

# Gama prob ve gama kameranın lezyon tespit etkinliklerinin lenf düğümleri modeli ile araştırılması

The investigation of lesion detection performances of gamma probe and gamma camera using a lymph nodes model

Bayram DEMİR,<sup>1</sup> Murat OKUTAN,<sup>2</sup> Metin HALAÇ,<sup>3</sup> Mustafa DEMİR<sup>3</sup>

<sup>1</sup>İstanbul Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü; <sup>2</sup>İstanbul Üniversitesi, Onkoloji Enstitüsü, Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı; <sup>3</sup>İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı

## AMAÇ

Farklı boyutlardaki lenf düğümlerini taklit eden bir model kullanılarak, bu taklit lenf düğümlerinin yerinin ve derinliğinin belirlenmesinde gama kamera ve gama probun etkinliği araştırıldı.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Lenf düğümlerini taklit etmek üzere çapları 0.1, 0.2, 0.4 ve 0.8 cm olan dört silindirik lezyon fantoma monte edildi. Görüntüler ve sayımlar, fantom su içinde iken farklı derinliklerde gama kamera ve gama prob ile alındı.

## BULGULAR

Gama kamera ile 0.1 ml hacimli lenf düğümünün en fazla 4 cm derinlikte tespit edilebileceği belirlendi. Aynı boyuttaki taklit lenf düğümünün gama prob değerlendirmesinde ise 7 cm derinliğe kadar varlığının tespit edilebildiği görüldü.

## SONUÇ

Lenf düğümlerinin yerinin belirlenmesinde, gama probun gama kameraya göre daha etkin olduğu görüldü. Gama kamera ile en küçük boyuttaki (0.1 ml) lenf düğümünün 4 cm derinlikteki yeri tespit edilebilirken, gama prob ile aynı lenf düğümünün 7 cm derinlikteki varlığı tespit edilebilmektedir.

**Anahtar sözcükler:** Gama prob; gama kamera; sentinel lenf düğümü; Tc-99m.

## OBJECTIVES

The purpose of this study is to investigate lesion detection performances of gamma probe and gamma camera.

## METHODS

Four cylindrical lesions with 0.1, 0.2, 0.4, and 0.8 cm diameter were placed in a phantom to simulate lymph nodes. The images of phantom placed within water were taken with gamma camera and counts of lesion were taken from mimicking lymph nodes using a gamma probe.

## RESULTS

It was determined that lymph node with 0.1 ml volume can be only detected up to 4 cm depth with gamma camera. But, this lesion can be detected up to 7 cm depth when gamma probe is used.

## CONCLUSION

Gamma probe is more effective compared to gamma camera with respect to their lesion detection capacities. The smallest lymph node that gamma camera could identify clearly had a 0.1 cm diameter at 4 cm depth whereas gamma probe could identify the same size up to 7 cm depth.

**Key words:** Gamma camera; gamma probe; sentinel lymph node; Tc-99m.

Kötü huylu (malign) bir cilt kanseri olan melanomun ilk metastaz (yayılma) odakları lenf düğümleridir. İlk yayıldığı lenf düğümü ise sentinel lenf düğümü olarak bilinir. Sentinel lenf düğümünde tümör yoksa, diğer lenf düğümlerinde de yayılım olmadığı bilinmektedir.<sup>[1]</sup> Ancak sentinel lenf düğümünün normal hücre yapısı bozulmaya başlamış olup, kendisi de tümör oluşturmaya başlamak üzere olabilir. Bu lenf düğümünün anatomik yapısı diğer lenf düğümlerinden henüz farklılaşmadığı için de radyolojik yöntemler ile ayırıcı tanısının yapılması mümkün değildir. Radyolojik yöntemlerle ayırt edilebilecek duruma geldiğinde ise tümör oluşmuş olup erken tanı için geç kalmış olmaktadır.

Erken tanı, kanser tedavinin başarısı için önemli olduğundan melanom ile birlikte 0.1 ml hacimden daha büyük olan sentinel lenf düğümünün de çıkarılmasıyla hastalık tedavi edilmektedir.<sup>[2,3]</sup> Lenf düğümlerinin koltuk altı bölgede, kasıkta, omuz bölgesinde ve daha az oranda da vücudun diğer bölgelerinde yerleştiği bilinmektedir.<sup>[4]</sup> Yip ve ark.<sup>[5]</sup> lenf düğümlerinin vücut içinde özellikle 3-7 cm derinde yerleşim gösterdiğini belirlemişlerdir. Son yıllarda, sentinel lenf düğümünün ayırıcı tanısı amacıyla gama kamera gibi modern nükleer tıp görüntüleme cihazları ve gama prob ile sayım tekniklerinden yararlanılmaktadır.<sup>[6-8]</sup> Sintigrafik görüntüleme tekniğinde düşük enerjili bir izotop olan Tc-99m ile işaretli kolloidler kullanılmaktadır. Tc-99m tümör çevresinden enjekte edildikten sonra vücutta toplandığı bölge gama kamera ile belirlenir. Gama kamera ile alınan bu görüntülere sintigrafi denir.

Öte yandan gama prob sentinel lenf düğümü tanısı için son yıllarda geliştirilmiş yarı-iletken detektör materyali olan hassas bir cihaz olup portabl özelliğinden dolayı mobil kullanım olanağı sağlamaktadır.

Uygulamada Tc-99m ile kompleks yapmış olan işaretli kolloidler tümör çevresinden tümör içine enjekte edilir. Kolloidler tümör ile sentinel lenf düğümü arasındaki lenf kanallarından sentinel lenf düğümü içine direne olur. Sentinel lenf düğümünün hücre yapısı farklılaşmış olduğundan kolloidler hücre dışına çıkamazlar. Partikül çapı 80-

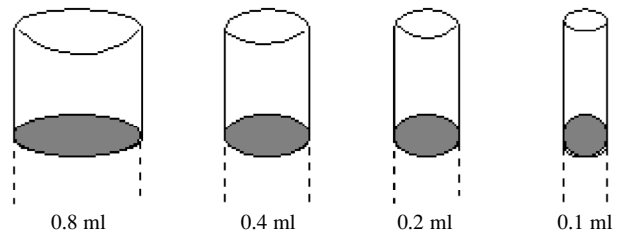
200 µm olan kolloidler tutuldukları ilk lenf düğümünden daha ileri gidemeyip dışarı ışın yayarlar. Böylece sentinel lenf düğümünün görüntülenmesine ve/veya tespit edilmesine olanak sağlarlar. Gama ışınları vücut dokularını geçerek vücut dışına çıkabilecek enerjiye sahiptir. Bu ışınların vücut dışından gama kamera veya gama prob ile tespiti sayesinde sentinel lenf düğümünün varlığı ve diğer lenf düğümlerinden ayırıcı tanısı yapılabilir. Gama ışınları vücut dokularını geçerek vücut dışına çıkabilecek enerjiye sahiptir. Bu ışınların vücut dışından gama kamera veya gama prob ile tespiti sayesinde sentinel lenf düğümünün varlığı ve diğer lenf düğümlerinden ayırıcı tanısı yapılabilir.

Bu çalışmada, farklı boyutlardaki lenf düğümlerini taklit eden bir modelde, bu taklit lenf düğümlerinin yerinin belirlenmesinde gama prob ve gama kameranın etkinliğinin araştırılması amaçlandı.

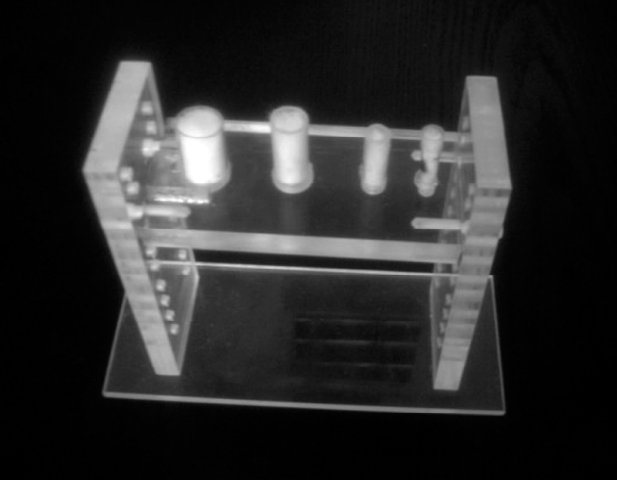
## GEREÇ VE YÖNTEM

*Model (Fantom) dizaynı:* Bu çalışmaya özgün olarak tasarlanan fantom, farklı büyüklüklerdeki sentinel lenf düğümlerini taklit eden bir modeldir. Fantomun tamamı, pleksiglas malzemeden yapıldı. Sentinel lenf düğümleri, hacimleri 0.8 ml, 0.4 ml, 0.2 ml, ve 0.1 ml olan dört ayrı tüp ile temsil edildi (Şekil 1).

Taklit lenf düğümleri aralarında 1 cm mesafe bırakılarak bir plaka üzerinde açılan oyuklara sabitlendi. Bu sistemin dikey doğrultuda kademeli hareketini sağlamak üzere, plaka iki ayak üzerine vidalar ile monte edildi (Şekil 2). Sentinel lenf düğümü ve vücut zemin aktivitesini yansıtan Tc-99m radyoizotop miktarları, Tsuchimochi ve ark.<sup>[9]</sup> çalışmalarını referans alınarak hazırlandı. Bu verilere göre radyoizotop oranları, lenf düğümü/tümör için 1/100, vücut zemini/lenf düğümü için 1/30 oranında seçilerek uygulandı.



**Şekil 1.** Modeldeki sentinel lenf düğümlerini taklit eden tüplerin şematik dizilimi. Tüplerin alt ucundaki koyu işaretli kısımlar ml olarak radyoizotop miktarını temsil etmektedir.



Şekil 2. Lenf düğümleri modeli (fantom). Taklit lenf düğümleri aralarında 1 cm mesafe bırakılarak bir plaka üzerinde açılan oyuklara sabitlenmiştir.

*Modelin gama kamera ile görüntülenmesi:* Görüntüler Siemens Basicam 7500 Digract gama kamera ile fantom üstten görünecek pozisyonda (anterior) kamera altına yerleştirildi. Gama kamerada her görüntü için 200.000 sayım toplandı. Görüntüler 128x128 matrikste, düşük enerjili genel amaçlı kolimatör kullanılarak kaydedildi. Yip ve ark.'nın lenf düğümlerinin 3-7 cm derinlikte yaygın yerleşim gösterir bilgilerine uygun olarak, taklit lenf düğümleri su yüzeyinde (0 cm mesafe), su içinde 2, 4, 6, 8 ve 10 cm derinlikte her bir görüntüleme eşit görüntüleme şartları korunarak ayrı ayrı görüntüledi.

Taklit lenf düğümü görüntüleri üzerinde ilgi alanları (*Region of Interest-ROI*) çizildi. ROI sayımlarından;

Kontrast=Lezyon - BG/BG formülüne göre<sup>[10]</sup> kontrast değerleri hesaplandı. Burada Lezyon: Taklit lenf düğümü üzerinden çizilen ROI içindeki sayım, BG: Zeminde çizilen ROI içindeki sayımdır.

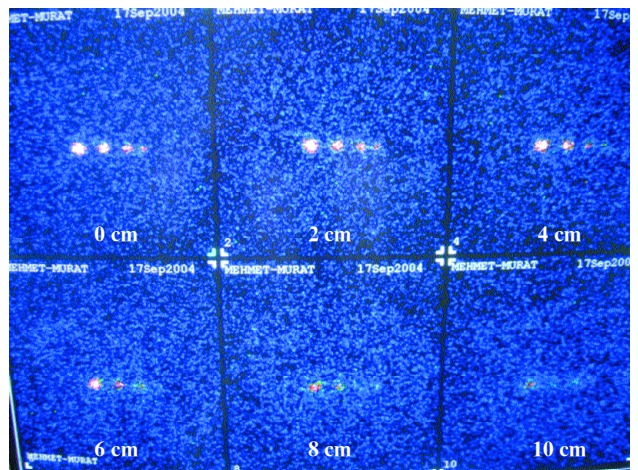
*Modelin gama prob ile ölçülmesi:* Sayım tespitlerinde Europrobe 1500 gama prob (CdTe) kullanıldı. Gama prob CdTe detektör materyali olan, elektromanyetik radyasyonlara duyarlı yarı-iletken bir nükleer sayaçtır. Detektör etrafı kurşun ile kolime edilmiş olup sadece detektör yüzeyine dik gelen gama ışınlarını detekte eder.

Fantomda taklit lenf düğümleri su yüzeyinden aşağı düşey doğrultuda 1'er cm kademeli olarak hareket ettirilerek her biri üzerinden sabit geometride 10 sn'lik sayım kaydedildi. Daha sonra eşli t-testi kullanılarak aynı derinlikteki tüm taklit lenf düğümü sayımları arasında anlamlı fark kontrolü yapıldı. Sayım grupları arasındaki  $p < 0.05$  değeri anlamlı fark sınırı olarak alındı.

## BULGULAR

Çalışmanın ilk kısmında gama kameranın farkı büyüklükteki lenf düğümlerini tespit etme kapasitesi değerlendirildi. Bu amaçla su yüzeyinde (0 cm) ve 2, 4, 6, 8 ve 10 cm derinliklerde alınan gama kamera görüntüleri Şekil 3'de verilmiştir. Görüntülerin gözle değerlendirmesinde en büyük çaplı (0.8 cm) taklit lezyonun tüm derinliklerde kolaylıkla görülebildiği saptandı. 0.4 cm çaplı lezyon ise 10 cm derinlik hariç diğer bütün derinliklerde zeminden kolaylıkla ayrılmaktadır. 0.2 cm çaplı lezyon çıplak gözle ancak 6 cm derinliğe kadar zeminden ayrılırken, 0.1 cm çaplı lezyon sadece 4 cm derinliğe kadar zeminden ayrılabilir.

Gama kameradan elde edilen taklit lenf düğümü sayımlarının nicel analizi için kontrast değerleri çıkarıldı (Tablo 1). Coleman ve ark.<sup>[11]</sup> yaptıkları çalışmada çıplak gözle bir lezyonun zeminden ayrılabilmesi için kontrast değerinin en az 3.1 olması gerektiğini belirtmişlerdir. Tablodaki her bir



Şekil 3. Lenf düğümleri modelinin farklı derinliklerdeki gama kamera görüntüleri (Soldan sağa doğru taklit lenf düğümü hacimleri 0.8, 0.4, 0.2 ve 0.1 ml).

**Tablo 1**

Gama kamera görüntülerine ait kontrast değerleri\*

Derinlik (cm)	Lezyon çapı (cm)			
	0.8	0.4	0.2	0.1
0	18.4	11.3	7.6	5.5
2	16.3	9.6	6.6	4.7
4	14.2	7.0	5.9	<b>3.3</b>
6	10.6	5.9	<b>3.2</b>	2.4
8	8.2	<b>3.4</b>	2.7	1.1
10	4.6	2.3	1.1	0.2

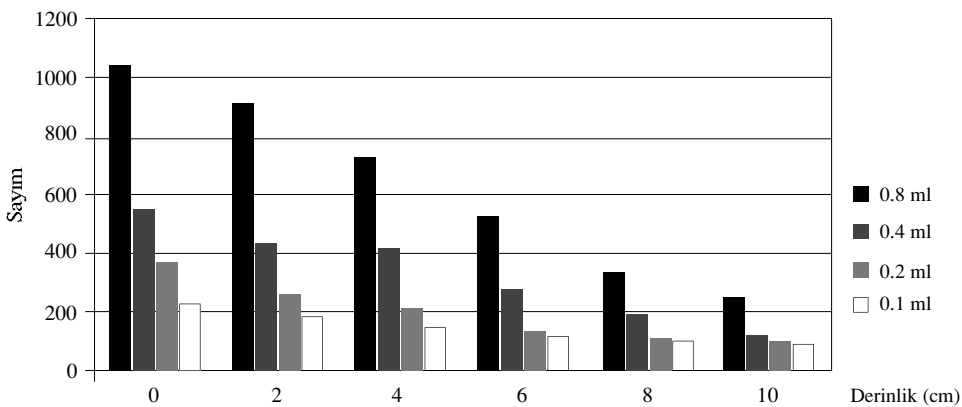
\*Kontrast değerinin 3.1 olduğu derinlik lezyonun ayırt edilebilme sınırı olarak belirlenmiştir.

lezyon için kontrast değerleri incelendiğinde, bu eşik değerin, 0.1 cm çaplı lezyon için son olarak 4 cm derinlikte (kontrast=3.3), 0.2 cm çaplı lezyon için son olarak 6 cm derinlikte (kontrast=3.2), 0.4 cm çaplı lezyon için son olarak 8 cm derinlikte (kontrast=3.4) hesapladığı görülmektedir. 0.8 cm çaplı lezyondan elde edilen kontrast değerlerinin tüm derinliklerde eşik değer olan kontrast=3.1'den fazla olduğu dolayısıyla tüm derinliklerde ayırt edilebildiği belirlendi. Nicel olarak elde edilen bu sonuçlar çıplak gözle yaptığımız değerlendirmeye sonuçları ile uyumludur.

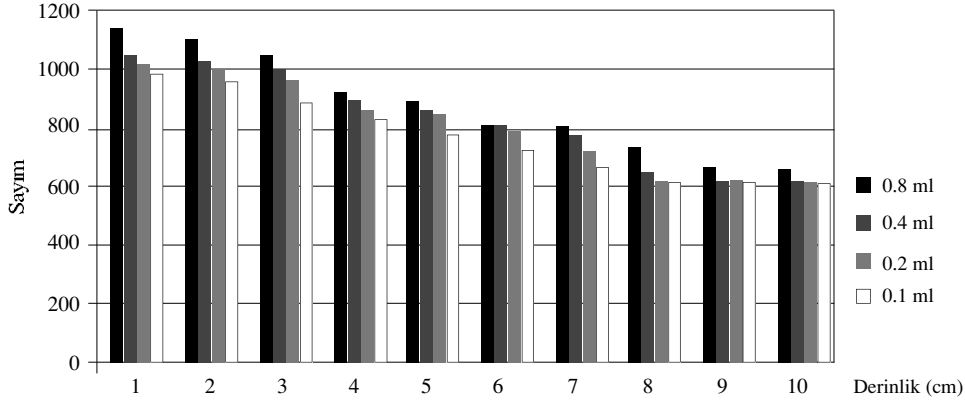
Ayrıca gama kamerada alınan görüntüler üzerine çizilen ROI'ler aracılığı ile her bir lezyonun sayımları da elde edildi. İlgili alanına giren sayım ortalamalarının derinliğe göre değişimi Şekil 4'deki grafikte verilmiştir. 0, 2 ve 4 cm derinliklerde alı-

nan sayım değişimleri arasında fark olduğu, 6 cm derinlikte en küçük çaplı iki lezyona ait görüntülerin sayımlarının birbirine çok yakın olduğu, bu durumun 8 cm derinlikte de görüldüğü anlaşılmaktadır. 10 cm derinlikte ise sadece 0.8 cm çaplı lezyonun verdiği sayımların diğerlerinden ayırt edildiği görülmektedir.

Deneyin ikinci kısmında gama prob ile elde edilen sayımlarının sıvı derinliği ile değişimi Şekil 5'te görülmektedir. Beklenildiği gibi bu grafikte aynı derinlikteki büyük çaplı taklit lenf düğümünden kaydedilen sayımın daha fazla olduğu, derinlik arttıkça sayımların azaldığı izlenmektedir. Grafikte 7 cm derinliğe kadar her dört lezyonun da sayımları arasında belirgin farklar olduğu, 7 cm derinlikten sonra 0.2 ve 0.1 cm çaplı lezyonların sayımlarının sadece zemin sayımlarından oluştu-



**Şekil 4.** Gama kamera görüntülerinde sıvı derinliği ile taklit lenf düğümü sayımlarının değişimi. 4 cm derinlikten sonra sayımlar arasında anlamlı fark görülmemektedir.



**Şekil 5.** Gama prob sayımlarının sıvı derinliği ile değişimi. 7 cm derinlikten sonra sayımlar arasındaki anlamlı fark kaybolmaktadır.

ğu ve bununda anlamı bu derinlikten sonra bu çap-taki lezyonların gama prob tarafından tespit edilemediğidir.

Gama prob sayımlarına eşli t-testi uygulanması sonucunda, 7 cm derinliğe kadar alınan sayımlar arasında anlamlı fark bulunduğu ( $p>0.05$ ), 8 cm derinlikte en küçük hacimli iki taklit lenf düğümü arasında anlamlı fark bulunmadığı ( $p<0.05$ ), 9 ve 10 cm derinlikte en küçük hacimli üç taklit lenf düğümü arasında anlamlı fark bulunmadığı ( $p<0.05$ ) tespit edildi. Şekil 5 ve eşli-t testi sonucunda, 0.1 ml hacimli lenf düğümünün en fazla 7 cm derinlikte tespit edilebileceği belirlenmiştir.

## TARTIŞMA

Sentinel lenf düğümünün varlığı ve yeri tespit edildikten sonra tedavi amacıyla cerrahi olarak tümör ve sentinel lenf düğümü çıkarılmaktadır. Fakat lenf düğümlerinin boyutlarının küçük ve derine yerleşmiş olmalarından dolayı cerrah tarafından yerlerinin saptanması zorlaştırmaktadır. Bu çalışmada, nükleer yöntemler kullanılarak en küçükü 0.1 cm çaplı olan ve su içinde 10 cm derinliğe kadar yerleştirilen taklit lenf düğümlerinin gama kamera ve gama prob ile tespit edilebilme kriterlerini inceledik. Yip ve ark.<sup>[5]</sup> sentinel lenf düğümlerinin 7 cm derinliğe kadar yaygın yerleşim gösterdiklerini söylemişlerdir. Bu çalışmamızın sonucunda da gama probun 7 cm derinliğe kadar 0.1 cm çaplı bir lenf düğümünü tespit edebileceğini bulduk. Bu bulgumuz, gama prob ile en küçük bo-

yutlu sentinel lenf düğümünün bunların yaygın yerleşim göstermeleri olasılığının yüksek olduğu 7 cm derinlikteki yerinin dahi tespit edilebileceği göstermektedir.

Fantom çalışmaları ile klinik çalışmalar arasında bazı farklar olduğu bilinmektedir. Bu farklardan birisi organ ya da lezyon hareketidir. Organ hareketleri klinik görüntülemelerde görüntü kalitesini önemli derecede etkileyen bir faktördür. Görüntülerden elde edilen kontrast, görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde önemli kriterlerinden biridir. Çekim sırasında hastanın hareket etmesi kontrastın azalmasına dolayısıyla görüntü kalitesinin bozulmasına neden olur. Coleman ve ark.<sup>[11]</sup> lezyonların birbirinden ayırt edilebilmesi için kontrastın en az 3.1 olması gerektiğini bildirmiştir. Aynı yazarlar, fantom çalışmalarında lezyon içindeki radyoizotop dağılımının homojen olmasının, hareketten kaynaklanan görüntü kalitesini bozucu etkilerinde ortadan kaldırılmasına yardımcı olduğunu vurgulamışlardır. Böylece daha kaliteli görüntüler elde edilebilir. Fantom çalışmalarının bazı kısıtlayıcı etkileri olmasına rağmen klinik çalışmalar için yol gösterici ve faydalı olduğu kabul edilmektedir. Bu çalışmada da objektif kriterler kullanabilmek için gama kamera ve gama probun lenf düğümlerinin tespit etme performansları bu çalışmaya özgü olarak imal ettiğimiz bir fantomda yapıldı. Ayrıca, insan vücudunun yaklaşık %70'i sudur. Bu nedenle vücut içindeki organların radyoaktif yöntemler ile vücut dışından belirlenmesi amacıyla yapılan modeller (fantomlar), su içinde

izlenirler.<sup>[12]</sup> Biz de modelimizi su içine yerleştirerek deneylerimizi gerçekleştirdik.

Görüntü kalitesini (ya da sayım verimini) etkileyen diğer önemli bir etkende detektör sisteminin kristal yapısıdır. Çalışmanın sonucunda radyoaktif izotoplar ile lenf düğümü tespitinde, gama probun gama kameraya göre daha etki olduğu tespit edilmiştir. İncelediğimiz en küçük çaplı (0.1 cm) taklit lenf düğümü dikkate alındığında bu taklit lenf düğümünün ancak 4 cm derinlikteki yerinin tespit edilebileceği görülmüştür. Gama prob ile daha derindeki lenf düğümünün tespit edilebilmesi, gama probun yarı iletken detektör materyalinin (CdTe), gama kameranın sintilasyon kristalli detektör materyalinden [NaI(Tl)] daha yüksek performanslı oluşu ile açıklanabilir.<sup>[13,14]</sup> Bir detektör sisteminde yüksek sensitivite (sayım duyarlılığı) ve iyi enerji rezolüsyonu (ayırma gücü) yüksek sayım performansı için gerekli iki önemli parametredir. Bir görüntüleme sisteminin rezolüsyonu, bu sistemle elde edilen görüntülerdeki küçük detayların ve kenar keskinliğinin hangi ölçüde ayırt edilebileceğinin sayısal bir göstergesidir. Çeşitli çalışmalar yarı iletken malzemeli katı hal detektörlerinin (gama prob) gama kameralara göre daha iyi enerji rezolüsyonuna ve daha yüksek sensitiviteye sahip olduklarını bildirmişlerdir.<sup>[15-18]</sup> Detektör materyallerinin fiziksel özelliklerinden dolayı gama problemlerinin (CdTe yarı iletken malzemeli) sensitiviteyi %100, enerji rezolüsyonları %1 olup, gama kameralarda (NaI(Tl) kristal malzemeli) sensitivite %13, enerji rezolüsyonu %10 olarak bildirilmiştir.<sup>[19,20]</sup>

Meme kanseri ve lenf düğümleri modeli ile klinik uygulamaları üzerinde daha önceden yaptığımız çalışmada 1 cm, 0.5 cm ve 0.25 cm çaplı taklit lenf düğümü lezyonları ile çalışmıştık.<sup>[21]</sup> Lenf düğümü modelini su içinde muhtelif derinliklerde görüntüledik. Ayrıca gama prob ile sayımlarını da aldık. Bu çalışmada, modelimizi değiştirerek malign malenom ve lenf düğümleri üzerine tasarladık. Ayrıca lezyon çaplarını küçülterek deteksiyon etkililiğini de artırdık. Her iki çalışmanın sonuçlarını birbiri ile kıyasladığımızda gama kamera ile elde ettiğimiz bulguların değişmediğini, fa-

kat gama prob ile elde ettiğimiz bulgularda tanınal etkililiğin arttığını belirledik.

Gama problemlerde yaygın olarak kullanılan CdTe, kadmiyum (Cd) ile yarı-iletken özelliklerde gösteren tellürün (Te) birleştirilmesi ile elde edilen bir katı hal detektörüdür. Gama kameranın sintilasyon kristalleri [NaI(Tl)] 30 eV'da bir puls üretirlerken, gama probun yarı iletken materyalleri (CdTe) 3-6 eV'da bir puls üretirler. Bu sayede yüksek sensitivite (sayım verimi) elde edilir. NaI(Tl)'nin tersine, CdTe kendi içinde Compton saçılması yapmaz. Bundan dolayı da görüntü oranları daha azdır ve elde edilen görüntüler daha nettir. NaI(Tl) yaklaşık 20000 sayımda bir ölü zamana girerken, CdTe'ün ölü zaman problemi yoktur ve sayım cevabı lineerdır.<sup>[7]</sup>

Sonuç olarak, radyoaktif izotoplar kullanılarak lenf düğümlerinin yerlerinin belirlenmesi amaçlı kullanılabilecek olan gama prob sayım cihazı ve gama kamera görüntüleme sistemleri performans ve kullanım kolaylığı açısından değerlendirildiğinde, gama kameranın taşınabilir özellikte olması ve derine yerleşmiş küçük boyutlu lenf düğümlerinden alınan görüntülerin yeteri kadar detaylı olmaması gibi olumsuzluklarına karşın, bu lenf düğümlerinin tespitinde gama prob cihazının daha etkin ve kullanım açısından daha pratik olduğu görülmüştür.

## KAYNAKLAR

1. Aygen M, Mudun A, Mudun S, Kurul S, Çamlıca H, Büyükbabani N, et al. Malign melanomda sentinel lenf nodunun saptanmasında gelişen yöntemler. Türk Onkoloji Dergisi 2000;15(2):51-6.
2. Leong SP. Sentinel lymph node mapping and selective lymphadenectomy: the standard of care for melanoma. Curr Treat Options Oncol 2004;5(3):185-94.
3. Leong SP, Steinmetz I, Habib FA, McMillan A, Gans JZ, Allen RE Jr, et al. Optimal selective sentinel lymph node dissection in primary malignant melanoma. Arch Surg 1997;132(6):666-73.
4. McMasters KM, Reintgen DS, Ross MI, Wong SL, Gershenwald JE, Krag DN, et al. Sentinel lymph node biopsy for melanoma: how many radioactive nodes should be removed? Ann Surg Oncol 2001;8(3):192-7.
5. Yip TC, Ege GN. Determination of depth distribution of internal mammary lymph nodes on lateral lym-

- phoscintigraphy. *Clin Radiol* 1985;36(2):149-52.
6. Alazraki NP, Styblo T, Grant SF, Cohen C, Larsen T, Aarsvold JN. Sentinel node staging of early breast cancer using lymphoscintigraphy and the intraoperative gamma-detecting probe. *Semin Nucl Med* 2000;30(1):56-64.
  7. Demir M. Nükleer tıp fiziği. İstanbul Üniversitesi yayınları, No: 4252, Ankara: AB Ofset; 2000 p. 80-3.
  8. Morton DL, Wen DR, Wong JH, Economou JS, Cagle LA, Storm FK, et al. Technical details of intraoperative lymphatic mapping for early stage melanoma. *Arch Surg* 1992;127(4):392-9.
  9. Tsuchimochi M, Sakahara H, Hayama K, Funaki M, Ohno R, Shirahata T, et al. A prototype small CdTe gamma camera for radioguided surgery and other imaging applications. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003;30(12):1605-14.
  10. Henkin RE, Boles MA, Gary LD, et al. 1996, Nuclear medicine. Managing Edit by Corra, E., Publisher, Patterson, A., Mosby, USA, [ISBN: 0-8016-7701-7].
  11. Coleman RE, Laymon CM, Turkington TG. FDG imaging of lung nodules: a phantom study comparing SPECT, camera-based PET, and dedicated PET. *Radiology* 1999;210(3):823-8.
  12. Cox CE, Pendas S, Cox JM, Joseph E, Shons AR, Yeatman T, et al. Guidelines for sentinel node biopsy and lymphatic mapping of patients with breast cancer. *Ann Surg* 1998;227(5):645-53.
  13. Albertini JJ, Lyman GH, Cox C, Yeatman T, Balducci L, Ku N, et al. Lymphatic mapping and sentinel node biopsy in the patient with breast cancer. *JAMA* 1996;276(22):1818-22.
  14. Kapteijn BA, Nieweg OE, Liem I, Mooi WJ, Balm AJ, Muller SH, et al. Localizing the sentinel node in cutaneous melanoma: gamma probe detection versus blue dye. *Ann Surg Oncol* 1997;4(2):156-60.
  15. Hoffman EJ, Tornai MP, Janecek M, Patt BE, Iwanczyk JS. Intraoperative probes and imaging probes. *Eur J Nucl Med* 1999;26(8):913-35.
  16. Tiourina T, Arends B, Huysmans D, Rutten H, Lemaire B, Muller S. Evaluation of surgical gamma probes for radioguided sentinel node localisation. *Eur J Nucl Med* 1998;25(9):1224-31.
  17. Perez-Andujar A, Pibida L. Performance of CdTe, HPGe and NaI(Tl) detectors for radioactivity measurements. *Appl Radiat Isot* 2004;60(1):41-7.
  18. Barber HB, Barrett HH, Hickernell TS, Kwo DP, Woolfenden JM, Entine G, et al. Comparison of NaI(Tl), CdTe, and HgI<sub>2</sub> surgical probes: physical characterization. *Med Phys* 1991;18(3):373-81.
  19. Chandra R. Nuclear medicine physics. 5th ed. Philadelphia: Williams and Wilkins; 1998. p. 82-3.
  20. Sorenson JA, Phelp ME. Physics in nuclear medicine. 2nd ed., Los Angeles: Grune and Stratton; 1989. p. 115-42.
  21. Demir M, Halaç M, Uslu İ. Meme tümörü, lenf dögümü modelinde lezyon deteksiyonu. *Turk J Nucl Med* 2003;12:149-53.