



## X-IŞINI GÖRÜNTÜLEMEDE YARIİLETKEN DEDEKTÖRLERİN KULLANILMASI

*(USING SEMICONDUCTOR DETECTORS IN X-RAY IMAGE)*

Sevil BAYBURT\*, Mehmet BAYBURT\*\*

### ÖZET/ABSTRACT

X-ışını görüntüleme çeşitli dedektörler kullanılmaktadır. Bunlar sintilasyon ve yarı iletken dedektörler olarak sınıflandırılabilir. Bu çalışmada özellikle anjiyografide halen kullanılan CsI tipi sintilasyon dedektörlerle, CdTe tipi yarıiletken dedektörler karşılaştırılmıştır. Öncelikle bu dedektörler bilgisayarda simüle edilmiş ve x-ışını simülasyon programıyla incelenmiş ve anjiyografide kullanılan iki farklı tüp uygulama tekniği ile deneyler yapılmıştır. Bu teknikte tüpe önce alçak voltaj (60 kVp) uygulanmakta ve bu anda tüpün önünde karakteristik filtre olarak sadece bakır levha bulunmaktadır. Daha sonra tüpe daha yüksek gerilim uygulanması (120 kVp) esnasında tüp önüne filtre olarak ise bakır + alüminyum levhalar konulmuştur. Buradan alınan farklı spektrumlar değerlendirilerek görüntü oluşturulmaktadır. Bu deneyler tüpe uygulanan voltajların değişik değerleri için ve tüpün önüne konulan karakteristik filtrelerin çeşitli değerleri için bir çok kez tekrarlanmıştır. Bütün bu deneylerin sonucu halen kullanılmakta olan CsI dedektörlerine göre, CdTe tipi yarı iletken dedektörlerde sinyal gürültü oranı (SNR) yaklaşık 10 kat daha büyük çıkmaktadır. Bu sonuçlara bakılarak gelecekte x-ışını görüntüleme özellikle düşük enerjilerde CdTe tipi dedektörlerin yaygın kullanılacağı söylenebilir.

*Different detectors are being used in X-ray imaging. They can be classified as scintillation and semiconductor detectors. In this study CsI and CdTe type detectors, which are especially used today in angiography, have been compared. First, these detectors have been simulated in computer and experiments have been carried out by applying two different tube techniques, which are usually used in angiography with an X-ray simulation program. In this technique, firstly, low voltage (60 kVp) is applied to the tube with a copper sheet in front of it that serves as an inherent filter. Then, higher voltage (120kVp) is applied to the tube with a copper and aluminum sheets in front of the tube for the same purpose. Image is composed by evaluating different spectrums obtained. These experiments have been repeated for different values of applied voltages and different type ad thickness of inherent sheets. As a result of these experiments, it was found that the signal to noise ratio (SNR) of the CdTe type detector is found to be approximately ten times greater than the CsI type detectors that are used presently. From this profile, especially at X-rays monitoring field in the future, CdTe type detectors could be used extensively at low energies.*

### ANAHTAR KELİMELEK/KEYWORDS

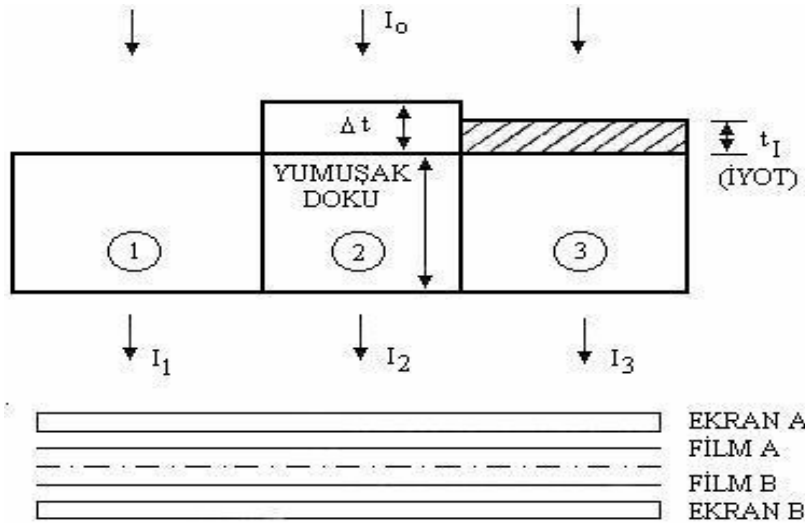
X-ışını  
X-ray

\*Dokuz Eylül Üniversitesi, Müh. Fak., Makine Müh. Bölümü ,35100 Bornova, İZMİR

\*\*Ege Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Bornova 35100, İZMİR

## 1. GİRİŞ

Günümüzde Nükleer görüntüleme tıpta ve endüstride çok geniş bir kullanım alanına sahiptir. Endüstrideki kullanım alanları tıp alanındaki kadar geniş ve çeşitli olmasa da özellikle reaktör çalışmalarında ve tahribatsız muayene olarak bilinen cisimlerin içsel kesit görüntülerinin oluşturulmasında kullanılmaktadır. Tıp alanında 1895'te X-ışınlarının keşfi ile başlayan radyografi, gelişerek günümüze kadar gelmiş ve değişik yöntemlerle temelde bilgisayarlı tomografi (CT) adını almıştır. Klasik radyografide, X-ışınlarının değişik ortamlarda, farklı soğurulma özelliğinden yararlanılır. X-ışını doku içinden geçerken ortamın fiziksel yoğunlukları, atomik yapıları, X-ışını enerjisi ve kat ettiği yola bağlı olarak soğurulur ve saçılmaya uğrar (Şekil 1).



Şekil 1. Klasik radyografide görüntüleme

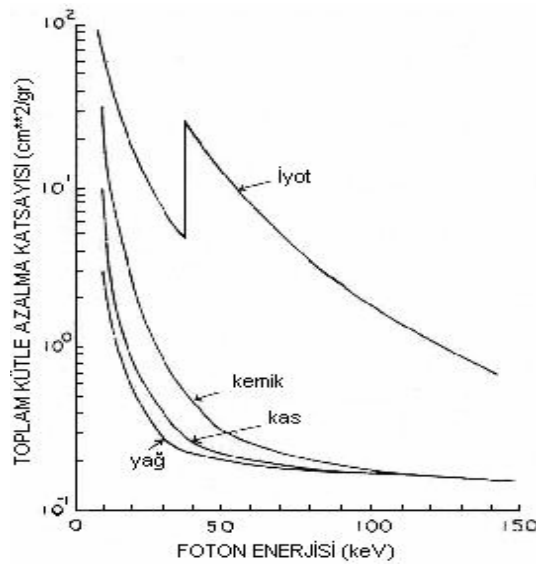
Vücudu geçen X-ışınları, X-ışınlarına duyarlı bir film üzerine düşürülmeleri halinde bir görüntü oluştururlar. Film üzerine düşen şiddet değerleri, farklı soğurma katsayısına sahip bölgelerden geçerek geldiği için değişik tonda görüntü oluştururlar. Fakat klasik radyografinin en büyük dezavantajı, birbirlerine çok yakın kütle soğurma katsayılarına sahip iki bölgenin hemen hemen aynı kontrastı vermesi veya birbirinden çok farklı kütle soğurma katsayılarına sahip iki bölgeden büyük katsayıya sahip olanın diğerini gölgelemesi sonucunda iki bölgenin birbirinden ayırt edilememesinin söz konusu olmasıdır. Bu yüzden filme dayalı radyografinin sakıncalarını gidermek amacıyla yapılan çalışmalar sonucunda 1970'li yıllarda bilgisayarlı radyografi geliştirilmiştir. Daha sonraki yıllarda yapılan çalışmalar sonucunda transmisyon radyografisinin günümüzde en yoğun kullanılan şekillerinden bir tanesi olan fluoroskopi sistemleri ortaya çıkmıştır. Bu sistemlerde film yerine CsI tipi dedektörler kullanılmaktadır. Bu dedektörler temelinde bir sintilasyon dedektörüdür. Dedektörde, gelen radyasyonun şiddetiyle orantılı oluşan parıldama, bir kamera sistemiyle dijitalize edilerek görüntü oluşturulmaktadır. Günümüzdeki çalışmalar ise bu tip dedektörler yerine yarı iletken dedektörler kullanarak görüntü oluşturma amacı taşımaktadır. Bu çalışma, fluoroskopide, CsI dedektörleri yerine CdTe yarıiletken dedektörler kullanılması üzerinedir.

## 2. YÖNTEM

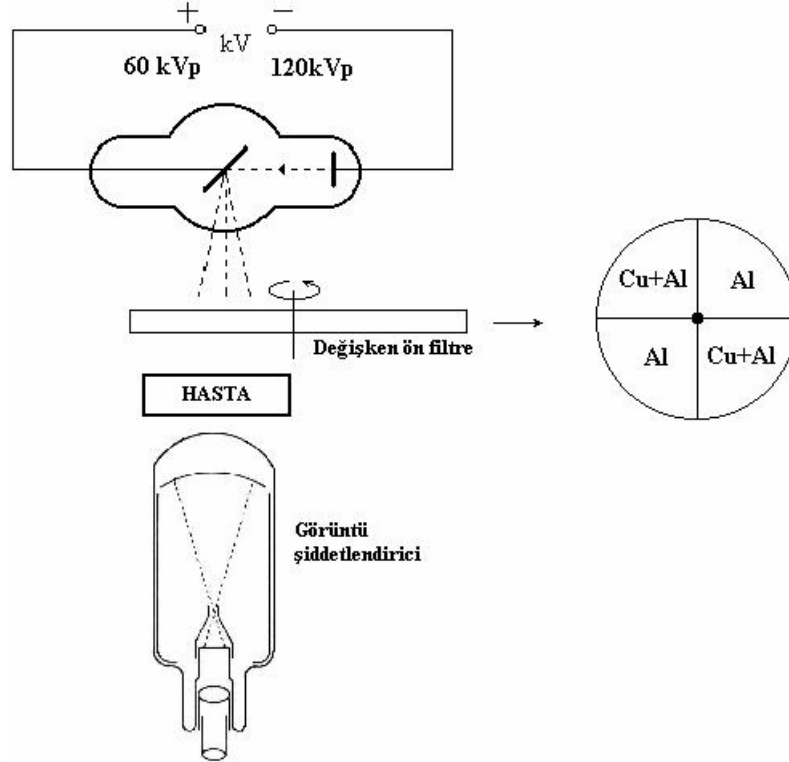
Sistem temel olarak bir fluoroskopi sistemidir. Sistemin tek farklı tarafı bazı istenmeyen görüntüleri yok etmek için uygulanan bir tekniktir. Bu teknik en genel anlatımıyla, ard arda oluşturulan iki görüntünün birbirinden çıkartılma işlemidir. Elde edilen görüntüler arasında çıkartma işlemi yapıldığından sonuçta istenilen bir görüntü elde edilebilmesi için iki görüntü arasında bir fark olması gereklidir. İşte bu farkı dışarıdan vücuda verilen kontrast maddeler oluşturur. Bir kateter yardımıyla kontrast madde otomatik enjektörlerle vücuda verilir. Enjeksiyon başladıktan hemen sonra kontrast madde görüntülenecek bölgeye ulaşmadan ard ortam görüntüsü alınır. Daha sonra ard arda belirli aralıklarla kontrastlı görüntüler alınır. Böylece kontrastlı ve kontrastsız en az iki görüntü elde edilmiş olur. Elde edilen bu iki görüntü birbirinden çıkartılır ve sonuçta sadece kontrast verilen bölgenin veya organın görüntüsü oluşur. Bu çıkarma işleminin tek amacı görüntü üzerindeki istenmeyen radyografik görünüşleri silmektir.

Çıkarma işlemi iki yolla yapılabilir. Birincisi fotografik yöntemdir. Bu, ilk analog sistemlerde uygulanan bir yöntemdir. Kontrast verilmeden hemen önce bir film oluşturulur ve hemen arkasından kontrastlı bir film oluşturulur. Bu iki film üst üste getirilerek tekrar film alınır böylece sadece kontrast görüntüsü kalır. İkinci ise elektronik yöntemdir. Burada görüntü dijitalize edilerek bilgisayara kaydedilir. Daha sonraki kontrastlı görüntülerde dijitalize edildikten sonra bilgisayar belleğine kaydedilir. Bilgisayar bu iki görüntüyü nokta nokta birbirinden çıkarma işlemine tabi tutarak kontrast görüntüsünü oluşturur. Dijital olarak yapılan bu yöntemde de “dijital çıkartma anjiyografi”, DSA denir. Çıkarma işlemi, kontrastlı ile kontrastsız görüntü arasında yapıldığı gibi kontrast verildikten sonra ard arda gelen herhangi iki görüntü arasında da yapılarak değişik görüntü teknikleri uygulanabilmektedir.

Yine DSA temelli diğer bir görüntüleme yöntemi ise “çift enerjili görüntüleme” tekniğidir. Bu teknikte yumuşak doku, kemik veya tam tersi kontrastlı bir damar görüntüsü daha ayrıntılı oluşturulabilmektedir. Bu yöntemde, her bir görüntü için iki ayrı X-ışını tüpü voltajı kullanılır. Örneğin 120 kVp ve 60 kVp gibi. Bu iki tüp voltajı için farklı iki tüp filtresi kullanılmaktadır. Böylece birisi yüksek diğeri düşük enerjide iki görüntü oluşturulmaktadır.



Şekil 2. Kütle soğurma katsayılarının enerjiye bağlı grafiği



Şekil 3. Çift enerji görüntüleme tekniğinde ön filtrenin uygulanan voltaja göre değiştirilmesi

Bu iki görüntü verileri DSA sistemindeki gibi birbirinden çıkartılarak istenilen dokuya ait görüntü daha detaylı şekilde oluşturulabilmektedir. Özellikle damar görüntüleme amacıyla kullanılan anjiyografi, fluoroskopinin bir uygulamasıdır. Bu teknikte damar içine, bir kateter kullanarak otomatik enjeksiyon sistemiyle verilen kontrast maddesinin (genelde İyot'tur) yüksek soğurma katsayısı özelliği kullanılarak damar görüntüsü oluşturulur (Şekil 2). Temel prensip kontrast maddesi verilmeden hemen önceki (back ground) görüntünün, kontrast verildikten sonraki görüntü veya görüntülerden çıkartılarak kontrast görüntüsü elde edilmesidir. Kontrast verilen bölge haricindeki görüntü yok edilmektedir. Bu sistemin başarısı iyi bir ölçme tekniğiyle ve hastanın hareketsiz kalmasıyla mümkündür. Çünkü çıkarma işleminin yapılacağı görüntüler belirli bir zaman farkıyla alınmaktadır (0.5-1 sn).

Bu tip bir görüntülemeye, kontrastlı ve kontrastsız görüntü alınması esnasında X-ışını tüp voltajı sabit tutulmakta ve X-ışını tüpünün önünde sabit kalınlıkta bir karakteristik filtre kullanılmaktadır.

Yine fluoroskopinin bir uygulaması olan ve sayısal çıkarma görüntüleme (DSA) tekniğinin kullanıldığı diğer bir yöntem de çift-enerji görüntüleme yöntemidir. Temel görüntüleme tekniği DSA ile aynıdır. Fakat ön görüntülerin oluşturulmasında tek tüp voltajı yerine alçak enerji ve yüksek enerji olmak üzere iki farklı tüp voltajı ve her bir voltaj için farklı filtre kullanılmaktadır (Şekil 3).

Burada X-ışını tüpüne 60 kVp ve 120 kVp olmak üzere iki farklı voltaj uygulanmaktadır. Tüpe 60 kVp'lik voltaj uygulandığında filtre 2 mm Al, 120 kVp'lik voltaj uygulandığında ise 2 mm Al + 2.5 mm Cu değerini almaktadır. Bu değişimin frekansı 30 Hz'dir.

Çizgisel bir eksen boyunca cisimden geçen X-ışını şiddeti, E enerji, N(E) E enerjisindeki foton sayısı olmak üzere

$$I(E) = \int_0^{E_{\max}} EN(E) dE \quad (1)$$

şeklinde verilmektedir. Herhangi bir tüp voltajı için şiddet, bu bağıntıdan bulunabilir. Bu iki değişik tüp voltajı için düşünülür ve sayısal çıkarma-görüntüleme tekniğinde hem kontrastlı, hem de kontrastsız görüntü alınması noktasından hareket edilirse denklemler;

$$L = L_0 e^{-(\mu_L^t T + \mu_L^b B + \mu_L^i I)} \quad (2)$$

$$H = H_0 e^{-(\mu_H^t T + \mu_H^b B + \mu_H^i I)} \quad (3)$$

$$L' = L_0 e^{-(\mu_L^t T + \mu_L^b B)} \quad (4)$$

$$H' = H_0 e^{-(\mu_H^t T + \mu_H^b B)} \quad (5)$$

bağıntıları ile verilir. Burada L ve H alçak ve yüksek enerjide kontrastlı toplam şiddet, L' ve H' alçak ve yüksek enerjide kontrastsız toplam şiddet değerleridir.

$L_0, H_0$  İlk şiddet değerleri

L → indisi düşük enerjiler için

H → indisi yüksek enerjiler için

$\mu_t$  → yumuşak doku kütle soğurma katsayısı

$\mu_b$  → kemiğin kütle soğurma katsayısı

$\mu_i$  → (kontrast maddesi olarak İyot kullanıldığı için) İyot'un soğurma katsayısı

Sayısal çıkarma tekniğinde, her bir noktaya ait kontrastlı ve kontrastsız görüntüler birbirinden çıkartılmaktadır. Önceki verilen denklemler her bir nokta için şiddet değeri olarak kabul edilirse, kontrast görüntümüz yani çıkış sinyal değeri (burada kontrast maddesi İyot kullanıldığı için İyot sinyali olarak verilmiştir),

$$C_{\Delta E} = \int_0^{E_L} \ln L(E) dE - W \int_0^{E_H} \ln H(E) dE - \int_0^{E_L} \ln L'(E) dE + \int_0^{E_H} \ln H'(E) dE \quad (6)$$

olacaktır. Burada

$$W = \frac{\mu_L^i}{\mu_H^i} \quad (7)$$

ile verilmektedir.

$\mu_L^i$  = alçak enerji değerinde İyot'un kütle soğurma katsayısı

$\mu_H^i$  = yüksek enerji değerinde İyot'un kütle soğurma katsayısı

Daha genel anlatımla çift enerji görüntüleme İyot sinyali S dersek

$$S_{\Delta E} = \mu_{\Delta E}^i I \rho^i \quad (8)$$

şeklinde verilir. Burada

$S_{\Delta E}$  = çift enerji İyot sinyali

$\mu_{\Delta E}^i$  = etkin çift enerji İyot kütle soğurma katsayısı

$I$  = İyot'un şiddeti

$\rho^i$  = İyot yoğunluğudur.

0- $E_{\max}$  enerji aralığındaki bir X-ışını enerji spektrumu

$$I = \int_0^{E_{\max}} E N(E) dE \quad (9)$$

$$= \sum_{i=1}^n E_i N(E_i) \quad (10)$$

şeklinde verilir. Şiddetlerin toplamı olarak basite indirgenirse bunun gürültüsü

$$\sigma_I^2 = \sum_{i=1}^n \left( \frac{\delta I}{\delta N_i} \right)^2 \sigma_N^2 \quad (11)$$

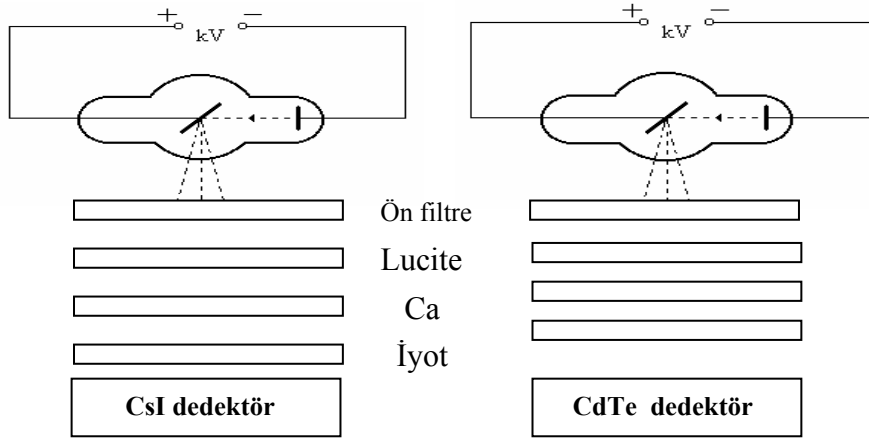
$$= \sum_{i=1}^n E_i^2 \sigma_N^2 = \sum_{i=1}^n E_i^2 N(E_i) \quad (12)$$

olacaktır. Buna göre 0- $E_{\max}$  aralığında spektrumdaki toplam şiddet içindeki gürültü, Eşitlik 13 ile verilir.

$$\sigma_I^2 = \int_0^{E_{\max}} E N(E) dE \quad (13)$$

### 3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu çalışmada aynı filtreleme yöntemi ve iki farklı X-ışını enerjisiyle elde edilen değerler karşılaştırılmıştır. Bu deneydeki amaç halen tıpta çift enerji görüntüleme sistemlerinde kullanılan CsI sintilasyon dedektörü yerine aynı sisteme CdTe tipi bir yarı iletken dedektör yerleştirilirse, SNR'nin (Sinyalin Gürültüye Oranı) nasıl değişeceğini görmektir.



Şekil 4. CsI ve CdTe dedektörleri için deney düzenekleri

Küçük tüp voltajı 60, 65, 75, 80, 85 kVp

Yüksek tüp voltajı 119 kVp

Ön filtre; alçak enerjilerde 2 mm Al filtre

Yüksek enerjilerde 2 mm Al + 2.5 mm Cu kullanılmıştır.

Bulara göre bulunan SNR değerleri Çizelge 1 ve Çizelge 2’de verilmektedir.

Çizelge 1. CsI dedektörü ile yapılan deney sonuçları

Enerji	C <sub>AE</sub>	Gürültü	S/N	Eff(L)	Eff(H)	M(L)	M(H)	W
60-119	-0.2423	8.47E-2	-2.8604	41.5143	84.8245	0.2294	0.1727	1.3281
65-119	-0.2195	8.21E-2	-2.6734	43.4049	84.8245	0.2241	0.1727	1.2972
75-119	-0.1811	7.81E-2	-2.3171	46.8969	84.8245	0.2151	0.1727	1.2453
81-119	-0.1620	7.67E-2	-2.1243	48.8901	84.8245	0.2104	0.1727	1.2182
85-119	-0.1510	7.51E-2	-2.0088	50.1320	84.8245	0.2077	0.1727	1.2062

Çizelge 3.2. CdTe dedektörü ile yapılan deney sonuçları

Enerji	C <sub>AE</sub>	Gürültü	S/N	Eff(L)	Eff(H)	M(L)	M(H)	W
60-119	-0.2400	1.56E-2	-15.330	41.7303	88.0356	0.2288	0.1707	1.3401
65-119	-0.2149	1.43E-2	-14.785	43.9259	88.0356	0.2227	0.1707	1.3043
75-119	-0.1709	1.31E-2	-13.061	48.2239	88.0356	0.2120	0.1707	1.2416
81-119	-0.1486	1.25E-2	-11.888	50.7851	88.0356	0.2066	0.1707	1.2103
85-119	-0.1357	1.22E-2	-11.117	52.4203	88.0356	0.2040	0.1707	1.1947

Çizelgelerden anlaşılacağı gibi uygulanan tüp voltajları ve diğer bütün düzenlemelerin aynı olmasına rağmen CdTe ile elde edilen SNR değeri CsI dedektörü ile bulunan SNR’ın yaklaşık 5.5 katıdır

Çizelge 3. CsI Dedektöre ait değişik tüp voltajlarındaki sinyal ve gürültü değerleri

<b>CsI Detector</b>			
<b>Enerji</b>	<b>CDE</b>	<b>Gürültü</b>	<b>S/N(0.6m)</b>
35-100	-0.0764845	9.007066E-02	-1.41527
40-100	-0.1924093	7.215936E-02	-4.44408
45-100	-0.2387255	6.438658E-02	-6.17948
50-100	-0.2437341	5.963227E-02	-6.81214
55-100	-0.2324180	5.627418E-02	-6.88350
60-100	-0.2163854	5.369556E-02	-6.71643
65-100	-0.1985283	5.219278E-02	-6.33959
35-110	-0.0923747	8.112122E-02	-1.89787
40-110	-0.2063785	6.342655E-02	-5.40636
45-110	-0.2517819	5.577870E-02	-7.52324
50-110	-0.2560810	5.129325E-02	-8.32082
55-110	-0.2441923	4.822444E-02	-8.43944
60-110	-0.2276855	4.591748E-02	-8.26430
65-110	-0.2095546	4.455767E-02	-7.83833
35-120	-0.1049717	7.571385E-02	-2.31071
40-120	-0.2174527	5.803024E-02	-6.24538
45-120	-0.2621325	5.038550E-02	-8.67089
50-120	-0.2658692	4.603224E-02	-9.62619
55-120	-0.2535264	4.312731E-02	-9.79759
60-120	-0.2366437	4.098210E-02	-9.62386
65-120	-0.2182957	3.972324E-02	-9.15902

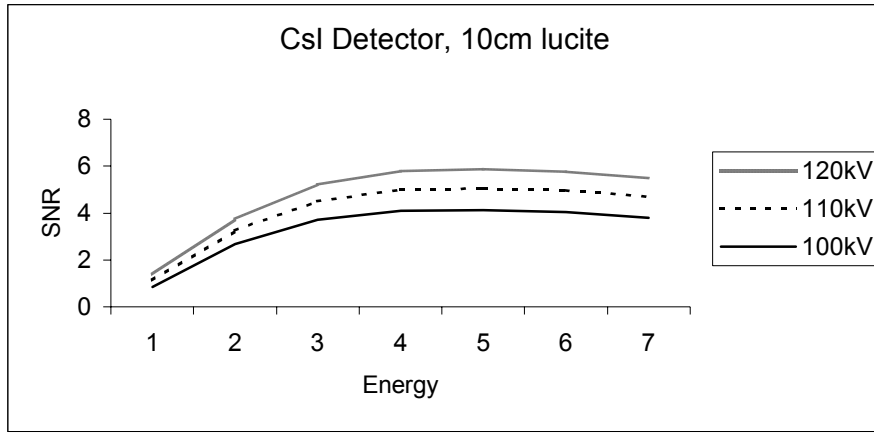
Çizelge 4. CdTe Dedektöre ait değişik tüp voltajlarındaki sinyal ve gürültü değerleri

<b>CdTe Detector</b>			
<b>Enerji</b>	<b>CDE</b>	<b>Gürültü</b>	<b>S/N(0.6m)</b>
35-100	-0.0346696	5.616114E-03	-10.2887
40-100	-0.1719710	4.597084E-03	-62.3478
45-100	-0.1965609	4.061194E-03	-80.6663
50-100	-0.1909494	3.798960E-03	-83.7726
55-100	-0.1764290	3.731142E-03	-78.8092
60-100	-0.1563244	3.931987E-03	-66.2618
65-100	-0.1483358	4.249401E-03	-58.1791
35-110	-0.0141739	5.153096E-03	-4.58427
40-110	-0.1668442	4.146830E-03	-67.0569
45-110	-0.1935952	3.687386E-03	-87.5033
50-110	-0.1901712	3.372347E-03	-93.9856
55-110	-0.1740998	3.263388E-03	-88.9157
60-110	-0.1536969	3.335038E-03	-76.8092
65-110	-0.1453067	3.524377E-03	-68.7151
35-120	-0.0908725	4.721654E-03	-32.0765
40-120	-0.2026579	3.865374E-03	-87.3817
45-120	-0.2185314	3.376866E-03	-107.857
50-120	-0.2080484	3.094974E-03	-112.036
55-120	-0.1897498	2.960264E-03	-106.832
60-120	-0.1597575	2.962223E-03	-89.8861
65-120	-0.1509819	3.071934E-03	-81.9147

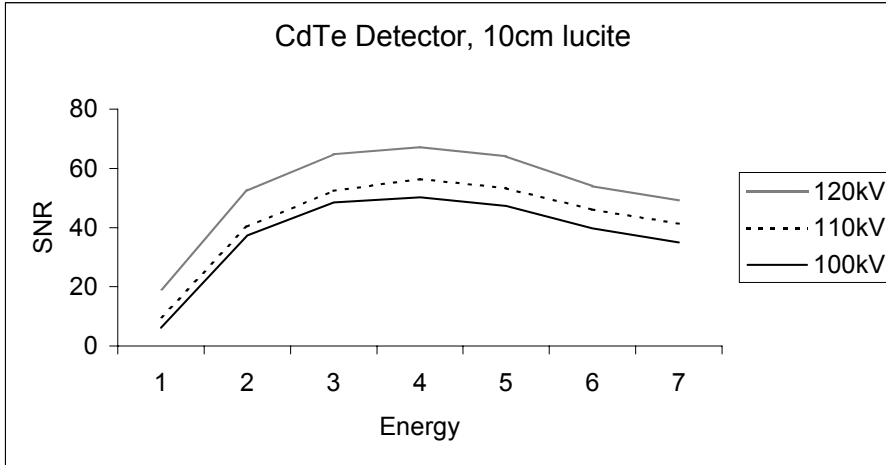


#### 4. SONUÇLAR

Önceki bölümde verilen yöntemle iki dedektörle ve çeşitli voltaj değerleriyle bir çok deney yapılmış ve aşağıda Çizelge 3 ve 4'deki değerler bulunmuştur. Bunlara bağlı olarak çizilen grafiklerden de anlaşılacağı gibi iki dedektör arasında çok büyük farklı sonuçlar elde edilmiştir (Şekil 5 ve Şekil 6). Görüntünün net görünür olabilmesi için  $SNR > 5$  olması gerekmektedir. CsI dedektörlü düzenekle yapılan çalışmalarda elde edilen SNR ile CdTe dedektörle yapılan çalışmalarda elde edilen SNR arasında 10 kat kadar bir fark olduğu gözlenmiştir.



Şekil 5. CsI dedektör ve 10 cm Lucite filtre kullanılarak bulunan SNR grafiği



Şekil 6. CdTe dedektör ve 10 cm Lucite filtre kullanılarak bulunan SNR grafiği

Buradan hareket ederek sistemlerde yarı iletken dedektör kullanılacak olursa şöyle bir sonuç çıkartılabilir;

1. Uygulanan tüp voltajları daha aşağı seviyelere çekilerek hastanın daha az dozda radyasyon alması sağlanabilir.

2. Yine aynı şekilde ışınlama süreleri azaltılabilir.

3. Kullanılan dedektörün yarı iletken dedektör olmasından dolayı sinyal işleme, başka bir ifadeyle sistemin oluşturulması hem kolay hem de ekonomik olacaktır.

4. SNR'nin yüksek olmasının kazandıracığı en önemli avantaj, hastaya verilen İyot miktarı düşük olsa da görüntü kalitesi yüksek olacaktır.

## 5. KAYNAKLAR

- Molloi S.Y., Mistretta C.A. (1989): "Quantification Techniques for Dual-Energy Cardiac Imaging", *Med.Phys.*, 16(2), 209-217.
- Molloi S., Ersahin A., Qian Y. (1995): "CCD Camera for Dual-Energy Digital Subtraction Angiography", *IEEE Trans. Med. Imag.*, V. 14 N. 4, p. 747-752.
- Nalcioglu O., Lou R.Y. (1979): "Post-Reconstruction Method for Beam Hardening in Computerised Tomography", *Phys. Med. Biol.*, V. 24, N.2, p.330-340.
- Scheiber C. (1996): "New Developments in Clinical Applications of CdTe and CdZnTe Detectors", *Nucl. Instr. and Meth. in Phys., Res. A380*, p. 385-391.
- Amp-Tek (1998): "X-ray and Gamma Ray Detector High Resolution CZT Cadmium Zinc Telluride".
- Nalcioglu O., Roeck W.W., Seibert J.A., Lando A.V., Tobis J.M., Henry W.L. (1986): "Quantitative Aspects of Image Intensifier-Television Based Digital X-ray Imaging", in *Digital Radiography: Selected Topics*, edited by J.Kereiakes, S. R.Thomas and E. G.Orton (Plenum, New York).
- Interim Progress Report (7/1/75–3/1/76) for N.C.I. contract number NO1-CB-53914; M. P. Siedband, Principal Investigator.
- Progress Report (7/1/75–8/3/76) for N.C.I. contract number NO1-CB-53914; M.P. Siedband, Principal Investigator.
- Kramers H. A. (1923): "On the Theory of X-Ray Absorption and of the Continuous X-Ray Spectrum", *Phil. Mag.*, 46, 836-871.
- Soole B. W. (1977): "A Determination by an Analysis of X-Ray Attenuation in Aluminum of the Intensity Distribution at its Point of Origin in a Thick Tungsten Target of Bremsstrahlung Excited by Constant Potentials of 60-140 keV", *Phys. Med. Biol.*, 22, p.187-207.
- Dyson N.A. (1975): "Characteristic X-Rays-A Still Developing Subject", *Phys. Med. Biol.*, 20, p.1-29.
- Evans R.D. (1968): "X-Ray and y-Ray Interactions", *Radiation Dosimetry*, Vol.1, edited by F. H. Attix and W.C., Roesch Academic Press, p.93-155.
- Bambynek W., Crasemann B., Fink R.W., Freund H.U, Mark H., Swift C. D., Price R. E., Rao P.V. (1990): "X-Ray Fluorescence Yields, Auger and Coster-Kronig Transition Probabilities", *Rev. Mod.*