diyaşizis tüm BW filtreler ile izlenirken yalnızca olgu 13'de tanımlanan çapraz serebral diyaşizis OSEM 2 : 10 ile işlemlenmiş görüntülerde de izlenmiştir.

Rutin beyin perfüzyon SPECT çalışmalarında kullandığımız FBP ve BW 0,50 : 10 filtre ile işlenerek elde edilen görüntüler hem bilgisayar ekranından hem de kağıda basılı olarak görsel değerlendirilmiş ve elde edilen sonuçlar Tablo - 15'de sunulmuştur. Bilgisayar ekranı ve kağıda basılı olarak görüntülerin görsel değerlendirilmesi ile doğru lokalizasyonda lezyonu saptamada mükemmel yakın uyum saptanmıştır ( $\kappa = 0,84$ ,  $p = 0,000$ ). Kağıttan okuma ile lezyon saptamadaki duyarlılık % 85, ekrandan okumada ise % 88'dir.

Tablo - 15: *Filtered backprojection* ve Butterworth 0,50 : 10 filtre ile işlemlenmiş görüntülerin bilgisayar ekranından ve kağıda basılı olarak değerlendirilmesi ile saptanan lezyonların dağılımı

		Kağıda basılan görüntülerin değerlendirilmesi ile okunan lezyonların sayısı		TOPLAM
		BT/MR'da tanımlanan ancak SPECT görüntülerinde izlenemeyen lezyonların sayısı	SPECT'te BT/MR ile uyumlu tanımlanan lezyonların sayısı	
Bilgisayar ekranından görüntülerin değerlendirilmesi ile okunan lezyonların sayısı	BT/MR'da tanımlanan ancak SPECT görüntülerinde izlenemeyen lezyonların sayısı	3	-	3
	SPECT'te BT/MR ile uyumlu tanımlanan lezyonların sayısı	1	23	24
	<b>TOPLAM</b>	<b>4</b>	<b>23</b>	

## TARTIŞMA

Tek foton emisyon tomografisinde elde edilen veriler hastanın çevresinde farklı açılardan alınmış planar görüntüler topluluğudur. Her bir planar görüntü, objeden detektör yüzeyine uzanan bir çizgi boyunca objenin tamamından elde edilen sayım toplamından oluşmaktadır. Açısal hareket boyunca toplanan bu görüntülerin klinik olarak anlamlı olması için bir dizi işlemden geçmesi gerekmektedir (3, 5, 13).

Geriye yansıtma tekniği (FBP), yineleyici yöntemler ve Fourier teknikleri elde edilen görüntülerin işlenmesi için kullanılan başlıca yöntemlerdir. Tomografik görüntülerin işlenmesinde foton atenüasyonu, saçılma ve bulanıklık etkisi en çok FBP ve yineleyici olmayan Chang atenüasyon düzeltme yöntemlerinin birlikte kullanılması ile giderilmeye çalışılmaktadır. Gürültünün azaltılmasında ön filtreleme için Hanning ve Butterworth filtreler ile saçılmayı azaltmada Metz ve Wiener gibi restorasyon filtreleri en sık kullanılmaktadır. Ancak, görüntü kalitesini arttırmak için klinikte kullanılmakta olan gama kamera sistemlerine özgü optimum veri toplama ve yeniden yapılandırma parametreleri tanımlanabilir. Nükleer Tıp pratiğinde SPECT görüntüleme için kullanılacak optimum filtrelerin çalışmanın tipine, kullanılan ekipmana, kliniğin fiziksel koşullarına ve klinisyenin kişisel tercihinine göre belirlenmesi en doğru yaklaşımdır.

Tek foton emisyon tomografisi görüntülerindeki gürültü sorunu genellikle düşük geçişli dijital filtre kullanımı ile çözümlenmektedir. Bu filtreler, yüksek uzaysal frekansları yok etmek için geliştirilmiştir. Yüksek frekansların yok edilme derecesi *cut-off* frekansı ile belirlenir. Düşük *cut-off*'lu filtrelerde gürültü daha iyi yok edilmekte; yüksek değerlerde ise rezolüsyon korunmakta ancak random gürültü yeterli düzeyde yok edilememektedir. Bu nedenle, kesim frekansı değeri yüksek frekansa sahip random gürültünün yok edilmesi ile uzaysal rezolüsyon arasındaki dengeyi sağlayıcı optimum değer olmalıdır. Bu seçim detektör yanıtı, objenin uzaysal frekansları ve görüntünün sayım yoğunluğundan etkilenmektedir. Gilland ve ark. (21), yaptıkları fantom çalışmasında Butterworth filtre için *power* değerini 10'da sabit tutarak Hanning, Butterworth ve Metz filtreler için farklı *cut-off* ve *power* değerleri ile çalışmışlardır. Görüntünün yeniden yapılandırılmasında FBP yöntemini

kullandıkları bu çalışmalarında uniform bir geri plan aktivitesi içinde filtrelerin lezyon saptayabilirliğini değerlendirmişler ve kalitatif çalışmada lezyon saptanabilirliğinin yumuşatıcı filtrelerin kullanılması ile arttığını göstermişlerdir. Butterworth filtre için (0,15 : 10), Hanning için 0,35 *cycles* / piksel , Metz için *power* 4 optimum parametreler olarak bildirilmiştir. Butterworth ve Metz filtreler arasında anlamlı bir farklılık bulunmaz iken her iki filtrenin de, en iyi filtre olarak tanımladıkları, Hanning filtreden daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Hanning filtrenin düşük frekansları geçiren bir filtre olması ince ayrıntıların kaybına neden olabilir. Bu, SPECT görüntülerinin değerlendirilmesinde en güçsüz filtre olmasını açıklayabilir. Yazarlar Butterworth filtre için verilen optimum *cut-off* değerinin geliştirilebileceğini ancak lezyon boyutuna göre de *cut-off* değerinin seçilebileceğini belirtmişlerdir. Benzer şekilde Minoshima ve arkadaşları (31) filtre optimizasyonunda lezyon boyutunun önemini vurgulamışlardır. Boyut bilinmeyen lezyonlarda Metz filtre kullanımı önerilmektedir. Düşük frekanslı lezyonlar Metz filtre ile Butterworth filtreden daha iyi saptanabilmektedir. Ancak, keskin filtrelerin yüksek *cut-off* nedeni ile gürültüyü artırırken yüksek frekanslar ile temsil edilen küçük lezyonların da saptanabilirliğini arttırdığı unutulmamalıdır. Düşük kesim frekanslı yumuşatıcı filtreler yüksek frekansların geçişine izin vermeyeceği için küçük lezyonların saptanmasını güçleştirir. Lezyonların lokalizasyonu da beyin perfüzyon SPECT çalışmasında filtre seçimini etkileyen önemli faktördür. Orta hat ve posterior fossa lezyonlarının değerlendirilmesinde yumuşatıcı filtrelerin faydalı olduğunu bildiren çalışmalar vardır (26, 31).

Heikkinen ve ark. (7), yaptıkları çok merkezli çalışmada her bir kliniğin rutin beyin perfüzyon SPECT çalışmasında görüntü kalitesini değerlendirmişlerdir. Beyin fantomu görüntüleri her kliniğe özgü işleme parametreleri ile işlenmiş ve görüntü kaliteleri 1-5 arasında puanlanmıştır. Ortalama olarak saptanabilen sıcak lezyon çapı 13 mm ve soğuk lezyon çapı 12 mm'dir. Soğuk lezyonlar daha kolay izlenebilmektedir. En iyi görüntü kalitesi Butterworth filtre (0,50 : 6) ve atenüasyon düzeltmesi uygulaması ile elde edilir. Genel olarak bakıldığında en iyi sonuçlar iki veya üç başlı kameralar ve fan-beam kolimatör kullanımı ile elde edilmiştir. Bunun yanında, bu çalışmadaki en yaşlı ve genel amaçlı kolimatöre sahip gama kamera en kötü sonucu veren kamera değildir. En kötü sonuçlar rölatif olarak yeni (4-5 yıllık)



gama kameralarda, genel amaçlı kolimatör ile ve baş tutucu kullanılmadığı durumda bildirilmiştir. Bu çalışma görüntü kalitesini görüntü eldesi, yeniden yapılandırma ve görüntünün basılması basamaklarında pek çok faktörün etkilediğini göstermektedir. Yazarlar standardize edilmiş protokollerin kullanımı ve direkt bilgisayar ekranındaki görüntüden değerlendirme yapılması ile görüntü kalitesinin artacağını belirtmişlerdir.

Van Laere ve ark. (23), hiçbir filtrenin mükemmel olmadığını yalnızca optimal filtreden söz edilebileceğini vurgulamışlardır. Bu araştırmacılara göre, klinik çalışmalar için en iyi filtrenin seçimi deneme - yanılma yolu ile olur. Ancak, bu zaman alıcı bir işlemdir. Literatürde filtrelelere ait spesifik parametreleri tanımlayan çok fazla bilgi yoktur. Ayrıca, literatürlerde önerilen filtreleme parametreleri tüm görüntüleme sistemleri için uygun olmayabilir ve klinikte her hasta için filtre seçimi tamamen ampirik olarak yapılabilir. SPECT görüntülerini filtrelemede keskin ve yumuşatıcı filtrelerin kombinasyonunu kullanmak en doğru olanıdır. Amaç, optimal tanısal doğruluğu ve en olası objektif standartları yakalamak olmalıdır.

Biz de bu çalışmada, beyin perfüzyon SPECT çalışmaları için optimum rekonstrüksiyon ve filtre parametrelerini belirleyerek tanısal doğruluğumuzu arttırmayı amaçladık. Bu amaçla, intrakraniyal kitlesi olan ve kitlesinin boyutu BT veya MR ile belirlenmiş hastaların <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerini görsel değerlendirdik. Elde edilen görüntüleri FBP ile rekonstrükte edip *order* 10 değiştirilmeksizin değişik kesim frekansı (*cut-off*) değerlerine sahip Butterworth filtre (0,40 - 0,45 - 0,50 - 0,55 - 0,60 : 10) ve *subset* 10 değeri sabit, yineleme sayısı değişik (2, 5, 10) OSEM yöntemi ile işlemledik. Bir hastanın tüm filtreler ile çalışılmış görüntüleri iki deneyimli Nükleer Tıp uzmanı ile birlikte görsel olarak değerlendirildi. Her bir filtre için görüntüde saptayabildiğimiz lezyonların lokalizasyonlarını BT ve MR'daki gerçek lokalizasyonları ile karşılaştırdık. Bu karşılaştırmaları yaparken her hasta için olası diğer etkileyici faktörlerin sabit olduğunu kabul ettik. Farklı filtre parametreleri ile hangi boyut ve lokalizasyondaki lezyonları doğru olarak ve iyi kalitede bir görüntü ile izleyebildiğimizi inceledik. Bilgisayarlı tomografi ve MR bulguları ile uyumsuz olan lezyonlarda bunu etkileyen faktörlerin neler olduğunu, boyutuna ve lokalizasyonuna göre uyumsuz izlenen

lezyonların hangi sebeplere bağlı olarak bu bulguları verebileceğini daha önceki çalışmaların sonuçları ile tartıştık.

İlk olarak rutinde kullandığımız BW 0,50 : 10 filtre ile işlemlenmiş görüntüler her iki gözlemci tarafından değerlendirildi. Birinci gözlemci tarafından değerlendirildiğinde 27 lezyondan 23 tanesini doğru olarak okumuş, 25 tane BT ve MR'dan farklı lezyon tanımlamıştır. İkinci gözlemci 27 lezyondan 22 tanesini uyumlu okumuş olup 26 farklı lezyon tanımlamıştır. Bazal ganglionlar ve talamustaki lezyonların saptanabilmesine bağlı olarak en fazla sayıda doğru lokalizasyonda lezyon birinci gözlemcinin ikinci sırada tercih ettiği, ikinci gözlemcinin ise en az tercih ettiği BW 0,40 : 10 ile saptanmıştır. Beyin perfüzyon SPECT çalışmalarının fonksiyonel görüntüleme yöntemi olduğu düşünülecek olursa bu sonuç doğaldır. Bilgisayarlı tomografi veya MR'da tanımlanan lezyon boyut ve lokalizasyonları lezyona ait sadece anatomik bilgi vermektedir. Ancak, tanımlanan lezyonun boyutu ne olursa olsun kitle ve ödem etkisi nedeniyle komşuluğundaki dokulara bası yapacak ve sonuçta, komşu dokularda perfüzyonda azalmaya neden olacaktır. Bu durumda, sistemin uzaysal rezolüsyon sınırının altında olan lezyonlara ait beyin perfüzyon değişikliklerinin dahi SPECT çalışmalarını ile gösterilebilmesi mümkün olacaktır. Ayrıca, uzaysal rezolüsyonun altında boyuta sahip lezyonlar için beyin perfüzyon SPECT'te parsiyel volüm etkisi nedeni ile lezyon daha geniş bir alana yayılmış olarak izlenebilir. İntrakraniyal kitleye bağlı olarak sinir ileti yollarının etkilenmesi de lezyonun karşı lokalizasyonunda beyinde veya beyincikte azalmış perfüzyona neden olabilir (çapraz serebral / serebellar diyaşizis). Bunun sonucunda SPECT görüntüleri ve BT / MR görüntüleri arasındaki anatomik uyumsuzluk artacaktır. Biz de iki olguda (olgu 1 ve 2) çapraz serebellar diyaşizis ile 4 olguda (olgu 5 – 7 – 13 ve 19) çapraz serebral diyaşizis saptadık.

Çalışmamızda birinci gözlemcinin genellikle 1 cm'den daha küçük lezyonları doğru tanımlayamadığı ancak lezyon çevresindeki ödem nedeni ile komşu alanları lezyon olarak tanımladığını saptadık. Tanımlanmayan 4 lezyondan 2 tanesi < 1 cm (olgu 16, 20), 1 tanesi serebellumda lokalize 2 cm (olgu 17) ve 1 tanesi de talamusta lokalize yaklaşık 5 cm boyutta (olgu 2) lezyonlardır. Talamusta lokalize lezyonun yakın komşulukları okunmuş, talamus net olarak değerlendirilememiştir. İkinci

gözlemci tarafından izlenemeyen 5 lezyondan bir tanesi oksipital lobda (olgu 1) 4x4x10 cm boyutunda olup serebellumda lokalize olarak değerlendirilmiştir. Üç lezyon < 1 cm (olgu 4, 16, 18), bir lezyon serebellumda yerleşimli ve 2 cm (olgu 17) boyutundadır.

Butterworth 0,50 : 10 filtre birinci gözlemcinin en fazla tercih ettiği filtreler arasında ilk sırada yer almıştır. İkinci gözlemci en az uyumsuz ve en fazla uyumlu sayıda lezyonu BW 0,50 : 10 filtre ile okumuş olmasına rağmen BW 0,50 : 10 en az tercih ettiği filtre olmuştur. Beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde 1 cm'den küçük ve çevresinde belirgin ödem etkisi oluşturmamış olan lezyonlar ve orta hat yerleşimli lezyonlar izlenememiştir. Çalışmamızda en büyük kısıtlılıklarımızdan biri görüntülerin işlenmesi sırasında atenüasyon düzeltilmesinin yapılamamasıdır. Bu nedenle, ödem nedeni ile gelişen atenüasyon etkisi yok edilememiş ve derin yapılar tam olarak değerlendirilememiştir. Sistem rezolüsyonunun 18 mm olması ve LEGP kolimatör kullanılması nedeni ile bu lezyonların tam ayırt edilemediği düşünülmektedir. Sistem rezolüsyonu değiştirilemeyeceği için kliniğimiz koşullarında küçük lezyonların doğru olarak saptanma olasılığını arttırmak mümkün değildir. Olgu grubumuzda orta hat yerleşimli lezyonlar BW 0,40:10 filtre ve OSEM işleme ile ayırt edilebilmiştir. Bu lezyonların çevresindeki belirgin ödem etkisi LEGP kolimatör ile elde edilen görüntülerde lokalizasyonun tam belirlenmesini güçleştirmekte ve özellikle görüntüler kör olarak değerlendirildiğinde gözlemcinin orta hat yapılarından çok çevre korteks yapılarına yönelmesine neden olmaktadır. Düşük kesim frekanslı filtre seçimi yanı sıra yüksek rezolüsyonlu veya *fan-beam* kolimatör kullanılması derin yerleşimli lezyonların saptanma olasılığını arttıracaktır.

Oksipital lop ve serebellumdaki lezyonların gözlemciler tarafından BW filtrelerle çoğunlukla doğru olarak ayırt edilemediği görüldü. Yineleyici yöntemlerle işlenmiş görüntülerde serebellum ayrımının net şekilde yapıldığı ve tüm lezyonların (1 cm'den büyük ve küçük) BT / MR ile uyumlu olarak tanımlanabildiği saptandı. Daha önceki çalışmalarda belirtildiği gibi yineleyici işleme teknikleri kalitatif olarak doğruya yakın görüntü elde edilmesini sağlar. Rekonstrüksiyon sırasında eş zamanlı atenüasyon ve saçılma düzeltmesi yapılmasına izin verir (1, 26). Çalışmamızda atenüasyon düzeltme işlemi yapılmamış ancak saçılma düzeltme

işlemi uygulanmıştır. Gerçek kontrast oranına yakın değer elde edildiği için OSEM yöntemi ile subtentorial ve kortikal alanların görüntüleri gerçeğe yakın olmakta ve lezyon saptanma olasılığı artmaktadır.

Filtered backprojection yöntemine alternatif yineleyici yöntemler istatistiksel temelli tahmin teknikleridir. Bu tekniklerle görüntü işlemlendiğinde gürültü seviyesi ve yıldız artefakt oluşumu daha azdır. Düşük sayım dansitesine sahip görüntülerin işlenmesinde tercih edilebilecek yöntemdir. İyi kalitede görüntü eldesi için birden fazla yineleme gerekir. Yineleme sayısı için kesin bir değer olmamakla birlikte az yineleme görüntüyü bulanıklaştırıp küçük detayları yok ederken, fazla yinelemede gürültü artmaktadır. Klinik pratikte kullanılacak yineleme sayısı, elde edilen görüntüde sinyal / gürültü oranının optimum olması ile belirlenir. Çok sayıda yineleme yapılması gereken durumlarda işleme sonrasında yumuşatıcı filtre ile gürültü seviyesi azaltılabilir (1-3, 5, 17, 18, 21-26, 28, 29).

Yineleyici yöntemler ile FBP yöntemine göre daha gerçeğe yakın görüntü elde edilse de bilgisayar ortamında geniş yer kapladıkları ve daha uzun işleme süresi gerektiği için kliniğimizde beyin perfüzyon SPECT çalışmalarında OSEM veya MLEM yöntemleri rutin olarak kullanılmamaktadır. Ancak, seçilmiş vakalarda FBP uygulamasından sonra ikinci yöntem olarak uygulanmaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda SPECT görüntülerinin rekonstrüksiyonunda OSEM ilk tercih edilen yöntem değildir. Çalışmamızda OSEM yöntemi ile saptanan BT / MR uyumlu lezyon sayısı FBP + BW filtrelerle saptanana göre daha azdı. Büyük lezyonlar tüm filtreler ile rahatlıkla saptandığı halde OSEM işleme ile küçük lezyonların saptanamadığını gözlemledik. Fakat, posterior fossa ve orta hat lezyonları OSEM yöntemi ile daha iyi ayırt edildi. Bu nedenle, SPECT ile okunan uyumsuz lezyon sayısı OSEM 2 : 10 ile en azdı. Birinci gözlemci için OSEM işlemi değerlendirmede son tercih edilen yöntem olmasına rağmen ikinci gözlemci için daha ön sıralarda yer aldı. OSEM 5: 10 daha çok büyük ve çevresinde belirgin ödem etkisi olan lezyonların değerlendirilmesinde tercih edildi. Yineleme sayısının artması ile gerçek lezyonun çevresinde okunan ödem alanının küçüldüğünü izledik. Optimum yineleme sayısının çevre ödemin etkilerini azalttığı ve gerçek lezyon lokalizasyonunu daha gerçekçi olarak yansıttığı düşünülmektedir. Yineleme sayısı için kesin bir değer

yoktur optimum yineleme sayısı vardır. Yinelemenin az olması daha önceki çalışmalarda da gösterildiği gibi görüntüyü bulanıklaştırıp küçük detayları yok ederken, fazla yinelemede gürültü artmaktadır. Optimum yineleme sayısı hastanın özellikleri, kullanılan radyofarmasötik ve gama kameranın özelliklerine göre belirlenmelidir. Sonuç olarak, beyin perfüzyon SPECT görüntülerinin işlenmesi sırasında lezyon kaybına neden olmayacak ancak gürültüyü azaltacak optimum yumuşatma işleminin yapılması gerektiğini düşünüyoruz.

Bu çalışmada, beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde gözlemcilerin gerçek lezyon lokalizasyonunu doğru olarak değerlendirmede mükemmel yakın uyum içinde oldukları saptandı. En iyi uyum BW 0.60 : 10 filtre için bulundu (her iki gözlemci için uyumlu lezyon sayısı 22 ve uyumsuz lezyon sayısı 22). Gözlemcilerin görüntüleri değerlendirme sırasında belirlemiş oldukları en iyi filtre farklı idi. Birinci gözlemci optimum filtre olarak ilk sırada BW 0,50 : 10 ve 0,55 : 10 filtrelerini tercih ederken, ikinci gözlemci BW 0,60 : 10'u tercih etmiştir. İkinci sırada tercih edilen filtrelere bakıldığında, birinci gözlemci BW 0,40 : 10 ve 0,45 : 10'u, ikinci gözlemci BW 0,45 : 10 ve 0,55 : 10 ile OSEM 10 : 10'u tercih etmiştir. İlk gözlemci için OSEM uygulama tercih sırasının sonlarında yer alırken ikinci gözlemci için daha ön sıralarda yer almıştır. Bulgularımız optimal rekonstrüksiyon işlemi ve filtre seçiminin daha önceki çalışmalarda da belirtildiği gibi subjektif bir değerlendirme olup hasta özellikleri ve kişisel tercihe dayalı olduğunu göstermektedir. Kişisel filtre tercihinde klinisyenin tecrübesi, lezyon boyutu, lezyon yerleşimi ve uygulanan aktivite miktarı ile gama kamera teknik özellikleri önemlidir. Burada amaç, optimal filtre seçimi ile doğru lokalizasyondaki lezyonları saptamaktır (7, 23, 24, 31). Bu bulgularla kliniğimizde yapılan <sup>99m</sup>Tc ECD beyin perfüzyon SPECT çalışmalarında optimum parametrelerin Butterworth filtre için *cut-off* 0,40 *order* 10 ve OSEM için *subset* 10 yineleme sayısı 5 olduğu sonucuna vardık.

Birinci gözlemci için bilgisayar ekranında görüntülerin değerlendirilmesi ile kağıda basılmış görüntülerden değerlendirme arasında mükemmel yakın uyum bulduk. Bazalden vertekse dek tüm kesitlerin basılı olarak sunulması durumunda bilgisayar ekranında değerlendirme ile uyumluluk olacağını düşünüyoruz. Aksi takdirde, özellikle çoğul lezyonlarda yanlış negatif sonucun artması kaçınılmaz

olacaktır. Ayrıca, kontrast, parlaklık farklılığı ve ekranda renk skalası değişikliği yapılabilmesi beyin perfüzyon SPECT görüntülerinin daha doğru değerlendirilmesini sağlayacaktır. Basım sırasında veri kaybı sonucu olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle, Heikkenen ve arkadaşlarının (7) çalışmasında belirttikleri gibi görüntülerin bilgisayar ekranında değerlendirilmesi ile daha doğru sonuç elde edileceğini düşünüyoruz.

Bu bulgular optimal filtre seçiminde kişisel tercih, gama kamera özellikleri, lezyon boyutu ve lokalizasyonunun önemini vurgulamaktadır. Gürültünün tümü ile yok edilmesi görüntüleri aşırı yumuşatarak küçük lezyon kaybına neden olacaktır. Yüksek kesim frekanslı filtre seçildiği takdirde yüksek frekansla gösterilen küçük lezyonların saptanma olasılığı artacak ancak teknik kısıtlılıklar nedeni ile orta hat lezyonları ve posterior fossa lezyonlarının saptanma olasılığı azalacaktır. Bu nedenle, beyin perfüzyon SPECT görüntülerinde random gürültüyü azaltırken küçük lezyonları yok etmeyecek, sulkus ve girus ayırımına izin verecek rekonstrüksiyon işlemi ve uygun kesim frekanslı filtre seçilmesi önerilir.

## SONUÇLAR

Kliniğimizde  $^{99m}\text{Tc}$  - ECD beyin perfüzyon SPECT görüntülerinin değerlendirilmesinde uygun rekonstrüksiyon ve filtreleme yönteminin belirlenmesi amaçlanan çalışmanın sonucuna göre;

BW 0,40 : 10 filtre en çok doğru lezyon ve lokalizasyonunun saptandığı filtre idi. Bunu BW 0,45: 10 ve BW 0,50:10 filtreleri izledi.

Büyük lezyonlar (> 2 cm) FBP ve farklı kesim frekanslı Butterworth filtrelerin tümü ve OSEM işleme ile saptandı.

Küçük lezyonların (< 2 cm) saptanmasında kesim frekansı yüksek Butterworth filtreler daha faydalı idi.

Orta hat lezyonlarının değerlendirilmesinde BW 0,40: 10 ve OSEM işleme ile saptanabilirlik oranı arttı.

Posterior fossa lezyonları OSEM işleme ile saptanabildi.

Rutinde kullandığımız BW 0,50 : 10 filtre kliniğimizde beyin perfüzyon SPECT görüntülerinin değerlendirilmesi için tercih edilebilecek uygun bir filtredir. Ancak, sabit bir filtre olarak düşünülmesi yanlış olur. Aynı durum BW 0,40 : 10 ve diğer filtreler için de geçerlidir. Lezyon boyutu ve lokalizasyonuna göre filtre seçilmesi doğru sonuca ulaşılmasını sağlayacaktır. Beyin perfüzyon SPECT görüntüleri değerlendirilirken aşırı yumuşatıcı filtreler tercih edilmemelidir. Özellikle posterior fossa oluşumlarının ve lezyonlarının değerlendirilmesinde OSEM teknikleri BW filtrelerden daha üstündür.

Bazalden vertekse tüm kesitler basıldığı taktirde beyin perfüzyon SPECT görüntülerinin bilgisayar ekranından değerlendirilmesi ile basılı materyalden değerlendirilmesi oldukça uyumludur ve lezyonlar doğru olarak lokalize edilebilmektedir. Ancak, kontrast ve filtre değişikliği ile çoklu lezyonların saptanabilirliği artacağından bilgisayar ekranından değerlendirme tercih edilmelidir.

# TEKNESYUM –99m ECD (Etilen Sistein Dimer) İLE BEYİN PERFÜZYON SPECT ÇALIŞMALARINDA FİLTRE OPTİMİZASYONU VE KLİNİK KULLANILABİLİRLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dr. BURCU DEĞİRMENCİOĞLU

## ÖZET

Bu çalışmada Tc-99m ECD beyin perfüzyon SPECT çalışmalarımızda en uygun rekonstrüksiyon yöntemi ve filtreleme parametrelerini belirlemeyi amaçladık.

Lokalizasyonları ve boyutları kraniyal MR veya BT ile belirlenmiş 27 intrakraniyal kitlesi olan 20 olgu çalışmaya alındı. Olgulara 740 MBq Tc-99m ECD (Neurolite, Bristol-Myers Squibb, Belçika) intravenöz uygulandı. Tek başlı CamStar AC/T gamma kamera (GE, Milwaukee, Wisc., USA) ve LEGP kolimatör kullanılarak 128x128 matrikste, 1000 kcts/ projeksiyon toplandı.

Her hastanın görüntüleri FBP ile Butterworth filtre 0,50, 0,40, 0,45, 0,55, 0,60:10 ve OSEM 2 - 5 – 10:10 yöntemi ile işlemlendi. Elde edilen görüntüler iki Nükleer Tıp uzmanı ile birlikte kör olarak değerlendirildi. Sintigrafide tanımlanan lezyonlar BT/ MR'da tanımlanan gerçek lokalizasyonlarla karşılaştırıldı. İki gözlemci arasındaki uyum incelendi. Butterworth 0,50:10 filtre ile işlemlenmiş görüntüler için bilgisayar ekranından ve kağıda basılmış olarak değerlendirme arasındaki uyuma bakıldı. Optimum rekonstrüksiyon ve filtreleme yöntemi belirlendi.

Butterworth 0,40:10 filtre ile birinci gözlemci 24/27 lezyonu ve ikinci gözlemci 22/27 lezyonu doğru olarak saptadı. Orta hat lezyonları BW 0,40:10 filtre ile saptanırken serebellum lezyonları en iyi OSEM yöntemleri ile değerlendirildi. Tüm lezyonlar için BW 0,60:10 ve OSEM 2:10 için gözlemciler arasındaki uyum mükemmeldi.

Sonuçta, BW 0,40:10 filtre beyin perfüzyon SPECT görüntülerinin değerlendirilmesinde en uygun filtredir. Ancak, BW 0,45-0,50:10 filtreler de kullanılabilir. Küçük lezyonlar yüksek *cut-off*'lu BW filtrelerle doğru değerlendirilirken posterior fossanın değerlendirilmesinde OSEM teknikleri BW filtrelerden üstündür. Bilgisayar ekranı ile basılı materyalden değerlendirme mükemmel yakın uyumludur.



# **FILTER OPTIMISATION OF TECHNETIUM-99m ECD (Ethyl Cysteinate Dimer) BRAIN PERFUSION SPECT STUDY AND APPRECIATION OF CLINICAL USEFULNESS**

**Dr. BURCU DEĞİRMENCİOĞLU**

## **SUMMARY**

We aimed to determine suitable reconstruction method and filtering parameters for Tc-99m ECD brain perfusion SPECT studies.

Twenty patients with 27 intracranial lesions those localisations and sizes were determined with cranial CT/MR comprised study. 740 MBq Tc-99m ECD (Neurolite, Bristol-Myers Squibb, Belgium) was IV injected. 1000 kcts/projection at 128x128 matrix were collected with single head, CamStar AC/T gamma camera (GE, Milwaukee, Wisc., USA) equipped with LEGP collimator.

Each patient's images were processed with FBP, Butterworth filter 0,50, 0,40, 0,45, 0,55, 0,60:10 and OSEM 2 - 5 - 10:10. Obtained images were blindly evaluated together with two experienced nuclear medicine physicians. Lesions defined on scintigraphy were compared with true localisations on CT/MR. Accordance between two observers was examined. Compatibility of filtered images from monitor and prints were evaluated for BW 0,50:10. Optimum reconstruction and filtering methods were determined.

For BW 0,40:10 filter, first observer detected 24/27 and second one detected 22/27 lesions on true locations. Cerebellar lesions were evaluated correctly by OSEM while midline lesions were detected by BW 0,40:10 filter. Correlation between two observers was perfect for BW 0,60:10 filter and OSEM 2:10 method.

Consequently, Butterworth 0,40:10 is the most suitable filter for brain perfusion SPECT studies. However, BW 0,45 - 0,50:10 filters may be also used. High pass BW filters detect small lesions more properly and OSEM method is superior for evaluation of posterior fossa lesions. Evaluation on monitor and printed material was nearly perfect correlated.

## KAYNAKLAR

- 1) Beekman FJ, Kamphuis C, King MA, van Rijk PP, Viergever MA. Improvement of image resolution and quantitative accuracy in clinical Single Photon Emission Computed Tomography. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2001; 25: 135-146.
- 2) Sorenson AJ, Phelps ME. The Anger camera: basic principles. In: Sorenson AJ, Phelps ME, eds. *Physics in nuclear medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1987: 298-317.
- 3) Sorenson AJ, Phelps ME. The anger camera: performans characteristics. In: Sorenson AJ, Phelps ME, eds. *Physics in nuclear medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1987: 318-345.
- 4) Sorenson AJ, Phelps ME. Image quality in nuclear medicine. Sorenson AJ, Phelps ME, eds. *Physics in nuclear medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1987: 362-390.
- 5) Glick S. Image content and image filtering techniques. In: Henkın RE,Boles MA, Dillehay GL, Halama JR, Karesh SM, Wagner RH, Zimmer MA, eds. *Nuclear Medicine*. Missouri: Mosby-Year Book, 1996: 205-215.
- 6) Narin Y. SPECT uygulamalarında organa göre filtre optimizasyonu ve sonuçlarının klinik anlamda farklılıklarının araştırılması. *GATA Nükleer Tıp A.D. Uzmanlık Tezi* 1991.
- 7) Heikkinen J, Kuikka JT, Ahonen A, Rautio P. Quality of brain perfusion single-photon emission tomography images: multicentre evaluation using an anatomically accurate three- dimensional phantom. *Eur J Nucl Med* 1998; 25: 1415-1422.
- 8) Sipila O, Nikkinen P, Pohjonen H, Poutanen VP, Visa A, Savolainen S, Katila T, Liewendahl K. Accuracy of a registration procedure for brain SPET and MRI: Phantom and simulation studies. *Nucl Med Commun* 1997; 18: 517-526.
- 9) Kim HJ, Zeeberg BR, Fahey FH, Bice AN, Hoffman EJ, Reba RC. Three-dimensional SPECT simulations of a complex three-dimensional mathematical brain model and measurements of the three-dimensional physical brain phantom. *J Nucl Med* 1991; 32: 1923-1930.

- 10) Pupi A, De Cristofaro MTR, Formiconi AR, Passeri A, Speranzi A, Giraud E, Meldolesi U. A brain phantom for studying contrast recovery in emission computerized tomography. *Eur J Nucl Med* 1990; 17: 15-20.
- 11) Hoffman EJ, Cutler PD, Digby WM, Mazziotta JC. 3-D phantom to simulate cerebral blood flow and metabolic images for PET. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 1990; 37: 616-620.
- 12) Floyd CE, Jaszczak RJ, Greer KL, Coleman RE. Brain phantom: High-resolution imaging with SPECT and I-123. *Radiology* 1987; 164: 279-281.
- 13) Bor D. Gama kameraların çalışma prensipleri ve kalite kontrolü yöntemleri. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Ankara Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi, 1990.
- 14) Değer M, Demir M, İnce M, Kıraç S, Köseoğlu K, Turan E, Uysal B. Kalite kontrol , enstrümantasyon ve radyasyon güvenliği komitesi yönergesi. Bölüm I. *Turk J Nucl Med* 2004; 13: 86-101.
- 15) Kadrmas DJ, Frey EC, Tsui BMW. Analysis of reconstructibility and noise properties of scattered photons in  $^{99m}\text{Tc}$  SPECT. *Phys Med Biol* 1997; 42: 2493-2516.
- 16) Kıraç FS, Yüksel D. Nükleer Fizik, Radyasyonun madde ile etkileşimi. Kıraç FS, Yüksel D, eds. *Radyasyon Biyolojisi*. Denizli: Gültürk Ofset Tanıtım, 2001: 19-24.
- 17) Hamilton D. Single photon tomographic imaging. In: Hamilton D, eds. *Diagnostic nuclear medicine a physics perspective*. Berlin: Springer, 2004: 137-162.
- 18) Gemmell HG, Staff RT. Single photon emission computed tomography (SPECT). In: Sharp PF, Gemmell HG, Murray AD, eds. *Practical nuclear medicine*. London: Springer, 2005: 21-33.
- 19) Sorenson AJ, Phelps ME. Nuclear medicine tomography: system and devices. In: Sorenson AJ, Phelps ME, eds. *Physics in nuclear medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1987: 425-451.
- 20) Sorenson AJ, Phelps ME. Nuclear medicine tomography: principles. In: Sorenson AJ, Phelps ME, eds. *Physics in nuclear medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1987: 391-423.

- 21) Gilland DR, Tsui BMW, McCartney WH, Perry JR, Berg J. Determination of the optimum filter function for SPECT imaging. *J Nucl Med* 1988; 29: 643-650.
- 22) Bruyant PP. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT. *J Nucl Med* 2002; 43: 1343-1358.
- 23) Laere KV, Koole M, Lemahieu I, Dierckx R. Image filtering in single-photon emission computed tomography: principles and applications. *Comput Med Imaging Graph* 2001; 25: 127-133.
- 24) King MA, Glick SJ, Penney BC, Schwinger RB, Doherty PW. Interactive visual optimization of SPECT prereconstruction filtering. *J Nucl Med* 1987; 28: 1192-1198.
- 25) Gilland DR, Jaszczak RJ, Riauka TA, Coleman RE. Approximate 3D iterative reconstruction for SPECT. *Med Phys* 1997; 24: 1421-1429.
- 26) Kauppinen T, Koskinen MO, Alenius S, Vanninen E, Kuikka JT. Improvement of brain perfusion SPET using iterative reconstruction with scatter and non-uniform attenuation correction. *Eur J Nucl Med* 2000; 27: 1380-1386.
- 27) Blokland KAK. Expectation maximization in quantitative single-photon emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1994; 21: 595-596.
- 28) Brown JK, Hasegawa BH, Lang TF. Iterative concurrent reconstruction algorithms for emission computed tomography. *Phys Med Biol* 1994; 39: 1113-1132.
- 29) Barnden LR, Hatton RL, Behin-Ain Setayesh, Hutton BF, Goble EA. Optimisation of brain SPET and portability of normal databases. *Eur J Nucl Med and Mol Imaging* 2004; 31: 378-387.
- 30) Sharp PF, Goatman KA. Nuclear medicine imaging. In: Sharp PF, Gemmell HG, Murray AD, eds. *Practical nuclear medicine*. London: Springer, 2005: 1-19.
- 31) Minoshima S, Maruno H, Yui N, Togawa T, Kinoshita F, Kubota M, Berger KL, Uchida Y, Uno K, Arimizu N. Optimization of Butterworth filter for brain SPECT imaging. *Ann Nucl Med* 1993; 7: 71-77.

- 32)Guerra UP (ed). Brain SPECT: A normal brain morpho-functional atlas. Gruppoimmagine, Roma. 1998.
- 33)Bağıntı – II Nitel Değişkenler Arasında Bağıntı Değerlendirmesi. <http://abone.superonline.com/~senocakbiyo/baginti2.htm> adresinden 29 Mart 2007 tarihinde ulaşılmıştır.
- 34)Thompson WD, Walter SD. A reappraisal of the kappa coefficient. J Clin Epidemiol 1988; 41: 949-958.