

Tiroid Nodüllerinde Sintigrafik Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi

Evaluation of Scintigraphic Image Quality in Thyroid Nodules

Mert Karagöz¹, Yağmur İdil Ulusoy¹, Özge Ulu¹, Hüseyin Demir², Özgür Taylan Akdağ¹, Deniz Azaklıoğlu³, Nazenin İpek⁴, Mustafa Demir⁵

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, tiroid nodüllerinde tanısal doğruluğu yüksek sintigrafik görüntü kalitesinin elde edilebilmesi için uygun çekim parametrelerinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Yöntem: Çalışma iki aşamada gerçekleştirildi: Fantom ve hasta çalışması. Fantom çalışmasında, insan tiroidini temsil eden bir fantom Mediso Marka Nucline TH-22 model küçük görüş alanlı (SFOV) gama kamerada ^{99m}Tc kullanılarak 1 cm ve 10 cm mesafelerde görüntüldü. Fantomdaki lezyonlardan ve zeminden ilgi alanları (ROI) çizilerek kontrast (C) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) hesaplandı. 200.000 toplam sayım değerinde çekilmiş hasta tiroid sintigrafilerinden C ve CNR parametreleri hesaplandı.

Bulgular: Fantom-kolimatör mesafesi 1 cm olan sintigrafik görüntülerde, toplam sayım miktarı 200.000 olana kadar görüntülerde C ve CNR değerleri arttı. Görüntüler 2 ayrı nükleer tıp uzmanı tarafından değerlendirildi. 1 cm mesafede 200.000 sayımlı görüntü en iyi olarak yorumlandı. Kantitatif değerlendirmede ise 1 cm mesafede 200.000 sayımlı görüntünün en yüksek C ve CNR değerlerini verdiği belirlendi.

Sonuç: Gama kamerada çekilen tiroid sintigrafilerinde hem fantom hem de hasta çalışmasında hastanın kolimatöre 1 cm mesafede tutulması ve çekimin 200.000 sayımda sonlandırılmasının en iyi sintigrafi kalitesi sağladığı sonucuna varıldı.

Anahtar Kelimeler: Tiroid fantomu, kontrast (C), kontrast-gürültü oranı (CNR), lezyon saptanabilirliği, tiroid sintigrafisi

ABSTRACT

Aim: The main goal of this study was to analyze the imaging parameters that impact image quality of nodular thyroid scintigraphy for more accurate diagnosis in nuclear medicine.

Method: This work consists of two components: phantom and patients' study. A properly designed phantom was used to mimic human's thyroid gland. The phantom was scanned using small field of view (SFOV) gamma camera (Mediso Nucline TH-22 model) at 1 cm and 10 cm distance from the collimator. Contrast (C) and contrast-to-noise ratio (CNR) were evaluated based on ROI counts analysis. Additionally, the above mentioned C and CNR were investigated on actual thyroid images acquired up to 200.000 counts.

Results: It was demonstrated that both C and CNR were higher when the distance between the detector and collimator was 1 cm. This image was also considered the optimum according to evaluation made by two experienced nuclear medicine physicians.

Conclusion: The phantom and patients scintigraphy performed on gamma camera showed superior contrast and CNR with closed distances to the detector. Besides, acquisition up to 200.000 counts seems to be feasible for thyroid scintigraphy in nuclear medicine.

Keywords: Thyroid phantom, contrast (C), contrast-to-noise ratio (CNR), lesion detectability, thyroid scintigraphy

¹ Y. Lis. Öğr., İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

² Öğr. Gör., İstanbul Medipol Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu, İstanbul, Türkiye

³ Uzm., İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

⁴ Yrd. Doç. Dr., Nişantaşı Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Mekatronik Mühendisliği, İstanbul, Türkiye

⁵ Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

Sorumlu yazar/Corresponding author:

Mustafa Demir,
İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi,
Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye
Tel: +90 212 414 31 06
Fax: +90 212 414 31 06
E-mail: demirm@istanbul.edu.tr

Geliş tarihi / Date of receipt: 28.03.2018

Kabul tarihi/Date of acceptance: 09.04.2018

GİRİŞ

Nükleer tıpta kısa yarı ömürlü radyonüklidler kullanılarak hastalıkların tanısı ve tedavisi yapılır. Tanısal amaçlı sintigrafik görüntülemelerde en yaygın kullanılan radyonüklid ^{99m}Tc olup tiroid nodüllerinin sintigrafik değerlendirilmesinde rutin olarak ^{99m}Tc perteknetat ile alınmış görüntülerden yararlanılmaktadır.³

Sintigrafi görüntülerinin çekildiği gama kameraların çeşitli tipleri vardır. Bunlardan biri de küçük görüş alanlı (SFOV, Small Field of View) gama kameralardır.¹ SFOV gama kameralar genellikle nükleer tıpta tiroid gibi küçük ve yüzeyel organların görüntülemesinde kullanım kolaylığı sağlamak üzere tasarlanmıştır. Bu tip SFOV gama kameraların görüntü kalitesini ve performansını test etmek için fantom çekimleri ve simülasyonları uygulanmaktadır.¹³ Fantom çekimlerinden elde edilen sonuçlar rutin klinik çalışmalarda kullanılarak sintigrafi çekimlerinde yüksek tanısal doğruluk sağlanabilmektedir.⁵

Tiroid nodüllerinin klinik değerlendirmesinde, tanısal doğruluk oranı gama kameranın görüntü kalitesi ile yakından ilişkilidir. Gama kameraların görüntü kalitesini belirleyen üç faktör vardır. Bunlar; uzaysal rezolüsyon, kontrast (C, *Contrast*) ve gürültüdür.¹⁴ Bu kriterler kullanılarak hem gama kameraların performansları karşılaştırılabilir hem de aynı gama kamerada alınmış sintigrafilerin görüntü kaliteleri karşılaştırılabilir. Bu amaçla hem fantom görüntülerinden hem de hasta görüntülerinden yararlanılabilir.

Sintigrafi görüntülerinde C ölçümü yapmak için lezyonun etrafından bir ilgi alanı (ROI, *Region of Interest*) çizilir. ROI içindeki lezyona ait sayımlar, lezyona komşu sağlıklı dokudan bir ROI daha çizilerek arka plan (*background*) sayımları olarak tespit edilir. Bu sayımlardan C hesaplanabilir.¹²

Gürültü, yapısal ve istatistiksel olmak üzere ikiye ayrılır. Yapısal gürültü, sistemin kendi işleyişinden yani elektronik yapıdan kaynaklanır. İstatistiksel gürültü ise radyoaktivitenin doğasından yani radyoaktif parçalanmanın tesadüfi olmasından kaynaklanır. Gürültü etkisi bölgesel sayım yoğunluğunun çok ya da az olması durumuna bağlı istatistiksel dalgalanmalar şek-

linde görüntülere yansır. Düşük sayımlı görüntülerde gürültü etkisi fazla olacağı için uzaysal rezolüsyon ve C de kötüleşir. Dolayısıyla, nükleer tıpta tanısal doğruluğu yüksek sintigrafiler elde etmek için yüksek C'li ve düşük gürültülü görüntüler önemlidir.⁶

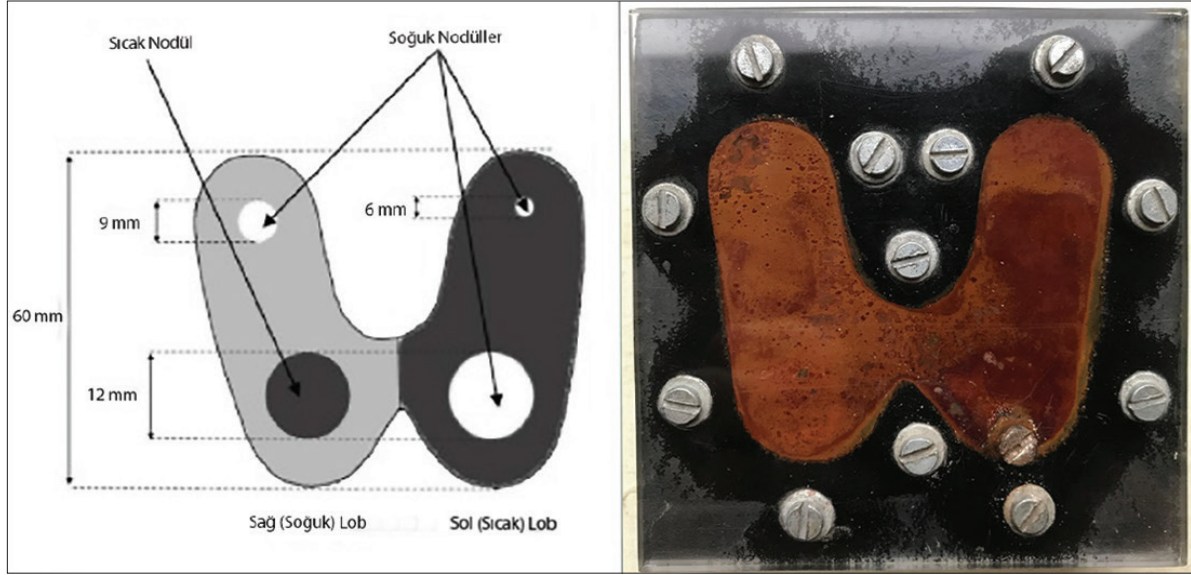
Kontrast-gürültü oranı (CNR, *Contrast-to-Noise Ratio*) C'deki değişimi değerlendirmek ve görüntüdeki gürültü etkisini belirlemekte kullanılan bir parametredir. CNR görüntüde, sinyal ve *background* arasındaki oran ile ifade edilen, C değerinin etkisini belirleyen ve buna ilave olarak gürültünün lezyon saptanabilirliği üzerindeki etkisini de hesaba katan önemli bir parametredir.⁷ Bir nodülün saptanabilir olup olmadığını belirlemek için, CNRde bir eşik değer kullanılır. Genellikle Rose tarafından tanımlandığı şekilde kullanılan CNR eşiği 3-5 arasında bir değer olarak kabul edilir.¹⁰ CNR eşiğini aşmak, oluşan görüntünün, rastgele gürültü dalgalanmalarından ziyade istatistiksel olarak gerçeğe daha yakın olabileceğini gösterir.

Bu çalışmanın amacı, tiroid nodüllerinde tanısal doğruluğu yüksek sintigrafik görüntü kalitesinin elde edilmesi için uygun çekim parametrelerinin belirlenmesidir.

YÖNTEM

Tiroid Fantomu

İnsan tiroidinin anterior projeksiyondan görünümünü temsil eden, pleksiglas malzemenle yapılmış bir model (fantom) kullanıldı (Şekil 1). Bu fantom iç yapısında, tiroidin her iki lobunda hem sıcak (yüksek aktiviteli) hem de soğuk (düşük aktiviteli) bölgeler içermektedir. Ayrıca klinik görüntülerde sıklıkla karşılaşılan vakaları taklit eder tarzda nodüller içermektedir. Fantomun sol lobunun derinliği 18.4 mm, sağ lobun derinliği 9.2 mm'dir. Loblar içerisinde, 12 mm, 9 mm ve 6 mm çaplı üç adet soğuk nodül vardır ve bu bölgelere radyofarmasötik dolmaz. Ayrıca, sağ lobun alt kısmında 18.4 mm derinliğe sahip 12 mm çaplı sıcak bir nodül bulunmaktadır. Toplam doldurulabilir hacim 35 ml'dir: Sol lob doldurulabilir hacmin %65'ini, sıcak nodül %1'ini ve sağ lob %34'ünü kapsamaktadır.



Şekil 1. Çalışmada kullanılan tiroid fantomu ve özellikleri

Gama Kamera ve Çekim Parametreleri

Görüntülemeler Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında, tiroid sintigrafisi çekimlerinde rutin olarak kullanılan Mediso Marka Nuc-line TH-22 model SFOV gama kamera kullanılarak yapıldı. Çekimlerde Tc-99m'in 140 keV enerjisine uyumlu düşük enerji yüksek rezolüsyonlu (LEHR, *Low Energy High Resolution*) kolimatör kullanıldı. Gama kameranın sayım hassasiyeti (sensitivite) 240 cpm/ μ Ci dir. Çekimlerde fantom-kolimatör arasındaki mesafe sırasıyla 1 cm ve 10 cm olarak ayarlandı. Deneyden önce gama kameranın gerekli tüm kalite kontrol testleri yapıldı. Tüm çekimlerde fiziksel ve geometrik koşullar sabit tutuldu. Çekimden önce fantoma 11 MBq (297 μ Ci) Tc-99m perteknetat çözeltisi dolduruldu ve homojen dağılımı sağlandı. Görüntüler 256x256 matriste dijital veriler şeklinde alınıp veri tabanına kayıt edildi. 1 cm mesafede toplam 50.000, 100.000, 150.000, 200.000 ve 300.000 sayımlı görüntüler, 10 cm mesafede toplam 50.000, 100.000 ve 200.000 sayımlı görüntüler alındı.

Görüntü Kantitasyonu ve ROI Analizleri

Sintigrafik görüntülerin kantitasyonu için lezyonların C ve CNR hesaplamaları yapıldı. C ölçümünde eşitlik (1) kullanıldı.

$$C = \frac{|M_L - M_{BG}|}{M_{BG}} \quad (1)$$

Burada , ilgili ROI içindeki (L: Lezyon ve BG: *Background*) piksel başına ortalama sayıdır.¹¹

CNR ölçümünde eşitlik (2) kullanıldı.

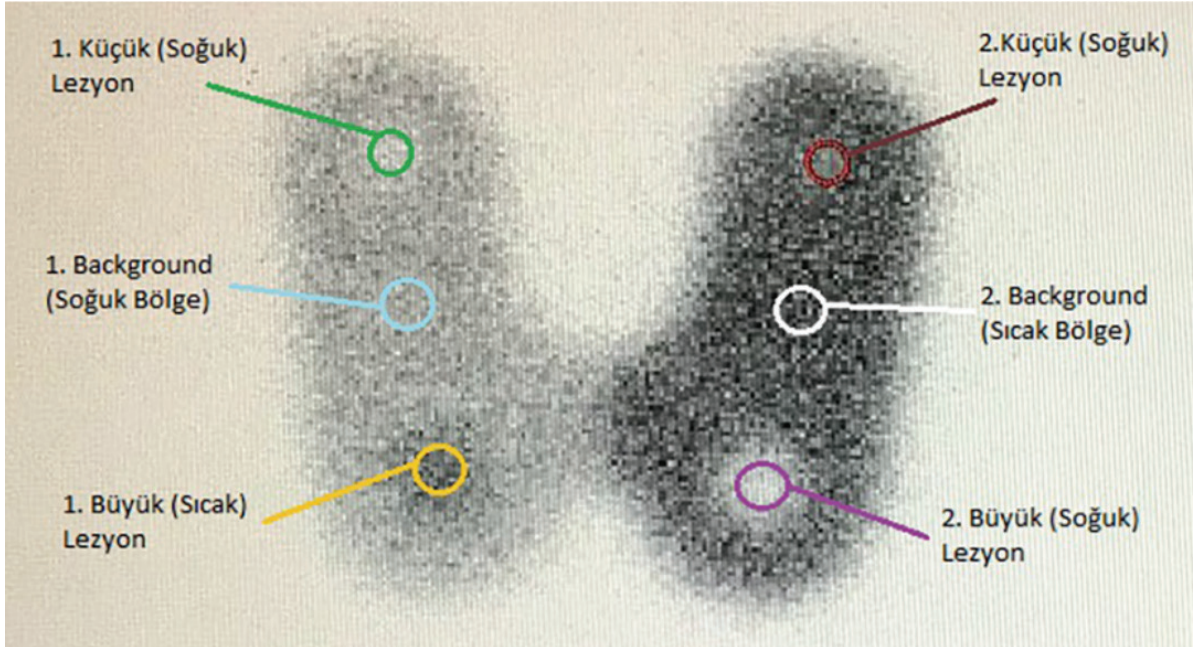
$$CNR = C * \sqrt{N_o} \quad (2)$$

Formülde araştırılan lezyonun kontrast değeri, ise görüntüleme süresi boyunca lezyonla aynı büyüklükteki bir *background* ROI'si içinde kaydedilen sayımların miktarıdır.⁴

Gama kamerada çekimi tamamlanmış görüntüler Mediso Interview XP nükleer tıp iş istasyonu yazılımına aktarıldı. Görüntü analizi için yazılımın görsel ara yüzünde bulunan ROI çizim ve istatistik araçları kullanıldı.

Fantomun sintigrafik görüntüsü çekildi ve ROI'ler veri alınmak istenilen bölgelere yerleştirildi (Şekil 2). Bu alanlar her bir lobda en yüksek ve en düşük sayımlı bölgelerden seçildi. Çizimi tamamlanan ROI'lerdeki ortalama sayım sayıları, piksel değerleri vb. değerler yazılımdan alınarak veri tabanına kaydedildi.

ROI'ler fantom çalışmasında şu şekilde tanımlandı: Her bir lezyonun (3 soğuk ve 1 sıcak) orta bölgesine ve lezyonun bulunduğu lobun merkezine (*background*) yerleştirildi. Bahsedilen ROI'ler, 12 mm'lik nodüller ve *background*'lar için 11 piksel çapında (alan = 100 piksel), 9 ve 6 mm'lik nodüller için ise 8 piksel çapında (alan = 51 piksel) çizildi.



Şekil 2. Fantom çalışmasında ROI çizilen bölgeler

Tamamlanan ve seçilen görüntülerin analizinde Microsoft Excel yazılımı kullanıldı. Her bir lezyon ve *background*'ının ROI'lerindeki ortalama sayım ve piksel değerleri data çalışma sayfasına kaydedildi. C ve CNR değerleri bu veriler kullanılarak hesaplama çalışma sayfasında hesaplandı. C ve CNR değerleri hesaplanan en iyi değerden en kötüye doğru derecelendirilerek tiroid çekimlerinin ideal toplam sayım miktarı belirlendi. Fantomun kolimatöre 1 cm ve 10 cm uzakta olmasının görüntülere etkisi belirlendi. Son olarak grafik çalışma sayfasında ise hesaplanan C ve CNR değerlerinin fantomun kolimatöre göre iki farklı konumdaki grafikleri oluşturuldu.

Hasta Çalışması

Hasta çalışması, fantom deneylerinin sonuçlarını değerlendirmek amacıyla retrospektif olarak yapıldı. Gama kamerada çekimi yapılmış ve raporu verilmiş 7 hasta görüntüleri üzerinden ROI'ler çizilerek kantitasyon yapıldı. Özellikle sıcak veya soğuk nodülü olan ve 200.000 toplam sayım değerinde çekilmiş hasta görüntüleri rastgele veri tabanından seçildi. Bu görüntülerin analizinde Microsoft Excel yazılımı kullanıldı. Her bir lezyon ve *background* alanlarından ROI'lerdeki ortalama sayım ve piksel değerleri data çalışma sayfasına kaydedildi. Bu veriler kullanılarak C ve CNR değerleri hesaplandı.

Sintigrafi Görüntülerinin Uzman Bakışı İle Değerlendirmesi

Tüm sintigrafi görüntüleri 2 ayrı nükleer tıp uzmanına okutulmuş ve değerlendirildi. Değerlendirme sonuçları iyi, orta ve zayıf şeklinde sınıflandırıldı.

Araştırmanın Etik Yönü

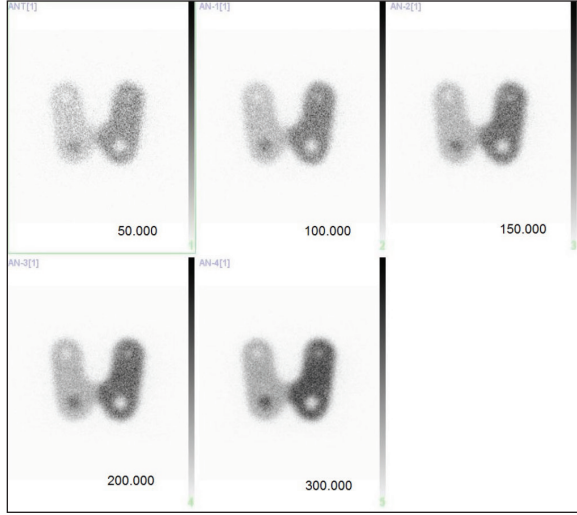
Klinik çalışmamızda, 'Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan izin alınmıştır.

BULGULAR

Fantom Çalışması

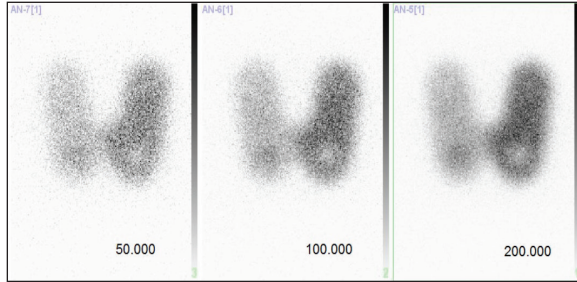
Çalışma sonucu elde edilen görüntüler fantomun kolimatöre olan uzaklığına göre iki gruba ayrıldı. Birinci grupta fantom-kolimatör mesafesi 1 cm de iken sintigrafi görüntüleri alındı (Şekil 3). Burada toplam sayım miktarı arttıkça görüntü detaylarının gözle görülür şekilde iyileştiği ancak lezyonlar çevresindeki sınır bölgesinin de bulanıklaşmaya başladığı izlenmektedir. Nükleer tıp uzmanlarının değerlendirmesi sonucuna göre 200.000 sayımlı ve 300.000 sayımlı görüntülerin kalitesi, ayırt edicilik yönünden iyi olarak yorumlandı.

İkinci grupta fantom-kolimatör mesafesi 10 cm tutularak sintigrafi görüntüleri alındı (Şekil 4). Bu



Şekil 3. Fantom kolimatöre 1 cm uzakta iken farklı sayımlarda çekilen görüntüler

grup sintigrafik görüntülerinin hepsi Nükleer tıp uzmanları tarafından zayıf olarak yorumlandı.



Şekil 4. Fantom kolimatöre 10 cm uzakta iken farklı sayımlarda çekilen görüntüler

Fantom deneyleri sonucu elde edilen kantasyon verileri çıkarıldı. Fantomun sağ lobunda bulunan 12 mm sıcak, 9 mm soğuk lezyonlar ile sol lobunda bulunan 12 mm soğuk, 6 mm soğuk lezyonlar ile her iki bölgenin de merkezlerinden alınan *background*'ların piksel başına ortalama sayımları, görüntünün toplam sayım miktarına ve fantom-kolimatör mesafelerine göre gruplandırıldı (Tablo 1).

	Toplam Sayım Miktarı:	Ortalama Sayım (sayım/piksel)				
		50k	100k	150k	200k	300k
1 cm uzakta	12 mm Sıcak Lezyon	6,4	12,77	18,89	24,58	37,24
	9 mm Soğuk Lezyon	2,021	3,728	6,079	7,228	12,098
	1. Background (Soğuk Bölge)	3,65	7,12	10,21	13,44	21,68
	12 mm Soğuk Lezyon	2,46	4,91	7,8	9,43	14,24
	6 mm Soğuk Lezyon	5,563	10,592	15,993	20,747	31,501
10 cm uzakta	2. Background (Sıcak Bölge)	6,8	14,39	21,43	29,5	42,34
	12 mm Sıcak Lezyon	4,66	9,28	-	19,79	-
	9 mm Soğuk Lezyon	2,672	5,403	-	10,388	-
	1. Background (Soğuk Bölge)	3,2	6,56	-	14,01	-
	12 mm Soğuk Lezyon	3,592	7,367	-	16,539	-
2. Background (Sıcak Bölge)	6 mm Soğuk Lezyon	4,97	11,804	-	23,908	-
		6,98	13,54	-	28,76	-

Tablo 1. Fantom kolimatöre 1 cm ve 10 cm uzakta iken elde edilen ROI sayımları

Fantom-kolimatör mesafesi 1 cm ve 10 cm tutularak çekilen sintigrafik görüntülerinin C hesaplamaları yapıldı. Elde edilen değerler bir arada verildi (Tablo 2).

	Toplam Sayım Miktarı:	Kontrast				
		50k	100k	150k	200k	300k
1 cm uzakta	12 mm Sıcak Lezyon	0,753424658	0,793539326	0,850146915	0,828869048	0,717712177
	9 mm Soğuk Lezyon	0,44630137	0,476404494	0,40460333	0,462202381	0,44197417
	6 mm Soğuk Lezyon	0,638235294	0,658790827	0,636024265	0,680338983	0,663675012
10 cm uzakta	12 mm Sıcak Lezyon	0,181911765	0,263933287	0,253709753	0,296711864	0,255999055
	9 mm Soğuk Lezyon	0,45625	0,414634146	-	0,412562455	-
	6 mm Soğuk Lezyon	0,165	0,176371951	-	0,258529622	-
10 cm uzakta	12 mm Sıcak Lezyon	0,485386819	0,455908419	-	0,424930459	-
	9 mm Soğuk Lezyon	0,287965616	0,128212703	-	0,168706537	-
	6 mm Soğuk Lezyon	-	-	-	-	-

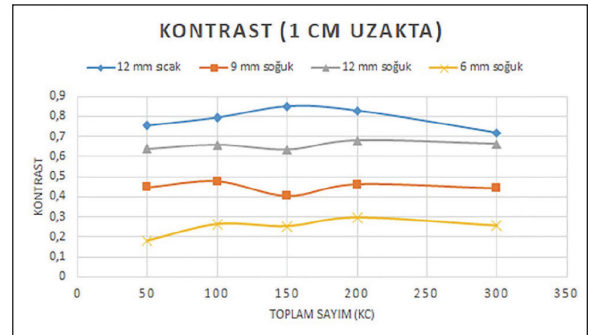
Tablo 2. Fantom kolimatöre 1 cm ve 10 cm uzakta iken hesaplanan kontrast (C) değerleri

C ve gürültü ölçümlerinin görüntüler üzerindeki etkisini yansıtan CNR kantasyon değerleri bir arada verildi (Tablo 3). Tabloda özellikle 6 ve 9 mm çaplarındaki lezyonların CNR değerlerindeki artışın düzensiz olduğu görülmektedir.

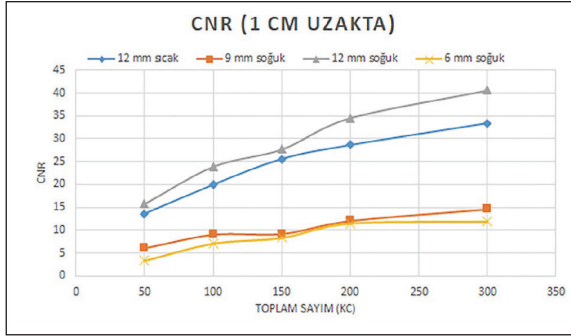
	Toplam Sayım Miktarı:	CNR				
		50k	100k	150k	200k	300k
1 cm uzakta	12 mm Sıcak Lezyon	13,56164384	19,93348042	25,5751549	28,61699646	33,41796145
	9 mm Soğuk Lezyon	6,065266815	9,04255388	9,196394274	12,05333067	14,63867558
	6 mm Soğuk Lezyon	15,75032295	23,93505937	27,72365497	34,59040367	40,66329811
10 cm uzakta	12 mm Sıcak Lezyon	3,37435291	7,121964783	8,354558529	11,46360409	11,84920049
	9 mm Soğuk Lezyon	11,51522939	14,90954284	-	15,4421857	-
	6 mm Soğuk Lezyon	2,047064239	3,132953705	-	6,711226813	-
10 cm uzakta	12 mm Sıcak Lezyon	18,08350923	23,6501806	-	32,12092034	-
	9 mm Soğuk Lezyon	5,411823255	3,355951278	-	6,435786223	-
	6 mm Soğuk Lezyon	-	-	-	-	-

Tablo 3. Fantom kolimatöre 1 cm ve 10 cm uzakta iken hesaplanan CNR değerleri

1 cm mesafede C değerlerinin sayım miktarına göre değişimleri çıkarıldı (Grafik 1). Benzer şekilde 10 cm mesafede CNR değerlerinin sayım miktarına göre değişimleri de oluşturuldu. (Grafik 2).



Grafik 1. Fantom kolimatöre 1 cm uzakta iken kontrast (C) - toplam sayım grafiği



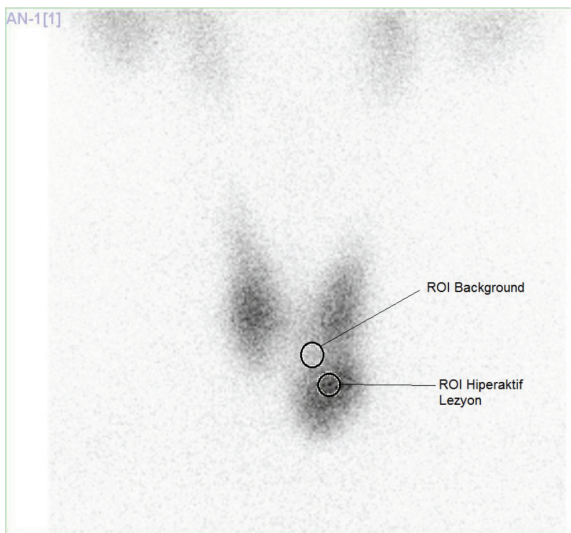
Grafik 2. Fantom kolimatöre 1 cm uzakta halde iken CNR - toplam sayım grafiği

Hasta Çalışması

Tiroid sintigrafisi 200.000 sayımda çekilmiş olan bir hastanın görüntüsü üzerinde ROI çizimleri oluşturuldu (Şekil 5). Bu görüntüde sol lob alt kısmında hiperaktif nodül tespit edildi. Maksimum sayım alanına giren ROI çizimi bu nodül üzerinde, background alanına giren ROI ise en az radyofarmasötik tutulumunun izlendiği sol lob orta iç kısımda bulunan sağlıklı tiroid dokusu üzerinden çizildi.

Veri tabanından tiroid nodülü olan ve 200.000 sayım ile sintigrafisi çekilmiş rastgele 7 hasta seçildi. Hastaların sintigrafi görüntülerinden C ve CNR değerleri hesaplandı (Tablo 4).

Hasta grubundaki sintigrafi görüntülerinin hepsi Nükleer tıp uzmanları tarafından iyi olarak yorumlandı.



Şekil 5. Tiroid sintigrafisinde sol lob alt dış kısmında hiperaktif nodül izlenen bir hastanın ROI çizimleri

Randomizasyon Numarası	ROI	ROI Ortalama Sayımı	ROI Alanı (Piksel)	Kontrast	CNR
1	1. Hiperaktif Lezyon	56,691	159,4	1,751589574	100,3787403
	2. Hiperaktif Lezyon	45,563	140,8	1,211474057	65,25002421
	Background	20,603	125,6	-	-
2	1. Hiperaktif Lezyon	25,214	112,9	1,446539998	49,34251547
	2. Hiperaktif Lezyon	30,464	159,4	1,959947991	79,27687644
	Background	10,306	79,7	-	-
3	Hiperaktif Lezyon	25,158	150,1	0,715864139	33,58285084
	Background	14,662	108,3	-	-
	Hiperaktif Lezyon	37,429	116	0,753278996	37,48551221
4	Hipoaktif Lezyon	7,535	98	0,647039535	29,59527996
	Background	21,348	56,2	-	-
	1. Hiperaktif Lezyon	61,739	120,3	1,79893916	92,66854747
5	2. Hiperaktif Lezyon	47,104	132,8	1,135461057	61,45459311
	Background	22,058	78,9	-	-
	1. Hiperaktif Lezyon	32,068	92,7	1,270300885	45,96642159
6	2. Hiperaktif Lezyon	32,529	88,6	1,302938053	46,09298746
	Background	14,125	64,8	-	-
	Hiperaktif Lezyon	33,219	128,3	1,240439738	54,10228934
7	Background	14,827	87,9	-	-

Tablo 4. Toplam 200.000 sayım ile alınan hastalara ait tiroid sintigrafilerinde lezyon ROI sayımları, kontrast ve CNR değerleri.

TARTIŞMA

Sintigrafi kalitesinin belirlenmesinde fantom çalışmasından yararlanan bir çalışmada C ve CNR ölçümleri yapılmıştır. Dickerscheid'in bu çalışmasında farklı kolimatörler kullanılarak farklı sayımlarda fantom görüntüleri alınmış, her kolimatör için en yüksek C ve CNR değerleri belirlenmiştir. Fantom çalışmasından elde edilen kriterler kullanılarak hasta çalışması yapılmıştır.⁷

Bizim çalışmamızda fantomun kolimatörden 1 cm uzaklıkta alınan sintigrafik görüntülerinde; sayım miktarı arttıkça görüntü C ve CNR değerlerinin de arttığı belirlendi. 200.000 sayımdan sonra C değerlerinde düşüş izlendi.

Çalışmamızda fantom kolimatör mesafesi 1 cm ve 10 cm iken alınan çekimlerin görüntü kaliteleri karşılaştırıldığında, nükleer tıp uzmanlarının değerlendirmesiyle 1 cm'deki görüntülerin daha iyi olduğu görüldü. Bu durumun sebebi olarak 10 cm uzaklıktan gelen fotonların daha çok saçılmaya uğraması gösterilebilir. SFOV gama kamera ile yapılan çalışmalarda 1 cm den küçük lezyonların görülebilmesi için gama kameranın hassasiyetinin yüksek olması gerektiği belirtilmektedir.^{2,9} Sayım hassasiyetinin görüntü kalitesi üzerindeki etkisinin incelendiği bir başka çalışmada yarıiletken detektör materyalli gama kamera ile fantom çalışması yapılmış, hassasiyet, uzaysal rezolüsyon, lezyon C ve CNR'si ölçülmüştür. Düşük sayımlı çekimlerde 148 MBq ^{99m}Tc ile yeterli sayım miktarına ulaşıldığı takdirde görüntü kalitesinin iyileştiği belirtilmiştir.⁸

Tablo 2'deki lezyonların C değerleri incelendiğinde fantom 1 cm mesafede iken tüm lezyonların 200.000 toplam sayım değerinde en iyi ortalama sonucu verdiği görüldü. Ancak, sıcak lobdaki 12 mm ve 6 mm soğuk lezyonlar bu toplam sayım değerinde en yüksek C değerini vermesine rağmen soğuk lobdaki 12 mm sıcak ve 9 mm soğuk lezyonlar sırasıyla 150.000 ve 100.000'lik çekimlerde en iyi sonucu vermiştir. Benzer şekilde Grafik 1 incelendiğinde 200.000 sayımdan sonra C değerlerinin artmadığı hatta azaldığı izlenmektedir.

Tablo 3'deki CNR değerlerinden yola çıkarak, bu değerlerin toplam sayım sayısı arttıkça satüre olmaya (doygunlaşmaya) başladığı söylenebilir. Benzer şekilde Grafik 2'de bu değeri yansıtan eğrilerin eğimindeki artışın 200.000 sayımdan sonra kısmen azaldığı görülmektedir.

Tablo 4'de hasta çalışmasında elde edilen en düşük sonucu veren 4 nolu hastanın hipoaktif lezyonu sırasıyla 0,65 ve 29,60 C ve CNR değerlerini vermiştir. Bu lezyon yaklaşık 10 mm olup fantom deneyine benzer bir sonuç göstermiştir. Ayrıca en iyi C ve CNR değerine sahip 1 nolu hastanın 1. hiperaktif lezyonu sırasıyla 1,75 ve 100,38 sonuçlarını vermiştir. Böylece, tüm hastaların nodüllerine ait C ve CNR değerlerinin tamamı fantom sonuçları ile uyumlu bulundu. Lezyon boyutları da dikkate alındığında hastalardaki lezyon boyutları fantomdakilerden daha büyük olup büyük lezyonlarda klinik sintigrafi görüntü kalitelerinin fantomdan daha iyi sonuçlar verdiği belirlendi.

Rose'un CNR eşik değeri referans alındığında, çalışmamızda hem fantomun hem de hasta çalışmasının CNR değerleri referans değerden yüksek bulunmuştur. Bu durum görüntülerimizde lezyon saptanabilirliği derecesinin yüksek olduğunu göstermektedir.¹⁰

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, fantom çalışmasından elde edilen çekim parametreleri kullanılarak klinik sintigrafi çekimleri yapılırsa, görüntü C ve CNR değerlerinin yüksek tanınabilirlikle elde edilebileceği gösterilmiştir. Sayım hassasiyeti ≥ 240

cpm/ μ Ci olan gama kameralarda tiroid sintigrafisi çekimlerinin 200.000 sayımda alınması durumunda en iyi görüntü kalitesinin sağlanabileceği sonucuna varılmıştır. Farklı model ve marka gama kameralar kullanılarak sintigrafi kalitesinin ve sayım miktarının değerlendirilmesi çalışmaları yapılırken gama kameranın sayım hassasiyetinin göz önünde tutulması önerilir.

KAYNAKLAR

1. Bhatia B.S., Bugby S.L., Lees J.E., Perkins A.C. (2015): A scheme for assessing the performance characteristics of small field-of-view gamma cameras, *Physica Medica*, 31(1): 98-103.
2. Brem R.F. et al. (2005): Occult breast cancer: scintimammography with high-resolution breast-specific gamma camera in women at high risk for breast cancer, *Radio-logy*, 237(1): 274-80.
3. British Nuclear Medicine Society (BNMS) (2003): Clinical guidelines: Radionuclide thyroid scans, Nottingham, <http://www.bnms.org.uk/procedures-guidelines/bnms-clinical-guidelines/radionuclide-thyroid-scans.html> (07.03.2018).
4. Cherry S.R., Sorenson J.A., Phelps M.E. (2012): *Physics in nuclear medicine* (4th ed.), PA, USA: Elsevier.
5. Currie G.M., Towers P.A., Wheat J.M. (2006): Improved Detection and Localization of Lower Gastrointestinal Tract Hemorrhage by Subtraction Scintigraphy: Phantom Analysis, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 34(3): 160-168.
6. Demir M. (2014): *Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları* (4. Baskı), Ankara: Bayrak Matbaası, 88-91.
7. Dickerscheid D., Lavalaye J., Romijn L., Habraken J. (2013): Contrast-noise-ratio (CNR) analysis and optimisation of breast-specific gamma imaging (BSGI) acquisition protocols, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Research*, 3(21): 2-9.
8. Hruska C.B., Weinmann A.L., O'Connor M.K. (2012): Proof of concept for low-dose molecular breast imaging with a dual-head CZT gamma camera. Part I. Evaluation in phantoms, *Medical Physics*, 39(6): 3466-75.
9. Jones E.A., Phan T.D., Blanchard D.A., Miley A (2009): Breast-specific γ -imaging: molecular imaging of the breast using ^{99m}Tc -sestamibi and a small-field-of-view γ -camera. , *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 37(4): 201-205.

10. Rose A. (1974): The visual process. vision: optical physics and engineering, Springer US.
11. Seret A (2006): A Comparison of Contrast and Sensitivity in Tc-99m Thyroid Scintigraphy between Nine Nuclear Medicine Centres of a geographic area, *Alasbimm Journal*, 8(32): AJ32-3.
12. Stoutjesdijk M.J. et al. (2007): Automated analysis of contrast enhancement in breast MRI lesions using mean shift clustering for ROI selection, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(3): 606-14.
13. Tsuchimochi M., Hayama K (2013): Intraoperative gamma cameras for radioguided surgery: technical characteristics, performance parameters, and clinical applications, *Physica Medica*, 29(2): 126-38.
14. Turoglu T., Demir M., Güveniş A., Urgancıoğlu İ. (1993): Nükleer Tipta Lezyon Saptanabilirliği, *Turkish Journal of Nuclear Medicine*, 2: 29-35.