

5. NÜKLEER TIP VE GAMA KAMERALAR

5.1. Nükleer Tıp ve Radyoloji

Radyonüklid görüntüleme, tıpta radyoaktivitenin en önemli uygulama alanlarından biridir. Radyonüklid görüntülemenin amacı, bir hastaya intravenöz enjeksiyon yoluyla radyoaktif madde verildikten sonra, vücut içerisinde bu radyoaktif madde ile işaretlenen organ ya da organlardaki dağılımın görüntüsünü elde etmektir. Bu işlem, radyoaktif maddeden gelen ışınların hastanın dışında farklı bölgelere yerleştirilmiş dedektörler tarafından algılanması ile yapılmaktadır. Bu uygulama için en uygun ışın olarak, yaklaşık 50-400 keV'lik enerji aralığına sahip gama ışınları seçilmiştir.

Alfa partikülleri ve elektronlar, (β -partikülleri, Auger ve dönüşüm elektronları) dokunun birkaç milimetreden daha fazlasına yayılmadıklarından vücut dışında bulunan dedektörlere ulaşmaları oldukça zordur. Bu nedenle, bunların kullanım alanları da dardır (Sorenson and Phelps, 1980).

Radyoloji ise, kaynak olarak X-ışınını kullanan ve incelenecek organdan geçiş esnasında x-ışınındaki zayıflama miktarını görüntüleme de esas alan bir tıp dalıdır.

Nükleer tıp ile radyoloji arasındaki temel fark, nükleer tıpta kaynak olarak X-ışını yerine radyoaktif madde enjekte edilmiş organlardan yayılan γ -ışınlarının kullanılması ve kaynağın incelenen organın bizzat kendisi olmasıdır. Diğer önemli bir fark da nükleer tıpta radyoaktif maddenin hastada biyokimyasal olarak aktif olan materyallere bağlanabilmesi ve böylece organların işlevsel durumlarının görüntülenebilmesidir (Macovski, 1983).

Nükleer tıp görüntüleri, gama kameralarda konum parametreleri x , y ve zaman parametresi t 'nin işlevi olarak elde edilirler.

Genelde nükleer tıp görüntülerini iki ana grupta incelemek mümkündür. Zamanın işlevi olmayan görüntüler *statik görüntüler* olarak tanımlanırken; *dinamik görüntüler*, görüntülenecek organa ait x - y koordinatlarındaki aktivite değişimlerinin zamanla değişiminin kaydedilmesi sonucu oluşan görüntüler ya da her biri belirli bir zamanda elde edilen statik görüntü grubu olarak tanımlanırlar. Statik görüntüler kullanılan radyoaktif maddenin vücut içindeki toplam dağılımını gösterirlerken; dinamik görüntüler, radyoizotopun farklı organlar tarafından tutulum, iletim ve boşaltım fazlarının yerini ve zamanla değişimlerini gösterirler.

Yapay radyonüklidler ile işaretlenmiş bileşiklerin vücut içerisindeki dağılımları radyasyon yayımlayan üç boyutlu bir kaynak olarak düşünülürse, gerek statik, gerekse dinamik görüntüler bunun iki boyutlu yansıması olarak düşünülebilir (Hohne, 1981).

Önemli bir nokta da, nükleer tıp'ta radyografik incelemelerde kullanılan kontrast maddeye göre daha az miktarda radyoaktif madde gerekmesidir. Her iki alandaki radyasyon doz problemi de oldukça farklıdır. Radyografide hasta,

X-ışını verildiği sürece doza maruz kalırken; nükleer tıpta hastaya verilen radyoaktif madde vücuttan atılmaya kadar hasta doza maruz kalmaktadır.

İlk nükleer tıp incelemeleri, iyodun doğal radyoaktif özelliğinden yararlanılarak tiroid bezi üzerinde yapılmış, iyodun I-131 izotopu izleme materyali olarak kullanılmıştır. Bu materyal, 364 keV'lik enerjiye sahip gama ışını yayımlar. Tanımlamadan da anlaşılacağı gibi x-ışınları elektron faaliyetleri ile üretilirken, gama ışınları çekirdeksel faaliyetlerin sonucu oluşmaktadır. 364 keV'lik enerji, radyografi standartlarına göre oldukça yüksek olmasına rağmen, nükleer tıpta yüksek düzeyde bir foton zayıflaması söz konusudur. Bu koşullarda foton zayıflamasının ihmal edilebilmesi için izotop enerjisinin oldukça yüksek olması gerekmektedir. Fakat yüksek enerji seviyelerinde iyi bir yönlendirme ve etkili bir algılama yapabilmek oldukça zordur. Bu nedenle optimal çözüm, foton zayıflaması ile iyi bir görüntü oluşturmanın sakıncalarını ortadan kaldıracak enerji seviyesinde çalışmak olmalıdır.

Son yıllarda teknisyumun bir izotopu olan Tc-99m birçok çalışmada tercih edilen bir materyal olarak kabul edilmiştir. Bunun nedenleri bu izotopun kimyasal jeneratörlerde kolayca üretilebilmesi, optimal bir değer olan 140 keV'lik bir enerjiye sahip olması ve diğer materyallere göre oldukça kısa olan ve düşük doz olarak nitelenebilen 6 saatlik bir yarılanma ömrüne sahip olmasıdır (Macovski, 1983).

Nükleer tıpta gerek statik, gerekse de dinamik görüntüler yardımı ile tanıya yönelik birçok sorunun çözülmesinde:

- görüntüleme sistemleri
- görüntü işleme teknikleri
- görüntünün değerlendirilmesi
- görüntüleme kullanılan radyonüklid maddeler eşit öneme sahiptirler (Hohne, 1981)

5.1.1. Radyonüklid Görüntü Oluşturma

Nükleer tıp görüntüleme sistemlerinde gerek görüntünün oluşturulması, gerekse de görüntü işleme aşaması aşağıdaki ifade ile tanımlanmaktadır.

$$\Omega \{ \gamma, \xi, \eta, \zeta, \epsilon, t; \gamma(\xi, \eta, \zeta, \epsilon, t) \} \quad (5.1)$$

Bu ifade de $\Omega\{.\}$ operatörü, girdi olarak $\gamma(\xi, \eta, \epsilon, t)$ nükleer radyasyon alanı verdiği ve çıktısı olarak $p(x, y, t)$ görüntü işlevinin elde edildiği fiziksel sistemi sembolize etmektedir. Yukarıdaki ifade de Ω , radyasyon kaynağının genliğine (γ), uzaysal koordinatlarına (ξ, η, ζ), zamansal koordinatına (t) ve foton enerjisine (ϵ) işlevsel olarak bağlıdır. Bu ifade de Ω operatörü üzerinde γ işlevinin etkisi görülmekte olup, görüntü faktörü dikkate alınmamıştır.

(5.1)'de verilen ifade;

- uzaysal konumda görüntüdeki bozulmanın doğrusal olduğu,

değiştirerek kamerasının algılama etkinliğini büyük ölçüde arttırmıştır. 1958 yılında, H.O.ANGER tarafından hızlı dinamik çalışmalara olanak veren ilk sintilasyon kamerası gerçekleştirilmiştir. Bu ilk gama kamera 101.6 mm çapında tek kanallı bir yönlendirici, 6.35 mm kalınlığında NaI(Tl) kristali ile kristalde oluşan ışık parıltılarının konumsal koordinatlarını belirlemek için kristalin arkasında 38.1 mm çapında yedi adet fotoçoğaltıcı tüpten oluşmuştur. 177.8 mm çapında, 12.7 mm kalınlığında NaI(Tl) kristali kullanılan gama kameralar Nuclear-Chicago firması tarafından 1960 yılında üretilmeye başlanmıştır. Çizgisel tarayıcılardan çok daha kısa sürede görüntüler elde edilmesine olanak tanıyan bu kameraların kliniklerde yaygın olarak kullanımı, 1963 yılında 229.4 mm çapında, 12.7 mm kalınlığında NaI(Tl) kristali ile 19 fotoçoğaltıcı tüpten oluşan kameraların üretilmesi ile işlerlik kazanmıştır. Tc-99m'in 1964 yılında Harper ve arkadaşları tarafından radyoaktif görüntüleme de kullanılmaya başlaması, gerek şekil, gerekse işlev olarak gama kameralarda önemli gelişme sağlamıştır. Ayrıca gama kameraların çok kanallı analizör ve bilgisayar sistemlerine bağlanması, sayısal görüntü işleme teknikleriyle ilgili çalışmaların da başlamasına neden olmuştur (Rao, et al., 1983).

Gama kameralarda 1990'lı yıllara kadar görüntü niteliğinden algılama etkinliği ve kullanım kolaylığına kadar birçok konuda hızlı bir gelişme sağlanmıştır. Gama kameralar gerek günümüzde, gerekse de gelecekte klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılabilir standart nükleer görüntüleme sistemleri olarak kabul edilmektedirler.

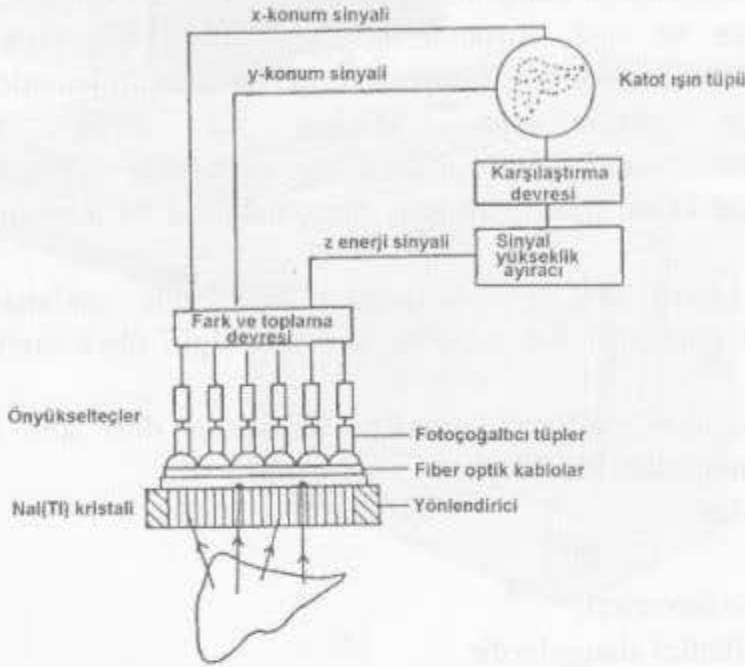
Gama kameralar, radyonüklid kaynak dağılımının değişmediği, görüntüleme zamanının oldukça uzun olduğu durumlarda statik çalışmalar için kullanılırlar. Şayet radyonüklid dağılımında değişim söz konusu ise ve görüntüleme zamanı oldukça kısa tutulursa bu tip çalışma dinamik çalışma olarak adlandırılır. Otomatik film ilerletme mekanizması ya da sayısal görüntü kaydetme ünitesine sahip kameralar dinamik çalışmada kullanılabilirler.

Gama kameralar sabit ya da seyyar tipte olabilirler. Dedektör kristali, fotoçoğaltıcı tüpler, yönlendirici ve elektronik devrenin bir kısmı dedektör modülünde yer alırken katot ışın tüplü ekran ile ekrandan gelen resimleri kaydetmek için kullanılan fotoğraf kamerası kontrol modülünde bulunurlar.

5.1.3. Gama Kameraların Çalışma Prensipleri

Gama kameraların temel görüntüleme elemanları ile çalışma prensibini gösteren basit bir şema Şekil 5-2'de görülmektedir. Radyonüklid madde enjekte edilmiş kaynak organdan yayınlanan gama fotonlarının yönlendiriciden geçtikten sonra NaI(Tl) kristalinde durdurulmaları sonucunda sintilasyon fotonları oluşur. Kristalin hemen arka yüzeyinde yer alan fotoçoğaltıcı tüpler, sintilasyon merkezine göre konumlarına bağlı olarak bu sintilasyon fotonlarını akım vurularına dönüştürürler. Fotoçoğaltıcı tüplerin çıkış sinyalleri, ör

yükselteç ve yükselteçlerde yeterli şekil ve büyüklüğe getirilerek konum-mantık devrelerine gelirler.



Şekil 5-2 Gama kameraların çalışma prensibini gösteren öbek çizim

Kristalde oluşan her sintilasyon fotonu için ayrı bir konum ve enerji sinyali elde edilir. Kaynak içinde veya kristalde saçılan fotonların neden olduğu yanlış bilgi taşıyan sinyaller ile doğru bilgi taşıyan sinyallerin ayırımı, vuru yükseklik ayırıcısında (Pulse-height analyzer, PHA) yapılır. Enerji sinyali (Z-sinyali) vuru yükseklik ayırıcısına gönderildiğinde; şayet vuru yükseklik ayırıcısının enerji aralığına düşerse, katot ışın tüpündeki (Cathode Ray Tube, CRT) elektron demeti, kristalde oluşan sintilasyon fotonlarının konumlarına bağlı olarak tüpte X- ve Y- konum sinyalleri ile saptırılarak tüpün ekranında bu konumda bir ışınma oluştururlar. Vuru yükseklik ayırıcısının enerji aralığına düşmeyen sinyaller için ise tüpteki elektron demeti ekranda herhangi bir ışınma oluşturmayacaktır. Yeterli enerjiye sahip sintilasyon fotonlarının ekran üzerinde oluşturduğu ışınmanın film üzerine kayıt edilmesi ile görüntüleme işlemi tamamlanır. Sonuçta kaynak-organ üzerindeki her bir nokta film üzerine kaydedilerek organın görüntüsü elde edilir (Sorenson and Phelps, 1980; Macovski, 1983; Rao, et al., 1983).

Gama kameraların gerek tasarım gerekse de işlevlerinde son 30 yıldır büyük gelişme kaydedilirken, görüntü oluşturma prensiplerinde önemli bir değişiklik olmamıştır.

Günümüzde kullanılan gama kamera sistemleri, nükleer tıpta görüntüleme amacıyla özel olarak tasarlanmış sistemler olup, her türlü nükleer tıp verilerinin alınması, işlenmesi, gösterimi ve saklanması için gerekli donanıma

sahiptir. Sistem donanımları, gerek yazılım, gerekse kullanıcı ile iletişimi sağlayan bilgisayar programlarıyla kontrol edilmektedir.

Bu sistemlerde dedektör modülü, hasta masası ve bilgisayar sisteminin tek bir kullanıcı konsolundan kontrolü mümkün olmaktadır. Bilgisayar konsolu, iki monitör, klavye ve disk sürücülerinin yer aldığı bilgisayar modülünden oluşmaktadır. Birinci monitör, kontrol verilerini görüntülemeye kullanılırken, diğer monitör, görüntülerle grafiklere ait verileri görüntülemeye kullanılmaktadır. Gama ışın dedektörü, genellikle 388mm x 508mm boyutlarında Nal kristalinden yapılmış olup, yaklaşık 91 adet fotoçoğaltıcı tüp içermektedir.

Görüntüler, hard disk ya da sistem belleğinde saklanabilmektedirler. Sistemin genel görünüşü Şekil 5-3'te, sistemle ilgili öbek çizim Şekil 5-4'te verilmiştir.

Gama kameraları, çalışma prensibi açısından dört ana başlık altında incelemek mümkündür. Bunlar:

- yönlendiriciler,
- dedektörler,
- sinyal işleme devreleri,
- görüntü kaydedici sistemlerdir.

5.1.3.1. Yönlendiriciler

Gama kamera ile görüntü elde etmede, kaynak-organdan kameranın dedektörüne doğru gama fotonlarının yansımaları gerekmektedir. Kaynak-organdaki radyoaktivite dağılımının görüntülenmesinde gama fotonlarının oluşum noktaları ile kristalde soğuruldukları noktalar arasında da tam bir uyumluluk olmalıdır. Bu uyumluluk, kristalin dış yüzeyine yerleştirilen bir yönlendirici ile sağlanır.

Gama ışınlarının odaklanma özelliği olmadığından dolayı bu ışınlarla görüntü oluşturmada soğurmalı yönlendirme prensibi kullanılır. Soğurmalı bir yönlendirici, sadece belirli yönlerde yayımlanan gama fotonlarının dedektöre ulaşmalarını sağlar. Uygun yönde hareket etmeyen gama fotonları, dedektöre varmadan önce yönlendirici tarafından soğurulurlar. Gama fotonlarının soğurularak dedektöre gönderilmesi tekniği, görüntü oluşturmada önem taşıyan gama fotonlarının da dedektöre varmadan önce yönlendirici tarafından durdurulmaları gibi istenmeyen bir duruma da neden olabilir. Oldukça kötü çözünürlümlü radyonüklid görüntüler elde edilmesinin bir nedeni de bu olmaktadır.