

# Anger Kamera Teknolojisindeki Gelişmeler

D. Bor

Doç. Dr. Fizik Yüksek Mühendisi  
Türkiye Atom Enerjisi Kurumu

TJNM 1: 13-18, 1992

## TARİHÇE

Hastalıkların teşhis edilmesinde görüntüleme tekniğinden faydalanılması tıpta yeni bir çığır açmıştır ve teknolojiye ortaya çıkan tüm yeniliklerin ilk uygulama sahası olmuştur.

Görüntüleme amaç, hasta dozunu mümkün olan en düşük seviyede tutarken, görüntüleri kısa bir sürede ve azami detay ile bilgiyi içerecek şekilde elde etmektir. Bunun içinde hastadan gelen gama ışınlarının optimum bir şekilde deteksiyonu ve daha sonra işlenmesi gerekmektedir. İlk defa Anger tarafından yapılan ve son senelerde tomografi amacı için de kullanılan gama kameralarda birçok yenilikler yapılmıştır. Bu makalede, detektör ve kolimatör teknolojisindeki bu gelişmeler kısaca anlatılacaktır.

Bir dizi detektörün insan kafası etrafındaki belirli noktalara yerleştirilerek, beyine verilen radyoaktif maddenin dışardan sayılması ile ilgili çalışmalar bundan elli sene öncesine rastlar. Organdan çıkan gama ışınlarının detekte edilerek bir görüntünün oluşturulması ise ilk defa 1951 senesinde Ben Cassen tarafından yapılan lineer (çizgisel) tarayıcılarla gerçekleştirilmiştir. Buna göre detektör ilgili alan üzerinde mekanik tarama hareketi yapmakta ve görüntü, noktalarının meydana getirdiği bir desen olarak kağıt üzerinde elde edilmekteydi (1). Bu sistemlerde detektör olarak inorganik kalsiyum tungsten kristali kullanılmış ancak yerini daha sonra çok daha hassas olan Nal(Tl) kristaline bırakmıştır. Çok kanal içeren odaklı kolimatör ve foto kayıt ünitelerinin ilave edilmesiyle sistem daha sonra geliştirilmiş (2) ve ticari olarak ilk defa 1960 senesinde Picker firması tarafından yapılmıştır.

Hall Anger 1952 senesinde film üzerine Nal (Tl) kristal tabakası yerleştirerek kaynaktan gelen ışınların aynı anda deteksiyonunu sağlayan bir sistem geliştirdi (3). İlk tiroid görüntüleri film üzerinde, ancak çok uzun ışınlama süreleri (1 saatten fazla) sonunda elde edilebiliyordu. Da-

ha sonra Johansson ve Skanse bu tasarıma çok delikli bir kolimatör ilave ederek sistem hassasiyetini arttırdılar (4). 1955 de Kellershohn ve Pellerin her biri, bir kolimatör deliğine tekabül eden çok sayıda kristal kullanarak hassasiyeti daha da yükselttiler (5). Anger 1956 da 10 cm çapında Nal (Tl) kristali ve 7 adet fotoçoğaltıcı tüp (PM tüp) kullanarak ilk gama kamerasını yaptı (6). Daha sonra ise kristal çapını büyütüp PM tüp sayısını da 19'a çıkararak bu sistemi 1958 deki uluslararası Nükleer Tıp toplantısında tanıttı. Günümüzde halen esas olarak bu teknik kullanılmaktadır (7).

Bu arada Anger Kamerasına alternatif olabilmesi için bir takım başka görüntüleme teknikleri de geliştirilmiştir. 1962 de Bender ve Blau tarafından yapılan Autofluoroscope sisteminde bir tane yerine 293 kristal, bir dizi PM tüple beraber kullanılmıştır (8). 1963 de ise Ter-Pogossian diagnostik radyolojide kullanılan görüntü şiddetlendiriciyi çok kanallı bir kolimatör ile birleştiren bir teknik ileri sürmüştür (9). Ancak bu sistemlerin hiç birisi Anger kamerasının yerini alamamıştır.

Planar görüntüleme organ derinliklerinde görüntü detaylarının bozulmaya başlaması, daha o zamanlarda tomografi kavramını gündeme getirmiştir. Bu amaçla, lineer tarayıcılarda kullanılan kolimatörlerin odaklayıcı özelliğinden faydalanılması ilk defa gene Ben Cassen tarafından 1964 senesinde önerilmiştir (10). Organların farklı katmanlarına ait görüntüleri, kolimatörün her sefer belirli bir derinliğe -hasta detektör mesafesi değiştirilerek- odaklanması ile elde edilmiştir.

Kuhl ve Edwards tarafından "Mark 1-2-3-4" adları altında geliştirilen bir dizi cihazlar emisyon tomografisinin ilk sistemleri olarak bilinir (11). Aynı ekip daha sonra tarayıcılarına, ilk defa bilgisayarı eklediler ve başlangıçta bilgi depolanması ve kontrast artırılması için kullandılar. Görüntüyü ise bilgisayarda basit geriye projeksiyon tekniği ile elde ettiler (12). Emisyon tomografisinde optimum kalitede kesit görüntülerinin elde edilebilmesi için ileri seviyedeki bilgisayar işlemleri, radyolojide transmisyon tomografisinin kullanılmasından sonra başlamıştır (13,14,15).

1970 sonlarına doğru bir çok araştırma laboratuvarı ve firma tarafından farklı SPECT sistemleri geliştirilmiştir.

Yazışma Adresi:

Doç. Dr. Doğan Bor  
Türkiye Atom Enerjisi Kurumu  
Ankara Nükleer Araştırma Merkezi Beşevler, Ankara

Bunlar amaçları ve geometrilerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilirler (16,17);

- Uzun Eksen Tomografi Sistemleri
  - Anger "Pho/Con"
  - Coded Aperture Sistemleri
  - Seven-pin-hole
  - Rotating slant-hole
- Kısa Eksen Tomografi Sistemleri
  - Çok Kristalli Sistemler
  - Dönen Kamera Sistemleri

Ancak 1980 den sonra dönen detektör tekniği bütün SPECT sistemlerinde kullanılmaya başlamıştır (18,19).

## DETEKTÖRDEKİ GELİŞMELER

Anger kamerasının tomografi amacı ile kullanımının yaygınlaşması detektör mekanik ve elektroniklerinde birçok değişikliklerin yapılmasını gerektirmiştir.

Gama kamera tasarımında amaç, optimum bir deteksiyon etkinliğinde mümkün olan en iyi rezolüsyonun sağlanması, görüntülerin artefakt içermemesidir. Detektör homojenliği, uzaysal ve enerji rezolüsyonu, sayım hızı yeteneği kameranın toplam performansının belirlenmesinde kullanılan parametrelerdir.

### 1. Detektör Homojenitesi:

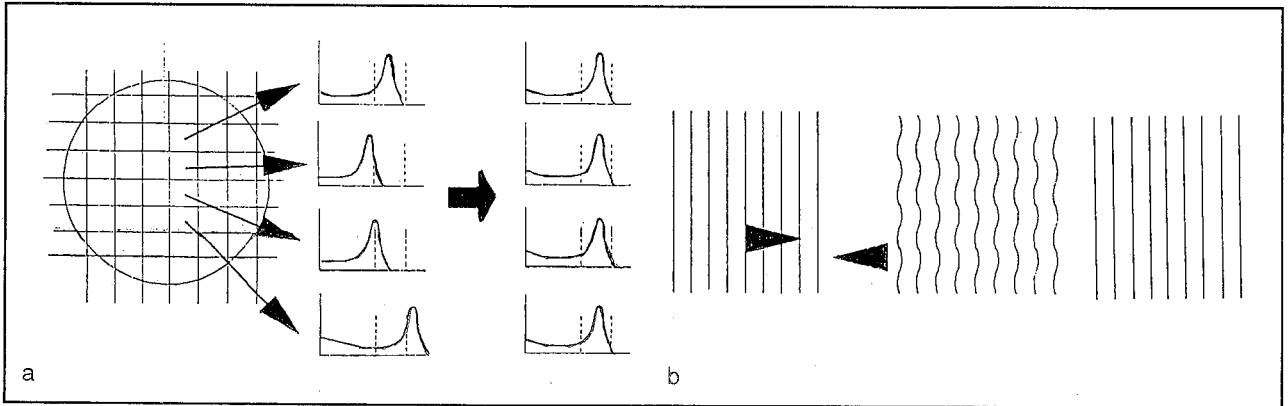
Planar gama kamera çalışmalarında  $\pm 7\%$ 'lik bir homojenite yeterlidir ve iyi bir "tune ayarı" sonrasında elde edilebilir. Ancak planar görüntü artefaktları tomografik kesitlere yüksek intensitede "ring" artefaktlar olarak yansır (19). Hiç bir artefakt içermeyen kesit görüntülerinin elde edilebilmesi için planar non-homojenitenin  $\pm 1\%$  den büyük olmaması gerekmektedir ve ancak bir takım özel

bilgisayar düzeltme teknikleri ile bu derecede bir homojenite sağlanabilir (20).

Bir nokta kaynağın detektör üzerindeki çeşitli noktalarda verdiği sayım miktarları aynı değildir ve detektör non-homojenitesinin önemli bir nedenidir. Kristal etkinliğinin ve sintilasyon fotonlarının toplanmasındaki bölgesel değişiklikler, PM tüp kazançlarındaki ufak problemler (iyi bir "tune" ayarına rağmen) nokta kaynak hassasiyetini bölgesel olarak değiştiren bazı nedenlerdir. Şekil-1'de görüldüğü gibi fotopik bu noktalarda farklı enerjilere karşı gelir, bir başka ifade ile enerji penceresi içerisinde yer değiştirir. Bir çok sistemde değişik isimler adı altında (Z-Correction, energy correction, sensitivity correction) bu problemin düzeltilmesine çalışılır (21).

Hemen hemen bütün düzeltme tekniklerinde öncelikle, kristal bir çok küçük bölgelere bölünerek, örneğin 4096, her noktasında fotopik enerji penceresine göre konumu ölçülür (sanki her noktada bir enerji penceresi, yani, puls yükseklik analizörü varmış gibi). Böylelikle fotopik hangi bölgelerde enerji penceresine göre ne kadar saptığı belirlenir Daha sonra ya enerji penceresi ya da fotopik bu değerlere göre kaydırılarak düzeltme gerçekleştirilir. Her nokta için enerji sinyalinde tesbit edilen bu kaymalar, "düzeltme matriksinin" oluşturulması için kullanılırlar. Bu matriksin kullanılan her izotop enerjisi için elde edilmesi ve rutin olarak yenilenmesi gerekmektedir.

Non-homojenitenin diğer önemli nedeni ise düzgün doğru şeklindeki kaynakların bu doğrusallıktan saparak (non-linearity) görüntülenmesidir. Bunun nedeni pozisyona bağlı olarak, kristalde oluşan ışık dağılımındaki lineer olmayan değişikliklerdir. Yani, kristaldeki olayların pozisyonlanmasındaki hatalardır. Konvansiyonel gama kameralarda kullanılan ve düzgün bir homojenite sağlayan "ışık kılavuzunun" daha iyi bir rezolüsyon için artık kullanılmaması bu problemi arttırmıştır.



Şekil 1:

- a) Nokta kaynak hassasiyetinin bölgesel değişimi ve enerji sinyalinin düzeltilmesi
- b) - Doğrusal kaynak içeren fantom
  - Doğrusallığın görüntüde bozulması
  - Düzeltmeden sonra

Non-linearity düzeltilmesinde detektörün x ve y eksenleri boyunca kaynak oluşturan özel fantomlar kullanılarak görüntüler elde edilir. Fantom görüntüsünden faydalanılarak her iki eksen boyunca ortaya çıkan non-linearity miktarları, kristalin bir çok noktası için tesbit edilir. Daha sonra bu değerler kullanılarak, x ve y pozisyon sinyallerine kristalin hangi noktalarında ne kadar bir sapma uygulanacağını gösteren bir düzeltme matrisi saptanır (22).

Klinik çalışma esnasında PM tüp kazançlarında olabilecek bir değişiklik nedeni ile ortaya çıkacak homojenite bozuklukları ise, bir çok sistemde kullanılan "sürekli tunning" tekniği ile düzeltilmektedir. Buna göre her bir PM tüp kendi kazancını otomatik olarak çalışma esnasında ayarlar.

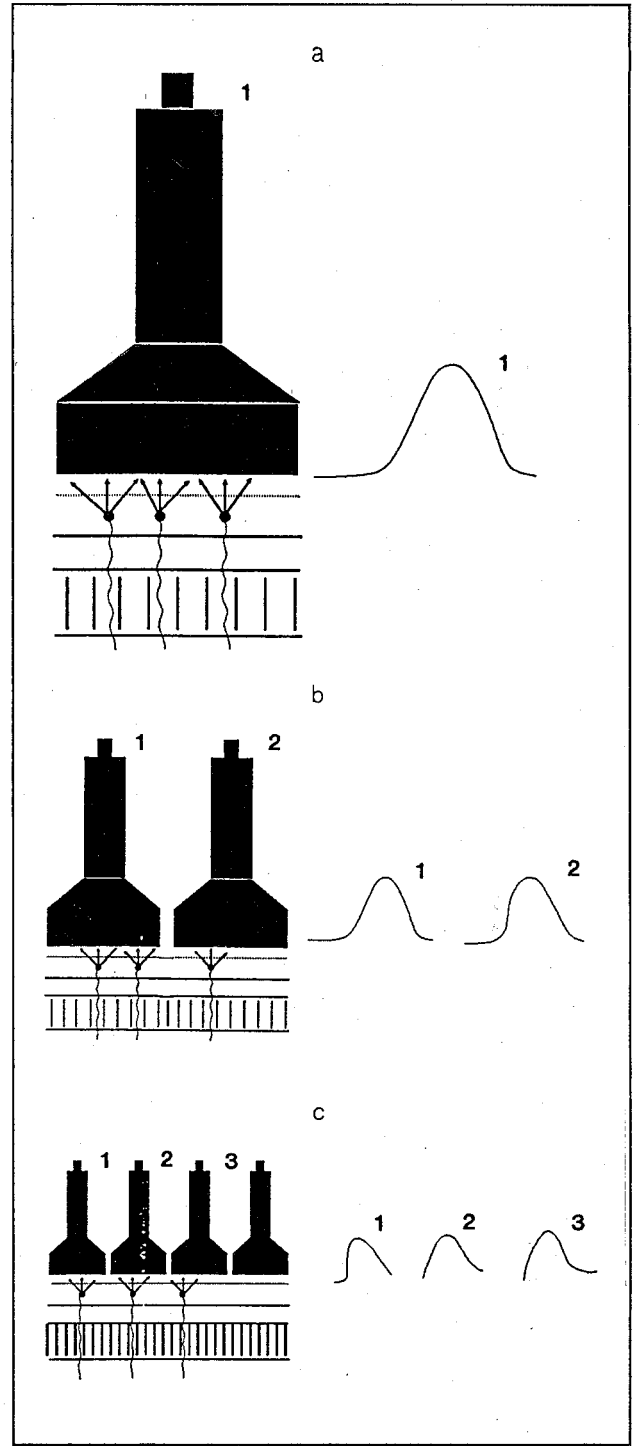
Bütün bu düzeltmeler yapıldıktan sonra geriye kalan %3-4 mertebesindeki non-homojenite SPECT çalışmaları için hala yeterli olmayabilir. Bu durumda ilave olarak bilgisayarda oluşturulan "hassasiyet matrisleri" kullanılmaktadır.

## 2) Detektör Rezolüsyonu:

Bilgisayar yardımı ile oluşturulan "düzeltme devreleri" ile non-homojenitenin azaltılmasına karşılık rezolüsyonu iyileştiren benzer teknikler yoktur. Bu nedenle gama kameranın tasarım aşamasında öncelikle rezolüsyonun iyileştirilmesine çalışılır.

### 2.1. PM Tüpte Ortaya Çıkan Yenilikler :

Elektron toplama etkinliği, fotokatot-diynod geometrisi veya ilk diynod şekli değiştirilerek hassasiyeti yükseltileen PM tüpler son senelerde kullanılmaya başlamıştır (23). PM tüplerin sayıları ve kristal üzerindeki yerleştirmeleri detektör performansını önemli derecede etkilemektedir. İlk imal edilen kameralarda olduğu gibi 19 PM tüpün bir daire içerisinde hegzagonal görünüm verecek şekilde düzenlenmesi durumunda kristal sahasının ancak % 70'i kullanılabilirdi. Aynı kristal sahasının 19 yerine 37 PM tüple doldurulması % 75.5 faydalı saha sağlamıştır. PM tüpler arasında oluşan sintilasyonlar çevre tüpler tarafından paylaşıldığı için rezolüsyon bozulmaktadır. Birbirlerine yakın olan iki sintilasyon olayının görüntüde ayırt edilebilmesi için, farklı pozisyon sinyali veren ayrı tüpler tarafından detekte edilebilmesi gerekmektedir (Şekil - 2). Bunun için PM tüpler arasında kalan bölgelerin mümkün olduğu kadar küçültülmesine çalışılır. Son sistemlerde, PM tüp şekilleri ve kristal üzerindeki yerleştirmeleri bu amaçla hegzagonal yapılmıştır. PM tüp sayıları ise 91'e kadar ulaşmaktadır. Tomografi uygulamalarında detektörün dönmesi sırasında PM kazançlarının manyetik alan nedeni ile değişmemesi için tüpler Mü metal ile zırhlanmışlardır.



Şekil 2:

Artan PM tüp sayısı ile rezolüsyonun düzelmesi

- Üç olayda tek bir PM tüp tarafından görüldüğü için hepsinin toplamına eşit tek bir pozisyon sinyali çıkar
- En sağdaki olay ikinci tüp tarafından algılandığı için ayrı bir olay olarak detekte edilir.
- Ayrı ayrı tüpler tarafından görüldüğü için her bir olaya karşı gelen üç pozisyon sinyali çıkacaktır.

## 2.2. Kristal Kalınlığının Azaltılması:

Son senelerde Tl-201 alçak enerji izotopunun sıklıkla kullanılması, detektörün bu enerjilerdeki performansını önemli hale getirmiştir. Kristal kalınlığının 12.7 mm'den 6.4 mm'ye indirilmesi detektör rezolüsyonunda Tc-99m için 1 mm FWHM iyileşme sağlamış ancak hassasiyet %15 azalmıştır. Tl-201 için bu iyileşme, hassasiyette bir kayıp olmadan 1.3 mm FWHM'dur (24). Ancak, uygulamalarda önemli olan sistem rezolüsyonudur (detektör-kolimatör) ve kullanılan kolimatör tarafından bozulur. Örneğin, kolimatör yüzeyinden 10 cm uzaklık için sistem rezolüsyonu, kristal kalınlığındaki bu azalmaya rağmen değişmemiştir.

## 2.3. Detektör Sayım Hassasiyetindeki Gelişmeler:

Son senelerde kamera performansını arttıran diğer önemli gelişme, sistemin sayım hızının artırılmasıdır. Böylelikle, ilk geçiş ve çok kısa yarı ömürlü izotoplarla yapılan çalışmalarda sayım istatistiği artmaktadır. Genelde "analog buffering" ve "puls kısaltma" teknikleri kullanılmaktadır (25).

## 2.4. Sinyallerin İşlenmesindeki Gelişmeler:

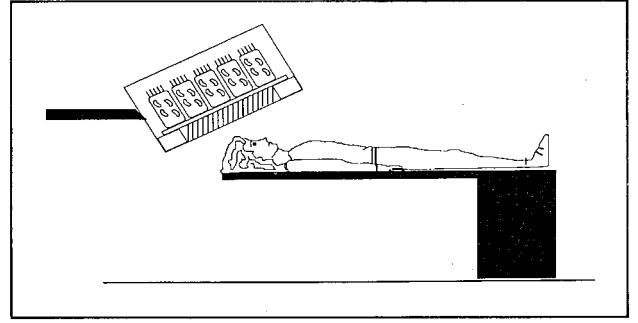
Pozisyonlama aritmetiğinde "delay line" ve "likelihood" tekniklerinin kullanılması kenar etkisini asgariye indirmek ve yüksek sayım hızlarına ulaşılmasını sağlamakla beraber, karmaşık olmaları nedeni ile halen bir çok sistemde klasik Anger tekniği uygulanmaktadır (26).

Günümüzde bütün sistemler yüksek sayıda "bit" içeren analog-digital çeviricileri (ADC), mümkün olduğu kadar PM tüplere yakın yerleştirmeye çalışmaktadırlar. Hatta ADC'nin hemen PM tüp üzerine konması planlanmaktadır.

## KOLİMATÖR YAPIMINDAKİ GELİŞMELER

Sistem rezolüsyonunu etkileyen en önemli parametre kolimatördür. Eğer detektör rezolüsyonu sıfıra indirilse bile, sistem rezolüsyonundaki iyileşme, bir yüksek rezolüsyon kolimatörünün yüzeyinde 10 cm mesafede %20'den daha azdır. SPECT uygulamalarında rezolüsyonu sınırlayan en önemli etken, kolimatörden uzak mesafelerde çalışma zorunluluğudur (detektör dönme çapından dolayı). Artan derinlikle, rezolüsyon ve hassasiyetin optimumunda tutulması amacı ile bir çok kolimatör tasarımı ortaya atılmıştır. Bunlardan bir tanesi delikleri 30° eğimli olan "slant hole" kolimatörüdür. Bu tasarımda detektör, dairesel hareketi sırasında hasta omuzlarına değmeden ama kafasına en yakın yörüngeyi takip eder (Şekil - 3). Rezolüsyonda %30 bir iyileşme sağlanmakla beraber, detektörden artan mesafelerde craniocaudal yönde bu rezolüsyon bozulmaktadır (27).

Diğer bir tasarımda, kolimatör delikleri çok uzun (16

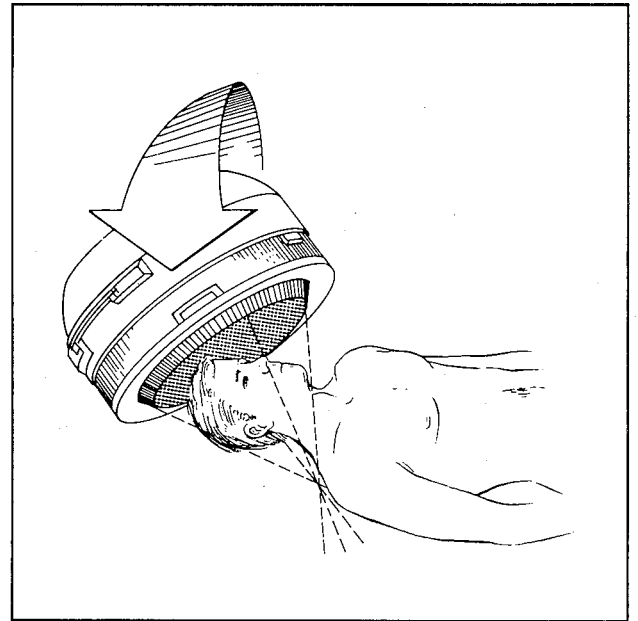


Şekil 3:

Delikleri 30 eğimli "Slant hole" kolimatör

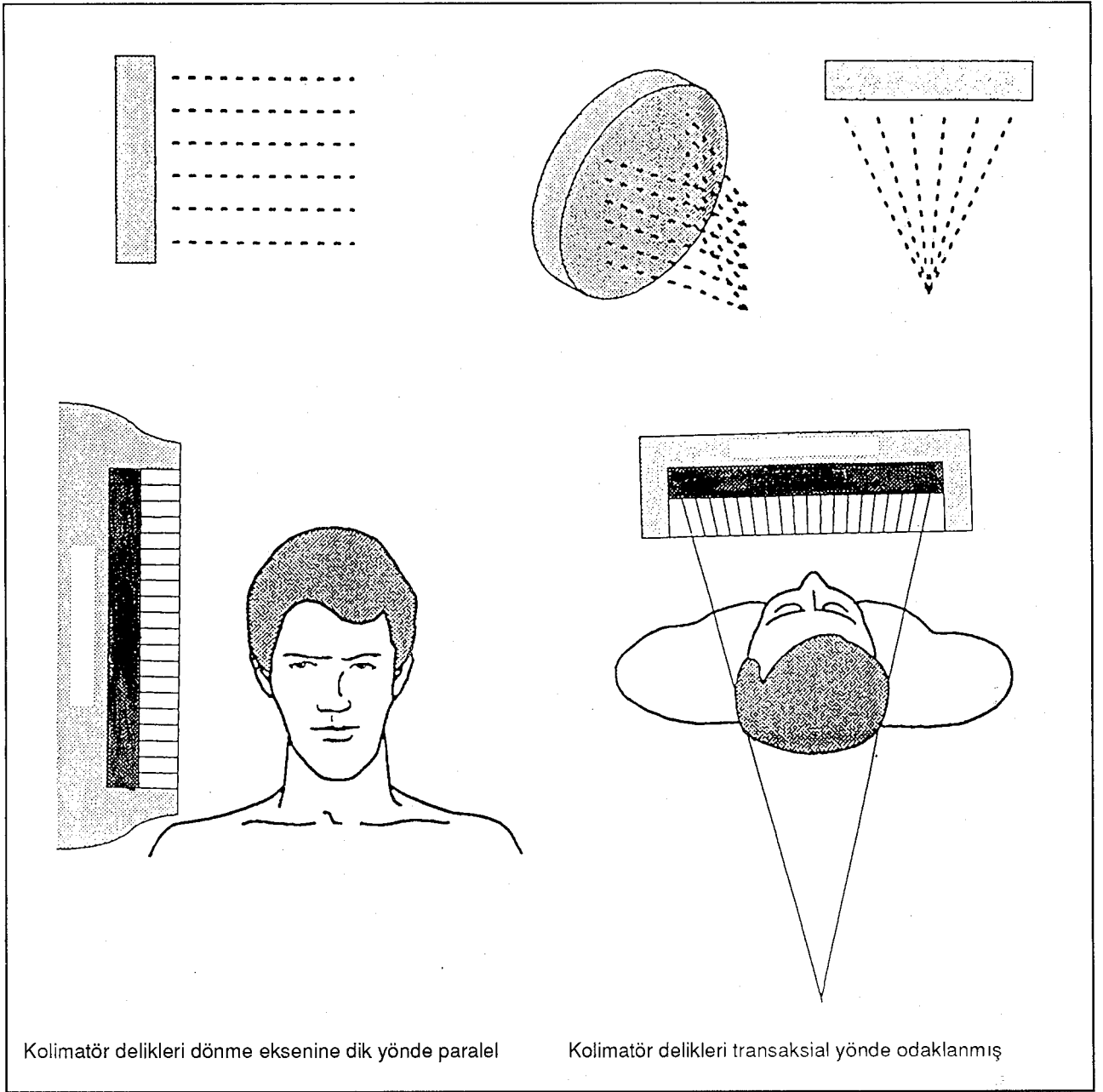
cm'den fazla) yapılarak kolimatör yüzeyi detektör zırhına göre uzatılmıştır. Böylelikle tomografik beyin çalışmalarında detektörün dönme çapı, hasta omuzları görüş alanına girmediği için kısaltılmış ve artan derinliklerde çok iyi bir rezolüsyon, ancak hassasiyet pahasına sağlanmıştır (28). Rezolüsyonla beraber hassasiyetin de artırıldığı "fan beam" tipi kolimatörlerde, gene uzun yapılmış kolimatör delikleri, detektörün dönme eksenine paralel eksen boyunca odaklanmaktadır. Delikler diğer eksen boyunca ise paralel yapılmıştır (Şekil - 4). Daha fazla kristal yüzeyi kullanıldığı için hassasiyet ve rezolüsyon iyileşmekte, ancak kesitlerin elde edilmesi için özel bilgisayar yazılımları gerekmektedir (29,30). Kolimatör deliklerinin her iki eksen boyunca odaklanması ile yapılan "cone beam" kolimatörlerde hassasiyet, "fan beam" tipine göre aynı rezolüsyon için 1.4 kez artırılmıştır (Şekil - 5). (31).

Değişik tasarımlara paralel olarak kolimatör imalatın-



Şekil 4:

Cone beam kolimatör



**Şekil 5:**

Fan beam kolimatör

da da standart "foil tipi" yerine "mikro cast" tekniği kullanılmaya başlamıştır. Daha pahalı olan bu teknikte, deliklerin daha homojen yapılması nedeni ile hassasiyet % 20-30 arttırılmakta, kolimatör homojenitesi detektör homojenitesine yaklaşmaktadır (32).

Beyin tomografisi çalışmalarında, detektörün hasta omuzu tarafından engellenmeden minimum dönme çapında hareket edebilmesi için detektör zırhının ön kısmı bazı sistemlerde oyuk yapılmıştır (33). Minimum dönme çapı için getirilen diğer bir önemli yenilik, detektörün dairesel değil eliptik bir yörüngede hareket etmesidir (34).

SPECT görüntülerindeki en önemli problem, şüphesiz sayım istatistiğinin az olmasıdır. Birden fazla detektörün aynı gantride kullanılması en yeni gelişmelerden bir tanesidir ve hemen tüm firmalar 2 veya 3 detektörlü SPECT sistemleri imal etmeye başlamışlardır (35,36).

#### REFERANSLAR

- 1) Cassen B. A sensitive directional gamma ray detector. Nuclonics 6:72-78, 1950

- 2) Kuhl D. Rotational scanning of the liver. *Radiol.* 71:875–876, 1958
- 3) Anger H.O., Use of gamma ray-pin hole camera for in-vivo studies. *Nature* 170:200, 1952
- 4) Johansson S., A., ve Skanse B., A photographic method of determining the distribution of radioactive material in-vivo. *Acta Radiol* 39:317, 1953
- 5) Kellershohn C., Pellerin P., Scintillator grid localizes gamma emitters photographically. *Nucleonics* 13: 12- 34, 1955
- 6) Anger H.O., A new instrument for mapping gamma ray emitters. *Biology and Medicine* rept. UCRL-3653, 1957
- 7) Anger H.O., Scintillation camera. *Rev Sci Instr* 29:27, 1958
- 8) Bender M., Blau M. The clinical use of the autofluoroscope. *J Nucl Med* 3:202, 1952
- 9) Ter-Pogossian M. Autofluorography of the thyroid gland by meas of image amplification. *Radiol.* 81:984, 1963
- 10) Cassen B. Theory of scanning and imaging of radioisotope distributions. *Proc Symp Med Radioisotope Scanning, Atina, 1964, Vol.1, 77, IAEA 1964*
- 11) Kuhl D., Edwards R. Image seperation radioisotope scanning. *Radiol* 30:653–61, 1963
- 12) Kuhl D., Edwards R. The Mark- 4 system for radionuclide computed tomography of the brain. *Radiol* 121:405, 1976
- 13) Shepp L., Logan B. The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans Nucl Sci NS:21, 21-43, 1974*
- 14) Gilbert P. Iterative methods for the three-dimensional reconstruction of an object from projections. *J Theor Biol* 36:10517, 1972
- 15) Hounsfield G. Computerized transverse axial scanning. Part 1: Description of the system. *Br J Radiol* 46: 1016–22, 1973
- 16) Phelps M. Emission computed tomography. *Semin Nucl Med* 7:337–65, 1977
- 17) Budinger T., Derenzo S., Gullberg G. Emission computed axial tomography. 1:31–45, 1977
- 18) Jaszczak R., Murphyn P. Radionuclide emission computed tomography of the head with Tc-99m and a scintillation camera. *J Nucl Med* 18:373–80, 1977
- 19) Larsson S. Gamma camera emission tomography. *Acta Radiol Suppl* 363: 1980
- 20) Rogers W. Field-flood requirements for emission computed tomography with an anger camera. *J Nucl Med* 23:162–168, 1982
- 21) Todd-Pokropek A. The non-uniformity of imaging devices and its impact in quantitative studies. *Medical radionuclide Imaging Vol. 1, IAEA, Vienna, 1977*
- 22) Muehllehner G. Correction for nonuniformity in scintillation cameras through the removal of spatial distortion. *J Nucl Med* 21:771–776, 1980
- 23) Persyk D., Moi T. State of art photomultipliers for Anger cameras. *IEEE NS:25, 615–619, 1978*
- 24) Royal H., Effects of a reduction in crystal thickness on Anger camera performance. *J Nucl Med* 20:977–980, 1979
- 25) Tanaka E. Variable sampling-time technique fo improving countrate performance of scintillation detectors. *Nucl Instr Meth* 158: 459–466, 1979
- 26) Muehllehner G. "Single photon imaging: New instrumentation and techniques", in: *Medical Radionuclide Imaging, IAEA, Vienna, 1981*
- 27) Esser P. Angled-collimator SPECT (A-SPECT): An improved approach to cranial single photon emission tomography. *J Nucl Med* 25:805–809, 1984
- 28) Mueller S. Collimator selection for SPECT brain imaging: The advantage of high resolution. *J Nucl Med* 27:1729–1738, 1986
- 29) Jaszczak R., Chang L. Single photon emission computed tomography using multi slice fan beam collimators. *IEEE Trans Nucl Sci NS–26, 610–618, 1979*
- 30) Tsoi B., Gullberg G. Design and clinical utility of a fan beam collimator for SPECT imaging of the head. *J Nucl Med* 27:810–819, 1986
- 31) Jaszczak R. Cone beam collimation for SPECT: Analysis, simulation and image reconstruction using filtered back projection. *Med Phys* 13:484–489, 1986
- 32) Chang W. Performance of cast collimator for SPECT imaging. *J Nucl Med* 26:44, 1985
- 33) Larrson S. A specially designed cut-off gama camera for high spatial resolution SPECT of the head. *J Nucl. Med* 25:1023–1030, 1984
- 34) Gottschalk S., Salem D. SPECT resolution and uniformity improvements by non-circular orbit. *J Nucl Med* 24:822–828, 1983
- 35) George M., Ring H. *Neuroactivation and neuroimaging with SPET.* Springer-Verlag, 1991
- 36) Kim H., Zeeberg B. Three-dimensional simulations of multi detector point-focusing SPECT imaging. *J Nucl Med* 32:333–338, 1991