

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

Tez Yöneticisi  
Doç. Dr. Gülay DURMUŞ-ALTUN

**TEKNEZYUM 99m DİMERKAPTOSÜKSİNİK ASİD  
SPECT GÖRÜNTÜLERİNDE UYGULANAN  
FİLTRELENMİŞ GERİ PROJEKSİYON VE İTERATİV  
REKONSTRÜKSİYON YÖNTEMLERİNİN GÖRÜNTÜ  
KALİTESİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN BELİRLENMESİ**

(Uzmanlık Tezi)

**Dr. Deniz BEDEL**

**EDİRNE- 2006**

## **TEŞEKKÜR**

Tezimin hazırlanmasında her türlü yardımı ve desteğini esirgemeyen Doç. Dr. Gülay DURMUŞ ALTUN'a, uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren Prof. Dr. Őakir BERKARDA, Prof. Dr. Ömer Necmi YİęİTBAŐI, Prof. Dr. Ali SARIKAYA, Doç. Dr. Mahmut YÜKSEL, Doç. Dr. Meryem KAYA ve Doç. Dr. Tevfik Fikret ÇERMİK'e, yarattıkları rahat ve huzurlu çalışma ortamı nedeniyle asistan arkadaşlarıma ve tüm Nükleer Tıp Anabilim Dalı çalışanlarına teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

|  |    |
|--|----|
| <b>GİRİŞ ve AMAÇ</b> .....   | 1  |
| <b>GENEL BİLGİLER</b> .....  | 3  |
| <b>BÖBREĞİN ANATOMİ ve FİZYOLOJİSİ</b> .....                                     | 3  |
| <b>BÖBREK PATOLOJİLERİ</b> .....   | 4  |
| <b>BÖBREK GÖRÜNTÜLEMESİ AMACIYLA KULLANILAN<br/>    RADYOFARMASÖTİKLER</b> ..... | 7  |
| <b>GAMA KAMERANIN İŞLEYİŞ PRENSİPLERİ</b> .....                                  | 10 |
| <b>NÜKLEER TIPTA KULLANILAN GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ</b> ..                        | 12 |
| <b>GEREÇ ve YÖNTEMLER</b> .....  | 24 |
| <b>BULGULAR</b> .....  | 28 |
| <b>TARTIŞMA</b> .....  | 40 |
| <b>SONUÇLAR</b> .....  | 45 |
| <b>ÖZET</b> .....  | 47 |
| <b>SUMMARY</b> .....   | 49 |
| <b>KAYNAKLAR</b> .....   | 51 |
| <b>EKLER</b>   |    |

## **SİMGE ve KISALTMALAR**

- AC** : Zayıflatma düzeltmesi  
**ART** : Cebirsel yeniden yapılandırma tekniği  
**BGO** : Böbrek / geri plan oranı  
**BT** : Bilgisayarlı tomografi  
**DMSA**: Dimerkaptosüksinik asid  
**DTPA** : Dietilentriaminpentasetik asid  
**EC** : Etilendisistein  
**ECD** : Etilensisteindimer  
**FBP** : Filtrelenmiş geri yansıtma  
**FOV** : Gama kamera görme alanı  
**FT** : Fourier çevirimi  
**FWHM**: Tepe yüksekliğinin yarı genişliği  
**Gd-153**: Gadolinyum 153  
**Gİ** : Gradyent indeksi  
**I-123** : İyot 123  
**I-131** : İyot 131  
**ILST** : İterativ least squares tekniği  
**İR** : İterativ yeniden yapılandırma  
**KeV** : Kiloelektron volt

**LAO** : Sol anterior oblik  
**PO** : Sol posterior oblik  
**MAG3**: Merkaptasetiltriglisin  
**MBq** : Mega Becquerel  
**mCi** : Mili Curie  
**MLEM**: Maksimum olasılık beklentisi maksimizasyonu  
**MR** : Manyetik Rezonans  
**NaI(Tl)**: Talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür  
**NCO** : Dairesel olmayan yörünge  
**OIH** : Ortoiyodohippurat, hippuran  
**OSEM**: Alt grup beklentisi maksimizasyonu  
**PMT** : Foton çoğaltıcı tüpler  
**RPO** : Sağ posterior oblik  
**SIRT** : Simultane iteratif yeniden yapılandırma tekniği  
**SPECT**: Tek foton emisyon tomografisi  
**SPECT180FBP**: FBP yeniden yapılandırması uygulanan 180° SPECT  
**SPECT180İR**: İteratif yeniden yapılandırma uygulanan 180° SPECT  
**SPECT360FBP**: FBP yeniden yapılandırması uygulanan 360° SPECT  
**SPECT360İR**: İteratif yeniden yapılandırma uygulanan 360° SPECT  
**Tc-99m**: Teknezyum 99m  
**Tl-201** : Talyum 201  
**USG** : Ultrasonografi

## GİRİŞ ve AMAÇ

Nükleer tıp teknikleri böbrek hastalıklarının tanı ve takibinde önemli rol oynamaktadır. Bu yöntemler, yüksek duyarlılıkla böbrekte radyolojik olarak görülebilir lezyon oluşmadan önce doku hasarını gösterebilmektedir. Nükleer tıp teknikleri göreceli olarak düşük radyasyon maruziyetiyle hem fonksiyonel hem de anatomik bilgi sağlayabilen tek tanı aracıdır. Radyonüklid yöntemler, çocuk hasta veya böbrek yetmezliği olan hastalar gibi özel gruplarda bile güvenle kullanılabilir. Böbreklerin anatomik ve fonksiyonel olarak değerlendirilmesinin en iyi şekilde yapıldığı tanı yöntemi Teknezium 99m (Tc-99m) dimerkaptosüksinik asid (DMSA) böbrek sintigrafisidir (1,2).

Nükleer tıpta görüntüleme için kullanılan radyofarmasötikler, toksik veya farmakolojik bir etkiye sahip değildir ve allerjik reaksiyon oluşturmazlar. Üriner sistem görüntülemesinde antenatal dönemden başlayarak en sık kullanılan tanı yöntemi ultrasonografi (USG)'dir ve nükleer tıp yöntemleri ile tamamlayıcı olarak kullanılır. Anatomik ve fonksiyonel görüntülemenin birlikte kullanımı, üriner sistemle ilgili pek çok hastalığın sebebini ve ciddiyetini belirleme konusunda bilgi sağlar. Özellikle çocuk hasta grubunda erken tanı ve tedavi, mortalite ve morbiditeyi belirgin olarak azaltmaktadır. Bu hasta grubunda, böbrek hastalığı tanısında ve böbrek fonksiyonlarının belirlenmesinde nükleer tıp teknikleri yüksek duyarlılığa sahiptir ve anahtar rol oynamaktadır (1-4).

DMSA böbrek sintigrafisi, çocuk ve yetişkinlerde böbrek parankiminin değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan referans bir yöntemdir (2,5,6). DMSA'nın böbrek korteksinde özgün tutulumu kortikal defektlerin yüksek hassasiyetle saptanmasını sağlar. DMSA böbrek sintigrafisinin en önemli endikasyonu, üst üriner sistem enfeksiyonlarına bağlı oluşan nedbe dokusunun tespitidir (4,7,8).

Klinik pratikte yaygın olarak uygulanan planar teknikte, alınan iki boyutlu görüntülerle böbrek korteksi değerlendirilir. Yapılan çalışmalarda, böbreklerdeki bölgesel patolojilerin belirlenmesinde tek foton emisyon tomografisi (SPECT) çalışmasının duyarlılığının daha yüksek olduğu belirtilmektedir. SPECT çalışmasıyla böbrek parankimi üç boyutlu olarak daha detaylı incelenebilmekte, daha küçük lezyonlar saptanabilmektedir (9).

SPECT tekniğinde, kolimatörler hasta etrafında dönerek değişik açılardan görüntüleri kaydederler. Görüntünün istenilen kalite ve doğrulukta oluşturulabilmesi için genellikle 360°'lik dönüşle kaydedilen görüntülere ihtiyaç vardır. Genel uygulamaya bir istisna olarak miyokard SPECT görüntüleri 180° olarak alınır. Bunun nedeni, toraksta solda ve önde yerleşimli olan kalbin 360° olarak görüntülenmesi sırasında, organa uzak kalan açılardan elde edilen sayımlardaki zayıflama ve saçılma yüzünden görüntü kalitesinin kötüleşmesidir (10-13). Böbrekler de kalp gibi orta hatta göre asimetric yerleşimli organlardır. 180° açıyla yapılan posteriyor SPECT çalışmasındaki görüntü kalitesi, 360° alınan SPECT görüntülerinden daha üstün olarak bulunmuştur (14).

SPECT görüntülemesi sırasında toplanan veriler yeniden yapılandırma programları kullanılarak bilgisayar aracılığıyla işlenir ve görüntünün yeniden elde edilmesi sağlanır. İşleme sayesinde elde edilen tomografik kesitler üzerinde değerlendirme yapılır. Filtrelenmiş geri projeksiyon yeniden yapılandırma tekniği (FBP), tüm yeniden yapılandırma tekniklerinin en yaygın olanıdır. Ancak bu teknikte oluşan zayıflamalar nedeniyle böbreklerin üst polleri hipoaktif olarak izlenebilmektedir; bu da yanlış pozitif sonuçlara neden olmaktadır. Başka bir işleme tekniği de iterativ yeniden yapılandırma (İR) tekniğidir. Bu teknik, sayım istatistiği bozuk olan, aktivite dağılımı belirgin heterojenite gösteren SPECT görüntülerinde kullanılmış ve görüntü kalitesini düzeltmede FBP yönteminden daha başarılı bulunmuştur (14-17).

Bu çalışmada, 360° ve posteriyor 180° DMSA SPECT görüntüleri elde edilerek FBP ve İR yöntemleriyle işlenmiştir. Her iki görüntüleme ve yeniden yapılandırma teknikleri birbiriyle karşılaştırılarak görüntü kalitesi ve lezyon saptanması üzerindeki etkilerinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

## **GENEL BİLGİLER**

### **BÖBREKLERİN ANATOMİ ve FİZYOLOJİSİ**

Böbrekler periton boşluğunun dışında ve karın arka duvarında yer alırlar. Her böbreğin mediyal kısmında hilum adı verilen böbrek arter, ven ve üreterlerin girip çıktığı çukur bir bölge bulunur. Eğer böbrekler uzun ekseninden ikiye kesilecek olursa dış kısımda korteks, iç kısımda medulla denen iki ana bölge ayırđedilir. Böbreğin medullasında böbrek piramitleri denen koni biçimli çok sayıda doku kitleleri bulunur. Piramitlerin tabanı korteks ile medulla arasındaki sınırdan başlar ve üreterin üst ucunun devamından oluşan böbrek pelvisine doğru uzanan papillada son bulur (18,19).

İnsanda her böbrek, idrar oluşturma yeteneğine sahip bir milyon kadar nefrondan oluşur. Her bir nefron kendi başına idrar yapma yeteneğine sahiptir. Bu nedenle böbrek fonksiyonlarını açıklamak için tek bir nefronun yapısını incelemek yeterlidir. Her nefron kandan sıvının filtre olduğu glomerül ve filtre edilen sıvının böbrek pelvisine akarken idrar halini aldığı uzun bir tübülden oluşur (18,20).

Kan afferent arteriyol ile glomerüle girer ve efferent arteriyol ile glomerülü terk eder. Böbrek korteksindeki glomerül dallanan ve anastomoz yapan kapiller bir ağdan oluşmuştur. Glomerüler kapillerler epitel hücreleri ile örtülmüştür ve tüm glomerül Bowman kapsülü ile sarılmıştır. Glomerüldeki kan basıncı Bowman kapsülü içine sıvının süzülmesini sağlar. Glomerüler kapillerlerden filtre olan sıvı Bowman kapsülü içine ve sonra böbrek korteksinde yer alan proksimal tübül içine akar (18).

Sıvı, proksimal tübülden böbrek medullasının derinliklerine kadar uzanan Henle kıvrımına akar. Her kıvrımın bir inen, bir de çıkan kolu vardır. İnen kolun ve çıkan kolun alt ucunun duvarları çok incedir, bu nedenle Henle kıvrımının ince kısmı olarak isimlendirilir.



Henle kıvrımının inen kolu kortekse doğru dönüş yaptıktan sonra, tübüler sistemin diğer kısımlarında olduğu gibi duvarı kalınlaşır ve bundan dolayı, çıkan kolun kalın segmenti olarak adlandırılır (18).

Çıkan kalın kolun sonunda, duvarında bir plak içeren kısa bölüme makula densa denir. Makula densadan sonra sıvı, proksimal tübül gibi böbreğin korteksinde yerleşmiş olan distal tübüle ulaşır. Distal tübülü birleştirici tübül ve kortikal toplayıcı tübül izler. Sıvı, buradan kortikal toplayıcı kanala ulaşır. 8-10 adet kortikal toplayıcı kanalın başlangıç kısımları birleşerek medullada seyreden daha geniş medüller toplayıcı kanalı yaparlar. Toplayıcı kanallar birleşerek giderek daha genişleyen kanalları oluştururlar ve sonunda papillanın tepesi aracılığı ile böbrek pelvisine boşalırlar. Her böbrekte her biri 4000 nefrondan idrar toplayan 250 kadar çok geniş toplayıcı kanal vardır (18).

## **BÖBREK PATOLOJİLERİ**

### **Doğumsal Anomaliler**

Böbrekler embriyolojik olarak üreteral tomurcuğun yukarı doğru göçüyle ortaya çıkarlar. Bu yoldaki bir kusur tek veya çift taraflı böbrek agenezisi ile sonuçlanır. Agenezi çift taraflı olduğunda tipik yüz deformiteleriyle birlikte bulunur ve Potter sendromu olarak adlandırılır. Tek taraflı agenezi çift taraflı olandan iki kat daha sık görülür. Ageneziler dışındaki diğer pozisyon ve konfigürasyon anomalileri çift toplayıcı sistem (üreter veya pelvis) ve atnalı böbrektir. Bütün bu anomalilerde genetik geçiş izlenmezken polikistik böbrek hastalığı genetik bir bozukluktur. Polikistik böbrek hastalığının farkı genetik geçiş gösteren yetişkin ve infantil olarak ayrılan iki tipi vardır. Diğer konjenital hastalıklar arasında displastik böbrekler, medüller sünger böbrek, medüller kistik hastalık ve herediter nefropati bulunur (21).

### **Primer Böbrek Hastalıkları**

Böbrek fonksiyonlarının oldukça geniş bir fizyolojik rezervi vardır. Böbrek kitlesinin yarısının kaybı laboratuvar testleriyle ancak fark edilir. Kayıp durumunda nefronlar hipertrofiye olarak kapasitelerini önemli miktarda arttırırlar ve kayıp nefronların açığını kapatırlar. Böylece glomerüller ve tübüler fonksiyonların dengesi sağlanır. İlerleyici böbrek hastalığında bu kompensasyonla, nefronların % 90'ının kaybına kadar böbrek fonksiyonlarındaki azalma saptanamayabilir (21).

Böbrek hastalıklarının klinik belirtileri oldukça iyi belirlenmiş birkaç sendroma ayrılabilir. Bunlar üremik sendrom, nefrotik sendrom ve nefritik sendromdur. Üremik sendromun temelinde azotemi vardır. Azotemi, büyük ölçüde glomerüler filtrasyon hızının (GFR) azalmasına bağlı olarak kan üre nitrojeninin ve kreatinin seviyesinin yükseldiği bir bozukluktur. Azotemi, klinik belirtiler, semptomlar ve biyokimyasal bozukluklarla birlikte bulunduğu üremi olarak adlandırılır (21,22).

Nefrotik sendrom, ağır proteinüri (3 gram/gün'den fazla), hipoalbuminemi, şiddetli ödem, hiperlipidemi ve hiperlipidüri ile karakterizedir. Hipertansiyon ve azotemi görülmez. Nefritik sendrom ise sıklıkla makroskopik hematüri, hafif derecede proteinüri (2 gram/gün'den az), hipertansiyon, oligüri ve azotemi ile karakterize olan glomerüler bir sendromdur (22).

Böbrek hastalıkları başlıca şu şekilde sınıflanabilir:

**Glomerülonefritler:** Birincil glomerül hastalıklarının patogenezi veya tetik mekanizmaları hakkında kesin bilgiler yoksa da immün mekanizmaların rolü açıktır. Glomerüllerde immünoglobulin ve çeşitli kompleman bileşenlerinin birikimleri glomerülonefritli hastaların %70'inde bulunmaktadır. Başlıca tipleri arasında akut poststreptokokkal glomerülonefrit, membranoproliferatif glomerülonefrit, lipoid nefroz, fokal segmental skleroz, membranöz glomerülonefrit, hızlı ilerleyici glomerülonefrit ve IgA nefropatisi (Berger hastalığı) bulunur (21,22).

**Enfeksiyonlar:** Piyelonefrit, böbrek ve böbrek pelvisinin bakteriyel etkenle oluşan enfeksiyonudur. Piyelonefrit hemen daima aşağı üriner yol enfeksiyonu ile birlikte, ancak aşağı üriner yol enfeksiyonu böbreğe yayılım göstermeksizin yerel olarak kalabilir. Üriner yol enfeksiyonları oldukça sık görülen klinik problemlerdir (22).

Bakterinin böbreklere ulaşabileceği iki yol vardır: Kan akımı yoluyla (hematojen) ve aşağı üriner yol ile (assendan enfeksiyon). Hematojen yol daha az görülmekle birlikte septisemi veya enfektif endokardit seyri sırasında böbreklere bakterinin yayılması ile akut piyelonefrit oluşabilmektedir. Aşağı üriner yoldan gelen assendan enfeksiyon bakterinin böbreğe ulaştığı en önemli yoldur. Assendan enfeksiyonun patogenezindeki olası ilk basamak, distal üretrada gram negatif koliform bakterilerin yerleşimidir (22). Organizmalar, buradan idrar akım yönünün tersine mesaneye doğru geçmektedir. Bu olay, idrar yolu enfeksiyonunun (İYE) patogenezinde önemli zemin hazırlayıcı etkenler olan kateterizasyon ve sistoskopi gibi üretral yolla alet uygulamalarında meydana gelebilir. Normal olarak mesane idrarı sterildir. Ancak çıkış yolunun engellenmesi ya da mesane işlev bozukluğu ile birlikte, mesanenin doğal savunma mekanizmaları yenik duruma düşerek İYE için uygun bir ortam hazırlamış olur.

Mesane düzeyinde idrar akışının engellenmesi, idrarın yetersiz boşalmasına ve artmış rezidüel idrar volümüne neden olur. Staz varlığında, bakteriler mesaneye gelerek (kateterizasyon sonucu olabileceği gibi), sessiz bir şekilde çoğalabilirler. Bakteriler, kontamine olmuş mesane idrarından böbrek pelvisi ve parankimini enfekte etmek üzere üreterler boyunca yukarı çıkarlar. İYE, özellikle idrar akışı engellenmiş hastalarda, örneğin benign prostat hipertrofisi ve uterus prolapsusunda da sık olmaktadır (21,22).

Her ne kadar akışın engellenmesi asendan enfeksiyonun patogenezinde önemli bir hazırlayıcı faktörse de, bakterilerin üreterden yukarı pelvise doğru çıkışlarına izin veren mekanizma vezikoureteral orifisin yetersizliğidir. Mesanenin normal üreter girişi, özellikle mesane içi basıncın yükseldiği miksiyon sırasında idrarın geri yukarı çıkışını önlemeye yeterli tek yönlü kapaktır. Yetersiz bir vezikoureteral orifis mesane idrarının üreterlere kaçışına izin verir (vezikoureteral reflü, VUR). İdrar yaptıktan sonra üriner yolda rezidüel idrar kalır, bu da bakteriyel çoğalmayı kolaylaştırır. Bundan başka, VUR enfekte mesane idrarının yukarı böbrek pelvislerine ve papillaların ucundaki açık kanallar yoluyla böbrek parankiminin içine doğru (intrarenal reflü) itilebileceği hazır bir mekanizma oluşturur. Üriner kanal enfeksiyonu olan bebek ve çocukların yaklaşık %50'sinde VUR gösterilebilir (22).

Kronik piyelonefrit, böbrek parankiminde intersitisyel nedbeleşmenin ön planda olduğu ve buna pelvikalisyel sistemin makroskopik olarak izlenebilen nedbeleşme ve deformatsiyonunun eşlik ettiği morfolojik bir durum olarak tanımlanmaktadır. Kronik piyelonefrit önemli bir kronik böbrek yetmezliği nedenidir, diyaliz veya transplantasyona gereksinim duyan hastaların %20'sinde karşılaşılmaktadır. Kronik piyelonefrit, kronik obstrüksiyon ve kronik reflü ile ilişkili olmak üzere iki tipe ayrılabilir (22).

Kronik olarak tıkanma oluşturan lezyonlar üzerine eklenen tekrarlayan enfeksiyonlar, yineleyici böbrek iltihabı ve nedbeleşme ataklarına yol açarak kronik piyelonefrite neden olurlar. Hastalık üretranın doğumsal yapısal bozukluklarında (posteriyor üretral valvler) görüldüğü gibi iki taraflı olabilir. Taşlarla ve üreterin tek taraflı tıkaçıcı anomalileri ile birlikte olduğunda da tek taraflı gelişebilir (22).

Reflü nefropatisi veya kronik reflü ile ilişkili piyelonefrit tablosu, kronik piyelonefrite bağlı nedbeleşmenin daha sık görülen şeklidir ve üriner yol enfeksiyonunun doğumsal vezikoureteral reflü ve intrarenal reflü üzerine eklenmesi sonucu gelişir. Reflü tek veya iki taraflı olabilir, böylece sonuçta gelişen böbrek zedelenmesi bir böbreğin nedbeleşmesi ve atrofisine neden olabilir veya her iki böbreği tutarak kronik böbrek yetmezliğine yol açabilir (22).

**Akut tübüler nekroz (ATN):** Tübüler epitel hücrelerinin yıkımı ve klinikte böbrek fonksiyonunun akut olarak baskılanması ile karakterize bir tablodur. Akut böbrek yetmezliğinin en sık nedenidir. ATN çeşitli klinik durumlarda ortaya çıkan, geriye dönüşümlü bir böbrek lezyonudur (21).

**Arteriyolar nefroskleroz:** Benign veya esansiyal hipertansiyonla ilişkili olarak, nefronlarda diffüz atrofi, glomerül ve interstisyumda fibrosis gelişir. Böbrekler simetrik olarak atrofiktir. Sıklıkla bu hastalar böbrek hastalığından çok hipertansif kalp hastalığı veya serebrovasküler olaylardan ölürlere (22).

**Böbrek taşları:** En sık olarak kaliks ve renal pelviste görülmekle birlikte üriner toplayıcı sistemin herhangi bir düzeyinde yerleşebilirler. Kalsiyum okzalat, kalsiyum fosfat, magnezyum amonyum fosfat, urat gibi kristaller ve mukoprotein matriksten oluşurlar. Kalsiyum içerenler tüm böbrek taşlarının %75'ini oluşturur. Taş oluşumunun nedeni genel olarak bilinmemektedir. En önemli ve hemen hemen kesin olanı, taş oluşturan maddelerin idrar yoğunluklarının artmasıdır (21).

**Tümörler:** Üriner sistemde çok çeşitli benign ve malign tümörler vardır. Genellikle kortikal adenomlar veya meduller fibromlar gibi küçük benign tümörlerin klinik önemi yoktur. Böbreğin en sık görülen malign tümörü renal hücreli karsinomdur. Bunu Wilms tümörü ile kaliks ve pelvislerin birincil tümörleri izlemektedir. Renal hücreli karsinom tübüler epitelden köken alan bir adenokarsinom olup böbreğin tüm malign tümörlerinin % 80-90'ını ve tüm erişkin kanserlerinin % 2'sini oluşturur. Wilms tümörü ise 10 yaş altındaki çocuklarda 3. sıklıktaki organ kanseridir. Sporadik veya ailevi olabilir. 11. kromozomun kısa kolundaki delesyonlar (11p13) ile ilişkilidir (21,22).

## **BÖBREK GÖRÜNTÜLEMESİ AMACIYLA KULLANILAN RADYOFARMASÖTİKLER**

Böbreklerin değerlendirilmesinde kullanılan radyofarmasötikler başlıca iki grupta sınıflanabilirler. Birinci grup radyofarmasötikler, böbreklerden hızla atılan ve böylece böbrek fonksiyonlarını ve idrar akışını değerlendirmeye olanak veren radyofarmasötiklerdir. Bu radyofarmasötiklerin başlıcaları Tc-99m DTPA, Tc-99m MAG<sub>3</sub>, Tc-99m EC, I-123 veya I-131 OIH'dır. Bu ajanlar statik böbrek sintigrafisi için kullanılmazlar, çünkü intravenöz enjeksiyondan sonra, atılıma uğramadan önce kısa süre böbrek parankiminde kalırlar (1).

İkinci grupta, böbrek parankiminde konsantre olan ve detaylı olarak böbrek parankiminin bölgesel incelemesine olanak veren radyofarmasötikler yer alır. Bu gruptaki radyofarmasötikler Tc-99m glukohptonat ve Tc-99m DMSA'dır (1). Tc-99m glukohptonat

her iki gruba dahil edilebilir. Çünkü verilen dozun %65'i 6 saat içinde idrarla atılır, %10-15'i ise böbrek parankiminde tutulur (1).

### **I-123 veya I-131 OIH (Orthoiodohippurat, Hippuran)**

Böbrek tübüllerinde yüksek oranda tutulup hızlı olarak idrarla atıldığından dinamik böbrek sintigrafisi için uygun bir ajandır. Böbreklerden atılımı, efektif renal plazma akımının ölçümünde standart olarak kullanılan paraaminohippürik aside (PAH) benzer. % 70 oranında plazma proteinlerine bağlanır. % 80'i tübüler ekskresyonla, % 20'si glomerüler filtrasyonla atılır. Böbreklerde en yüksek konsantrasyona 3-5 dakikada ulaşır ve 7-10 dakika sonra sadece % 50'si böbreklerde kalır. I-131 OIH yüksek radyasyon dozu nedeniyle kullanılmamaktadır. I-123 OIH görüntüleme için çok uygun olmasına rağmen pahalı ve elde edilmesi güç bir radyofarmasötiktir. Bu nedenlerle dinamik böbrek sintigrafisinde Tc-99m ile işaretli ajanlar tercih edilmektedir (1,23,24).

### **Tc-99m MAG<sub>3</sub> (Merkaptoasetiltriglisin)**

Böbreklerden atılımı hippurana benzer şekilde, başlıca tübüler ekskresyon yoluyla gerçekleşir (% 90 oranında). Enjekte edilen dozun % 73'ü yarım saat sonra, % 94'ü ise 3 saat sonra idrarla atılır. % 90 oranında plazma proteinlerine bağlanır. Yüksek atılım katsayısı nedeniyle böbreklerin immatür olduğu süt çocukluğu döneminde kaliteli görüntüleme sağlar. Enjeksiyondan 3 saat sonra radyofarmasötiğin % 2'si kanda, % 2'si ise karaciğer, safra kesesi ve barsaklarda bulunur. Böbrek fonksiyonlarının kötü olduğu hastalarda karaciğer ve safra kesesindeki tutulumu nedeniyle görüntülerin değerlendirilmesinde güçlükler olabilir (1,19,23).

### **Tc-99m EC (Etilendisistein)**

Bir beyin perfüzyon ajanı olan etilensistein dimer (ECD)'in metabolitidir. Hippuran ve Tc-99m MAG<sub>3</sub>'e alternatif olarak geliştirilen bir ajandır. Başlıca tübüler ekskresyon yoluyla böbreklerden atılır. Plazma proteinlerine % 30 oranında bağlanır. Bu oran hippuran ve Tc-99m MAG<sub>3</sub>'den belirgin olarak daha düşüktür. Enjekte edilen dozun % 70'i 1 saat içinde idrarla atılır. Tc-99m MAG<sub>3</sub>'e olan başlıca üstünlüğü karaciğerde tutulmamasıdır (7,25).

**Tc-99m DTPA (Dietilentriaminpentasetik Asid)**Tc-99m DTPA intravenöz enjeksiyonundan sonra ekstrasellüler alana dağılır ve vücuttan başlıca glomerüler filtrasyon ile atılır. Bu nedenle hem böbrek sintigrafisi hem de GFR hesaplanması amacıyla kullanılan

bir radyofarmasötiktir. % 5-10 oranında plazma proteinlerine bağlanır. Plazma klirensi hızlıdır ve yarı ömrü yaklaşık 70 dakikadır. Verilen dozun % 90'ı 24 saatte idrarla atılır (19,24).

### **Tc-99m Glukoheptonat**

Böbreklerde hızla tutulur, glomerüler filtrasyon ve tübüler ekskresyonla atılır. Enjeksiyondan 1 saat sonra verilen dozun yaklaşık % 10'u böbreklerde bulunur. Uygulanan dozun yaklaşık % 50'si 2 saat sonra, % 70'i 24 saat sonra idrarla atılır. Plazma proteinlerine bağlanma oranı % 50-% 75 arasında değişmektedir. Bu özellikleri nedeniyle Tc-99m glukoheptonat ile dinamik ve statik böbrek görüntülemesi yapılabilir (1).

### **Tc-99m DMSA (2,3-dimerkaptosüksinik Asid)**

DMSA kiti, böbrek görüntülemesinde kullanılmak üzere asidik pH'ta Tc-99m perteknetat ile işaretlenir. Oluşan kompleksteki Tc-99m +3 değerliklidir. Kit alkali ortamda işaretlenirse Tc-99m +5 değerlik alır. Bu bileşik pentavalan DMSA (DMSA V) olarak adlandırılır ve medüller tiroid kanserinin görüntülenmesinde kullanılır (26).

Tc-99m DMSA, günümüzde renal parankimin planar sintigrafisi veya SPECT ile değerlendirilmesinde kullanılan ajandır. Bu ajan % 90 oranında plazma proteinlerine bağlanır ve kandan tübüler absorpsiyon ile temizlenir. % 0-5 oranında eritrositlere bağlanma gösterir. Tc-99m DMSA'nın plazma kinetiği tek eksponensial gösterir, ortalama yarı ömrü 56 dakikadır. Enjeksiyonundan 14 saat sonra % 6-9'u kanda bulunur. Enjekte edilen dozun % 50'si bir saat sonra, % 70'i 24 saat sonra böbrekler tarafından tutulur. Enjeksiyondan bir saat ve daha sonra aktivite esas olarak proksimal tübüllerde bulunur, önemsiz miktarda aktivite papilla ve medullada yerleşir. DMSA'nın korteks/medulla oranı 22:1 olarak bildirilmiştir. Otoradiografi ile DMSA'nın proksimal tübül hücrelerinin sitoplazmasında konsantre olduğu, daha az miktarda mikrozoamlara veya nukleusa yerleştiği gösterilmiştir. Distal tübüllerde veya henle kıvrımında çok az aktivite bulunur (1,7,19,24,27). DMSA'nın böbrek korteksindeki spesifik tutulumu kortikal defektlerin yüksek hassasiyetle saptanmasını sağlar.

DMSA sintigrafisinin başlıca endikasyonları şunlardır:

Bölgesel böbrek parankim anomalilerinin saptanması, akut piyelonefritin ve akut enfeksiyondan 6 ay sonra böbrek nedbe dokusunun saptanması, anormal dupleks böbrek, küçük böbrek ve displastik dokunun gösterilmesi, ektopik böbreğin saptanması, multikistik böbrek tanısının doğrulanması (28,29).

## **GAMA KAMERANIN İŞLEYİŞ PRENSİPLERİ**

Gama kameralarda, organdan yayılan gama fotonları kolimatör tarafından yönlendirilerek detektör elementi olan talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür kristali NaI(Tl) üzerine düşürülür. Kolimatörün bir işlevi de çevreden gelen ve görüntü sahasına girmesi istenmeyen fotonların durdurulmasını sağlamaktır. (NaI(Tl)) kristali, üzerine düşen gama fotonlarını durdurarak enerjileri ile orantılı sintilasyon fotonları çıkarır. Sintilasyon fotonları ışık yönlendirici tabaka tarafından odaklanıp foton çoğaltıcı tüplerin (PMT) girişindeki fotokatoda çarptırılarak buradan elektron kopmasına sebep olur. Açığa çıkan elektronlar PMT içindeki dinodlar arasında yüksek voltajın da etkisiyle hızlandırılır ve giderek sayıları artar. Elektronlar bu şekilde PMT çıkışındaki anodda toplanırlar. Böylece organdan yayılan gama fotonları NaI(Tl) kristalinde sintilasyon fotonlarına, PMT içinden geçerek elektrik sinyallerine dönüştürülmüş olur. PMT'den çıkan sinyaller çeşitli elektronik ünitelerde şiddetlendirilip şekillendirildikten sonra katod ışınları tüpünde görüntüye dönüştürülürler. Gama kamerada elde edilen görüntüler bilgisayar aracılığıyla işlenerek görüntü kalitesinin artırılması sağlanır. Ayrıca görüntü üzerinde değişik analizler yapılabilir.

Görüntüleme sisteminin performansının anlaşılmasının ilk basamaklarından biri de ham görüntünün en yüksek doğrulukta elde edilmesidir. Ham görüntü üzerine daha sonra uygulanacak algoritma ve düzeltme teknikleri, görüntü kalitesini ve doğruluk kriterlerini arttırmaktadır. Gama kameraların detektör elementi NaI(Tl)'dir. Kristaller dikdörtgen ya da daire şeklindedir. Kristal çapı 30-50 cm, kalınlığı ise 1.25 cm veya 6-8 mm'dir. İnce kristaller genellikle Tl-201 (70 KeV) ve Tc-99m (140 KeV) gibi nispeten düşük enerjili radyonüklidlerin deteksiyonu amacıyla geliştirilmiştir (30,31).

PMT'ler kristale optik jel ile bağlanmıştır. Bu jelin özelliği ışık absorpsiyonunun olmamasıdır. Kristalden çıkan sintilasyonların PMT'lerin fotokatoduna odaklanmasını sağlayan ışık yönlendirici tabaka PMT ile kristal arasında bulunur (30).

### **Kolimatörler**

Gama ışınları, elektromanyetik radyasyon olmaları nedeniyle kırılmazlar, doğrultuları da değiştirilemez. Ancak kurşun gibi ağır elementler tarafından zayıflatılabilir veya durdurulabilirler. Gama kameralarda kolimatör kullanımının esas amacı, organdan gelen ışınları detektöre yönlendirmek ve harici kaynaklardan gelen ışınları durdurmaktır (30).

Kolimatör yapımında genellikle kurşun elementi tercih edilir. Kurşun yüksek atom numaralı ( $Z=82$ ) olup gama ışınlarını iyi absorbe eder. Yumuşak olduğundan kolay şekillendirilebilir. Fiyatı ucuz olduğundan maliyeti düşüktür (30).

Kolimatör içinde ışınların geçişine uygun delikler (holler) vardır. Deliklerin şekli yuvarlak veya köşeli olabilir. Deliklerin boyları kolimatörün kullanım özelliğine göre kısa veya uzun olabilir. Deliklerin arasındaki kalınlığa septa denir. Septa kalınlığı da kullanılan radyonüklidin enerjisine göre ince veya kalın olarak tasarlanır. Bunlardan anlaşılacağı gibi kolimatörler yapılış özelliklerine göre belli bir sınıflamaya tabi tutulurlar (30).

### **Kolimatör çeşitleri**

A. Pinhol kolimatör: Kurşun, tungsten, platin veya diğer bir ağır materyalden yapılır. Pinhol koni şeklinde kurşundan yapılmış olan aygıtın ucuna yerleştirilir. Koninin detektörden uzaklığı genellikle 20-25 cm'dir. Pinholün çapı 4-8 mm kadardır. Gama ışınları pinholden geçerek detektörde kristal yüzeyine düşerler. Pinhol kolimatörlerin uzaysal rezolüsyonu iyi olup, tiroid ve göz gibi küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasında kullanılırlar.

B. Diverjan kolimatörler: Holleri detektör yüzeyinden uzaklaştıkça giderek daralır. Kolimatör yüzeyleri 40-50 cm kadar geniş olup, büyük organların küçük görüş alanı olan kameralarla görüntülenmesinde kullanılırlar. Günümüzde büyük görüş alanı olan kameraların yaygınlaşmış olması diverjan kolimatörlerin kullanımını azaltmıştır.

C. Konverjan kolimatörler: Pinhol kolimatörlere benzerler. Konverjan kolimatörler çok hollü olup pinhol kolimatörler tek hollüdür. Konverjan kolimatörler küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasına olanak sağlar.

D. Paralel hol kolimatörler: Nükleer tıpta en çok kullanılan kolimatör çeşididir. Paralel holleri birbirinden ayıran septaların kalınlıkları görüntülenen radyonüklidin gama enerjisini durdurmaya yetecek kalınlıkta seçilir. Yüksek enerjili bir radyonüklidin ince septaları olan bir kolimatör ile görüntülenmesi durumunda, penetre olan gama ışınları görüntü kalitesini önemli ölçüde bozar ve görüntünün bulanıklaşmasına sebep olur. Kolimatör kanallarının boyu da önemlidir. Kanal boyu uzun olan kolimatörlerde kanallara paralel gelmeyen ışınlar şayet ilk etkileştiği septadan geçebiliyorsa, aynı doğrultudaki diğer septalarda zayıflatılarak durdurulabilir. Paralel hol kolimatörler ile görüntülemeye başlamadan önce, kolimatörün hastaya mümkün olan en yakın mesafeye yerleştirilmesi önemlidir. Çünkü kolimatör ile hasta arasındaki mesafe açıldıkça, görüntülenmek istenen organın dışından gelen ışınların da toplanması sonucu görüntüde bulanıklık etkisi belirginleşir. Paralel hol kolimatörler, kullanılan radyonüklidin enerjisine uygun seçilir (30,31,32).



## **Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler**

Görüntü kalitesini etkileyen faktörler temel olarak iki grupta değerlendirilir: Fizyolojik ve hastaya bağlı faktörler, sisteme bağlı faktörler

**Fizyolojik ve hastaya bağlı faktörler:** Bu faktörlerin başlıcaları hastanın vücut hacmi, hasta hareketi, radyofarmasötüğün zamana bağlı değişimi ve pozisyonlama hatalarıdır.

**Sisteme bağlı faktörler:** Görüntü kalitesi üzerinde görüntüleme sisteminin yapısı ve elektroniğinden kaynaklanan faktörlerin etkisi vardır. Bunların başlıcaları şunlardır:

**Uzaysal rezolüsyon (ayırma gücü):** Bir gama kamera sisteminin uzaysal ayırma gücü, bu sistemle elde edilen görüntülerdeki küçük detayların ve kenar keskinliğinin hangi ölçüde ayırt edilebildiğinin sayısal bir göstergesidir (30).

**Kontrast:** Homojen bir doğal fon (zemin aktivite) dağılımı içinde yer alan bir objenin kontrastı, ihtiva ettiği aktivitenin çevresindeki doğal fon dağılımı ile farkına eşittir. Bir başka ifade ile kontrast, görüntülerde kenar keskinliğinin ayırt edilebilmesinin bir ölçüsüdür. Eğer obje doğal fona göre daha yoğun aktivitede ise sıcak (hiperaktif), daha az aktivitede ise soğuk (hipoaktif) olarak adlandırılır. Bir objenin görüntülenebilmesi için çevresindeki sayım yoğunluğunun objeden farklı olması gerekir. Görüntü kalitesinde sinyal/gürültü oranı çok önemlidir. Bu oran ne kadar yüksek olursa kalitesi o kadar iyileşir. Görüntülenmek istenen organdan gelen sayımlar sinyal, çevre dokulardan ve saçılma ile oluşan sayımlar ise gürültü olarak bilinir. Görüntü kontrastı, radyofarmasötüğün ilgili organ ve lezyonda tutulma oranı, lezyon ile organın boyutu ve organ kalınlığına bağlı olarak da değişir. Saçılmış fotonlar ve derindeki organlardan gelen fotonlar görüntü kontrastını bozan etkenlerdir (30).

**Gürültü:** Görüntülerdeki gürültü etkisi yapısal ve istatistiksel olarak ikiye ayrılır. Yapısal gürültü sistemin elektroniğinden kaynaklanır. İstatistiksel gürültü ise, radyoaktivitenin parçalanmasının tesadüfi olmasından kaynaklanır. Gürültü etkisi, bölgesel sayım yoğunluğunun çok ya da az olması şeklinde görüntülere yansır. Gürültü etkisi fazla olan görüntülerde ayırma gücü ve kontrast da kötüleşir (30).

## **NÜKLEER TIPTA KULLANILAN GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ**

### **Dinamik Görüntüleme**

Hastaya verilen radyofarmasötüğün dağılımındaki anlık değişimlerin görüntülenmesinde kullanılır (örneğin renografi). Her biri belirlenen bir zaman diliminde ardışık görüntüler elde edilir. İlk görüntü hafızaya kaydedildikten hemen sonra bir sonraki

imaj görüntülenmeye başlanır ve hafızada ilk görüntünün ardına yerleştirilir. Genellikle 64x64 veya 128x128 matriks boyutu kullanılır (33).

### **Statik (Planar) Görüntüleme**

Belirli bir süre veya sayım miktarına ulaşıncaya kadar toplanan sayımlar kaydedilerek genellikle 128x128 veya 256x256 matriks boyutunda görüntüler oluşturulur (33). Statik görüntülerin dinamik görüntülerden avantajı daha uzun görüntüleme süresine izin vermesi ve sayım istatistiğini artırmasıdır. Bu da uzaysal çözünürlüğü ve küçük lezyonların saptanmasını artırır. Ancak üst üste gelen yapıları ayırma gücü nedeniyle ve görüntü kontrastının artmasının istendiği durumlarda üç boyutlu görüntüleme yapılır (6).

### **Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi (SPECT)**

SPECT'in amacı, fizyolojik ve patofizyolojik bilgi kazanmak için hastadaki radyoaktivite dağılımının doğru bir imajını elde etmektir. SPECT görüntülemesinde gama kamera hastanın etrafında döner. Sadece neredeyse tamamen dik düşen fotonlara izin veren mekanik kollimasyon kullanarak kamera hastadaki aktivite dağılımının düzlemsel görüntülerini alır. Bu düzlemsel görüntüler, aktivite dağılımının yansıma görüntüleri olarak görülebilir (34).

SPECT görüntülemenin avantajı düzlem dışı bilgilerin basitçe bulanıklaşmadan kaldırılmasıdır. SPECT düzlem dışı bilgiyi uzaklaştırarak, planar görüntülemeye kıyasla görüntü kontrastını belirgin olarak artırır ve üst üste gelen yapıları ayırma yeteneğine sahiptir. SPECT görüntüleme teknikleriyle görüntü kontrastında 6 kat artış elde edilebilir ve taramaların görsel yorumunda bu artmış kontrasttan faydalanılır. Uzaysal çözünürlük SPECT tarafından temel olarak artırılmaz, SPECT görüntülemenin asıl faydası görüntü kontrastını artırmasıdır. Klinik olarak çoklu düzlemlerdeki yeniden yapılandırılmış görüntüyü gösterme ve üst üste gelen yapıları ayırma yeteneği sayesinde, statik görüntülemeadaki farklı açılardan alınan çoklu görüntü gereksinimini ortadan kaldırabilir. SPECT görüntülemesinde, ilgilenilen organ ve deri yüzeyi arasındaki zayıflamadan etkilenen dokunun miktarının değerlendirilmesi mümkün olur ve gama ışın zayıflaması ve saçılması sorunları, planar görüntülemeye göre daha iyi çözümlenebilir (10).

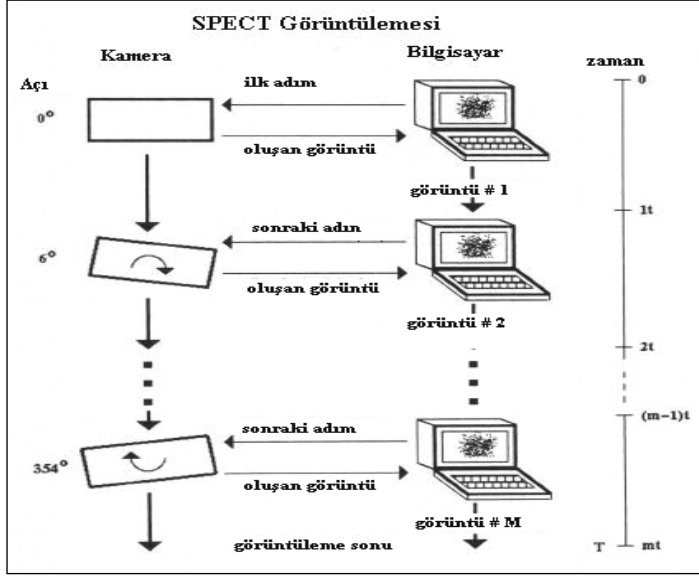
Dairesel rotasyonda hareket eden tek başlı gama kamera sistemlerinden beri SPECT teknolojisindeki gelişmeler, çok başlı gama kameraların kullanılmasını, dairesel olmayan yörüngeleri ve tek tip olmayan zayıflama düzeltme yöntemlerinin uygulanması sonucunu doğurmuştur. SPECT görüntülemesi için kullanılan yazılım ve cihazlar son 20 yılda belirgin

olarak gelişmiştir. SPECT ile görüntüleme ek bilgi sağlar, ancak özellikle çok başlı gama kamera sistemleri kullanıldığında gama kamera ve bilgisayar kalite kontrolüne daha fazla dikkat etmek gerekir. SPECT görüntülemesinde kamera, bilgisayar, sinyal sorunları veya teknik sorunlara dayanan olası artefaktların ve anormalliklerin olabileceğinin farkında olmak önemlidir (10).

### **SPECT görüntülemeye veri toplanması**

**Rotasyon kavsi:** SPECT görüntülemesi, örneklenen tüm açılarda verileri bir bilgisayarın dijital matriksine kaydederken hastanın etrafında rotasyon yapan gama kamera tarafından düzenlenir (Şekil 1). Bilgisayarlı tomografi (BT) teorisine göre sadece 180°'lik kavisle elde edilen yansıma görüntüleri doğru yeniden yapılandırma için gerekmektedir. Mükemmel bir görüntüleme sisteminde birbirine karşılık gelen yansımalar temel olarak birbirlerinin ayna görüntüleridir. Böylelikle ters görüntüler fazladır ve sadece biri gereklidir. Bununla beraber nükleer tıpta kullanılan gama kamera mükemmel bir sistem değildir, bu nedenle zıt görüntüler de aynı değildir. İlk olarak, görüntülenen nesne ile kamera arasındaki uzaklık arttıkça gama kamera çözünürlüğü bozulur. İkinci olarak, Compton saçılmanın belirli yüzdesi kameranın sınırlı çözünürlük gücü nedeniyle fotopik gama ışınlar olarak kabul edilir. Üçüncü olarak, bir nesneden gelen belirli gama ışını fraksiyonu hasta gibi zayıflama oluşan bir ortamda yayıldıklarında emilebilirler. Bu durum nesne ile gama kamera arasındaki zayıflama ortamının derinliğine bağlı olarak değişir. Klinik SPECT'te ters yansıma görüntüleri hiçbir zaman aynı olmaz. Böylece 360°'lik kavisi birçok SPECT çalışmasında daha doğru bir yeniden yapılandırma için gereklidir (10).

Genel olarak bu kural için kabul edilen bir istisna, 180°'lik görüntü elde etmenin standart uygulama olduğu miyokardiyal SPECT görüntülemesidir. 180° SPECT yeniden yapılandırmasında, transvers kesitlerdeki değişken ve yöne bağlı olmayan çözünürlüğe bağlı bozulmalar görülmesine rağmen bunlar kalbin genel olarak toraksın sol ve ön bölümünde yerleşmiş olmasıyla bertaraf edilir. Kalbin tersindeki yansıma görüntüleri (örneğin RPO-LAO), hastanın göğsündeki zayıflamaya bağlı olarak belirgin az miyokardiyal aktivite gösterir. Sıklıkla yeniden yapılandırmaya gürültü ve saçılım getiren bu görüntüler tüm çözünürlük ve kontrastı kötüleştirir. 180° kazanımların yeniden yapılandırması, bazı bozulmalar pahasına çözünürlük ve kontrastı geliştirir (10-13).



**Şekil 1. SPECT görüntülemesinin şematik diyagramı. Her yansıma görünümü için bilgisayar gama kameraya bir sonraki görüntüleme açısına kadar mesaj gönderir. Bilgisayar belli zamanda o açıdaki görüntüyü elde eder. Her görüntü için gereken gerçek zaman ( $t$ ), kamera dönme zamanı ile görüntü yansıması elde etme zamanının toplamıdır. Toplam SPECT çalışması elde etme zamanı  $T = mt$ 'dir,  $m$  elde edilen görüntü sayısıdır (10).**

**Matriks boyutu:** SPECT görüntülemenin önemli bir safhası bilgisayardaki yansıma görüntülerinin matriks boyutunu seçmektir. Temel olarak bilgisayar gama kamera görme alanını (FOV) kare alanlara (piksel) böler. SPECT görüntülemede kullanılan matriks boyutları  $64 \times 64$  ve  $128 \times 128$  satır ve sütun boyutlarıdır. Matriks boyutu seçimi birçok etmene dayanır. Birincisi, ideal olarak bir pikselin boyutu rotasyonun kolimatör ve yarıçap etkilerini içeren (örneğin kameranın hastaya uzaklığı), görüntülenen izotop için rotasyonun merkezinde ölçülen SPECT sisteminin yarı maksimum çözünürlüğündeki (FWHM) beklenen tam genişliğin  $1/3$ 'ünden az olmalıdır.  $128 \times 128$  görüntü uzaysal çözünürlükten itibaren  $64 \times 64$  görüntüyle karşılaştırıldığında daha iyi bir piksel çözünürlüğüne sahip olacaktır. Örneğin yaklaşık  $400 \text{ mm}$ 'lik bir FOV genişliğine sahip tipik bir gama kamerada  $64 \times 64$  matriksin piksel boyutu  $6.25 \text{ mm}$  iken,  $128 \times 128$  matriksin  $3.125 \text{ mm}$ 'dir. Ancak bir SPECT sisteminden arzu edilen uzaysal çözünürlük rotasyonun merkezinde  $18\text{-}25 \text{ mm}$ 'lik alan için olduğundan,  $64 \times 64$  matriks birçok görüntüleme için daha uygundur. Yüksek SPECT çözünürlüğü  $128 \times 128$  matrikslerin daha küçük olan piksel boyutu nedeniyle elde edilir, bununla beraber piksel sinyal/gürültü oranı, gama kamera FOV'u çevreleyen  $64 \times 64$  matrikste elde edilecek

görüntünün olası piksellerinin 4'e bölünen sayıları nedeniyle, çok daha zayıfolacaktır. Son olarak, seçilen matriks boyutuna dayanarak bir SPECT çalışmasını yazan, okuyan, işleyen ve görüntüleyen bilgisayar disk alanının ve hafızasının miktarı değişir (10).

**Rotasyon yarıçapı ve yansıma sayıları:** İdeal olarak doğru yeniden yapılandırma için  $360^\circ$ 'nin üzerindeki açısal görünümünün sayısı, en azından yansıma görüntüsü, matriks boyutuna eşit olmalıdır. Görüntü sayısı istenenden az olduğunda yeniden yapılandırılan kesitlerde çizgi artefaktlar görülebilir. SPECT görüntüleme sistemi, görüntüleme masasında yatan hastanın uzun aksı etrafında rotasyon yapar. Rotasyon yarı çapının, kamera hasta yüzeyi ve minderle çakışmayacak şekilde ayarlanması gerekir. Dairesel yörüngeler için ön ve geri yansımalarda gama kamera kafası hastadan uzağa yerleştirilir. Bu sorunu gidermek için SPECT görüntüleme sistemlerinde, dairese olmayan yörünge (NCO) özelliği geliştirilmiştir. NCO ile gama kamera ister otomatik, ister teknisyen yardımıyla olsun uzaysal çözünürlüğü geliştiren, tüm açılarda kamerayı hastaya mümkün olan en yakına getirecek bir yörüngeyi belirler. Daha sonra gerçek SPECT görüntülemesi sırasında kamera, hasta etrafında rotasyon yaparken ışınsal olarak içeri ve dışarı hareket ederek rotasyon kavsini belirler (10).

Bazı SPECT sistemleri hem standart adımlı modda, hem de sürekli modda kazanımları düzenleme yeteneğine sahip olabilirler. Adımlı mod, alternatif olarak sonraki adım için rotasyonu ve kamera sabitken yansıma kazanımını içerir. Sisteme bağlı olarak başarılı görünümünün elde edilmesi sırasında saniyelik gecikmeler olabilir. Bu, kısa kazanımlar için sistemdeki ölü zamanın belirgin kaynağı olabilir (örneğin sistem ayarlanırken çalışmayacaktır). Diğer taraftan, sürekli modda olaylar kameranın hasta etrafında devamlı dönmesi sırasındaki tüm kamera rotasyonunda elde edilir. Böylece, her yansıma görünümü her piksel sırası boyunca yatay olarak bulanık veya lekeli olacaktır. Bu bulanıklaşma yeniden yapılandırılmış kesitlerin son çözünürlüğünü etkileyecektir. Bulanıklık miktarı her yansıma elde edildiğinde kavisin açısına bağlıdır. Bununla beraber, eğer  $360^\circ$ 'de en az 120 görünüm elde edilirse veya görünüm başına  $3^\circ$ 'lik kavis elde edilirse bulanıklığın belirgin olmadığı tespit edilmiştir (10).

### **Görüntünün Yeniden Yapılandırılması**

Yansımalarından görüntünün yeniden yapılandırılması SPECT'in temelini oluşturur. Gama kameralarla elde edilen SPECT yansıma görüntüleri, değişik yönlerden alınmış üç boyutlu görüntünün iki boyutlu fotoğraflarıyla benzerdir. Tek başına bir resim üç boyutlu görüntünün iki boyutlu yansıma toplamasını tanımladığı için, gerçek üç boyutlu dünya görüntüsüne nesnelere yerleşmesine izin vermez. Bununla beraber, nesne etrafında çok

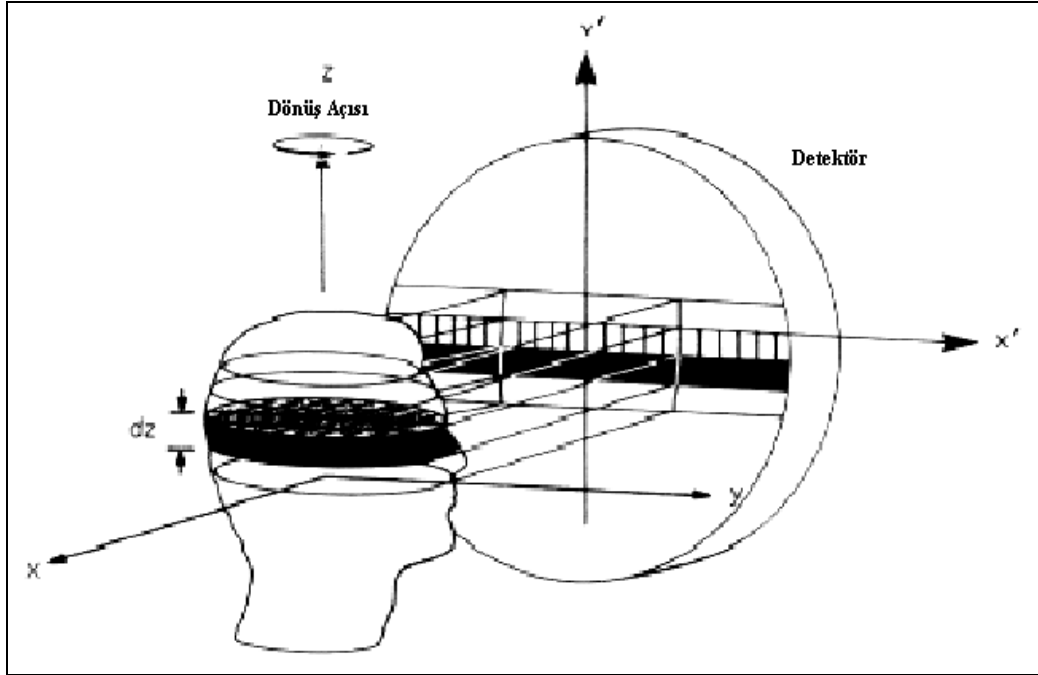
değişik yönlerden veya açılardan fotoğraf çekmekle manzara üç boyutlu olarak yeniden yapılandırılabilir. Yansımalar üç boyutlu dağılımı doğru olarak yeniden yapılandırmak için öncelikle matematiksel olarak değiştirilmelidir. SPECT görüntüleme sistemi için tam olarak doğru olmayan ancak özgün durumlar altında geçerli olan filtre edilmiş geri yansıtmanın (FBP) geleneksel yaklaşımı, 1917 yılında Alman matematikçisi Johann Radon tarafından geliştirilen Radon dönüşümü adı verilen yansımaların yeniden yapılandırmasının matematik teorisine dayanır. Diğer taraftan yeniden yapılandırmanın tekrarlayıcı (iterativ) modeli, bütün yansımalarındaki her belirli noktada, görüntüleme sistemi ile tespit edilen belirli bölgelerdeki radyoaktivitenin kesin miktarının gerçek olasılığını tahmin etmeye dayanır. İterativ modeldeki sorunlar, dahil olan sistemin uzaysal çözünürlüğü (kolimatörün uzaklık değişimini içeren), zayıflama ve bazı yapılandırmalardaki Compton saçılması gibi durumlarıdır (10,34).

### **Geri Yansıtmanın Yeniden Yapılandırılması ve Filtreleme**

Geri yansıtma SPECT görüntülemede yansıma görüntüleri, eşit aralıklı örneklenen bölgelerin satırları ve sütunları ile görüntü oluşturan, hastanın uzun aksı etrafında çift olarak yerleştirilmiş açılar gerektirir. Böylece pikseller kamera yüzeyine dik açılı voksellerin birikimini temsil eder. Bilgisayarda uzayda üç boyutlu pozisyona karşılık gelen bir aktivite işlemini temsil eden üç boyutlu radyoaktivite miktarı, Şekil 2’de gösterildiği gibi bir vokselin iki boyutuna eşit kalınlıktaki iki boyutlu transvers kesitlerin bir yığını olarak görünür. Filtre edilmiş geri yansıtma yeniden yapılandırmasında, her yansıma görüntüsünün her bir satırı, nesnenin yansımalarının tek boyutlu temsili gibi görünür. Tek boyutlu piksel profilleri matematiksel olarak değiştirilir veya filtrelenir, ardışık açılardaki iki boyutlu kesite çapraz olarak geri yansıtılır (bunun için geri yansıtma denir). İki boyutlu profil geri yansıtılmaları iki boyutlu transvers görüntüyü yeniden yapılandırmak için birbirine eklenir (10).

Görüntü sahasında SPECT yeniden yapılandırması, konvolüsyon olarak bilinen matematiksel işlem bağlamında ele alınır ve bu işlem oldukça karmaşık bir hale gelebilmektedir. Bunun yerine SPECT’in matematik temeli uzaysal frekans sahasında tanımlanmakla daha kolay anlaşılabilir. SPECT olayındaki uzaysal frekanslar hastadaki nesnelere (organlar, tümörler) karşılıyan maddelerin varyasyonunda bulunan frekanslara işaret eder, örneğin küçük nesnelere ve keskin kenarlar geniş ve düz nesnelere göre daha yüksek frekanslar içerir. Uzaysal bilgi, frekans bilgisine Fourier çevrimi (FT) olarak bilinen matematik işlemle çevrilir. Bu işlem bir ses sisteminin eşitleyicisine (ekolayzer) benzer. Bir eşitleyici, gelen ses sinyallerini düşük veya bas frekans spektrumundan yüksek veya tiz frekanslar oluşturan, onun bileşimindeki frekans bantlarına çevirir. Böylece spektrumu

eşitleyici kontrol düğmelerini ayarlayarak, orijinal sinyaldeki belirli veya tüm frekansların yüksekliğini arttırarak veya azaltarak filtre edilebilir. Filtre edilmiş frekans spektrumu son olarak yeniden yapılandırılır ve değiştirilmiş bir ses sinyali olarak çıktısı alınır (ters FT) (10).



**Şekil 2. SPECT yansıma görüntüleme işleminin şeması (radon dönüşümü). Gama kamera, üç boyutlu (x,y,z) nesneyi sınırlı kalınlıkların (dz) iki boyutlu (x,y) kesitlerinin yığını gibi gösterir. Rotasyon eksenini (z) etrafındaki çoklu açılardaki yansıma görüntüleri üç boyutlu nesneyi yeniden yapılandırmak için elde edilir (10)**

SPECT verisinin uzaysal frekansları, görüntülerin kendileri gibi dijital olarak örneklenir. SPECT görüntülerinde hangi uzaysal frekanslar bulunur? Yanıt gama kamera sisteminin (kolimatör de dahil) yüksek frekansları tespit edebilme yeteneğinde ve kameradan gelen verilerin ne kadar iyi örneklendiğinde yatar (piksel sayısı). Örnekleme teoremi, verilen nükleer tıp bilgisayar matrisinde elde edildiğinde, elde edilebilen maksimum uzaysal frekansın (FN),  $FN=1/(2 \times D)$  olduğunu bildirir. FN Nyquist frekans ve D piksel boyutudur. Bir diğer deyişle, bir kişi o frekans bileşenini yeniden düzenlemek için frekansı tur başına iki kez örnekleme zorundadır.

**Filtre işlevleri:** Yukarıda açıklandığı gibi radyoaktivitenin üç boyutlu dağılımı, iki boyutlu yansımalar serisinin geri yansımasıyla, sınırlı kalınlıktaki iki boyutlu transvers

kesitler yığını şeklinde birleştirilir. Yansıma profilleri yansıma işlemi ile yumuşatılır veya bulanıklaştırılır. Orijinal bulanıklaşmamış üç boyutlu dağılımı yeniden yapılandırmak için, profiller öncelikle uzaysal frekans sahasında doğrusal rampa (Ramp filtre) olarak bilinen bir işlev ile filtrelenmelidir. Doğrusal rampa basitçe küçük nesnelere görebilme yeteneğini arttıran, frekanslar arttıkça artan genişlemiş bir yükseltgeç olarak düşünülebilir. Doğrusal rampa, yansıma işlemindeki bulanıklaşma etkisini ortadan kaldırdığı için zorunlu ve gerekli bir filtredir. Bununla beraber, klinik SPECT’te iki sorun ortaya çıkar. Birincisi, gama kamera / kolimatör görüntüleme sistemi için düşük geçişli bir filtredir, sınırlı çözünürlüğüne bağlı olarak frekans arttıkça yansıma profilinin frekans spektrumunun genişliğini azaltır. Böylece en iyi orijinal üç boyutlu dağılımının yumuşatılmış hali ile yeniden yapılandırmaya başlanmalıdır. İkincisi, klinik nükleer tıp görüntüleri foton eksikliği gösterme eğilimindedir. Tüm nükleer tıp görüntülemelerindeki doğal Poisson istatistik gürültüsü, tüm frekanslarda yaklaşık aynı genliktedir ve beyaz gürültü olarak adlandırılır. Poisson istatistik gürültüsü, hazırda bulanık olan profillere eklenir ve sonuçta bulanık ve parazitli bir profil olur. Çalışmadaki toplam sayılar artınca hasta verileri ile ilgili gürültü seviyesi düşer. Bu nedenle, genellikle bir SPECT çalışmasında yüksek sayım, iyi bir netice alınması için esastır (10).

Geri yansıma doğrusal rampa filtresi ile yapıldığında, yüksek frekanslarda baskın olan gürültü yüksek oranda genişlemiş olacaktır ve yeniden yapılandırılmış son kesitler son derece parazitli ve okunaksız olacaktır. Filtrelemenin amacı mümkün olduğunca fazla gürültüyü elemek ve mümkün olduğunca fazla sinyali almaktır. Bu nedenle doğrusal rampayı, hastanın verilerindeki gürültünün ortadan kalktığı frekansa karşılık gelen yerdeki nokta etrafında kesmek önemlidir. Bu Hamming ve Butterworth filtreleri gibi pencere filtre işlevlerinin amacıdır. Standart Hamming penceresi alçak frekanslardaki baskın sinyali azaltmadan şekillenir, 0.5 Nyquist’in üzerindeki önemli miktardaki gürültü alıkonmaktadır. Bununla beraber, Hamming penceresi ile 0.5 Nyquist’in üzerindeki baskın gürültüyü elimine etmek için 0.5 Nyquist’in altındaki sinyal de belirgin derecede düşürülmektedir. İki tip Hamming filtresi vardır ve hiçbiri istenilen özelliklere sahip değildir. Diğer taraftan Butterworth penceresi 0.5 Nyquist’in üzerindeki tüm gürültüyü etkin şekilde elimine ederken 0.5 Nyquist’in altındaki tüm sinyalleri temel olarak tutar. Butterworth filtresinin önemli özelliği filtre işlevinin yansıma verilerinin frekans özelliklerine daha iyi adaptasyonuna fırsat veren order sırasında şeklini değiştirme yeteneğine sahip olmasıdır (örneğin order arttıkça, işlev kesilme frekansı etrafında daha fazla çevrilmeye sahiptir). Bu nedenle, Butterworth filtresi SPECT görüntüleme için en popüler filtre haline gelmiştir (10,34).



**Diğer filtreleme tipleri:** Diğer yeniden yapılandırma filtre tipleri uzaysal çözünürlüğü arttırmak için geliştirilmiştir. Bunlar çözünürlük kurtarma veya Metz-Wiener filtreleridir. Bununla beraber, SPECT görüntüleme sistem özelliklerinin ayrıntılı ölçümü ve klinik yayılım durumlarının dikkatli analizi, doğru filtre modeli ve filtre edilmiş geri yansıtma işlemi için gereklidir, bu düzeltmelerin yerine getirilmesi zordur. Bu nedenle, bu gibi filtreler sadece filtrelenmiş geri yansıtma yöntemlerini kullanan sistemler ile genel olarak kullanılmaz. İterativ yeniden yapılandırma yöntemleri bu alanda avantajlara sahiptir ve bu gibi düzeltmeler yeniden yapılandırma algoritmasıyla daha kolay birleştirilir (10).

**İterativ yeniden yapılandırma yöntemleri:** SPECT'teki son yıllar içerisindeki büyük gelişmeler iterativ yeniden yapılandırma tekniklerinin gelişimini sağlamıştır. İterativ yeniden yapılandırma algoritmaları bir nesnenin başlangıçta yeniden yapılandırmasını içerir. Temel işlemi, görüntüyü piksellere bölmek ve her piksel değerini bir bilinmeyen olarak değerlendirmektir. Daha sonra görüntüleme geometrisi ve fiziğine uygun olarak bir model oluşturulur. Modelden yükseltelen yansımaların ileri hesaplanması ve model yansıması ve orijinal arasındaki farklardan düzeltme etmenlerinin hesaplanması yapılır. Düzeltme etmenleri modeli yükseltmek için ve onu kapsanan bilgi ve yansıma verileri ile daha uyumlu kılmak için kullanılır. Bu bütün işlem birçok kez tekrarlanır ve bu nedenle iterativ (tekrarlayıcı) olarak adlandırılır (10,35).

İterativ algoritmalar iki sınıfa ayrılabilir. İlk sınıf klasik iterativ cebir yöntemlerini içerir. Bunlar lineer eşitlikler setini çözerek imajları yeniden yapılandırır. Örneğin; Cebirsel Rekonstrüksiyon Tekniği (ART), Simultane İterativ Rekonstrüksiyon Tekniği (SIRT), İterativ Least-Squares Tekniği (ILST) (34).

İkinci sınıf, iterativ istatistiksel yeniden yapılandırma yöntemlerini içerir. Bunlar bir olasılık (likelihood) fonksiyonunu iterativ olarak maksimize ederek görüntüleri yeniden yapılandırır. Bunlar ölçüm verisindeki gürültüyü göz önüne alırlar. Böylece ölçüm işleminin istatistiksel bir modellemesini kullanırlar. En iyi bilinen örnek MLEM algoritmasıdır (34).

SPECT'e uygulanan ilk iterativ yeniden yapılandırma yöntemi, MLEM algoritması olarak adlandırılan algoritmaya dayanır (maksimum olasılık beklentisi maksimizasyonu). Bununla beraber bu algoritma yoğun olarak bilgisayar işlemi ve iyi bir tahmine ulaşmak için birçok tekrar gerektirir. Son yıllarda düzenlenmiş OSEM (alt grup beklentisi maksimizasyonu) olarak bilinen bir algoritma, her geri yansıma aşamasında tüm yansıma setinin sadece bir alt grubunu kullanarak etkin bir seçenek olarak ortaya çıkmıştır. OSEM gerek duyulan tekrarlamaları oldukça azaltır ve iterativ yeniden yapılandırmalarını klinik

olarak kabul edilebilir bir sürede gerçekleştirir (tüm SPECT hacmi için birkaç dakika veya daha az sürede). Böylece OSEM ticari uygulama için mevcut yöntem seçimi halini almıştır (10,34).

### **Zayıflama Düzeltmesi ve Saçılma**

SPECT ile yeniden yapılandırılmış görüntülerdeki sayılar teorik olarak ilgilenilen organ sistemi veya organdaki radyofarmasötüğün mutlak konsantrasyonuyla doğru orantılıdır. SPECT'in bu kantitatif amaca ulaşmasını hali hazırda engelleyen iki ana etmen, zayıflama ve görüntüleme işlemi sırasında gamma ışınlarının Compton saçılımıdır. Bu iki fenomen, ölçülen aktivite konsantrasyonlarının uzaysal olarak bağımlı dengesizliği ile sonuçlanır (10).

**Zayıflama:** Vücutta gamma ışınları yayan bir radyoaktivite konsantrasyonu için zayıflatılan alandan kaçan (örneğin hasta) ve gama kamera tarafından tespit edilen gama ışının rölatif sayısı şu denklemlerle belirlenir:

$$I=I_0 \times e^{-\mu l} q$$

I=gamma ışınların zayıflatılmış şiddeti

I<sub>0</sub>= zayıflatılma olmaksızın gamma ışın emisyon şiddeti

μ=ortamın doğrusal zayıflatma katsayısı (örneğin yumuşak dokularda Tc-99m için yaklaşık 0.15 cm<sup>-1</sup>)

I<sub>q</sub>=q açısı yansımada aktivite kaynağı ile gama kamera arasındaki derinliktir

Yumuşak dokunun baskın olduğu SPECT çalışmalarında, batında veya beyinde, μ yaklaşık olarak sabittir. Zayıflama katsayısı μ'nün hacimle beraber değiştiği thoraksta durum çok daha karmaşıktır (örneğin yumuşak doku, akciğerler, kemik dokuları bir aradadır) (10).

Zayıflama düzeltme yöntemleri şöyle ayrılabilir; a) sabit μ, veya Chang yöntemi, b) değişken μ veya iletim kaynak yöntemi. Beyin veya batında en popüler zayıflama düzeltme yöntemi zayıflama ortamının temel olarak tek tip olduğu Chang yöntemidir. Hastanın tanımına ve yaklaşık veya ölçülen sabit μ'ye dayanan bir zayıflama haritası oluşturulur ve yeniden yapılandırılmış transvers kesitlere uygulanır. Zayıflama ortamı tek tip olmadığında (kardiyak çalışmalar gibi) gereken yöntem, hastadaki pikselin uzaysal konumuna dayanan değişken zayıflama katsayısını kullanmaktır. μ'nün kantitatif değeri ya hareketli hat kaynakları ile ya da değişken geometrilere sabit kaynaklar ile belirlenir. İletim taramasında zayıflama düzeltme faktörünü veren bir μ haritası elde edilir. İletim kaynakları genellikle hem Tl-201 hem de Tc-99m'den farklı enerjisi olan uzun ömürlü izotoplardır (genellikle Gd-153 kullanılır, 100 keV) ve böylece iletim kaynak gücünün zayıflama katsayısını Tl-201 ve Tc-99m'a dönüştürmek için bir düzeltme faktörü uygulanmalıdır (10,36).

**Compton Saçılması:** SPECT görüntüleme sisteminin uzaysal çözünürlüğü ve sınırlı gücü belirli miktardaki gamma ışınının Compton saçılmasının kabulüne yol açar. Kabul edilen saçılma, orbital elektronlarla etkileşen ve saf fotopik gamma ışınlarının enerjisine yakın olan dar açılı gamma ışınları ile sınırlanmıştır. Compton saçılması çözünürlüğü bozar ve derinliğe bağlı bir durumda etkin zayıflama katsayıları için değiştirici olarak davranır. Bazı SPECT sistemleri Compton saçılması için saçılma doğrulama yöntemlerini içerir. Hem yansıma görüntülerini hem de transvers kesitleri doğrulayan işlem sonrası, çeşitli yaklaşık yöntemler geliştirilmiştir. Gelecekte gelişmiş enerji çözünürlüğü, pencere kazanımı ve Compton saçılma modellemesini içeren iterativ yeniden yapılandırma yöntemleri saçılmanın ortadan kaldırılmasında daha ileri gelişmeler sağlayacaktır (10).

### **SPECT Görüntü Performanslarının Değerlendirilmesi**

SPECT görüntülemesi planar görüntülemeden farklılık gösterdiği için görüntülerin yorumunu etkileyen yeniden yapılandırma işleminin nasıl olduğunu anlamak önemlidir. Planar görüntülerde klasik Poisson gürültüsü, olay sayısının kare köküdür. Bununla beraber SPECT görüntülemede gürültü varlığı sadece sayılan olay sayısına değil aynı zamanda bu olayları içeren hacme de bağlıdır (görüntünün piksel boyutu). SPECT yeniden yapılandırma işlemi gürültüyü dağıtma eğilimindedir. Gürültü oranı için beklenen sinyal genellikle voksel boyutu azaldıkça azalır. Örneğin tipik bir kemik SPECT çalışmasında yaklaşık 20-25 milyon sayım vardır. Eğer 64×64 matriks kullanılırsa gürültü yüzdesi yaklaşık % 12-13 olarak hesaplanır. Zayıflama doğrulama veya saçılma doğrulama gibi diğer işlemler SPECT yeniden yapılandırmaya uygulanırsa gürültü daha da büyüyebilir. Gürültü, hekim tarafından görüntü yorumuna engel olan verilerin artmış istatistiksel belirsizliği nedeniyle, lezyonun belirlenebilirliğini azaltan bir faktördür. Gürültünün kontrast çözünürlüğü üzerine etkisi aşağıdakilerle gösterilebilir. Tıbbi görüntülemede gözlemcinin lezyonları tespit etme yeteneğini belirleyen kontrast çözünürlüğüdür.

$$\text{Görüntü Kontrastı} = \frac{\text{Lezyon(sayılar/voksel)} - (\text{geriplan(sayılar/voksel)})}{\text{geriplan (sayılar/voksel)}}$$

SPECT tekniğinde, lezyon görüntülenmesi için yerine getirilmesi gereken önemli bir koşul vardır. Gözlenen lezyon kontrastı okuyucunun görsel eşik değerinden daha fazla olmalıdır. Planar taramada lezyon kontrast kaybının ana nedeni, SPECT'in bertaraf ettiği, altta ve üstte yatan radyoaktif izotop aktivitesinin süperpozisyonundan kaynaklanır (10).

SPECT taramasının gelişmiş kontrastı, planar görüntülemeyle karşılaştırıldığında lezyon saptanmasını arttırmaktadır. Kullanıcı SPECT'te görüntü kontrastını SPECT

işlemlenmesinde uygun olmayan yeniden yapılandırma filtresi seçimi ile bozabilir. Uygun görüntü kontrastı için SPECT filtre seçimi önemli, detay içeren, uzaysal frekanslar üretmek ve gürültüyü en aza indirmek arasında bir değiş tokuş olarak değerlendirilebilir (10).

## GEREÇ ve YÖNTEMLER

### Hasta Grubu

Çalışma grubuna 1 Nisan 2005- 31 Mart 2006 tarihleri arasında bir yıllık süreçte Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda Tc-99m DMSA sintigrafisi istemi ile ardışık olarak gelen ve görüntüleme çalışması tamamlanan 390 hastadan SPECT görüntüleme yapılan 37 hasta dahil edildi. Hastaların 3'ü erkek, 34'ü kadındı. Yaş aralığı 6-55 ve yaş ortalaması  $20\pm 15$  yıl idi. Hastaların dosya kayıtları incelenerek, hastanın yaşı, cinsiyeti, istek sebebi, klinik öyküsü, böbrek USG bilgileri ve yapılmış ise VUR sonuçları kayda alındı.

Onsekiz yaşından küçük olan hastalar çocuk hasta grubunda (grup A), 18 ve daha yukarı yaştakiler erişkin yaş grubunda (grup B) değerlendirildi. A grubunda 23 kız çocuk (yaş ortalaması:  $9\pm 2$  yıl) bulunmaktaydı. B grubundaki 14 hastanın (3 erkek ve 11 kadın) yaş ortalaması  $38\pm 9$  yıldır.

Hastalar Tc-99m DMSA sintigrafisi sonucuna göre normal yorumlananlar ve patolojik yorumlananlar olmak üzere iki gruba ayrıldı. Normal grupta 13 hasta grup A'dan ve 6 hasta grup B'den olmak üzere 19 hasta bulunmaktaydı. Patolojik sonuç raporlanan grupta A grubundan gelen 10 hasta ve B grubunda gelen 8 hasta yer almaktaydı. Normal raporlanan hasta grubunun sintigrafik verileri, farklı görüntüleme ve işleme yöntemlerinin görüntü kalitesini değerlendirmede kullanıldı. Patolojik raporlama yapılan hastalardaki lezyon sayı ve dağılımları, farklı görüntüleme ve işleme yöntemlerinin böbrek patolojilerini saptama yeteneğinin değerlendirilmesinde kullanıldı.

## **Radiofarmasötik ve Görüntüleme Protokolü**

Tc-99m DMSA, ticari kitten (RENOCIS, Cis Bio International, Cedex, Fransa) üretici önerisi doğrultusunda hazırlandı. Yetişkin dozu 111 - 185 MBq (3-5 mCi) olacak şekilde intravenöz olarak uygulandı. Çocuk dozu ise  $Doz = (yaş+1) \times yetişkin\ dozu / (yaş+7)$  formülüne göre hesaplandı. Minimum doz 18.5 MBq (0.5mCi) uygulandı. Radyofarmasötik enjeksiyonu öncesinde hastaların oral yoldan hidrasyonu sağlandı.

Planar ve SPECT görüntüleme enjeksiyondan 2-4 saat sonra yapıldı. Görüntüleme sistemi olarak Siemens E-cam (Siemens Inc., Erlangen, Germany) çift başlı gama kamera kullanıldı. Düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu kolimatör kullanılarak planar ve SPECT görüntüleri ardışık olarak kaydedildi.

Planar görüntüler 128x128 matrikste, her görüntüde 300.000 sayım toplanarak anteriyor, posteriyor, sağ ve sol posteriyor oblik pozisyonlarda alındı. Hastalara 360° ve posteriyor 180° olmak üzere iki adet SPECT çalışması yapıldı. 360° SPECT görüntüleri 128x128 matriks boyutunda, her birinde 25 sn sayım toplanan 128 projeksiyon olarak elde edildi. Posteriyor 180° SPECT çalışmasında, 128x128 matrikste alınan 64 projeksiyonun herbirinde 25 sn sayım alındı. Her iki SPECT çalışmasında kolimatörler saat yönünde NCO kullanarak sayım elde ettiler.

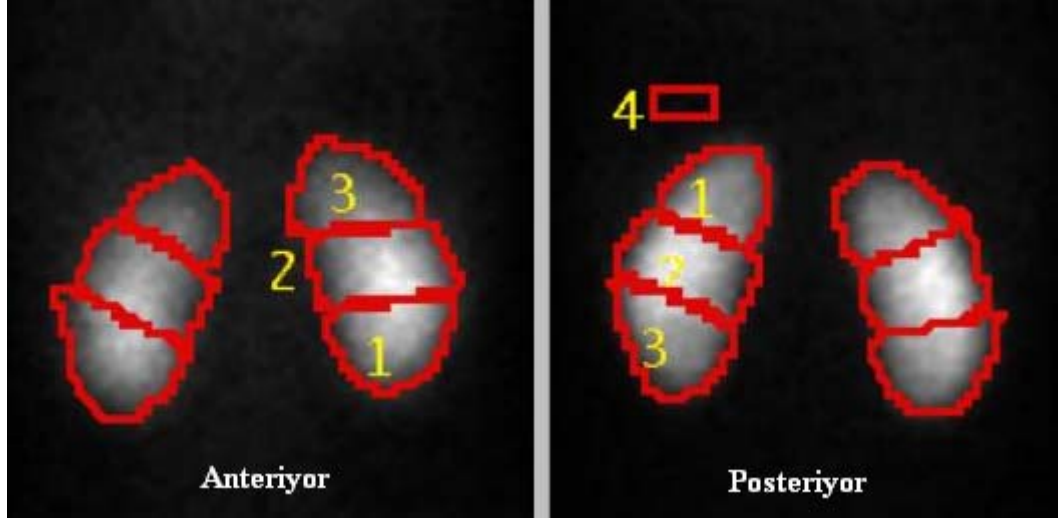
SPECT görüntülerine filtrelenmiş geri yansıtma (FBP) ve iterativ yeniden yapılandırma (İR) teknikleri kullanılarak iki farklı işleme uygulandı. 360° SPECT görüntülerinin FBP işlemlenmesinde, Butterworth filtre ile cutoff 0.35, order 7 kullanıldı. Posteriyor 180° SPECT görüntülerinin FBP işlemlenmesinde, Butterworth filtre ile cutoff 0.40, order 5 kullanıldı. 360° SPECT ve posteriyor 180° SPECT görüntülerinin her ikisinin İR ile işlemlenmesinde OSEM algoritması kullanıldı ve subset 4, iterasyon 8 olarak uygulandı. Her iki SPECT görüntülerine uygulanan tüm işleme yöntemlerinde zayıflatma düzeltmesi yapıldı(AC). AC işleminde Chang yöntemi kullanıldı (zayıflatma katsayısı=0.15 cm<sup>-1</sup>). Filtreleme işlemini takiben bir piksel kalınlığında horizontal, vertikal ve kısa eksen görüntüleri oluşturuldu (piksel boyutu=4.2 mm).

## **Görüntülerin Görsel Ve Sayısal Olarak Değerlendirilmesi**

### **Görsel Değerlendirme**

Hastaların planar görüntüleri, her iki yöntemle işlemlenmiş 360° ve 180° SPECT görüntüleri görsel olarak değerlendirildi. Böbrekler üst, orta ve alt olmak üzere üç bölgeye ayrılarak, bu bölgelerde lezyon varlığı değerlendirildi. Kenar düzenliği bozulmamış ve

homojen radyofarmasötik tutulumu izlenen böbrekler normal olarak değerlendirildi. Her iki böbrekte üç bölge esasına göre saptanan lezyonlar kaydedildi (Şekil 3).



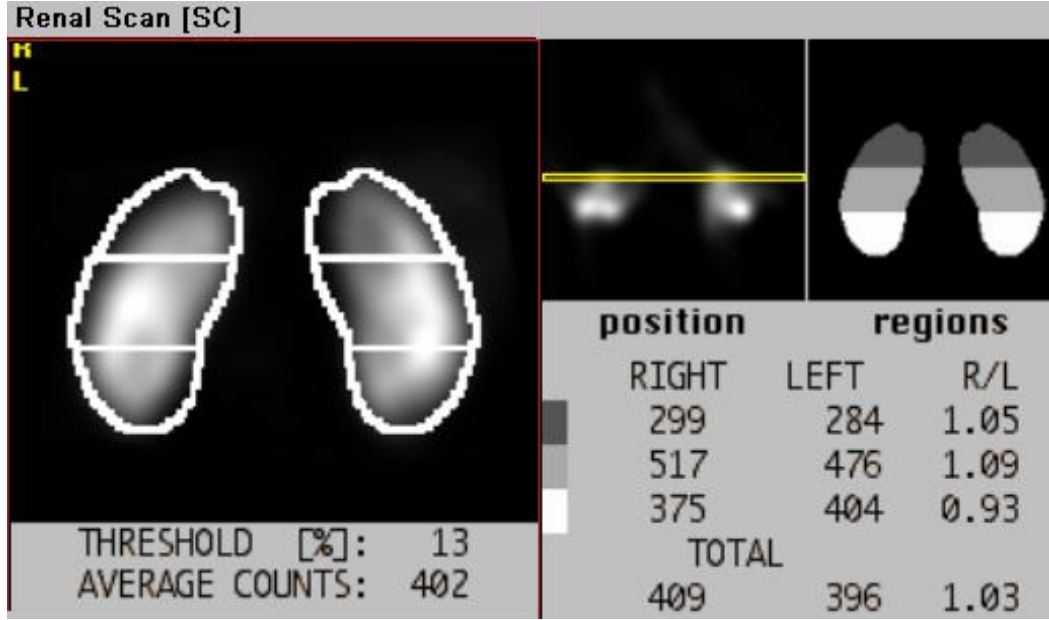
**Şekil 3. Anteriyör ve posteriyör planar görüntülerde üç bölge esasına göre alanların belirlenmesi ve ilgi alanlarının gösterilmesi (C.Y. 9 yaşında kız hasta)**

#### **Sayısal Değerlendirme:**

Anteriyör ve posteriyör planar görüntüler üzerine el ile, üç bölge esasında böbreğe ait irregüler ilgi alanları çizilerek, alan içindeki ortalama sayım değerleri kaydedildi. Geri plan sayımı sol böbrek üst polü seviyesinde 4x4 piksel boyutunda regüler ilgi alanı çizilerek alan içindeki ortalama sayım kaydedildi. Görüntü kalitesini değerlendirmek üzere, her bölge için böbrek/geri plan oranları (BGO);  $[BGO = (\text{böbrek ortalama sayım} - \text{geri plan ortalama sayımı}) / \text{geri plan ortalama sayımı}]$  formülü kullanılarak hesaplandı. Normal olgularda sağ ve sol böbrek üst pol - alt pol gradyentlerini değerlendirmek üzere üst bölge ve alt bölge BGO değerleri oranlanarak gradyent indeksi (Gİ) hesaplandı.

SPECT görüntülerinde, işlemler sonrası elde edilen tek piksel kalınlığındaki coronal görüntülerin kesit kalınlıkları yeniden düzenlenerek iki piksel kalınlığında görüntüler oluşturuldu. Böbrek parankiminin orta hattından geçen kesit ve komşu iki kesit sayısal değerlendirmeye dahil edildi. Her bir görüntü üzerine bilgisayar aracılıklı, üç bölge esaslı, otomatik irregüler ilgi alanları yerleştirildi (Şekil: 4). İlgi alanlarından ortalama sayımlar kaydedildi. Geri plan sayımı sol böbrek üst pol seviyesinden ve 4x4 piksel boyutunda ilgi alanı çizilerek hesaplandı. Her bölge için elde edilen üç değer aritmetik ortalaması alındı.

Her iki böbrekte, üç bölge için BGO değerleri hesaplandı. Statik görüntülere benzer şekilde normal olgularda Gİ hesaplandı.



Şekil 4. SPECT kesitlerinde üç bölge esasına göre bilgisayar aracılıklı belirlenen ilgi alanları ve sayım değerleri (C.Y. 9 yaşında kız hasta)

#### İstatistiksel Değerlendirme

Elde edilen sayısal değerler ortalama  $\pm$  standart sapma olarak ifade edildi. Hastaların klinik özellikleri, planar, 360° ve 180° SPECT görüntülerinin görsel değerlendirmesinden elde edilen niteliksel verilerin gruplar arası karşılaştırmalarında ki-kare analizi kullanıldı. Görsel değerlendirmelerin birbiri ile olan uyumu Kappa istatistiği ile, lezyon yerinin değerlendirilmesinde yöntemlerin birbiri ile ilişkisi Spearman korelasyon yöntemi ile değerlendirildi. Ölçülebilen verilerde gruplar arası karşılaştırmalar için Friedman analizi ve takiben Wilcoxon testi, iki grup karşılaştırmasında normal dağılıma uyan değişkenler için Student's t testi, normal dağılım göstermeyenler için Mann Whitney U testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık sınırı  $p < 0.05$  değeri kabul edildi. İstatistiksel hesaplamalar Trakya Üniversitesi İstatistik bürosu tarafından STATISTICA AXA (Sıra No: AXA507C755506FAN3) programı kullanılarak yapıldı.



## BULGULAR

Çalışma grubunda yer alan hastaların yaş, cinsiyet, tetkik sebebi, böbrek USG bilgileri ve VUR çalışma sonuçları Tablo 1’de özetlenmiştir. Grup A’da yer alan hastaların cinsiyet dağılımı grup B’den farklılık göstermekteydi ( $p=0.04$ ). Her iki hasta grubunda en sık tetkik nedeni İYE ve ikinci sırada piyelonefritti. Hastaların ultrasonografik incelemesinde, grup A’da yer alan 23 hastadan 16’sında, grup B’de yer alan 14 hastanın 9’unda inceleme sonucu normal olarak değerlendirilmişti. Çocuk hasta grubunda 10 hastada VUR çalışması yapılmış olup, hastaların 3’ünde VUR pozitif bulunmuştur. Hastaların iki tanesinde tek taraflı grade 2 ve bir hastada bilateral (sağ grade 2, sol grade 4 ) VUR saptanmıştı. Erişkin hasta grubunda, 7 hastada VUR çalışması yapılmış olup, hastaların tamamında negatif olarak değerlendirilmişti.

Planar görüntüleme 37 hastanın 19’unda çalışma normal olarak değerlendirildi. Çalışmada yer alan ve patolojik sonuç raporlanan hastaların görsel değerlendirme sonuçları Tablo 2’de gösterilmiştir. Planar, İR uygulanan  $360^\circ$  (SPECT360İR) ve  $180^\circ$  (SPECT180İR) SPECT görüntüleri ile, FBP uygulanan  $360^\circ$  (SPECT360FBP) ve  $180^\circ$  (SPECT180FBP) SPECT görüntüleri görsel olarak değerlendirildi. SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemlerinin görsel değerlendirmelerinde, lezyonların bölgelere göre dağılımı normal ve patolojik olan hasta grubu için Tablo 3’de gösterilmiştir. Planar sonuçları normal iken İR tekniğinde SPECT360 ve SPECT180 için az sayıda defekt saptanmıştır. FBP işlemleri için SPECT360’da sağ üst polde 9, sol üst polde 8 adet, SPECT180 görüntülemesi için sağ üst polde 5 ve sol üst polde 8 adet defekt saptanmıştır ( $p=0.0001$ ). Planar görüntüleri patolojik olan hasta grubunda, her yöntem için en sık defekt sol üst bölgede yer almaktaydı.

Sağ üst bölge için planarda tanımlanan üç lezyona karşılık SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri için sırasıyla 5,7,10 ve 6 adet lezyon saptanmıştır. SPECT360FBP yöntemi, 10 adet lezyon ile en yüksek sayıya sahiptir. Diğer alanlardaki lezyon saptama oranları benzerlik göstermektedir (Tablo 3).

Hastaların raporlanan sonuçları ile çalışma amacıyla yeniden yapılan değerlendirmeleri arasında iyi bir uyum vardı ( $\kappa=0.52$ ,  $p=0.001$ ). SPECT360İR ile değerlendirmede 20 hasta, SPECT180İR ile değerlendirmede 21 hasta, SPECT360FBP ile değerlendirmede 8 hasta ve SPECT180FBP ile değerlendirmede 13 hasta normal olarak değerlendirilmiştir. Planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemlerinin görsel değerlendirme sonuçları arasındaki uyum Tablo 4’de özetlenmiştir.

Görsel değerlendirmenin istatistiksel değerlendirilmesi sonucunda en iyi uyumu SPECT360İR ve SPECT180İR yöntemleri göstermiştir ( $\kappa=0.84$ ). SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri arasındaki uyum da yüksekti ( $\kappa=0.67$ ). Planar görüntüleme ile SPECT360FBP ve SPECT180FBP arasında istatistiksel olarak uyum bulunamamıştır.

Planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemlerinin lezyon bölgelerini saptamada birbiri ile olan ilişkisi Tablo 5’de gösterilmiştir. En yüksek ilişki SPECT360İR ve SPECT180İR arasında saptanmıştır ( $r=0.87$ ). En zayıf ilişki ise SPECT360İR ile SPECT360FBP arasında saptanmıştır ( $r=0.39$ ). Planar görüntüleme ile en iyi ilişki SPECT180İR tekniğindedir ( $r=0.70$ ). Planar görüntüleme ile en zayıf ilişki ise SPECT360FBP tekniğindedir ( $r=0.45$ ).

Sayısal değerlendirmede, her bir görüntüleme ve işleme tekniğinin birbirinden farklı sayım istatistiği gösterdiği saptanmıştır. Görüntüleme ve işleme tekniklerinin hiçbiri için sağ ve sol böbrekler arasında farklılık saptanmamıştır. Çalışma grubunda yer alan hastaların planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri ile ortalama bölgesel BGO değerleri Tablo 6’da gösterilmiştir.

Çocuk ve erişkin hastaların bölgesel BGO değerleri kıyaslandığında, planar görüntülemede sol böbrek orta bölge değerlerinin çocuklarda daha yüksek olduğu saptanmıştır ( $p=0.04$ ). SPECT360FBP yönteminde de sol böbrek üst ( $p=0.03$ ), orta ( $p=0.04$ ) ve alt bölge ( $p=0.01$ ) değerlerinin erişkinlerde daha yüksek olduğu saptanmıştır (Tablo 7).

İstatistiksel olarak normal ve patolojik olarak raporlanan hastalar kıyaslandığında, planar görüntülerde patolojik grupta BGO değerleri daha düşük olmakla birlikte istatistiksel anlamlılık sınırına ulaşmamıştır. SPECT180İR yöntemi kullanıldığında bütün bölgeler için değerler patolojik grupta daha düşük olarak saptanmış olup, sadece sağ böbrek üst bölge BGO değeri istatistiksel olarak anlamlı bir değere ulaşmamıştır. SPECT180FBP yönteminde ise

hem sağ hem de sol böbrek için bölgelerin tamamında patolojik raporlama yapılanların BGO değerleri normal gruptan anlamlı olarak düşüktür (Tablo 8).

**Tablo 1. Çalışma grubunda yer alan hastaların yaş, cinsiyet, istek sebebi, böbrek USG bilgileri ve VUR alışma sonuçları**

|                                 | <b>Grup A (n=23)</b> | <b>Grup B (n=14)</b> | <b>P</b>        |
|---------------------------------|----------------------|----------------------|-----------------|
| <b>Yaş</b>                      | 9±2                  | 38±9                 | <b>0.0001</b>   |
| <b>Cinsiyet</b>                 |                      |                      | <b>0.04</b>     |
| Erkek                           | -                    | 3                    |                 |
| Kadın                           | 23                   | 11                   |                 |
| <b>İstek sebebi</b>             |                      |                      | <b>&gt;0.05</b> |
| IYE                             | 14                   | 8                    |                 |
| Piyelonefrit                    | 4                    | 2                    |                 |
| Atrofi                          | 2                    | -                    |                 |
| KBY                             | -                    | 2                    |                 |
| Agenezi                         | 1                    | -                    |                 |
| Opere UPJ darlık                | -                    | 1                    |                 |
| Hematüri                        | -                    | 1                    |                 |
| Post travmatik değerlendirme    | -                    | 1                    |                 |
| Nefrotik sendrom                | 1                    | -                    |                 |
| <b>Böbrek USG</b>               |                      |                      | <b>&gt;0.05</b> |
| Normal                          | 16                   | 9                    |                 |
| Atrofi                          | 2                    | -                    |                 |
| Grade 1 parankim heterojenitesi | 3                    | 1                    |                 |
| Grade 4 parankim heterojenitesi | 1                    | -                    |                 |
| Pelviektazi                     | -                    | 1                    |                 |
| Nefrolitiazis                   | -                    | 1                    |                 |
| Agenezi                         | 1                    | 1                    |                 |
| Hematom                         | -                    | 1                    |                 |
| <b>VUR</b>                      |                      |                      | <b>0.07</b>     |
| Negatif                         | 7                    | 7                    |                 |
| Pozitif                         | 3                    | -                    |                 |
| alışılmamış                    | 13                   | 7                    |                 |

İYE: İdrar yolu enfeksiyonu, KBY: Kronik böbrek yetmezliği, UPJ: reteropelvik bileşke, VUR: Vezikreteral reflü

**Tablo 2. Patolojik hasta grubunda değerlendirilen hastaların planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemlerinin görsel değerlendirme sonuçları**

| Sıra no | Yaş | BGF (%; Sağ-Sol) | Planar     | SPECT360İR     | SPECT180İR      | SPECT360FBP    | SPECT180FBP    |
|---------|-----|------------------|------------|----------------|-----------------|----------------|----------------|
| 1       | 55  | 22-78            | RÜ, RA     | RÜ, RA, LÜ, LA | RÜ, RA, LA      | RA             | RA, LÜ, LA     |
| 2       | 45  | 65-35            | LÜ, LO, LA | RÜ, LÜ, LO, LA | RÜ, LÜ, LO, LA  | RÜ, LÜ, LO, LA | RÜ, LÜ, LO, LA |
| 3       | 11  | 50-50            | LÜ, LO     | N              | N               | LÜ             | LÜ             |
| 4       | 53  | 57-43            | LÜ         | LÜ             | LÜ              | RÜ, LÜ         | LÜ             |
| 5       | 10  | 48-52            | LÜ         | LÜ             | LÜ              | RÜ, LÜ         | RÜ, LÜ         |
| 6       | 10  | 56-44            | LÜ         | LÜ             | LÜ              | LÜ             | LÜ             |
| 7       | 41  | 51-49            | LO         | N              | N               | N              | N              |
| 8       | 28  | 86-14            | LÜ, LO     | LÜ, LO, LA     | LÜ, LO          | LÜ, LA         | LÜ, LA         |
| 9       | 38  | 48-525           | LA         | N              | N               | RÜ,LÜ          | LÜ             |
| 10      | 9   | 50-50            | RA         | N              | N               | N              | N              |
| 11      | 8   | 0-100            | R AGN      | R AGN          | R AGN           | R AGN          | R AGN          |
| 12      | 9   | 51-49            | LÜ, LA, RÜ | N              | RÜ, LÜ          | RÜ, LÜ         | RÜ, LÜ         |
| 13      | 8   | 49-51            | LO         | N              | N               | RÜ             | RÜ, LÜ         |
| 14      | 34  | 57-43            | RA, LO, LA | RO, RA, LÜ, LA | RÜ ,RA , LÜ, LA | RÜ ,RO, LÜ, LA | RÜ ,RO, LÜ, LA |
| 15      | 7   | 49-51            | RÜ         | RÜ, LÜ         | RÜ              | RÜ             | N              |
| 16      | 24  | 80-20            | LÜ         | RÜ, LÜ, LO     | RÜ, LÜ, LO      | RÜ, LÜ, LO     | LÜ, LO         |
| 17      | 15  | 80-20            | LÜ, LO, LA | RÜ, LÜ, LO, LA | RÜ, LÜ, LO, LA  | RÜ, LO, LA     | RÜ, LO, LA     |
| 18      | 9   | 49-51            | RO, LÜ     | LÜ             | LÜ              | LÜ             | N              |

RÜ: Sağ üst, RO: Sağ orta, RA: Sağ alt, LÜ: Sol üst, LO: Sol orta, LA: Sol alt, R AGN: Sağ agenezi

**Tablo 3. Planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemlerinin görsel değerlendirmesinde bölgelere göre saptanan lezyon sayıları [toplam lezyon sayısı (çocuk hastaya ait sayı) şeklinde ifade edilmiştir]**

|   | Planar | SPECT360İR | SPECT180İR | SPECT360FBP | SPECT180FBP |
|---|--------|------------|------------|-------------|-------------|
| <b>Planar sonucu normal olan vakalar</b>    |        |            |            |             |             |
| <b>RÜ</b>                                   | -      | 1 (1)      | -          | 9 (5)       | 5 (3)       |
| <b>RO</b>                                   | -      | -          | -          | -           | -           |
| <b>RA</b>                                   | -      | -          | -          | -           | 1 (1)       |
| <b>LÜ</b>                                   | -      | 3 (1)      | 3 (2)      | 8 (6)       | 8 (6)       |
| <b>LO</b>                                   | -      | -          | -          | -           | -           |
| <b>LA</b>                                   |        | 2 (1)      | -          | 1           | -           |
| <b>Planar sonucu patolojik olan vakalar</b> |        |            |            |             |             |
| <b>RÜ</b>                                   | 3 (2)  | 5 (2)      | 7 (3)      | 10 (5)      | 6 (4)       |
| <b>RO</b>                                   | 1 (1)  | 1          | -          | 1           | 1           |
| <b>RA</b>                                   | 3 (1)  | 2          | 2          | 1           | -           |
| <b>LÜ</b>                                   | 10 (5) | 11 (5)     | 10 (5)     | 10 (4)      | 12 (4)      |
| <b>LO</b>                                   | 7 (3)  | 4 (1)      | 4 (1)      | 3 (1)       | 3 (1)       |
| <b>LA</b>                                   | 5 (2)  | 5 (1)      | 4 (1)      | 4 (1)       | 5 (1)       |

RÜ: Sağ üst, RO: Sağ orta, RA: Sağ alt, LÜ: Sol üst, LO: Sol orta, LA: Sol alt

**Tablo 4. Planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemlerinin görsel değerlendirmeleri arasındaki uyum sonuçları**

|                    | SPECT360İR                  | SPECT180İR                  | SPECT360FBP               | SPECT180FBP                 |
|--------------------|-----------------------------|-----------------------------|---------------------------|-----------------------------|
| <b>Planar</b>      | $\kappa=0.40$<br>$p=0.01$   | $\kappa=0.57$<br>$p=0.001$  | $\kappa=0.20$<br>$P=0.13$ | $\kappa=0.23$<br>$p=0.13$   |
| <b>SPECT360İR</b>  | -                           | $\kappa=0.84$<br>$p=0.0001$ | $\kappa=0.28$<br>$P=0.03$ | $\kappa=0.34$<br>$p=0.02$   |
| <b>SPECT180İR</b>  | $\kappa=0.84$<br>$p=0.0001$ | -                           | $\kappa=0.25$<br>$p=0.04$ | $\kappa=0.30$<br>$p=0.05$   |
| <b>SPECT360FBP</b> | $\kappa=0.28$<br>$p=0.03$   | $\kappa=0.25$<br>$p=0.04$   | -                         | $\kappa=0.67$<br>$p=0.0001$ |

**Tablo 5. Planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemlerinin lezyon bölgelerini saptamada birbiri ile olan ilişkisi**

|                    | SPECT360İR         | SPECT180İR         | SPECT360FBP       | SPECT180FBP        |
|--------------------|--------------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| <b>Planar</b>      | r=0.52<br>p=0.001  | r=0.70<br>p=0.0001 | r=0.45<br>p=0.005 | r=0.46<br>p=0.005  |
| <b>SPECT360İR</b>  | -                  | r=0.87<br>p=0.0001 | R=0.39<br>p=0.01  | r=0.52<br>p=0.001  |
| <b>SPECT180İR</b>  | r=0.87<br>p=0.0001 | -                  | r=0.43<br>p=0.008 | r=0.54<br>p=0.001  |
| <b>SPECT360FBP</b> | r=0.39<br>p=0.016  | r=0.43<br>p=0.008  | -                 | r=0.77<br>p=0.0001 |

**Tablo 6. Çalışma grubunda yer alan hastaların planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri ile bölgesel BGO değerleri**

| n=37               | Sağ Böbrek |         |         | Sol Böbrek |         |         |
|--------------------|------------|---------|---------|------------|---------|---------|
|                    | üst        | orta    | alt     | üst        | orta    | alt     |
| <b>Planar</b>      | 4.8±2.6    | 7.4±3.1 | 4.4±2.4 | 4.5±1.6    | 6.8±2.4 | 4.0±1.9 |
| <b>SPECT360İR</b>  | 86±158     | 124±227 | 98±170  | 96±160     | 133±248 | 112±192 |
| <b>SPECT360FBP</b> | 76±67      | 119±90  | 86±74   | 90±84      | 121±97  | 96±78   |
| <b>SPECT180İR</b>  | 141±107    | 219±166 | 155±117 | 161±131    | 222±169 | 169±133 |
| <b>SPECT180FBP</b> | 153±118    | 231±187 | 155±125 | 171±144    | 228±191 | 178±153 |
| <b>p</b>           | 0.0001     | 0.0001  | 0.0001  | 0.0001     | 0.0001  | 0.0001  |

**Tablo 7. Çocuk ve erişkin yaş hasta grubunda planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri ile hesaplanan BGO değerleri**

|                       | Sağ Böbrek |           |            | Sol Böbrek |                      |         |
|-----------------------|------------|-----------|------------|------------|----------------------|---------|
|                       | üst        | orta      | alt        | üst        | orta                 | alt     |
| <b>Planar Görüntü</b> |            |           |            |            |                      |         |
| <b>Çocuk</b>          | 5.6±1.7    | 8.3±2.3   | 5.1±1.6    | 5.8±1.1    | 8.4±1.9 <sup>§</sup> | 5.2±1.1 |
| <b>Erişkin</b>        | 6.2±3.9    | 8.4±4.2   | 5.7±3.5    | 4.9±2.1    | 6.5±2.6 <sup>§</sup> | 4.3±2.6 |
| <b>SPECT360İR</b>     |            |           |            |            |                      |         |
| <b>Çocuk</b>          | 56±41      | 81±54     | 67±53      | 92±153     | 113±173              | 97±164  |
| <b>Erişkin</b>        | 147±267    | 213±388   | 162±287    | 122±191    | 194±371              | 152±258 |
| <b>SPECT360FBP</b>    |            |           |            |            |                      |         |
| <b>Çocuk</b>          | 58±47*     | 92±62**   | 67±47***   | 78±67      | 105±87               | 82±72   |
| <b>Erişkin</b>        | 117±87*    | 176±114** | 129±103*** | 127±108    | 168±109              | 133±85  |
| <b>SPECT180İR</b>     |            |           |            |            |                      |         |
| <b>Çocuk</b>          | 132±94     | 217±174   | 154±129    | 173±138    | 229±174              | 173±137 |
| <b>Erişkin</b>        | 172±130    | 245±160   | 172±101    | 162±120    | 238±179              | 185±129 |
| <b>SPECT180FBP</b>    |            |           |            |            |                      |         |
| <b>Çocuk</b>          | 156±129    | 235±199   | 154±134    | 179±147    | 237±193              | 183±154 |
| <b>Erişkin</b>        | 165±103    | 251±174   | 173±112    | 181±144    | 244±194              | 194±157 |

\*: p=0.04, \*\*: p=0.03, \*\*\*: p=0.04, §: p=0.01

SPECT360İR ve SPECT360FBP yöntemlerinde normal ve patolojik raporlama yapılan hastalar arasında hiçbir bölgesel BGO sayımının istatistiksel olarak farklılık göstermediği gibi patolojik hasta grubunun ortalama değerleri sayısal olarak normal gruptan yüksek olarak bulunmuştur (Tablo 8).

Farklı görüntüleme ve işleme yöntemlerine göre belirlenen görüntü kontrastları Şekil 3'te gösterilmiştir. Böbrek kontrastının SPECT360 ve SPECT180 görüntüleme tekniklerinde seçilen filtreden bağımsız olarak birbirine benzediği saptanmıştır. SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri ile belirlenen görüntü kontrastları Tablo 9'da verilmiştir. Planar görüntülerdeki görüntü kontrastları en düşük değerlere sahiptir. SPECT360İR ve SPECT360FBP görüntülerinde lezyon kontrastları

benzerlik göstermekteydi. SPECT180İR ve SPECT180FBP de yine benzer lezyon kontrastına sahipti ve en yüksek ortalama değerler bu yöntemlerde saptandı (Tablo 9).

Normal olgularda SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri ile saptanan Gİ değerleri ve istatistiksel kıyaslamaları Tablo 8’de gösterilmiştir. Planar görüntülerde Gİ sağ böbrekte 0.86 ile 1.47 arasında, sol böbrekte 0.87 ile 1.32 arasında değişmekteydi. Görüntüleme ve işleme yöntemleri sağ ve sol böbrekte benzer alt-üst bölge Gİ’ne sahipti. Sağ böbrekte sadece planar görüntüleme ile SPECT360İR Gİ’leri arasında istatistiksel anlamlı farklılık vardı (p=0.0004). Sol böbrek planar Gİ ile SPECT360İR, SPECT180İR ve SPECT180FBP’den elde edilen Gİ değerleri arasında farklılık vardı ve 1.12 ile en yüksek Gİ değeri planar görüntülerde saptandı (Tablo 10).

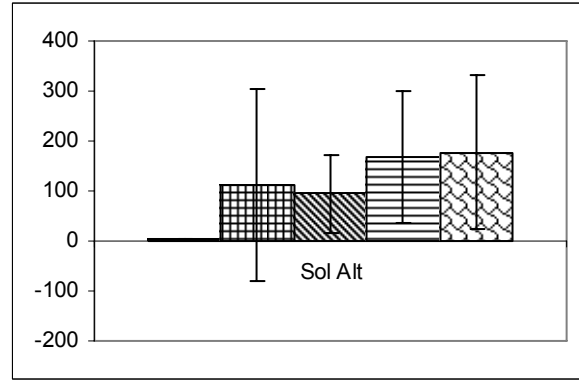
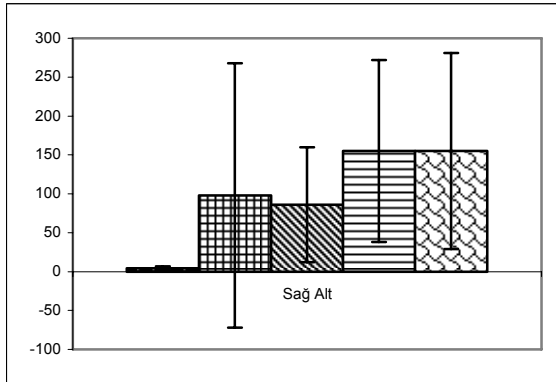
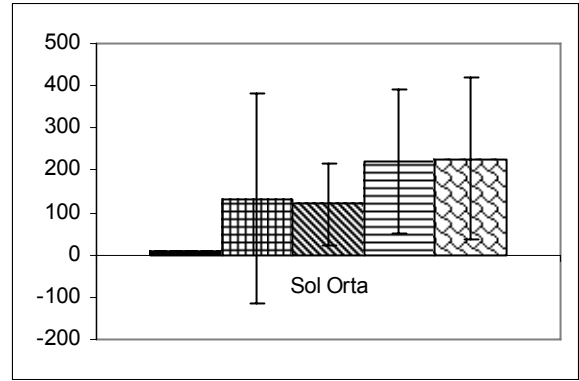
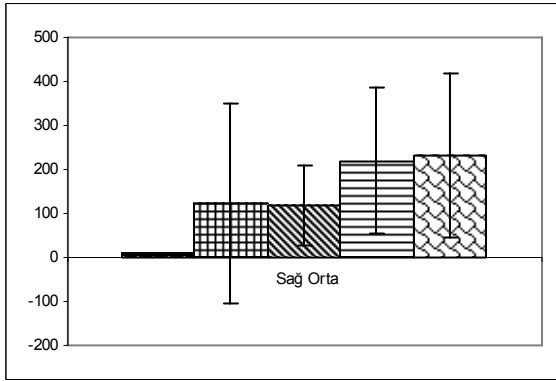
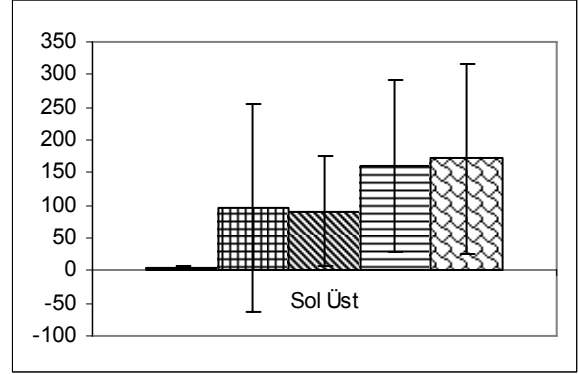
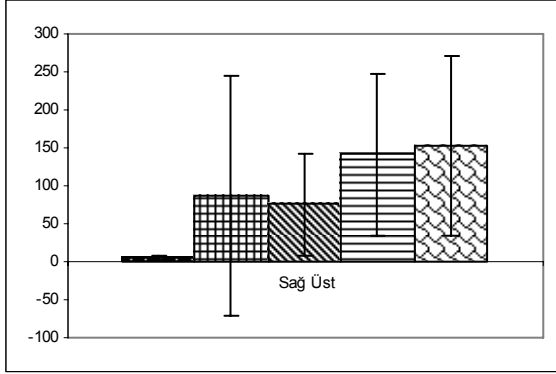
**Tablo 8. Normal ve patolojik raporlama yapılan hasta grubunda planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri ile hesaplanan BGO değerleri**

|                       | Sağ Böbrek           |                       |                        | Sol Böbrek           |                       |                        |
|-----------------------|----------------------|-----------------------|------------------------|----------------------|-----------------------|------------------------|
|                       | üst                  | orta                  | alt                    | üst                  | orta                  | alt                    |
| <b>Planar Görüntü</b> |                      |                       |                        |                      |                       |                        |
| <b>Normal</b>         | 5.1±3                | 7.7±3.1               | 4.6±2.6                | 4.7±1.5              | 7±2.1                 | 4.2±1.9                |
| <b>Patolojik</b>      | 4.3±2.1              | 6.9±3.0               | 3.9±2                  | 4.1±1.5              | 6.2±2.4               | 3.4±1.5                |
| <b>SPECT360İR</b>     |                      |                       |                        |                      |                       |                        |
| <b>Normal</b>         | 48±24                | 73±32                 | 59±27                  | 57±26                | 274±31                | 61±28                  |
| <b>Patolojik</b>      | 131±233              | 187±338               | 147±252                | 152±232              | 216±365               | 178±281                |
| <b>SPECT360FBP</b>    |                      |                       |                        |                      |                       |                        |
| <b>Normal</b>         | 66±48                | 180±69                | 76±50                  | 78±54                | 111±77                | 85±58                  |
| <b>Patolojik</b>      | 91±86                | 136±112               | 102±98                 | 113±109              | 145±117               | 116±97                 |
| <b>SPECT180İR</b>     |                      |                       |                        |                      |                       |                        |
| <b>Normal</b>         | 151±115              | 234±159 <sup>†</sup>  | 162±104 <sup>††</sup>  | 173±120 <sup>‡</sup> | 237±161 <sup>‡‡</sup> | 181±126 <sup>‡‡‡</sup> |
| <b>Patolojik</b>      | 139±101              | 217±180 <sup>†</sup>  | 158±135 <sup>††</sup>  | 165±144 <sup>‡</sup> | 222±182 <sup>‡‡</sup> | 172±142 <sup>‡‡‡</sup> |
| <b>SPECT180FBP</b>    |                      |                       |                        |                      |                       |                        |
| <b>Normal</b>         | 177±124 <sup>#</sup> | 263±180 <sup>##</sup> | 172±122 <sup>###</sup> | 188±133 <sup>*</sup> | 259±184 <sup>**</sup> | 201±144 <sup>***</sup> |
| <b>Patolojik</b>      | 139±112 <sup>#</sup> | 215±198 <sup>##</sup> | 147±131 <sup>###</sup> | 169±157 <sup>*</sup> | 215±200 <sup>**</sup> | 170±165 <sup>***</sup> |

†: p=0.02, ††: p= 0.04, ‡: p= 0.02, ‡‡: p= 0.02, ‡‡‡: p= 0.03 #: p=0.002, ##: p=0.002, ###: p=0.004, \*: p=0.009, \*\*:p=0.004, \*\*\*: p=0.006



**Şekil 3. Planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri ile belirlenen görüntü kontrastları**



Planar

SPECT360İR

SPECT360FBP

SPECT180İR

SPECT180FBP

**Tablo 9. SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri ile saptanan böbrek kontrast oranları [değerler ortalama ± standart sapma (minimum-maksimum) olarak gösterilmiştir]**

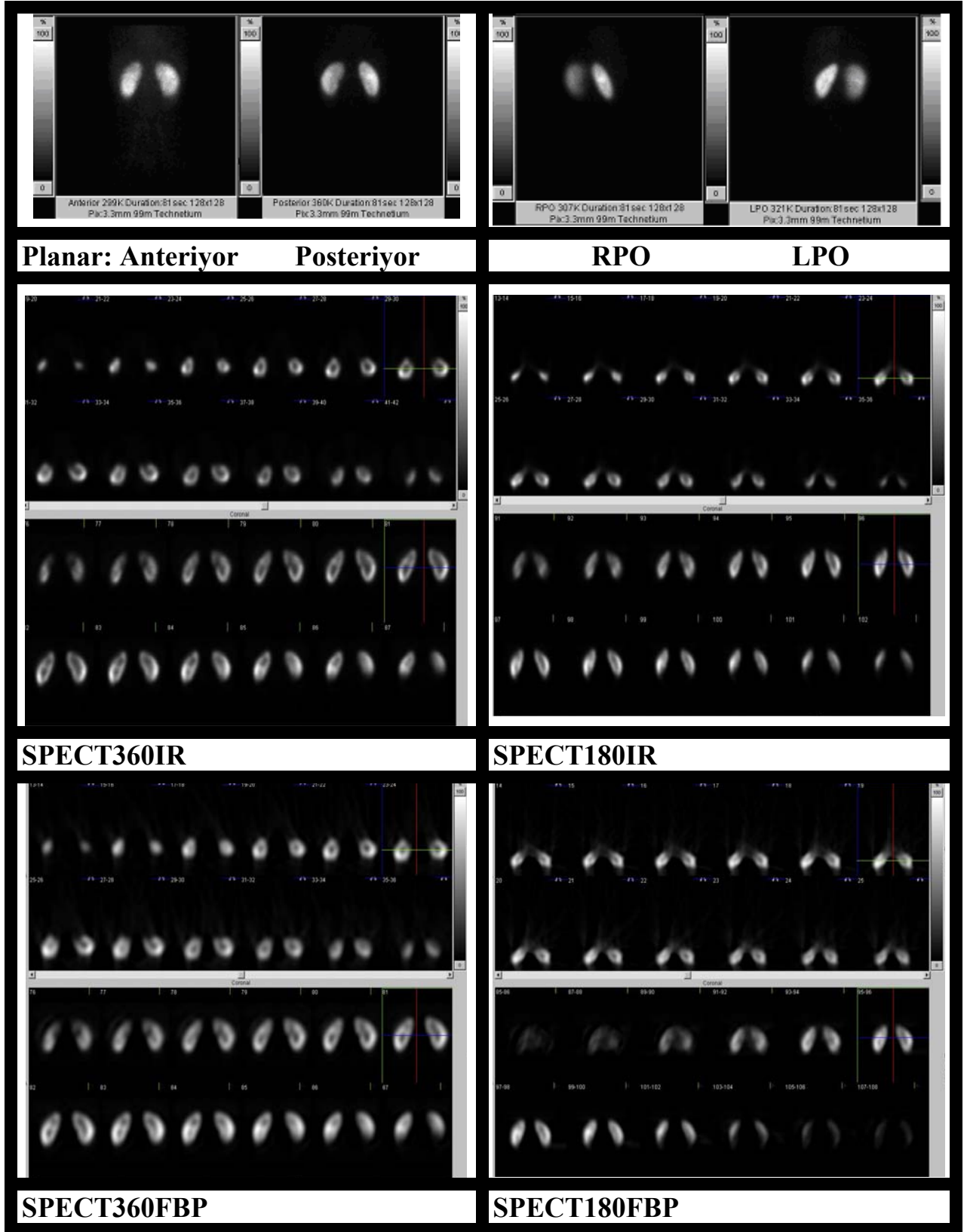
| n=19                  | Sağ Böbrek          |                     |                     | Sol Böbrek          |                     |                     |
|-----------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
|                       | üst                 | orta                | alt                 | üst                 | orta                | alt                 |
| <b>Planar Görüntü</b> | 6.2±2.9<br>(4-17)   | 8.8±3<br>(5-18)     | 5.7±2.5<br>(3-15)   | 5.8±1.5<br>(4-10)   | 8.2±2.2<br>(5-12)   | 5.4±2<br>(3-11)     |
| <b>SPECT360İR</b>     | 49±24<br>(17-101)   | 75±31<br>(34-140)   | 59±27<br>(26-119)   | 58±25<br>(26-117)   | 75±30<br>(38-137)   | 62±28<br>(27-107)   |
| <b>SPECT360FBP</b>    | 69±47<br>(23-193)   | 112±69<br>(40-243)  | 77±48<br>(27-176)   | 79±52<br>(25-205)   | 112±75<br>(36-267)  | 86±56<br>(28-199)   |
| <b>SPECT180İR</b>     | 152±115<br>(50-442) | 234±159<br>(78-574) | 162±104<br>(52-346) | 174±120<br>(52-445) | 238±161<br>(72-543) | 181±126<br>(49-437) |
| <b>SPECT180FBP</b>    | 178±124<br>(28-446) | 264±180<br>(39-573) | 173±122<br>(23-386) | 189±133<br>(29-475) | 260±184<br>(36-639) | 202±144<br>(20-498) |
| <b>p</b>              | 0.0001              | 0.0001              | 0.0001              | 0.0001              | 0.0001              | 0.0001              |

**Tablo 10. Gİ değerleri [değerler ortalama ±Standart Sapma (minimum-maksimum) olarak gösterilmiştir]**

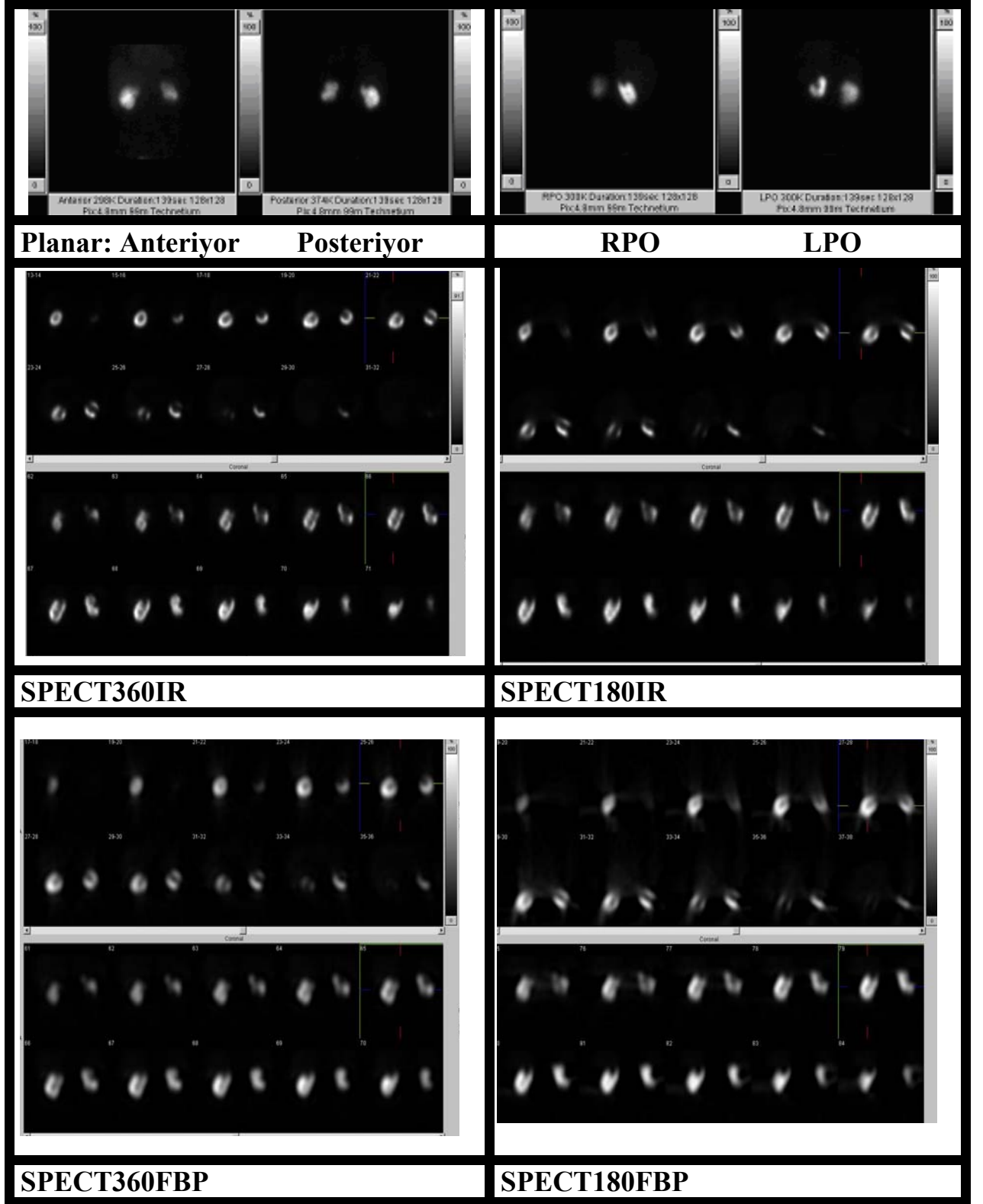
| n=19                  | Sağ Böbrek                                   | Sol Böbrek                                    | p     |
|-----------------------|--|---|-------|
| <b>Planar Görüntü</b> | 1.11±0.15 (0.86-1.47) <sup>\$</sup>          | 1.12±0.14(0.87-1.32) <sup>***, &amp;, #</sup> | >0.05 |
| <b>SPECT360İR</b>     | 0.83±0.19 (0.46-1.12) <sup>*, £, €, \$</sup> | 0.97±0.22 (0.50-1.56) <sup>***</sup>          | >0.05 |
| <b>SPECT360FBP</b>    | 0.90±0.20 (0.48-1.25) <sup>*, **</sup>       | 0.92±0.11 (0.61-1.06)                         | >0.05 |
| <b>SPECT180 İR</b>    | 0.94±0.24 (0.58-1.38) <sup>€</sup>           | 0.98±0.2 (0.60-1.46) <sup>0#</sup>            | >0.05 |
| <b>SPECT180FBP</b>    | 1.09±0.34 (0.75-2.23) <sup>£, **</sup>       | 0.98±0.16 (0.65-1.43) <sup>&amp;</sup>        | >0.05 |
| <b>p</b>              | 0.0003                                       | 0.001   |       |

\*: p= 0.02, £: p=0.002, €: p=0.008, \$: p=0.0004, \*\*: p=0.006, \*\*\*: p=0.005, &: p=0.004, #: p=0.01

Şekil 5. M.A. 8 yaşında kız hasta SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri ile normal olarak değerlendirilmiştir



Şekil 6. S.P. 45 yaşında erkek hasta SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri ile her iki böbrekte çok alanda defekt saptanmıştır



## TARTIŞMA

Statik görüntülerin dinamik görüntülerden avantajı daha uzun görüntüleme süresine izin vermesi ve sayım istatistiğini artırmasıdır. Bu da uzaysal çözünürlüğü ve küçük kortikal lezyonların saptanmasını arttırır. DMSA, böbrek enfeksiyonunun tespitinde ve enfeksiyon sonrası nedbe oluşumunun izleminde ilk tercih edilecek tekniktir (1,6). Planar DMSA görüntülemesinin duyarlılığı deneysel çalışmalarda % 91, özgünlüğü % 99 olarak bildirilmiştir. Sintigrafik ve histopatolojik bulgular arasında % 97 oranında uyum bulunmaktadır (37). Yapılan bir meta analiz çalışmasında DMSA sintigrafisinin ortalama duyarlılığı % 86, özgünlüğü ise % 91 olarak bulunmuştur (38). Bu nedenle de çalışma grubunda yer alan hastaların normal ve patolojik olarak ayrımları için planar görüntüleri esas alınmıştır. SPECT çalışmasının yapılmasında temel amaç üç boyutlu görüntüleme avantajından yararlanmaktır, ayrıca SPECT tekniği küçük lezyonların görüntülenmesine de olanak sağlamaktadır (1,6,9). Çalışma grubunda çocuk ve erişkin hastaların ayrılmasının temel sebebi çocuk hastada daha küçük olan böbrek boyutunun ve bununla ilişkili olarak lezyon boyutunun yöntemler arasında farklılık oluşturup oluşturmadığını test etmektir.

Görsel olarak değerlendirmelerde planar, SPECT360İR ve SPECT180İR yöntemlerinin patolojik ve normal hastaları saptamasında, her iki yöntem için farklı düzeylerde olmakla birlikte planar yöntemle anlamlı bir uyum bulunmaktadır. En iyi uyumu ise SPECT180İR tekniği göstermektedir. Peng ve ark. (14) tarafından yapılan ve 180° ve 360° SPECT görüntülemelerinin kıyaslandığı çalışmada posteriyor 180° SPECT görüntülemesinin 360° SPECT görüntülemesine oranla daha doğru değerlendirmeye olanak sağladığı bildirilmiştir. Bu çalışmada yeniden yapılandırma yöntemi olarak FBP (üç yaşından küçüklerde Butterworth cutoff 0.4 order 7, daha büyüklerde Butterworth cutoff 0.3 order 7)

kullanılmıştır. Bizim çalışma grubumuzda FBP işlemlerinin kullanıldığı 180° ve 360° SPECT görüntülemelerinin planar görüntüleme ile uyumsuz olduğu saptanmıştır. Peng ve ark. (14) kendi çalışma grupları içinde planar ile 180° ve 360° SPECT görüntü sonuçlarının ilişkisini değerlendirmemişlerdir.

Bizim çalışma grubumuzda da FBP işlemesi ile 180° ve 360° SPECT sonuçları arasında iyi bir uyum olduğu görülmüştür ve Peng ve ark. (14) tarafından yapılan çalışmaya benzerlik göstermektedir. Bu çalışma ile diğer bir benzer sonuç da üst pollerde, planar görüntülemelerde saptanmayan hipoaktif defekt alanların saptanmasıdır.

Daha önce yapılan çalışmalarda, böbrek SPECT görüntülemesindeki temel problem, planar görüntülerde normal olarak değerlendirilen böbreklerin üst ve alt pollerinin SPECT görüntülerinde defekt olarak değerlendirilmesidir (5,14,39). Bizim çalışma grubumuzda SPECT180İR ve SPECT360İR işlemesi ile normal hasta grubunda sağ ve sol üst bölge defekti sayısı sırasıyla 3 ve 4 iken SPECT180FBP ve SPECT360FBP işlemlerinde 13 ve 17 olarak saptanmıştır. FBP işlemesi ile yapılan 360° SPECT çalışmalarında böbrek üst pollerinde hipoaktif defekt saptanması DeSadeleer ve ark. (5) tarafından yapılan normal gönüllü çalışmada da bildirilmiştir. Majd ve ark. (39) tarafından yapılan deneysel çalışmada da FBP ile işlenmiş 360° SPECT çalışmasının, histopatolojik olarak normal olan 8 böbrekten 2'sinde, 7 bölgede yanlış defekt görünümü verdiğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada pinhol ile yapılan planar görüntüleme böbrek normal iken defekt görünümü sadece 2 bölgede saptanmıştır.

DMSA ile yapılan böbrek SPECT görüntülemesinin IR yöntem ile işlendiği bir çalışmaya ulaşamamıştır. Farklı organ ve sistem görüntülemeleri için yapılan SPECT çalışmalarında az sayıda İR ve FBP'nin kıyaslandığı çalışma bulunmaktadır (15-17,40-42). Blocklet ve ark. (16) tarafından yapılan çalışmada, iskelet sisteminin farklı alanları için yapılan Tc-99m MDP SPECT çalışması OSEM ve FBP yöntemleri ile işlenmiş ve görsel olarak üç nükleer tıp uzmanı tarafından değerlendirilmiştir. Bu çalışmada hem görüntülerin fotografik görünümü, hem de sınırda lezyonların saptanması konusunda OSEM algoritmasının FBP den daha iyi olduğu konusunda bütün değerlendiriciler hem fikir olmuştur. Ayrıca kemik sintigrafisinde, çok yüksek sayım/çok düşük geri plan aktivitesi nedeniyle oluşan görüntü artefaktlarının OSEM işlemlerinde daha az olduğu, iskelet sisteminin anatomik olarak detaylarının daha net değerlendirildiği bildirilmiştir. Kemik sintigrafisine benzer şekilde, DMSA görüntülemesinde de hedef organ - geri plan aktivitesi oranı çok yüksektir. DMSA geç dönem görüntülerinde belirgin olarak böbrek korteksinde tutulum göstermekte ve komşu organ ve dokularda çok düşük sayımlar toplanabilmektedir.

Bizim çalışma grubumuzda normal vakalarda planar görüntüler için BGO değerleri 3 ile 18 arasında değişirken, 360° SPECT için 17 ile 267 ve 180° SPECT için 20-639 arasında değişmektedir. Ayrıca, çalışmamızdaki OSEM algoritmasının sonuçlarının görsel değerlendirmesinde, görüntü kalitesinin iyi olması ve görüntü artefaktlarının azlığı bu çalışmayı destekler niteliktedir.

Wells ve ark. (17) tarafından yapılan çalışmada, Ga-67 görüntülemesinin zayıf uzaysal çözünürlüğe sahip olması, sayım istatistiğinin düşük ve bozuk olması nedeniyle OSEM ve FBP işlemleri kıyaslanmıştır. Ga-67 kullanılarak yapılan toraks fantom çalışmasının görsel değerlendirilmesinde AC yapılmış OSEM işlemlerinin AC yapılmış FBP işlemlerine oranla daha küçük lezyonları saptama yeteneğine sahip olduğu bildirilmiştir (17). Kliniğimizde karaciğer hemanjiomu görüntülemesi amacıyla yapılan Tc-99m işaretli eritrosit karaciğer SPECT görüntüleri OSEM ve FBP yöntemleri ile işlenerek değerlendirilmiştir. OSEM algoritması ile işlenen görüntülerin FBP'ye kıyasla daha fazla lezyonu saptama yeteneğine sahip olduğu saptanmıştır (43).

Bizim çalışma grubumuzda IR işleme ile 180° ve 360° SPECT sonuçlarının planar görüntüleme ile daha yüksek uyum göstermesi ve normal hastalarda, yüksek olasılıkla yanlış pozitif olarak yorumlayacağımız defekt saptanma oranının düşük olması nedeniyle görsel değerlendirmede SPECT360İR ve SPECT180İR yöntemlerinin daha uygun olduğu sonucuna varılmıştır. SPECT360İR ve SPECT180İR arasında patolojik hastalarda defektlerin saptanması konusunda bir farklılık saptanmamıştır.

Vücut içinde orta hatta göre asimetric yerleşim gösteren organlarda 180° SPECT çalışmasının daha doğru sonuç verdiği ve 360° SPECT'e göre zaman kaybına engel olduğu daha önceki çalışmalarda da gösterilmiştir (12,14,44,45). Posteriyor 180° SPECT görüntülemesinde zaman daha kısadır, ayrıca karın içi organlardan kaynaklanan sayım azalmasının engellenmesi mümkündür (14,44).

Planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri sayısal olarak da değerlendirilmiştir. Daha önce normal gönüllülerde yapılan bir çalışmada böbreklerin karşılıklı oranları alınmış, solda açıkça daha düşük olarak bulunmuştur (5). Bizim çalışmamızda hiçbir görüntüleme tekniği veya işleme yöntemi için sağ ve sol böbrekler arasında sayım farklılığı saptanmamıştır. De Sadeleer ve ark. (5) yaptığı çalışmadaki bu farklı sayım istatistiği muhtemelen hasta grubu ile ilişkilidir.

Çocuk ve erişkin hastaların bölgesel sayımları kıyaslandığında, SPECT360FBP işlemlerinde erişkin hastaların sağ böbreğe ait üç bölgede de sayımlarının daha yüksek olduğu saptanmıştır. Çocuk hastalarda ise planar görüntülerde sol böbrek orta bölgede

sayımların daha yüksek olduğu saptanmıştır. SPECT360İR, SPECT180İR ve SPECT180FBP yöntemleri için çocuk ve erişkin hasta sayımları arasında farklılık saptanmamıştır. Çocuk ve erişkin hastalar arasında sayısal değerlendirmenin kıyaslandığı bir çalışmaya ulaşılamamıştır. Çocuk ve erişkin hastaların sağ ve sol böbrekte 3 bölge esasında lezyon dağılımları benzerlik göstermektedir. Bu nedenle de SPECT360FBP’de saptanan bu sayısal farklılık için lezyon dağılımına bağlı bir yorum yapmak mümkün değildir. SPECT360İR, SPECT180İR ve SPECT 180FBP yöntemlerinin bu farklılığı göstermemesi, SPECT360FBP yönteminin daha belirgin görüntü bozulmasına neden olduğunu düşündürmektedir. Bu bozucu özellik orta hatta göre asimetrik yerleşim gösteren organlarda FBP işlemlerinin kullanıldığı 360° SPECT çalışmalarında daha önce de gösterilmiştir (5,11,14).

Normal ve patolojik hastaları sayısal olarak sadece SPECT180İR ve SPECT180FBP yöntemleri ayırabilmiştir. SPECT360İR ve SPECT360FBP yöntemleri ise bu duyarlılığı gösterememiştir. Bu durum, değişik çalışmalarda gösterilen, orta hatta göre asimetrik yerleşimli organlarda 360° SPECT görüntülemesinin dezavantajlarını bir kez daha doğrulamaktadır (5,11,14). Böbrekte lezyon saptanması ve sayısal değerlendirilmesi konusunda bir çalışmaya ulaşılamamıştır. Böbreğe benzer şekilde orta hatta göre asimetrik yerleşimli olan kalpte yapılan çalışmaların çoğunda lezyon varlığı görsel olarak değerlendirilmiştir (11,46,47). Sayısal olarak değerlendirilen çalışmalarda ise 180° SPECT çalışmasının İR ve FBP işlemlerinde sayısal değerlendirmede benzer olduğu saptanmıştır (12,40).

Planar, SPECT360İR, SPECT180İR, SPECT360FBP ve SPECT180FBP görüntüleme ve işleme yöntemleri görüntü kontrastı açısından da değerlendirilmiştir. Beklendiği gibi en düşük görüntü kontrastı planar görüntülemelerde elde edildi (10). 360° SPECT çalışması işleme tekniğinden bağımsız olarak benzer kontrasta sahipti. En yüksek görüntü kontrastı 180° SPECT görüntülerinde saptandı. 180° SPECT görüntülemesi ile elde edilen görüntülerin 360° SPECT görüntülerinden daha iyi kontrasta sahip olduğu daha önceki çalışmalarda da bildirilmiştir (11,13,14,46). 180° SPECT görüntülemesinde temel problem santral yerleşimli organlarda görüntü bozulmasına ve lezyon boyutlarının olduğundan geniş görülmesine neden olmasıdır (46,47). Böbrek ve kalp gibi orta hatta göre asimetrik yerleşimde olan organlarda bu bozucu özellik önemsizdir (11,14,46,47). Hatta organ yerleşimine göre alınan 180° SPECT görüntülemesinde (kalp için RAO 45°- LPO 45° ve böbrek için posteriyor 180°) diğer vücut yarısında yer alan organlardan kaynaklanan sayım zayıflaması ve saçılımdan kurtulduğu için görüntü kalitesi daha iyi olmaktadır (11,14,46,47).



Planar görüntüleri normal olduğu halde SPECT görüntülerinde üst ve alt pollerde defekt saptanan hastalarda bu durum üst ve alt pollerin Gİ hesaplanarak değerlendirilmiştir. Normal gönüllülerde 360° SPECT görüntülemesinin FBP ile işleme sonrası, Gİ 1.02-0.83 olarak bulunmuştur (5). Aynı çalışmada sağ ve sol böbreklerin Gİ'leri birbirinden farklı bulunmuştur. Bizim çalışma grubumuzda, farklı görüntüleme ve işleme yöntemlerinin Gİ değerleri birbirinden farklı olmakla birlikte sağ ve sol böbrekler arasında fark saptanmamıştır.

## SONUÇLAR

Görsel değerlendirmelerde, normal ve patolojik hastaları saptamada SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemleri planar görüntüleme ile uyumsuz olarak bulunmuştur. En iyi uyumu SPECT180İR yöntemi göstermektedir. SPECT360İR yöntemi ve planar görüntüleme arasında da anlamlı bir uyum vardır.

Planar görüntüleme ile SPECT görüntülemelerinin lezyon bölgelerini saptamada birbiri ile olan ilişkisi değerlendirilmiştir; planar görüntüleme ile en iyi ilişki SPECT180İR yöntemi arasında bulunmuştur.

Planar görüntülemede normal olarak değerlendirilen böbreklerde SPECT çalışmasında üst ve alt pollerde defekt saptanması, SPECT360FBP ve SPECT180FBP yöntemlerinde bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır. SPECT360İR ve SPECT180İR yöntemlerinde yanlış pozitif değerlendirme oranı belirgin olarak düşüktür. 360° SPECT görüntülemesi yapılması durumunda mutlaka İR yeniden yapılandırması kullanılmalıdır. SPECT360FBP yönteminde belirgin olarak görüntü bozulmaları ve yalancı pozitif sonuçlar saptanmaktadır.

SPECT görüntülemesinin planar görüntülemeye en büyük üstünlüğü görüntü kontrastını artırmasıdır. Görüntü kontrastı, kullanılan yeniden yapılandırma yöntemlerinden bağımsız olarak 180° SPECT görüntülerinde, 360° SPECT görüntülerinden daha yüksek bulunmuştur.

Normal ve patolojik olan hastaları sadece SPECT180İR ve SPECT180FBP yöntemleri ayırabilmiştir. SPECT360İR ve SPECT360FBP yöntemleri ise bu ayrımı yapamamıştır. Bu durum, böbrek parankiminin değerlendirilmesi amacıyla yapılan Tc-99m DMSA görüntülemesinde, planar görüntülere ilave olarak posteriyor 180° SPECT görüntülemesinin daha uygun yöntem olduğunu göstermektedir. Yeniden yapılandırma tekniği olarak İR ve

FBP kullanımı sadece görsel olarak kısmi farklılıklar oluşturmaktadır. İR yönteminde görsel olarak görüntü kalitesinin daha iyi olması, saçılımların daha az görülmesi, değerlendirmede kolaylık sağlayabilir.

## ÖZET

Dimerkaptosüksinik asid böbrek sintigrafisi, çocuk ve yetişkinlerde böbrek parankiminin değerlendirilmesinde yaygın olarak kabul edilen referans yöntemdir. Planar teknikte alınan iki boyutlu görüntülerle böbrek korteksi değerlendirilir. Son çalışmalarda, böbreklerdeki lokalize patolojilerin belirlenmesinde SPECT çalışmasının duyarlılığının daha yüksek olduğu belirtilmektedir. Bu çalışmada, 360° ve posteriyor 180° dimerkaptosüksinik asid SPECT görüntüleri elde edilerek, filtrelenmiş geri projeksiyon ve iterativ yeniden yapılandırma yöntemleriyle işlenmiştir. Her iki görüntüleme ve yeniden yapılandırma teknikleri birbiriyle karşılaştırılarak görüntü kalitesi ve lezyon saptanması üzerindeki etkilerinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Çalışma grubuna bir yıllık süreçte Tc-99m dimerkaptosüksinik asid ile planar ve SPECT böbrek görüntülemesi yapılan 37 hasta (3 erkek, 34 kadın, ortalama yaş: 20±15 yıl) dahil edildi. Hastalar yaşlarına göre çocuk (grup A, n=23, ortalama yaş: 9±2 yıl) ve erişkin (grup B, n=14, ortalama yaş: 38±9 yıl) hasta olmak üzere iki alt gruba ayrıldı. Hastalar ayrıca Tc-99m dimerkaptosüksinik asid sintigrafisi sonucuna göre normal (n=19) ve patolojik (n=18) olmak üzere iki gruba ayrıldı ve normal grupta yer alanların görüntüleri, farklı işleme tekniklerinin görüntü kalitesinin karşılaştırılmasında kullanıldı.

SPECT180İR tekniği hem görsel değerlendirmede hem de lezyon saptanmasında planar teknikle en uyumlu sonuçları vermiştir ( $\kappa=0.57$ ,  $p=0.001$ ,  $r=0.70$ ,  $p=0.0001$ ). Görüntü kontrastı 180° SPECT görüntülerinde, 360° SPECT görüntülerinden daha yüksek bulunmuştur. SPECT360FBP en fazla yalancı pozitif sonuç veren yöntemdir. Hem SPECT180İR hem de SPECT180FBP ile planar görüntülemeden daha fazla sayıda defekt saptanmıştır. SPECT180İR'nin defekt saptama gücü SPECT180FBP ile benzerdi, ancak görüntü kalitesi göreceli olarak daha iyiydi.

**Anahtar Kelimeler:** Tc-99m DMSA, böbrek, sintigrafi, SPECT, yeniden yapılandırma

# **DETERMINATION OF FILTERED BACK PROJECTION AND ITERATIVE RECONSTRUCTION ALGORITHMS EFFECT ON IMAGE QUALITY IN TECHNETIUM-99m DIMERCAPTOSUCCINIC ACID RENAL SPECT**

## **SUMMARY**

Dimercaptosuccinic acid renal scintigraphy is the most commonly accepted reliable imaging technique for evaluation of renal paranchima in both children and adults. The traditional planar technique provides adequate two dimensional imaging of the renal cortex. Recent reports suggested that compared to planar imaging, SPECT has higher sensitivity for the detection of focal abnormalities in the kidneys. In this study, posterior 180° and 360° dimercaptosuccinic acid SPECT images were obtained. SPECT images were reconstructed with filtred back-projection and iterative algoritms. The aim of this study was determine the effect of filtred back projection and iterative reconstruction algoritms on image quality and lesion detection in both acquisitions.

Thirty seven consequtive patients (3 men, 34 women, mean age: 20±15 years) examined with Tc-99m dimercaptosuccinic acid imaging in both planar and SPECT acquisitions during the one year were included in this study. Study group were divided into two subgroup according to the age of patients: Grup A as child patients (younger than 18 years-old, n=23, mean age: 9±2 years) and Grup B as adult patients (older or equal 18 years-old, n=14, mean ages: 38±9 years). Patients were divided into other two subgrups based on the results of planar dimercaptosuccinic acid images, normal (n=19) and pathologic (n=18).The images of the normal planar dimercaptosuccinic acid group were used for the

evaluation of the image qualities of our reconstruction methods. SPECT180IR technique showed the most similarity with planar imaging on both visual evaluation and lesion area detection ( $\kappa=0.57$ ,  $p=0.001$ ,  $r=0.70$ ,  $p=0.0001$  respectively). The posterior 180° DMSA SPECT has higher lesion contrast in comparison with 360° acquisition. SPECT360FBP failed to determine many of the cortical defects, and its had the most frequent false positive results. Both SPECT180IR and SPECT180FBP significantly detected more of the renal defects than planar imaging. The sensibility of posterior SPECT180IR in the detection of renal defects was equal to SPECT180FBP, but its visual image quality was better.

**Key words:** Tc-99m DMSA, kidney, scintigraphy, SPECT, reconstruction.

## KAYNAKLAR

1. Treves ST. Pediatric Nuclear Medicine. 2nd ed. Springer-Verlag New York Inc; 1995. p.339-42.
2. Sandler MP, Coleman RE, Patton JA, Th.Wackers FJ, Gottschalk A,. Diagnostic Nuclear Medicine. 4th ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia; 2003. p.1082-91.
3. Lavocat MP, Granjon D, Allard D, Gay C, Freycon MT, Dubois F. Imaging of pyelonephritis. *Pediatr Radiol.* 1997; 27(2):159-65.
4. Stokland E, Hellstrom M, Jakobsson B, Sixt R. Imaging of renal scarring. *Acta Paediatr Suppl.* 1999; 88(431):13-21.
5. De Sadeler C, Bossuyt A, Goes E, Piepsz A. Renal technetium-99m-DMSA SPECT in normal volunteers. *J Nucl Med.* 1996; 37(8):1346-9.
6. Durand E, Prigent A. The basics of renal imaging and function studies. *Q J Nucl Med.* 2002; 46(4):249-67.
7. Ell PJ, Gambhir SS. Nuclear Medicine in Clinical Diagnosis and Treatment. 3rd ed. Churchill Livingstone, London; 2004. p.1509-11.
8. Craig JC, Irwig L, Ford M, Willis NS, Howman-Giles RB, Uren RF et al. Reliability of DMSA for the diagnosis of renal parenchymal abnormality in children. *Eur J Nucl Med.* 2000; 27(11):1610-6.
9. Yen TC, Chen WP, Chang SL, Liu RS, Yen SH, Lin CY. Technetium-99m-DMSA renal SPECT in diagnosing and monitoring pediatric acute pyelonephritis. *J Nucl Med.* 1996; 37(8):1349-53.
10. Groch MW, Erwin WD. SPECT in the year 2000: basic principles. *J Nucl Med Technol.* 2000;28(4):233-44.
11. Maublant JC, Peycelon P, Kwiatkowski F, Lusson JR, Standke RH, Veyre A. Comparison between 180 degrees and 360 degrees data collection in technetium-99m MIBI SPECT of the myocardium. *J Nucl Med.* 198; 30(3):295-300.



12. Lalush DS, Tsui BM. Performance of ordered-subset reconstruction algorithms under conditions of extreme attenuation and truncation in myocardial SPECT. *J Nucl Med.* 200; 41(4):737-44.
13. Knesaurek K, King MA, Glick SJ, Penney BC. Investigation of causes of geometric distortion in 180 degrees and 360 degrees angular sampling in SPECT. *J Nucl Med.* 198; 30(10):1666-75.
14. Peng NJ, Kwok CG, Chiou YH, Jao GH, Tsay DG, Liu RS et al. Posterior 180 degrees <sup>99m</sup>Tc-dimercaptosuccinic acid renal SPECT. *J Nucl Med.* 199; 40(1):60-63.
15. Wells RG, Farncombe T, Chang E, Nicholson RL. Reducing bladder artifacts in clinical pelvic SPECT images. *J Nucl Med.* 2000; 45(8):1309-14.
16. Blocklet D, Seret A, Popa N, Schoutens A. Maximum-likelihood reconstruction with ordered subsets in bone SPECT. *J Nucl Med.* 199; 40(12):1978-84.
17. Wells RG, King MA, Simkin PH, Judy PF, Brill AB, Gifford HC et al. Comparing filtered backprojection and ordered-subsets expectation maximization for small-lesion detection and localization in <sup>67</sup>Ga SPECT. *J Nucl Med.* 2000; 41(8):1391-99.
18. Guyton AC, Hall JE (Çeviri: H. Çavuşoğlu). *Tıbbi Fizyoloji.* İstanbul Nobel Kitabevi, 10. baskı; 2001. s.280-82.
19. Sharp PF, Gemmell HG, Smith FW. *Practical Nuclear Medicine.* 2nd ed. Oxford University Press Inc., New York; 1998. p.213-16.
20. Bollet AJ. *Basic Sciences Physiology.* Fleschner Publishing Co; 1991. p.152-53.
21. Bollet AJ. *Basic Sciences Pathology.* Fleschner Publishing Co; 1991. p.340-43.
22. Kumar V, Cotran RS, 22 SL (Çeviri: U. Çevikbaş). *Temel Patoloji.* İstanbul Nobel Kitabevi; 1995. s.438-58.
23. Sandler MP, Coleman RE, Patton JA, Th.Wackers FJ, Gottschalk A,. *Diagnostic Nuclear Medicine.* 4th ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia; 2003. p. 851-57.
24. Saha GP. *Fundamentals of Nuclear Pharmacy.* 4th ed. Springer-Verlag New York Inc; 1998. p. 270-79.
25. Kabasakal L. Technetium-<sup>99m</sup> ethylene dicysteine: a new renal tubular function agent. *Eur J Nucl Med.* 2000; 27(3):351-57.
26. Saha GP. *Fundamentals of Nuclear Pharmacy.* 4th ed. Springer-Verlag New York Inc; 1998. p. 125.
27. Moorin R. <sup>99m</sup>Tc-DMSA absolute uptake: normal pediatric values at 2-4 hours. *J Nucl Med Technol.* 2001; 29(1):22-29.
28. Piepsz A, Colarinha P, Gordon I, Hahn K, Olivier P, Roca I et al. Paediatric Committee of the European Association of Nuclear Medicine. Guidelines for <sup>99m</sup>Tc-DMSA scintigraphy in children. *Eur J Nucl Med.* 2001; 28(3):BP37-41.
29. Kıratlı P, Gökçora N, Alan N, Dirlik A, Erbaş B, Ergün E ve ark. Çocuklarda kortikal sintigrafi kılavuzu. *Turk J Nucl Med.* 2001; 10(4):167-70.
30. Demir M. *Nükleer Tıp Fiziği.* İstanbul Üniversitesi Rektörlük Yayını, İstanbul; 2000. s. 74-83.

31. Saha GP. Fundamentals of Nuclear Pharmacy. 4th ed. Springer-Verlag New York Inc; 1998. p. 34-44.
32. Chandra R. Nuclear Medicine 32 The Basics. 5th ed. Williams & Wilkins, Baltimore; 1998. p. 99-103.
33. Sharp PF, Gemmell HG, Smith FW. Practical Nuclear Medicine. 2nd ed. Oxford University Press Inc., New York; 1998. p. 40-44.
34. Vandenberghe S, D'Asseler Y, Van de Walle R, Kauppinen T, Koole M, Bouwens L et al. Iterative reconstruction algorithms in nuclear medicine. *Comput Med Imaging Graph.* 2001; 25(2):105-11.
35. Zeng GL. Image reconstruction--a 35. *Comput Med Imaging Graph.* 2001 Mar-Apr;25(2):97-103.
36. Bouwens L, Van de Walle R, Nuyts J, Koole M, D'Asseler Y, Vandenberghe S et al. Image-correction techniques in SPECT. *Comput Med Imaging Graph.* 2001; 25(2):117-126.
37. Sandler MP, Coleman RE, Patton JA, Th.Wackers FJ, Gottschalk A,. Diagnostic Nuclear Medicine. 4th ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia; 2003. p.889-90.
38. Craig JC, Wheeler DM, Irwig L, Howman-Giles RB. How accurate is dimercaptosuccinic acid scintigraphy for the diagnosis of acute pyelonephritis? A meta-analysis of experimental studies. *J Nucl Med.* 2000; 41(6):986-93.
39. Majd M, Rushton HG, Chandra R, Andrich MP, Tardif CP, Rashti F. Technetium-99m-DMSA renal cortical scintigraphy to detect experimental acute pyelonephritis in piglets: comparison of planar (pinhole) and SPECT imaging. *J Nucl Med.* 1996; 37(10):1731-34.
40. Daou D, Pointurier I, Coaguila C, Vilain D, Benada AW, Lebtahi R et al. Performance of OSEM and depth-dependent resolution recovery algorithms for the evaluation of global left ventricular function in 201Tl gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med.* 2003; 44(2):155-62.
41. Takahashi Y, Murase K, Mochizuki T, Higashino H, Sugawara Y, Kinda A. Evaluation of the number of SPECT projections in the ordered subsets-expectation maximization image reconstruction method. *Ann Nucl Med.* 2003; 17(7):525-30.
42. Nobili F, Vitali P, Calvini P, Bollati F, Girtler N, Delmonte M et al. Clinical correlative evaluation of an iterative method for reconstruction of brain SPECT images. *Nucl Med Biol.* 2001; 28(6):627-32.
43. Durmus-Altun G., Bedel D, Ergülen A, Üstün F, Berkarda Ş. Hemanjiom görüntülemesi amacıyla uygulanan Tc99-m ile işaretlenmiş eritrosit (RBC) karaciğer SPECT görüntülerinde rekonstrüksiyon algoritmalarının karşılaştırılması. *Nükleer Tıp Pozitron Emisyon Tomografisi Sempozyumu, Turk J Nucl Med.* Cilt.14, s.7, Ankara, 2005.
44. Peng NJ, Liu RS, Chiou YH, Jao GH, Ger LP, Tsay DG. 99Tcm-dimercaptosuccinic acid renal scintigraphy for detection of renal cortical defects in acute pyelonephritis: posterior 180 degrees SPECT versus planar image and 360 degrees SPECT. *Nucl Med Commun.* 2001; 22(4):417-22.

45. O'Connor MK, Leong LK, Gibbons RJ. Assessment of infarct size and severity by quantitative myocardial SPECT: results from a multicenter study using a cardiac phantom. *J Nucl Med.* 2000; 41(8):1383-90.
46. LaCroix KJ, Tsui BM, Hasegawa BH. A comparison of 180 degrees and 360 degrees acquisition for attenuation-compensated thallium-201 SPECT images. *J Nucl Med.* 1998; 39(3):562-74.
47. Liu YH, Lam PT, Sinusas AJ, Wackers FJ. Differential effect of 180 degrees and 360 degrees acquisition orbits on the accuracy of SPECT imaging: quantitative evaluation in phantoms. *J Nucl Med.* 2002; 43(8):1115-24.

## **EKLER**



T.C  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
ETİK KURUL KARARLARI

Oturum Sayısı : 04

Karar Tarihi : 24.03.2005

8-Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu 24.03.2005 tarihinde “Tc 99m-dimercaptosuccinic acid (DMSA) SPECT görüntülerinde uygulanan filtrelenmiş geri projeksiyon Rekonstrüksiyon (FGP) ve İterativ Rekonstrüksiyon (İR) yöntemlerinin görüntü kalitesi üzerine etkilerinin belirlenmesi” adlı TÜTFEK-2005/020 protokol no.lu çalışmayı incelemek üzere toplandı. Toplantıya Yrd.Doç.Dr.Şemsi ALTANER izinli olması nedeniyle katılmadı, diğer üyelerin katılımı ile çalışmanın incelenmesine geçildi.

Yapılan inceleme sonucunda çalışmanın Fakültemiz Nükleer Tıp Anabilim Dalında yapılacağı ve sorumlusunun Yrd.Doç.Dr.Gülay ALTUN olduğu; araştırma protokolü ile ilgili Radyasyon Güvenliği Komitesinin olumlu görüş bildirdiği anlaşıldı. Araştırma protokolünün amaç, yaklaşım, gereç ve yöntemler ile gönüllü bilgilendirme metni dikkate alınarak incelenmesi sonucunda; Helsinki Deklerasyonu Kararlarına, Hasta Hakları Yönetmeliğine ve etik kurallara uygun olarak hazırlandığına ve yapılabileceğine mevcudun oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Ahmet TUĞÖL  
FBP BAŞKAN  
(Farmakolog)

Prof.Dr.Ahmet TEZEL  
Klinisyen Üye  
İç Hastalıkları Uzmanı

Yrd.Doç.Dr.Ümit N. BAŞARAN  
Klinisyen Üye  
Çocuk Cerrahisi Uzmanı

Yrd. Doç. Dr. Cengiz TUĞLU  
Klinisyen Üye  
Psikiyatri Uzmanı

Yrd. Doç. Dr. Şemsi ALTANER  
Üye  
Patalog

Yrd.Doç.Dr.Sevgi ESKİOCAK  
Biyokimya Uzmanı

Ecz.İmran OĞUZ  
Üye  
Eczacı

İzinli

Katılmadı