

70345

T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**Tc-99m-MIBI ' nin SPECT TEKNİĞİ İLE ÇEŞİTLİ
ORGANLARDA ABSORBLANAN RADYASYON
DOZLARININ HESAPLANMASI VE MIRD
DEĞERLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Fiz.Alev ERGÜLEN

**BİOFİZİK ANABİLİM DALI
Y. LİSANS TEZİ**

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ömer YİĞİTBAŞI

EDİRNE
ŞUBAT-1998

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Biofizik Yüksek Lisans Programı çerçevesinde hazırlanmış olan bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun tarih ve sayılı kararı ile belirlenen aşağıdaki jüri üyeleri tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

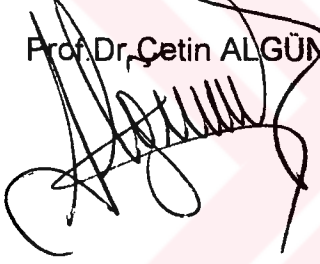
Tez Savunma Tarihi: / /

Jüri Başkanı

Prof.Dr.Ömer YİĞİTBAŞI
T.Ü. Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Raportör Üye

Prof.Dr.Çetin ALGÜNEŞ



Üye

Prof.Dr.Şakir BERKARDA



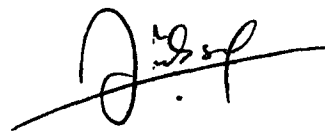
Üye

Doç.Dr.Serap ŞENER



Üye

Yrd.Doç.Dr. Mahmut YÜKSEL



Prof.Dr. İsmet DÖKMECİ
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimimde ve tezimin her aşamasında büyük yardımları olan değerli hocam Prof. Dr. Ömer YİĞİTBAŞI'na, Doç. Dr. Seralp ŞENER'e, tezimin hazırlanması sırasında yardımlarını esirgemeyen Yrd.Doç.Dr.Mahmut YÜKSEL'e, Prof. Dr. Çetin ALGÜNEŞ'e, Dr. Fikret ÇERMİK'e, Dr.Gülay ALTUN'a ve Nükleer Tıp Ana Bilim Dalı çalışanlarına teşekkür ederim.

Fiz. Alev ERGÜLEN

ÖZET

Tüm vücut veya bir organda radyasyon etkilerinin belirlenmesi için önemli faktörlerden biri de organda absorblanan radyasyon enerjisinin miktarıdır. Herhangi bir organa iyonizasyon veya eksitasyon yoluyla aktarılan enerji miktarının belirlenmesi internal radyasyon dozimetri çalışmaları ile yapılmaktadır. Çalışmada SPECT tekniği ile Tc-99m sestamibinin biodağılımı ve internal dozimetri değerlerinin belirlenmesi amaçlandı.

Bu amaçla; myokard perfüzyon sintigrafisi istemiyle gelen, yaş ortalamaları 53.62 ± 12.72 yıl olan, 13'ü istirahat ve 27'si egzersiz olmak üzere toplam 40 hastaya (10 E, 30 K), SPECT tekniği ile Tc-99m sestamibi myokard perfüzyon görüntülemesi yapıldı. Elde edilen görüntülere Metz ve Ramp filitresi uygulandı. Filtrelenmiş görüntülerden RAO 45° görüntüsü üzerine çizilen ilgi alanlarından elde edilen ortalama sayımlardan çeşitli organlarda absorblanan radyasyon miktarları hesaplandı ve MIRD değerleri ile karşılaştırması yapıldı.

Tc-99m sestamibi SPECT görüntülerinden hesaplanan, organ absorbe doz verilerinin düzeltilmiş değerleri ile Tc-99m sestamibi için önerilen standart değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p > 0.05$).

SPECT tekniği ile elde edilen görüntülerin rekonstrüksüyon işlemi uygulanmadan, planar görüntüler gibi dosimetri çalışması amacıyla kullanılabilceği sonucuna varıldı

SUMMARY

One of the most important factors to be evaluated in the assessment of radiation effects on whole body or an organ is the amount of radiation energy deposited in that organ. Calculation of radiation energy deposited by internal radionuclides is the subject of internal radiation dosimetry. In our study, the quantity of Tc-99m sestamibi biodistribution and internal dosimetry was aimed to be determined using SPECT technique.

For this aim, using SPECT technique Tc-99m sestamibi myocard perfusion imaging was done to 40 patients with mean age 53.62 ± 12.72 : 13 of them rest, 27 of them stress. Metz and Ramp filter were applied to those obtained images. Radiation quantity in various organs was calculated by using the mean calculation obtained from 45 degree of SPECT image and the result was compared with MIRD values.

A statistically meaningful difference was found between the corrected organ absorption dose values calculated from Tc-99m sestamibi SPECT images and suggested standard values for Tc-99m sestamibi ($p > 0.05$).

It was concluded that the images with SPECT technique could be used for planar imaged dosimetry studies before reconstruction is applied.

İÇİNDEKİLER

I - GİRİŞ.....	1
II - MATERYAL VE METOD.....	28
III - BULGULAR.....	34
IV - TARTIŞMA.....	46
V - SONUÇ.....	52
VI - KAYNAKLAR.....	53

GİRİŞ

İnsanlar dünyanın yaratılışından beri gerek doğal, gerekse yapay kaynaklardan yayılan radyasyonlara maruz kalmışlardır. Radyasyonun belli dozları canlı organizmalara zarar verir. Radyasyonla canlı çevrede ışınlamanın etkilerini anlamak için radyasyon dozu kısaca doz kavramını bilmek gerekir.

Absorbe edilen doz, canlı veya cansız organizmaların radyasyona maruz kalmaları sonucunda, fiziksel, kimyasal, fizyolojik ve biyolojik etkilerin meydana getiren radyasyon miktarıdır.

Tüm vücut veya bir organda radyasyon etkilerinin belirlenmesi için en önemli faktörlerden biri organda biriken radyasyon enerjisinin miktarıdır (34). Birikmiş radyasyon enerjisinin hesaplanması, internal radyasyon dozimetriyi kapsar.

Tıbbi uygulamalarda tanı ve tedavide başarı beklemek için, hastaya verilen dozun doğruluğundan emin olmak gerekir. Bu da ancak absorbe edilen dozun iyi belirlenmesi ile mümkün olmaktadır.

Absorbe edilen dozu belirleyen faktörlerden biri ise, tıpta görüntüleme çalışmalarında, vücuda oral yolla veya intravenöz injeksiyonla alınan radyofarmasötiklerin organ seçiciliği, vücut içinde kolayca ve homojen dağılımı, farmakolojik bir etkisi olmaması, organ veya dokuda kalış zamanı ve aktivitesinin kolayca saptanabilmesi gibi özelliklere sahip olmasıdır.

Nükleer tıp tetkiklerinde kullanılan radyoaktif maddelerin vücuda ve çeşitli organlara verdiği radyasyon (absorbe edilen doz) halen Amerika Birleşik Devletlerindeki MIRD (Medical Internal Radiation Dose) komitesinin önerdiği yöntemle hesaplanmaktadır.

Günümüze kadar, hasta dozu, görüntüleme teknikleri, ajanlar ve sintigrafik farklılıklar gibi sebeplerden dolayı internal dozimetri hesaplamaları ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. Radyonüklid çalışmalar içinde miyokard perfüzyon sintigrafi görüntülemesi yaygın olarak uygulanmaktadır. Miyokard perfüzyon görüntülemesi Tl-201 ve Tc-99m ile işaretli radyofarmasötiklerle yapılmaktadır. Tl-201 radyoizotopu ile planar ve SPECT teknikleri kullanılarak internal dozimetri çalışmaları yapılmasına rağmen Tc-99m MIBI ile sadece planar olarak dozimetri çalışması yapılmıştır.

Çalışmamızda, SPECT tekniği ile Tc-99m sestamibinin biodağılım ve internal dozimetri değerleri hesaplanarak, MIRD değerleri ile karşılaştırılmış ve bu çalışmada elde edilen sonuçların klinik uygulamalardaki yeri araştırılmıştır.

SİNTİGRAFİK GÖRÜNTÜLEME VE GAMA KAMERA SİSTEMİNİN

TEMEL PRENSİPLERİ:

İnsan vücudundaki organlar belirli farmasötikleri tutma eğilimi gösterirler. Vücuda verilecek radyasyon hasarının en aza indirilebilmesi için kısa yarı ömürlü ve düşük enerjili radyoizotoplar olmalıdır. Radyoizotoplar, uygun farmasötikler ile kimyasal olarak bağlanırlar ve oluşan radyofarmasötikler vücuda ağız veya damar yoluyla verilirse ilgili organı kaynak-organ haline getirirler. Daha sonra uygun dedektörler ile bu organdan çıkan ışınlar toplanır ve bir takım işlemlerden sonra organ yapısı (şekli, büyüklüğü, ve yerinin belirlenmesi) ve fonksiyonu hakkında bilgi elde edilir (22, 26).

İlk görüntüleme sistemleri olan doğrusal (lineer) tarayıcılar, organdaki izotop dağılımını, hareket eden bir dedektör aracılığıyla yayınlanan ışınların algılanması ilkesine göre çalışan aygıtlardır. Doğrusal tarayıcılar, bütün organın taranması için gerekli sürenin büyük olmasından kaynaklanan güçlükler ve hastanın aşırı doz alması gibi nedenlerle bugün yerlerini ilk kez Anger tarafından geliştirilen ve günümüzde çok gelişmiş tipleri bulunan gama kameralara bırakmışlardır (1, 3, 33).

Gama kameralar, organ ve/veya dokudaki tüm noktaların görüntülerini aynı anda ve büyük doğrulukla kayıt edilebilmesi nedeniyle, büyük üstünlük sağlarlar. Bu sistemlerde geniş görüş alanlı dedektörlerin kullanılması nedeniyle, sayım duyarlılıkları ve ayırma güçleri doğrusal

tarayıcılara göre daha büyüktür. Böylece organın çeşitli yönlerden ve çok kısa sürelerde ayrıntılı görüntülerinin elde edilebilmesi, tanılardaki doğruluk ve güvenilirliği büyük oranda arttırmıştır. Gama kameralar, çalışmanın başlangıcında yapılan olası yanlış pozisyonlama ve teknik hataların anında belirlenip düzeltilmelerine olanak verirler.

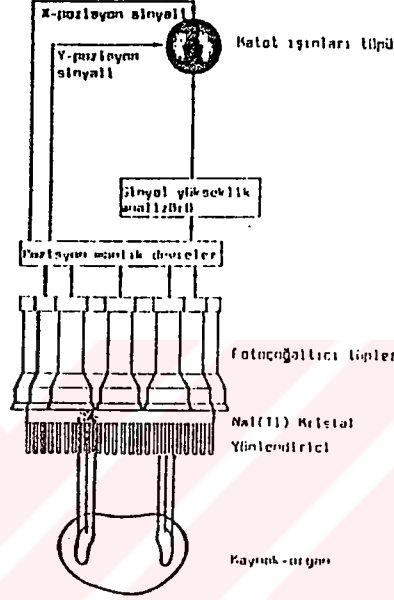
Son zamanlarda bilgisayarların gama kameralar ile birlikte kullanılması, gama kameraların daha da gelişmesini sağlamıştır. Bilgisayarda sayısal (digital) hale getirilen görüntü verilerine uygulanan çeşitli işlemlerle, sonuçların sayısal olarak elde edilmesi ve değerlendirilmesine de olanak vermekte ve böylece görüntü kaliteleri de artmaktadır (5, 8, 19, 34).

Genel olarak gama kameraların çalışma prensibi şöyledir;

Dedektör üzerinde geliş açısını sınırlayan bir kolimatör vardır. Pozisyon ile ilgili bilgilerin kaybolmaması, saçılan fotonların dedektöre ulaşmadan durdurulmalarını gerektirir. Bu işlevi kolimatör ancak deliklerin uzun eksenine paralel gelen ışınları geçirerek gerçekleştirir. Talyum ile aktive edilmiş Nal kristalinden yapılmış (9,5 mm. kalınlığında ve 40 cm çapında) dedektörde, gelen fotonlar sintilasyon fotonlarına dönüşürler. Kristale geçirgen bir tabaka ile bağlantıda olan foton çoğaltıcı tüplerin fotokatodları sintilasyon olayına yakınlıklarına göre bu fotonları alırlar. Böylelikle büyükleri dedektör yüzeyine çarpan ışınlarının enerjisi ile orantılı ve pozisyon ile ilgili bilgiyi taşıyan elektrik pulsları fototüp sonundaki anotta

elde edilir. Gerekli büyütme ve şekillendirmeden, enerji ayırımından sonra bu pulsar sayısal hale getirilmeleri için ADC'ye (Analog to Digital Converte) ve oradan da görüntülemenin yapılacağı bilgisayarlara gönderilirler (3, 5, 19).

Nükleer tıpta kullanılan gama kameraların şematik olarak gösterimi şekil 1 de sunulmuştur.



ŞEKİL-1 Gama kamerasının basit şeması

GÖRÜNTÜ KALİTESİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER:

Gama kameralarda görüntü kalitesini etkileyen pek çok parametre vardır. Görüntü kalitesinin değerlendirilmesi için öncelikle bu parametrelerin tanımlanması ve görüntü üzerindeki etkilerin belirlenmesi gerekir.

Nükleer tıp görüntü kalitesini sınırlayan etkenler. (5, 27).

I. Fiziksel Etkenler

- a) Kontrast
- b) Gürültü
- c) Uzaysal ayırma gücü (Rezolüsyon)
- d) Saçılmış fotonlar

II. Fizyolojik Etkenler

- a) Hasta hareketi
- b) Radyofarmasötiğin zamana bağlı değişimi
- c) Görüntülenecek organın bir kısmının dedektörün görüş alanı dışında kalması

III. Kamera-Kolimatör Sistemi

- a) Sistem hassasiyeti
- b) Dedektör-kolimatör ayırma gücü
- c) Sistem kalibrasyonu
- d) Bölgesel hassasiyet hataları
- e) Yanlış pozisyonlar
- f) Kolimatörün etkinliği

KONTRAST: İmaj kontrastı hastadaki aktivite farklılıklarının yerini tutan görüntü yoğunluğundaki değişimleri ifade eder. Görüntüdeki kontrast radyofarmasötüğün seçimi ile ilgilidir.

GÜRÜLTÜ:İmaj gürültüsü hem tesadüfi, hem de yapılanmış olabilir. Tesadüfi gürültünün sebebi sayım hızındaki istatistiksel değişikliklerdir. Yapılanmış gürültü ilgili dokuların birbiri üzerine tesir etmesinde tesadüfi olmayan değişimleri ifade eder.

UZAYSAL REZOLÜSYON:Bir görüntüleme sisteminin uzaysal ayırma gücü bu sistemle elde edilen görüntüde küçük detayların ve keskin kenarların hangi ölçüde kaydedildiğinin sayısal göstergesidir.

TOMOGRAFİK GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ (ÜÇ BOYUTLU):

Gama kamera görüntüleme sistemleri ile radyofarmasötüğün organ içersindeki dağılımının miktarı, organın şekil ve büyüklüğünün görüntülenmesi mümkündür. Organ içersinde bulunabilecek normal yapıda olmayan oluşumlar ortaya çıkarılır. Radyofarmasötüğün organ içindeki dağılımı üç boyutludur. Konvansiyonel sistemler bunu iki boyuta indirgeyerek verirler. Organ kalınlığı fazla değilse iki boyutlu (planar) görüntü tanıya varmak için yeterlidir. Ancak organ derinliği arttıkça detaylar kaybolur. Bu problemler üç boyutlu tomografik yöntemlerle tetkiki istenen alanların belli incelikte kesitlerle incelenmesi ile giderilebilir. Üç boyutlu görüntüleme sistemleri tek foton yayan radyonüklidler ve pozitron yayan radyonüklidlerin kullanımına göre ikiye ayrılırlar.

1-Tek foton yayan tomografi (single photon emission comp.tomog SPECT)

2- Pozitron yayan tomografi (pozitron emission tomog-PET)

TEK FOTON YAYAN TOMOGRAFİ:

Bu yöntem nükleer tıpta son 10 yıldır giderek daha çok yaygınlaşmıştır ve pek çok laboratuarda rutine girmiştir. SPECT görüntüleri organın üç boyutlu yapısının oluşturulmasına ve kesit, kesit incelenmesine olanak verir. Bu sistemde dönen gama kameralar kullanılır. Hasta sabit olarak SPECT masası üzerinde yatarken, 360 derece dönebilme özelliğine sahip bir gama kamera hastanın çevresinde 180 derece veya 360 derece dönüp, bu aralarda belli açılarda durarak iki boyutlu planar görüntüleri bilgisayara kaydeder.

MATRİKS SEÇİMİ:

Çekim sırasında bilgisayarda seçilecek matriks (görüntü boyutu) genellikle 64x64'dür. 128x128 matriksin rezolüsyonu daha iyidir, ancak bu matriksin kullanılması bilgisayar hafızasında dört misli yer gerektirir. Bir klinik çalışmada optimal piksel (bilgisayardaki en küçük resim elemanı) büyüklüğü en az sistemin FWHM' unun yarısı olmalıdır Dönen gama kameralarda FWHM 12-20 mm. olup , piksel büyüklüğü 6-10 mm. civarındadır.

GÖRÜNTÜ SAYISI, AÇI VE KOLİMATÖR SEÇİMİ:

Görüntü sayısı ve alınan açı dereceleri de kaliteyi etkiler. Ne kadar çok görüntü, ne kadar dar açı ile alınırsa o kadar iyidir. Genellikle 360 derecelik tam dönüşlerde 64 veya 128 görüntü tercih edilir. Kameranın dönüş çapı mümkün olduğunca az olmalıdır. Yani kamera hastaya en yakın uzaklıktan dönmelidir. Bir başka önemli nokta da; organdaki radyoaktivite dağılımının yüksek doğrulukla görüntülenebilmesi için, gamma ışınlarının kristalde soğruldukları nokta ile organ içindeki oluşma noktaları arasında tam bir uygunluk olmalıdır. Bu uyum, organ ile kristal arasına yerleştirilecek bir kolimatör ile sağlanır. Böylece organın görüntüsü tam olarak kristale yansıtılmış olur. Kolimatörler kullanılacak radyonüklid' in gama enerjisine, istenilen sensitivite ve rezolüsyona, birde görüntülenmek istenen organın büyüklüğüne ve derinliğine göre seçilir. Tc-99m ve Tl-201 ile elde edilecek iyi bir performans, düşük enerjili paralel delikli kolimatörlerle olmaktadır (1, 15, 33)

SPECT GÖRÜNTÜLERİNİN OLUŞTURULMASI

SPECT teki ölçülmüş veriler nesnenin çevresindeki çeşitli açılardan alınmış bir planar görüntüler topluluğudur. Planar görüntüdeki her görüntü elemanı (piksel) ; dedektör yüzünde nesneye uzanan bir çizgi boyunca görüntülenen nesnenin bütün unsurlarından elde edilen sayıların toplamını (projection) içerir. Böylece bir pikselde ölçümlenmiş sayı oranı, dedektörden çıkıp nesneden geçen ışın çizgisi boyunca nesnenin tüm hacminden elde

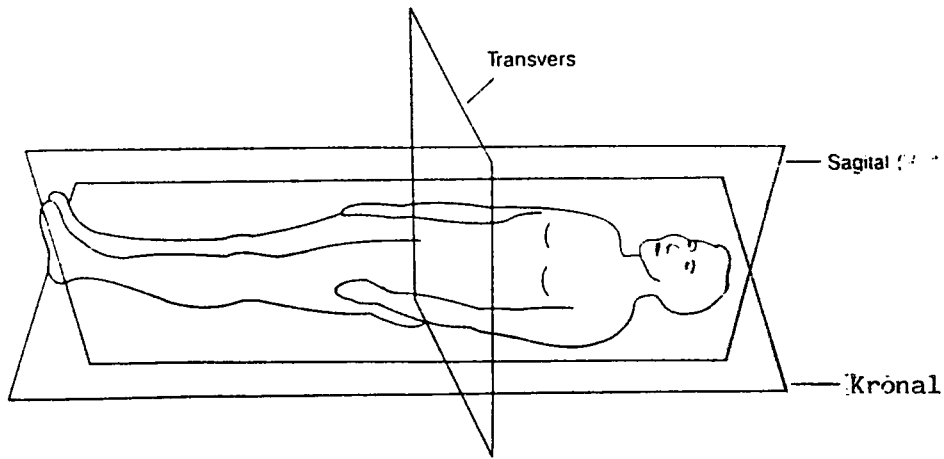
edilen sayı oranlarının toplamıdır. Işın çizgisi dedektörün yüzüne dikey olarak çizilen ve ölçümün yapıldığı pikselin merkezine karşıt olan dedektör yüzündeki pozisyondan geçen bir çizgidir.

360 veya 180 derecede toplanmış görüntüler ham işlenmemiş görüntülerdir. Bunların klinik bakımdan anlamlı olabilmesi için bir dizi bilgisayar işlemine gereksinim vardır.

PROSES TEKNİĞİ

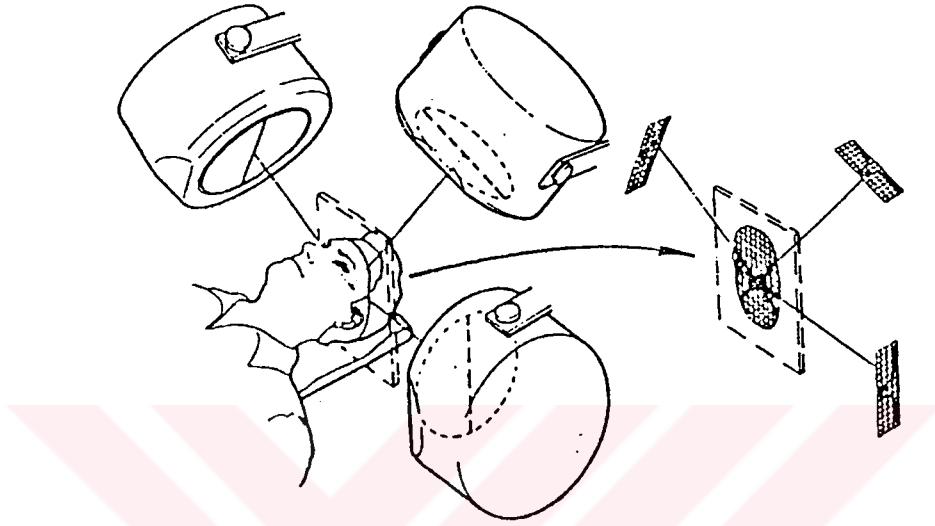
1- Görüntülerin yeniden elde edilmesi (RECONSTRUCTION).

Elde edilen görüntülerin çeşitli bilgisayar işlemlerinden geçirilerek üç boyutlu kesitler haline getirilmesine "rekonstrüksiyon" denir. Hastanın boyu "y" eksenini olarak alındığında y eksenini kesen kesitlere transvers, x eksenini kesenlere sagittal, z eksenini kesenlere koronal kesitler adı verilir.



Şekil-2: İnsan vücudunun üç boyuttaki kesitlerini gösteren resim

Üç boyutlu rekonstrüksiyon için gerek basit, gerekse karışık pek çok yöntem vardır. İlk kullanılan ve en basit yöntemlerden biri back-projection (geri yansıtma-geri izdüşüm) dur (15). Şekil 3 de görüldüğü gibidir.



Şekil 3: Backprojection (geriye yansıtma) tekniği.

Bu yöntemde alınan planar görüntülerdeki aktivite sayımlarının her birinin geri yansıtılması sonucu üst üste düşen görüntüler orjinal kaynağın yeni bir düzlemdeki kesitini verir. Elde edilen bu görüntü orjinal bir kaynağın transvers bir kesiti olup, genellikle çevresindeki background aktiviteye ve diğer istenmeyen ışınlara (noise) bağlı olarak star effect (yıldız etkisi) veya blurring (bulanıklaşma-yayıma) etkisi gösterir.

2-GÖRÜNTÜLERİN FİLTRELENMESİ

Back-projection'dan önce her bir planar görüntüye bilgisayar yoluyla filtre işlemi uygulanırsa bu etki azaltılabilir. Bunun için her planar görüntünün aktivite dağılım histogramındaki (sayım frekans dağılım grafiği) tepe noktasının her iki ucunda negatif değerler alınır. Böylece bu negatif değerler en yüksek sayımların dışındaki sayımları siler veya iptal eder. Bu amaçla en sık RAMP FİLTRESİ kullanılır. Ancak bu gürültü denilen istenmeyen yüksek frekanslı ışınların artmasına neden olur. Sinyal/gürültü oranının azaltılması için RAMP filtrenin pencere (window) adı verilen fonksiyonlarla işlenmesi gerekir. Bunun için HANNİNG, MATZ, PARZEN, SHEPPLOGAN gibi bir çok pencere tekniği vardır (15).

KANTİTATİF SPECT

Kantitatif SPECT, klinik uygulamalar için radyasyon dozimetri hesaplamalarında, nükleer tıpta bir çok alanlarda geniş olarak uygulanmaktadır. Kantitatif SPECT, ilgili spesifik bölgelerde radyoaktivitenin miktarı veya alan hacimleri hakkında özet bilgiler için imaj analiz çalışmalarında kullanılmaktadır.

Bu alan veya hacimler içindeki radyoaktivitenin toplam miktarını gösteren hesaplamalarda radyoaktivite μCi veya Bq olarak birimsel şekilde kullanılır. Alan ve hacimlerin miktarları cm^2 ve cm^3 gibi fiziksel boyutlarda ifade edilir. $\mu\text{Ci}/\text{cm}^2$ veya $\mu\text{Ci}/\text{cm}^3$ gibi birim alan veya birim hacimdeki aktivitenin miktarı gibi radyoaktivite gösterimleri nicel ölçümlerde aranılan

diğer bir miktardır. Radyoaktivite hesaplamaları, ilgili spesifik bölgenin hacim veya alanının pixel veya voksel' in tam boyutu ve radyoaktivite miktarına bağlıdır.

KANTİTASYONU ETKİLEYEN FAKTÖRLER VE ETKİ DERECELERİ:

SPECT imajların doğruluk ve miktarlarını bir çok faktörler etkiler. Tablo 1.de bu faktörler üç geniş katagoride verilmiştir (15, 16,37, 45).

TABLO-1 Spect' de kantitasyon doğruluğunu etkileyen faktörler.

Asıl Katagori	Alt Katagori	Faktörler
Hasta	Anatomi	Vücut hacmi, anatomik yapı
	Zamana bağlı	Radyofarmasötiğin biokinetiği, hasta hareketi
Fiziksel Teknik	Alete bağlı	Dedektör cevabı, deteksiyon etkileri, ölü zaman,enerji rezolüsyonu, üniformite lineer sistem sıralaması
	Elde edilenler	Görünüm sayısı, görüntü başına düşen zaman, dönme yarıçapı-dönüş yönü
	Rekonstrüksiyon Proses	Rekonstrüksiyon algoritması, düzeltme metodu, imaj proses tekniği

A-HASTA FAKTÖRLERİ;**1-Anatomik Faktör;**

Tüm kantitatif SPECT bilgileri radyonüklidin hastaya verilmesinden sonra vücut içinde radyoaktivitenin dağılımından elde edilir. Radyoaktivite dağılımı insan vücudunun anatomi ve fizyolojisi ile değişmektedir. Hastanın vücut hacmi, saçılma etkileri ve atenüasyonun büyüklüğünü belirler.

2-Zamana Bağlı Faktörler;

Hastadaki radyofarmasötiğin biokinetiği, çeşitli organlarda radyoaktivitenin zamana göre dağılım ve tutulumu ile belirlenir. Çekim sürelerinin rölatif olarak uzun olması organ sistemlerinin zaman-aktivite değişimlerini etkileyeceği için, organda radyoaktivitenin kantitatif ölçümlerini etkileyecek ve imaj artefaktları ile sonuçlanacaktır. Çekim esnasında istemli hasta hareketleri ve kalp atışları, nefes almak gibi istem dışı hareketler imaj artefaktları oluşturarak yanlış kantitasyon sonucu klinik teşhisleri etkileyecektir.

B-FİZİKSEL FAKTÖRLER:

Şüphesiz kantitasyonu etkileyen en önemli faktör; radyasyonun madde ile etkileşmesi sonucu ortaya çıkan saçılma ve atenüasyondur. Nükleer Tıp da 75-511 KeV enerji aralığında kullanılan foton enerjisi için en önemli etkileşmeler compton saçılması ve fotoelektrik absorpsiyondur.

Fotoelektrik Etki: düşük enerjili bir gama ışınının iç yörüngelerde bulunan bir elektronla etkileşmesidir.

Kompton Etki: özellikle orta derecede enerjisi olan bir gama ışınının serbest veya yörüngeye çok gevşek olarak bağlı bir elektronla etkileşmesidir. Gama ışınım enerjisinin bir kısmı elektrona geçerek elektronun fırlamasına yol açar. Enerjisi azalarak ve yönü değişerek yoluna devam eden gama ışınına Compton veya saçılması ışını denir.

Foton Atenüasyonu; fotonun hasta vücudundan geçerken absorbe olması veya saçılması ile kaybolması anlamına gelir. Fotonların atenüasyonu SPECT için önemli bir problemdir. Organın üstünde kalan dokuların organdan gelen fotonları absorbe etmesi kameraya ulaşan sayımları azaltır. Bu da SPECT de sayısal analizin doğruluğunu azaltır.

Bir radyasyon dedektörü tarafından dedekte edilen fotonların sayısı N aşağıda gösterilen formülle elde edilir.

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu d}$$

μ = atenüasyon katsayısı

d = doku kalınlığı

N_0 = doku içindeki foton sayısı

140 keV dar aralıklı foton için, su ortamında ve küçük dedeksiyonlarda atenüasyon katsayısı $0,153 \text{ cm}^{-1}$ olarak bulunmuştur.

Ayrıca insan vücudunun büyük bir kısmı sudan oluştuğundan ya da % 65-70 su olduğundan dolayı 140 keV bir enerjiye sahip bir fotonun vücut içinde yayılımı için atenüasyonun etkileri önemli olacaktır.

Tc-99m ile işaretli farmasötiklerin kullanıldığı beyin ve kardiyak SPECT çalışmalarında dedekte edilen sayımlar atenüasyon etkisiyle % 20-25 oranında atenüe olmayanlara göre azalmaktadır. SPECT 'de atenüasyon vücut kalınlığı ve foton enerjisine bağlı olarak artmaktadır. Örneğin; geniş ve şişman hastalarda daha fazla atenüasyon etkileri görülür.

Vücut içi derine yerleşen radyoaktif kaynaklar, dış vücut yüzeyine yakın olanlara göre daha fazla atenüasyon etkisi gösterirler. Bu durum transaksial rekonstrüksiyon imajlarının orta kısımlarında genellikle düşük sayım dansitesiyle sonuçlanır.

C-TEKNİK FAKTÖRLER;

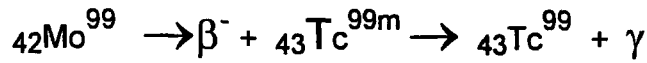
Kolimatör-dedektör sistemi, SPECT imajlarından elde edilen projeksiyon verilerinin sayısal doğrulukları ve imaj kalitelerini önemli derecede etkiye sahip sistemlerdir. Bir kolimatör-dedektör sisteminin önemli bir karakteristiği dedektör cevap fonksiyonu ile karakteristik olabilecek uzaysal rezolüsyondur (10, 11, 15, 16, 27, 28, 39).

RADYONÜKLİDİN ÖZELLİKLERİ:

Tc-99m:

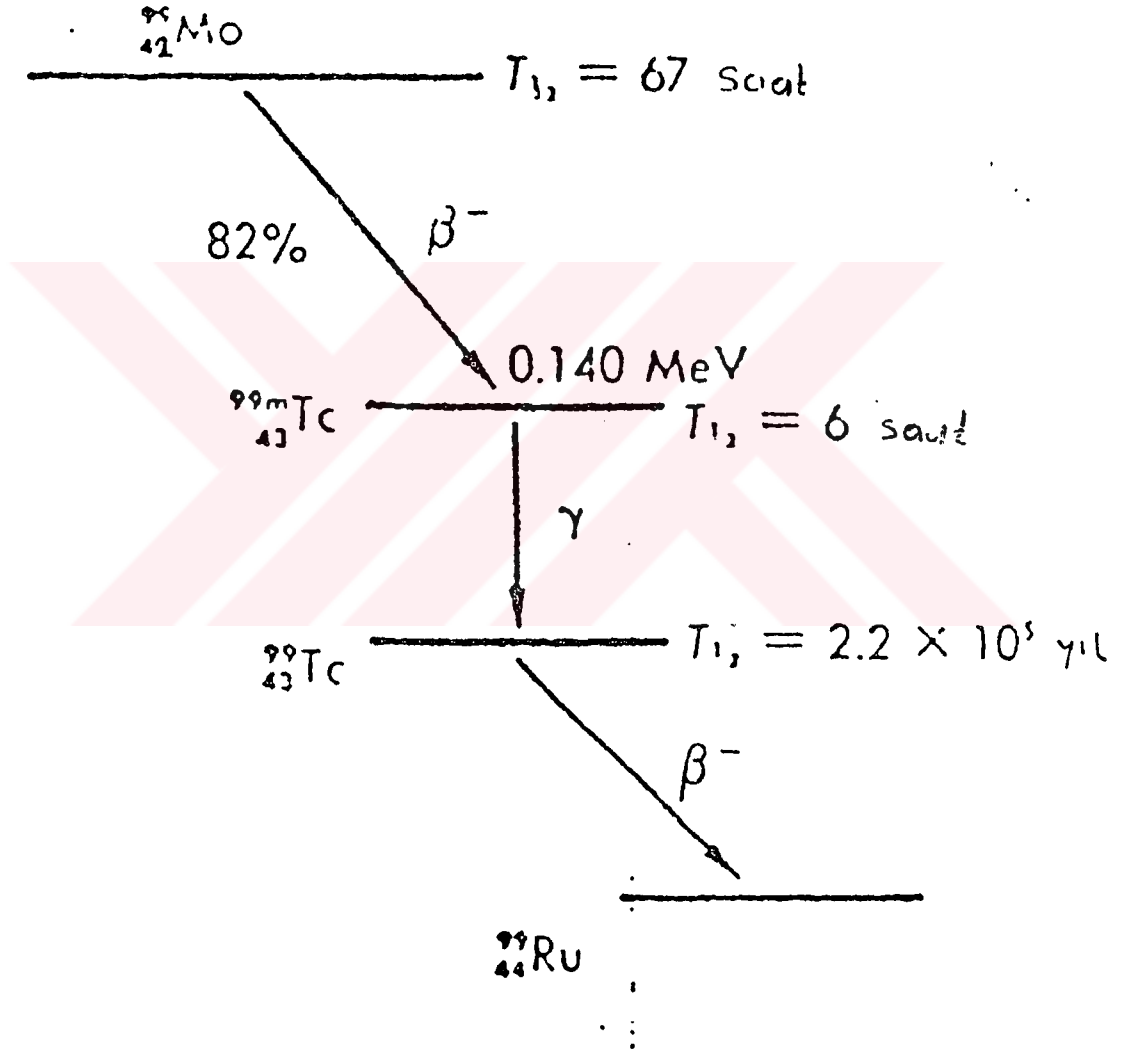
Nükleer Tıp ta kullanılan ve doğrudan doğruya hasta vücuduna verilecek bir radyoizotopun yarılanma süresi, birkaç saatten bir kaç güne kadar veya yıla kadar değişmektedir. Daha uzun ömürlü radyoizotoplar, hasta vücudunda uzun süreli bir etkiye, daha kısa yarı ömürlü radyoizotoplar ise uygulamanın gereksiz tekrarına neden olmaktadır. Bu çalışmada, Technetium (Tc-99m)'um $E_z = 140.474 \text{ keV}$ luk enerjisinden yararlanıldı. Tc-99m, uygun fiziksel ve kimyasal özellikleri, sintigrafik incelemelerdeki yüksek sayım verimi ve düşük radyasyon dozu gibi nedenlerle çeşitli organ ve/veya dokuların incelenmesinde tercih edilmektedir.

Tc-99m, Nükleer Tıp' ta kullanılan en önemli kısa yarı ömürlü radyonükliddir. İlk kez 1937 yılında Perrier ve Segra tarafından molibdenin (Mo-99) nötron bombardımanı sonucunda elde edilmiştir.



Nötron bombardımanı sonucu Mo-99 β^- ışını ile Tc-99'a dönüşür. Bu dönüşüm sırasında çekirdek 6 saat süreyle 140 kiloelektronvolt (KeV) gama enerjisi yayacak kadar uyarılmış bir hale gelir. Bu durumda henüz stabil hale gelmediğinden Tc-99 denilemez, Tc-99m denilir. (m=metastable:yayılabilir) Çekirdekte herhangi bir değişiklik olmadan bir elementin enerji durumundaki

geçiş gösteren bu durum izomerik geçiş olarak adlandırılır. Tc-99m'in 6 saatlik fiziksel yarılanma süresi olup, % 99'luk verimle 140 keV tek enerjili gama radyasyonu vardır. Ayrıca Mo-99/Tc-99m jeneratöründen perteknetat solüsyonu şeklinde de elde edilir. % 99'luk foton verimi ile görüntü kalitesi oldukça iyidir. Plazma proteinlerine gevşek olarak bağlanır (1, 27).



Şekil: 4 Mo-99'nin Kısmi Bozunum Şeması

Tc-99m-MIBI:

Tc-99m MIBI myokard perfüzyon görüntülenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Kalp dışındaki uygulamalarda Tl-201'e alternatif olup olamayacağı ise araştırılmaktadır. Tc-99m yüksek enerjisi ve kısa yarılanma ömrü nedeniyle Tl- 201'e oranla daha fazla yüksek dozda İ.V. enjeksiyona imkan tanır. Bu nedenle görüntü kalitesi ve rezolüsyon daha iyidir (10, 44).

FİZİK ÖZELLİKLERİ VE BİOLOJİK DAVRANIŞI:

Tc-99m Methoxy-isobutyl-isonitrile (MIBI) ikinci kuşak isonitril ajan olarak 1987 yılında bulunmuştur. İnsan vücudundaki biodistribüsyonu ile ilgili yapılan çalışmalarda kandan klirensinin hızlı komponentinin $t_{1/2} = 69.3$ sn. olduğu bulunmuştur. Tc-99m MIBI 1.kuşak isonitrillerin aksine daha düşük akciğer tutulumu ve 1-2.saatte tamamlanan karaciğer klirensi gösterir. Yapılan çalışmalarda, radyofarmasötüğün % 99'un üzerinde saflıkla bağlanmasına karşın tiroit ve tükrük bezi tutulumu göstermesi şaşırtıcıdır. Bunun Tc-99m MIBI'nin invivo Tc-99m perteknetata dönüşmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Hızlı hepatobilier klirensi ve artmış üriner ekskresyonu nedeni ile Tc-99m MIBI'den alınan doz düşüktür. Çalışmalarda kritik organ tiroit olup, Tc-99m MIBI'nin tiroit de ortalama 5.24 saat retansiyona uğradığı gösterilmiştir. Bu süre kalp için 5.18 saat, akciğer için 4.26 saat ve karaciğer için 2.66 saat bulunmuştur.

Tc-99m MIBI'NİN İNTRA SELLÜLER TUTULUM MEKANİZMASI:

Tc-99m MIBI TI-201'de olduğu gibi kan akımı ile orantılı olarak myokard dokusunda tutulur (6). Ancak TI-201 myokard hücrelerine Na - K ATPase sistemi ile transport edilirken, Tc-99m MIBI' nin hücresel tutulumu başlıca lipofilitesi ve yük dağılımı ile ilişkilidir. Kandan hızlıca ekstrakte edilirken 4 saatlik periyotta myokarddan sınırlı wash-out gösterir. Tc-99m MIBI' nin gerçekte mitokondiride retansiyona uğradığı tespit edilmiştir.

Tükrük bezleri, tiroid, kalp, KC, bağırsaklar ve böbrekler Tc-99m MIBI'nin normal tutulum yerleridir. TI-201 ile MIBI'ye oranla iskelet kaslarında daha fazla tutulum gözlenir. MIBI ile minimal kemik iliği aktivitesi gözlenebilirse de temelde her ikisinin de kemik iliği tutulumu yoktur. Nadir de olsa myelodisplastik hastalıklarda Tc-99m MIBI ile, kemik iliğinde artmış aktivite tutulumu izlenebilir (6, 24, 44, 45).

RADYASYON DOZİMETRESİ:

Radyonüklidler vücutta çok çeşitli şekillerde dağılım gösterirler. Genel olarak radyoaktivitenin büyük bir kısmının bulunduğu organa kaynak organ, absorbe ettiği radyasyonu ölçmek istediğimiz organa da hedef organ adı verilir.

Nükleer Tıp tetkiklerinde kullanılan radyoaktif maddelerin vücuda ve çeşitli organlara verdiği radyasyon (absorbe edilen doz) dozlarının hesaplaması için ilk sistematik formül 1948 yılında Marinelli ve arkadaşları

tarafından bulunmuştur. Bu çalışma, 1956 yılında Loevinger ve Berman tarafından geliştirilerek tüm radyonüklidler için standart iç radyasyon doz formülü bulunmuştur. 1968 yılında Amerikan Nükleer Tıp Derneği (Society of Nuclear Medicine) tarafından yeniden ilave ve düzeltme çalışmaları ile radyonüklidlerden iç radyasyon dozlarının hesaplanması için MIRD (Medical Internal Radiation Dosimetry) tekniği daha geniş kapsamlı bir metot olarak kabul edilmiştir (18). Günümüzde halen radyasyon dozları Amerika Birleşik Devletlerindeki MIRD Komitesinin önerdiği yöntemle hesaplanmaktadır.

Bu yöntemle göre enjekte edilen radyofarmasötik'in belirli bir organa verdiği radyasyon dozunu hesaplamada bazı faktörler göz önünde bulundurulur. Bunlar;

- 1- Enjekte edilen aktivitenin miktarı,
- 2- Radyonüklid' in yaydığı ışınların tipleri,
- 3- Bu radyonüklid' in hedef organdaki tutulum oranı,
- 4- Hedef organın ağırlığı,
- 5- Radyonüklid' in vücuttaki dağılım şekli,
- 6- Radyonüklid' in efektif yarı ömrü, gibi çeşitli biyolojik ve fiziksel faktörlerdir.

Absorbe edilen doz şu formülle hesaplanır;

$$D(r_k) = \sum \bar{A}_h \times S(r_k \leftarrow r_h)$$

D ile sembolize edilen radyasyon dozu, herhangi bir radyasyonun herhangi bir ortamda absorblanan enerji konsantrasyonunu (birim kütledeki enerji) ölçmek için kullanılır.

Absorblanmış doz birimi "RAD" dır. İyonlayıcı bir ışının 1 gram madde içine verdiği enerji 100 erg. olduğunda absorbe olan ışın 1 rad'dır.

1 RAD= 1 gram materyal de 100 erg.'lik enerji absorpsiyonu meydana gelmiş ise buna 1 rad'lık radyasyona maruz kalınmıştır denir.

$$1 \text{ RAD} = 100 \text{ ergs enerji depo edilen enerji / gram}$$

SI birim sisteminde absorblanan radyasyon doz birimi olarak "GRAY" kabul edilmiştir.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule depo edilen enerji /kg}$$

$$1 \text{ Joule} = 10^7 \text{ erg. eşitliğinden; } 1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad'a eşittir.}$$

$$1 \text{ RAD} = 10^{-2} \text{ .Gy.}$$

BİRİKMIŞ AKTİVİTE: (\tilde{A})

\tilde{A} (cumulated Activity); zaman integral aktivitesi olarak bilinir. Bu aktivite, uzun zamanla ve bir kaynak organda mevcut aktivitenin toplam miktarına bağlıdır. Bu miktar Mci.h birimi ile verilir ve zaman ile aktivitenin çarpımıdır.

$$1 \mu\text{Ci} = 3,7 \times 10^4 \quad \text{parçalanma/saniye}$$

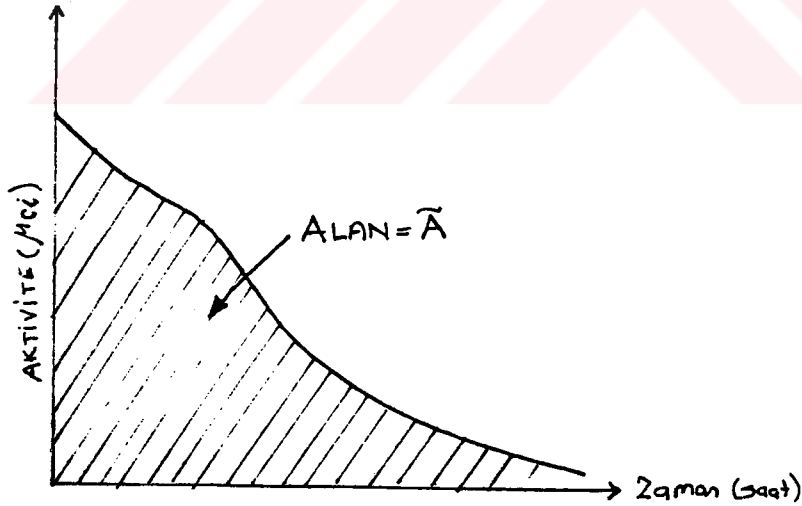
$$1 \mu\text{Ci.hr} = 3,7 \cdot 10^4 \times 3600 = 1,33 \cdot 10^8 \quad \text{parçalanma}$$

SI birim sisteminde birikmiş aktivite Bq.sn.

$$1 \text{ Bq.sn} \text{ yaklaşık } 7,5 \times 10^{-9} \text{ mCi.hr} \text{ veya } 1 \mu\text{Ci} \cdot \text{hr} = 1,33 \times 10^8 \text{ Bq.sn}$$

Bir kaynak organdaki aktivite tarafından hedef organlara dağılan radyasyon dozu birikmiş aktivite ile orantılıdır.

Bir kaynak organın içerdiği aktivitenin miktarı radyonüklid'in fiziksel parçalanması ve biyolojik tutulumu ve vücuttan atılım yollarına bağlı olarak zaman ile değişim gösterir. Eğer aktivite-zaman eğrisi biliniyorsa bu eğri altında kalan alandan ilgili kaynak organdaki birikmiş aktivite hesaplanabilmektedir.



Şekil:5 Aktivite zaman grafiği

$$\text{Matematiksel olarak } \bar{A} = \int \bar{A}(t) \cdot dt$$

Bir kaynak organda birikmiş aktivitenin belirlenmesi için öncelikle, verilen aktivitenin ilgili organa gidiş süresi, organda kalış süresi ve organın kütlelerinin bilinmesi gerekmektedir.

Bu bilgiler doğrultusunda birikmiş aktiviteyi formüle edecek olursak;

$$\tilde{A} = \int f \tilde{A}(t) dt = \int f \times A_0 \times \exp(-\lambda_e t) dt = f \times A_0 / \lambda_e$$

$$\tilde{A} = 1,44 \times f \times A_0 \times T_e$$

A_0 = Başlangıçta verilen aktivite miktarı

T_e = Effektif yarı ömür

T_e = Kaynak organda radyofarmasötüğün biyolojik eliminasyonu ve fiziksel dikeyinin birleşik etkisinin bir fonksiyonudur. Başka bir deyişle; fiziksel ve biyolojik yarı ömür göz önünde bulundurulduğunda doku tarafından absorbe edilen radyasyon miktarını belirler. $T_e = T_p \times T_b / T_p + T_b$

PARÇALANMA BAŞINA YAYILAN ENERJİ: (Δ)

Δ faktörü, her parçalanmada yayılan enerji miktarıdır. Radyoaktif maddenin yaydığı, gerek penetre olabilen (x veya γ ışınları), gerekse penetre olmayan (α , β ışınları, pozitronlar, dönüşüm elektronları, Auger

elektronları ve 11,3 keV enerji seviyesinde olan x ve γ ışınları gibi) bütün enerjiler göz önünde bulundurulur. Bunların hesaba katılabilmesi için oluşan tüm ışınların fraksiyonel bollukları (n_i) ve bunların ortalama enerjileri (E_{ji} MeV) bilinmelidir.

Çeşitli radyonüklidlerden tüm yayılmalar için n_i ve E_i için değerler MIRD pamphlets No: 4 ve 6 bulunmaktadır.

MIRD komitesinin gösterdiği absorblanan doz denge sabiti olarak ifade edilen Δ_i 'nin formülü;

$$\Delta_i = 2,13 \times n_i \times E_i \text{ (gram} \times \text{rad} / \mu\text{ci} \times \text{hr) ' dir.}$$

ABSORBSİYON KESRİ: (ϕ)

Hedef organın absorbe ettiği enerji fraksiyonudur. Bu fraksiyon kaynak organ tarafından yayılan radyasyon enerjisinin hedef organ tarafından absorbe edilen oranını gösterir. Absorbsiyon kesri olarak ifade edilen ϕ' nin değeri , kaynak-hedef çiftinin anatomik ilişkisine ve salınım enerjisi ve tipine bağlıdır. Radyonüklid' in yayılım çeşitleri için bir kaynak organdan bir hedef organa verilen enerji için absorpsiyon kesrinin gösterimi. ϕ_i ($r_k \leftarrow r_h$) şeklinde gösterilir.

Penetre olmayan radyasyonlar 1 cm. içinde tüm enerjilerini kaybettiklerinden bunların absorbe edilen fraksiyonları daima 1'dir (% 100). Penetre olan radyasyonlarda ise radyonüklid' in konsantre olduğu organ ve çevre dokularda sadece kısmi absorpsiyon oluşur.

BİRİKMİŞ AKTİVİTE BAŞINA ORTALAMA DOZ: (S)

S faktörü rad/ μ Ci.hr biriminde olup, kaynak organdaki birikmiş aktivitede bir parçalanma başına, hedef organda ortalama absorblanan dozu göstermektedir. (4,14, 32,35,36,37,41,44)

TABLO-2: Tc-99m için basit S-faktörünün hesaplanması

Yayımlar	n	E	k x n x E	ϕ	k X n X E x ϕ
Gamma 2	0,891	0,1405	0,267	0,162	0,0432
K _{α1} x ray	0,04	0,0184	0,0016	0,82	0,0013
K _{α2} x ray	0,021	0,0182	0,0008	0,82	0,00067
K _{β1} x ray	0,0068	0,0206	0,0003	0,78	0,00023
Nonpenetrating	-	-	0,0343	1	0,0343
Total	-	-	-	-	8,0 x 10 ⁻²

MATERYAL VE METOD

ÜST VÜCUT ORGAN DAĞILIMI:

Çalışmamızın 1. kısmında bölümümüze myokard perfüzyon sintigrafisi istemiyle gelen yaşları 30-70 yaş arasında değişen 40 hastaya Tc-99m MIBI Egzersiz ve İstirahat sonrası myokard perfüzyon SPECT çalışması uygulandı. Vakaların hepsinde vücudun üst yarısı (upper body biodistribistion) da ki dağılım araştırıldı. 13 hastada istirahat ve 27 hastada egzersiz imajlarda biyodağılım incelendi.

SPECT çalışmaları dönebilen tek başlı gama kamera (Philips Diagnost Tomo) ile yapıldı. Paralel delikli, düşük enerjili, yüksek rezolüsyonlu (LEHR) kolimatör seçildi. Gama Kamera Tc-99m'in enerji piki olan 140 keV fotopik' e ayarlandıktan sonra % 20 pencere aralığı verilerek 64x64 matriks, 180 derecelik açıda, 64 projeksiyonda, 25 saniyelik imajlar alındı. Kaydedilen bu imajlar bilgisayar yardımı ile işleme tabi tutuldu.

Tc-99m MIBI SPECT için iki çalışma protokolü vardır.

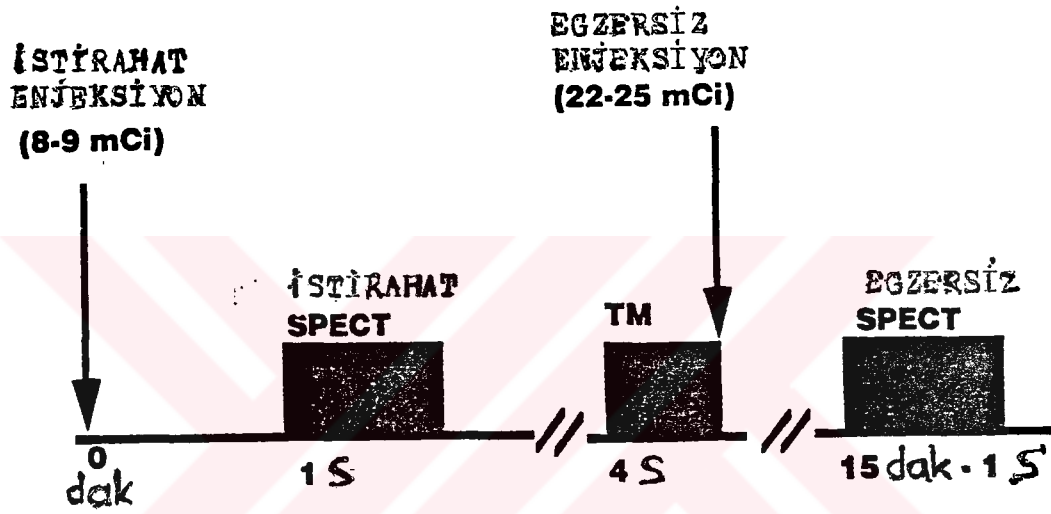
1- Aynı gün Tc-99m MIBI SPECT(istirahat-farmakolojik egzersiz ve farmakolojik egzersiz-istirahat)

2- İki günlük Tc-99m MIBI SPECT

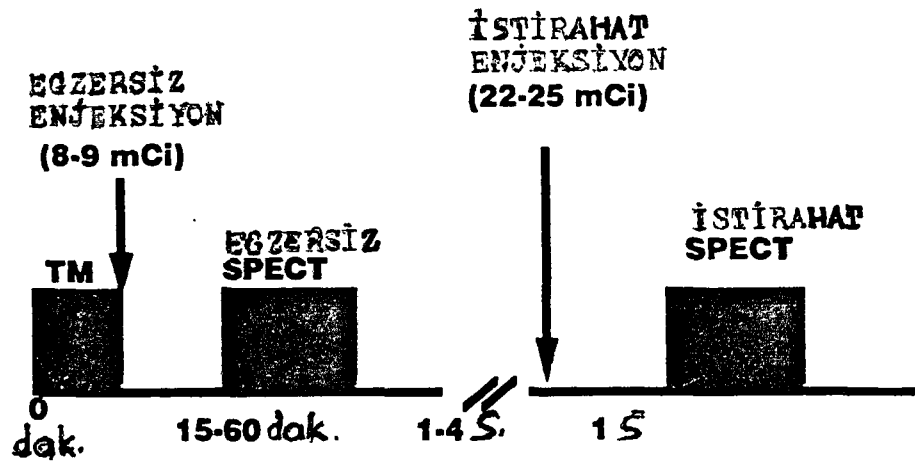
Biz uygulamalarımızda aynı gün protokolünü uyguladık.

1-AYNI GÜN Tc-99m MIBI SPECT HASTA ÇALIŞMA PROTOKOLÜ:

Aynı gün çalışmalar ard arda egzersiz-istirahat veya istirahat-egzersiz olarak uygulanmaktadır. Şekil.5 ve 6'da gösterilen bu çalışma protokolünde standart doz 70 kg. bir hasta için 0,11 mCi/kg olacak şekilde ilk enjeksiyon da 7-10 mCi (260-370 MBq) ve ikinci enjeksiyon içinde 0,31 mCi/kg olacak şekilde 25 mCi (950 MBq) doz kullanılmaktadır.



ŞEKİL-5 : Aynı gün istirahat-egzersiz Tc-99m MIBI çalışma protokolü



ŞEKİL-6 Aynı gün egzersiz-istirahat Tc-99m MIBI çalışma protokolü

RADYOAKTİF MADDE HAZIRLANIŞI VE UYGULAMASI:

Ticari olarak hazır olan MIBI SPECT kiti teknezyum ile [max.5560 MBq; 5,56 GBq (150 mCi) ortalama 1-3 ml.de olacak şekilde] hazırlandı. En az 4 saatlik açlığı takiben 13 hastaya Şekil. 5 de gösterilen çalışma protokolü, 27 hastaya da şekil 6 da gösterilen çalışma protokolü uygulandı.

MIBI enjeksiyonundan önce ve sonra statik 25 saniyelik 64x64 matrikste ve word mode'da boş ve dolu enjektörler dedektör altında sayılarak enjekte edilen net doz hesaplandı.

Tc-99m MIBI SPECT'te egzersiz imajlarında farmakolojik egzersiz ajanı olan İ.V. dipiridamol antekübital venden hastaya uygulandıktan 4 dakika sonra 7-10 mCi (260-370 MBq) Tc-99m MIBI enjekte edildi.

Tüm hastalara, safra kesesinde izleyicinin temizlenmesini sağlamak için çekimden 15 dakika önce süt ve çikolata yedirildi. Radyofarmasötik enjeksiyonundan sonra, 30 ile 45 dakikalar arasında, gama kamera altına sırt üstü yatar pozisyonda, toraks bölgesini alacak şekilde yatırılan hastalardan 45 derece sol posterior oblik (LPO)'den başlayarak, 45 derece sağ anterior oblik de (45 RAO) bitecek şekilde 180 derece dönüşte 5 derecede bir 25 saniye süreyle alınan 64 görüntüden oluşan SPECT verileri elde edildi.

Dedektör hareket ettirilmeden LPO 45 ve RAO 45 dereceden 25 saniye sürelik 64x64 matrikste statik görüntü alındı.

SPECT çalışmasında toplanan bu görüntülere bilgisayar yardımı ile rekonstrüksiyon işlemi uygulandı. Rekonstrüksiyon için METZ ve RAMP Filtresi kullanıldı. Atenüasyon düzeltilmesi uygulanmadı. Filtrelenmiş görüntülerden (back projeksiyon) ilgili hedef ve kaynak organlar üzerinde (kalp, karaciğer, safra, dalak, tiroid, akciğer, batin üst kadran barsak bölgesi) ilgi alanları-ROI'ler (ROI:region of interest) çizilip ortalama sayımlar alındı, dikeyleri hesap edilerek normalize edildi.

Organda tutulan radyoaktif maddenin dışarıdan dedeksiyonu sonucu elde edilen SPECT organ sayımları referans olarak alınan net enjekte edilen doz verileri ile karşılaştırma yapılarak organın radyoaktif maddeyi tutma miktarı olan % organ tutulum değerleri bulundu.

Çalışmamızın ikinci kısmında vücudun üst yarısında (upper body) hesaplanan organsal uptake değerlerinden elde edilen verilerden yararlanılarak çeşitli organlarda dozimetri hesaplamalarını MIRD yöntemi ile bulduk.

Doz hesaplamalarımızda;

- 1- Radyonüklid' in hedef organdaki tutulum oranı
- 2- Hedef organın ağırlığı
- 3- Radyonüklid' in vücuttaki dağılımı
- 4- Radyonüklid' in efektif yarı ömrü gibi çeşitli biyolojik ve fiziksel faktörleri her organ için tespit ederek absorbe edilen dozu aşağıdaki

formülle hesapladık:

$$D(r_k) = \sum \tilde{A}_h \times S(r_k \leftarrow r_h)$$

$$\begin{array}{ccc} \downarrow & \downarrow \downarrow & \downarrow \\ [1] & [2][3] & [4] \end{array}$$

TABLO-3 :Çeşitli organlarda absorblanan doz hesap formülünün eşitlik ve birimleri

Kod	Sembol	Nicelik	Eşitlik	Birim
1	$D(r_k)$	Hedef Organdaki Doz	$\sum \tilde{A}_h \times S(r_k \leftarrow r_h)$	rad
2	\sum_n	Hedef Organ ve diğer tüm Organların her ikisinden meydana gelen yayılımdan belirlenen toplam		
3	\tilde{A}_h	Kaynak organda birikmiş aktivite	$A_0 \times f \times 1,44 \times T_0$	$\mu\text{ci} \times \text{hr}$
4	$S(r_k \leftarrow r_h)$	Kaynak organda birikmiş aktivite başına hedef organda absorblanan doz	$\sum \Delta_i \times \phi(r_k \leftarrow r_h)$ m_k	$\frac{\text{rad}}{\mu\text{ci} \times \text{hr}}$

Abdomen bölgede var olan atenüasyon etkisini göstermek amacıyla 10 farelik iki kısımdan oluşan denek hayvan çalışması yaptık.

Çalışmanın birinci kısmında her bir fareye standart doz olarak 1mCi doz kullanarak hasta çalışmaları kısmında anlattığımız aynı gün Tc-99m MIBI SPECT egzersiz-istirahat protokolünü uyguladık. Her bir fareden alınan SPECT organ sayımları referans olarak alınan net enjekte edilen doz verileri ile karşılaştırma yapılarak, organın radyoaktif maddeyi tutma miktarı olan yüzde organ tutulum değerleri tüm deneklerimiz için hesaplandı.

Çalışmanın ikinci kısmında, denek hayvanlarımızın organlarını çıkartarak kuyu tipi gama sayıcıda üç boyutlu olarak organların sayımlarını aldık. Elde ettiğimiz sayım değerlerinden yararlanılarak hayvan çalışmasının ikinci kısmı için yüzde organ tutulum değerlerini hesapladık. Çıkarılmış organ ve SPECT' ölçümlerinden hesaplanan % tutulum verilerini birbirlerine oranlayarak bu oranlardan bulunan sayıların ortalamalarını alıp, abdomen bölgede var olan atenüasyon etkisinin düzeltilmesinde yararlanılacak her organ için bir düzeltme katsayısı bulduk. Bulunan katsayıları hastalardan hesapladığımız organlardaki toplam absorbe edilen doz verileri ile çarptık.

İstatiksel karşılaştırma: İnsanlardaki organların düzeltilmiş Tc-99m MIBI absorblanan toplam doz değerleri ,standart değerler ile istirahat ve egzersis değerleri için ayrı, ayrı olmak üzere Mann-Whitney U testi ile karşılaştırılmış ve $p < 0,05$ değerleri istatiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

BULGULAR

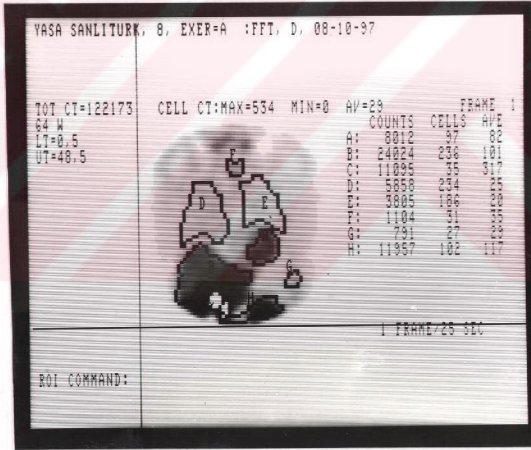
Çalışmaya başlangıç olarak aldığımız 10 planar 45 LPO-45 RAO ve MIBI SPECT görüntülerin' in ilk(45 LPO) ve son (45 RAO) kesitlerine ait, enjekte edilen dozun % tutulum değerleri tablo 4 de özetlenmiştir.

TABLO-4: 5 egzersiz ve 5 istirahat tetkikinde vücudun üst yarısından alınan filtre edilmiş SPECT' in ilk ve son kesitlerinden ve planar 45 LPO-45 RAO görüntülerinden hesaplanan % organsal tutulum değerleri.

ORGANLAR	SPECT		PLANAR	
	45° LPO	45° RAO	45° LPO	45° RAO
KALP	0,66	0,63	0,6	0,65
KARACİĞER	0,83	1,5	1	0,8
AKCİĞER	0,3	0,2	0,18	0,28
SAFRA KESESİ	3,8	4	2,4	2
TROİD	0,3	0,3	0,3	0,26
DALAK	0,1	0,13	0,11	0,1

Filtre edilmiş SPECT' in ilk ve son görüntülerinden elde edilen organ tutulum değerleri planar 45 LPO - 45 RAO görüntülerinden alınan organ tutulum değerleri birbiri ile uyum gösterdiğinden sonraki tüm değerler SPECT 'in 45 RAO kesitinden alındı. Hesaplamalarda bu pozisyonun seçilmesinin bir nedeni çalışmamızı SPECT tekniği ile yapmamız ve bu pozisyonda alınan organsal görüntülerin daha net olmasıdır.

Çalışmaya aldığımız 27 egzersiz ve 13 istirahat olarak toplam 40 hastadan hesaplanan organsal tutulum değerleri tablo 5 de sunulmuştur. Ayrıca SPECT sonucu elde edilen hasta imajları üzerinden çizilen organsal ilgi alanı gösterimleri resim 1 de sunulmuştur.



RESİM-1 :

TABLO-5: 27 egzersiz ve 13 istirahat tetkikinde vücudun üst yarısından filtre edilmiş SPECT'in son (45 RAO) kesitinden hesaplanan organsal % ID tutulum değerleri.

(Tablo değerleri arka sayfada)

hastia no	Adi Soyadı	yaş kg	seks	MPS sonucu	Kalp		kc		sk		akc		dalak		tiroid		barsak	
					R	E	R	E	R	E	R	E	R	E	R	E	R	E
1	ND	52/82	K	YSI	-	0.6	-	0.9	1.1	-	0.2	-	0.3	-	0.4	-	0.7	
2	GS	36/54	E	N	-	0.5	-	0.6	1.4	-	0.1	-	0.2	-	0.4	-	0.9	
3	TD	42/65	E	N	-	1	-	1.2	3	-	0.3	-	0.3	-	0.4	-	0.7	
4	MÖ	38/63	K	N	-	0.5	-	0.8	1.3	-	0.2	-	0.2	-	0.3	-	0.8	
5	YG	45/44	K	N	-	0.5	-	0.6	0.9	-	0.2	-	0.1	-	0.3	-	0.6	
6	NB	34/60	K	N	-	0.5	-	0.5	0.7	-	0.1	-	0.2	-	0.3	-	0.7	
7	LY	65/60	K	InfI	-	0.9	-	0.9	1.3	-	0.3	-	0.3	-	0.4	-	0.9	
8	HS	64/76	E	IveYASS	-	0.5	-	0.4	0.6	-	0.1	-	0.1	-	0.1	-	0.5	
9	BT	63/80	K	N	-	0.5	-	0.5	0.7	-	0.1	-	0.1	-	0.2	-	0.5	
10	EK	70/68	K	N	-	0.9	-	1.4	1.3	-	0.3	-	0.3	-	0.5	-	0.8	
11	EJ	58/72	E	InfI	-	0.7	-	0.6	0.9	-	0.2	-	0.1	-	0.4	-	0.8	
12	KS	72/72	K	N	-	0.9	-	1	1.4	-	0.3	-	0.1	-	0.5	-	0.9	
13	ME	65/75	K	I+InfI	-	0.7	-	0.7	1.1	-	0.2	-	0.1	-	0.4	-	0.7	
14	AT	54/63	K	N	-	0.8	-	1.6	1.7	-	0.2	-	0.2	-	0.3	-	0.7	
15	CK	57/78	K	InfI	-	3.6	-	5.5	8.4	-	1.1	-	1.4	-	2.4	-	4	
16	MI	70/73	E	Ant I	-	0.6	-	1	1.7	-	0.2	-	0.1	-	0.3	-	0.7	
17	CK	38/63	K	Ant Lat MI	-	0.8	-	1.5	5.2	-	0.2	-	0.2	-	0.5	-	1.6	
18	EQ	35/66	K	N	-	2.2	-	1.7	1.8	-	0.9	-	0.4	-	0.7	-	1.9	
19	FY	61/77	K	N	-	0.7	-	0.9	1.7	-	0.1	-	0.2	-	0.3	-	0.7	
20	HS	64/83	E	N	-	0.5	-	1	1.1	-	0.1	-	0.1	-	0.2	-	0.6	
21	NA	37/70	K	N	-	0.6	-	0.7	1.5	-	0.1	-	0.1	-	0.2	-	0.8	
22	FB	65/80	K	Api Inf MI	-	0.5	-	0.8	2.8	-	0.1	-	0.1	-	0.1	-	1	
23	FA	62/60	K	N	-	0.7	-	1	1.2	-	0.1	-	0.1	-	0.2	-	0.9	
24	GA	54/68	K	N	-	0.9	-	1.2	4.6	-	0.3	-	0.4	-	0.4	-	1.1	
25	MT	44/86	E	N	-	0.8	-	0.9	1.3	-	0.2	-	0.2	-	0.3	-	0.7	
26	FY	66/86	K	Ant I	-	0.6	-	1.2	1.5	-	0.1	-	0.2	-	0.2	-	0.7	
27	MK	35/68	K	Ant I	-	0.6	-	0.9	1.8	-	0.1	-	0.6	-	0.3	-	0.7	
28	FY	28/57	K	N	0.5	-	1	-	1.2	-	0.1	-	0.3	-	-	-	-	
29	AS	35/63	K	N	0.6	-	0.9	-	2.7	-	0.2	-	0.2	-	0.4	-	-	
30	NK	65/75	K	N	0.7	-	0.8	-	3.9	-	0.1	-	0.2	-	0.4	-	-	
31	NT	56/84	K	Inf Apk I	0.6	-	0.7	-	1.1	-	0.1	-	0.1	-	0.5	-	-	
32	AP	58/75	E	N	0.6	-	0.8	-	1.4	-	0.1	-	0.2	-	0.2	-	-	
33	FÖ	68/62	K	N	0.7	-	1	-	1.2	-	0.2	-	0.1	-	0.8	-	-	
34	FK	51/72	K	InfI	0.7	-	0.3	-	1.4	-	0.1	-	0.2	-	0.2	-	-	
35	GK	52/52	K	N	0.8	-	0.9	-	1.6	-	0.3	-	0.4	-	0.5	-	-	
36	PA	46/60	K	N	0.5	-	0.6	-	1.3	-	0.1	-	0.2	-	0.2	-	-	
37	SU	55/80	K	N	0.3	-	0.6	-	8.4	-	0.1	-	0.1	-	0.3	-	-	
38	SG	73/70	E	Ant Sep Inf S	0.6	-	0.7	-	1	-	0.2	-	0.2	-	0.3	-	-	
39	RA	65/85	K	N	0.8	-	1.1	-	1.8	-	0.2	-	0.2	-	0.4	-	-	
40	TD	47/79	E	N	0.5	-	0.8	-	1.3	-	0.1	-	0.3	-	0.2	-	-	

Sesta MIBI ye ait hedef ve kaynak organlar:

HEDEF OR (r_k).

KAYNAK OR. (r_h)

Kalp

Kalp

Karaciğer

Karaciğer

Akciğer

Safra kesesi

Safra kesesi

Dalak

Troid

Barsaklar

Tablo-6: Kaynak organlarda ortalama % ID değerleri

Kaynak Organlar	Kaynak organlarda ortalama %ID değerleri	
	İSTİHARAT	EGZERSİZ
Kalp	0,8	1
Karaciğer	0,9	1,2
Safra kesesi	1,7	2

Her bir kaynak organda aktivitenin kalış zamanı olan τ :

$$\tau = \bar{A}_h / A_0 = 1,44 \times f \times T_e \times A_0 / A_0 = 1,44 \times f \times T_e \text{ olarak verilmektedir.}$$

TABLO-7 MIBI için τ değerleri ve kaynak organlar için T_e değerleri

Sesta MIBI için τ değerleri	Kaynak organlar için T_e
$\tau_{\text{Kalp}} = 0,053 \text{ hr}$	T_e (kalp) = 4,6 hr 3,7hr
$\tau_{\text{KÇ}} = 0,186 \text{ hr}$	T_e (kç) = 10,7hr 12,9hr
$\tau_{\text{AKÇ}} = 0,049 \text{ hr}$	T_e (sk) = 2,6hr 2hr
$\tau_{\text{DALAK}} = 0,024 \text{ hr}$	
$\tau_{\text{SK}} = 0,073 \text{ hr}$	

Çeşitli organlarda absorblanan doz hesap basamakları:

1-İstirahat ve egzersiz çekimlerine ait her bir kaynak organda birikmiş aktivitenin hesaplanması. Bu değerler tablo 8 de gösterilmektedir.

TABLO-8 :Tc-99m MIBI istirahat ve egzersiz çekimlerine ait birikmiş aktivite değerleri.

Kaynak	Birikmiş Aktivite \tilde{A}_n	
	İSTİRAHAT	EGZERSİZ
KALP	$5,3 \times 10^2$	$5,3 \times 10^2$
KARACİĞER	$1,5 \times 10^3$	$2,2 \times 10^3$
SAFRA KESESİ	$6,3 \times 10^2$	$5,7 \times 10^2$

2-Absorblanan doz hesap basamağımızın ikinci kısmında,kaynak organda birikmiş aktivite başına hedef organda absorblan doz oranını gösteren S değerlerinin hesaplamaları bulunmaktadır. Her bir hedef-kaynak çiftine ait S değerleri tablo 9 de verilmiştir Hesaplamalarımızı MIRD pamphlet 1-10 da Δ_i ve ϕ_i değerlerinden yararlanılmıştır.

TABLO-9: Kaynak organda birikmiş aktivite başına hedef organda absorblanan doz oranını .gösteren S (rad / μ ci x hr) değerleri.

Hedef Organlar(r_k)	Kaynak Organlar(r_h)		
	KALP	KARACİĞER	SAFRA KESESİ
KALP	$1,7 \times 10^{-4}$	$3,9 \times 10^{-6}$	6×10^{-9}
KARACİĞER	9×10^{-7}	$4,6 \times 10^{-5}$	$1,7 \times 10^{-7}$
AKCİĞER	$3,7 \times 10^{-6}$	$2,5 \times 10^{-6}$	$2,4 \times 10^{-8}$
SAFRA KESESİ	5×10^{-8}	$1,6 \times 10^{-7}$	$1,6 \times 10^{-4}$
DALAK	$5,6 \times 10^{-6}$	$9,2 \times 10^{-7}$	$6,6 \times 10^{-7}$
TROID	$1,5 \times 10^{-5}$	$1,5 \times 10^{-7}$	$2,1 \times 10^{-9}$
BARSAKLAR	$6,9 \times 10^{-7}$	$2,5 \times 10^{-6}$	$2,2 \times 10^{-6}$

3-Her bir hedef organda absorblanan doz hesabı

$Dr_k = \sum \tilde{A}_h \times S (r_k \leftarrow r_h)$ formülünden istirahat ve egzersiz çekimleri için hedef organlarda absorblanan doz hesap verileri tablo 10 da gösterilmiştir.

Örnek olarak hedef organ kalp alındığında kalpte absorblanan toplam doz, tablo 10 da verilen gösterimle hesaplanmaktadır:

Hedef Organ (r_k) =KALP (İstirahat) için;

TABLO-10 :Bir hedef organda absorblanan toplam doz gösterimi.

Kaynak Organlar	$\tilde{A}_h (\mu\text{ci} \times \text{hr}) \times S (r_k \leftarrow r_h) (\text{rad} / \mu\text{ci} \times \text{hr}) = D (r_k \leftarrow r_h) (\text{rad})$		
KALP	$5,3 \times 10^2$	$1,7 \times 10^{-4}$	9×10^{-2}
KARACİĞER	$1,5 \times 10^3$	9×10^{-7}	$13,5 \times 10^{-4}$
SAFRA KESESİ	$6,3 \times 10^2$	5×10^{-8}	32×10^{-6}

Kalpte absorblanan toplam doz:

$$\Sigma D_{\text{kalp}} = D(\text{kalp} \leftarrow \text{kalp}) + D(\text{kalp} \leftarrow \text{kç}) + D(\text{kalp} \leftarrow \text{sk})$$

$$\Sigma D_{\text{kalp}} = 9 \times 10^{-2} + 13,5 \times 10^{-4} + 32 \times 10^{-6} = 0,09 \text{ rad} = 0,9 \text{ mGy} \text{ olarak}$$

bulunur

.Diğer hedef organlarımıza ait absorbe edilen toplam dozları yukarıdaki örnek yoluyla hesaplayarak her bir hedef organda absorbe edilen toplam dozlar, tablo 11 de özetlenmiştir.

TABLO-11 :Tc-99m MIBI ye ait hedef organlar için absorblanan toplam dozlar.

Hedef Organlar	Absorbe edilen toplam doz (mGy / MBq)	
	İSTİRAHAT	EGZERSİZ
KALP	$2,4 \times 10^{-3}$	$2,6 \times 10^{-3}$
KARACİĞER	$1,7 \times 10^{-3}$	$2,5 \times 10^{-3}$
AKCİĞER	$1,3 \times 10^{-3}$	$2,1 \times 10^{-3}$
SAFRA KESESİ	$2,7 \times 10^{-2}$	$2,4 \times 10^{-2}$
DALAK	$1,6 \times 10^{-3}$	$1,3 \times 10^{-3}$
TROID	$2,7 \times 10^{-3}$	$1,8 \times 10^{-3}$
BARSAKLAR	$1,3 \times 10^{-2}$	$1,8 \times 10^{-2}$

Denek hayvan çalışmamızda; Materyal ve metod kısmında anlattığımız fare çalışmalarımız sonucu SPECT ve organ çıkartılarak elde ettiğimiz enjekte edilen dozun yüzde organ tutulum değerleri tablo 12'de özetlenmiştir.

TABLO-12 : 10 adet fare çalışmalarımız sonucu SPECT ve çıkartılmış organlardan elde edilen %organ tutulum verileri.

		Organ % tutulum									
		Kalp		Karaciğer		Akciğer		Dalak		Barsak	
Fare no	Kg	SPECT	Direk organ	SPECT	Direk organ	SPECT	Direk organ	SPECT	Direk organ	SPECT	Direk organ
1	270	1	1.6	1.5	4.5	0.3	0.6	0.3	0.5	1.5	16
2	250	0.7	1	0.8	4.0	0.2	0.4	0.2	0.4	0.9	10
3	257	0.8	1.09	0.9	4.2	0.2	0.5	0.2	0.4	1.2	14
4	260	0.9	1.2	1.1	4.2	0.2	0.5	0.2	0.4	1.3	15
5	285	1.3	1.8	2.0	6.0	0.4	0.7	0.2	0.5	1.6	18
6	253	0.7	1.02	0.86	4.0	0.2	0.5	0.2	0.43	0.97	11
7	230	0.5	0.9	0.6	3	0.2	0.33	0.1	0.3	0.7	9
8	246	0.6	0.8	0.7	3.2	0.2	0.36	0.2	0.4	0.8	11
9	265	1	1.6	1.2	4.4	0.3	0.6	0.2	0.4	1.3	15
10	210	0.6	1.1	0.5	2.5	0.1	0.2	0.1	0.2	0.6	8

Denek hayvanlarla yaptığımız çalışmamızda spect ve organ çıkartılarak hesaplanan % organ tutulum verilerinin ortalama standart sapma minimum ve maksimum değerleri tablo 13 de özetlenmiştir.

TABLO-13: Denek hayvan çalışmasının % organ tutulum verilerinin standart sapma verileri

	No	Ortalama	Minimum	Maksimum	Std.Sap..
Kalp SPECT	10	0.8100	0.5000	1.3000	0.24244
Kalp Direk org	10	1.2110	0.8000	1.8000	0.33719
KC SPECT	10	1.0160	0.5000	2.0000	0.45547
KC Direk org	10	4.0000	2.5000	6.0000	0.96494
AKC SPECT	10	0.4100	0.1000	2.0000	0.56460
AKC Direk org	10	0.4690	0.2000	0.7000	0.14866
DAL SPECT	10	0.1900	0.1000	0.3000	0.05676
DAL Direk org	10	0.3930	0.2000	0.5000	0.08845
BAR SPECT	10	1.0870	0.6000	1.6000	0.34241
BAR Direk org	10	12.7000	8.0000	18.0000	3.33500

Tablo 13 de kullanılan kısaltmalar; KC=Karaciğer, AKC=Akciğer, DAL=Dalak;
BAR=Barsak

Tablo 12'de gösterilen SPECT ve organ çıkartılarak hesaplanan % organ tutulum verilerini karşılaştırdığımızda çıkartılmış organlardaki % organ tutulum

değerlerinin kabul edilen standart değerlere çok yakın olduğu görülmüştür. Bu iki karşılaştırma sonucu abdomen bölgesinde var olan atenuasyon etkisinin düzeltilmesinde yararlanılacak her organ için bir kat sayı elde edilerek sonuçlar tablo14 de özetlenmiştir..

TABLO-14 : Düzeltme katsayısı kullanılarak elde edilen toplam absorblanan doz verileri

Absorbe edilen toplam doz (D) = mGy / MBq						
Hedef organlar	Dr _n (Hesaplanan)		Dr _n (Düzeltilen)		Dr _n (Referans)	
	İstirahat	Egzersiz	İstirahat	Egzersiz	İstirahat	Egzersiz
KALP	2,4.10 ⁻³	2,6.10 ⁻³	3,6.10 ⁻³	3,9.10 ⁻³	4,4.10 ⁻³	4,8.10 ⁻³
KARACİĞER	1,7.10 ⁻³	2,5.10 ⁻³	6.10 ⁻³	9.10 ⁻³	5.10 ⁻³	3,7.10 ⁻³
AKCIĞER	1,3.10 ⁻³	1,8.10 ⁻³	2,8.10 ⁻³	3,7.10 ⁻³	2,4.10 ⁻³	2,2.10 ⁻³
SAFRA KESESİ	2,7.10 ⁻²	2,4.10 ⁻²	2,7.10 ⁻²	2,4.10 ⁻²	1,8.10 ⁻²	2,5.10 ⁻²
DALAK	1,6.10 ⁻³	1,3.10 ⁻³	4.10 ⁻³	3,4.10 ⁻³	5.10 ⁻³	4.10 ⁻³
TİROİD	2,7.10 ⁻³	1,8.10 ⁻³	2,7.10 ⁻³	1,8.10 ⁻³	2.10 ⁻³	2,2.10 ⁻³
BARSAK	1,3.10 ⁻²	1,8.10 ⁻²	1,5.10 ⁻²	2,1.10 ⁻²	3,7.10 ⁻²	2,9.10 ⁻²

TARTIŞMA

Radyasyonların canlılarda tahripkar bir etkiye yol açabilmesi için biyolojik yapıda iyonizasyon olayını meydana getirmesi ,daha geniş kapsamlı bir ifade ile absorblanması, yani enerjisini organizmaya aktarması gerekir. Radyasyona maruz kalan (ışınlanan) canlıların çeşitli organlarının birim kütlesi başına absorblanan enerji miktarı olan absorpsiyon dozunu hesaplama işlemlerine internal dozimetri çalışmaları denir. Günümüzde çeşitli nükleer tıp merkezlerinde rutin çalışmalar için en çok siklotron ürünü olan Tl-201 radyoizotopu ve Tc-99m radyo izotopu ile işaretli ajanlar kullanılmaktadır.

Çeşitli ajanlarla yapılan myokard perfüzyon sintigrafisi SPECT tekniği ile uygulandığında, görüntü kalitesi ve elde edilen kesitlerin gerek hesaplama, gerekse tanı yönünden güvenilirliğini etkileyen birçok teknik faktörün dikkate alınması gerekmektedir.

Myokardial perfüzyon değerlendirilmesinde talyum-201(Tl-201) son 15 yıldır yaygın olarak kullanılmakta olup, bu ajan ile yapılan pek çok çalışma sonucu yoğun teknik ve klinik deneyim kazanılmıştır. Ancak Tl-201'in düşük enerjili ışınımı nedeniyle yumuşak doku saçılımı' nın ve azalımı' nın fazla olması ve rölatif olarak yarı ömrünün uzun olması gibi iki önemli kusuru bulunmaktadır. Ayrıca Tl-201'in myokard hücrelerine girdikten sonra redistribüsyona uğraması ,enstrümantasyonla ilgili sorunlar ve Tl-201'in myokard hücrelerinden hızlı temizlenmesine bağlı görüntü kalitesinin bozulması eklenebilir. Yaklaşık 15 dakika süren SPECT çekimi sırasında

myokardiumdan temizlenmenin görüntüyü bozacak şekilde hızlı olmaması gerekir.

Yeni myokardial perfüzyon ajanı olan teknesyum-99m (Tc-99m)' in üstün fiziksel özellikleri bu sınırlamaların önemli ölçüde üstesinden gelmiştir. Tc-99m'in düşük radyasyon soğrulması ve kısa yarı ömrü sebebiyle hastaya daha fazla aktivite de uygulanması, yüksek foton akımı sayesinde görüntüde daha iyi sayım istatistiği vermektedir (2). Ayrıca Tc-99m MIBI ajanının myokardiumdan temizlenme ve tutulum hızları diğer ajanlara göre daha yavaş olduğundan dolayı günlük çekimlere daha uygundur. Tc-99m'in yüksek enerjili fotonu gama kameranın kristalinde daha fazla sintilasyon fotonu oluşturarak foton çoğaltıcı tüplerin daha doğru pozisyonlama yapmasına ve sonuçta uzaysal ayırım gücünün daha iyi olmasına olanak vermektedir.

Tc-99m (140 KeV) 'in TI-201 (68-80KeV) göre yüksek enerjisine rağmen, fotonun saçılma ve atenüasyonları daha azdır. Kısa yarı ömre sahip olmasından dolayı yüksek dozda kullanılmasına olanak sağlamasına rağmen diğer ajanlara benzer hasta dozimetri sonuçları bulunmaktadır . Uygun fiziksel ve biyodağılım özellikleri sebebiyle çalışmamızda Tc-99m MIBI kullandık (24)

Görüntü sayısı ve alınan açı dereceleri kaliteyi etkileyeceği için kameranın dönüş çapı mümkün olduğunca az olmalıdır. Başka bir deyişle gama ışınlarının soğruldukları nokta ile organ içindeki bulunuş noktaları arasında uygunluk olması gerekir (1.15). Bundan dolayı SPECT yöntemi ile Tc-99m MIBI myokardial perfüzyon çalışmamızda 360⁰ yerine 180⁰ veri toplama yöntemi uygulanmıştır. SPECT' de bu iki

derece arasındaki fark yöntemsel olarak bir çok grup tarafından karşılaştırılmış ve 180°'lik tetkikte veri toplama görüntü kontrastı daha iyi olarak bulunmuştur (17). Bunun en önemli nedeni çok fazla saçıcı ışın etkisi taşıyan (akciğer ve karaciğerin araya girmesinden dolayı) kalbin sağ tarafındaki bilgiler yerine en az azalımı ve saçılıma uğramış anterior bilgilerin toplanmasıdır. Ayrıca 180° de çalışma süresi yarıya inmekte ve bu sayede daha fazla sayıda hasta çalışılabilmektedir. 180° görüntüleme sisteminde küçük lezyonlar daha yüksek konsantrasyon göstererek daha yüksek sayım dansitesinin elde edilmesi sağlanmaktadır. Bundan dolayı çalışmamızda SPECT çekim görüntüleri 45 LPO - 45 RAO pozisyonları arasında 180° açı olacak şekilde uygulanmıştır.

180° 'lik çalışma yönteminin en önemli kusuru, görüntüde geometrik distorsiyonların nedeni ile uzaysal ayırma gücünün, foton azalımı' nın (atenüasyon) ve saçılan ışınların obje boyunca homojen olmaması ve mesafe ile artmasıdır. SPECT' i etkileyen (özellikle atenüasyon) faktörleri düzelten algoritmaların kullanılması projeksiyonlardaki homojeniteyi arttırmasına rağmen 180° için foton azalımını düzelten ve klinikte uygulanabilir bir algoritma henüz kullanılmamaktadır. Bu gibi teknikler artefaktlara neden olabildiği için özellikle göğüs bölgesindeki çekimler için tavsiye edilmemektedir.

Tc-99m MIBI SPECT myokardial klinik çalışması için tek gün hasta protokolü' nün seçilmesinin sebebi aynı gün içinde hasta ve uygulayıcı açısından daha uygun olmasıdır.

Dozimetri analizleri için kaynak organların hepsini içermesinden dolayı gerek çekimleri, ve buna bağlı olarak da sayım değerleri hastaların gövde bölgesinden alınmıştır. Üst vücut görüntülerinden hesaplanan % tutulum verileri tüm organlar için incelendiğin de;

Üst vücut organ dağılımında; İstirahat protokolün de ;kalp,dalak ve akciğer de piksel başına aktivitenin düşmesini izleyerek,safra kesesi ve karaciğerde MIBI konsantrasyonu yükselmiştir.(Enjeksiyondan 1 saat sonra) Geçen zamanla birlikte dalak akciğer MIBI (dikey düzeltmesi yapıldıktan sonra) aktivitenin ilerleyen zamanla azaldığı izlenmiş,bununla birlikte kalpte rölatif olarak stabil olduğu gözlenmiştir.

Egzersiz protokolünde;enjeksiyon sonrası 1 saat içinde hepatik aktivite' nin safraya atılımından dolayı aktivite yoğunluğu en hızlı azalan organ karaciğerdir.

Wacker ve arkadaşlarının yapmış olduğu planar Tc-99m MIBI dağılım ve dozimetri çalışmasında; Kalpteki tutulum istirahat enjeksiyonundan 1 saat sonra ise enjekte edilen dozun $1,0 \pm 0,4$ dür. Egzersiz enjeksiyonundan 1 saat sonra $1,4 \pm 0,3$ olarak bulunmuştur (44). . Hasta çalışmalarımızda ;Kalp de : $0,6 \pm 0,2$, Karaciğer de : $0,8 \pm 0,4$, Akciğer de : $0,4 \pm 0,1$, Dalak : $0,3 \pm 0,1$, Barsak ta : $1,3 \pm 0,3$ olarak bulunmuştur. Çalışmadaki değerlerimiz Wacker ve arkadaşlarının bulduğu değerlerden daha düşük çıkmıştır.

Yaptığımız denek hayvan çalışmasında ise SPECT ve organ çıkartılarak hesaplanan % tutulum verilerini karşılaştırdığımızda SPECT verilerinde %30 varan azalma gözlenmiştir. KLP de ; oç $1,2 \pm 0,33$ ve SPECT $0,8 \pm 0,24$

KÇ de; oç%4±0,9 ve SPECT % 1,01 ± 0,4 AKC de; oç %0,4± 0,05 ve SPECT %0,4±0,5 DAL; oç %0,3 ± 0,08 ve SPECT %0,1 ± 0,5 BAR ta; oç %12 ± 3,3 ve SPECT de%1 ± 0,3 olarak hesaplanmış ve bu azalım hasta çalışmamızın % tutulum değerlerinde de bulunmuştur.

SPECT tekniği ile hesaplanan organ doz verilerinin çeşitli etkileyici faktörlerin düzeltilmesi ile planar veya MIBI dışında Tl-201 ve Tc-99m radyoizotopu ile işaretli radyofarmasötiklerle uyumlu olduğu gözlenmiştir SPECT imajlarının ve bu imajlardan yararlanılarak hesaplanan doz verilerinin doğruluk ve miktarlarını hasta faktörleri ve fiziksel faktörler etkilemektedir (15,16,36).

Fiziksel faktörlerden özellikle saçılma ve fotonların atenüasyonu SPECT de sayısal analizin doğruluğunu azaltmaktadır. Verilerin göğüs gibi homojen olmayan ve doku kalınlıkları olan (özellikle kadın hastalarda meme dokusu) ortamlardan alınması, yaptığımız kardiyak SPECT çalışmalarında dedekte edilen sayımların % 25-30 oranında atenüasyon etkisiyle azalmasına sebep olmuştur (10,15,16, 28).

Hasta çalışmamızda organların çıkartılarak sayımları söz konusu olamayacağından dolayı yaptığımız denek hayvan çalışmasından her organ için ayrı olarak hesaplanan düzeltme katsayısı hastalardan hesaplanan organ absorbe doz değerlerine bölünerek istenilen standart veriler elde edilmiştir. Düzeltilmiş bulguların değerlendirilmesinde elde ettiğimiz sonuçlarla Tc-99m MIBI için önerilen standartlar değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. (p>0,05)

Hasta çalışmasında düzeltme katsayısı kullanılarak elde edilen her organ için

toplam absorbe edilen doz verileri ile Tc-99m MIBI için önerilen absorbe doz verilerinin karşılaştırılmasın da KLP için istirahat tetkikin de toplam doz $3,6 \cdot 10^{-3}$ referans $4,4 \cdot 10^{-3}$; KÇ için $6 \cdot 10^{-3}$ referans $5 \cdot 10^{-3}$; SK için $2,7 \cdot 10^{-2}$ referans $1,8 \cdot 10^{-2}$ dir. Egzersiz tetkikinde KLP için $3,9 \cdot 10^{-3}$ referans $4,8 \cdot 10^{-3}$, KÇ için $9 \cdot 10^{-3}$ referans $3,7 \cdot 10^{-3}$ SK için $2,4 \cdot 10^{-2}$ referans $2,5 \cdot 10^{-2}$ olarak bulunmuştur.

BİLGİ: KLP=Kalp , KÇ=Karaciğer , AKÇ=Akciğer , SK=Safra kesesi ,
DAL=Dalak , BAR=Barsak



SONUÇ

Doku kalınlığı fazla olmayan vücut bölgelerinden iki boyutlu planar görüntülerle internal dozimetri çalışmaları yapılabilir. Doku kalınlığı fazla olan bölgelerde detaylar kaybolacağı için, gerek radyofarmasötüğün organ içi dağılımının miktarı, organın şekli ve büyüklüğünün görüntülenmesinde, gerekse organ içinde bulunabilecek normal olmayan yapıdaki oluşumların ortaya çıkartılması için organ içi dağılımın üç boyutlu olarak incelenmesine olanak veren en iyi görüntüleme sisteminin SPECT tekniği ile olduğu saptanmış, internal dozimetri çalışmalarının SPECT tekniği ile daha uygun ve doğru bilgiler vereceği sonucuna vardık.

İki çekim sonucu elde edilen değerlerin karşılaştırılması ile her SPECT imajının proses tekniği uygulanmadan planar imajlar şeklinde de değerlendirilebileceği kanaatine varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. BERNIER, D.R., Christion, P.E., Langan, J.K., Wells, L.D. (1989): Nuclear Medicine technology and techniques. 66-97
2. BERMAN, D.S.; Kiat, H.; Germano, G.; Train, K.F. (1995): Tc-99m MIBI SPECT, Cardiac SPECT Imaging. 121-142
3. BİLGE, A.N.(1985): Nükleer Tekniklerin Endüstride Uygulanması, TAEK, ÇNAEM Matbaası İstanbul, 38-41
4. BUSHBERG, J.T.; D, Ph. (1978): Radiation Dosimetry, Diagnostic Nuclear Medicine. Vol:1 187-195
5. BOR, D. (1985): Bilgisayarlı Tek Foton Tomografisinde İki Enerji Yöntemi İle Foton Azalımının Düzeltilmesi (Doktora Tezi) Ankara.
6. BELLER, G.A., Watson, D.D. (1991): Physiologic Basis Of Myocardial Perfusion Imaging With The Technetium (Tc)-99m Agents. Seminars in Nuclear Medicine, Vol:XXI, No:3 (July). 173-181
7. BEANLAND, R.S.B. (1990): Fayed Dawood., Wen-hu Wen, D.V.M., Mc Laughlin, P.R.; Are the Kinetics of Tc-99m Methoxyisobutyl Isonitrite Affected by Cell Metabolism and Viability Circulation. (82) 1802-1814
8. BİLGE, A.N.(1985): Nükleer Tekniklerin Endüstride Uygulanması,TAEK, ÇNAEM Matbaası İstanbul. 23-41
9. .CLOUTIER, R.J. (1978): Watson, E.E. and Coffey, J.L.; Radiation Dosimetry. Textbook of Nuclear Medicine: Basic Science. 126-143

10. DE NARDO, G.L.(1989): Macey, D.J., De Nardo, S.J., Zhang, C.G.; Quantitative Spect of Uptake of Monoclonal Antibodies Seminars in Nuclear Medicine, Vol: XIX, No:1 (January). 22-32
11. DENDY, P.P.J., Palmer, K.E., Szaz, K.F.(1989): Radiation Protection, Practical Nuclear Medicine. 91-96
12. DATZ, F.L.(1993): Cardiac Imaging. Hand Book of Nuclear Medicine. 186-204
13. DOUGALL, I.R. (1992): Dosimetry. Thyroid Disease in Clinical Practice Chapman and Hall Medical. 311-321
14. EARLY, P.J.(1994): Dosimetry. Principles and Practice of Nuclear Medicine, Second Edition. 81-113
15. ENGLISH, R.J., Braun, S.E. (1989): SPECT (single-photon emission computed tomography). Second edition.
16. FRON, DOV., Kolodny, G.M. (1989): A Practical Spect Technique for Quantitation of Drug Delivery to Human Tumors and Organ Absorbed Radiation. Seminars in Nuclear Medicine, Vol:XIX, No:1 (January), 1989, pp:33-46
17. GEMMILL, H.G. (1989): Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT), Practical Nuclear Medicine. 39-48
18. GOLTSCHALK, Hoffer., Potchen.(1988): Adult Patient Dose from Diagnostic Radiopharmaceuticals. Diagnostic Nuclear Medicine, Vol:1. 196-203

19. GONATRA, R., Nofal, M. (1992): Handbook of Nuclear Medicine Practice in the Developing Countries, NMS-1. Vienna. 29-39
20. GÜNALP, B., Bor, D., Özgüven, M., Öztürk, E. (1992): Teknesyum-99m Sestamibi Miyokardiyal Perfüzyon Tek Foton Bilgisayarlı Tomografisi için Optimum Veri Toplama ve İşleme Parametrelerinin Belirlenmesi, Türkiye Nükleer Tıp Yayınları, Cilt:1. 29-33
21. GOODWIN, P.N. (1979): Radiation Dose to Patients. Clinical Radionuclide Imaging, V:1. 324-327
22. HALAMA, J.R. (1996): Representation of Gama Camera Images by Computer, The Scientific Basis of Nuclear Medicine, Vol:1. 199-203
23. HARBERT, J.C. (1978): Radiation Detector Systems, Textbook of Nuclear Medicine, Basis Science. 39-47
24. HASSON, I.M., Sahweil, A., Constantinides, C., Mahmoud, A., Nair, M. (1989): Uptake and Kinetics of Tc-99m Hexakis 2-Methoxy Isobutyl Isonitrile in Benign and Malignant Lesions in the lungs, Clinical Nuclear Medicine. 333-340
25. HENKIN, R.E. (1996): Computer Aspects of Perfusion Imaging, Nuclear Medicine, Vo:1. 659-669
26. HUNG KAO, C., Jen Wong, S., Yulin, W., Yuan Hsu, C. (1993): Differentiation of Single Solid Lesions in the Lungs by Means of Single-Photon Emission Tomography With Tc-99m Methoxyisobutyl Isonitrile, Eur J. Nuclear Med. V:20 249-255

- 27 International Atomic Energy Agency (IAEA).(1991): **Quality Control of Nuclear Medicine Instruments, Vienne.**
- 28 JASZCZAK, R.J.Floyd, C.E., Coleman, R.E. (1985): **Scatter Compensation Techniques for SPECT. IEEE Trans Nucl.Sci Nc-32. 786-793**
- 29 KIRCOS, L.T., Carey, J.E., Keyes, J.W. (1987): **Quantitative Organ Visualization Using SPECT, J.Nuclear Medicine, V:28. 334-341**
- 30 KARESH, S.M. (1994): **Principles of Radiopharmacy, Principles and Practice of Nuclear Medicine Second II. 334-338**
- 31 LEICHNER, P.K. (1996): **Radiation Dosimetry of Radiolabeled Monoclonal Antibodies, Nuclear Medicine, Vol:1. 558-562**
- 32 MOUNTFORT,P.J. (1996): **Internal Dosimetry: developments and limitations,Eur J Nucl Medicine,Vol:23. 491-493**
- 33 ROHE,R.C.,Thomas,S.R.,Stabin,M.G.,Deutsch,E.A.,Gerson,M.C.(1995): **Biokinetics and dosimetry analysis in healthy volunteers for a two-injection (rest-stress) Protocol of the myocardial perfusion imaging agent technetium-99m labeled Q₃ ,J.Nucl.Cardiol. 395-405**
- 34 SHARP, P.F., Gemmell, H.G., Smith, F.W.(1989): **The Gamma-Camera Practical Nuclear Medicine. 5-14**
- 35 SORENSON, J.A., Phelps, M.E. (1987): **Radiation Detectors, Physics in Nuclear Medicine. 56-79**

- 36 SORENSON, J.A., Phelps, M.E.(1987): Internal Radiation Dosimetry, Physics in Nuclear Medicine. 197-217
- 37 STABIN, M.G.(1994): Internal Radiation Dosimetry, Principles and Practice of Nuclear Medicine. 316-332
- 38 STABIN, M.G.(1994): Internal Dosimetry in Pediatric Nuclear Medicine, Pediatric Nuclear Medicine. 556-575
- 39 TSUI, B.M.W., Zhao, Xide., Frey, E.C., William, H.(1994): Quantitative Single-Photon Emission Computed Tomography Basics and Clinical Considerations, Seminars in Nuclear Medicine, Vol:XXIV, No:1 (January). 38-65
- 40 THOMAS, S.T., Stabin, M.G., Tu Chen, Chin., Samaratunga,R.C.(1992): MIRD Pamphlet No:14 A Dynamic Urinary Bladder Model of Radiation Dose Calculation, J.Nuclear Medicine. V:33. 783-802
- 41 VAN Train, K.N., Germano, G., Berman, D.S.(1996): Computer a SPECTS of Perfusion Imaging, Nuclear Medicine, Vol:I. 659-661
- 42 WATSON, E.E., Stabin, M.G., Davis, J.L., Eckerman, K.F.(1989): A model of the peritoneal Cavity for use in Internal Dosimetry, J.Nucl.Med. 30(12). 2002-2011
- 43 WACKERS, F.J.(1989): Berman, D.S., Maddahi, J., Watson, D.D.; Technetium-99m Hexakis 2-Methoxyisobutyl Isonitrile, Human Biodistribution, Dosimetry, Safety and Preliminary Comparison to TI-201 for Myocardial Perfusion Imaging, J. Nucl.Med., Vol:30. 301-311

44 WORMS, D.P., Kronauge, J.F., Chiu, L.M.(1990): Uptake and Retention of Hexakis (2-Methoxyisobutyl Isonitrile) Technetium (I) in Cultured Chick Myocardial Cell, *Circulation*, Vol:82. 1826-1838

45 ZANZONICO, P.B., Bigler, R.E.(1989): Squares, G.; Quantitative SPECT in Radiation Dosimetry, *Seminars in Nuclear Medicine*, Vol:XIX, No:1. 47-61

