

T.C.  
EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ  
NÜKLEER TIP ANABİLİM DALI  
Prof. Dr. Hayriye Derin

40752

**İKİ BAŞLI GAMA KAMERA İLE ELDE EDİLEN  
MİYOKARD PERFÜZYON SİNTİGRAFİLERİNİN  
KORONER ANJİOGRAFİ İLE  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**UZMANLIK TEZİ**

**Dr. Ahmet Başkan**

**TEZ DANIŞMANI**

**Doç. Dr. Yusuf Duman**

**İZMİR – 1994**

*Mezunu olduđum Ege Üniversitesi Tıp Fakóltesi;  
sonrasında ihtisasa başladığım Nükleer Tıp Anabilim Dalındaki  
Anabilim Dalı Başkanımız sayın Prof. Dr. Hayriye Derin'e,  
öğretim üyeleri sayın Prof. Dr. Hayal Özkılıç'a, sayın Doç. Dr.  
Yusuf Duman'a, sayın Doç. Dr. Kamil Kumanlıoğlu'na, tüm  
doktor arkadaşlarıma ve kürsü çalışanlarına ihtisasım süresince  
sağladıkları tüm katkılardan ve bu tezin hazırlanmasındaki  
yardımlarından ötürü teşekkürü borç bilirim.*

**Dr. Ahmet BASKAN**

## İÇİNDEKİLER

GİRİŞ.....	1
GENEL BİLGİLER .....	3
GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
BULGULAR .....	26
TARTIŞMA .....	36
SONUÇ.....	48
KAYNAKLAR.....	49

# GİRİŞ

Günümüzde koroner arter hastalığının giderek artan önemi nedeniyle bu hastalığa yönelik gerek tanısal gerek tedavi ile ilgili gelişmeler büyük bir hızla sürmektedir. Nükleer Tıp departmanları koroner arter hastalığı tanısının konmasında, tedavi yönteminin belirlenmesinde, tedavinin takibinde önemli görevler üstlenmektedirler. Nükleer kardiyolojide uygulanan yöntemlerden PET(Pozitron Emisyon Tomografisi) ile yapılan çalışmalar ülkemizde henüz yapılamamaktadır. Miyokard perfüzyon sintigrafisi ve egzersiz ventrikülografi akla ilk gelenlerdendir. Bu tez çalışmasında koroner arter hastaları açısından daha önemli bir yer tutan miyokard perfüzyon sintigrafisi ele alındı. miyokard perfüzyon sintigrafilerinin endikasyonları, uygulanışı, değerlendirilmesi ve sonuçlarına ayrıntılı olarak genel bilgiler kısmında değinilecektir. Ancak bu tezde de koroner anjiyografi altın standard olarak ele alınmasına rağmen miyokard perfüzyon sintigrafisinin miyokard perfüzyonunun fonksiyonel olarak gösteren hatta koroner anjiyografinin anatomik verilerini tamamlayan bir tanı metodu olduğu unutulmamalıdır. Miyokard perfüzyon sintigrafisinde değişik perfüzyon ajanları kullanılmaktadır. Bunlardan bugün için gündemde olanlar (Talyum ) TL-201, Tc99m Metoksi-isobutil-isonitril (MIBI) ve daha yeni bir ajan olan Tc99m-Teboroximidir (1 2). Kullanılan ajana ve uygulanan stresin şekline göre izlenen protokoller değişmektedir. Bu tezde yapılan miyokard perfüzyon sintigrafisi çalışmalarında perfüzyon ajanı olarak Talyum-201 kullanıldı.

Miyokard perfüzyon sintigrafileri yöntem olarak planar yada spect (Single photon emission computerized tomography) şeklinde uygulanabilir. Son yıllarda spect teknolojisine sahip gama kameraların yaygınlaşmasıyla, defekt dedeksiyonundaki üstünlükleri nedeniyle spect yöntemi tercih edilir hale gelmiştir (3). Yine son yıllarda gama kamera teknolojisindeki büyük gelişmeler

kameraların performanslarını arttırmıştır. Böylece lezyonların dedekte edilmesi daha yüksek bir duyarlılıkla sağlanmaktadır. Bu arada bir başka gelişme de tek dedektörlü kameralardan sonra multidedektörlü kameraların üretimine başlanmasıdır. Bu tezdeki çalışmalar iki dedektörlü kamera ile yapılmıştır.

Bahsedilen bu gelişmelere karşın miyokard perfüzyon sintigrafisi yaygın olarak uygulanmamaktadır. Az sayıda merkez bu uygulamayı yapabilmektedir. Buna bir kaç örnek verecek olursak; Bir milyon nüfus başına uygulanan miyokard perfüzyon sintigrafisi 1988 yılında İngiltere 'de 500, A.B.D. 'de 1985 yılında 3550 'dir (4). Ülkemizde ise elimizde bir veri olmamasına karşın 1990 'lı yıllar itibarıyla yukarıdaki rakamlarının çok altında olduğu tahmin edilmektedir.

Tez çalışmasına dahil edilen hastalar koroner arter hastalığı şüphesi ile kliniğe başvuran veya daha önceden koroner arter hastalığı tanısı almış hastalardı. Bunlar elektrokardiografi(EKG), efor testi, ekokardiografi,holter gibi diğer yöntemlerle de incelenmişti. Bu hastalara miyokard perfüzyon sintigrafisi yapılmadan önce koroner anjiyografi uygulandı.

Miyokard perfüzyon sintigrafilerinin çekimlerinden sonra prosesleri yapıldı. Bu prosesler sonucu elde edilen kesitler vizüel olarak değerlendirildi. Bull's eye görüntüleri çıkarıldı, sirkumferansiyal profil analizleri elde edildi. Elde edilen bu verilerden defektif sahaların, kantitatif değerlerin ve normal verilerin koroner anjiyografi sonuçlarına ne derecede yansıdığı, ne derece bağdaştığı araştırıldı. Ayrıca bu yıl itibarıyla anabilim dalımızda ve ülkemizde ilk kez kullanıma giren iki dedektörlü gama kamera ile myokard perfüzyon sintigrafilerini uygulamanın tek dedektörlü sistemlere göre getirdiği değişiklikler incelenerek vurgulandı.

## GENEL BİLGİLER

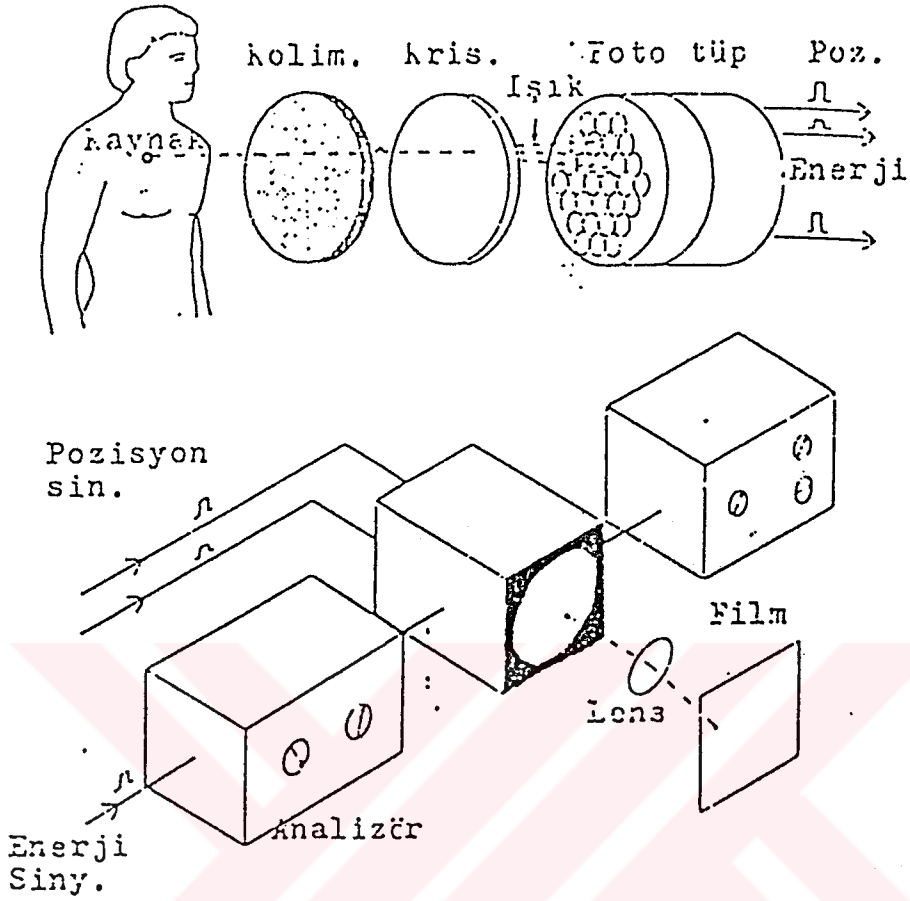
Kliniginimize miyokard perfüzyon sintigrafisi uygulanmak üzere başvuran olguların büyük bir bölümü koroner arter hastalığı nedeniyle başvurmaktadır. Bunun dışında nadiren kapak hastalarında, kardiomyopatilerde, idiyomatik hipertrofik subaortik stenozda, kardiyotoksitelerde, anemilerde ve benzeri diğer kalp hastalıklarında miyokardın perfüzyonu araştırılmaktadır. Bu olguların miyokard perfüzyon sintigrafileri daha öncesinde tek dedektörlü gama kamera ile çekilirken şu anda bu çekimler iki dedektörlü gama kamera ile yapılmaktadır.

**Gama Kameralar ve Çalışma Prensipleri :** Nükleer Tıp çalışmalarında kullanılan sistemler genelde sayım ve görüntüleme sistemleri olmak üzere ikiye ayrılır. Sayım sistemleri invitro uygulamalarda ve vücutta kullanılır. Vücutta bugün tiroid uptake uygulamaları dışında kullanım alanı bulunmamaktadır.

Görüntüleme sistemleri ise vücuttan kaynak haline gelmiş belli organdan çıkan ışınları dedekte eder. İlk görüntüleme sistemi olan lineer tarayıcılar yerlerini ilk kez 1958 yılında Anger tarafından geliştirilen gama kameralara bırakmışlardır. Daha sonrasında bilgisayarların kameralar ile beraber kullanılması ile görüntüleme uygulanan çeşitli işlemler ile sonuçların kantitatif olarak elde edilmesi mümkün olmuştur. Gama kameralar genel olarak dedektör, sinyal işleme ve kayıt ünitelerinden oluşurlar. Kaynaktan (hastadan) çıkan fotonlardan kolimatörü geçenler kristalde durdurulurlar. Kristaller sodyumiyodur ve oda ısısında foton verimliliğini arttırmak amacıyla safsızlık olarak talyum ilavesinden imal edilmişlerdir. Kristale çarpan gamma ışınlarının etkisiyle burada fotoelektrik olay oluşur. Birde istenmeyen özellikle kristal öncesi mesafelerde kompton saçılımı söz konusudur. Fotoelektrik olay veya kompton etkisi ile serbestleşen elektronlar kristaldeki atomlarla etkileşir. Bu

etkileşim sonucu iyonizasyon oluşabilir veya atomik uyarılma olur. Atomik uyarılma sonucu atoma bağlı bir elektron üst seviyelere fırlar. Bu elektronun eski seviyesine dönmesi esnasında foton yayılır. Bu olay sintilasyondur. Bu fotonlar kayıt ünitesine gidecek olan voltaj pulslarının ilk halini oluşturacak olan fotoçoğaltıcı tüplerde durdurulurlar. Bazı kameralarda kristalle tüpler arasına ışık klavuzu diyebileceğimiz bir tabaka yerleştirilmiştir (5). Fotoçoğaltıcı tüpün katodunda durdurulan sintilasyon fotonları elektronlara dönüşürler. Fotokatoddan çıkan elektronlar arasında uygulanan gerilim sayesinde sayıları ve hızları artarak anoda ulaşırlar. Sonuçta tüp anodunda voltaj pulslarını oluştururlar. Foto tüpten çıkan bu pulslar daha sonra gerekli şekil ve büyüklüğü almak için ön yükselteçlere gönderilir. Pozisyonlama işlemi ile sintilasyonların x ve y kordinatları belirlenirken, Z pulsu adı verilen absorbe edilen total enerjinin amplitüdünü puls yükseklik analizörüyle ölçülür. Pencere ile belirlenen seviye dışındaki enerji seviyeleri sinyalleri işleme alınmaz. Fotoçoğaltıcı tüp ile saptanan fotonun enerjisi puls yükseklik analizörü tarafından kabul edilmişse bu bir sayım olarak kaydedilir. Her sayımın lokalizasyonu katod ışın tüpünün (CRT) ekranında bir nokta olarak görülür. Katod ışın tüpünde X ve Y pulsları paralel ve dik saptırıcıları etkileyerek elektron tabancasından çıkan elektronları saptırarak görüntülerin ilgili kordinatlarda oluşmasını sağlar. Görüntü kayıt ünitelerinde görüntüler fotoğraf filmleri,skoplar,poloroid filmler ile elde edilebilirdi ancak artık bugün multiformat kayıt üniteleri yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bir gama kamerasının çalışması kısaca yukarıda anlatıldığı gibidir ve şekil-1 de şematize edilmiştir. Yukarıda da belirtildiği gibi nükleer tıpta ilk görüntüleme sistemi olarak lineer tarayıcılar kullanılmıştır. Bundan sonra gama kameralar kullanılmaya başlanmıştır. Tek dedektörlü olan gama kameralar yıllar içerisinde teknolojik açıdan geliştirildiler. Örneğin ilk üretilenlerde tüp sayısı 19



Şekil 1: Bir gama kameranın genel kısımları

adet idi. Bu sayı artırıldı, yerleşim düzenleri dairesel tarzdan hegzogonal şekle değiştirilip verimlilik artırıldı. Bazı kameralara ışık klavuzu tabaka ilave edildi. Temporal rezolüsyonu arttıran elektronik sistemler geliştirildi. Bunun yanında bilgisayar teknolojisi ve bilgisayar yazılımındaki ilerlemeler nükleer tıp çalışmalarınada yansdı. Mikroprosesör teknolojisindeki gelişim bilgisayarları hızlandırdı, bir yandanda sözgelimi transistörlerin kullanıma girmesi bilgisayarların çok küçük hacimlere inmesini sağladı. Düşük seviyeli programlama dillerinden üst seviyeli dillerin kullanımına geçilmesiyle çok daha

kapsamlı büyük programlar çok daha kısa sürelerde çalışır hale geldi. Bunların nükleer tıpta görüntüleme sistemlerinde kombine kullanımı kolaylaştı. Bu gelişmeler özellikle 1950 'li yıllardan itibaren yaşandı. Bu kendini kantifikasyon çalışmalarında ve spect çalışmaların yorumlanmasında gösterdi. Örneğin bugün birkaç dakikada çıkarılan bir renogram eğrisi veya kalp kesitleri ile kantitasyon çalışmaları 30 yıl önceki bilgisayarlar ile birkaç günde yapılabilir hatta yapılamayabilirdi. Teknolojik ilerlemelerle kameralara getirilen üstün performans özellikleri, bilgisayar dünyasındaki ilerlemelerle gelen süratli çalışma ve yüksek değerlendirme kapasitesine ilaveten bir değişiklikte dedektör sayısını arttırarak, multidedektör sistemler üretilerek getirildi (6).

**Multidedektör Spect Sistemler:** Multidedektör sistemler poligonal veya ring şeklinde dedektör elemanlarına sahiptir. Tek bir gantri üzerine monte edilmiş iki, üç veya dört anger sintilasyon kamerası içeren sistemlere de multikamera sistemler denir. Ancak burada genelde bu guruba da yanlış olarak multidedektör sistemler şeklinde bir isimlendirme yapılmaktadır (7). Bunlardan multidedektör sistemlere birkaç örnek verilecek olursa DSI-ASPET, Medimatic Tomomatic, Shimadzu-SET 031, Strichman-SME 810. Multikamera sistemlere birkaç örnek verilecek olursa ADAC - Dual Genesys, ADAC-Vertex, Elscint Helix, General Electric-Neurocam, GE-Optima, GE Maxxus, Hitachi-SPECT2000, Siemens-MultiSPECT, Sopa DST, Toshiba GCA, Trionix BIAD / TRIAD. Bu sayılan multikamera sistemlerinin bazıları iki, bazıları üç veya dört başlıdır. Bunlardan bazıları genel amaçlı üretilirken ( Sopa DST gibi) bazılarıda organa spesifik olarak (GE Optima iki başlı kardiak çalışmalara yönelik, Hitachi SPECT2000 dört başlı ve beyin çalışmalarına yönelik) üretilmişlerdir.

Multidedektör veya multikamera sistemlerinde organa yönelik üretilenler ilgili çekimle gerekli optimum performans özelliklerini taşımaktadırlar. Genel

amaçlı multikamera sistemlerinde ise ortalama optimum performans özellikleri elde edilmeye çalışılmıştır. Multikamera sistemlerin tek başlı sistemlere üstünlükleri sözkonusudur (6-7-8). Burada ilk akla gelen çekim süresinin kısalmasıdır. Bu daha çok sayıda hasta alınmasını sağlar. Ancak bu her departmanın kendi özellikleriyle ilgili ve ekonomik yönü ayrıca hesaplanması gereken bir konudur. Çekim süresinin kısa olmasının getirdiği başka avantajlar vardır. Örneğin ajite bir hastanın yatış süresi kısalır. Yine ; miyokard perfüzyon ajanı olarak kullanılan teknesyum-99m Teboroxime gibi çok çabuk klire olan ajanlar böyle bir sisteme ihtiyaç gösterir (1). Xe133 'le yapılan akciğer ventilasyon sintigrafisinde de üstünlüğü açıktır. Sürenin kısa olması bulanıklığı azaltır. Bulanıklık görüntü kalitesini etkileyen önemli bir parametredir. Statik çekimler de eş zamanlı iki ayrı çekim yapılması değerlendirme yönünden avantaj sağlayabilir. Teknik yönden multikamera sistemlerinde center of rotation hataları ve kolimatör hole angulasyon hataları minimal düzeyde olmaktadır (7). Spect' de herhangi bir imaj rekonstrüksiyon yaklaşımında genel bir varsayım projeksiyon datanın sabit olduğu ve radyasyonun aynı objeden geldiğidir. Bunda etkili iki faktör; birisi hastanın istemli veya istemsiz hareketleri, diğeri radyoaktif maddenin dağılımı çekim işlemi sırasındaki hareketleridir. Bu yönüyle de bu faktörden minimal düzeyde etkilenmek için multikamera sistemlerin üstünlüğü açıktır.

Genel amaçlı üretilen multikamera sistemlerde dedektörler çeşitli açılara getirilebilir. İki dedektörlü bir sistemde genellikle 180 derece açı ile ilgili organdan spect yapılır. Kardiyak çalışmada ise dedektörler birbirine 90 derece açılıdır. Beyin spect çekimlerinde kullanılan üç başlı sistemlerde dedektörler arasında 120 derece açı vardır. Özel amaçlı üretilen sistemlerde ise örneğin kardiyak amaçlı GE Optima 90 derece olduğu gibi gerektiği durumdadır. Belli bir organa yönelik olarak üretilen multikamera sistemlerde cihazın teknik

özellikleride (kolimatörleri, kristal kalınlığı, dedektör büyüklüğü ve sayısı, fotoçoğaltıcı tüplerin sayısı, elektronik sistemlerin özellikleri) bu çekimlere uygun optimum koşulları oluşturacak şekilde tercih edilmektedir.

**Gama Kameraların Performans Karakteristikleri:** Kameraların performansını etkileyen parametreler sistemin kendisine veya başka nedenlere bağlı olabilir.

Bunlardan homojeniteyi ele alacak olursak tanım olarak; dedektörün homojen bir kaynak ile her noktasının eşit olarak ışınlandığı zaman elde edilen görüntüdeki sayım dansitesininde homojen olması gerekliliğidir. Burada kolimatörün olup olmamasına göre sistem yada dedektör homojenitesinden sözedilir (9-10). Homojenite göz ile kalitatif olarak değerlendirilebilir. Homojenitenin nümerik olarak tayin edilmesinde NEMA (National Electrical Manufacturers Association) tarafından önerilen yöntem standartlaşmıştır. Homojenitedeki bozulmalar yukarıda belirtildiği gibi ve diğer parametreler için geçerli olduğu şekilde sistemin kendisinden doğan nedenlere veya başka giderilebilir nedenlere bağlı olabilir. Giderilebilir nedenler sıralanacak olursa; Foto tüp kazançlarının uygun ayarlanamaması, bir kaç tüpün çalışmaması, kristaldeki kusurlar ve kırılmalar, ışık klavuzu tabakanın kusurları, temaslardaki kesintiler, silikon yağın nonhomojen dağılımı, yüksek sayım hızlarında çalışma, puls yükseklik analizörü penceresinin hatalı ayarlanması v.b. Sistemin kendisinden kaynaklanan bozulmalar ise nokta kaynak hassasiyetinin bölgesel değişimi ve uzaysal distorsiyon ile lineerlikten sapma şeklinde özetlenebilir. Bu iki neden dolayısıyla sistemin kendisine ait homojenite kusurları mikroprosesör teknolojisi ile bir dereceye kadar azaltılabilmektedir.

Uzaysal ayırma gücü (uzaysal rezolüsyon), sintilasyon kamerasının iki ayrı kaynağı ayırabilme yeteneğidir. Noktasal bir kaynağın oluşturduğu

görüntüye ait dansite – mesafe eğrisinde yarı yükseklikteki tam genişlik (FWHM) rezolüsyon değeri olarak benimsenir. Kolimatör rezolüsyonda önemli bir etkiye sahiptir. Sistem rezolüsyonu formülize edilecek olursa; Sistem rezolüsyonunun karesi, dedektörün verdiği rezolüsyonun karesi ile kolimatör rezolüsyonunun karesinin toplamına eşittir. Kolimatörlerin yapılarına göre rezolüsyonları, dedeksiyon etkinliği değişir. Ancak burada bunlara değinilmeyecektir. Sintilasyon sonucu görüntülerin sonlu bir rezolüsyona sahip olmalarının nedenlerini sıralayacak olursak; kristalden çıkan fotonların izotropik bir dağılımla fototüpe ulaşmaları sonucu bulanık ve büyük görüntü oluşması, bir sintilasyon olayından diğerine ışın fotonlarının dağılımındaki istatistiki dalgalanma, kompton etkileşmesidir.

**Rezolüsyonu etkileyen faktörler :** Burada daha önce belirtildiği gibi kolimatörlere değinilmeyecektir. Kaynak ile dedektör mesafesi arttıkça rezolüsyon bozulmaktadır. Dedeksiyon etkinliği ise mesafe ile değişmez. Dedektörlerde sonlu bir rezolüsyon olmasının sebeplerinden ve yukarıda bahsedilen nedenlerden; fotonların dağılımındaki istatistiki dalgalanmayı azaltmanın yolu fotonların enerjisini arttırmaktır. Enerji arttıkça sintilasyon fotonlarının sayısı artar ve dalgalanma azalır. Nitekim 70 Kev altında çok bozuk olan rezolüsyon, enerji düzeyi arttıkça fotoelektrik olay oluşumuna elverişli enerji seviyelerinde düzelir. Ancak daha yüksek seviyelerde kompton olayının baskınlaşmasıyla bozulur. Kristal kalınlaştıkça fotonlar fotoçoğaltıcı tüplere ulaşmadan alacakları izotropik yol artacak ve bulanıklık artacaktır. Buda rezolüsyonun bozulması demektir. Buna karşın kompton saçılmalarının da yakalama olasılığı arttığı için kalın kristal iyi bir dedeksiyon etkinliği verir. İnce kristal ise düşük dedeksiyon etkinliği ve iyi bir rezolüsyon verir. Foto tüplerin sayıları ve kristal üzerindeki yerleştirilmeleri dedektör performansını önemli

derecede etkiler. Rezolüsyonu iyileştiren diğer bir faktörün yükselteçlerin yanlış pozisyon bilgisini taşıyan pulsları kabul etmemesiyle sağlanır. Fotoçoğaltıcı tüpler ile sintilasyon mesafesini azaltmak için bazı dedektörlerde ışık klavuzu tabaka kullanılmamıştır. Bu durum rezolüsyonu düzeltirken homojenitede bozulmaya yol açar.

**Enerji Rezolüsyonu :** Fotonların enerjilerini ayırdedebilme yeteneğidir. Kaynak içi ve dışı saçılmalar, fotopik dışındaki pikler, istatistiki dalgalanmalar puls yükseklik analizörüne değişik büyüklükte pulsların gelmesine neden olur. Enerji rezolüsyonunun da sonlu bir rakam olması nedeniyle bununda saptanmasında enerji – sayım eğrisinde yarı yükseklikte tam genişliğe (FWHM) bakılır. Günümüz kameralarında % 8–10 FWHM enerji rezolüsyonu sağlanabilmektedir.

**Temporal Rezolüsyon ve Sayım Hızı Performansı :** Kameranın çok kısa bir zaman aralığında oluşan olayları ayrı olaylar olarak ayırdedebilme yeteneğidir.

**Dedektör sistemlerinin dedeksiyon etkinliği** aktivitenin her mikrokürisi için kayıt ünitesinde elde edilen saniyedeki sayım miktarıdır.

**Sistemin Toplam Performansı :** Bu konuda en çok karşılaşılan soru çok çeşitli klinik uygulamalardaki görüntülenebilecek en küçük lezyon boyutunun ne olduğudur. Bu multifaktöriyel etkiler sonucu belirlenir. Bunda sisteme ait yapıların hatalarının rölü olduğu gibi kişiye ait faktörlerde vardır. Ancak görüntü kalitesini etkileyen üç önemli parametre kontrast, bulanıklık ve gürültüdür.

Kontrastı belirleyen en önemli faktör organda veya lezyonda tutulma oranıdır. Organın boyutu, kalınlığı, derinliği önem taşır. Çevre dokuların verdiği radyasyon, saçılmış radyasyon, hastadaki diğer radyoaktif maddelerden gelen radyasyon, harici kaynaklardan gelen radyasyon etkilidir. Saçılmış radyasyon ve septal perforasyon kontrastı bozar. Işınlardan derinden gelmesi önemli bir

saçılım nedenidir. Yine pencerenin çok açılması saçılıma neden olur ve kontras bozulur. Ters pencere aralığı dar tutulursa bulanıklık artar. Saçılım enerjileri pikten düşük olduğu için pencere % 4-5 yüksek tarafa kaydırılabilir, ancak homojeniteyi bozmamak üzere. Lezyonların boyutu rezolüsyon değerine yakınsa ayırımı güç olabilir. Ancak lezyon boyutu sistem rezolüsyonundan epey büyükse kontras sistemin rezolüsyonundan etkilenmez. Burada yeterli sayım yoğunluğunun şart olduğu unutulmamalıdır. Zira yeterli sayım olmadığı takdirde büyük lezyonlar bile izlenemez.

Bulanıklığın önemli nedenleri arasında hastanın hareket etmesi ve radyoaktivitenin organda yer değiştirmesi gösterilebilir.

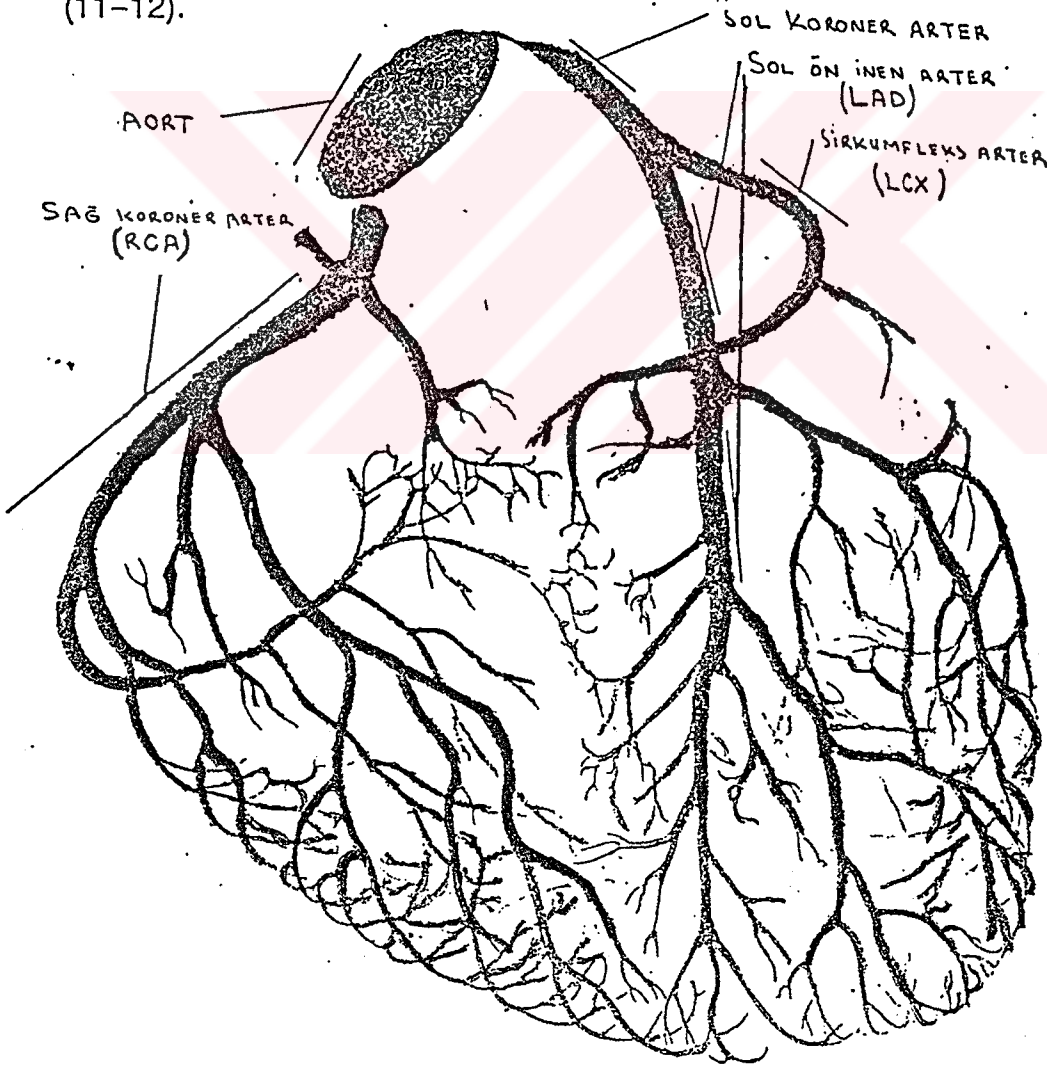
**Gürültü :** Analizör penceresine bağlı olarak saçılan ışınlar ve hastadaki önceki çalışmalardan kalan diğer radyoaktif maddeler gürültüyü artırır. Ancak gürültünün en önemli nedeni radyoaktivitenin tesadüfi dağılımı sonucu ortaya çıkan istatistik gürültüdür. Bu istatistik dağılım sonucu dağılımda noktalar arası farklar oluşur. Bunu azaltmanın yolu foton sayısını arttırmaktır. Gürültü arttıkça lezyon dedeksiyonu zorlaşmaktadır.

Lezyonun dedekte edilebilmesinde analizör penceresinin iyi ayarlanması, saçılmaların önlenmesi açısından önemlidir. Bütün bunlardan sonra sonuç görüntünün basılacağı film kontrası da iyi olmalıdır.

**Koroner Arter Hastalığı:** Kalbe kan getiren geniş ve orta çaptaki arterlerin intima tabakaları altında atheroma'ların birikmesine bağlıdır. Hastalıkta rol oynayan faktörler; genetik, stres, sigara, obezite, diabetes mellitus, hiperlipidemi, hipertansiyon ilk akla gelenlerdir. Hastalığın kliniği kendisini genellikle göğüs ağrısı, sırta, sol kola vuran göğüs ağrıları ile gösterebilmekle birlikte direk miyokard enfarktüsleri, ani ölümler, aritmi ile de karşımıza çıkabilmektedir. Bu arada Prinzmetal angina denen ve genellikle dinlenme durumundayken gelen kriz ile ortaya çıkan, kriz esnasında EKG 'de ST

elevasyonu ile kendini gösteren koroner arter spazmıda ayrı bir antitedir. Bunları topluca tekrarlayacak olursak koroner sklerozu karşımıza stabil angina, unstabil angina, miyokard enfarktüsü, kalp yetmezliği, varyant angina, ritim bozuklukları, sessiz miyokard iskemisi, ani kalp durması olarak çıkabilir.

Koroner arterlerden; sol ana koroner arter ikiye ayrılarak sol ön inen (LAD) arteri ve Sirkumfleks arteri (LCX) oluşturur (Resim 1), diğeri ise sağ koroner arterdir (RCA). Koroner arterlerin dallarındaki atherosklerotik değişikliklerin yaklaşık %28'i sağ koroner arterde (RCA), %5'i sol ana koroner arterde, %43'u sol ön inen arterde(LAD) ve %24'u sirkumfleks arterdedir (LCX) (11-12).



Resim 1 : Koroner arterlerin anatomisi izlenmekte.

Koroner arter hastalığının teşhisinde kullanılan tetkiklerin başlıcaları EKG, efor testi, holter, ekokardiografi, nükleer tıp tetkikleri, biokimyasal tetkikler ve anjiyografidir. Acil olayların incelenmesinde elektrokardiogramda genellikle ilgili derivasyonlarda ST elevasyonu, Q dalgası gibi değişiklikler aranırken, biokimyasal testlerden kreatin fosfokinaz, transaminazlar kontrol edilebilir. Hastalığın araştırılmasında biokimyasal testlerden açlık kan şekeri, lipid düzeyleri yardımcı olabilir. Elektrokardiografide ST çökmeleri, T menfilikleri gözlenebilir. Efor testi yada farmalokojik stres testleriyle normal elektrokardiografide elde edilemeyen bulgular gözlenebilir. Holter ise elektrokardiografide gün içi aktivitelerde uzun sürede çıkabilecek patolojik değişiklikleri tespit edebilir. Ekokardiografi ise iskemiye bağlı duvar hareketleri değişikliklerini tespit edebilir. Koroner anjiyografi ise direk olarak koroner damarlardaki anatomik değişiklikleri yansıtır.

Miyokard perfüzyon sintigrafisi ise nükleer tıbbın yaptığı kardiyolojik tetkikler içinde en önemli yeri tutan tetkik gurubudur. Hastalardan miyokard perfüzyon sintigrafisi istenme sebeplerini inceleyecek olursak:

- Koroner arter hastalığı şüpheli hastaya tanı konması amacıyla
- Koroner arter hastalığı tanısını almış hastada hastalığın lokalizasyonu, iskemik sahaların büyüklüğü ve şiddeti hakkında bilgi sahibi olmak amacıyla.
- Sessiz iskemilerin araştırılmasında.
- Hastalığın takibinde, kontrolünde.
- Perkutan Transluminal koroner anjioplasti öncesi ve sonrasında
- Kalp cerrahisi öncesinde; ameliyatı planlama amacı ile ,canlı dokunun tespiti amacıyla. Operasyon sonrası izlemde.
- Koroner arter hastalığı dışında; kapak hastalıklarında (stenoz ve yetmezliklerde), kardiomyopatilerde, idiopatik hipertrofik subaortik

stenozda, kardiotoksisitelerde, kalp yetmezliklerinde, kalbin infiltratif hastalıklarında, anemilerde, v.b. şekilde sıralanabilir.

Miyokard perfüzyon çalışmalarının esası sapirstein prensibine dayanır. Bu prensibe göre verilen madde bir organdan tamamına yakın alınabiliyorsa ve kandan çok çabuk temizlenebiliyorsa bu maddenin organdaki bölgesel dağılımı kan akımı ile ilgilidir. Bu prensib kalbde; enjeksiyondan sonra kalp kasının radyoaktif maddeyi alması miyokardial kan akımı ile direk orantılıdır şeklinde yorumlanabilir (13).

**Miyokard Perfüzyon Ajanları:** İnsanlarda miyokard perfüzyonu TL-201, Rb-81, K-43, Cs-131 'in IV verilmesi veya iyot işaretli makroagrega albumin, Kr 85, Kr81m 'in intrakoroner verilmesi ile gösterilebilir. Tc99m işaretli isonitriller, teboraxime yine miyokard perfüzyonunu IV verilerek göstermektedirler. Pozitron yayan ajanlar ise Rb-82, K-38, C11-palmitat, C11-asetat, N13-glutamat, F18-misonidazol, F18-Floro 2 deoksi glukoz (FDG), N13 -Amonyumdur. Monovalan potasyum, rubidyum, sezyum ve talyum katyonları miyokardı görüntülemeye yetecek oranlarda miyokardda birikirler (14). Bu katyonlar miyokard hücrelerine enerji gerektiren sodyum-potasyum ATP az pompa mekanizması ile girerler (15). Bu ajanlara potasyum analogları da denir. Bu ajanlar fiziksel yarı ömürleri, gamma emisyonları, miyokardial birikim ve salınımlarındaki süreler yönünden farklılık gösterirler. Koroner yataktan tek bir geçişte Talyum için ekstraksiyon oranı %88 'dir. Tc 99m işaretli isonitril bileşiklerinin ise miyokardda tutulumu pasif diffüzyonladır ve intraseluler proteinlere bağlanırlar. Bu maddeler lipofiliktir. Bunlarda talyumda gözlenen redistribusyon olayı izlenmez (2-13). Talyum miyokarda girdikten sonra dışarı çıkar, sızar. Bu dışarı sızma hızını (washout) kontrol eden faktörler tam anlaşılammakla beraber şunları içerir :

- Bölgesel iskemi. İskemik bölgeden talyumun çıkış hızı (washout hızı) yavaşlar (15).
- Radyonüklidin verilmiş anındaki egzersiz düzeyi etkiler. Daha yüksek egzersiz düzeyi tutturana hastalarda washout hızı yüksektir (16).
- Plazma insülin düzeyi etkiler. İnsülin potasyumun turn-over' ini artırır. İnsülin düzeyi arttığında; sözgelimi glukoz alımı, miyokard hücrelerinde talyumun klirensi artar (17).

Talyum 201 'in yarı ömrü 73 saattir, elektron yakalıyarak Hg-201' e dönüşür. Siklotron ürünüdür. Enerjisinin %88 'ini 69-83 Kevlik X ışını, %12 'sini 135-167 Kevlik gamma ışını oluşturur. İntravenöz verilmesinden sonra %3-4 'ü miyokard tarafından tutulur.

**Testin Uygulanması :** Hasta testin uygulanacağı gün 4-6 saat önceden aç olmalıdır. Açlık splanik alandaki kan akımını düşürerek karaciğer ve barsakların Talyumu tutmasını azaltır. Ayrıca kalsiyum antagonistleri 24 saat önceden, beta blokerler 48 saat önceden kesilmelidir. Uzun etkili nitrat preparatlarında test günü alınmamalıdır.

Test stres ve istirahat olmak üzere iki kısımdan oluşur. Talyum ile olan çalışmalarda 1977 'ye kadar iki ayrı enjeksiyon yapılmaktaydı. 1977 'de Pohost ve arkadaşları talyumun ilk enjeksiyondan sonra redistribüsyona uğradığını gösterdiler ve tek enjeksiyon yöntemi standartlaştı. İsonitrillerle yapılan çalışmalarda ise redistribüsyon olmadığı için tek gün ya da ayrı iki günde ayrı iki enjeksiyon uygulanmaktadır. Testin stres kısmı efor yaptırılarak ya da buna engel varsa farmakolojik stres şeklinde olmaktadır.

Egzersiz için basamak testi, ergometre veya treadmill testi uygulanabilir. Zamanımızda treadmill testinin ergometreye üstünlüğü gösterilmemesine rağmen treadmill testi yaygın olarak kullanılmaktadır. Burada genellikle Bruce veya modifiye Bruce protokolleri uygulanmaktadır (18-19). Hasta hızı ve eğimi

ayarlanabilen bant üzerinde yürütülür. Hasta moniterizedir ve egzersiz testinin sonlandırılmasını gerektiren semptom ve belirtiler ortaya çıktığında 2 – 3 mci TL-201 IV enjekte edilip egzersiz 0,5 – 1 dakika sonra durdurulur. Burada önemli bir nokta; kalp hızı hedeflenen kalp atım hızının %85 'inin üzerine çıktıysa test maksimal seviyede, altında ise submaksimal seviyede kabul edilir. Test maksimal sınırlarda bitirmeye zorlanmalıdır. Zira submaksimal seviyede kesilip TL-201 enjekte edilen olgular yanlış negatif sonuçlar vermektedir.

Testin hedeflenen kalp atım sayısına varılmadan önce sonlandırılmasını gerektiren durumlar :

- Hastanın egzersizi durdurmak istemesi. Aşırı yorgunluğa bağlı olabilir.
- Kan basıncı ve kalp atım sayısında düşme
- Ciddi aritmilerin gelişmesi
- Angina pectoris, denge bozukluğu, vertigo gibi ciddi semptomların gelişmesi
- Kan basıncının (maksima) 220 mmHg 'yi aşması
- Tanı koydurucu nitelikteki ve belirgin şekilde EKG değişikliklerinin ortaya çıkması (11-20).

Positif test bulgularını ise şöyle sıralayabiliriz.

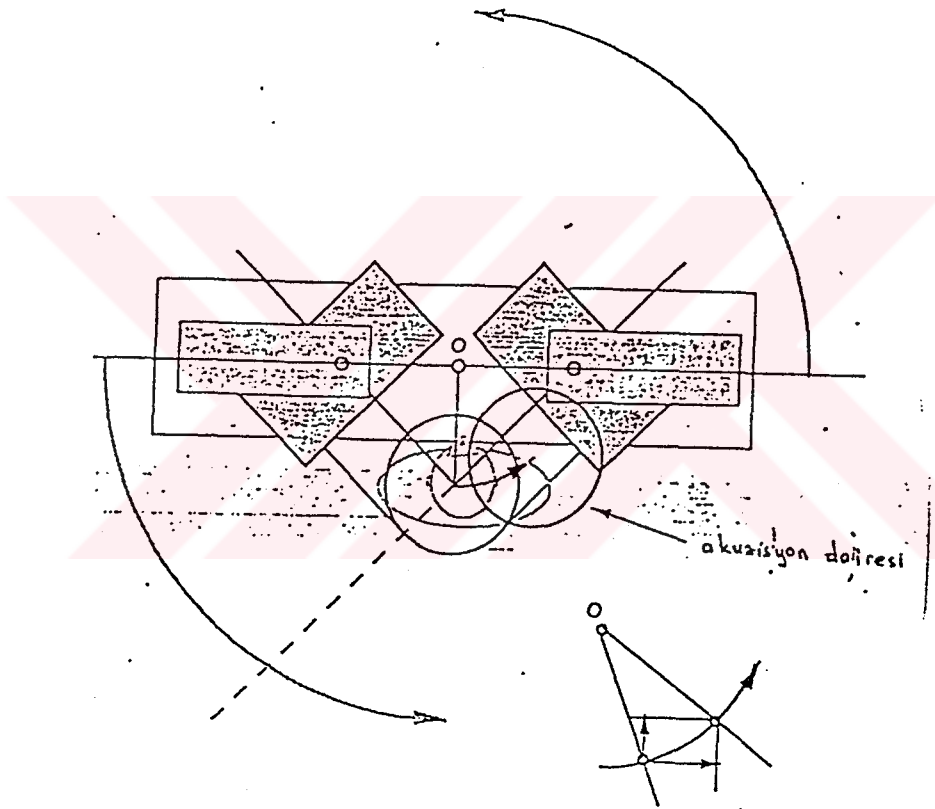
- ST segmentinde horizontal veya aşağı eğimli (downsloping) en az 1mm çökme.
- ST segmentinde yukarı eğimli (upsloping) ancak 2mm'den derin çökme.
- U dalgasında negatifleşme
- R dalgası amplitüdünde artma
- Ventriküler erken vurular (sik,multifokal,salvo ventriküler taşikardi)
- Hipotansiyon
- S3 – S4 gallop, sistolik üfürüm
- Tipik göğüs ağrısı (angina Pectoris) (11-20-21)

Egzersiz testinin uygulanamadığı hastalarda ise genellikle farmakolojik stres uygulanır. Farmakolojik stres yapabilen maddelerden şimdiye kadar en çok kullanılan dipiridamol olmuştur (22). Bunun dışında adenzin kullanım alanı bulmaktadır (23). Anabilim dalımızda çalışmaları yapılan dobutamin ile oldukça iyi sonuçlar elde edilmiştir (24). Ayrıca bunların dışında yine anabilim dalımızda halen çalışması süren atrial pace ile kalbe stres uygulamasında başarılı sonuçlar vermektedir (25). Sonuçta uygulanan stresten sonra TL-201 enjekte edilip hasta kısa bir süre içinde gama kamera altına yatırılarak çekim yapılır.

Burada yöntem planar ve spect olarak ikiye ayrılmaktadır. Anabilim dalımızdaki çalışmalarda spect yöntemini kullandığımız için ve genellikle planar yöntem artık terkedildiği için planar yönteme değinilmedi. Tek dedektörlü gama kameralarda hasta yatırıldıktan sonra geniş alanlı ve hasta etrafında dönebilen kamera ile kamera başı hastanın 45 derece sağ anterior oblikten, 45 derece sol posterior oblik pozisyonu tarayacak şekilde ayarlanır ve rotasyon açısı 180 derecedir. Çekim yaklaşık onbeş dakika gibi bir sürede tamamlanır. İki dedektörlü sistemlerde ise şekil 2 de izlenildiği gibi dedektörler birbirine 90 derece açı yapacak şekilde yerleştirilir. Dedektörlerden birisi sağ anterior oblik 45 derece pozisyona diğeri 45 derece sol anterior oblik pozisyona yerleştirilir. 90 Derece rotasyon sonucu sağ anterior oblikten sol posterior oblik pozisyona 180 derece spect uygulanmış olur. Bu şekilde süre yarıya net olarak 7-8 dakikaya inmiş olur. Hastanın üç saat sonra aynı şekilde istirahat görüntüleri alınır. Bu üç saat içerisinde hastaya gıda yememesi, efordan kaçınması belirtilir.

Proses : Egzersiz ve istirahat görüntülerinin prosesine geçilmeden ham datadan öncelikle kalite kontrol işlemleri (hastanın hareket edip etmediği-doğru pozisyonda çekimin yapılıp yapılmadığı-vb.) yapılmalıdır. Eldeki ham datalar filtrelerden (parzen-hann-vb.) geçirildikten sonra (Bu matematiksel bir fonksiyondur) rekonstrüksiyon işlemi tamamlanır. Rekonstrükte datadan vertikal

uzun eksen, horizontal uzun eksen ve kısa eksene ait kesitler elde edilir. Bu işlemlerde egzersiz ve istirahat dataları ayrı ayrı işlenerek sonuç görüntüleri karşılaştırılarak vizüel değerlendirme yapılır. Kesitler elde edildikten sonra egzersiz ve istirahat dataları için bull's eye polar haritaları çıkarılabilir. Sirkumferansiyel profili denen ilgilenilen kesitler toplamında maksimal sayımın alındığı duvarı % 100 kabul edip talyumun diğer sahalardaki tutulumunu veren eğriler çıkarılabilir. Bunların incelenmesiyle egzersiz ve istirahat verileri karşılaştırılır.



**Şekil-2** : İki dedektörlü gama kameralarda miyokard perfüzyon çalışmalarında dedektörler birbiriyle 90 derece açı yaparak yerleştirilmektedir.

**Değerlendirme** : İlk olarak ham datanın incelenmesi ile başlar. Diğer bilgilerle birlikte karaciğer ve dalak aktivitesi yoğunluğuna bakarak egzersizin yeterli olup olmadığına karar verilir. Yine bu aşamada kalbin büyüklüğü

hakkında fikir edinilebilir. Bunlardan daha önemlisi akciğerlerdeki aktivite tutulumunun incelenmesidir. Akciğerlerde aktivite tutulumunun artması sol ventrikül disfonksiyonunu ve koroner arter hastalığının ciddiyetini gösterir. Datanın rekonstrükte edilmesi ve kesitlerin elde edilip incelenmesiyle; reversibl perfüzyon defektleri, reversibl olmayan fiks perfüzyon defektleri, reverse redüstribüsyon görülebilir.

Reversibl defektler stres görüntülerinde ortaya çıkan perfüzyon defektlerinin istirahat görüntülerinde dolması ile karakterizedir. Stres görüntüleri alındıktan sonra Talyum miyokard hücrelerinden washoutu defektif bölgede iskemi nedeniyle yavaştır. İstirahat görüntüleri alındığında rolatif olarak diğer sahalarda bu bölge eşitlenecektir. Bu durum kantitatif metodlar ile ( Sirkumferansiyel profil analizi) daha güvenilir şekilde gösterilebilir.

Fiks defektler ise akut miyokard enfarktüsüne veya çoğunluklarda enfarktüs neticesindeki skar dokusuna bağlıdır. Stres ve istirahat görüntülerinde defektlerde bir değişiklik görülmez. Ancak fiks defekt olarak belirtilen sahalarda miyokard viabilitesi buna paralel değildir, viabl iskemik dokuda redistribüsyon olmadığı durumlar bildirilmiştir. Bunların sonucunda redistribüsyon kesinlikle viabl iskemik dokuyu gösterirken, redstribüsyon gözlenmeyişi skarı göstermeyebilir. Bu durumda viabiliteyi araştırmak için 24.saat görüntüsü alınabilir, reinjeksiyon tekniği ile görüntüleme tekrarlanabilir. Böylece fiks defekt olarak belirtilen vakaların %30 'unun redistribüsyon gösterdiği ve viabl olduğu söylenebilir.

Reverse redistribüsyonda ise egzersizde normal olan sahanın istirahatde defektif izlenmesidir. Bunun değerlendirilmesi tartışmalı olmakla beraber bugün için hastanın kliniğinde gözönüne alınarak normal sınırlar içinde ele alınmaktadır.

İstirahat görüntülerinde sağ kalbin izlenmesi sağ ventrikül hipertrofisi veya pulmoner hipertansiyona işaret eder.

Kesitlerin incelenmesi, karşılaştırılmasıyla kalbin büyüklüğü, iskemik dilatasyon gösterip göstermediği söylenebilir. Yine kesitlerden anevrizma yönünde yaklaşımlarda bulunabilir.

Hata kaynaklarına gelince ; yetersiz egzersiz yanlış negatif sonuç verebilir. İlaçlarını kesmeme, iki çalışma arası yemek yeme, egzersiz hatalı sonuçlara yol açabilir. Hastanın hareket etmesi bir başka hata kaynağıdır. Büyük memeler ve şişman hastalarda yağ dokusu anterior ve lateral duvarda fiks defektlere yol açabilir. Sol hemidiaframının yüksek olması inferior duvar defekti şeklinde yorumlanabilir. Karaciğer ve dalak aktivitesi inferior duvarda reverse redistribüsyon görünümüne yol açabilir. Normal bireylerde septumun membranöz kısmı ve apikoinferior duvar aktiviteleri diğer duvarlara göre daha az tutulum gösterir. Bu bölgeler değerlendirilirken dikkatli olunmalıdır. Pozitif yöndeki center of rotation kusurları posteroapikal, negatif yönde center of rotation kusurları ise anteroseptal perfüzyon defektlerine neden olur.

Bütün bunların arkasından daha önce bahsedilen endikasyonlar tekrar ele alınarak elde edilen sonuçlarla birlikte tekrar değerlendirilirse ;

- Koroner arter hastalığı şüpheli hastada genellikle söz konusu olan göğüs ağrılarıdır. Miyokard perfüzyon sintigrafisi hastalığın prevalansında dikkate alındığında hastalığın teşhisine götürür yada kişinin hayatını değiştirecek olan patoloji damgasını yemesini önler (4).
- Teşhisin konduğu hastalarda ise hastalığın yaygınlığı ve şiddeti hakkında bilgi verir. Diğer tanı yöntemleri ile karşılaştırma olanağı getirir. EKG 'de Q izlenen ve enfarktüs öyküsü olan bir olguda nekrotik kabul edilen sahalarda viabilite gösterebilir. Hastalığın lokalizasyonu hakkında EKG ve eforlu EKG 'den daha sağlıklı bilgiler verir. Koroner anjiyografideki bulgulara tamamlayıcı bilgiler verebilir. Bu bilgiler daha sonra çekilecek miyokard perfüzyon sintigrafileri ile karşılaştırılarak

hastalığın takibi ve kontrolünde kullanılabilir. Miyokard perfüzyon sintigrafisi koroner anjiyografi endikasyonu konulmasında kullanılabilir. İyi bir medikal tedaviye rağmen kliniği olan hastalarda koroner anjiyografi endikasyonu tartışmasızdır. Asıl sorun semptomu az olan olgulardadır. Bu olgularda yapılacak koroner anjiyografi ve sonrasında PTCA yada by-pass cerrahisi prognoz üzerine etkilidir. Bu hastaların ayırımında miyokard perfüzyon sintigrafisi kullanılmalıdır. Buna göre koroner anjiyografi endikasyonu konmalıdır. Yine bir başka uygulama, trombolizde tedavinin etkinliğini veya rezidüel iskemiye saptamaktaki kullanımudur.

- Sessiz iskemiler üçe ayrılmaktadır. Birincisi asemptomatik olgular, ikincisi daha önce enfarktüs geçirmiş olup asemptomatik olanlar ve üçüncüsünde semptomatik olan sessiz iskemilerdir. Bunlardan üçüncü grup zaten semptomları nedeniyle kontrol altındadır ve klinisyen gerek gördüğünde perfüzyon incelemesi yapılır. İkinci grupta EKG veya efor testi ile gösterilemeyen sessiz iskemiler miyokard perfüzyon sintigrafisi ile gösterilebilir. Asemptomatik hastaların oluşturduğu birinci grupta ise hastaların teşhisi taramalar sonucu yada tesadüfi olması nedeniyle EKG 'deki veya efor testindeki değişikliklerin teyidi amacıyla uygulanır yada bu testlerdeki ST değişiklikleri başka nedenlerde bağlı olabileceği için bunlarda hastalığı ekarte edebilir (26).
- Kalp cerrahisi ve PTCA 'daki kullanımına gelince, burada öncelikle tedavinin planlanmasında önemli yeri olduğu söylenebilir. Bununla yukarıda da belirtildiği gibi koroner anjiyografiye tamamlayıcı bilgiler ile lezyonun büyüklüğü, şiddeti, viabilitesi hakkında bilgi edinilir. Operasyon sonrasında hasta asemptomatik ve efor testi negatif ise ileri inceleme gereksizdir. Hasta semptom veriyorsa, klinik ile EKG arası

uyumsuzluğu efor testi açıklığa kavuşturamıyorsa burada miyokard perfüzyon sintigrafisi gerekmektedir. Bunun sonucunda kontrol koroner anjiografi endikasyonu konabilir. PTCA sonrası dilate edilen alanda talyum tutulumundaki düşüklük restenoza işaret eder. Bu da yeni bir koroner anjiografi endikasyonunu doğurur.



## GEREÇ VE YÖNTEM

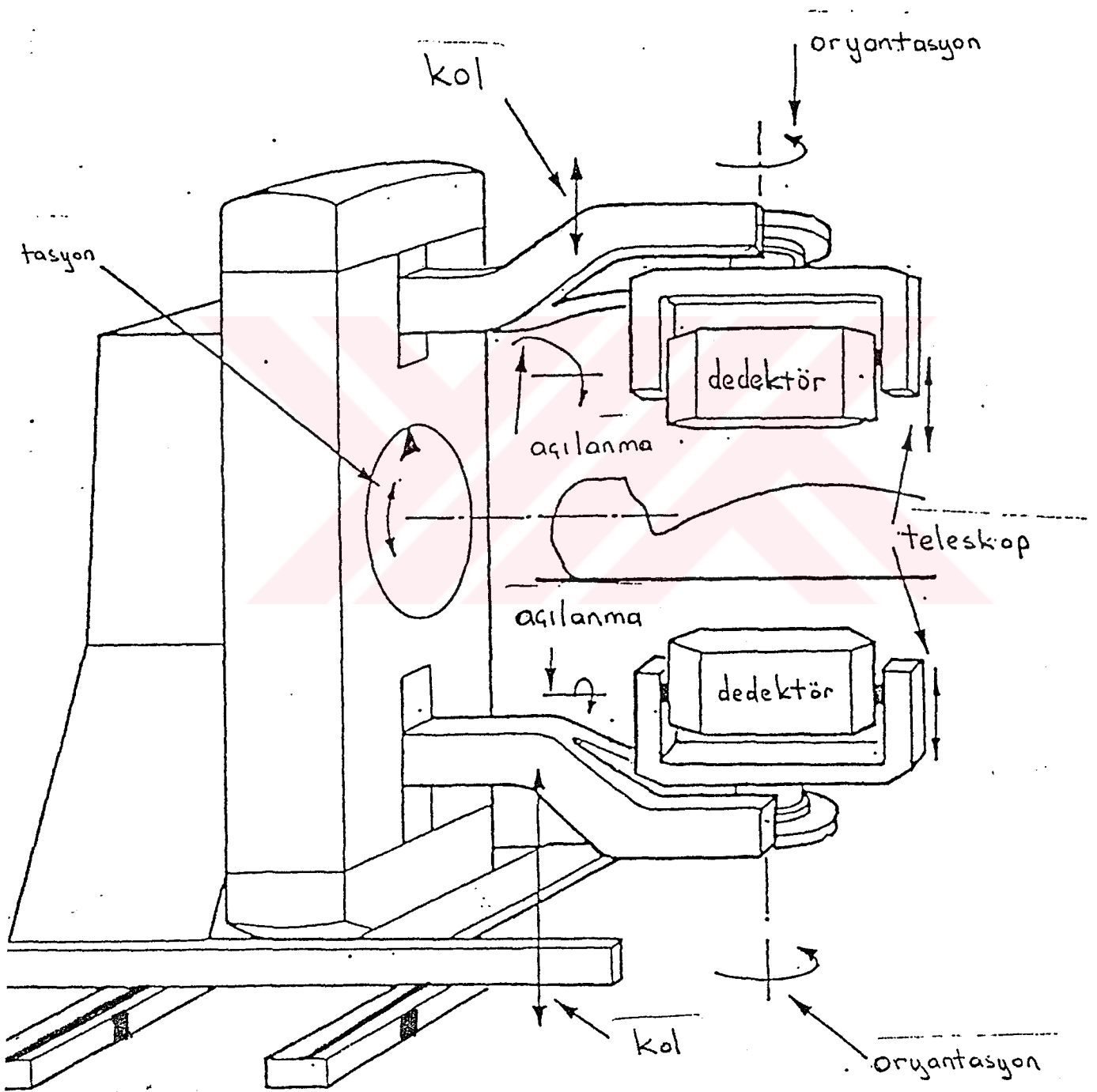
Çalışmaya yaşları 28 ile 71 arasında değişen (ortalama 49,4) (17 bayan ve 39 erkek) toplam 56 olgu dahil edildi. Bu kişiler kardiyoloji kliniğinden koroner arter hastalığı şüphesiyle veya tanısı konduktan sonra kliniğimize gönderilmişlerdir. Bu kişilere miyokard perfüzyon çalışmalarından önce Philips Optimus digital subtraction anjiyografi cihazında 7–8 F intraduser kullanılarak seldinger yöntemiyle anormallik olmadığı takdirde sağ femoral arterden sağ ve sol Judkin katater kullanılarak koroner anjiyografi uygulandı. Olgularda miyokard perfüzyon ajanı olarak talyum-201 kullanıldı. Damar yolu % 0.9 sodyum klorür ile açılan olgular strese modifiye Bruce protokolü egzersiz testi ile tabii tutuldular. Burada genel bilgiler bölümünde ayrıntılı şekilde anlatıldığı gibi test öncesi koşullar yerine getirildi ve test bahsedilen ilkelere göre uygulandı. Maksimal egzersizde 3 mCi talyum-201 damar yolundan enjekte edildi. Bir dakika daha egzersiz sürdürülüp sonlandırıldı. Bunu takiben olgu egzersiz talyum miyokard perfüzyon spect çalışması için kameranın masasına supin pozisyonda yatırıldı. Bayan hastalarda memeler bant ile bağlandı. Çalışmaya konu olan iki başlı sisteme sahip Sophy camera DST kullanıldı (Şekil 3). Kameranın başları birbirleriyle (90) doksan derece açı yaparak dedektörün biri sağ anterior 45 dereceye diğeri sol anterior oblik 45 dereceye yerleştirildi (Şekil 2). Her iki dedektör doksanar derecelik dönüşle birisi sol anterior oblik 45 dereceye diğeri sol posterior oblik 45 dereceye gelerek toplam 180 derece (sağ anterior oblikten sol posterior oblik pozisyonuna) spect uygulanmış oldu. Çalışma 64x64 matrikste uygulandı. Spect, stepler tarzında uygulandı. Her step altı (6) derecedi ve otuz (30) saniye süreyle sayım alındı. Net çalışma süresi (7,5) yedibuçuk dakika idi.

Stress çekimi bittikten sonra olgunun istirahat görüntüleri genel bilgide anlatıldığı şekilde yaklaşık üç saat sonra aynı şekilde yatırılarak alındı. Çalışılan kameranın bazı performans belirleyicileri şu şekildedir: Kristal kalınlığı 9,5 mm. , fotoçoğaltıcı tüp sayısı her bir dedektörde 58 adettir.

Interensek Uniformite	UFOV	CFOV
Integral	$\leq\% 2,5$	$\leq\% 2$
Diferansiyel	$\leq\%2$	$\leq\% 1,5$
Enerji rezolüsyonu	UFOV	
	$<\%10$	
Uzaysal rezolüsyon	UFOV	CFOV
X eksenini için		
FWHM	$\leq 3,2$ mm	$\leq 3,2$ mm
FWTM	$\leq 6,1$ mm	$\leq 6$ mm
Y eksenini için		
FWHM	$\leq 3,2$ mm	$\leq 3,1$ mm
FWTM	$\leq 6,1$ mm	$\leq 6$ mm

Elde edilen veriler proses yapılmak üzere Sophy NXT sistemine aktarıldı. Bu sistem 32 bitlik (CPU) merkezi işlem birimine, 16 megabyte hafızaya sahiptir ve fortmachs, VTRX işletim sistemi ile çalışır. Burada NXT 'nin yazılımındaki kardiyak menü ile dataların kalite kontrolleri yapıldıktan sonra büyütme, Hann filtrenin uygulanması, smoothing gibi işlemlerde uygulanarak prosesleri yapıldı. Bunlar sonucunda kalbin vertikal uzun eksen, horizontal uzun eksen ve kısa eksen kesitleri elde edildi. Bunların bull's eye görüntüleri elde edildi, sirkumferansiyel profilleri çıkarıldı.

Elde edilen verilerden olgulara ait kesitler önce kantitasyona gidilmeden değerlendirilip rapor edildi. Daha sonra başka bir okuyucu rapor edilen tüm olguları kantitasyon analizleriyle birlikte yeniden değerlendirdi. Bu iki verinin eşliğinde tüm olgular koroner anjiyografi sonuçlarıyla karşılaştırıldı.



Şekil 3: Çalışmaların yapıldığı iki dedektörlü Sophy camera DST izlenmekte.

## BULGULAR

Çalışmaya alınan hastaların koroner anjiyografileri, ve miyokard perfüzyon sintigrafileri sonuçları tablo 1 'de gösterilmiştir. Bu tabloda ilk sayfa olguların koroner anjiyografilerini içermektedir. Bunun arkasındaki sayfada aynı satırlarda aynı olguya ait olan miyokard perfüzyon sintigrafisinin vizüel olarak değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar yer almaktadır. Üçüncü sayfada yine satır düzeni korunarak kantitatif inceleme de yapıldıktan sonra rapor edilen sonuçlar verilmektedir. Dördüncü sayfada ilgili yorumlar veya kantitasyon değerleri verilmektedir.

Buradaki olgulardan elde edilen verilerden olguların vizüel olarak değerlendirilmesiyle ortaya çıkan sensitivitesi ve spesifitesi hesaplandı. Bu değerler her bir damar sahası (LAD, LCX, RCA) için ayrıca hesaplandı. Aynı işlemler olgular kantitasyonla birlikte değerlendirildikten sonra tekrarlandı.

Tablo 1 'de :

1.sayfada koroner anjiyografide belirtilen damarın önünde % kaç tıkalı olduğu belirtilmektedir. Normal damarlar NL ile gösterilmiştir.

2.sayfada miyokard perfüzyon sintigrafilerinin vizüel değerlendirmelerine yer verilmiştir. Reversibl defektler RD ile fiks defektler FD ile gösterilmiştir.

3.sayfada kantitasyonla birlikte yapılan değerlendirmelerde aynı kısaltmalar kullanılmıştır.

4.sayfada anjiyografi –vizüel yorum ve kantitatif yorum arasında çelişki olmayan vakalar uyumlu olarak belirtilmiştir. Uyumsuz olanlarda kantitasyon değerleri verilirken egzersiz=ex, istirahat=ist olarak kısaltılmıştır.

**TABLO 1**

Hasta No	Koroner Anjiografi Sonuçları
1-	Normal
2-	Normal
3-	Normal
4-	Normal
5-	Normal
6-	Normal
7-	Normal
8-	Normal
9-	Normal
10-	Normal
11-	Normal
12-	Normal
13-	Normal
14-	Normal
15-	Normal
16-	Normal
17-	Normal
18-	Normal
19-	Normal
20-	LAD:60-95/LCX:100/RCA:90/LCX ve LAD'ye retrograt doluş mevcut.
21-	LAD:70/LCX:NL/RCA:80/
22-	LAD:70-80/LCX:100/RCA:90-70/
23-	LAD:90/LCX:NL/RCA:NL/
24-	LAD:95/LCX:NL/RCA:100/
25-	LAD:99/LCX:NL/RCA:NL/
26-	Sol ana koroner:80/LAD:70/LCX:70 uzun/RCA:100/
27-	LAD:100/LCX:70/RCA:40-70/
28-	LAD:100/LCX:40/RCA:100/
29-	LAD:65/LCX:NL/RCA:NL/

Hasta No	Vizüel Değerlendirme İle Elde Edilen Sonuçlar
1-	Anterior = RD+inferior bazal:RD
2-	Normal
3-	Normal
4-	Normal
5-	Normal
6-	Normal
7-	Normal
8-	Normal
9-	Normal
10-	Normal
11-	Septum : RD
12-	Normal
13-	Normal
14-	Anterior : RD
15-	Normal
16-	Septum bazal:RD+Lateral bazal:RD
17-	Normal
18-	Normal
19-	Anterior : RD
20-	Tüm duvarlarda :RD
21-	Anterior:RD+inferior+inferoseptal:RD
22-	Anteroseptal:RD+inferior:RD+lateral:FD
23-	Anteroseptal:RD
24-	Anteroseptal:RD+inferior:FD (Reinjeksiyon ile RD)
25-	Anterior:FD+septum RD
26-	Anteroseptal:RD+inferior:FD
27-	Anterolateral+Anterior+Septum:FD
28-	Anterior+Septum:FD+Inferior:FD
29-	Anteroseptal:RD

Hasta No	Kantitasyonla Birlikte Değerlendirme İle Elde edilen sonuçlar
1-	Normal
2-	Normal
3-	Normal
4-	Normal
5-	Normal
6-	Normal
7-	Normal
8-	Normal
9-	Normal
10-	Normal
11-	Septum:RD
12-	Normal
13-	Normal
14-	Normal
15-	Normal
16-	Normal
17-	Normal
18-	Normal
19-	Normal
20-	Tüm duvarlarda:RD
21-	Anterior:RD+Inferior+Inferoseptal:RD
22-	Anteroseptal:RD+Inferior=RD+Lateral:FD
23-	Anteroseptal:RD
24-	Anteroseptal:RD+inferior:FD(reenjeksiyon ile RD)
25-	Anterior:FD+septum:RD
26-	Anteroseptal:RD+inferior:FD
27-	Anterolateral+Anterior+Septum:FD
28-	Anterior+septumFD+inferior:FD
29-	Anteroseptal:RD

## Yorumlar ve Kantifikasyon Değerleri

- 1- Anterior ex:63-ist:70 / inferior bazal ex:66-ist:72
- 2- Uyumlu
- 3- Uyumlu
- 4- Uyumlu
- 5- Uyumlu
- 6- Uyumlu
- 7- Uyumlu
- 8- Uyumlu
- 9- Uyumlu
- 10- Uyumlu
- 11 Septum ex:62-ist:75
- 12- Uyumlu
- 13- Uyumlu
- 14- Anterior ex:75-ist:75 / septum ex:65-ist:65
- 15- Uyumlu
- 16- Septum bazal ex:70-ist:75 / Lateral bazal ex:70-ist:75
- 17- Uyumlu
- 18- Uyumlu
- 19- Anterior ex:68-ist:68
- 20- Uyumlu
- 21- Uyumlu
- 22- Uyumlu
- 23- Uyumlu
- 24- Uyumlu
- 25- Uyumlu
- 26- Anteroseptal ex:64-ist:85 / Lateral ex:95-ist:95 / inferior ex:35-ist:35
- 27- Lateral ex:100-ist:100 / inferior ex:80-ist:85 / Anterior ex:40-ist:40
- 28- Uyumlu
- 29- Uyumlu

- 30- LAD:50/LCX:NL/RCA:80-90/
- 31- LAD:99/LCX:NL/RCA:100/
- 32- LAD:100/LCX:NL/RCA:NL/
- 33- LAD:70-80/LCX:NL/RCA:70/
- 34- LAD:90 diffüz/LCX:60-70 diffüz/RCA:100/
- 35- LAD:99/LCX:NL/RCA:70 diffüz/
- 36- LAD:40 uzun/LCX:NL/RCA:NL/
- 37- LAD:NL/LCX:70/RCA:95/
- 38- LAD:Kenar düzensizliđi/LCX:50-80/RCA:90/
- 39- LAD:NL/LCX:30/RCA:30-40 diffüz/
- 40- LAD:80/LCX:70/RCA:NL/
- 41- LAD:80/LCX:NL/RCA:NL/
- 42- LAD:100/LCX:NL/RCA:NL/
- 43- LAD:100/LCX:99/RCA:60/
- 44- LAD:NL/LCX:NL/RCA:100/
- 45- LAD:80/LCX:90/RCA:70/
- 46- LAD:70/LCX:80-95/RCA:99/
- 47- LAD:90/LCX:90/RCA:70/
- 48- LAD:30-90/LCX:80/RCA:Kenar düzensizliđi/
- 49- LAD:100/LCX:70/RCA:95/
- 50- LAD:NL/LCX:NL/RCA:100/
- 51- LAD:NL/LCX:100/RCA:100/
- 52- LAD:40 diffüz/LCX:NL/RCA:40 diffüz/
- 53- LAD:60/LCX:50/RCA:100/
- 54- LAD:80-100-70/LCX:80-70/RCA:80-90/
- 55- LAD:NL/LCX:70/RCA:70/
- 56- LAD:100/LCX:NL/RCA:NL/

Hasta No	Vizüel Sonuçlar
30-	Anteroseptal:RD+inferior:RD
31-	Anterior+septum:FD+inferior:FD
32-	Anterior+septum:FD+inferior:RD
33-	Anteroseptal:RD+inferior:RD+Apex:FD
34-	Anteriorve septum apikal kesimler+Lateral:FD (reenjeksiyon ile RD)+Anterior+septum bazal kesimler:RD+inferior:FD
35-	Anteroseptal:RD+inferior:RD
36-	Anterior:RD
37-	Inferior:RD
38-	Anteroseptal:RD+Lateral:RD+inferior:RD
39-	Inferior:RD
40-	Anteroseptal:RD+inferolateral:RD
41-	Anterior:RD
42-	Anterior:FD+Anteroseptal:RD
43-	Anterior:FD+Septum:RD+inferior:RD+Lateral:RD
44-	inferior:FD
45-	Anterior+Septum:RD+inferior:RD
46-	Anterior+Anteroseptal:RD+inferior+inferoseptal:RD
47-	Anterior:FD
48-	Septum:RD+Apex:FD+inferior:RD
49-	Anteroseptal:FD+tum duvarla:RD
50-	Inferior:FD
51-	Septum:RD+inferolateral:RD+inferior:FD
52-	Inferior+Inferoseptal:RD
53-	Anteroseptal:RD+inferior:FD
54-	Anterior+septum:RD+inferior:FD+Lateral:RD
55-	inferior:RD+Lateral:RD
56-	Anterior+Anteroseptal:FD

Hasta No	Kantitasyonla birlikte değerlendirme ile elde edilen sonuçlar
30-	Anteroseptal:RD+inferior:RD
31-	Anterior+septum:FD+inferior:FD
32-	Anterior+septum:FD
33-	Anteroseptal:RD+inferior:RD+Apex:FD
34-	Anterior + septum apikal kesimler+Lateral:FD (reenjeksiyon ile RD)+Anterior+septum bazal kesimler:RD+inferior:FD
35-	Anteroseptal:RD+inferior:RD
36-	Anterior:RD
37-	Inferior:RD
38-	Anteroseptal:RD+Lateral:RD+inferior:RD
39-	Inferior:RD
40-	Anteroseptal:RD+inferolateral:RD
41-	Anterior:RD
42-	Anterior:FD+Anteroseptal:RD
43-	Anterior:FD+Septum:RD+inferior:RD+Lateral:RD
44-	inferior:FD
45-	Anterior+Septum:RD+inferior:RD
46-	Anterior+Anteroseptal:RD+inferior+inferoseptal:RD
47-	Anterior:FD
48-	Septum:RD+Apex:FD+inferior:RD
49-	Anteroseptal:FD+tum duvarlar:RD
50-	Inferior:FD
51-	Septum:RD+inferolateral:RD+inferior:FD
52-	Inferior+Inferoseptal:RD
53-	Anteroseptal:RD+inferior:FD
54-	Anterior+septum:RD+inferior:FD+Lateral:RD
55-	inferior:RD+Lateral:RD
56-	Anterior+Anteroseptal:FD

## Yorumlar ve Kantifikasyon Değerleri

- 30- Uyumlu
- 31- Uyumlu
- 32- Inferior ex:70-ist:75
- 33- Apex'deki fiks defekt apikal incelmeye bağlandı.
- 34- inferior da fiks defekt sahalar % 30 seviyesinde. Lateral duvarda % 50 düzeyinde.
- 35- Uyumlu
- 36- Uyumlu. Anterior ex:60-ist:70
- 37- Inferior ex:60-ist:80 / Lateral ex:95-ist:95
- 38- Uyumlu
- 39- Uyumlu. Inferior ex:68-ist:80
- 40- Anterior ex:60-ist:80 / Inferior ex:85-ist:85 / Lateral ex:100-ist:100
- 41- Uyumlu
- 42- Uyumlu
- 43- Anterior ex:40-ist:40 / inferior ex:65-ist:80 / Lateral ex:65-ist:75
- 44- Uyumlu
- 45- Anterior+septum ex:60-ist:80 / inferior ex:65-ist:85 / Lateral ex:100-ist:100
- 46- Anterior+septum ex:65-ist:80 / Inferior ex:65-ist:85 / Lateral ex:95-ist:95
- 47- Anterior ex:45-ist:45 / inferior ex:70-ist:75 / Lateral ex:95-ist:95
- 48- Septum ex:60-ist:70 / inferior ex:65-ist:80 / Lateral ex:100-ist:100
- 49- Uyumlu
- 50- Uyumlu
- 51- Septum ex:60-ist:90 / inferior ex:50-ist:50 / Lateral ex:95-ist:95
- 52- Anterior ex:70-ist:70 / inferior ex:63-ist:75
- 53- Uyumlu
- 54- Uyumlu. Reenjeksiyon uygulandı. Inferior: RD
- 55- Uyumlu
- 56- Uyumlu

Sonuçta tablo 1'in değerlendirilmesiyle aşağıdaki tablo ortaya çıkmıştır.

	Vizüel Değerlendirme	Kantitasyonla Birlikte Değerlendirme
Sensitivite	$64/64+12 = 84,2$	$64/64+12 = 84,2$
Spesifite	$82/82+10 = 89,1$	$89/89+3 = 96,7$
<b>DAMAR SAHALARINA GÖRE</b>		
<b>Sensitivite</b>		
LAD	$30/30+1 = 96,8$	$30/30+1 = 96,8$
LCX	$8/8+9 = 47,1$	$8/8+9 = 47,1$
RCA	$26/26+2 = 92,8$	$26/26+2 = 92,8$
<b>pesifite</b>		
LAD	$19/19+6 = 76$	$23/23+2 = 92$
LCX	$38/38+1 = 97,4$	$39/39+0 = 100$
RCA	$25/25+3 = 89,3$	$27/27+1 = 96,4$



## TARTIŞMA

Günümüzde önemi giderek artan koroner arter hastalığıda gerek teşhis gerekse takip ve tedavisinin planlanmasında miyokard perfüzyon sintigrafisi oldukça önemli bir yere sahiptir. Burada nükleer tıp departmanlarına düşen görev miyokard perfüzyon sintigrafisinin sensitivitesini ve spesifitesini olabilecek en iyi noktalara getirmektir. Bunlara etkili olabilecek faktörlerden en önemlisi uygulamaya ait olanlar (yeterli egzersiz yapılması, hastanın uygun pozisyonda yatırılması, uygun ve yeterli dozun verilmesi, v.b.) iyi ve titiz çalışan bir ekip tarafından uygulanmasıyla mümkündür. Çalışılan kameranın kalite kontrolleri eksiksiz şekilde yapılmalıdır. Tolere edilebilecek uniformite bozuklukları korrekte edilmeli, linearite düzeltmeleri yapılmalı, center of rotation kusurları önlenmelidir.

Yukarıda belirtilen faktörler dışında görüntülerin kalitesini etkileyen kontrast, bulanıklık ve gürültü parametreleri miyokard perfüzyon sintigrafisi açısından incelenerek belirtilmiştir. İskemi veya skara bağlı lezyonlar sintigrafide hipoaktif defekt oldukları için şanssız lezyonlardır. Zira kontrast açısından hiperaktif lezyonların gösterilebilme kapasiteleri daha yüksektir. Buradaki önemli bir faktörde dedektörün ayırma gücüdür. Rezolüsyonun iyi olduğu oranda kontrast iyi sağlanır. Kontrast sağlamada bahsedilen önceki faktörlerle ilgili uygulayıcıların yapabileceği birşey yoktur. Ancak saçılımı azaltma ve hedefteki tutulum oranını arttırmak uygulayıcı tarafından sağlanabilir. Birde daha iyi bir rezolüsyon elde etmek amacıyla dedektör hastaya olabilecek en yakın noktadan geçirilmelidir. Saçılımı azaltmak için gerek hasta üzerinde gerekse dışarıdan gelecek radyasyon saçılımları önlenmelidir. Pencere iyi ayarlanmalıdır. Genel bilgilerde anlatılan pencerenin %3-5 yüksek tarafa kaydırılması talyum için gerekli değildir. Zira kompton etkisi 80-Kev civarında

fazla baskın değildir. Tutulum oranını arttırmak için egzersiz maksimal noktaya zorlanmalıdır. Burada yine önemli bir konu verilecek dozdur. Kontrastı arttırmak için hastadan toplanan sayımı arttırmak, bu da doz ve süreyi artırmakla mümkündür. Süreyi arttırmak bulanıklık oluşturacağından istenmez, doz konusu gürültü bölümünde anlatılmıştır. Bulanıklığı azaltmak için hastanın istemli hareketleri önlenmelidir. İstemli hareketler ve talyumun kalp içerisindeki kinetiği ise önlenemeyen bulanıklık nedenidir. Bu konuda yapılabilecek önlem ise çekim süresini kısaltmaktır. Gürültüyü azaltıp sinyal/gürültü oranını arttırmanın en basit yolu sayım yoğunluğunu arttırmaktan geçer. Bunda sensitiviteyi arttırmakla olur. Bunda uygulayıcının sisteme, sistemin elektroniğine bağlı faktörlere yapabileceği birşey yoktur. Süreyi arttırmak bulanıklığı arttıracığından istenmez. Kullanılan radyoaktif maddenin enerjisi konusunda da yapılabilecek birşey yoktur. Bu durumda uygun kolimatör seçimi ve uygun sayım yoğunluğunu belli bir noktaya kadar etkiler. Az doz ile yapılan bir çalışmada gürültüye bağlı olarak perfüzyon defektleri gözden kaçabilir. Ancak dozun artırılması ile sinyal/gürültü oranı doğru orantılı değildir. Bu temporal rezolüsyonla ilişkili ve sayım sisteminin paralizabl veya nonparalizabl olmasına bağlı bir konudur. Sisteme uygun optimum ortalama doz saptanmalıdır.

Yukarıdaki bilgilerin eşliğinde çalıştığımız iki dedektörlü sistemin getirdiği avantajlar olduğunu söyleyebiliriz. Buradaki avantaj çekim süresinin kısa olmasına dayanmaktadır. Yukarıda anlatıldığı gibi hastanın istemli, istemli (solunum hareketleri, kalbin kendi hareketleri v.b.) hareketleri ve talyumun doku içi kinetiği başlıca bulanıklık nedenidir. Rekonstrüksiyon yaklaşımında ise projeksiyon datanın sabit olduğu varsayılır. Burada süreyi yarıya indirerek bulanıklık azaltılmış olmaktadır. Bunun dışında kalp haricindeki talyum

kinetiğinin (kan ve diğer organlardaki tutulum) çekimdeki yaklaşık 7–8 dakikalık kısalma ile kontras önemli ölçüde bir değişiklik göstermez.

Eldeki verileri tek dedektörlü sistemle karşılaştırmak mümkün değildir. Bunun nedeni kameradaki pek çok performans belirleyicisinin farklı olmasıdır. Sözelimi kendi anabilim dalımızdaki diğer tek dedektörlü sistemlerle kıyaslandığında bu sistemin iki dedektörlü olmasıyla ilgili olmayan birçok yüksek performans özelliğine sahip olduğu dikkati çekmektedir. Tüp sayısı, homojenitesi, uzaysal rezolüsyonu, elektronik sisteminin üstünlükleri gibi. Yine sözelimi dedektör yüzeyinin geniş olmaması nokta kaynak hassasiyetinin bölgesel değişim göstermesine bağlı homojeniteyi bozmasını azaltmaktadır. Bununla beraber bu sistem kardiyak çalışmalara spesifik hazırlanmamıştır. Genel kullanım amaçlı üretilmiş olduğu için kardiyak çalışmalar için daha uygun teknik özelliklerin içerilebileceği hatırlanmalıdır. Sonuç olarak bu şekliyle kardiyak çalışmalar açısından tek dedektörlü bir sistemle bu sistemin kıyaslanması mümkün değildir.

Olguların rapor edilen sonuçlar ile karşılaştırılmasında çıkan sonuçlar bulgular bölümünde verildi. Burada hastalık kriteri olarak % 50 gibi bir sınır yerine direkt, klinik teşhis gözönüne alındı. Burada da 36 ve 39 numaralı olgular dışında diğer olgulardan hasta kabul edilenlerin lezyonları % 50 'nin üzerindeydi. Bu iki olgunun % 40 ancak uzun lezyonları mevcut idi ve klinikte koroner arter hastası olarak değerlendirilmişlerdi. Lezyonlu damar sayısına göre, miyokard enfarktüsü geçirip geçirmemesine göre olgu seçimi yapılmadı.

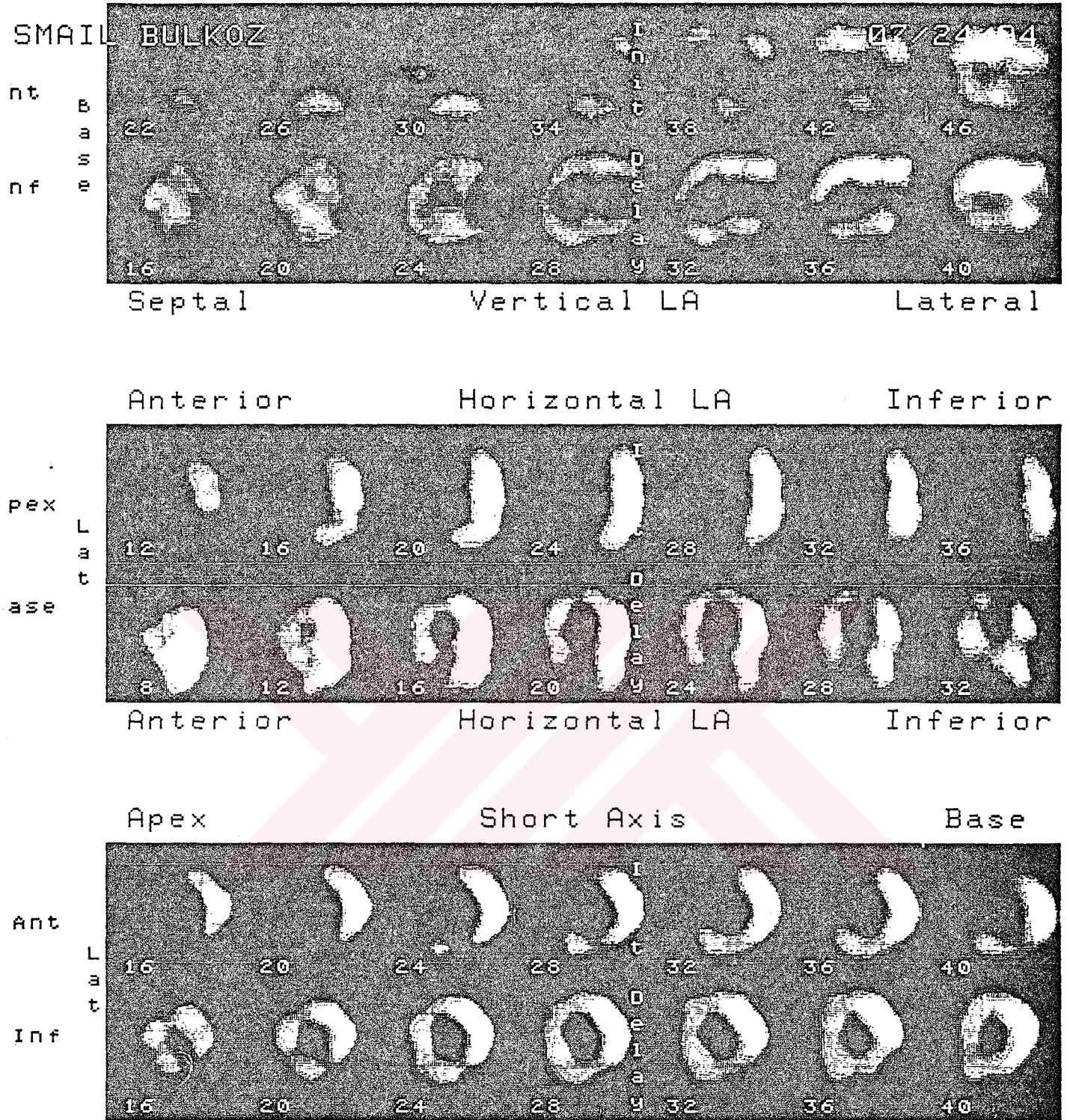
Bugüne kadar bu konuda çok geniş çalışmalar bildirilmiştir. Bunlardaki farklılıklarda geniş boyutlardadır. Bunda etkili faktörlerin en önemlisi çalışmaya dahil edilen hasta popülasyonun bazı özellikleridir. Yukarıda belirtildiği gibi dahil edilen hastaların enfarktüslü olması, tek damar, çok damar hastası olması, egzersiz düzeyi, damar darlığının yüzdesi gibi v.b. Bahsedilen bu çalışmalara

bakıldığında spect çalışmaları için büyük farklılıklar olmakla beraber sensitivite %90 lar civarında spesifitede bu civarda veya bunun biraz altında izlenmektedir. Yine kantitasyon konusunda da değişiklikler spesifiteyi artırırken daha ziyade sensitivite üzerinde ve artırıcı yönde bildirilmektedir. Bunlara birkaç örnek verilecek olursa : 1984 de Tamaki vizüel değerlendirme ile sensitiviteyi % 93 spesifiteyi %91 kantitatif analiz ile %98-%91 olarak bildirmiştir (28). De pasquale 1988' de vizüel değerlendirme ile %97 sensitivite %68 spesifite bildirirken kantitatif analiz ile %95-%74 olarak bildirmiştir(29). 1989 'da Fintel vizüel olarak %92 sensitivite bildirmiştir (30). 1989 'da Maddahi kantitatif analiz ile %96 sensitivite,%56 spesifite bildirmiştir (31). Van Train kantitatif analiz ile %94 sensitivite, %47 spesifite bildirmiştir (32). Yine anabilim dalımızda 1992 yılında tez konusu içinde tek dedektörlü kamera ile 24 hastada yapılan çalışmada sensitivite %83,spesifite %100 olarak bildirilmiştir (27). Bunların bu tezdeki değerlerle karşılaştırılmasına yukarıda belirtilen nedenlerle girilmeyecektir. Damar sahalarına göre dağılımda da bildirilen çoğu veriye paralel seyretmekle beraber LCX sahası düşük bir sensitivite göstermektedir. Bunlardan da örnekler verilecek olursa anabilim dalımızda yapılan düşük ejeksiyon fraksiyonlu koroner arter hastalarında dobutamin infüzyonu ile yapılan talyum-201 miyokard perfüzyon sintigrafilerinde sensitivite ve spesifiteler sırasıyla LAD' de %90-%98, LCX' de %70-%83, RCA' da %94-%76' dir(24). Literatürdeki değerlerden çıkarılan yaklaşık ortalama değerler ise vizüel analiz ile yine sırasıyla sensitivite ve spesifite olmak üzere LAD' de %75-%85, LCX' de %54-%97, RCA' de %88-%84 (28-29). Kantitasyonla elde edilen ortalama değerler ise LAD' de %80-%78, LCX' de %72-%80, RCA' da %87-%77 ' dir (28-29-31-32). Bununda yukarıda belirtilen aynı nedenlerle kıyaslanmasına girilmeyecektir.

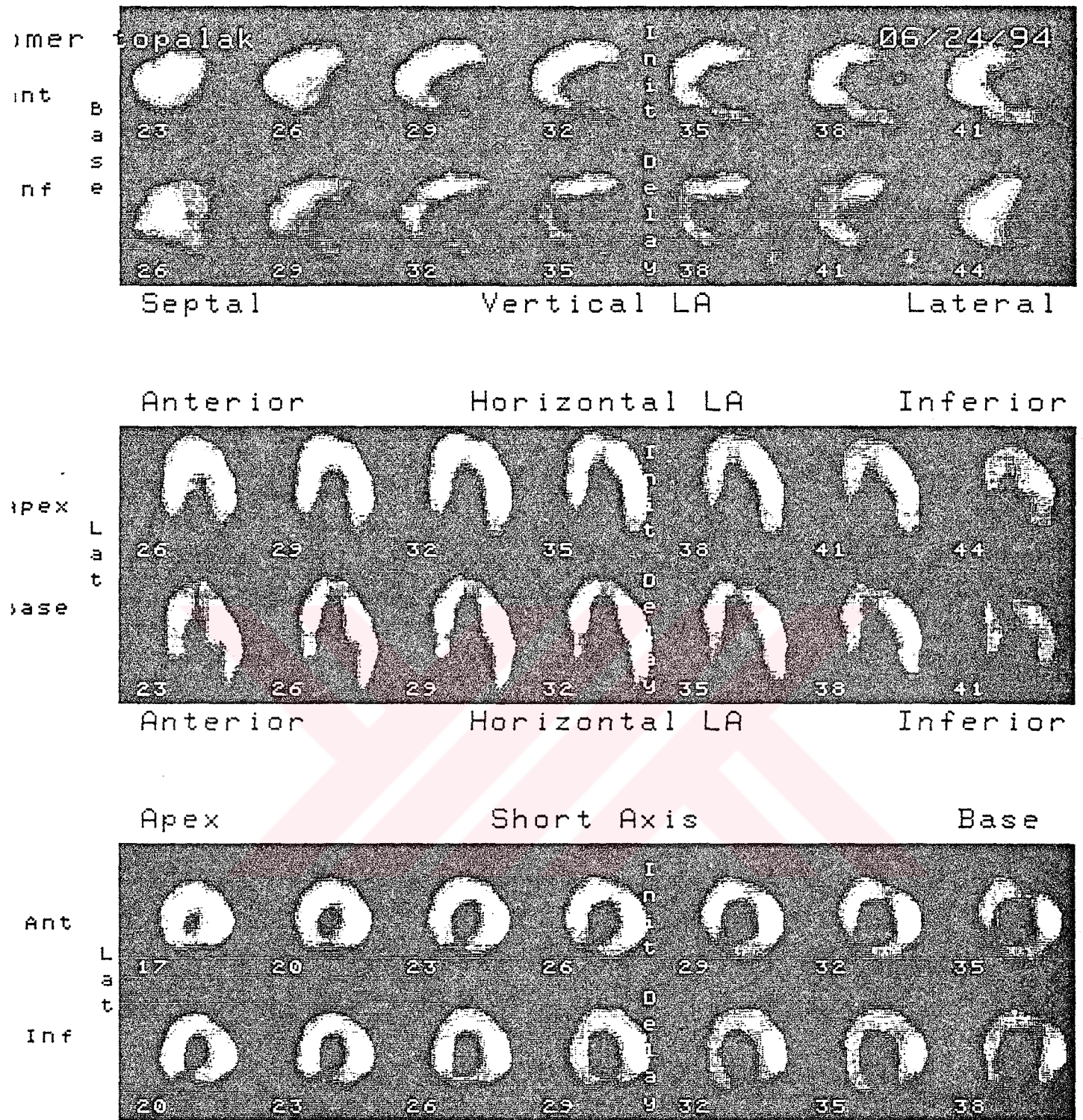
Sonuçların değerlendirilmesinde çarpıcı noktalardan birisi vizüel olarak on adet okunan yanlış pozitif lezyonun kantitasyonla birlikte değerlendirmede üç adete düşmesi ve düzelmenin olduğu yedi lezyondan altısının normal anjiyografiye sahip 19 hasta içinden olmasıydı. Bu durumda vizüel değerlendirmede spesifiteyi düşüren yanlış pozitif raporlar çoğunlukla normal anjiyografiye sahip olan grubtan idi. Kantitasyonla birlikte yaklaşım burada önemli derecede düzelmelere yol açmaktadır (resim 3).

Yine sonuçların değerlendirilmesindeki diğer bir çarpıcı nokta ise sirkumfleks lezyonlarının dedektebilitesinde % 47 'lere varan düşmedir. Bu klasik bilgilere ters düşmemekle beraber sağ koroner arter ve sol inen ön arterdeki son derece iyi sensitivitelere göre bir hayli düşüktür. Burada da yanlış negatif sirkumfleks lezyonu tespit edilen dokuz hastanın tamamında diğer damarlarda da ciddi lezyonlar mevcuttu. Bu dokuz hastada kantitasyonla yaklaşımda yanlış negatif sonuç vermiştir. Burada sirkumfleks sahasının dedektöre yakınlığının rol oynadığı diğer damarlara göre relatif bir üstünlük söz konusudur. Burada elli altı hasta içinde dokuz hastanın bu şekilde yer alması rakamı tesadüfi dağılımla açıklanabilir. Bunlardan birkaç örnek verilecek olursa 48 nolu hastada % 80 darlığa rağmen, 47 nolu hastada % 90 darlığa rağmen, 45 nolu hastada % 90 darlığa rağmen, 40 nolu hastada % 70 darlığa rağmen normal olarak rapor edilmişlerdir (resim 4 ve 5).

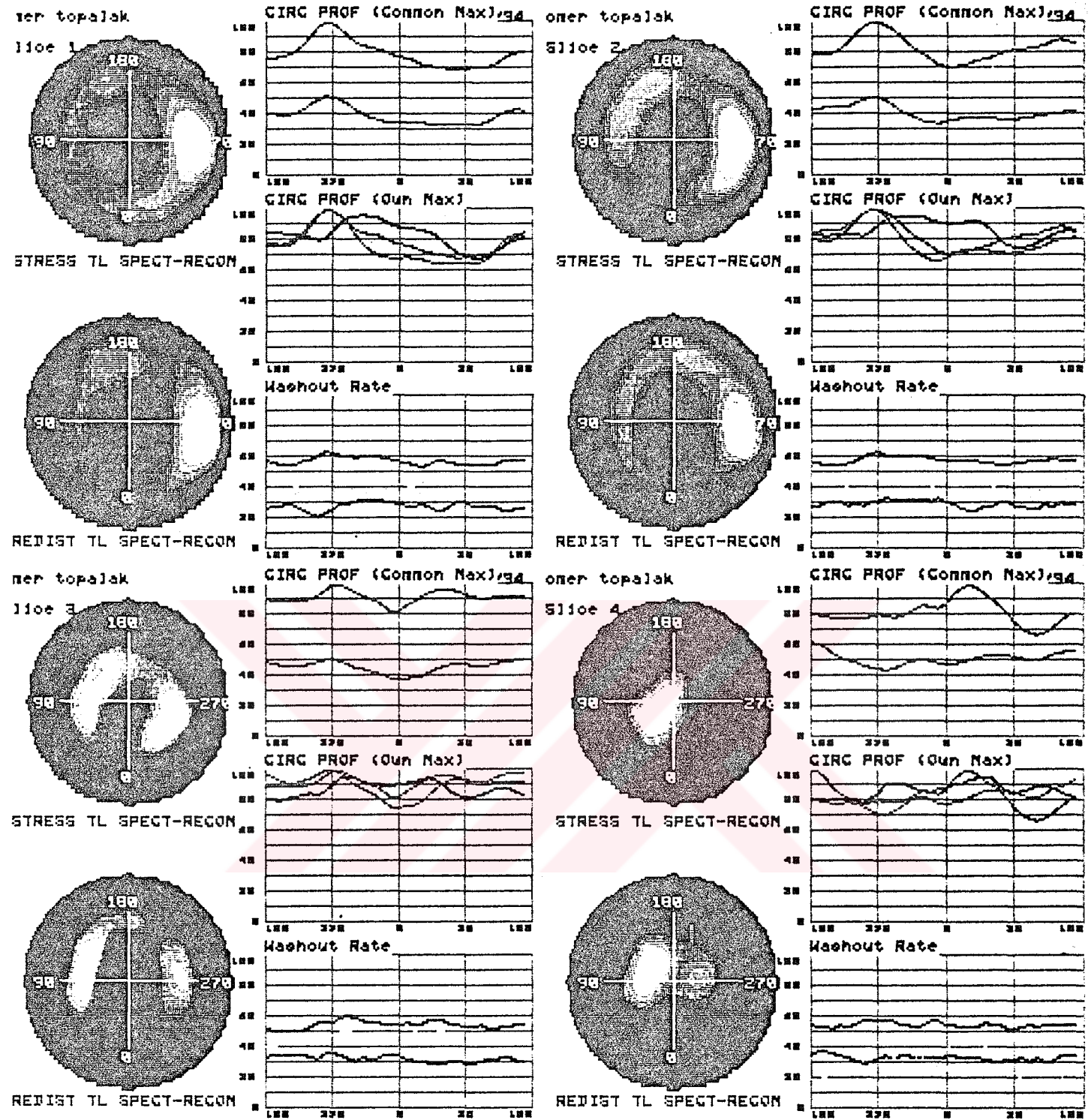
Sirkumfleks arterin sensitivitesindeki bu düşüklüğe karşın son derece iyi bir spesifitesi mevcuttur. Üç damar sahasında da kantitasyonla birlikte spesifitenin arttığı gözlenmektedir. Kantitasyon ile değerlendirmelerin sensitivite ve spesifite üzerine etkileri konusunda değişik bildirimlerde bunları arttırdığına yönelik açıklamalar daha ağırlıklıdır. Bununla beraber bu çalışmada kantitasyonun sensitivite üzerine bir etkisi gözlenmemiştir.



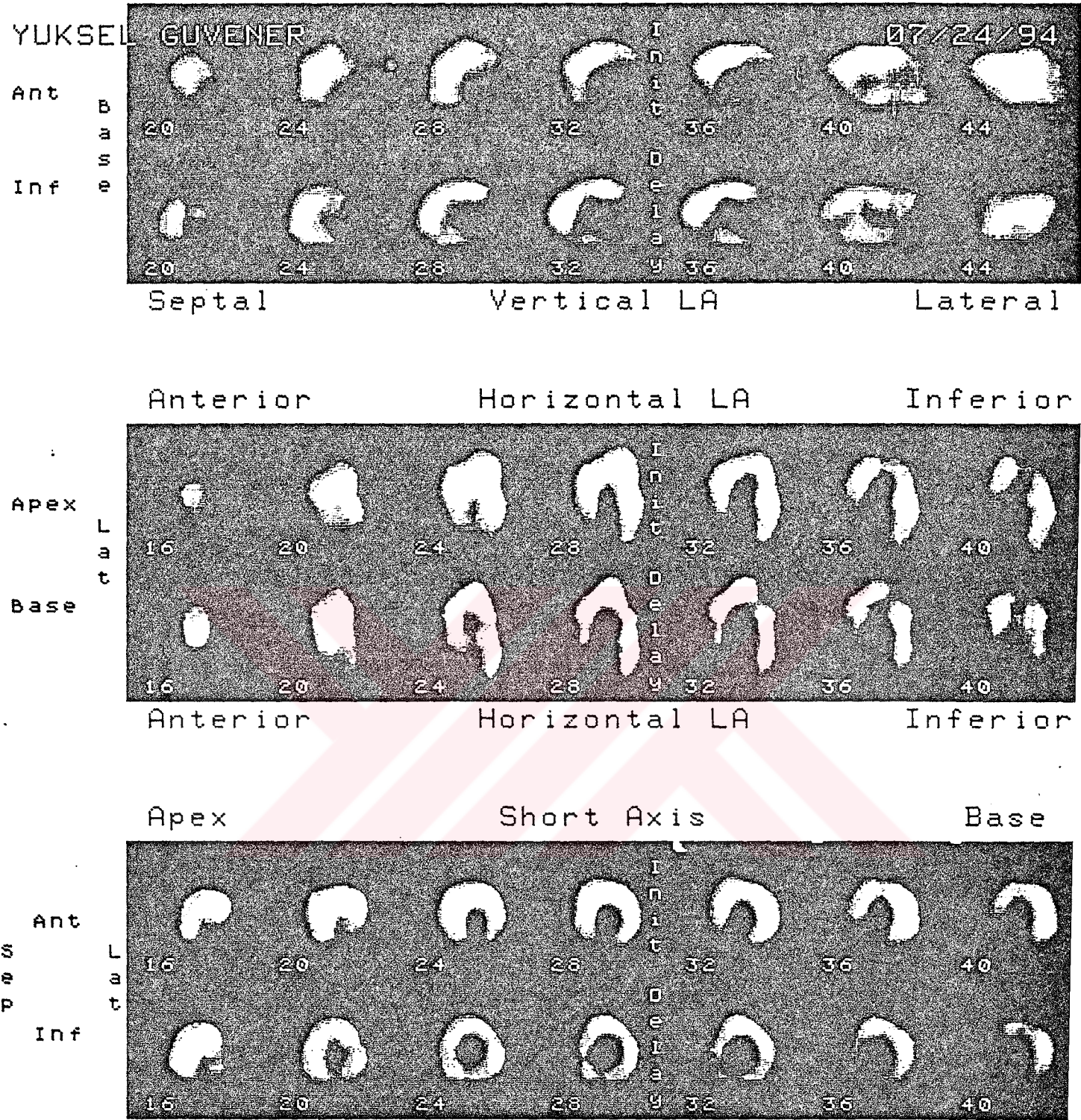
RESİM 2 : Koroner anjiografisiyle uyumlu bir olgu izlenmekte. Anjiografide LAD %50 darlık göstermektedir. Olgu anterior ve septal duvarda LAD sahasına uyan bölgede reversibl defekt göstermektedir.



RESİM 3 : Bu olguda vizüel değerlendirme ile anterior duvar bazal kesim revestib defekt olarak yorumlandı. Koroner anjiyografisi ise normaldi.

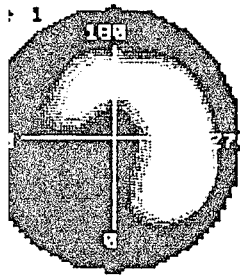


RESİM 3 : Aynı olgunun kısa eksen kesitlerinin sirkumferansiyel profilinin incelenmesinde değişikliklerin normal sınırlar içinde kaldığı izlenmekte.  
(Slice 1 bazal kesime, slice 4 apikal kesime aittir)

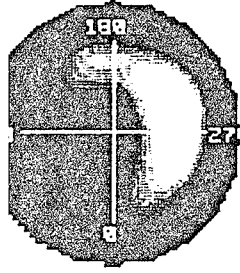


RESİM 4 : Bu olgu vizüel olarak inferior duvarda reversibl defekt olarak değerlendirildi. Koroner anjiografisinde ise RCA'da %95, LCX'de %70 darlık rapor edildi.

EL GUVENER

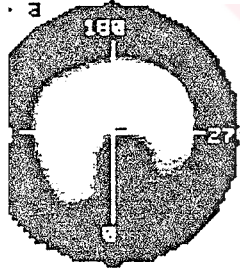


185 TL SPECT-RECON

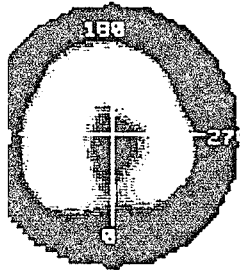


185 TL SPECT-RECON

EL GUVENER

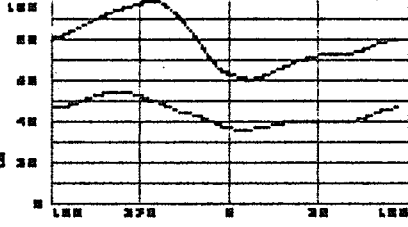


185 TL SPECT-RECON

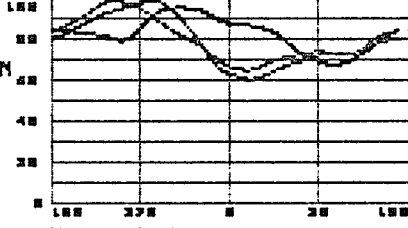


185 TL SPECT-RECON

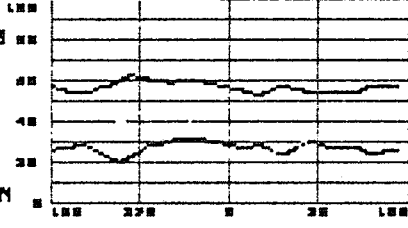
GIRC PROF (Common Max) 180



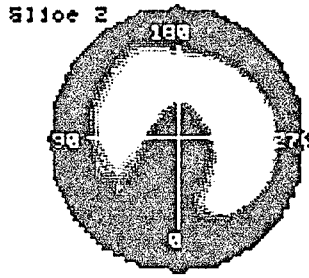
GIRC PROF (0un Max)



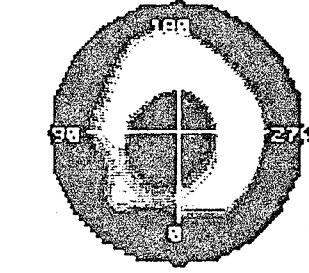
Washout Rate



YUKSEL GUVENER

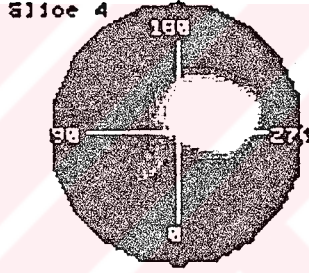


185 TL SPECT-RECON

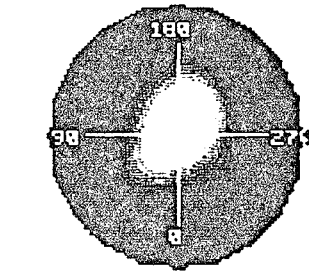


185 TL SPECT-RECON

YUKSEL GUVENER

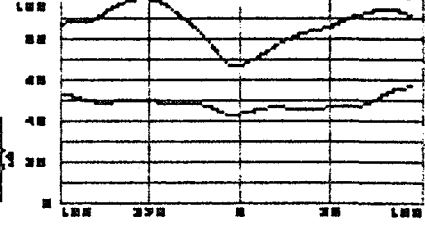


185 TL SPECT-RECON

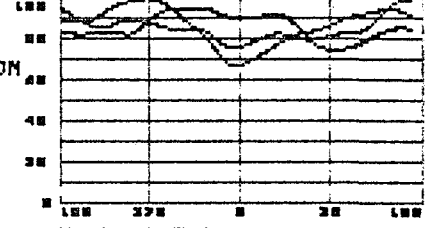


185 TL SPECT-RECON

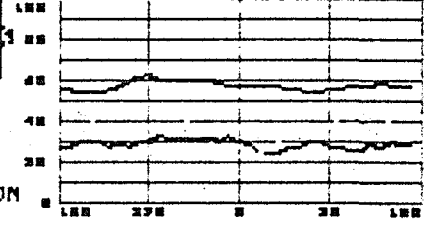
GIRC PROF (Common Max) 180



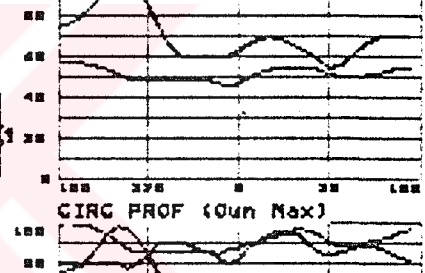
GIRC PROF (0un Max)



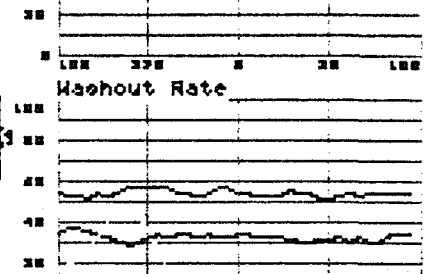
Washout Rate



GIRC PROF (Common Max) 180



GIRC PROF (0un Max)



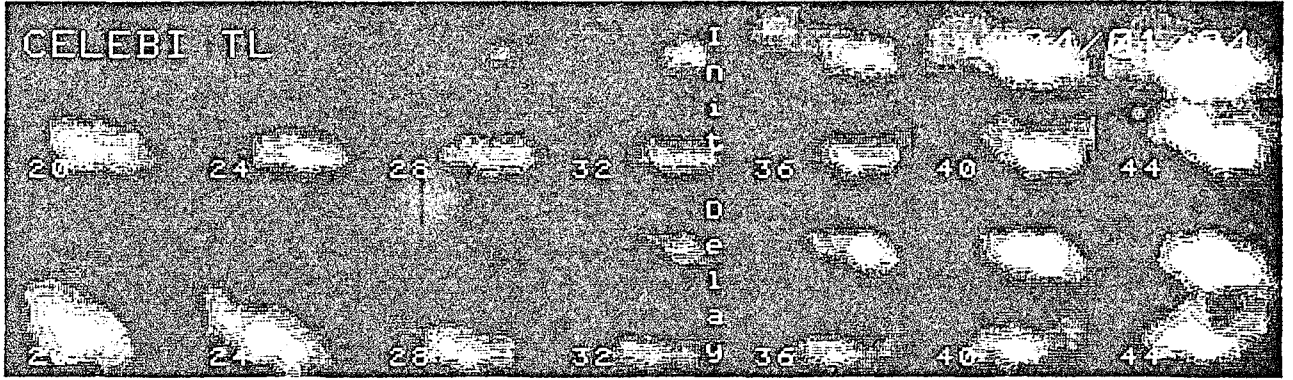
185 TL SPECT-RECON

RESİM 4 : Aynı olgunun kontitasyon çalışmalarında da inferior duvar defektif izlenirken lateral duvarın normal sınırlarda kaldığı izlenmekte.

HAT

CELEBI TL

B  
a  
s  
e



Septal

Vertical LA

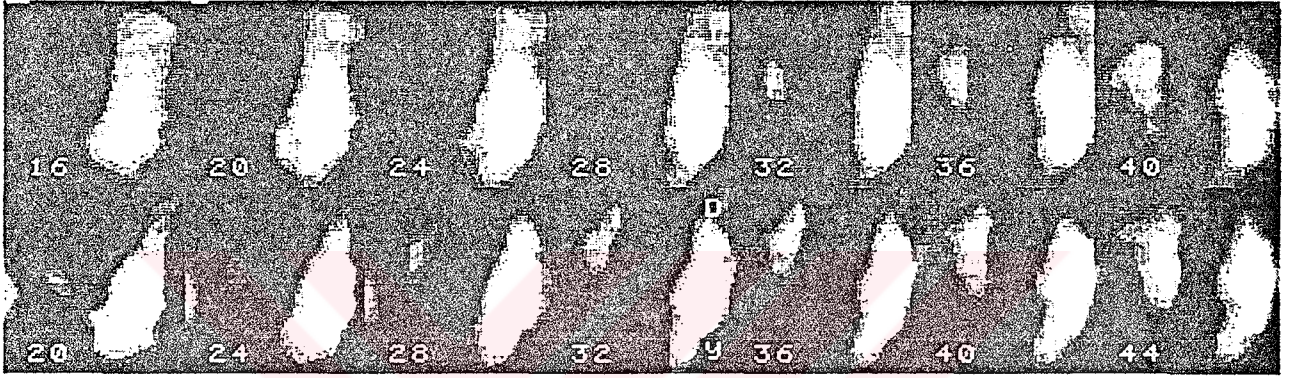
Lateral

Anterior

Horizontal LA

Inferior

x  
L  
a  
t  
e



Anterior

Horizontal LA

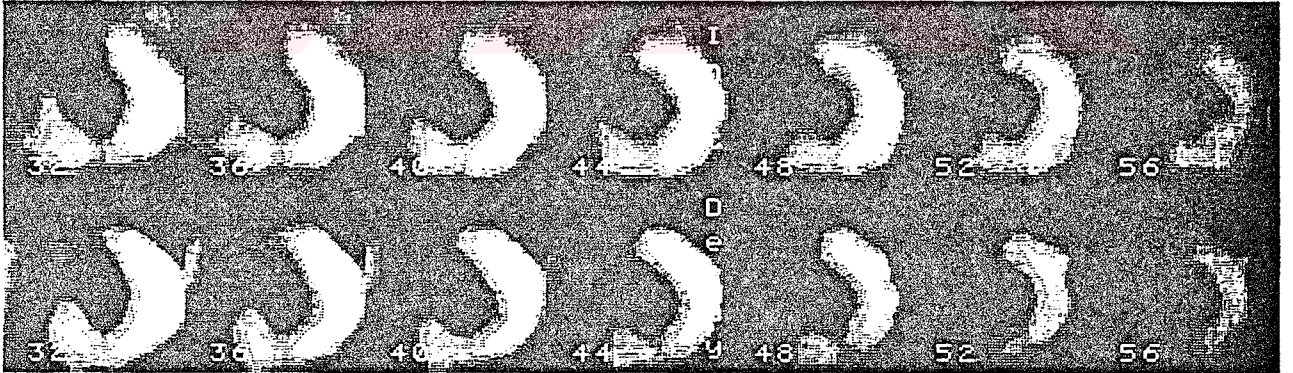
Inferior

Apex

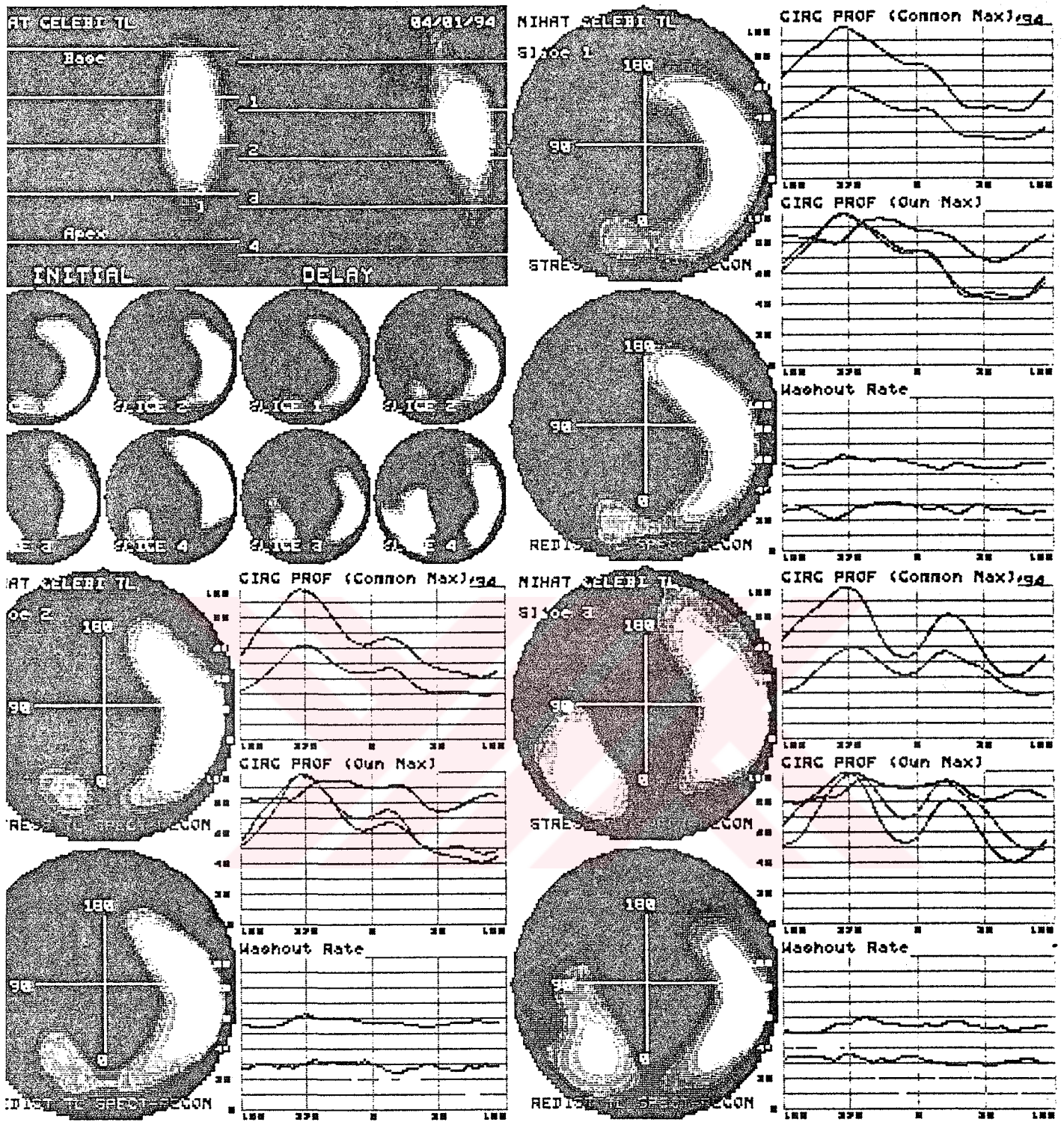
Short Axis

Base

t  
L  
a  
t  
i  
f



5 : Bu olgunun koroner anjiografisinde LAD'de % 90, ICX'de % 80 ve RCA'da % 80 darlık rapor edilmiştir. Vizüel olarak olgunun lateral duvarı normal rapor edilmiştir.



RESİM 5 : Aynı olgunun kantitasyonunda da tüm kısa eksen kesitlerinde lateral duvar aktivitesinin en yüksek olduğu ve skalada % 100 olarak izlendiği dikkati çekmektedir. Yine lateral duvarın washout hızının normal sınırlar içinde kaldığı izlenmektedir.

## SONUÇ

Bu çalışma sonucunda talyum miyokard perfüzyon sintigrafisinin vizüel değerlendirmeyele sensitivitesi % 84,2 spesifitesi % 89,1, damar sahalarına göre sensitivite ve spesifiteleri sırasıyla LAD: % 96,8 – % 76, LCX : % 47,1–% 97,4 ,RCA : % 92,8 – % 89,3 olarak bulunmuştur. Kantitasyon ile birlikte değerlendirmede ise sensitivitelere bir değişiklik saptanmamış, spesifite % 96,7 damar sahalarına göre LAD: % 92, LCX: % 100, RCA: % 96,4 olarak saptanmıştır.

Bu sonuçlardan ve tartışmadaki bahsedilen nedenlerden hareket ederek kantitasyon uygulanmasının özellikle spesifiteyi iyileştirme yönünden faydalı olduğu söylenebilir. Burada önemli bir konuda kendi toplumumuza ait normal kantitatif değerlerin tespit edilmesi gerekliliğidir. LAD ve RCA veya her ikisiyle birlikte olan LCX lezyonlarının rahatlıkla atlanabildiği gözlenmektedir. Bu açıdan lateral duvar diğer defektlerle birlikte her kesitte çok iyi incelenmeli, kantifiye edilmeli ve dominansını koruyup korumadığı kontrol edilmelidir. Buna rağmen, dominansını korusada bunun relatif bir dominans ve iyi görünüm olup; altından bir sirkumfleks lezyonu çıkabileceği unutulmamalıdır.

Kardiak çalışmalarda iyi bir sensitivite ve spesifite elde edebilmek için iyi ve disiplinli çalışan bir personel ekibinin yanında yüksek performans özelliklerini taşıyan kameraların kullanımı büyük yararlar sağlamaktadır. İki dedektörlü sistemle çalışmak da teknik açıdan avantaj getirmektedir.

## KAYNAKLAR

- 1- Johnson LL: clinical experience with technetium 99m tetrofosmin. Seminars in Nuclear Medicine, 21:182:189,1991
- 2- Berman DS, et al: Technetium 99m sestamibi in the assessment of chronic coronary artery disease. Seminars in Nuclear Medicine 21:190-212,1991
- 3- Cantez S, Adalet I, Dolaşım sistemi. Cantez S, Grpe A. Pratik Nükleer Tıp, İ..T.F. Vakfı 70-110:1992.
- 4- Dudley J. Pennell, Richard Underwood, D.C. Costa , Peter J Ell : Thallium myocardial Perfusion Tomography in clinical cardiology. 1-3:1992.
- 5- Doğan Bor. Performans karakteristikleri. Gama kameralarının alışma prensipleri ve kalite kontrol yntemleri. 28-57:1990.
- 6- Walter E. Drane, M.D. and Mike Nicole, CNMT: Single vs. dual vs. triple-headed spect imaging: How many heads do we need?. Tomographic imaging S.E. Chapter, SNM, M.P. Sandler, ED.,1992.
- 7- Jonathan M. Links : Multidetektor single-photon emission tomography: are two (or three or four) heads really better than one?. European Journal of Nuclear Medicine Vol.20, No.5, May 440-446:1993.
- 8- Kypros Kouris, Peter H. Jarritt, Durval C. Costa, and Peter J. Ell: Physical assessment of the GE/CGR Neurocam and comparison with a single rotating gamma-camera. Eur J Nucl Med 19:236-242-1992.
- 9- Nusynowitz, M.L., et al. J. Radiology 131:235-241, 1979.
- 10- Padical, T.N., et al. J. Nucl. Med. 17:653-656, 1976.
- 11- Braunwald: Heart Disease 2. Edition Philadelphia. W.B saunders Company 159-276:1984.
- 12- Ferlinz J. and M.E. Turbow. : Antianginal and myocardial metabolic properties of verapamil in coronary artery disease Amer. J. Cardiol. 46,1019-1026 (1980).

- 13–Gottschalk A, Hoffer PB, Potchen EJ: Diagnostic Nuclear Medicine 1988: volume 1; 206–223.
- 14–Straus HW, Pitt B, Rouleau J, Baily I, Wagner HN : Physiological and technical factors in: Atlas of cardiovascular Nuclear Medicine. St. Louis, CV Mosby, 1977.pp. 1–22.
- 15–Pohost GM, Alpert NM, Ingwall JS, Strauss HW: Thallium redistribution mechanisms and clinical utility. Semin. Nucl.Med. 10:70–13,1980.
- 16–Kaul S, Chesler DA. Pohost GM, Strauss HN, Okada RD, Boucher CA: Influence fo peak exercise heart rate on normal thallium myocardial clearance. J.Nucl.Med. 27:26–30–1986.
- 17–Wilson RA, Okada RD, Strauss HW, Pohost GM : Effect of glucose–insulin–potassium infusion on thallium clearance. Circulation, 68 : 203–209, 1983.
- 18–Yiğitbaşı Ö., Nalbantgil İ., Kılıççioğlu B.: Kalbin telemetrik sistemle tetkiki. Ege Üniv. Tıp Fak. Derg.14:179–182–1975.
- 19–Sheffield LT, Roitman D : Stress testing methodology Prog Cardiovasc Dis. 19:33–38–1976.
- 20–Ellesstad MH: Stress Testing, 3. Edition philadelphia FA Davis Company , 189–231–1986.
- 21–Chung E K: Exercise Electrocardiography 2.Edition Baltimore Willams and Wilkins, 164–227–1983.
- 22–Botvinick E H and Dae M W. Dipyridamole perfusion scintigraphy . Seminars in Nuclear Medicine 21: 242–265–1991.
- 23–Verani M.S : Pharmacological stress with adenosine for myocardial perfusion imaging. Seminars in Nuclear Medicine, 21:266–272 1991.
- 24–Duman Y.,Dirlik A., Ünlü M., Kayalıoğlu M., Tl-201 spcet following dobutamin infusion for the detection of coronary artery disease in patients

- with low ejection fraction rates. The Europa Congress of Nuclear Medicine Lisbon-Portugal 1992.
- 25-Kıraç S., Özkılıç H., Argon M., Derin H.: Transözefagial atrial pacing eşliğinde Tl-201 miyokard perfüzyon spect çalışması. 1.Uluslararası Nükleer Onkoloji ve 8.Ulusal Nükleer Tıp Kongresi. İstanbul 1994.
- 26-Önder R., Nalbantgil İ., Kılıçcıoğlu B.: Sessiz miyokard iskemisi. E.Ü. Aydın Kitabı 1-8-1990.
- 27-Alper E. Tl-201 miyokard perfüzyon spect sintigrafisinde Bull s Eye haritasının kantitasyonunun yeri.(uzmanlık tezi) 24-26:1990.
- 28-Tamaki N, Yonekura Y, Mukai T, et al.: Stress Tl-201 transaxial emission computed tomography: quantitative vs qualitative analysis for evaluation of coronary artery disease. J Am Coll Cardiol 4(6): 1213-21, 1984.
- 29-De Pasquale EE, Nody AC, Depuey E, et al.: Quantitative rotational Tl-201 tomography for identifying and localizing coronary artery disease. Circulation 77 (2): 316-327, 1988.
- 30-Fintel DJ, Links JM, Brinker JA, et al: Improved diagnostic performance of exercise Tl-201 single photon emission computed tomography over planer imaging in the diagnosis of coronary artery disease: a receiver operating characteristic analysis. J Am Coll Cardiol 13 (3): 650-612,1989.
- 31-Maddahi J, Van Train KF, Prigent F, et al.: Quantitative single photon emission computerized Tl-201 tomography for detection and localization of coronary artery disease: Optimization and prospective validation of a new technique. J Am Coll Cardiol J Nucl.Med 26.17-21-1989.
- 32-Van Train K, Maddahi J, Berman D, et al: Quantitative analysis of tomographic stress thallium-201 myocardial scintigrams: a multicenter trial. Submitted J Nucl Med 1989.