



**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜLERİ  
ORTAK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Mahmut ÖZGEN**

**MEDİKAL LİNAKLARDA KULLANILAN  
YÜKSEK ENERJİLİ FOTON IŞINLARI İLE  
FARKLI AHŞAP MALZEME  
HEDEFLERİNİN DOZ KALINLIK İLİŞKİSİ  
FORMÜLLERİ KULLANILARAK  
İNCELENMESİ**

**FİZİK ANABİLİM DALI**

**OSMANIYE – 2016**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ORTAK YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**MEDİKAL LİNAKLARDA KULLANILAN YÜKSEK  
ENERJİLİ FOTON IŞINLARI İLE FARKLI AHŞAP  
MALZEME HEDEFLERİNİN DOZ KALINLIK İLİŞKİSİ  
FORMÜLLERİ KULLANILARAK İNCELENMESİ**

**Mahmut ÖZGEN**

**FİZİK  
ANABİLİM DALI**

**OSMANİYE  
AĞUSTOS-2016**

## TEZ ONAYI

### MEDİCAL LİNAKLARDA KULLANILAN YÜKSEK ENERJİLİ FOTON IŞINLARI İLE FARKLI AHŞAP MALZEME HEDEFLERİNİN DOZ KALINLIK İLİŞKİSİ FORMÜLLERİ KULLANILARAK İNCELENMESİ

Mahmut ÖZGEN tarafından Prof. Dr. Eyyup TEL danışmanlığında Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Fizik** Anabilim Dalı'nda hazırlanan bu çalışma aşağıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından oy birliği/çokluğu ile **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Eyyup TEL  
Fizik Anabilim Dalı, OKÜ

.....

Üye: Doç. Dr. Muhittin ŞAHAN  
Fizik Anabilim Dalı, OKÜ

.....

Üye: Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN  
Fizik Anabilim Dalı, AKÜ

.....

Yukarıdaki jüri kararı Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun...../...../..... tarih ve..... /..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof.Dr. A. Ali GÜRTEN  
Enstitü Müdürü, **Fen Bilimleri Enstitüsü**

Bu Çalışma OKÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından Desteklenmiştir.

Proje No: OKÜBAP-2015-PT3-001

*Bu tezde kullanılan özgün bilgiler, şekil, çizelge ve fotoğraflardan kaynak göstermeden alıntı yapmak 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunu hükümlerine tabidir.*

## TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, bu çalışma sonucunda elde edilmeyen her türlü bilgi ve ifade için ilgili kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını ve bu tezin Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Mahmut ÖZGEN



## ÖZET

### MEDİKAL LİNAKLARDA KULLANILAN YÜKSEK ENERJİLİ FOTON IŞINLARI İLE FARKLI AHŞAP MALZEME HEDEFLERİNİN DOZ KALINLIK İLİŞKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Mahmut ÖZGEN  
Yüksek Lisans, Fizik Anabilim Dalı  
Danışman: Prof. Dr. Eyyup TEL

Ağustos 2016, 60 sayfa

Bu çalışmada, 6 MeV ve 18 MeV enerjili foton ışınları kullanılarak farklı kalınlıklarda ( 0,5 cm, 1 cm, 1,5 cm, 2 cm, 2,5 cm, 3 cm, 3,5 cm, 4 cm, 4,5 cm, 5 cm, 6 cm, 7 cm, 8 cm, 9 cm ) ve farklı alan boyutlarında yerli çam, ceviz, dut, kayın, meşe, köknar, venge gibi farklı ahşap malzeme örnekleri ile doz ve kalınlık ilişkisi incelenmiştir. Ölçümlerde Siemens marka Oncor Impression model lineer hızlandırıcı, PTW marka paralel iyon odası, su eşdeğeri katı su fantomu kullanılmıştır. 0° gantry açısında 6 MeV ve 18 MeV enerjili X-ışınları kullanılarak katı fantom 5cmx5cm,8cmx8cm,10cmx10cm,12cmx12cm alan açıklıkları için ayarlanarak doz ölçümü yapılmıştır. Daha sonra farklı ahşap malzemelerin aynı alan açıklıklarında farklı kalınlıklarda doz ölçümü yapılarak, bu malzemelerin durdurma güçleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın amacı Medikal Linakların kullanıldığı laboratuvarlarda kaplama malzemesi olarak kullanılan farklı tipteki ahşap malzemelerin durdurma gücünün deneysel olarak incelenmesidir. Bu tip ahşap malzemelerin, cihazların bazı yerlerinde kaplama olarak kullanılma durumu da mevcuttur. Ayrıca bazı ahşap malzemelerin temini kolay ve ucuz olduğu için, zırh malzemesi olarak da kullanılması mümkün olabilir. Bu durumda bu malzemelerin durdurma gücünün ölçülmesi önem arz etmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** su fantomu, paralel iyon odası, su eşdeğeri

## ABSTRACT

### ANALYSIS FOR THE INTERRELATION OF THE DOSE AND THICKNESS BETWEEN THE HIGH ENERGY PHOTON LIGHTS USED IN MEDICAL LINACS AND DIFFERENT WOODEN MATERIALS

Mahmut ÖZGEN

August 2016, 60 pages

Mahmut ÖZGEN  
M.Sc. Department of Physics  
Supervisor: Prof. Dr. Eyyup TEL

In this study, dose and thickness interrelation of wooden materials are on various type of wooden materials made of pine, walnut, mulberry, beech, oak, fir and wenge trees with a surface area of and different thicknesses (0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm, 2 cm, 2.5 cm, 3 cm, 3.5cm , 4cm, 4.5 cm, 5 cm, 6 cm, 7 cm, 8 cm, 9 cm) analyzed by using photon rays with an energy at 6 MeV and at 18 MeV Siemens Oncor Impression Model linear accelerator, PTW model parallel ion chamber and water equivalent water phantom are used during the measurements. X-rays with an energy of 6 MeV and 18MeV are appliedat 0° grant angle; and solid phantom is adjusted for 5cmx5cm, 8cmx8cm, 10cmx10cm, 12cmx12cm surface area in order to make the dose measurements. Afterwards, dose measurements are carried out on different type of wooden materials with different thicknesses and then stopping power of these materials are compared with rigid water phantom. Purpose of this study is to be examined as experimental analysis of the stopping power of different type wooden materials used as a covering material in the laboratories where Medical Linac is used. These wooden materials are possible to be used as a covering material on some parts of the devices (Linacs). Moreover, wooden materials can be used as a shield (covering) material. Because of their reachable and cheaper. In this context, it is important to measure the stopping power of such wooden materials.

**KeyWords:** water phantom, parallel ion chamber, water equivalent

## TEŞEKKÜR

Tez çalıőmamın yűrűtűlmesini űstlenen, çalıőmalarım sűresince deęerli bilgi ve tecrűbeleriyle katkılarını esirgemeyen danıőman hocam Sayın Prof. Dr. Eyyup TEL'e teőekkűrlerimi sunarım.

Ayrıca bűlűmdeki çalıőmalarım sűresince beni destekleyen dięer bűlűm hocalarıma ve arkadaőlarıma teőekkűr ederim.



## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	
TEZ BİLDİRİMİ	
ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER .....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	vi
1. GİRİŞ.....	1
1.2. Radyoterapi Nedir?.....	3
1.3. Radyoterapinin Genel Amacı.....	4
2. KURAMSAL KAVRAMLAR.....	6
2.1. Radyasyonun Tanımı ve Türleri .....	6
2.2. Radyasyon Kaynakları.....	7
2.2.1. Doğal Radyasyon Kaynakları.....	7
2.2.2. Yapay Radyasyon Kaynakları .....	10
2.3. Fotoelektrik Olay.....	11
2.4. Compton Saçılımı.....	12
2.5. Çift Oluşumu .....	13
2.6. Efektif Doz Birimleri .....	14
2.7. Doz Dağılımı ve Saçılma Analizi .....	14
2.8. Lineer Hızlandırıcılar.....	14
2.8.1. Lineer Hızlandırıcı Işınlama Kafası Yapısı .....	16
2.8.2. Düzleştirici Filtre.....	17
2.8.3. Elektron Uygulamaları .....	19
2.9. Radyoterapi.....	19
2.10. Radyoaktivite .....	19
2.11. Radyoaktif Bozunma Yasası .....	21
3. MALZEME VE YÖNTEM.....	24
4. BULGULAR VE TARTIŞMA .....	25
5. SONUÇ VE ÖNERİLER .....	58



KAYNAKLAR .....	59
ÖZGEÇMİŞ .....	60



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Enerji spektrumu.....	6
Şekil 2.2. Enerji spektrumu.....	7
Şekil 2.3. Kozmik ışınlardan bir saatte alınan radyasyon dozunun yüksekliğe göre değişimi .....	8
Şekil 2.4. Doğal radyasyon kaynaklarından gelen ortalama yıllık dozlar.....	9
Şekil 2.5. Gazlı X ışını tüpü .....	10
Şekil 2.6. Şekil X ışını oluşumu.....	12
Şekil 2.7. Compton saçılması.....	12
Şekil 2.8. Çift oluşumu .....	13
Şekil 2.9. Çift oluşumu .....	13
Şekil 2.10. Medikal lineer hızlandırıcıların temel yapısı .....	14
Şekil 2.11. Modern lineer hızlandırıcı şeması.....	15
Şekil 2.12. Bir lineer hızlandırıcının genel görünümü.....	16
Şekil 2.13. Lineer hızlandırıcılar.....	16
Şekil 2.14. Medikal lineer hızlandırıcı ışınlama kafası (a) Hedefin olduğu zamanki durum (b) Hedefin olmadığı zamanki durum.....	17
Şekil 2.15. (a) Lineer hızlandırıcıda düzleştirici filtre kullanılmadığı zaman(b)Düzleştirici filtre kullanıldığı zaman .....	18
Şekil 2.16. ÇYK ve standart kolimatör sistemi.....	18
Şekil 2.17. Elektron aplikatörleri (kon).....	19

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. 6 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Katı Fantom.....	26
Çizelge 4.2. 6 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Katı Fantom.....	26
Çizelge 4.3. 6 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Katı Fantom.....	27
Çizelge 4.4. 6 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Katı Fantom.....	27
Çizelge 4.5. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Katı Fantom.....	28
Çizelge 4.6. 18 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Katı Fantom.....	28
Çizelge 4.7. 6 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Katı Fantom.....	29
Çizelge 4.8. 18 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Katı Fantom.....	29
Çizelge 4.9. 6 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Kayın Malzemesi.....	30
Çizelge 4.10. 6 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Kayın Malzemesi.....	30
Çizelge 4.11. 6 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Kayın Malzemesi.....	31
Çizelge 4.12. 6 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Kayın Malzemesi.....	31
Çizelge 4.13. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Kayın Malzemesi.....	32
Çizelge 4.14. 18 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Kayın Malzemesi.....	32
Çizelge 4.15. 18 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Kayın Malzemesi.....	33
Çizelge 4.16. 18 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Kayın Malzemesi.....	33
Çizelge 4.17. 6 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Ceviz Malzemesi.....	34
Çizelge 4.18. 6 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Ceviz Malzemesi.....	34
Çizelge 4.19. 6 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Ceviz Malzemesi.....	35
Çizelge 4.20. 6 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Ceviz Malzemesi.....	35
Çizelge 4.21. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Ceviz Malzemesi.....	36
Çizelge 4.22. 18 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Ceviz Malzemesi.....	36
Çizelge 4.23. 18 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Ceviz Malzemesi.....	37
Çizelge 4.24. 18 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Ceviz Malzemesi.....	37
Çizelge 4.25. 6 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Dut Malzemesi.....	38
Çizelge 4.26. 6 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Dut Malzemesi.....	38
Çizelge 4.27. 6 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Dut Malzemesi.....	39
Çizelge 4.28. 6 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Dut Malzemesi.....	39
Çizelge 4.29. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Dut Malzemesi.....	40
Çizelge 4.30. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Dut Malzemesi.....	40
Çizelge 4.31. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Dut Malzemesi.....	41

Çizelge 4.32. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Dut Malzemesi.....	41
Çizelge 4.33. 6 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Venge Malzemesi.....	42
Çizelge 4.34. 6 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Venge Malzemesi.....	42
Çizelge 4.35. 6 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Venge Malzemesi.....	43
Çizelge 4.36. 6 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Venge Malzemesi.....	43
Çizelge 4.37. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Venge Malzemesi.....	44
Çizelge 4.38. 18 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Venge Malzemesi.....	44
Çizelge 4.39. 18 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Venge Malzemesi.....	45
Çizelge 4.40. 18 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Venge Malzemesi.....	45
Çizelge 4.41. 6 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Köknar Malzemesi.....	46
Çizelge 4.42. 6 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Köknar Malzemesi.....	46
Çizelge 4.43. 6 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Köknar Malzemesi.....	47
Çizelge 4.44. 6 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Köknar Malzemesi.....	47
Çizelge 4.45. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Köknar Malzemesi.....	48
Çizelge 4.46. 18 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Köknar Malzemesi.....	48
Çizelge 4.47. 18 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Köknar Malzemesi.....	49
Çizelge 4.48. 18 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Köknar Malzemesi.....	49
Çizelge 4.49. 6 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Meşe Malzemesi.....	50
Çizelge 4.50. 6 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Meşe Malzemesi.....	50
Çizelge 4.51. 6 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Meşe Malzemesi.....	51
Çizelge 4.52. 6 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Meşe Malzemesi.....	51
Çizelge 4.53. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Meşe Malzemesi.....	52
Çizelge 4.54. 18 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Meşe Malzemesi.....	52
Çizelge 4.55. 18 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Meşe Malzemesi.....	53
Çizelge 4.56. 18 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Meşe Malzemesi.....	53
Çizelge 4.57. 6 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi.....	54
Çizelge 4.58. 6 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi.....	54
Çizelge 4.59. 6 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi.....	55
Çizelge 4.60. 6 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi.....	55
Çizelge 4.61. 18 MeV 5x5 cm <sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi.....	56
Çizelge 4.62. 18 MeV 8x8 cm <sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi.....	56
Çizelge 4.63. 18 MeV 10x10 cm <sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi.....	57
Çizelge 4.64. 18 MeV 12x12 cm <sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi.....	57

## 1.GİRİŞ

Radyasyon, dünya tarihinde hayatın başlaması ile birlikte varlığını göstermeye başlamıştır. Fakat insanoğlunun tanı ve tedavi amaçlı olarak radyasyonu kullanabilmesi için teknoloji anlamında gelişim göstermesi için uzun zaman geçmiştir.

1895 yılında Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından ilk olarak keşfedilen x ışınları bu yıllarda “yeni bir ışın çeşidi” olarak belirlendi. Aynı dönemde yaşayan Roentgen ile birlikte çalışan Herr Kolikler X ışını makinesinde eline ışınlar yollayarak ilk defa elin kemik yapısının radyogafisini çekmiş oldu. X-ışınının telepatik amaçla kullanımı ilk olarak 1897’de Freund tarafından yapılmıştır. 1898 yıllarında Curie ilk radyoaktif madde olarak bilinen radyum elementini buldu. Aynı dönemde Bequerel ise radyoaktivite kavramını geliştirerek bir süre sonra ilk radyobiolojik deneyi tesadüf eseri gerçekleştirmiş oldu. Bu deney; pantolonunun sol cebinde altı saat boyunca unuttuğu 200 mg’lık radyum paketini iki hafta süresince cildinde önce eritem, sonra ülserasyon olarak gelişmesine neden olmuştut. Fakat bu reaksiyonlar bir süre sonra tamamen normale döndü.

1900’lü yıllarda biyolojik sistemlerdeki gelişmelerle birlikte radyobiyojik deneyler de artmaya başladı. Bu deneylerin en iyi bilinen neticeleri arasında hala güncelliğini kaybetmeyen Bergonie ve Tribondeu’nun yapmış olduğu çalışmalardır. Yaptıkları çalışmalarda mitotik aktiviteye ve kötü diferansiyasyon özelliklerine ait dokunun; radyasyona diğer dokulardan daha hassas olduğunu gösterdiler. 1912-1940 yıllarında Almanya ve İngiltere de VICIA FABA fidanlarında yapılan çalışmalarda radyasyonun biyolojik sistemlere etkisi ile oksijen varlığı arasındaki ilişkiyi gösterdi.

1910’lu yıllarda radyasyon fiziği daha bilinir hale gelerek cerrahlar, dermatologlar ve jinekologlar tarafından kullanılmaya başlandı. Yapılan işlemler radyasyon tedavilerinde harikulade bir yöntem olarak kabul ve rapor edildi. Ancak zamanla bu hastalarda hastalıklı dokularda iyileşme gösterdiği sağlıklı dokularda ise ciddi boyutlarda hasar oluşturduğu görüldü. Bu uygulamalardaki eksiklikler; sağlıklı dokuların tolerans dozu bilinmiyor ve maruz kaldığı radyasyon dozu hesaplanamıyordu. Kullanılan röntgen tüpleri düşük enerjili X-Ray ürettiyordu ve

yüksek doz uygulamalarında da cerrahiye eşdeğer sonuçlar alınıyordu. Ancak hastalar kısa dönemde akut reaksiyonlar nedeniyle kaybediliyordu.

1919 yılında Curie Enstitüsü'nden Reganund fraksiyon fikrinin çıkmasına sebep olan meşhur çalışmayı oluşturdu. Koyunların testislerini X-Ray cihazı ile ışınlayarak yüksek dozda sterile gerçekleştirdiği ama beraberinde şiddetli cilt reaksiyonları da olduğu görüldü. Aynı doz belirli periyotlarla aynı bölgeye verildiğinde ise sterile gelişmesine rağmen cilt reaksiyonları oluşmadığı görüldü. Bu modelde testislerin hızlı büyüyen hastalıklı dokuyu, cilt ise sağlıklı dokuyu yanıtını gösteriyordu. Aynı yıllarda da Coolidge 140 kV'luk ve 200 kV'luk enerji ile çalışabilen X-Ray tüpü geliştirildi.

1922 yılında Paris'te düzenlenen Uluslararası Onkoloji Kongresi'nde klinik radyoterapinin diğerlerinden farklı bir medikal birimi olarak düşünülmesi kararı alındı. Ayrıca bu kongrede Cauutrad ve Hautan kanserinde radyasyonun tedavi amaçlı olarak kullanılabilmesi gösterildi. 1934 yılında Cauutrad radyasyon tedavisinde fraksiyon şemalarını geliştirerek X ışını ile tedavi edilebilen ilk kanser hastalarının sonuçları Paterson tarafından açıklandı ve yayınlandı.

Brakiterapi kavramı praktis yöntemi kullanılarak 20. yy başlarında gelişti. Serviks kanseri tedavisinde de Intrauterin Intravaginal Radium uygulaması gerçekleştirilerek tedavi düşünüldü. Manchester'da radyum kaynaklarında uygun doz oranı sağlamak için optimal düzenleme araştırıldı ve normal yapıların çevresinde düşük, tümör volümünde daha homojen bir doz dağılımı sağlandı. Zamanla brakiterapi yönteminde sonradan yükleme (after loading) sistemi geliştirildi. Uygulama işlemi radyoaktif olmayan aletler kullanılarak gerçekleştirilmeye başlandı. Böylece uygulayıcıların radyasyona maruz kalması engellendi.

2.Dünya Savaşı'nda Hiroşima ve Nagasaki'de atom bombalarının kullanılması ile radyobioloji hızlı bir sürece girdi 1956'da basit memeli hücre kültürlerinin geliştirilmesi ve 1959'da survival eğrilerinin çıkarılması bu sürecin temelini oluşturdu. Atlantik de kurulan iki önemli meşhur laboratuvar da konvansiyonel radyoterapinin radyobiyolojik etkileri. Karsinogenezis ve mutagenesis ile ilgili çalışmalar yapıldı.

Radyasyon fiziği, radyobioloji, klinikte tedavi planlaması ve bilgisayarların kullanıma girmesi ile radyoterapide hızlı bir ilerleme sağlandı. Son 25 yılda kanser

tedavisinde büyük yol katedildi. Günümüzde yeni tanı konulan hastaların %50'den fazlasında objektif sonuçlar elde edilmektedir. Bu gelişmede rol oynayan en önemli faktörler; tanın erken evrede konulabilmesi, tedavide multidisipliner yaklaşımın önem kazanması daha etkin tedavi yöntemlerinin uygulamaya girmesi ve bu yöntemlerin en iyi şekilde kullanılmasıdır.

Radyoterapi teknikeri tedavinin uygulaması aşamasında en önemli rollerden birini üstlenmektedir. Çünkü tekniker, tümör volümünün belirlenmesinde radyasyon onkoloğunun en önemli yardımcısıdır. Simulasyon ve tedavi alan verifikasyonunda ise radyasyon onkoloğu ve dozimetrist ile birlikte çalışır. Set-up, lokalizasyon filmi çekilmesi, dozimetre hesabı ve hastanın her gün tedaviye alınmasını sağlayarak büyük bir sorumluluk üstlenir. Bilgisayarlı ve ileri teknoloji ile çalışan radyoterapi cihazları bu konuda titizlikle yetişmiş, bilgili, tecrübeli ve el becerisi olan, fizik, biyoloji, bilgisayar, anatomi ve diğer tıbbi konuları iyi bilen öğretim üyesi, öğretim görevlisi uzman doktor, araştırma görevlisi, doktor, fizikçi, tekniker, dozimetrist, hemşire ve diğer sağlık personeli ile uyumlu kordineli bir ekip çalışması gerektirir. Tümöral dokunun yok edilmesi istenirken sağlıklı dokulara en az hasar verilmesi amaçlanır.

### **1.1. Radyoterapi Nedir?**

Radyoterapi bir ışın tedavisi olmakla birlikte aynı zamanda yüksek enerjiye sahip parçacıkların hücre üzerinde meydana getirdiği etkiyi inceleyen ve tümörlü hücrelerin iyonize radyasyonla yok edilebilmesi için uygulanan bir tedavi biçimidir. Ayrıca ameliyat öncesi ve sonrası yada kemoterapi ile birlikte uygulanabilir.

Radyoterapi yaklaşık 100 yıl kadar önce keşfedilen radyoaktif ışınları ile teşhis ve tedavi amacıyla giderek yaygınlaşarak kullanılmaktadır. Radyoterapide, röntgen çekiminde kullanılan ışıklardan daha güçlü ışınlar kullanılmasına rağmen hasta tedavi esnasında işlemleri hissetmemektedir. Halk arasında radyasyonun tehlikeli bir tedavi yöntemi olduğu düşüncelerine rağmen tıp günümüzde radyasyonun kullanılmasında önemli ölçüde bilgiye ve tecrübeye sahiptir. Radyasyon tedavisi bilinçli bir şekilde uygulandığında risk oldukça azalır. Tedavi ise başarılı bir şekilde sonuçlanır.

## 1.2. Radyoterapinin Genel Amacı;

Belirlenmiş tümörün cinsine ve hacmine bağlı olarak yapılan gerekli ölçümlerle hesaplanmış radyasyon dozunu vererek, tümörün etrafındaki sağlıklı dokulara verilecek zararı en aza indirecek şekilde doz ayarlanır. Böylece tümörlü hücrelerin çoğalmalarını, büyümelerini durdurarak, tümörün yok olmasını sağlamak ve hayat kalitesini arttırmaktır. Kısacası; yan etkileri en aza indirerek kanserli hücreleri bölgesel olarak yok etmektir.

Radyasyon; DNA daki zincirleri kırıp hücreyi hasara uğratabilir. Bununla birlikte içinden geçtiği dokudaki suyu iyonlaştırıp bir nevi hücreye zehir tesiri göstererek hidroksiller ve peroksitler oluşturup hücresel hasarlarda meydana getirebilir.

Hastalıklı hücreler sağlıklı hücrelere nazaran daha hızlı bölünürler. Bundan dolayı hastalıklı hücreler de direnç kaybı daha çok yaşanır böylece radyasyondan sağlıklı hücrelere oranla daha fazla etkilenirler. Hastalıklı hücreler hızlı bölünüp çoğaldıklarından dolayı bünyelerinde meydana gelen tahribatları onarmak için çaba sarf etmezler. Tedavi esnasında etrafındaki sağlıklı hücreler de bu ışıklardan olumsuz etkilenmelerine rağmen, sağlıklı hücreler kendilerini onarabilirler. Bu yüzden tedavi sürecinde olumsuz etkilenen sağlıklı hücrelerde oluşan hasar çoğunlukla geçicidir. Olası yan etkileri ortadan kaldırmak amacı ile radyoterapi esnasında verilecek olan toplam doz programlama yapılarak farklı zamanlarda hastaya verilir. Bu program genellikle hafta içi hergün bir seans olacak şekilde planlanır, hafta sonları da hastanın dinlenmesi için ayrılır. Böylece bu sürede normal hücrelerin iyileşmesine de zaman tanınmış olur.

Lineer hızlandırıcılar radyoterapi de en çok kullanılan cihazlardır. Lineer hızlandırıcılar da elektrik enerjisi ile üretilen elektron demetleri yüzeysel ve küçük tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Elektronların hızlandırılarak hedef üzerine gönderilmesiyle meydana gelen yüksek enerjili x-ışınları ise derin yerleşimli ve büyük tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Yüksek enerjili x-ışınlarında kullanılan maksimum doz ile düşük yüzey dozu karşılaştırıldığında düşük yüzey dozu cilt koruyucu etki olarak adlandırılır.



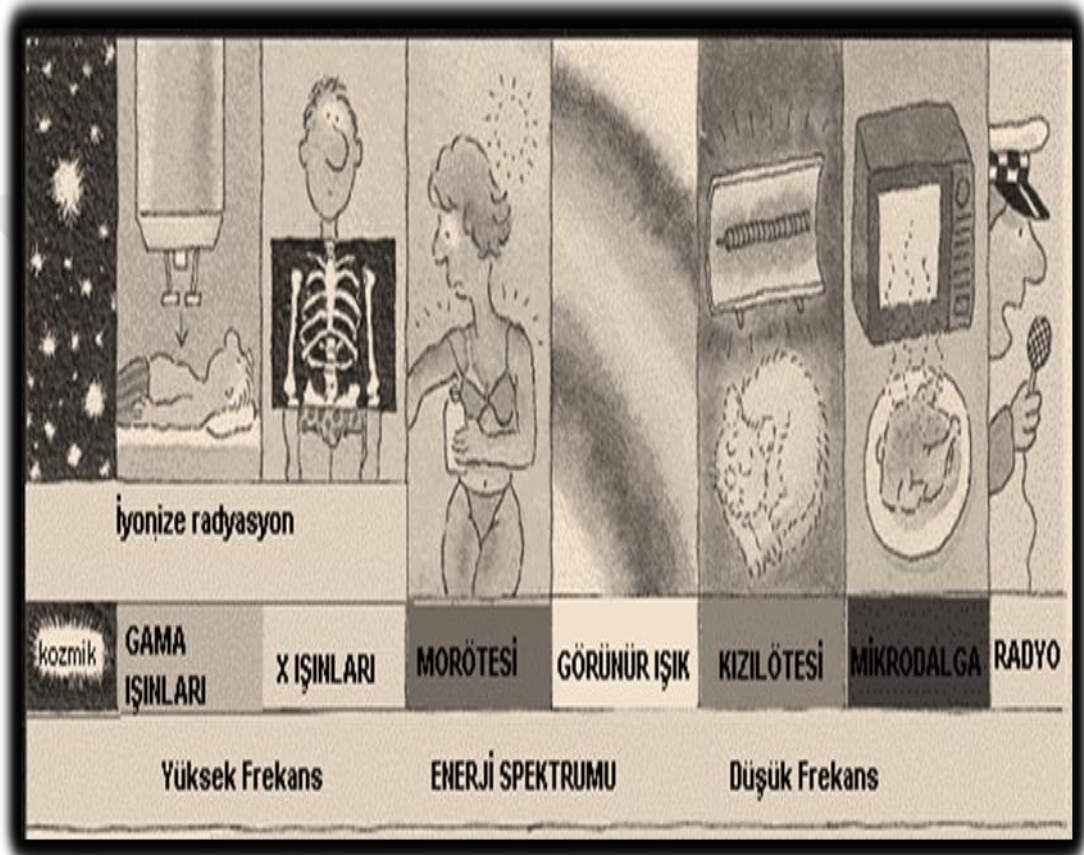
Yapılan bu çalışmanın amacı, radyoterapi de kullanılan lineer hızlandırıcıların bulunduğu laboratuvarlarda kaplama malzemesi olarak kullanılabilen farklı tipteki ahşap malzemelerin Siemens marka Oncor Impression model lineer hızlandırıcı da 6 MeV ve 18 MeV'lik x-ışını enerjileri için durdurma gücünün deneysel olarak incelenmesidir. Bu tip malzemeler cihazların bazı yerlerinde kullanılma durumu mevcuttur. Ayrıca bazı ahşap malzemelerin temini kolay ve ucuz olduğu için zırh malzemesi olarak kullanılıp kullanılmadığı incelenmiştir.

Çalışmada, 6 MV ve 18 MV enerjili foton ışınları kullanılarak 10 cm X 10 cm alan boyutunda farklı kalınlıklarda ( 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm, 2 cm, 2.5 cm, 3 cm, 3.5 cm, 4 cm, 4.5 cm, 5 cm, 6 cm, 7 cm, 8 cm, 9 cm ) yerli çam, ceviz, dut, kayın, meşe, köknar, venge gibi farklı ahşap malzeme örnekleri ile doz ve kalınlık ilişkisi araştırıldı. Ölçümlerde Siemens marka Oncor Impression model lineer hızlandırıcı, PTW marka paralel iyon odası, su eşdeğeri katı su fantomu kullanılmıştır. 0° gantry açısında 6 MeV ve 18 MeV enerjili x-ışınları kullanılarak katı fantom 5cmx5cm, 8cmx 8cm, 10cmx10cm, 12cmx12cm alan açıklıkları için ayarlanarak doz ölçümü yapılmıştır. Farklı ahşap malzemelerin aynı alan açıklıklarında farklı kalınlıklarda doz ölçümü yapılarak, bu malzemelerin durdurma güçleri karşılaştırılmıştır. Medikal Linakların kullanıldığı laboratuvarlarda kaplama malzemesi olarak kullanılan farklı tipteki ahşap malzemelerin durdurma gücünün deneysel olarak araştırıldı. Bu tip ahşap malzemelerin, cihazların bazı yerlerinde kaplama olarak kullanılma durumu da mevcuttur. Ayrıca bazı ahşap malzemelerin temini kolay ve ucuz olduğu için, zırh malzemesi olarak da kullanılması mümkün olabilir. Yapılan ölçümler ve elde edilen sonuçlar değerlendirilerek literatüre yeni bilgiler kazandırılmıştır.

## 2.KURAMSAL KAVRAMLAR

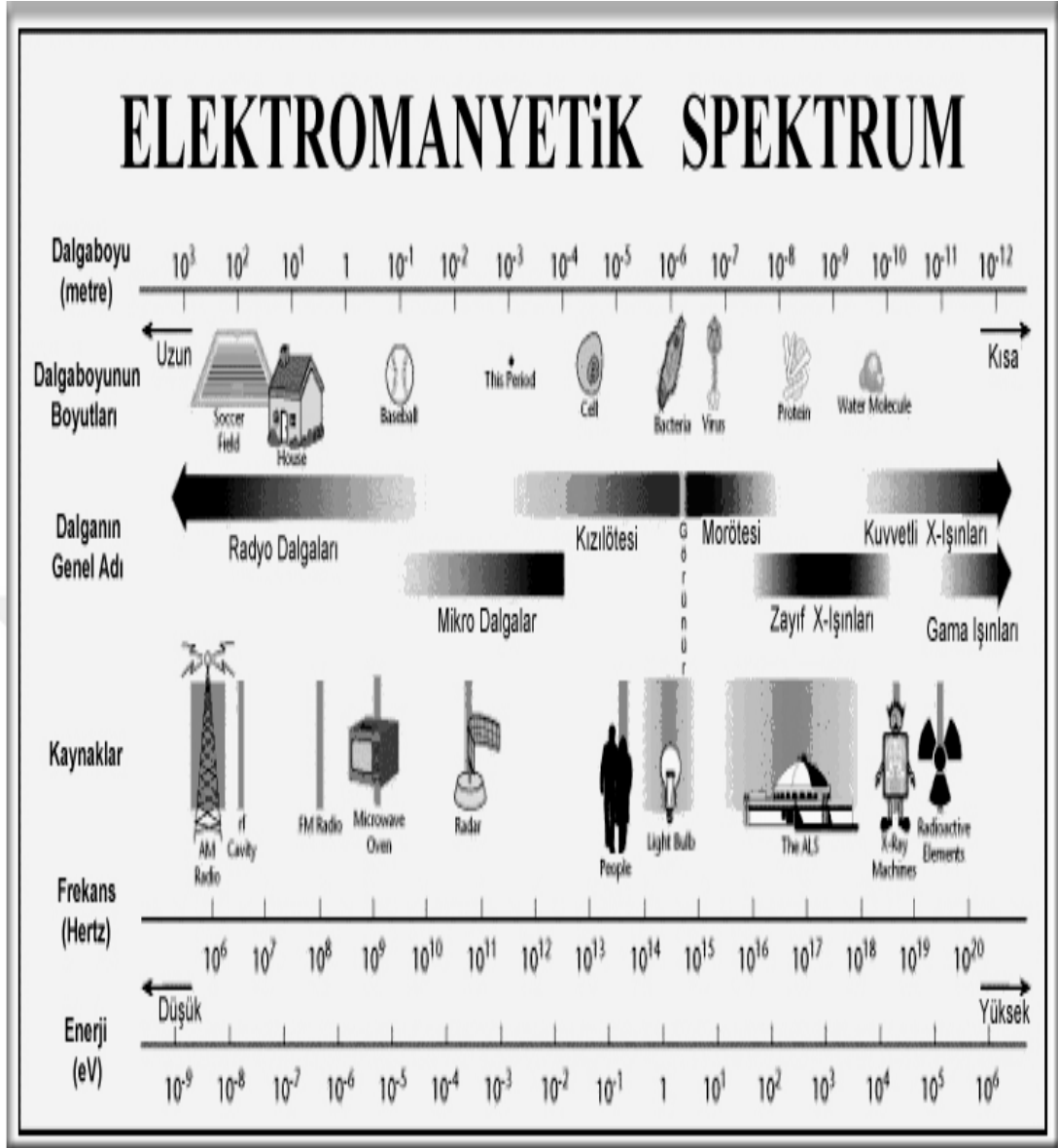
### 2.1. Radyasyonun Tanımı ve Türleri

Radyasyon, uzay da yayılan enerji olarak bilinmektedir. Başka bir deyişle enerjinin boşlukta yayılan farklı bir türüdür. Radyasyonun en bilinen kaynaklarından biri olan güneş ışığı; ışık ve ısı yayar.



Şekil 2.1. Enerji spektrumu

Yaşayan her şey önemli miktarda iyonize radyasyona sahip bir çevrede yavaş yavaş gelişir. Hatta bir çoğumuz hayatımızı ve sağlığımızı yapay bir şekilde üretilen iyonize radyasyona borçluyuz.



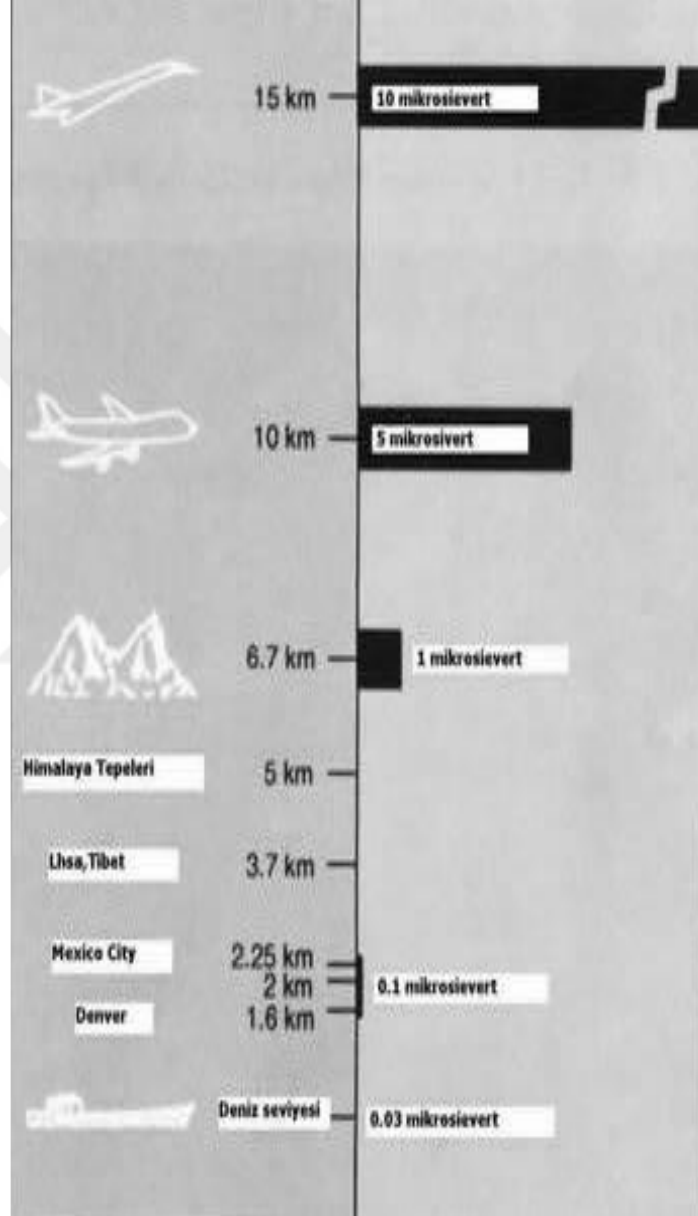
Şekil 2.2. Enerji spektrumu

## 2.2. Radyasyon Kaynakları

### 2.2.1. Doğal Radyasyon Kaynakları

Dünyanın oluşumuyla birlikte tabiatta yerini alan çok uzun ömürlü (milyarlarca yıl) radyoaktif elementler bulunmaktadır. Bu radyoaktif elementler yaşadığımız çevrede normal ve kaçınılmaz olarak kabul edilen doğal bir radyasyon düzeyi oluşturmuşlardır. Bu nedenle sürekli olarak canlılar radyasyonla iç içe yaşamak zorunda kalmıştır. Oluşan bu doğal düzey bazı nedenlerden dolayı (nükleer bomba denemeleri ve bazı teknolojik ürünlerin kullanımı ile) bir hayli artış göstermiştir.

Radyasyon kaynaklarını, doğal radyasyon kaynakları ve yapay radyasyon kaynakları olmak üzere, iki sınıfa ayırabiliriz.

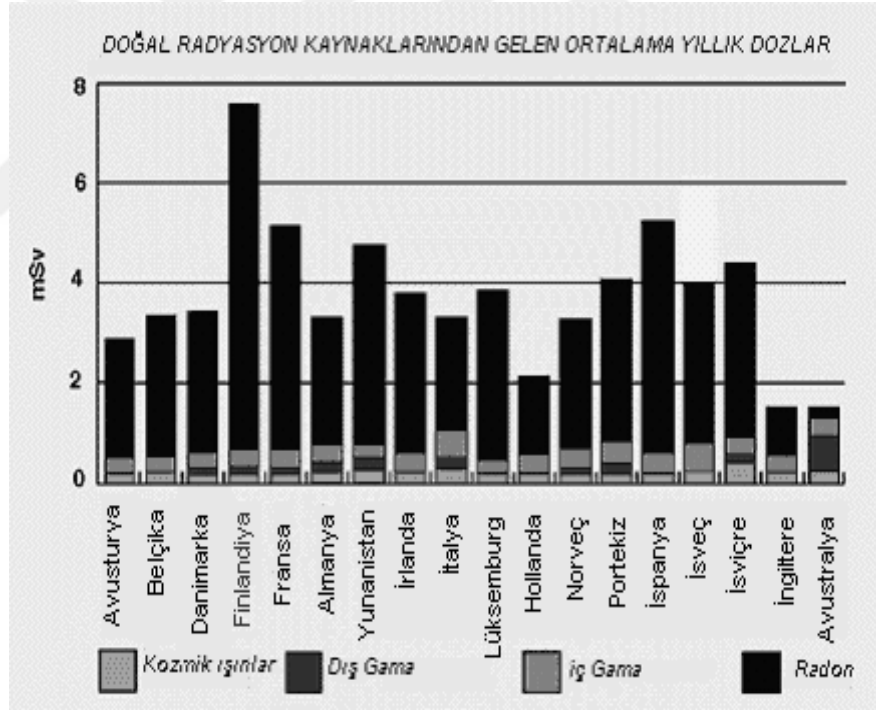


Şekil 2.3. Kozmik ışınlardan bir saatte alınan radyasyon dozunun yüksekliğe göre değişimi

Vücutumuzda bulunan radyoaktif elementlerden (özellikle Potasyum-40 radyoaktif elementinden) dolayı da belli bir radyasyon dozuna maruz kalırız. Bir yıl boyunca bu şekilde maruz kaldığımız iç dâhili) radyasyon dozunun dünya ortalaması 0,23 mSv kadardır.

Yiyecek, içecek ve teneffüs ettiğimiz havadan maruz kaldığımız dozun dünya ortalaması yaklaşık 0,25 mSv / yıl'dır.

Radon gazından dolayı dünya genelinde maruz kalınan ortalama doz 1,3 mSv / yıl'dır. Radon gazı hariç doğal radyasyonun sağlık üzerinde zararlı bir etkisi görülmez.



Şekil 2.4. Doğal radyasyon kaynaklarından gelen ortalama yıllık dozlar

## 2.2.2. Yapay Radyasyon Kaynakları

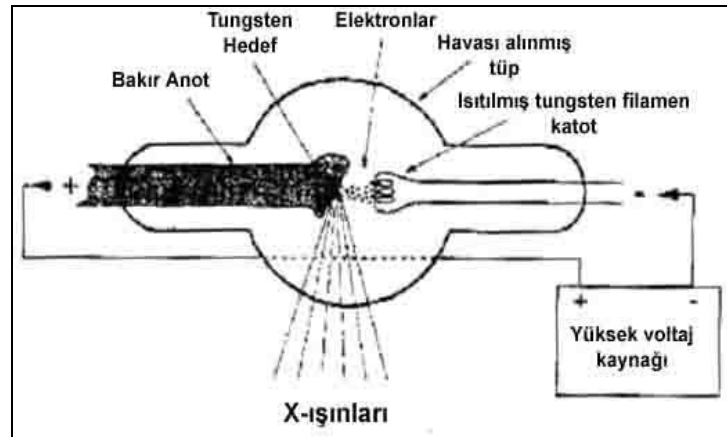
Tıbbi, zirai ve endüstriyel amaçla kullanılan X ışınları ve yapay radyoaktif maddeler, nükleer bomba denemeleri sonucu meydana gelen nükleer serpintiler, çok az da olsa nükleer güç üretiminden salınan radyoaktif maddeler ile bazı tüketici ürünlerinde kullanılan radyoaktif maddeler bilinen başlıca yapay radyasyon kaynaklarıdır.

### X-Işınları

X-ışınları yüksek enerjili elektronların yavaşlatılması veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleri ile meydana gelen dalga boyları 0.1-100 Å arasında değişen elektromanyetik dalgalardır. X-ışınlarının frekansı görünür ışığın frekansından ortalama 1000 defa daha büyüktür ve X-ışını fotonu (parçacığı) görülen ışığın fotonundan daha yüksek enerjiye sahiptir. X-ışınları hem dalga hem tanecik özelliği gösterirler. Dolayısıyla çift karakterlidirler. Fotoelektrik soğurulma, Compton saçılması (inkoherent saçılma), gaz iyonizasyonu ve sintilasyon tanecik özellikleri; hız, polarizasyon ve Rayleigh saçılması (koherent saçılma) dalga özellikleridir. Tanecik karakteri gösteren elektromagnetik radyasyona foton denir.

### X-Işınlarının Üretilmesi

X-ışınlarını üretmek için, önce serbest elektronlar elde ederek bu serbest elektronları hızlandırdıktan sonra bu elektronları metal bir hedefe çarptırmak gerekir. Böylece bu etkileşim sonucunda x ışınları elde edilir.



Şekil 2.5. Gazlı X ışını tüpü

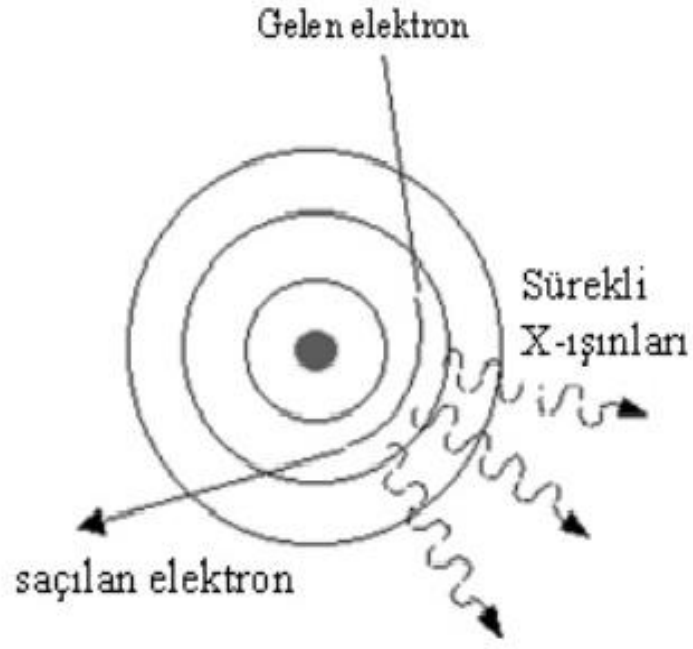
## **X-ışınları Özellikleri**

- X-ışınları, elektromagnetik radyasyonlardır.
- Işık hızına yakın hızlarla hareket ederler.
- X ışın fotonlarının enerjileri çok yüksektir.
- Gazları yoğunlaştırırlar.
- Saydam olmayan maddelerden geçebilirler. Kurşun levhalarca tutulabilirler.
- Yüksüz olduklarından dolayı elektrik ve magnetik alanda etkilenmezler.

Çeşitli organik maddeler tarafından büyük ölçüde soğurulduğu için X ışınlarının tıpta çok önemli uygulamaları vardır. Özellikle insan vücudunun incelenmesinde kullanılır. Ayrıca X ışınlarının canlı dokular üzerindeki biyolojik etkilerinden yararlanılır. Bu tedavi; ya yok etme (tümör ve yeni oluşumlarda) veya ağrılı ve iltihaplı bazı gelişmeleri değiştirme (kan çıbanı, bez iltihabı, siyatik vb.) şeklinde yapılır.

### **2.3. Fotoelektrik Olay**

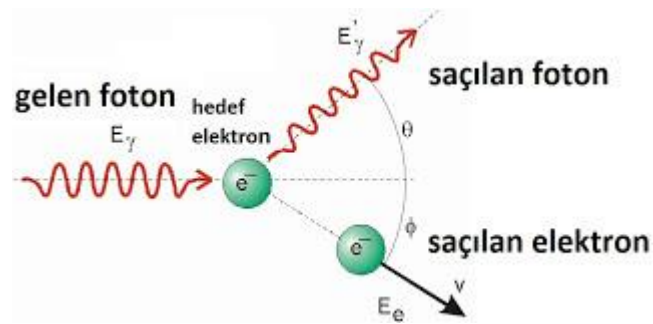
Bu olayda gelen fotonun enerjisinin bir kısmı elektronu bağlı olduğu atomdan koparabilmek için harcanır, geri kalan kısmı ise koparılan elektrona kinetik enerji olarak aktarılır. Bu koparılan elektrona fotoelektron denir. Bu olay sonucunda oluşan elektron boşluğu dış yörüngedeki başka bir elektron tarafından doldurularak X ışını yayımlanır. 0,5 MeV 'den daha küçük enerjili fotonların ağır elementler tarafından soğurulmasında bu olay oldukça önemlidir.



Şekil 2.6. Şekil X ışını oluşumu

#### 2.4. Compton Saçılması

Atomun bir dış yörüngesindeki elektron, kendisinden daha büyük enerjili bir fotonla çarpışması ile meydana gelen olaya Compton Saçılması denir. Elektronun kütlesi olduğu için fotonun bütün enerjisini absorbe etmesi momentum korunum yasasına uymamaktadır. Bundan dolayı foton, enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır saçılıma uğrar ve yoluna devam eder.

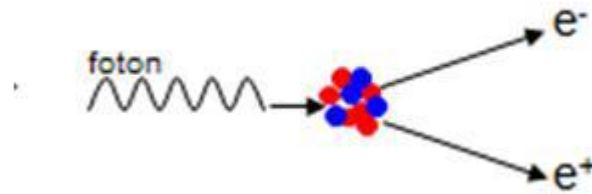
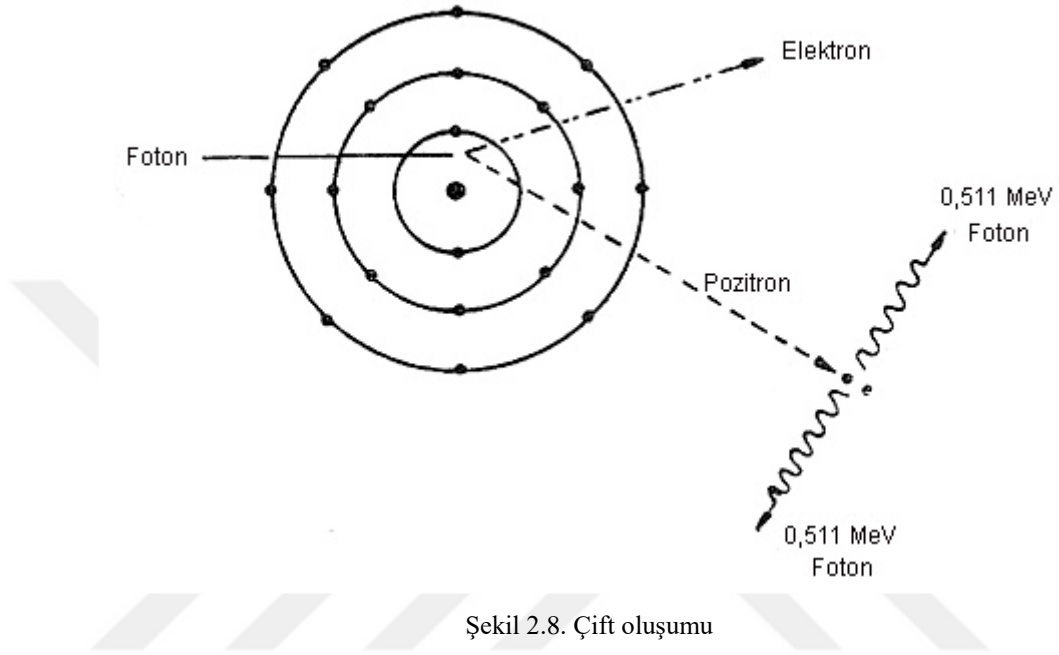


Şekil 2.7. Compton saçılması



## 2.5. Çift Oluşumu

Foton yeterli enerjiye sahip olduğunda ve bu foton atom çekirdeğinin çok yakınından geçtiği zaman madde tarafından soğurulur. Böylelikle zıt elektrik yüklü parçacıklar meydana getirir. Kısacası, çift oluşumunda foton elektron - pozitron şekline dönüşür.



Şekil 2.9. Çift oluşumu

Teorik olarak böyle bir çift oluşumunun meydana gelebilmesi için, fotonun enerjisinin en az  $2 \times 0,511 = 1,022$  MeV olması gerekir.

## 2.6. Efektif Doz Birimleri

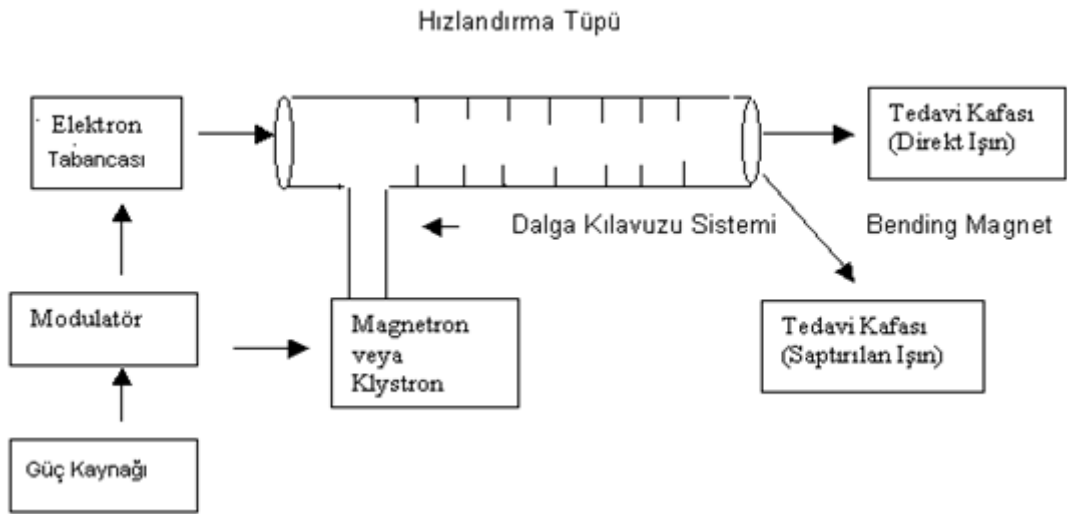
Vücutta her bir organ ve dokunun aldığı eşdeğer dozdur. Doku ağırlık faktöründen (WT) doğru orantılı olarak etkilenir. Dünya genelinde doğal radyasyon kaynakları nedeniyle alınan yıllık etkin doz 2,4 mSv'dir. Tıp alanında çalışan radyasyon görevlilerinin aldıkları dozun yıllık ortalaması 1-5 mSv civarındadır.

## 2.7. Doz Dağılımı ve Saçılma Analizi

Radyasyonla tedavi olan hastalarda doz dağılımını doğrudan ölçmek nadiren mümkündür. Doz dağılımı ile ilgili veriler doku eşdeğeri malzemeler olan fantomlardaki ölçümlerden elde edilir. Bu temel veriler gerçek bir hastadaki doz dağılımını tahmin etmek için geliştirilmiş doz hesaplama sistemlerinde kullanılır (Khan, 2003).

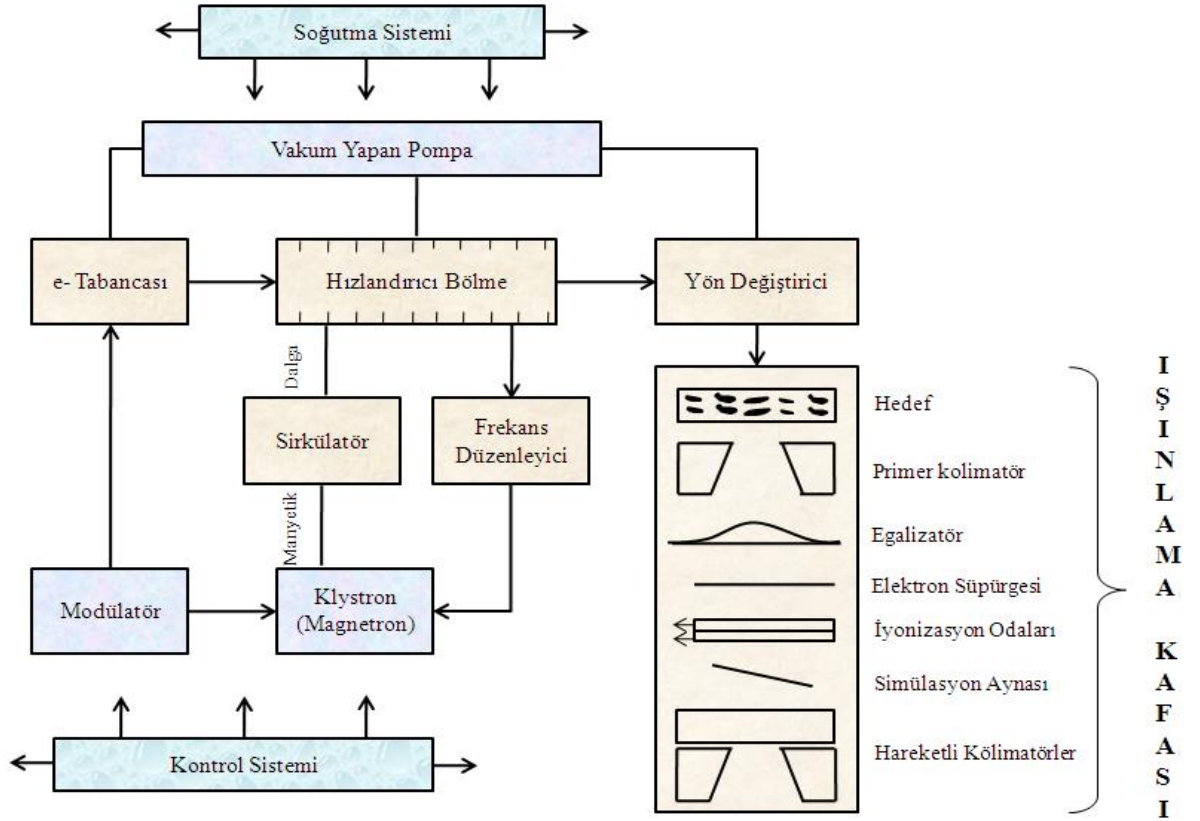
## 2.8. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcılar tedavi cihazları, uzun tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak elektronlar gibi yüklü parçacıkları hızlandırma yoluyla yüksek enerjili elektron ve x-ışını üretmek amacı ile kullanılırlar (Khan, 2003).

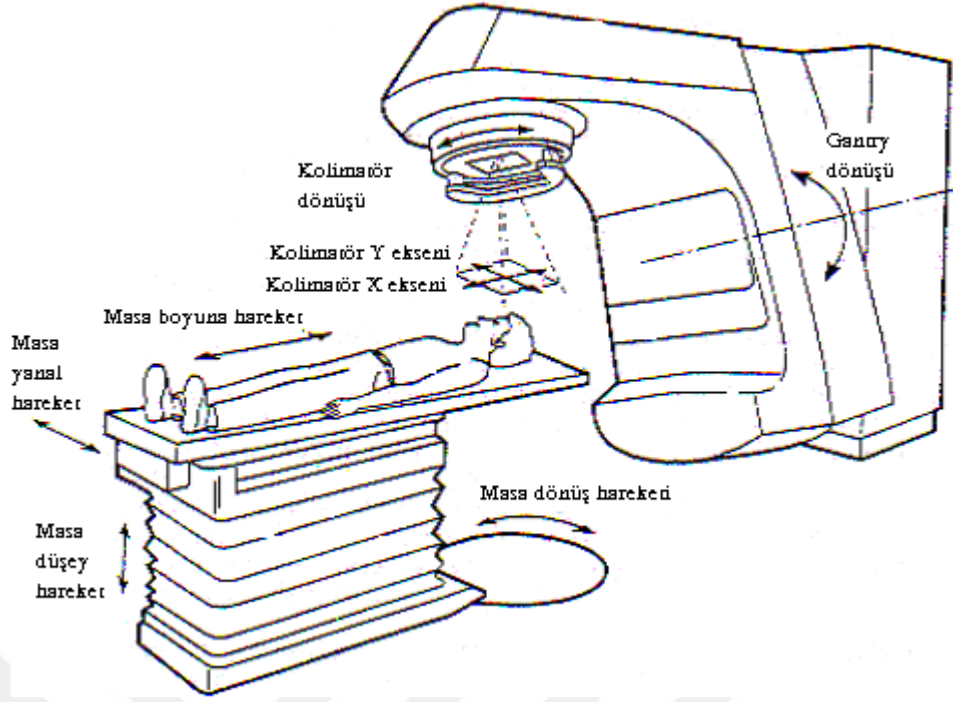


Şekil 2.10. Medikal lineer hızlandırıcıların temel yapısı

Güç kaynağı, modülatöre dc akım ve modülatör de şebekeye pulslu akım sağlamaktadır. Bu akım modülatörde bulunan hidrojen thyatron lambaları ile elde edilmektedir. Modülatörden çıkan bu akım elektron tabancasına ve magnetron veya klystron tüplerine iletilmektedir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır. Yüksek güç osilatörü gibi çalışmaktadır. Klystron mikrodalga üreticisi değil yükselticidir. Lineer hızlandırıcılarda 3000 MHz'lik mikrodalgalar kullanılmaktadır



Şekil 2.11. Modern lineer hızlandırıcı şeması



Şekil 2.12. Bir lineer hızlandırıcının genel görünümü

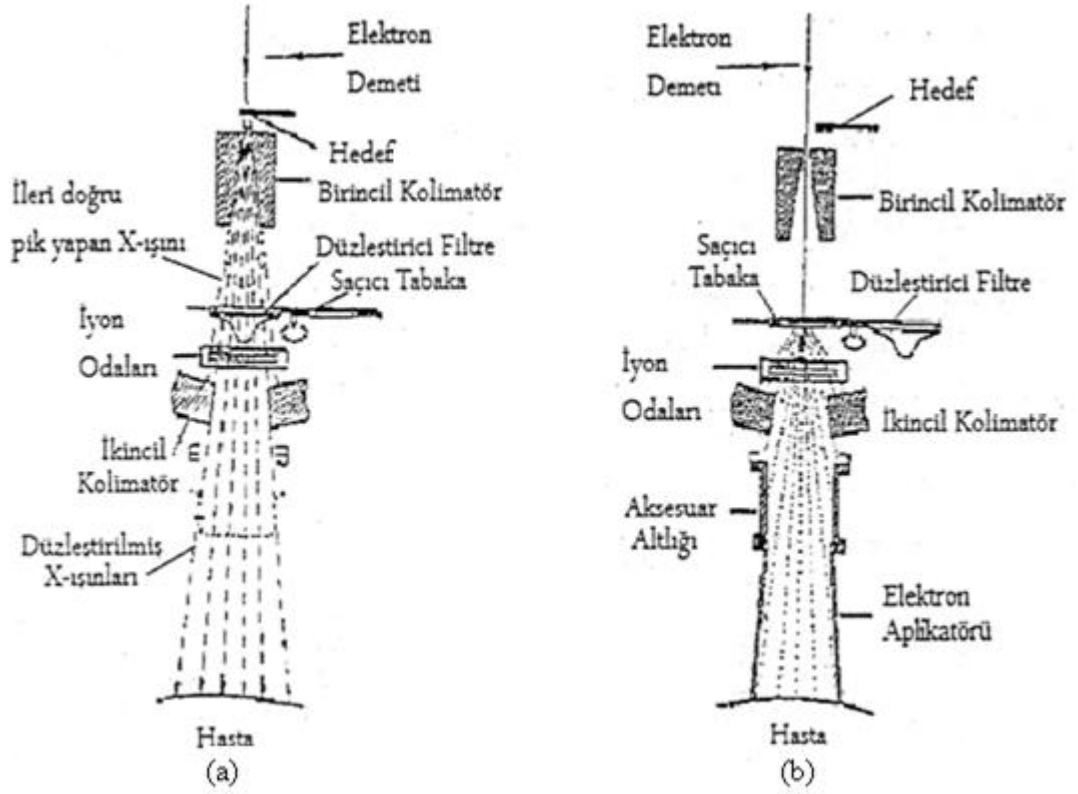


Şekil 2.13. Lineer hızlandırıcılar

Genelde bakırdan yapılan hızlandırıcı tüpe yüksek oranda vakum uygulanmaktadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar, sinüselectrik alandan enerji kazanmaktadırlar (Khan, 2003).

### 2.8.1. Lineer Hızlandırıcı Işınlama Kafası Yapısı

Lineer hızlandırıcı tedavi kafası kurşun, tungsten veya kurşun tungsten karışımından yapılmış kalın koruyucu bir tabaka içermektedir. Tedavi kafasının, radyasyon sızıntısına karşı radyasyondan korunma kurallarına uygun şekilde yeterli kalınlıkta zırhlaması yapılmaktadır (Khan, 2003).



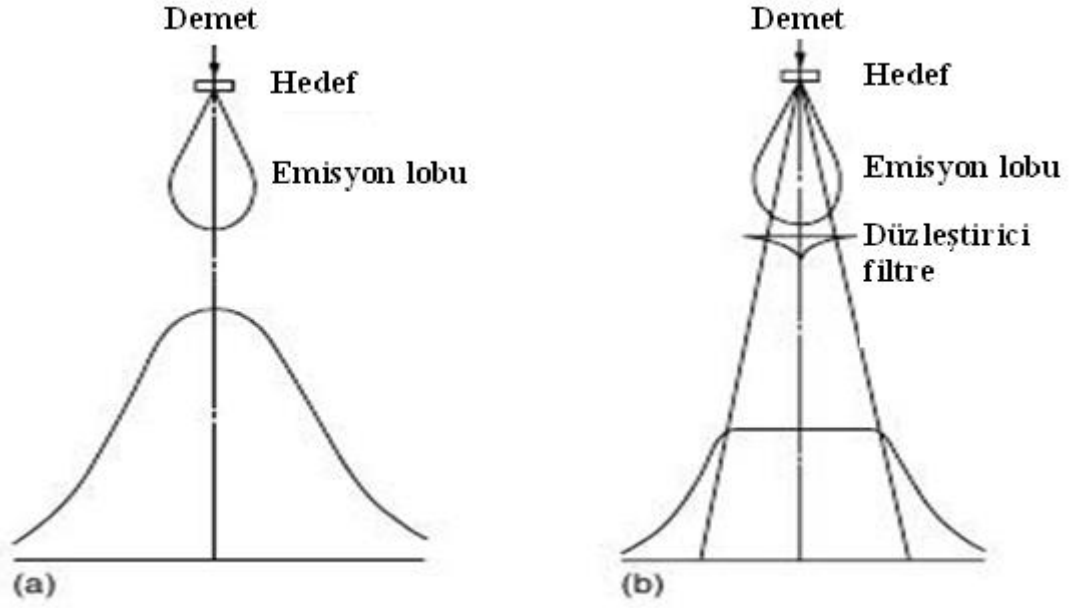
Şekil 2.14 Medikal lineer hızlandırıcı ışınlama kafası(a) Hedefin olduğu zamanki durum (b) Hedefin olmadığı zamanki durum

Hızlandırılmış elektron demeti hedefe çarptırılarak yüksek enerjili foton demetleri elde edilmektedir. Hedef, tungsten gibi yüksek atom numaralı maddelerden yapılmaktadır. Hedef metal bir disk şeklindedir.

### 2.8.2. Düzleştirici Filtre

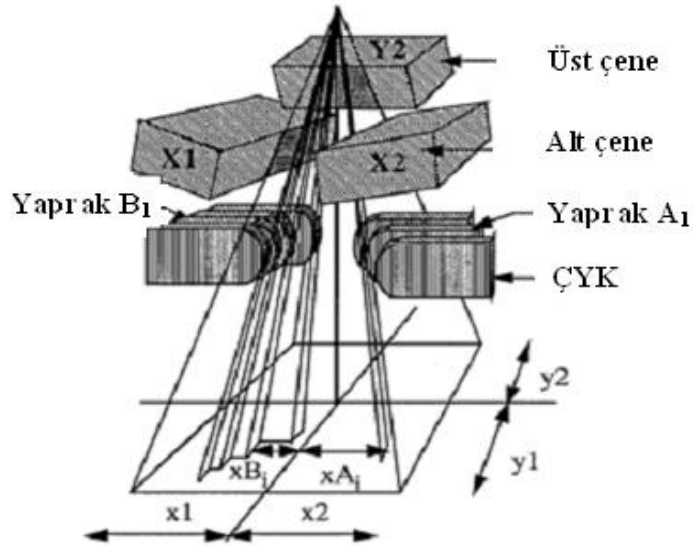
Hedefte üretilen X ışını demeti tedavi için uygun hale getirilmek amacı ile ayarlanmalıdır. Daha uygun hale;

- Hedef hacmi kaplayan doku tarafından, kolaylıkla daha çok soğurulan düşük enerjili fotonların uzaklaştırılmasıyla,
- Değişmeyen aynı doz profillerini üretmek amacı ile yoğunluk dağılımının değiştirilmesiyle getirilmektedir.



Şekil 2.15 (a) Linear hızlandırıcıda düzleştirici filtre kullanılmadığı zaman (b) Düzleştirici filtre kullanıldığı zaman

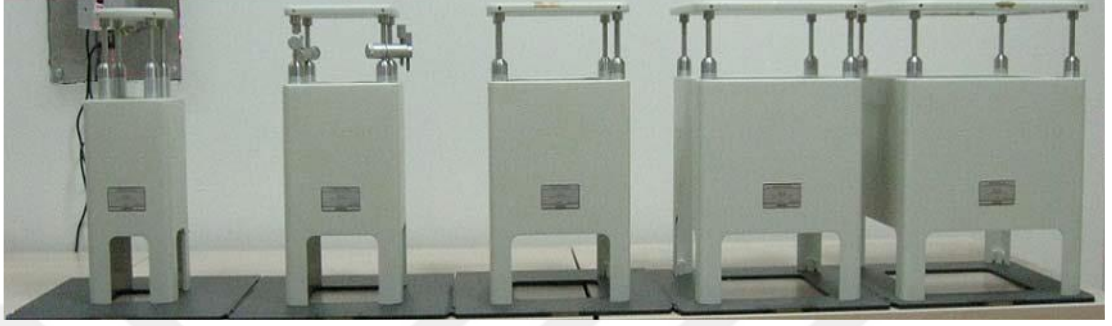
Bu değişiklikler filtre kullanımı ile gerçekleştirilmektedir. Alan kenarında, fantomdan saçılan radyasyonda azaltmayı dengelemek amacı ile böyle bir profil demet merkezi ekseninde maksatlı olarak düşürülmüştür. Kolimatörler tungsten ve kurşun gibi yüksek atom numaralı, yüksek yoğunluklu maddelerden yapılmış bloklardır. Lineer hızlandırıcı ışınlama kafa yapısında hareketsiz birincil kolimatörler ve hareketli ikincil kolimatörler bulunmaktadır (Şekil2.16) (Madcalse, 2002).



Şekil 2.16. ÇYK ve standart kolimatör sistemi

### 2.8.3. Elektron Uygulamaları

Saçıcı foillerden geçen elektronlar açısız olarak saçılırlar. Saçıcı foil ve hızlandırıcı kafasındaki diğer aparatlardan saçılan elektronlar hastada kabul edilmez bir yarıgölge oluşturur. Bu durumu engellemek için aplikatör (kon) kullanılır.



Şekil 2.17. Elektron aplikatörleri (kon)

## 2.9. Radyoterapi

Radyoterapi, kanserli dokuların iyonize radyasyon gönderilerek tedavi edilmesidir. Bu radyasyon, radyoaktif kaynaklardan ya da özel cihazlardan (Lineer hızlandırıcı) elde edilir. Elde edilen yüksek enerjili radyasyonlar yüksek dozda istenildiği gibi uygulanabilirse kanser ve diğer hastalıkların tedavisinde kullanılabilir.

Tedavide yüksek enerjili ışınların ya da parçacıkların kullanılmasına radyasyon tedavisi denir. Radyasyon tedavisi, yerine göre radyoterapi (RT), x-ışını tedavisi, kobalt tedavisi, elektron ışını ya da ışınlama olarak adlandırılır.

## 2.10. Radyoaktivite

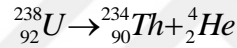
Çoğu izotop doğal ve doğal olmayan yoldan oluşup, parçacık yayılımı ile çekirdeğin kendiliğinden (ani olarak) bozunması ile oluştuğundan radyoaktif özelliğe sahiptir. Bu süreç, radyoaktif elementlerin bulunduğu su ve hava, hayvanların dokuları, bitkilerin fiberleri, zemindeki mineraller gibi birçok yerde bulunur.

Coulomb kuvveti etkisiyle protonların birbirini itmesi ve nükleonları birbirinden ayırmaya çalışması, şiddetli nükleer kuvvetler çekirdeği bir arada tutmaya çalışırlar. Kararlı çekirdeklerde birleşmeyi sağlayan ilave nötronlar ile birbirlerini iten protonların sayısı arasında bir denge bulunmaktadır.

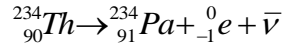
$N \cong Z$  kararlılık bölgesinin başında, artan  $Z$  değerleri için protonlardan ziyade sürekli olarak daha büyük sayıda ilave nötronlara ihtiyaç duyulur. Genel olarak, protonları ve/veya nötronları çift sayılı olan çekirdekler daha yüksek dereceli kararlılığa sahip olmaya eğilimlidirler.

Kararlılık çizgisinin dışında kalan izotoplar, kararsızlıklarını azaltmak için radyoaktif bozunuma uğramaktadırlar. Genel olarak, kararlılık bölgesinden en uzak bulunan radyoaktif çekirdekler genellikle yarı-ömür olarak ifade edilen en kısa bozunma sürelerine sahiptirler. Çizginin üzerinde bulunan çekirdekler nötron eksikliği, çizginin altında bulunanlar ise nötron fazlalığı olan çekirdeklerdir. Radyoaktif bozunma, birbirleriyle yarışan bozunma mekanizmaları ile,  $N/Z$  oranını yeniden dengeye getirmeye çalışırlar. Bazen, gama ( $\gamma$ ) yayını veya iç dönüşüm (IC) bozunması yaparak kurtulan çekirdekler de uyarılmış durumda kalmaktadır.

Çoğu ağır element radyoaktiftir. Aşağıdaki reaksiyonda verilen bir örnek, uranyumun en bol bulunduğu izotopun bozunumudur,



Meydana gelen parçacık ise, helyum-4 çekirdeği olan  $\alpha$  (alfa) parçacığıdır. Ayrıca, toryumun yeni izotobu da radyoaktiftir,

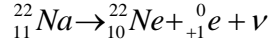


Buna göre, birinci ürün protaktinyum (Pa) elementidir. İkinci ürün ise bir nükleer süreçte meydana gelen ve  $\beta$  (beta) parçacığı olarak adlandırılan bir elektrondur. Çekirdekte elektron bulunmaz; elektronlar reaksiyonlarda üretilirler. Üçüncü ürün ise  $\bar{\nu}$  (nu bar) ile gösterilen antinötrindir. Antinötrino, serbest kalan reaksiyon enerjisini beta parçacığı ile paylaşan nötr bir parçacıktır. Ortalama olarak enerjinin üçte ikisini (anti)nötrino, üçte birini ise elektron taşımaktadır. Nötrino, sıfır veya sıfıra yakın kütleyle sahiptir ve kolaylıkla maddenin çok büyük kalınlıklarına nüfuz edebilmektedir.  $\alpha$  parçacığı yayınında,  $A$  değerinin 4 ve  $Z$  değerinin 2 azaldığını, halbuki  $\beta$  yayınında ise  $A$  değerinin değişmediğini fakat  $Z$  değerinin 1 arttığını görürüz. Bu iki olay, sonunda kararlı  ${}_{82}^{208}\text{Pb}$  kurşun izotopu verecek şekilde, radyum, polonyum ve bizmut elementlerinin izotoplarını üreten uzun bir sıra veya bozulmalar zincirinin başlangıcıdır. Doğada bulunan diğer zincirler,  ${}_{90}^{232}\text{U}$ ,  ${}_{92}^{235}\text{U}$  ile başlar.



Yüzlerce yapay radyoizotop, yüklü parçacıklar veya nötronlar tarafından çekirdeğin borbardıman edilmesiyle ve fisyon sürecinin ürünlerinin ayrımı ile üretilmektedir.

Alfa veya beta yayınımları ile bozulan radyoizotoplara ek olarak, elektronla aynı kütleyle fakat pozitif yüke sahip ( $\beta^+$ ) pozitron yayınımları ile bozulan geniş bir yapay izotoplar grubu vardır. Buna bir örnek, aşağıdaki neon izotopuna bozulan 2.6 yıl yarı-ömürlü sodyum-22'dir,



Bir çekirdek, gama ışını yayınımları ile fazla iç enerjisinden kurtulabilir ama iç dönüşüm olarak adlandırılan alternatif bir süreçte, fazla enerji atomun elektronlarından birine atomdan elektronun kopmasını sağlayacak şekilde doğrudan verilir. Elektron yakalama olarak adlandırılan tersi bir süreçte, çekirdek ani olarak etrafındaki orbital elektronlarından birini soğurur. Bu iki süreçten her biri iç kabuk boşluğu dolduruldukça X – ışınlarının üretimiyle sonuçlanır.

### 2.11. Radyoaktif Bozunma Yasası

Radyoaktif bir maddenin bozunma oranı (ve böylece serbest kalan parçacıkların oranı) izotopik özelliklerine bağlıdır fakat yine de bu süreci yöneten tam bir bozunma yasası vardır. Verilen bir zaman aralığında diyelim ki bir saniye, aynı izotopik özellikli her çekirdek aynı bozunma olasılığına sahiptir. Eğer bir çekirdeği izleyebilirsek, gelecek anda veya birkaç gün sonra veya yüz yıllar sonra bile bozunabilir. Bozunma sabiti  $\lambda$ , her bir çekirdeğin birim zamanda bozunma olasılığıdır.

Herhangi bir zamanda, radyoaktif özellikli kaç tane çekirdeğinin geriye kaldığını bilmek isteriz. Eğer  $\lambda$ , bir çekirdeğin bir saniyede bozunma olasılığı ise, o zaman  $dt$  zaman aralığındaki olasılık  $\lambda dt$ 'dir. N tane çekirdek için, çekirdek sayısındaki değişim,

$$dN = -\lambda N dt$$

olur. Başlangıçta ( $t=0$ 'da), çekirdek sayısının  $N_0$  kabul edilmesi ve integralinin alınması, herhangi bir zamandaki, radyoizotopların sayısını belirleyen genel bir formül verir,

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$

Bozunma sabiti; sıcaklık, basınç, kimyasal işlem ve fiziksel hal (katı, sıvı, gaz) gibi faktörlerden etkilenmez.

Aynı zamanda, böylesine bir istatistiksel davranış atomun *yarı-ömrü* olarak adlandırılan sabit bir özelliği tarafından da tanımlanır.  $t_H$  olarak gösterilen bu zaman aralığı çekirdeğin yarısını bozunmadan bırakacak şekilde diğer yarısının bozunması için olan gerekli zamandır. Eğer  $t=0$  başlangıçta,  $N_0$  çekirdeği ile başlarsak  $t_H$  zaman sonra  $N_0/2$  olacaktır;  $2t_H$  zaman geçtiğinde  $N_0/4$  olacaktır ve böyle devam edecektir. Eğri üzerindeki herhangi bir  $t$  zamanı için çekirdeğin şimdiki sayısının başlangıçtaki sayısına oranı aşağıdaki eşitlikte verilir,

$$N(t) = N_0 \left(\frac{1}{2}\right)^{t/t_H}$$

Radyoaktif izotoplar, belli bir yarı-ömre sahip olmakla beraber yarı-ömrüleri bir saniyeden çok küçük değerlerden milyarlarca yıla varan sürelerle kadar farklılıklar gösterir.

Bozunma sabiti ile yarı-ömür arasındaki ilişki, aşağıdaki eşitlikten kolaylıkla bulunur,

$$\frac{N(t_H)}{N_0} = \frac{1}{2} = \exp(-\lambda t_H)$$

$\lambda$ 'yı da aşağıdaki gibi buluruz,

$$\lambda = \ln(2)/t_H$$

Bir radyoizotopun saniyede bozunma veya parçalanma (*dps*) sayısı  $A$ , *aktivite* olarak adlandırılır. Bir çekirdeğin saniyede bozunma olasılığı  $\lambda$  bozunma sabiti olduğundan,  $N$  çekirdek için aktivite aşağıdaki gibidir,

$$A = \lambda N$$

dps birimi, radyoaktiviteyi keşfeden bilim insanı Henri Becquerel onuruna verilen Becquerel (Bq)'dir. Yaygın olarak ve daha eskiden kullanılan başka bir aktivite

birimi radyum çalışan Fransız bilim insanları Pierre ve Marie Curie'lerin anlarına verilen Curie (Ci)'dir. Curie, radyum-226'nın gram başına ölçülen aktivitesinin değeri olan  $3,7 \times 10^{10}$  Bq'dir.

Radyoaktif çekirdek sayısı zamanla değiştiği için, aktivite de aynı davranışı gösterir,

$$A(t) = \lambda N(t) = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-\lambda t}$$

Burada  $A_0$  başlangıç aktivitesidir.

Yarı-ömür bize, çekirdeğin yarıya bozunmasının ne kadar zaman alacağını söyler halbuki, alakalı bir nicelik olan  $\tau$  ortalama ömür, tek bir çekirdeğin bozunması için geçen ortalama süredir. Aşağıdaki eşitlik meydana gelir

$$\tau = \frac{1}{\lambda} = \frac{t_H}{\ln(2)}$$

Çeşitli radyoizotopların şiddeti arasında bir kıyaslama sağlayan başka bir ölçüm, birim kütle başına aktiviteyi ölçen *spesifik aktiflik* 'tir,

$$SA = \frac{\lambda N_A}{M}$$

Bu ifade  $SA$ 'nın sabit olduğunu gösterir.

### 3. MALZEME VE YÖNTEM

6 MeV ve 18 MeV enerjili X ışınları kullanılarak 5 cm X 5 cm, 8 cm X 8 cm, 10 cm X 10 cm, 12 cm X 12 cm alan boyutunda ve 0,5 cm, 1 cm, 1,5 cm, 2 cm, 2,5 cm, 3 cm, 3,5 cm, 4 cm, 4,5 cm, 5 cm, 6 cm, 7 cm, 8 cm, 9 cm kalınlıklarda yerli çam, ceviz, dut, kayın, meşe, köknar, venge gibi farklı ahşap malzeme örnekleri ile doz kalınlık ilişkisi incelenmiştir.

Öncelikle herhangi bir ahşap malzeme kullanılmadan 6 MeV enerjide doz ölçümü alınarak her ahşap malzeme için farklı kalınlarda doz ölçümü alınmıştır. Alınan bu ölçümler ile ahşap malzeme yokken alınan ölçümler ile şekil ve çizelgelerde gösterilmiştir.

Aynı ölçümler 18 MeV enerji için tekrarlanmış ve grafikler sonuç bölümünde açıklanmıştır.

Işınlama odasında linak cihazının ışın gönderme merkezine konulan ahşap malzemeler farklı kalınlık da ve aynı doz değerleri verilecek şekilde kontrol odasından ışın verilerek dozimetre okunan değerler her çeşit ahşap malzemenin farklı kalınlık ve farklı alan açıklıklarında değerler alınmıştır.

#### 4. BULGULAR VE TARTIŞMA

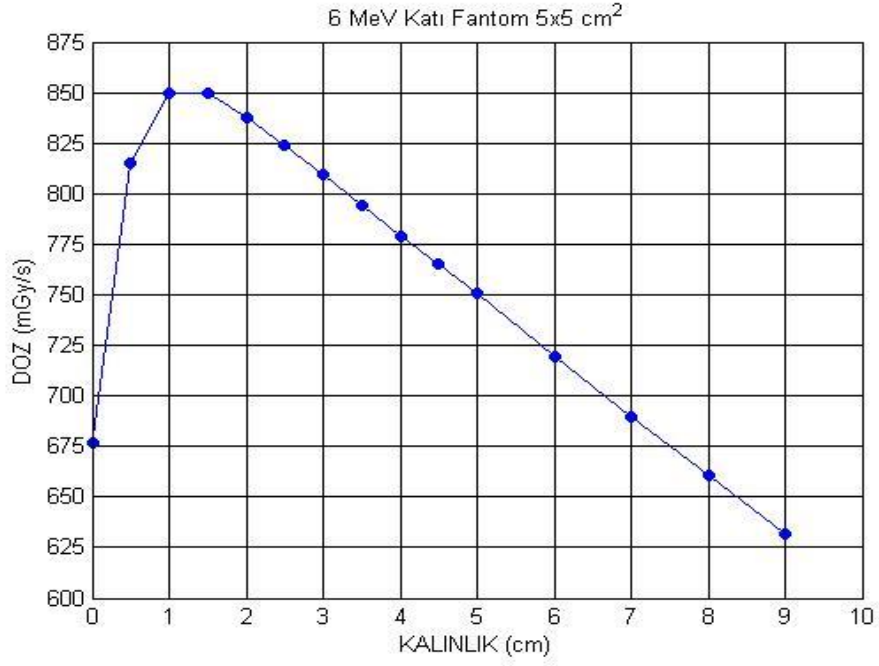
Öncelikle herhangi bir ahşap malzeme kullanılmadan 6 MeV enerjide doz ölçümü alınarak her ahşap malzeme için farklı kalınlarda doz ölçümü alınmıştır. Alınan bu ölçümler ile ahşap malzeme yokken alınan ölçümler ile şekil ve çizelgelerde gösterilmiştir.

Aynı ölçümler 18 MeV enerji için tekrarlanmış ve grafikler sonuç bölümünde açıklanmıştır.

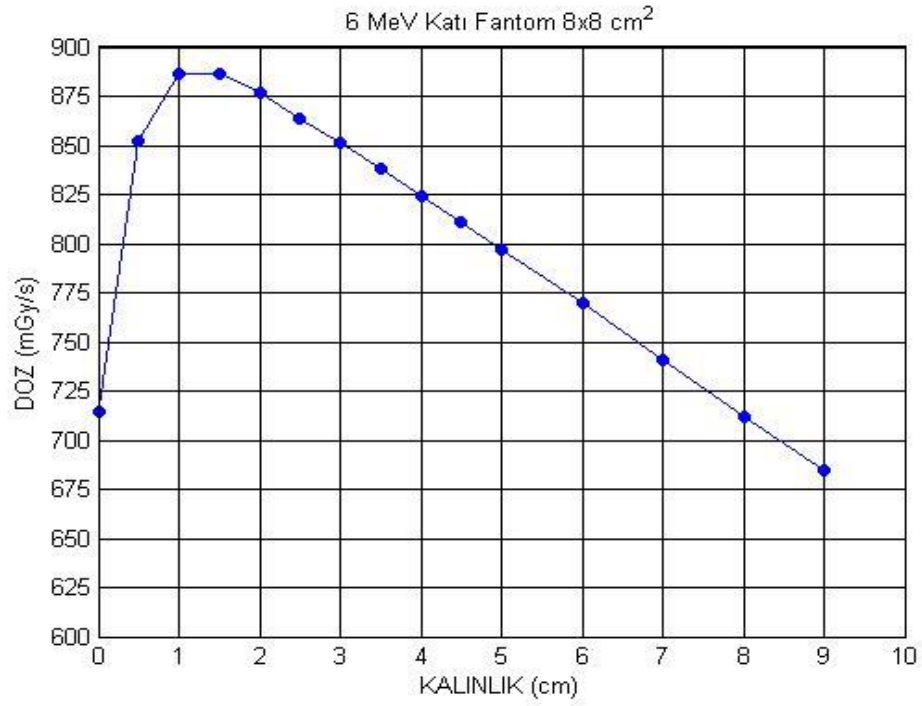
0° gantry açısı için 6 MeV ve 18 MeV enerjili X-ışınları kullanılarak katı fantom 5 cm x 5 cm , 8 cm x 8 cm , 10 cm x 10 cm , 12 cm x 12 cm alan açıklıkları için ayarlanarak doz ölçümü alınmıştır. Daha sonra farklı ahşap malzemelerin aynı alan açıklıklarında farklı kalınlıklar da doz ölçümü alınarak durdurma gücü karşılaştırılmıştır.

Bu sonuçlar incelendiğinde ahşap malzemelerin durdurma güçleri benzerlik göstermekle beraber belli bir kalınlık değerine kadar durdurma hızı artmakta ve sonra sabit kaldığı gözlenmiştir.

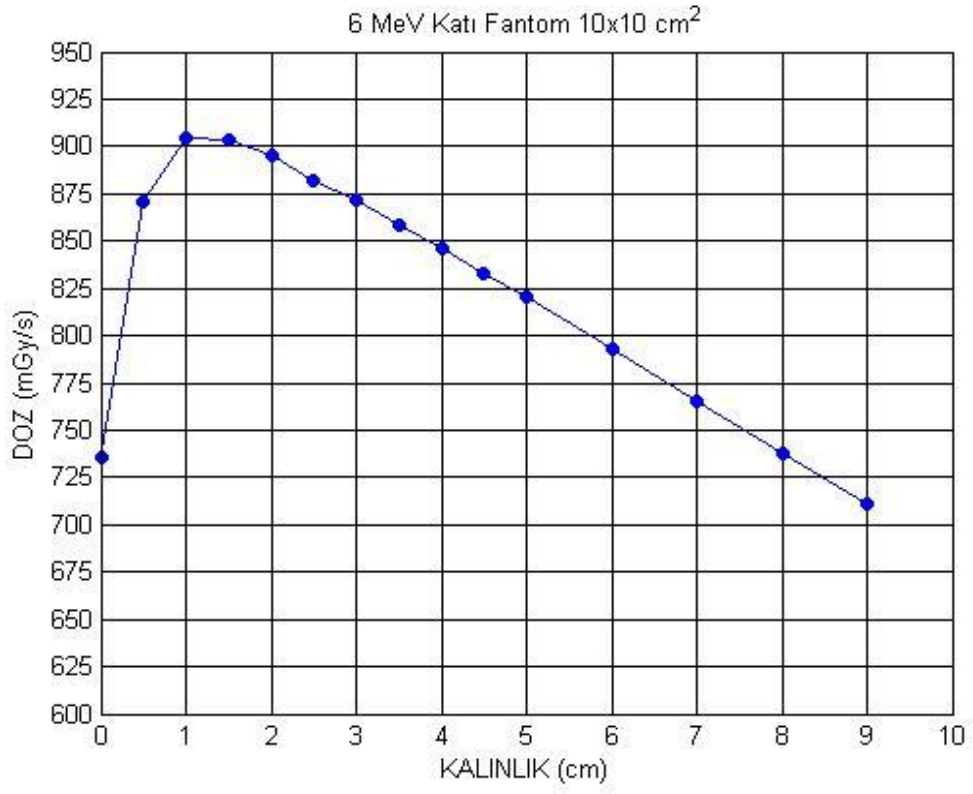
Çizelge 4.1. 6 MeV 5x5 cm<sup>2</sup> Katı Fantom



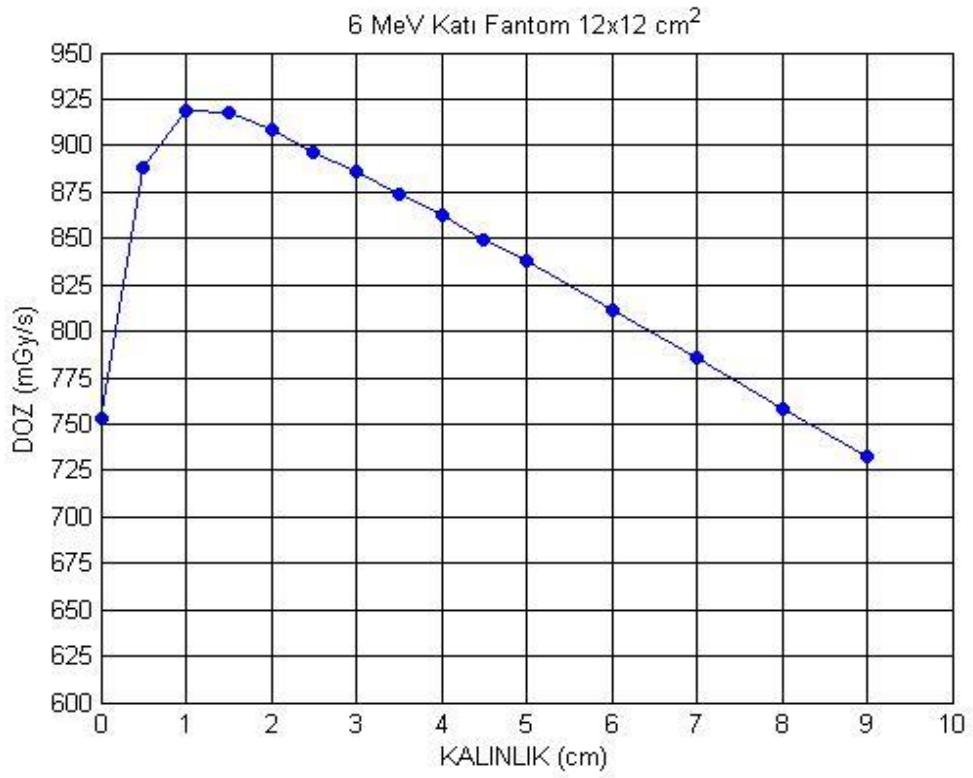
Çizelge 4.2. 6 MeV 8x8 cm<sup>2</sup> Katı Fantom



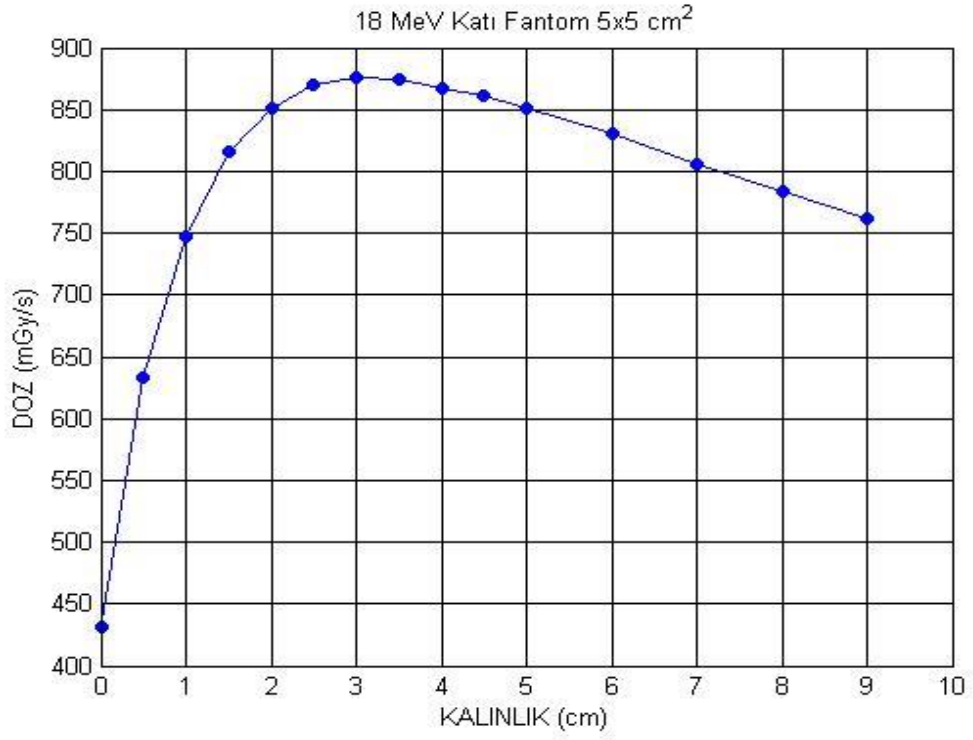
Çizelge 4.3. 6 MeV 10x10 cm<sup>2</sup> Katı Fantom



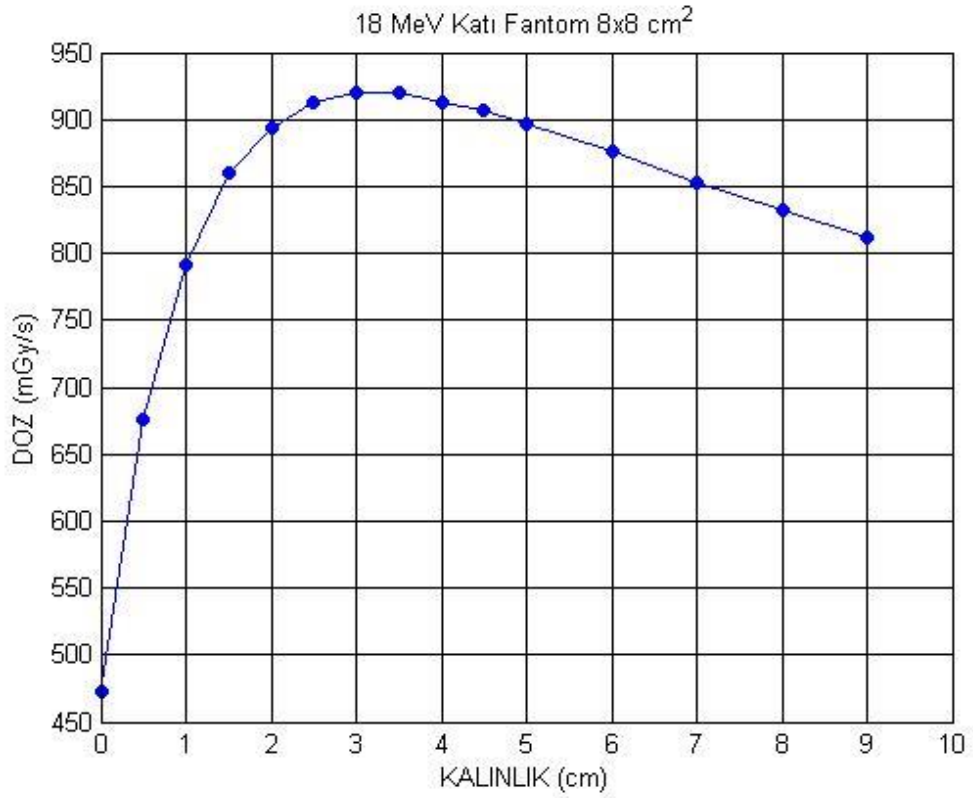
Çizelge 4.4. 6 MeV 12x12 cm<sup>2</sup> Katı Fantom



Çizelge 4.5. 18 MeV 5x5 cm<sup>2</sup> Katı Fantom

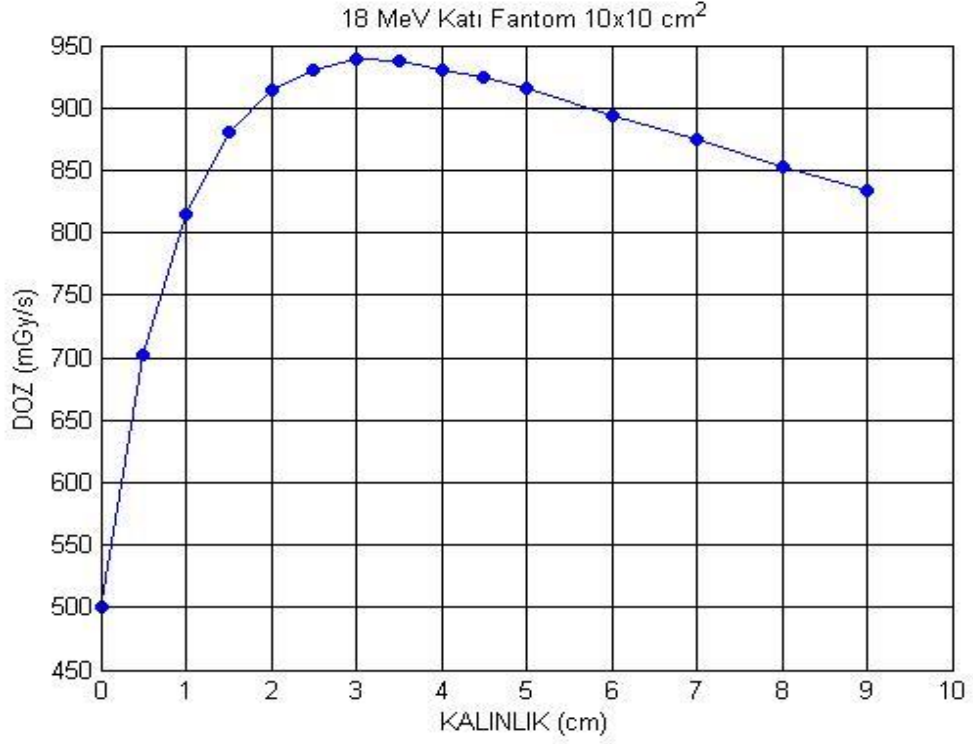


Çizelge 4.6 18 MeV 8x8 cm<sup>2</sup> Katı Fantom

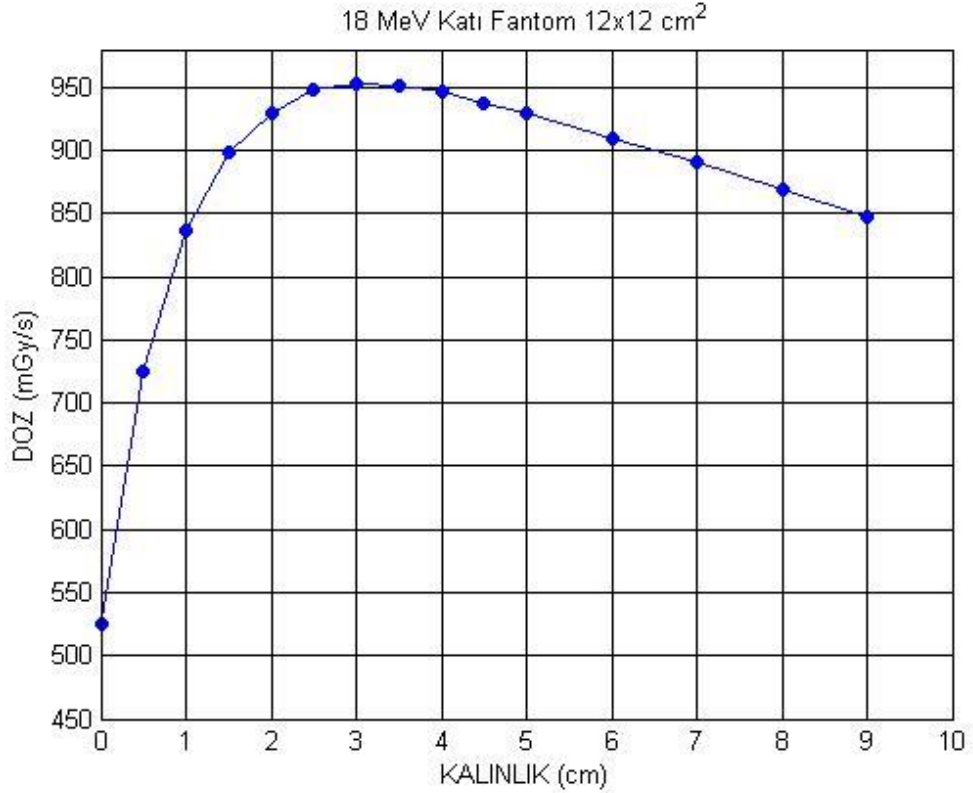




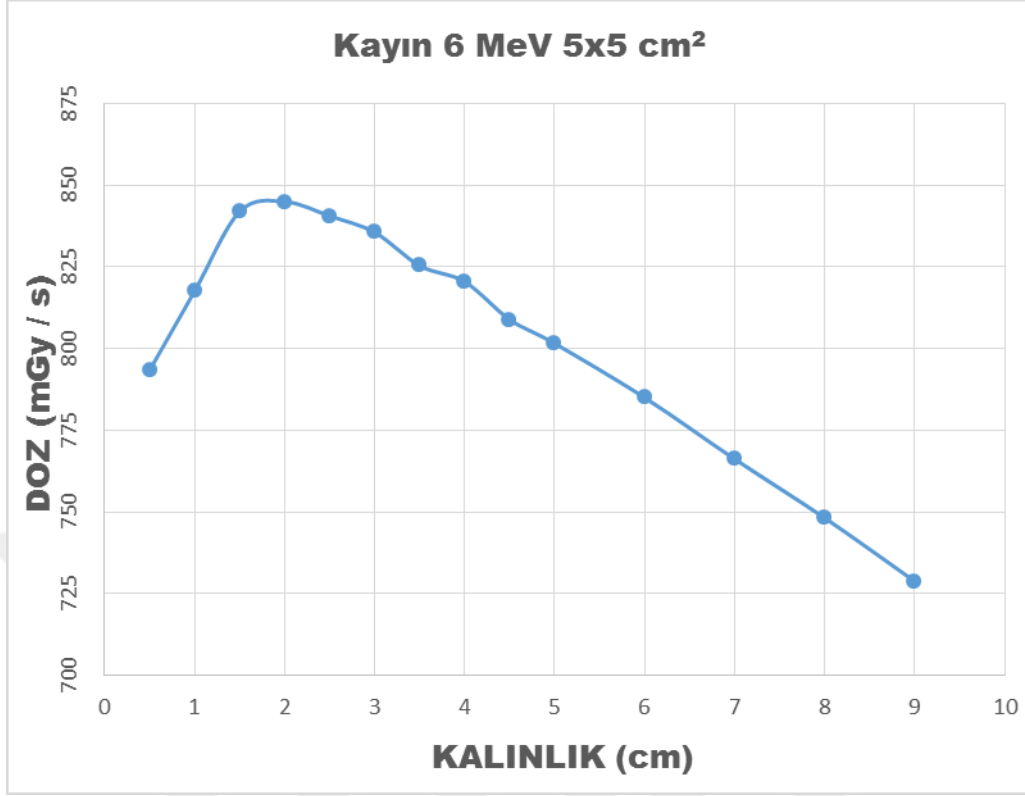
Çizelge 4.7. 18 MeV 10x10 cm<sup>2</sup> Katı Fantom



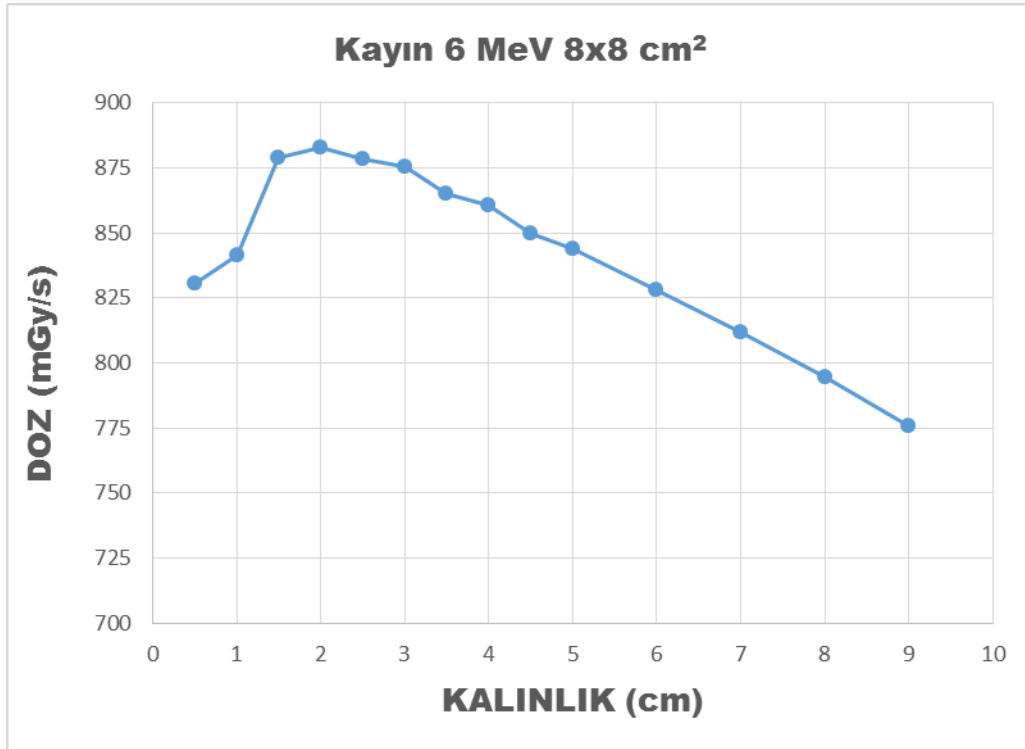
Çizelge 4.8. 18 MeV 12x12 cm<sup>2</sup> Katı Fantom



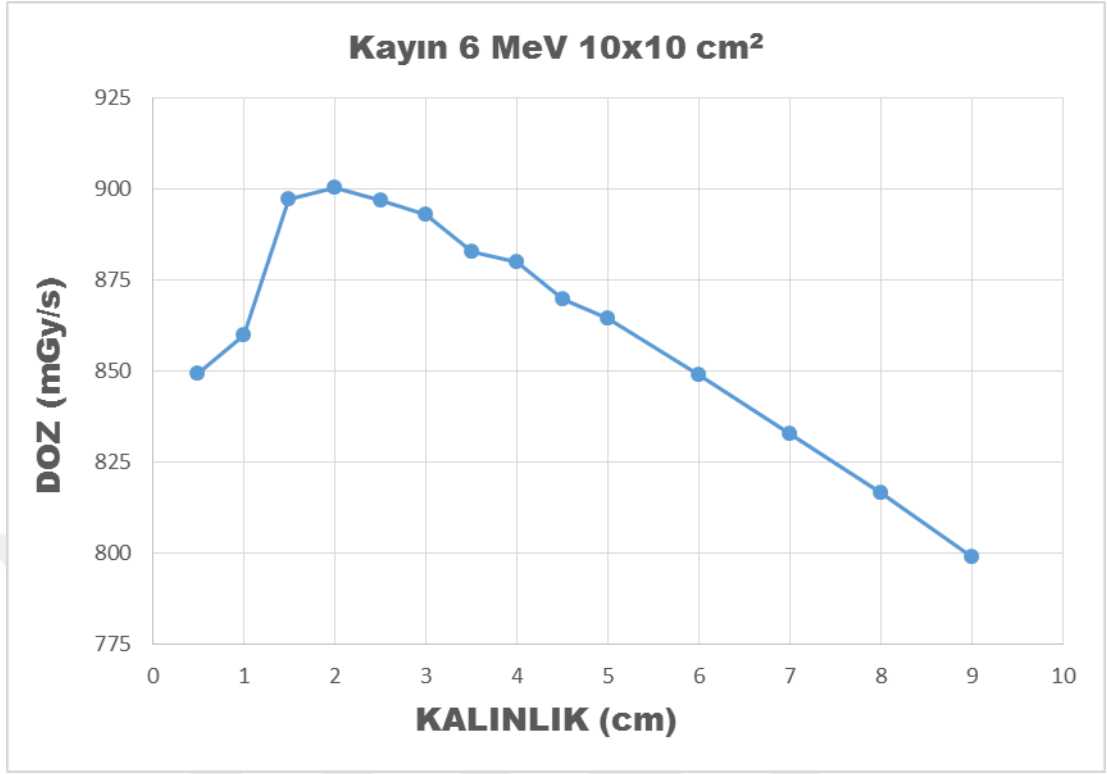
Çizelge 4.9. 6 MeV 5x5 cm<sup>2</sup> Kayın Malzemesi



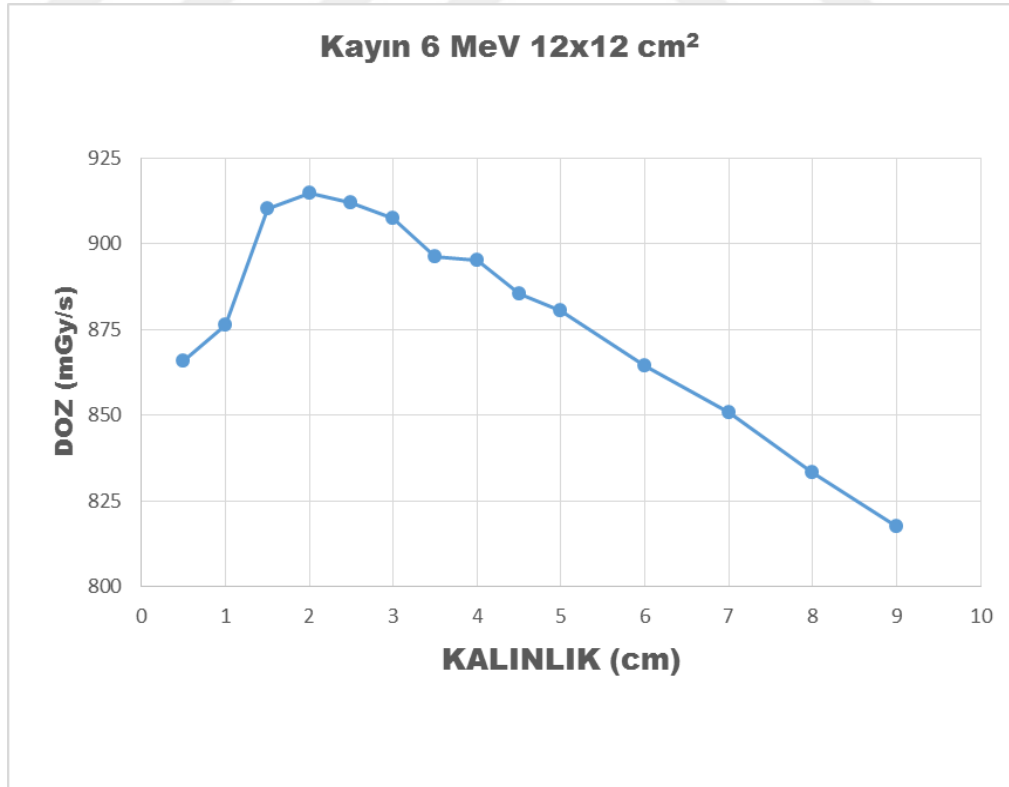
Çizelge 4.10. 6 MeV 8x8 cm<sup>2</sup> Kayın Malzemesi



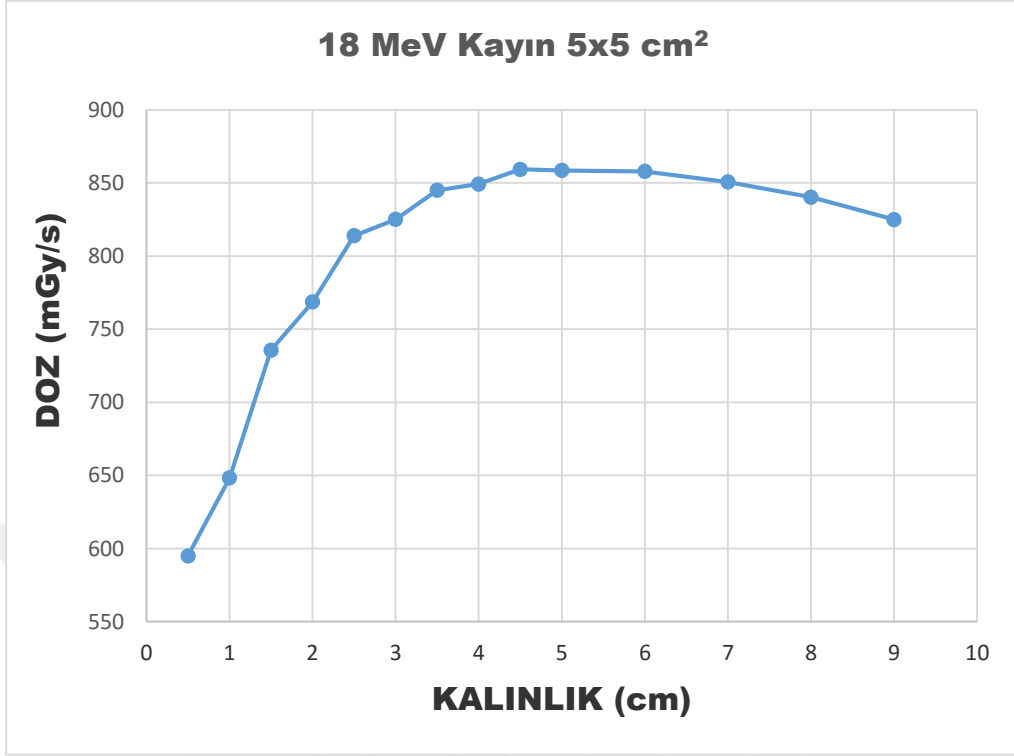
Çizelge 4.11. 6 MeV 10x10 cm<sup>2</sup> Kayın Malzemesi



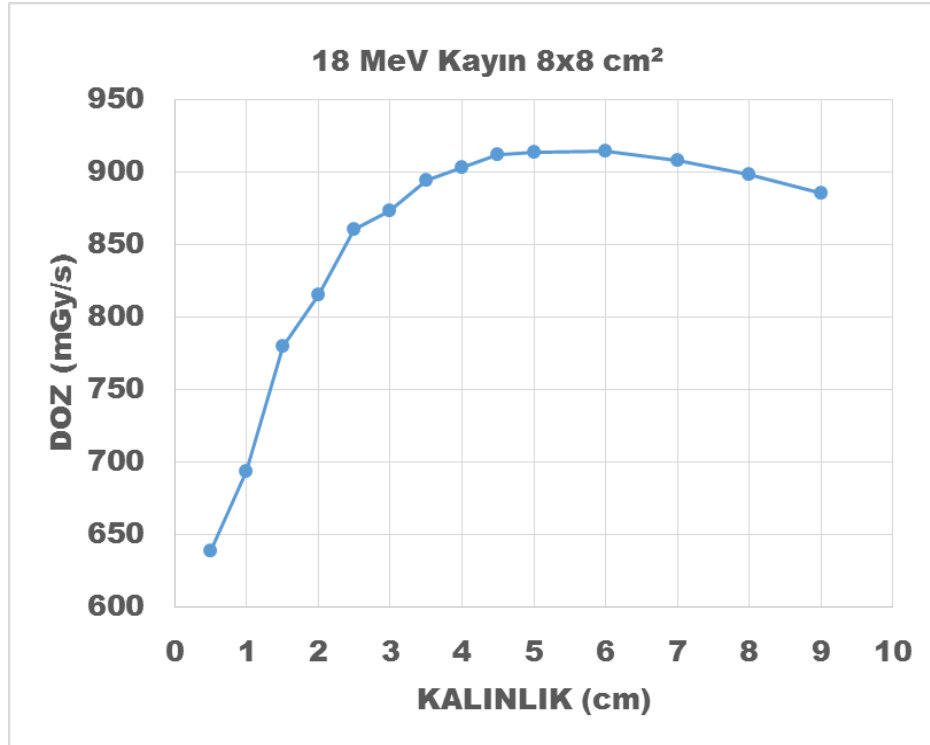
Çizelge 4.12. 6 MeV 12x12 cm<sup>2</sup> Kayın Malzemesi



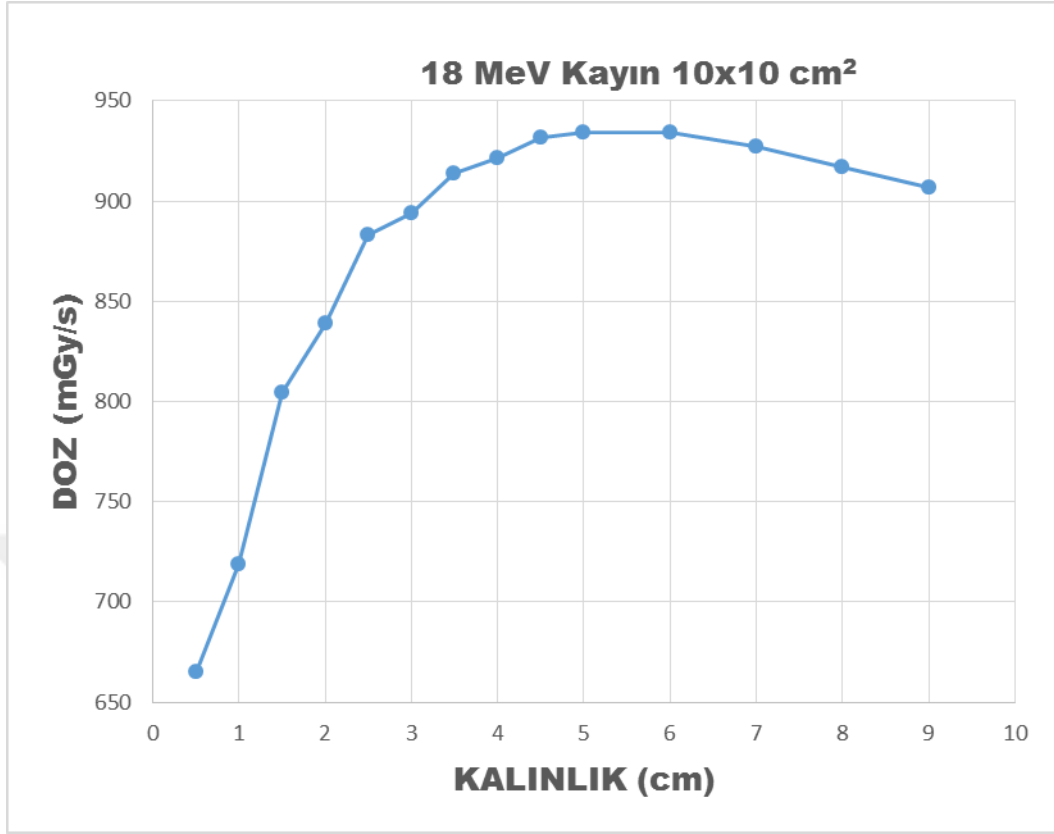
Çizelge 4.13. 18 MeV 5x5 cm<sup>2</sup> Kayın Malzemesi



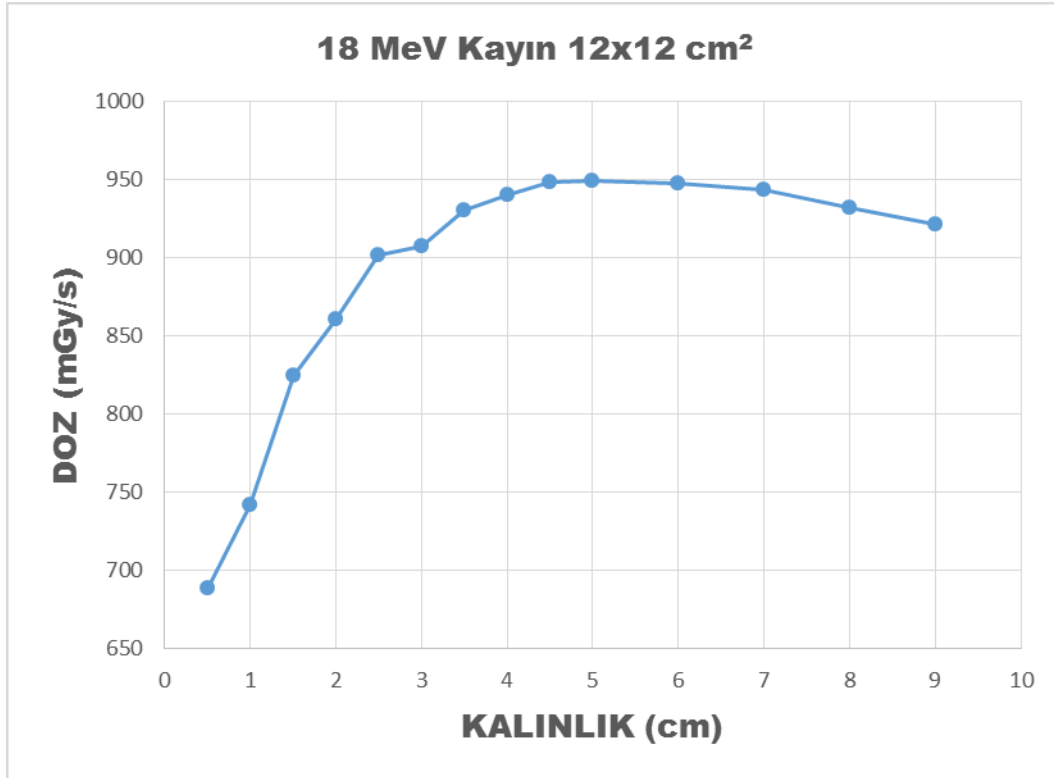
Çizelge 4.14. 18 MeV 8x8 cm<sup>2</sup> Kayın Malzemesi



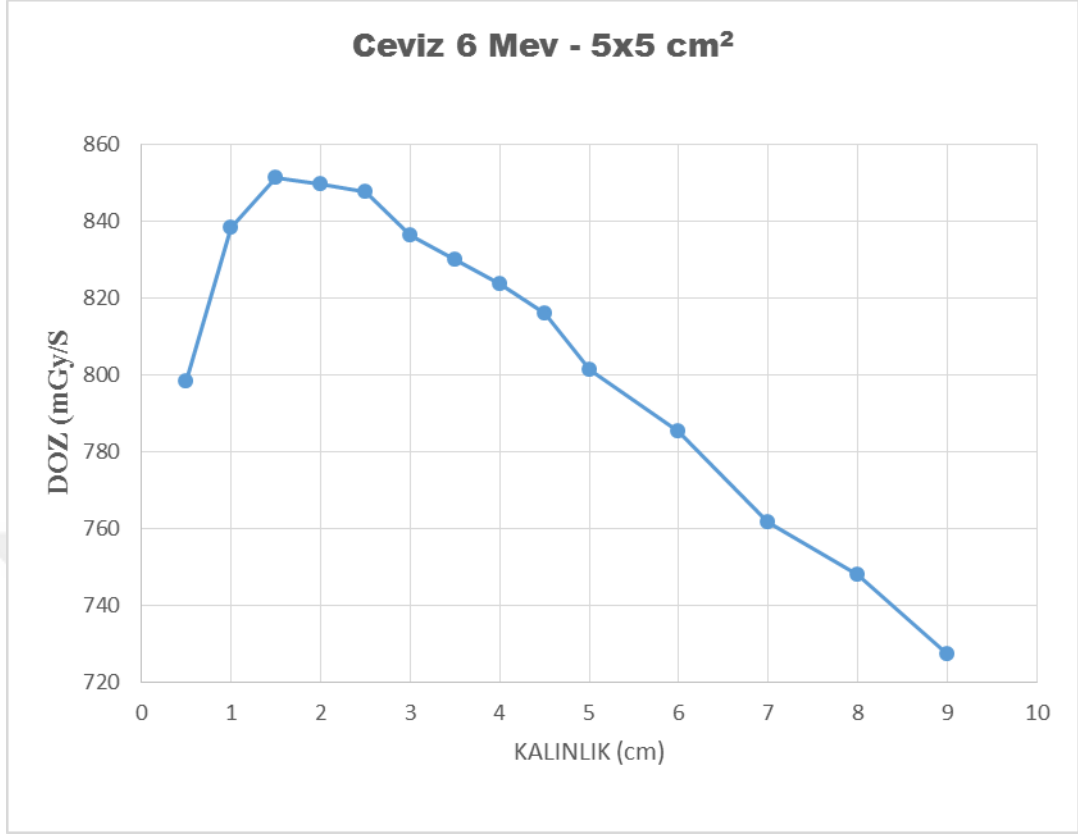
Çizelge 4.15. 18 MeV 10x10 cm<sup>2</sup> Kayın Malzemesi



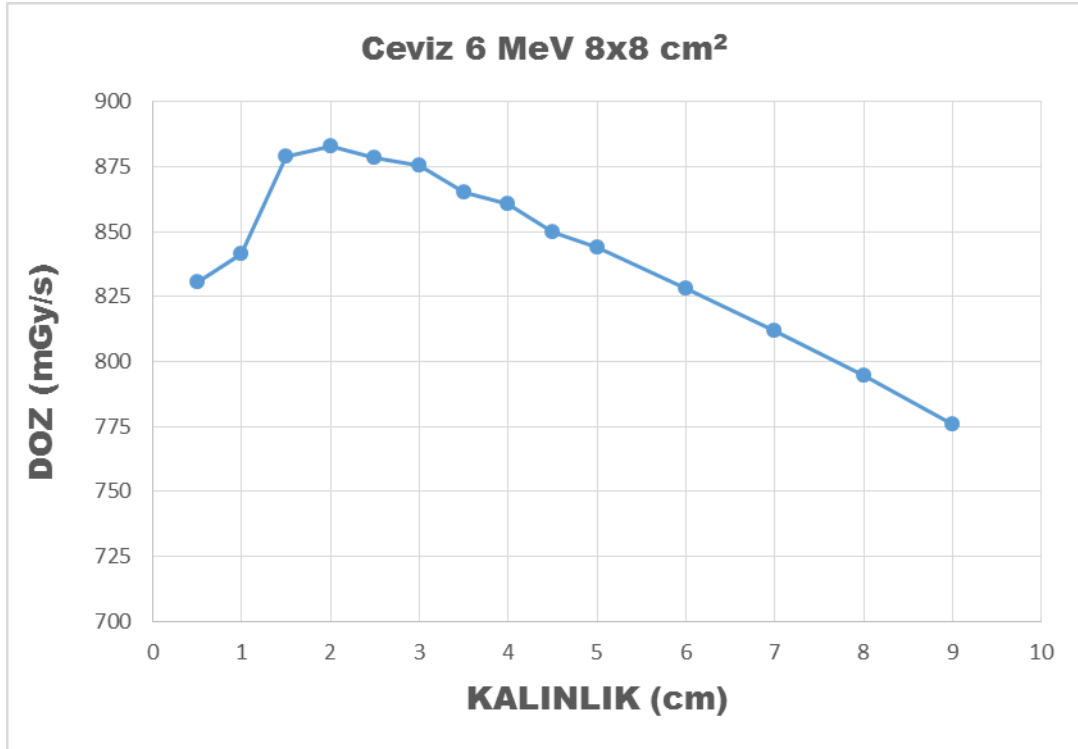
Çizelge 4.16. 18 MeV 12x12 cm<sup>2</sup> Kayın Malzemesi



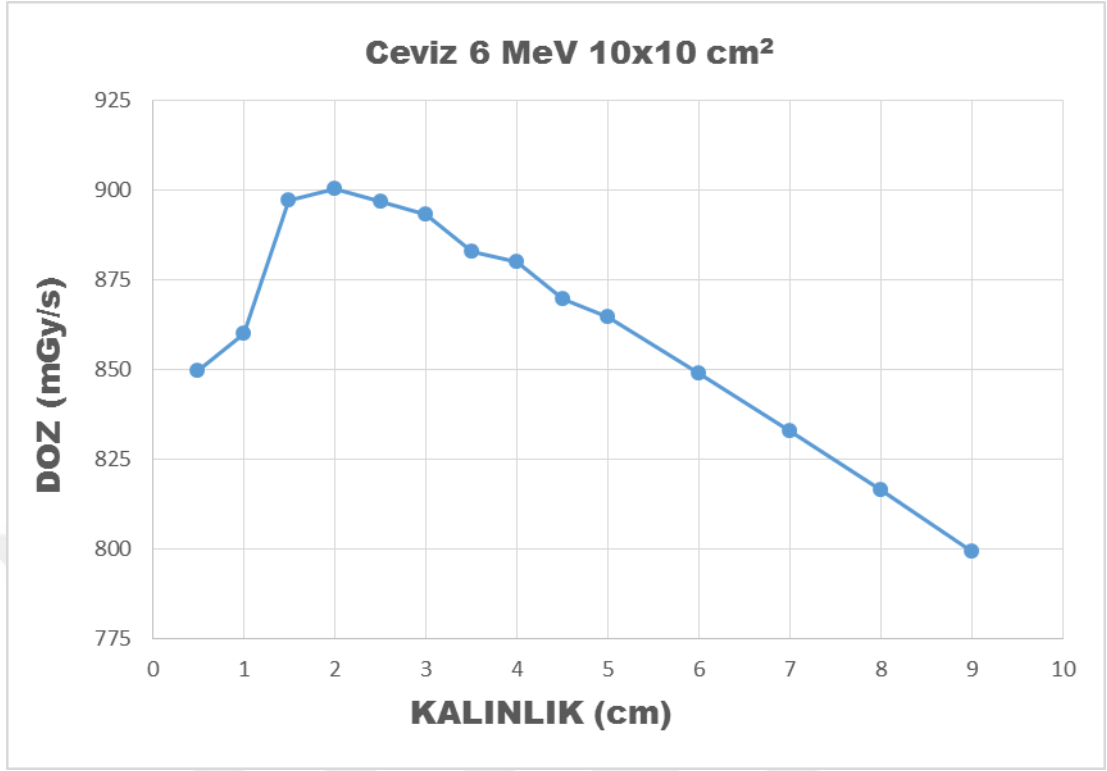
Çizelge 4.17. 6 MeV 5x5 cm<sup>2</sup> Ceviz Malzemesi



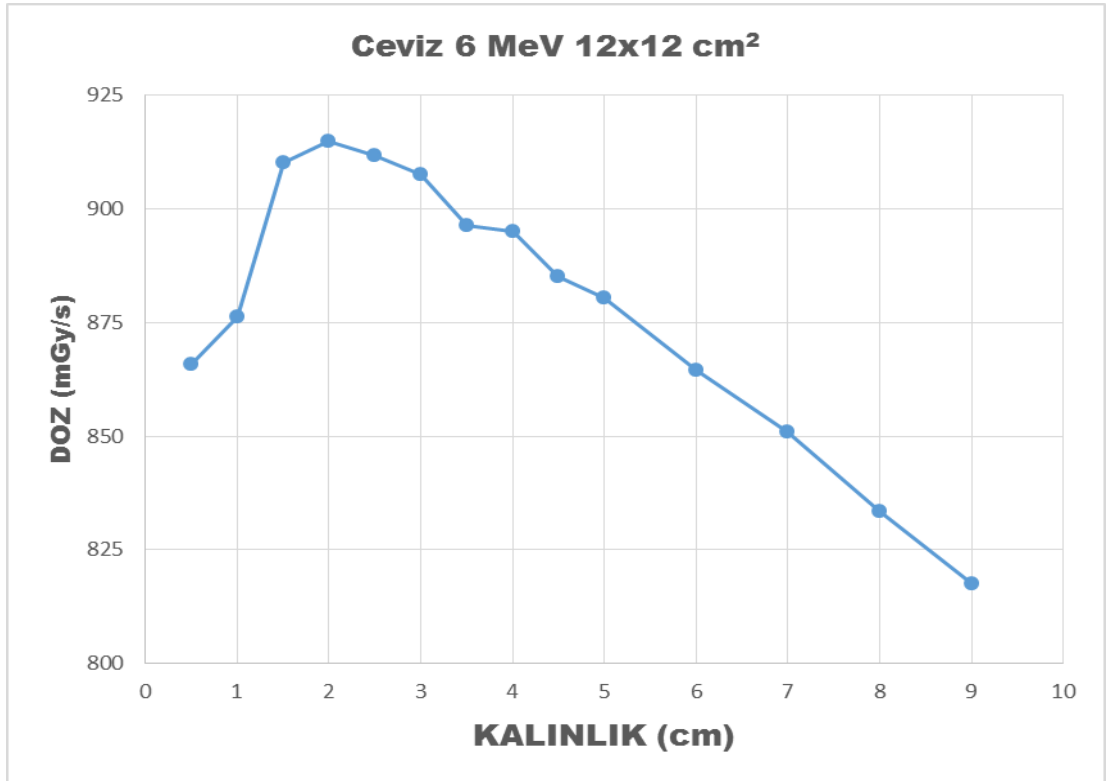
Çizelge 4.18. 6 MeV 8x8 cm<sup>2</sup> Ceviz Malzemesi



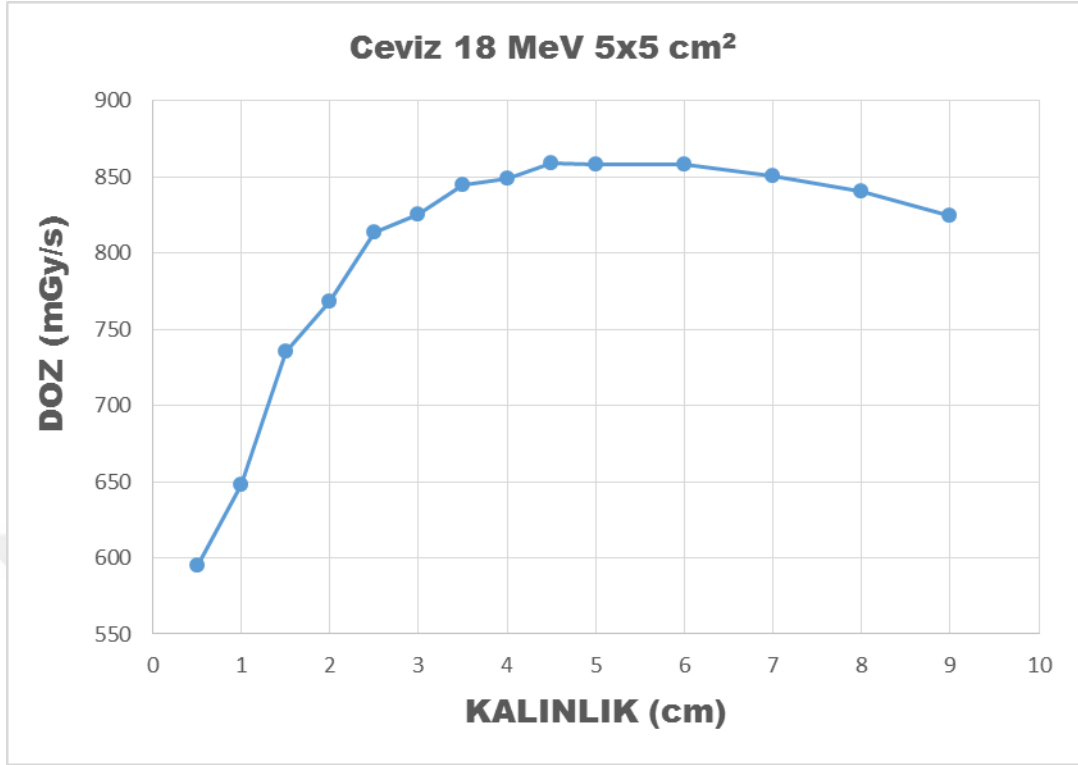
Çizelge 4.19. 6 MeV 10x10 cm<sup>2</sup> Ceviz Malzemesi



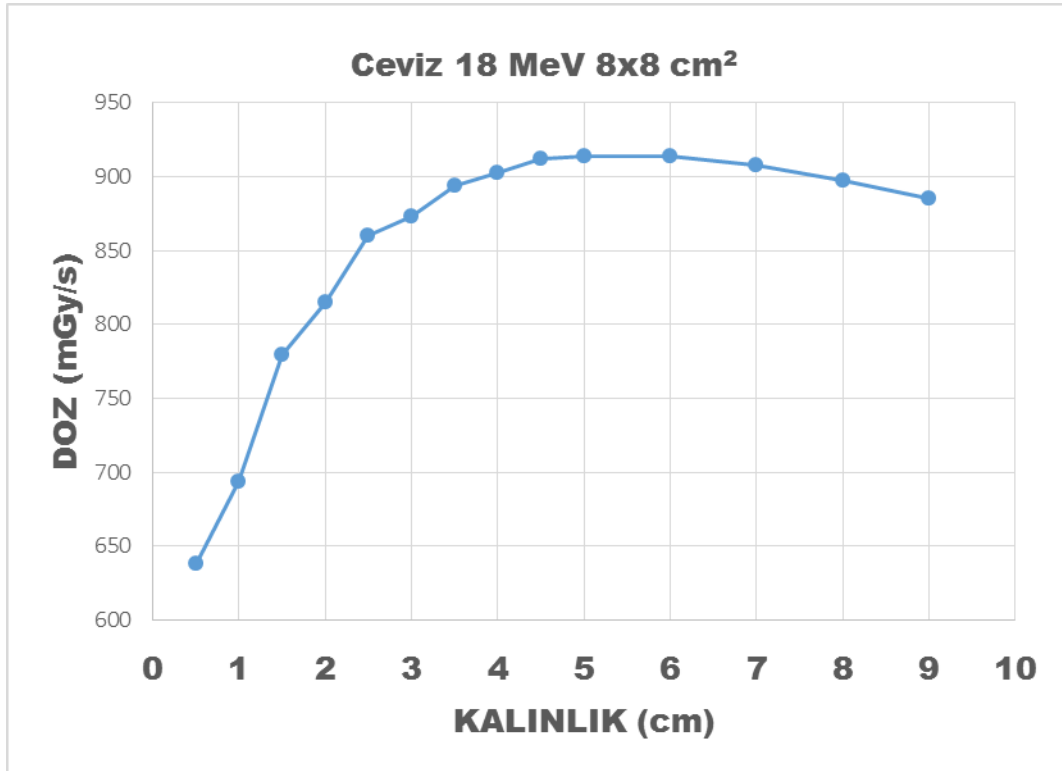
Çizelge 4.20. 6 MeV 12x12cm<sup>2</sup> Ceviz Malzemesi



Çizelge 4.21. 18 MeV 5x5 cm<sup>2</sup> Ceviz Malzemesi

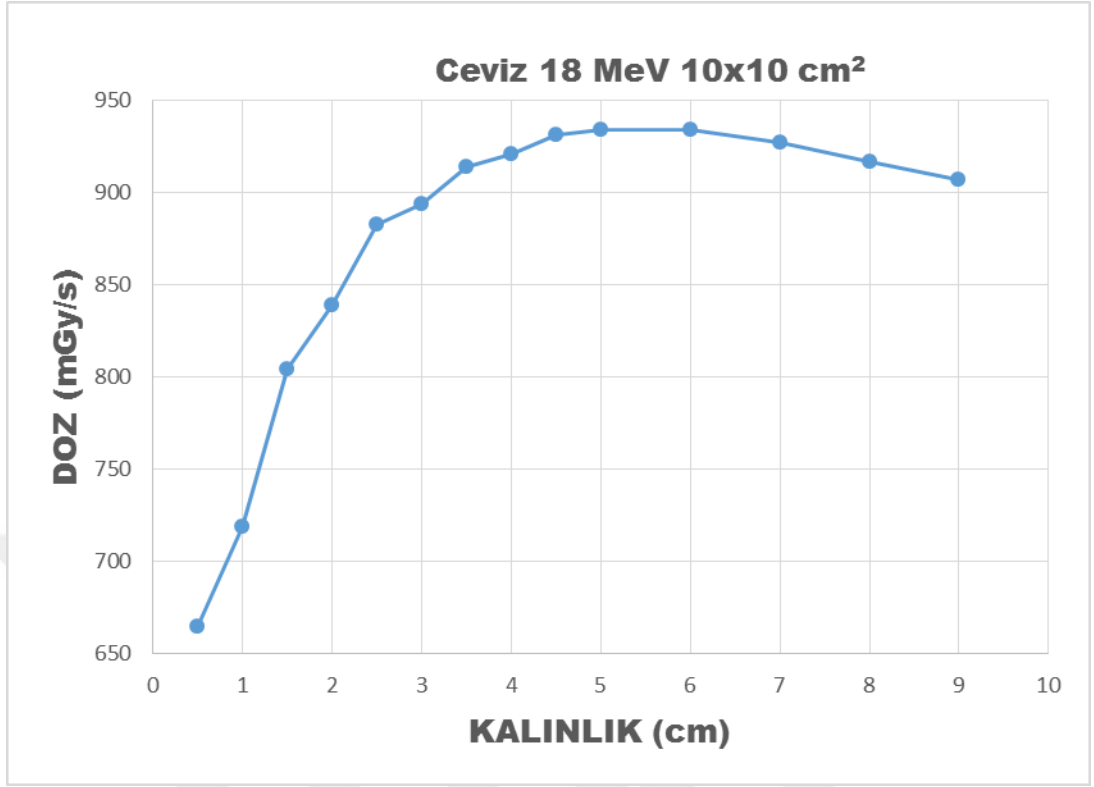


Çizelge 4.22. 18 MeV 8x8 cm<sup>2</sup> Ceviz Malzemesi

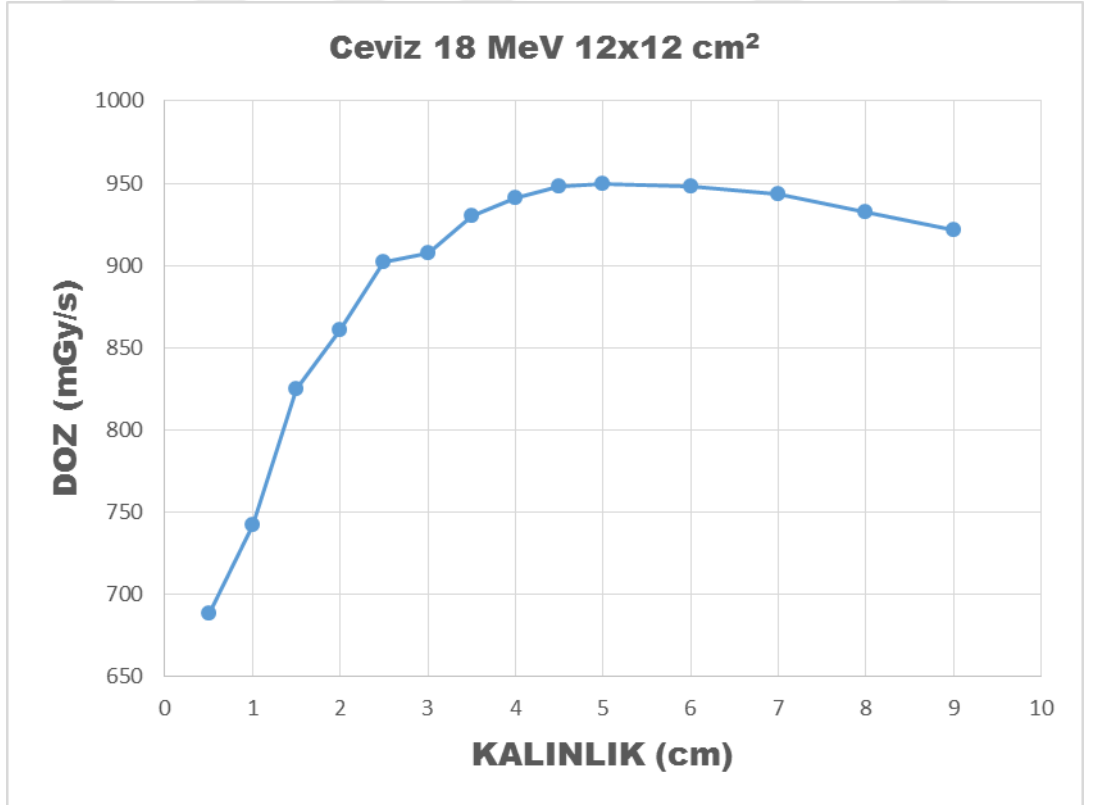




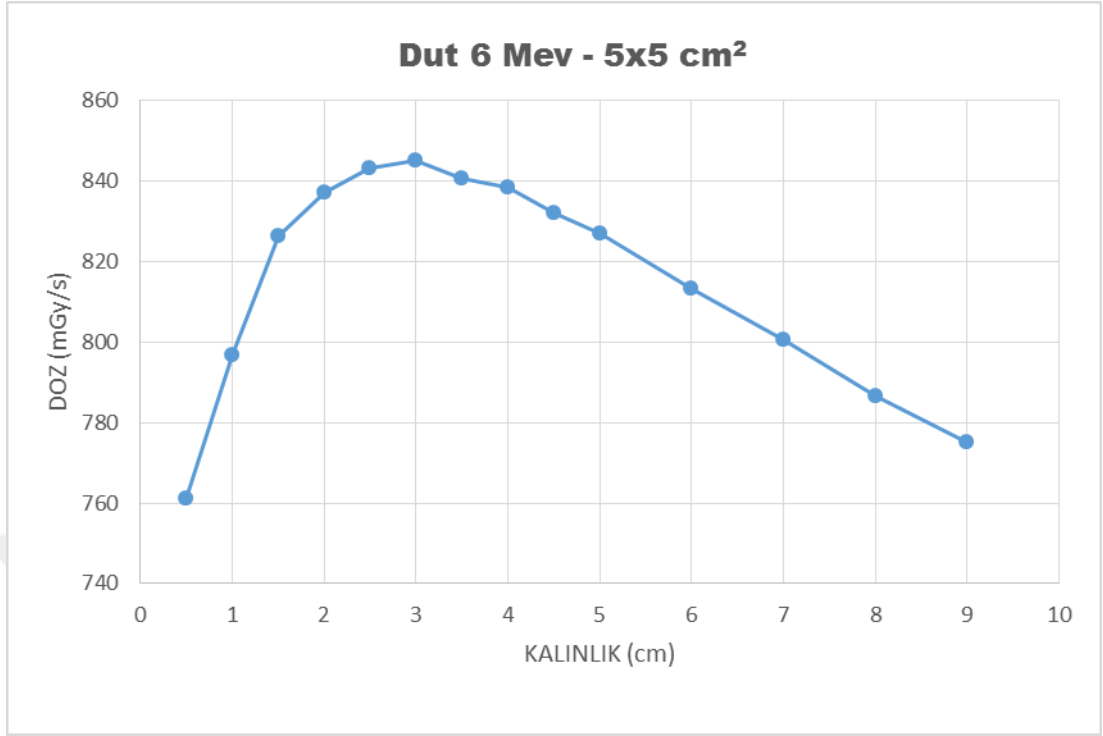
Çizelge 4.23. 18 MeV 10x10 cm<sup>2</sup> Ceviz Malzemesi



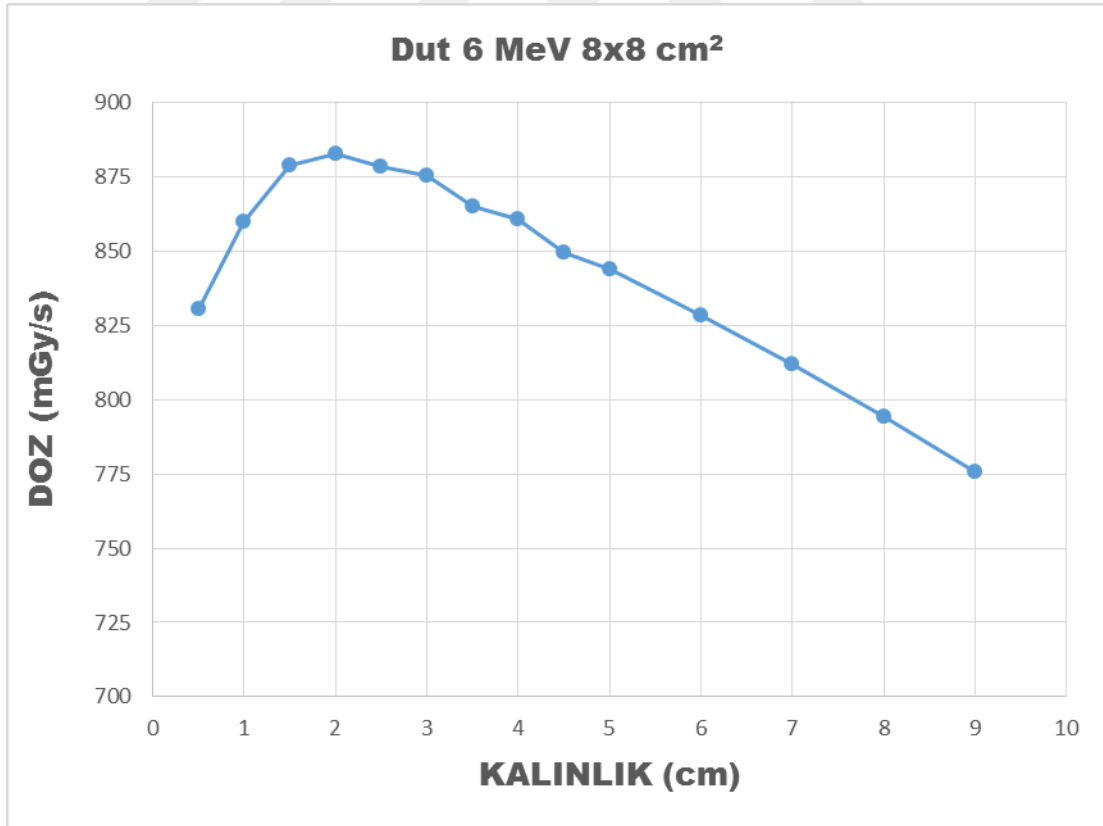
Çizelge 4.24. 18 MeV 12x12 cm<sup>2</sup> Ceviz Malzemesi



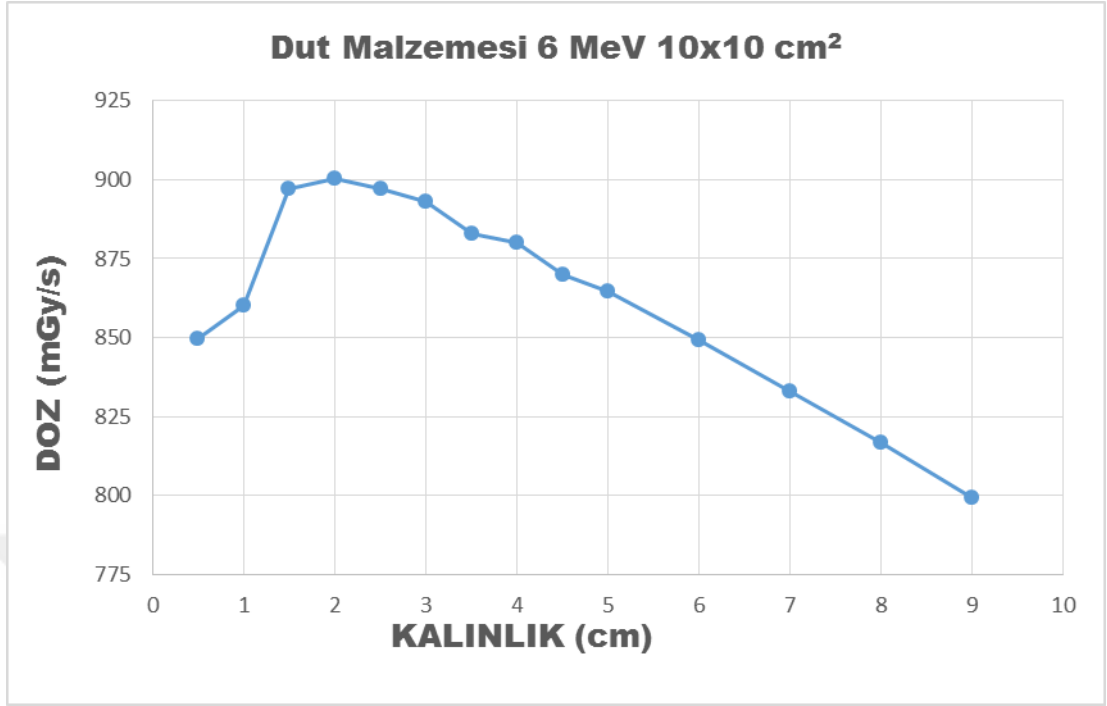
Çizelge 4.25. 6 MeV 5x5 cm<sup>2</sup> Dut Malzemesi



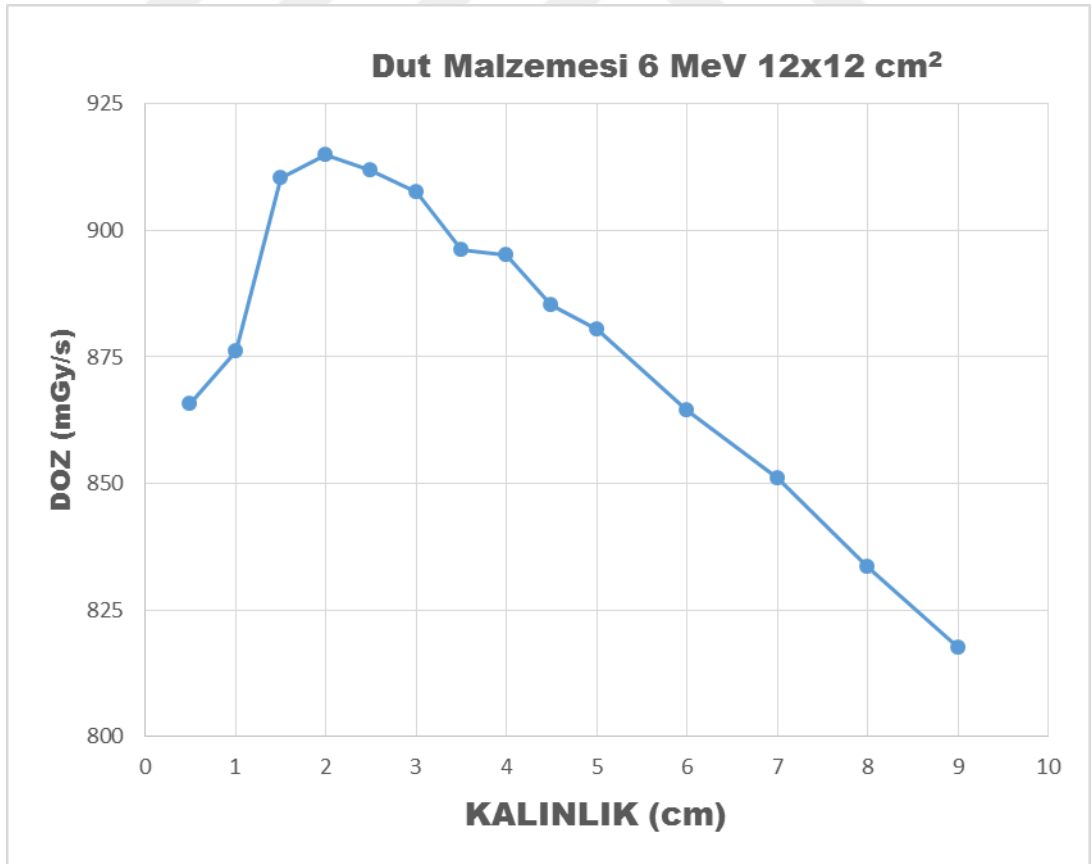
Çizelge 4.26. 6 MeV 8x8 cm<sup>2</sup> Dut Malzemesi



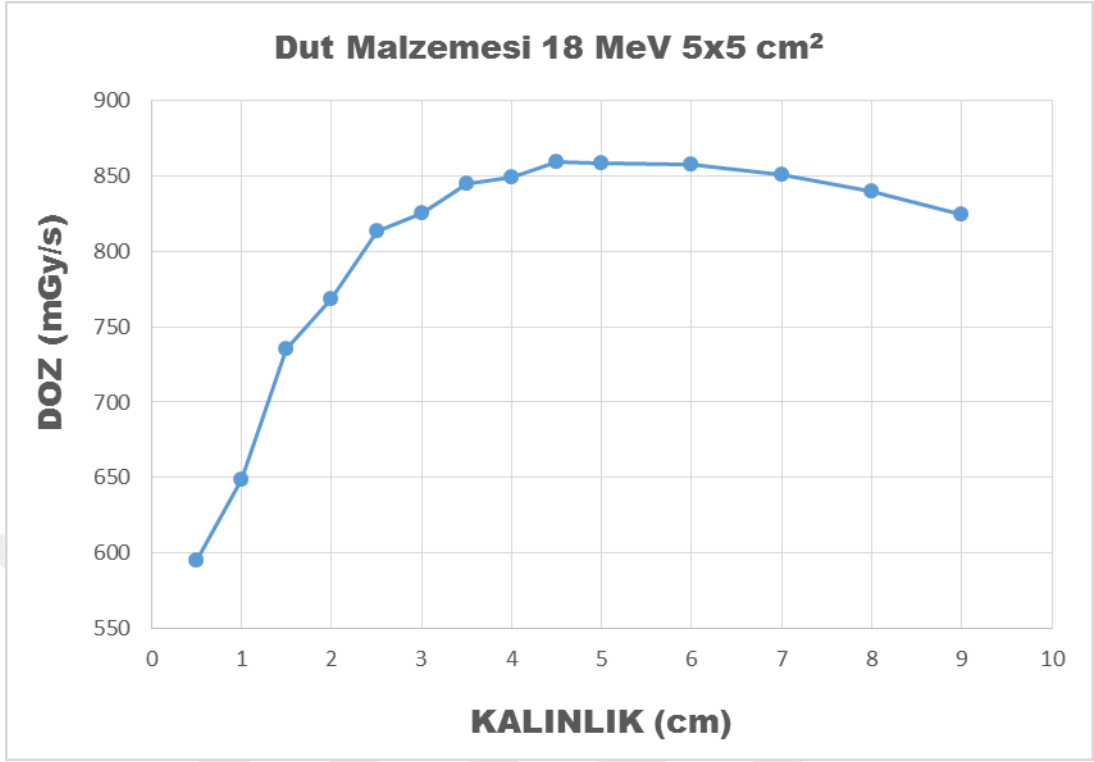
Çizelge 4.27. 6 MeV 10x10 cm<sup>2</sup> Dut Malzemesi



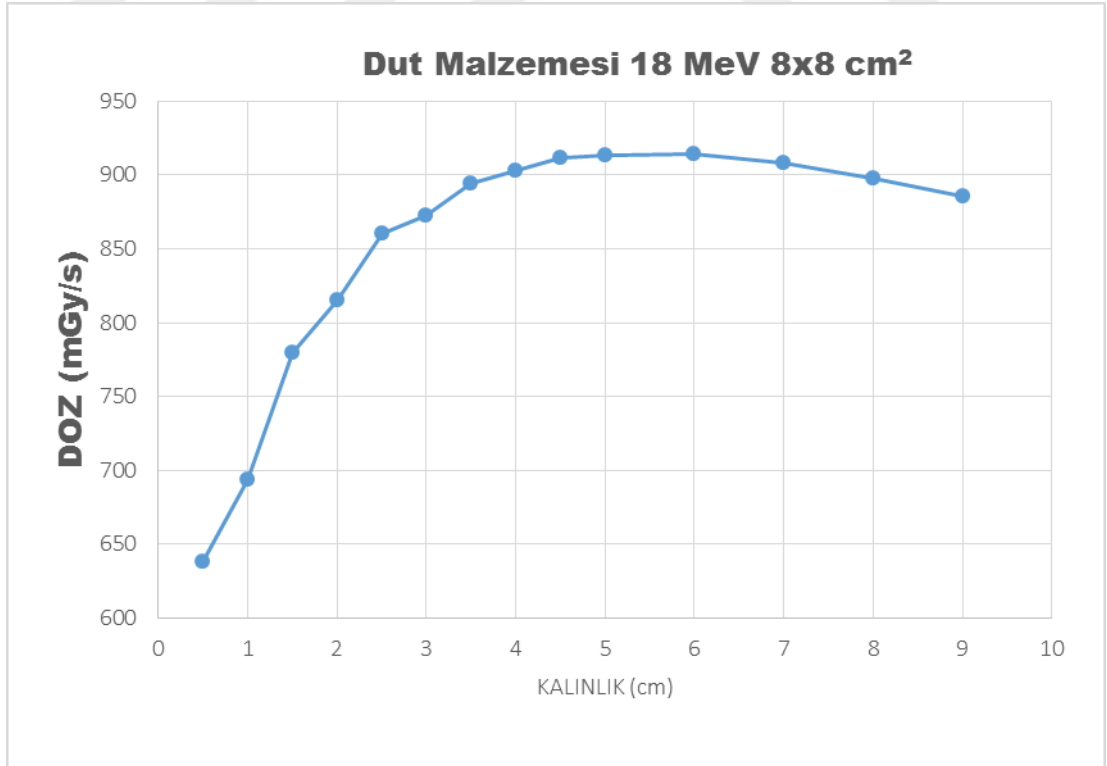
Çizelge 4.28. 6 MeV 12 x 12 cm<sup>2</sup> Dut Malzemesi



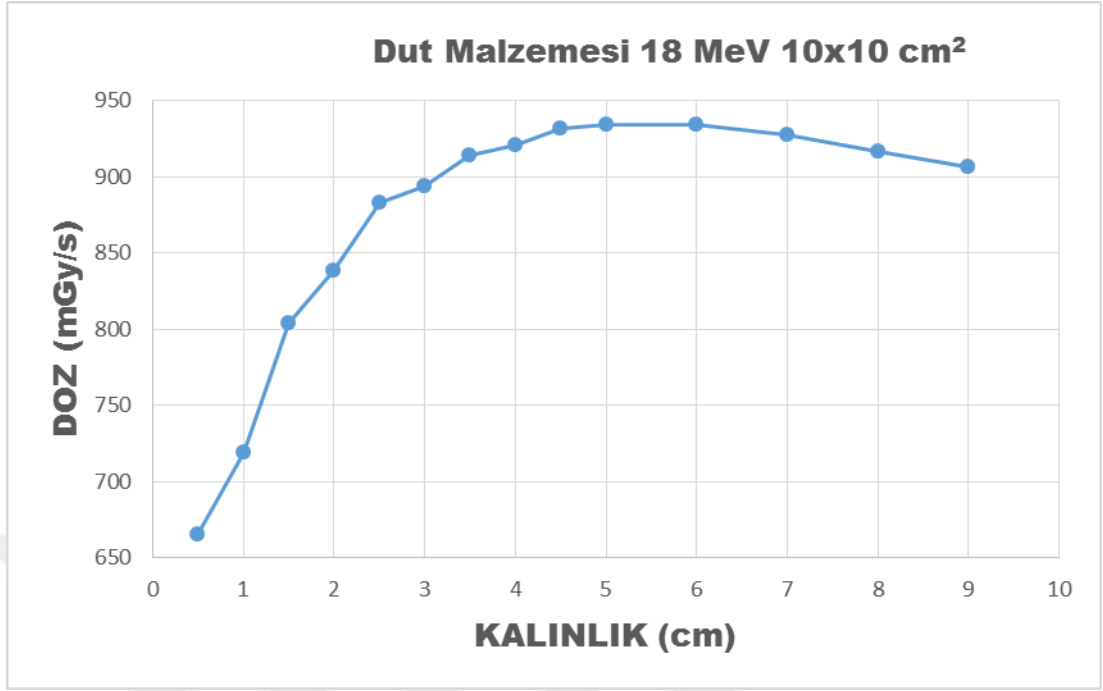
Çizelge 4.29. 18 MeV 5 x 5 cm<sup>2</sup> Dut Malzemesi



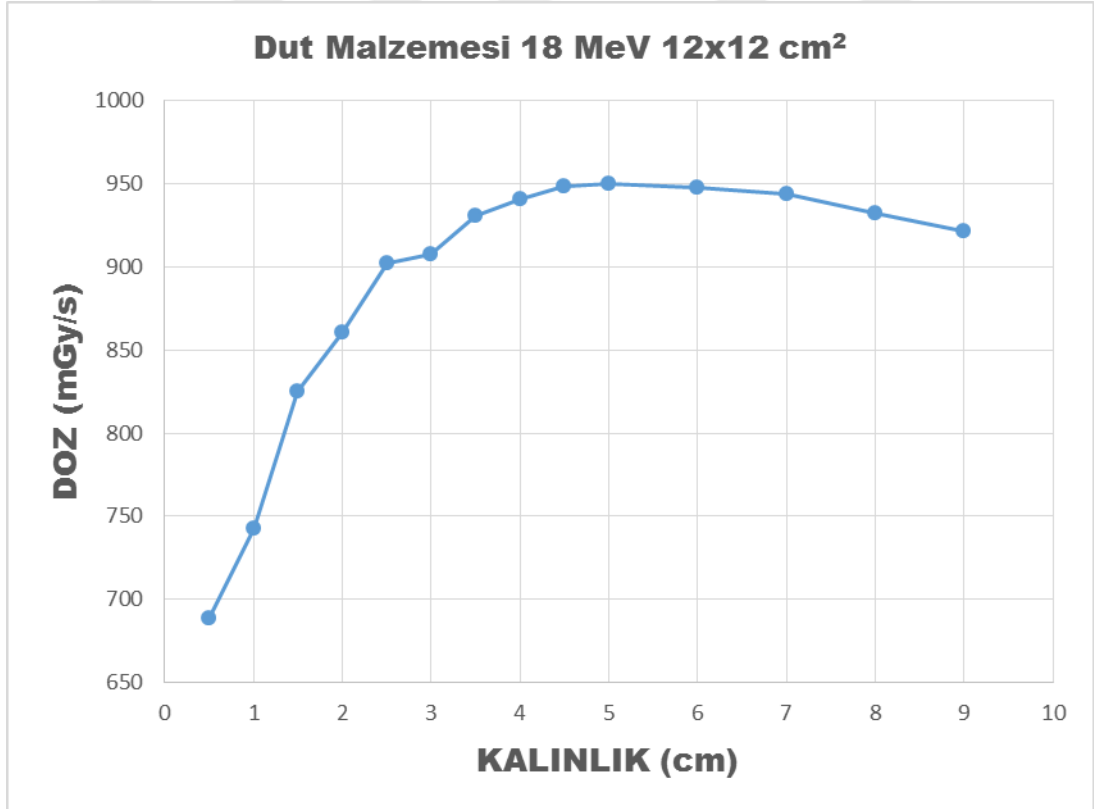
Çizelge 4.30. 18 MeV 8 x 8 cm<sup>2</sup> Dut Malzemesi



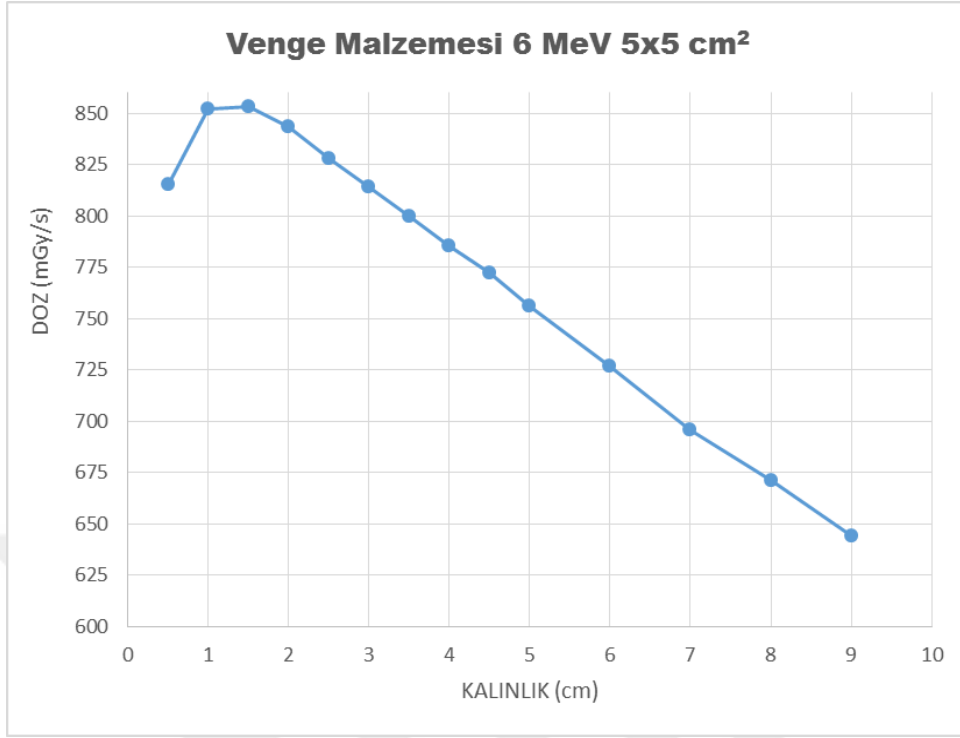
Çizelge 4.31. 18 MeV 10 x 10 cm<sup>2</sup> Dut Malzemesi



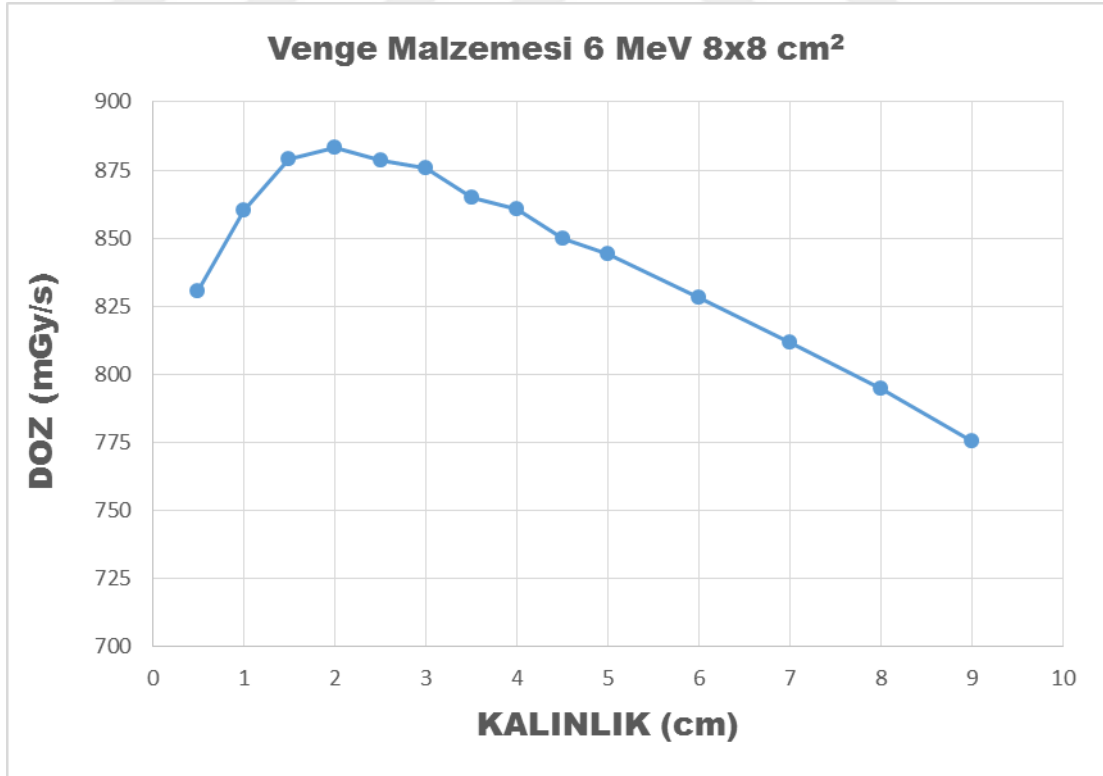
Çizelge 4.32. 18 MeV 12 x 12 cm<sup>2</sup> Dut Malzemesi



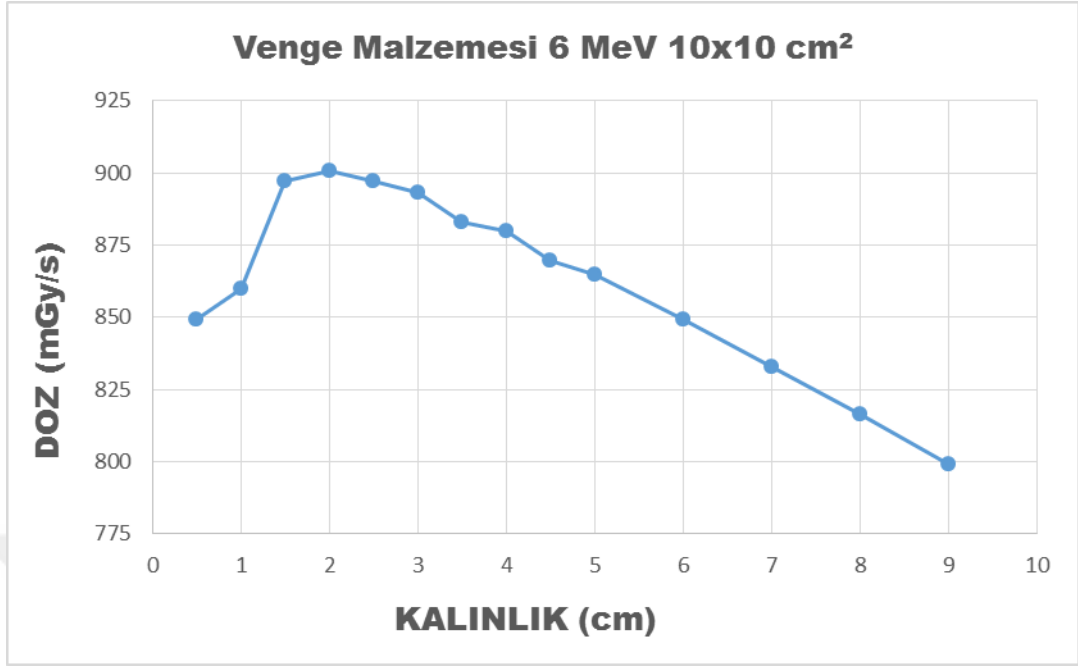
Çizelge 4.33. 6 MeV 5 x 5 cm<sup>2</sup> Venge Malzemesi



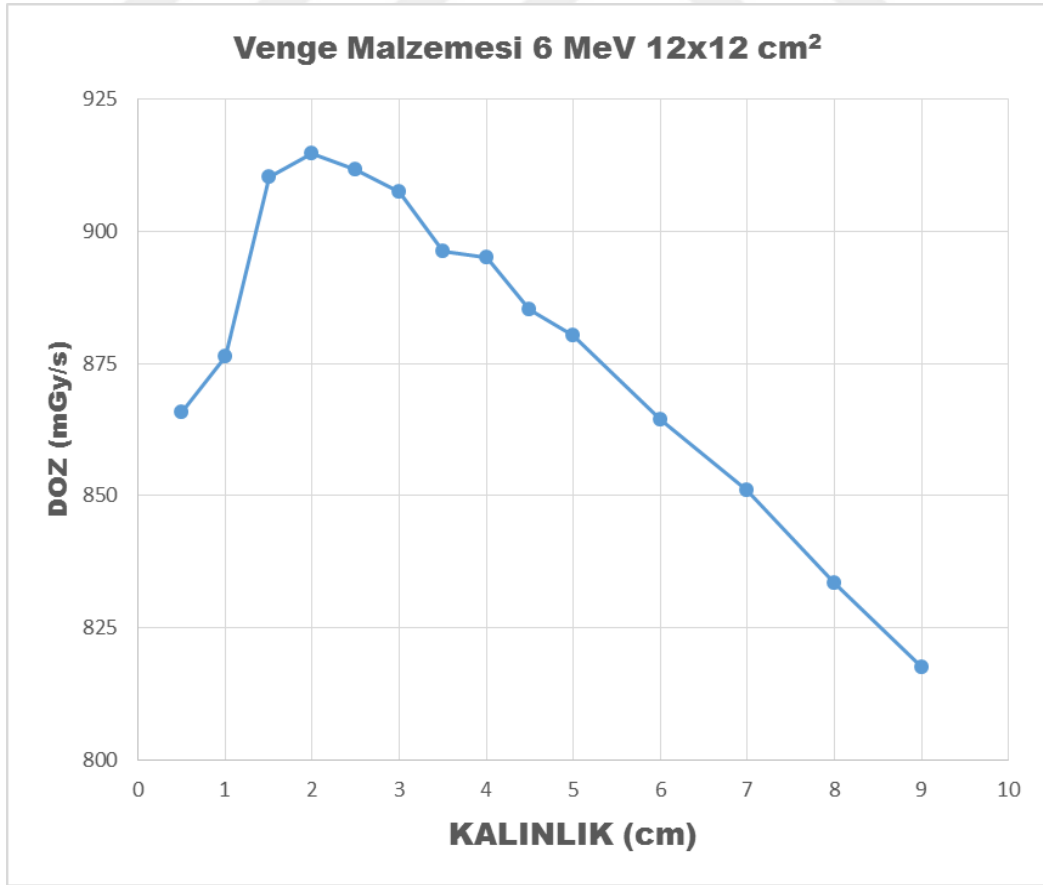
Çizelge 4.34. 6 MeV 8 x 8 cm<sup>2</sup> Venge Malzemesi



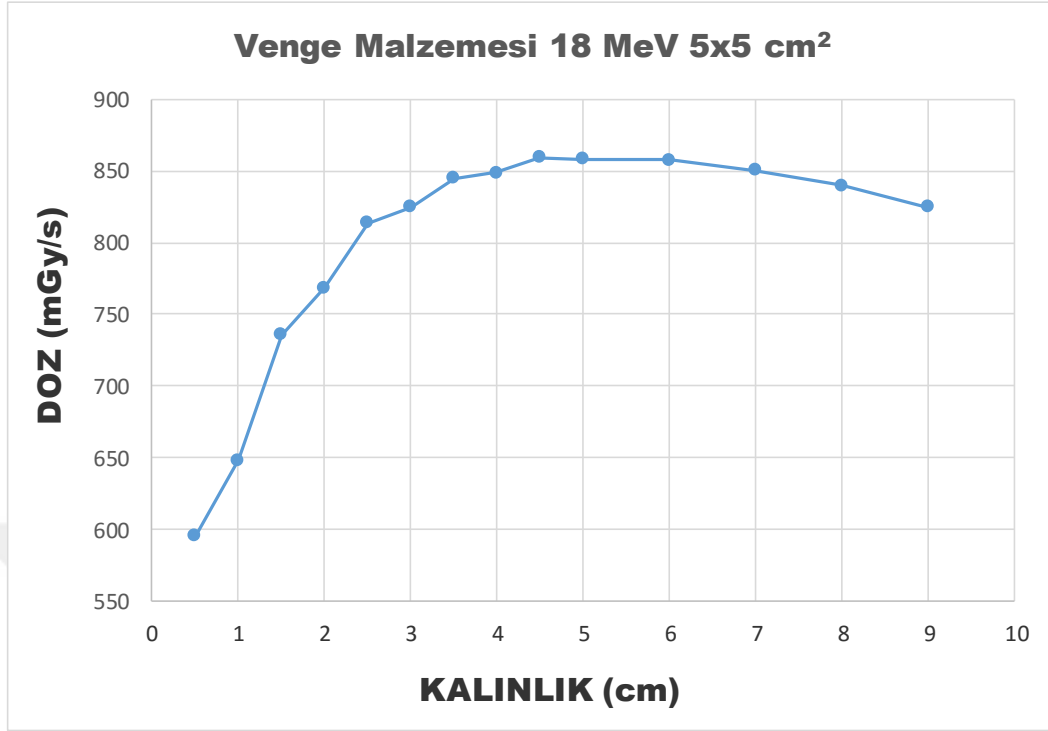
Çizelge 4.35. 6 MeV 10 x 10 cm<sup>2</sup> Venge Malzemesi



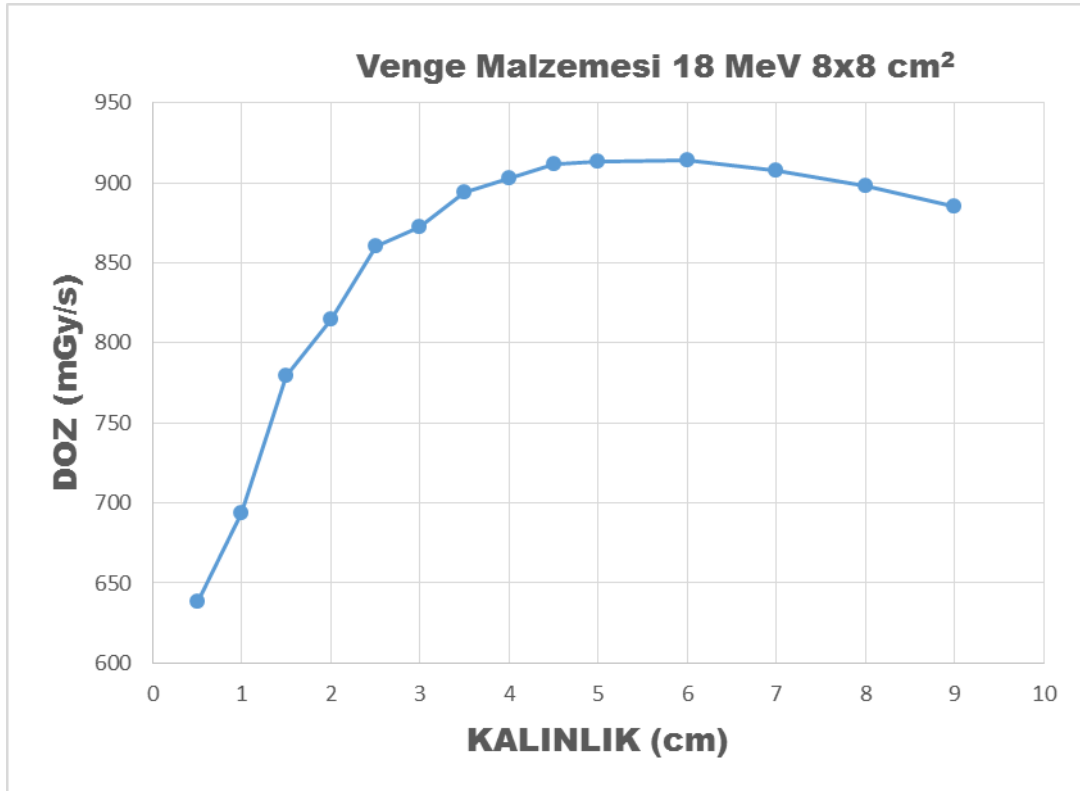
Çizelge 4.36. 6 MeV 5 x 5 cm<sup>2</sup> Venge Malzemesi



Çizelge 4.37. 18 MeV 5 x 5 cm<sup>2</sup> Venge Malzemesi

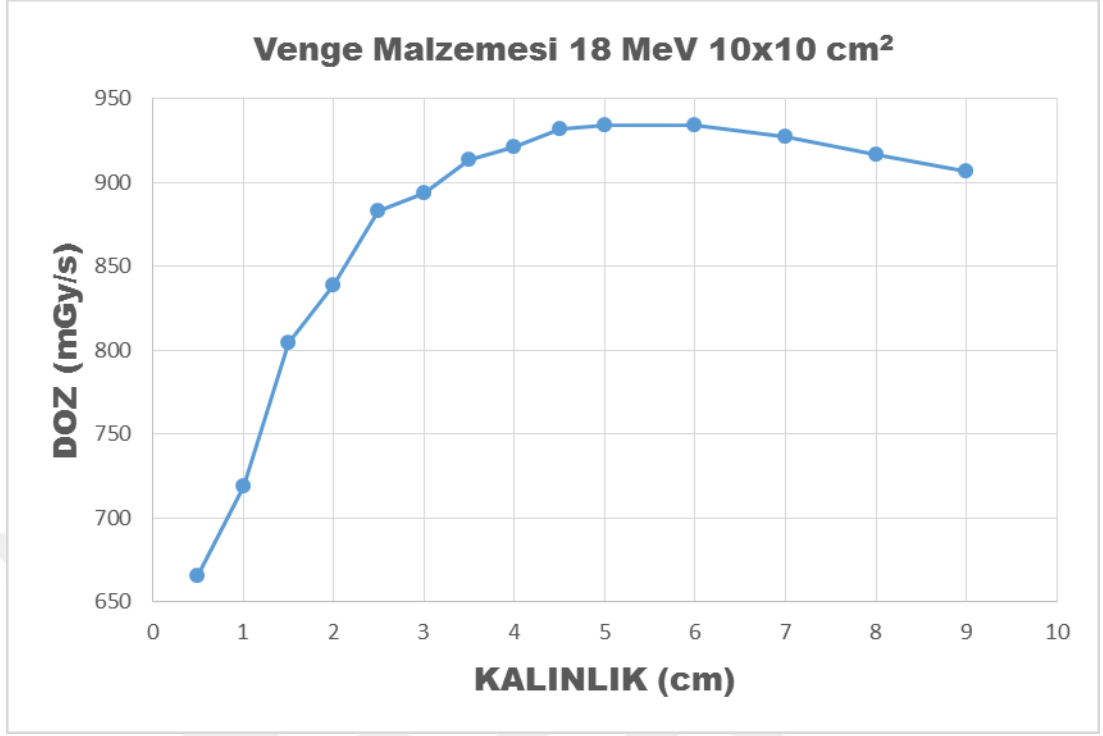


Çizelge 4.38. 18 MeV 8 x 8 cm<sup>2</sup> Venge Malzemesi

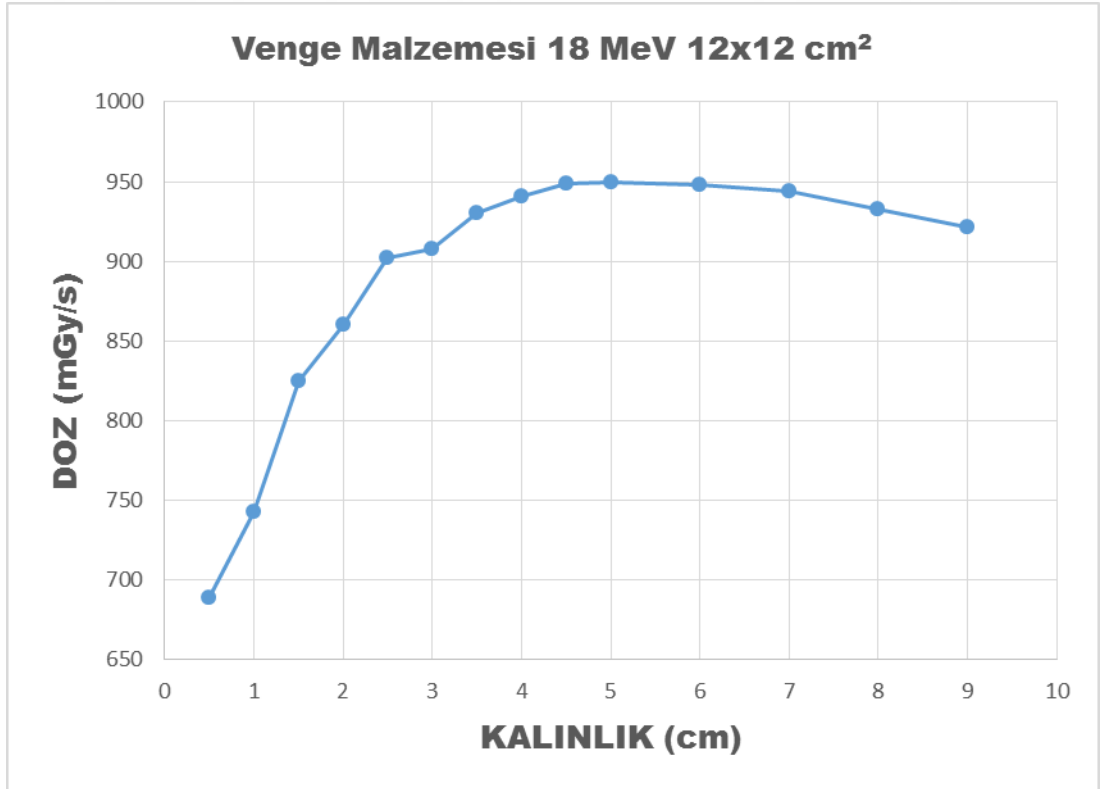




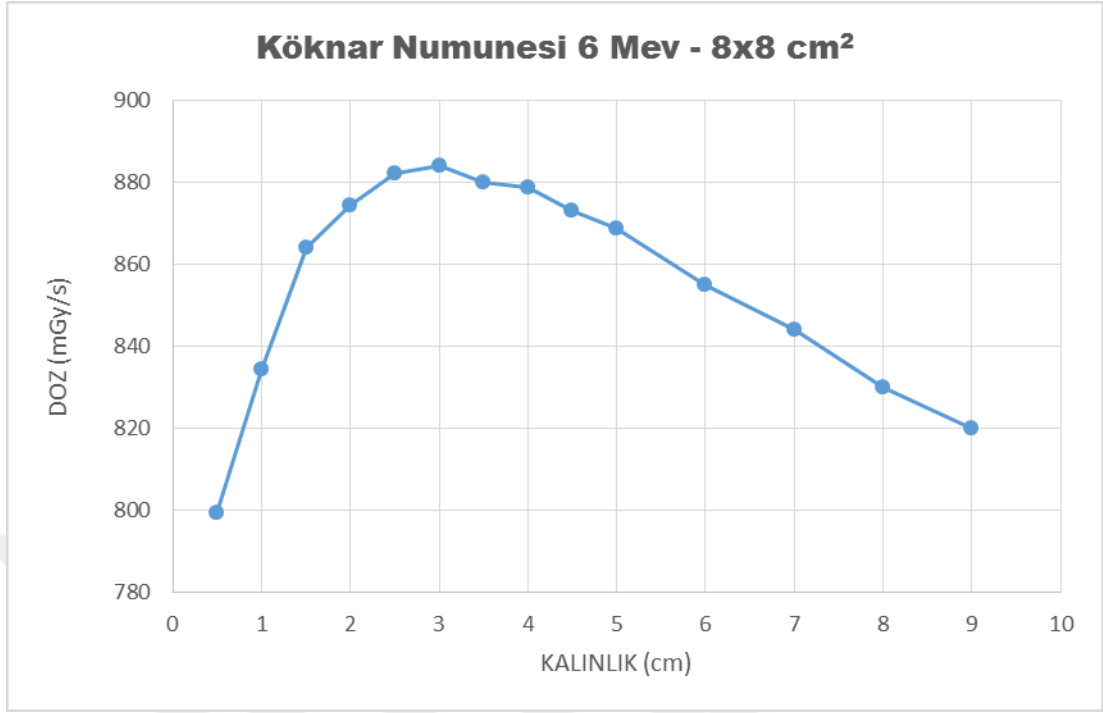
Çizelge 4.39. 18 MeV 10 x 10 cm<sup>2</sup> Venge Malzemesi



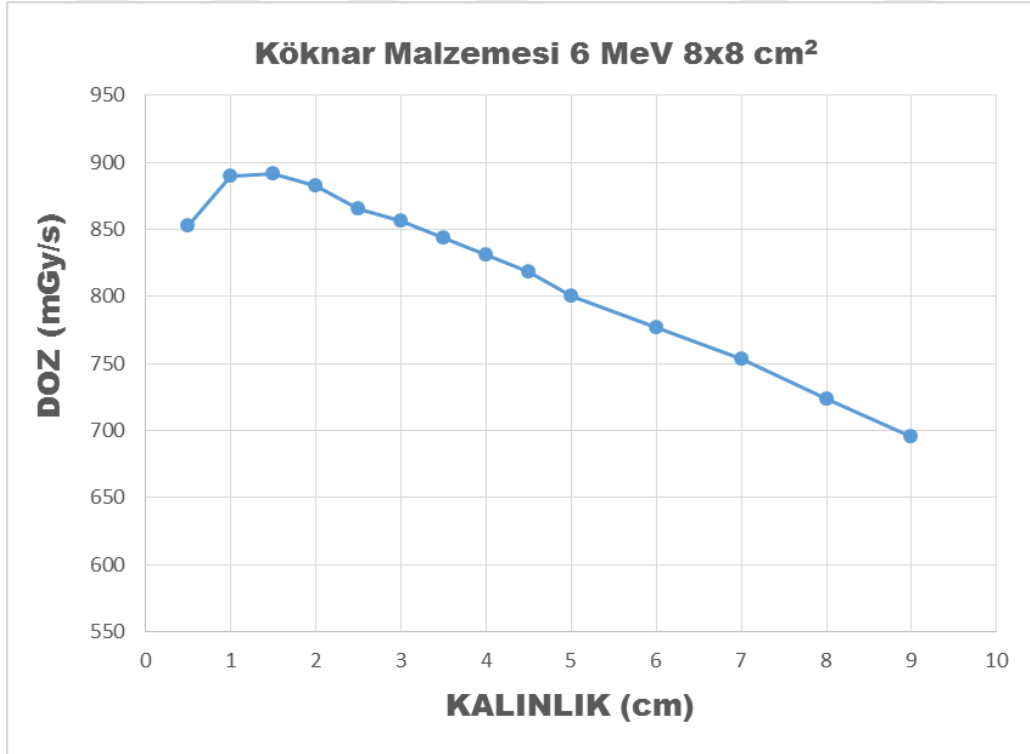
Çizelge 4.40. 18 MeV 12 x 12 cm<sup>2</sup> Venge Malzemesi



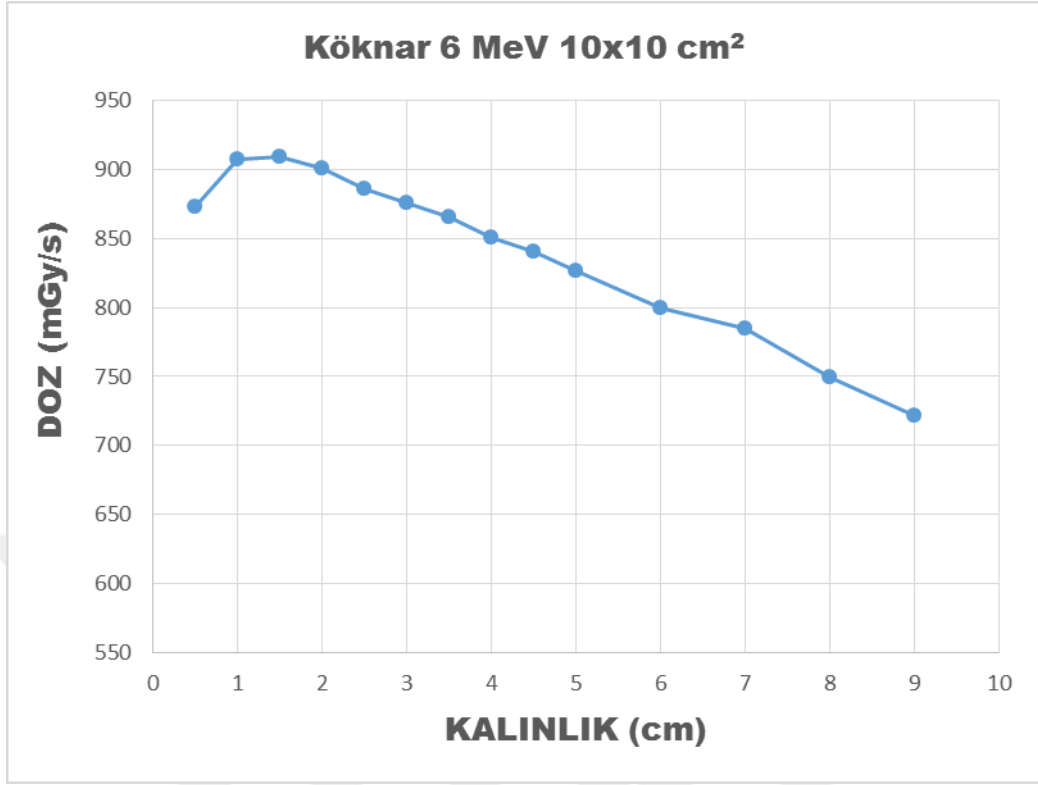
Çizelge 4.41. 6 MeV 5 x 5 cm<sup>2</sup> Köknar Malzemesi



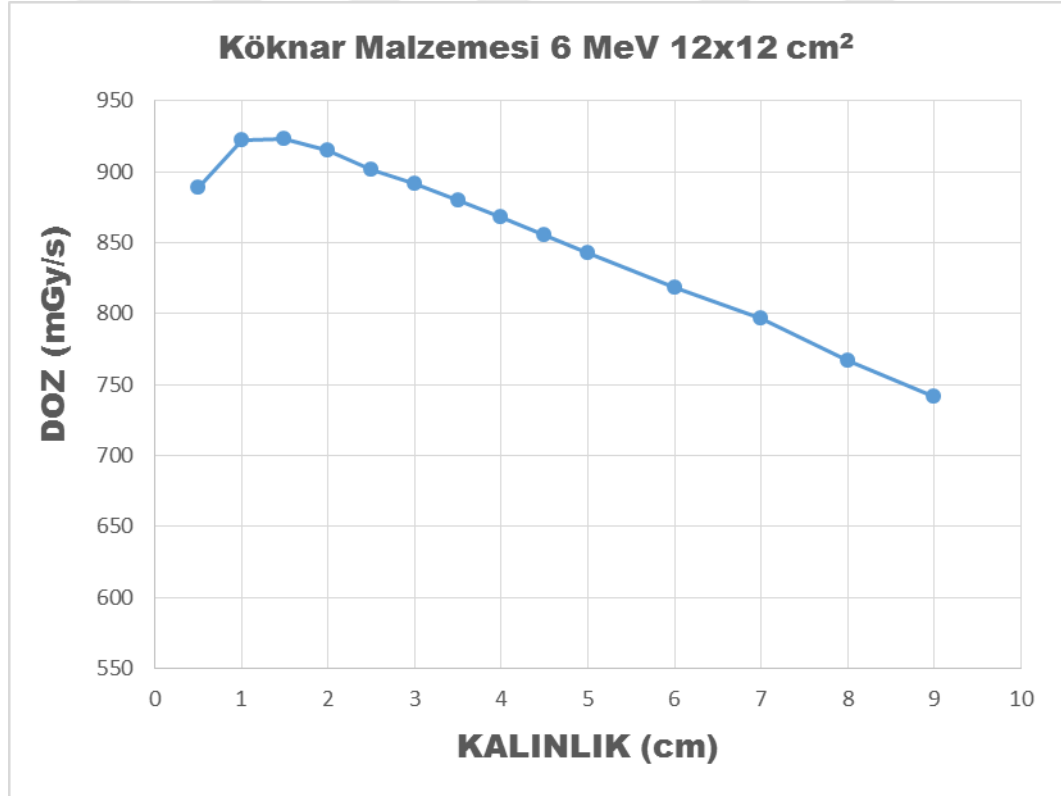
Çizelge 4.42. 6 MeV 8 x 8 cm<sup>2</sup> Köknar Malzemesi



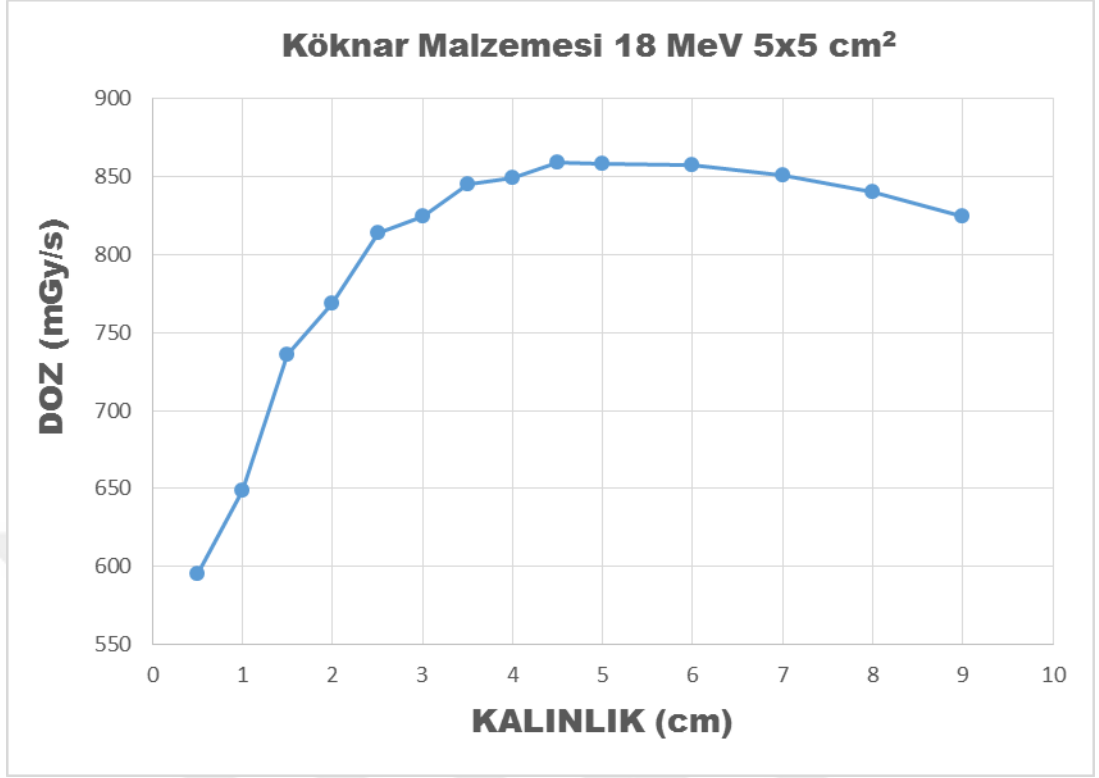
Çizelge 4.43. 6 MeV 10 x 10 cm<sup>2</sup> Köknar Malzemesi



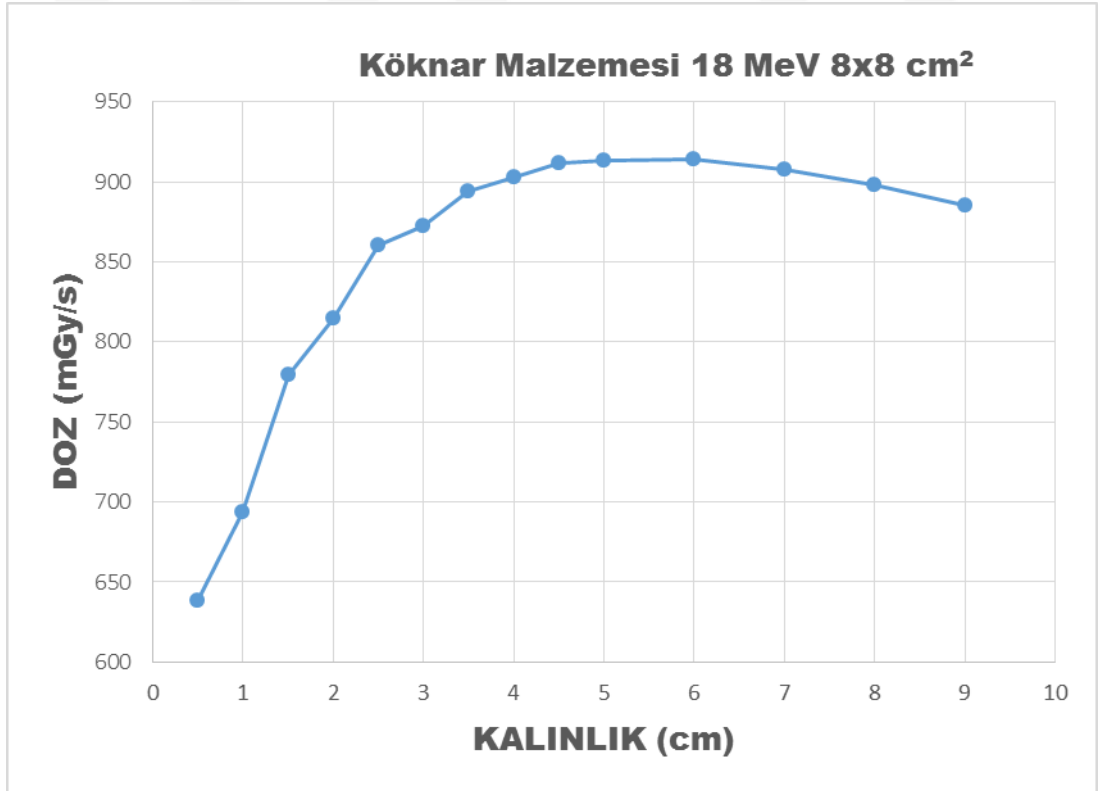
Çizelge 4.44. 6 MeV 12 x 12 cm<sup>2</sup> Köknar Malzemesi



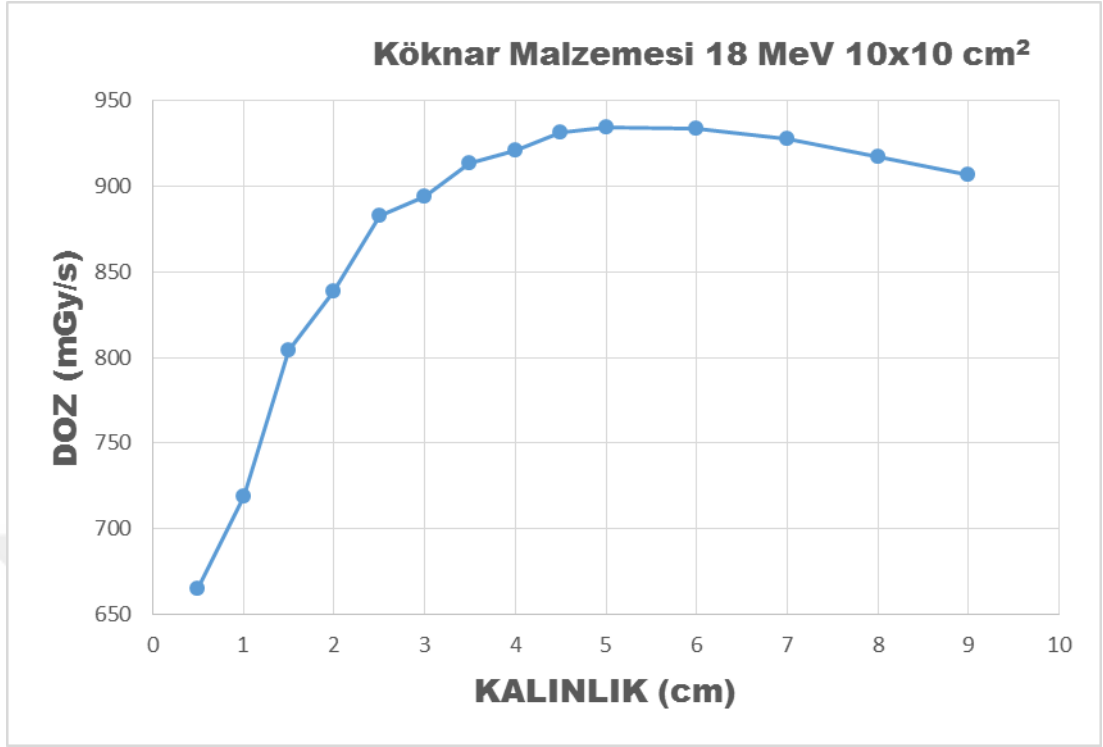
Çizelge 4.45. 18 MeV 5 x 5 cm<sup>2</sup> Köknar Malzemesi



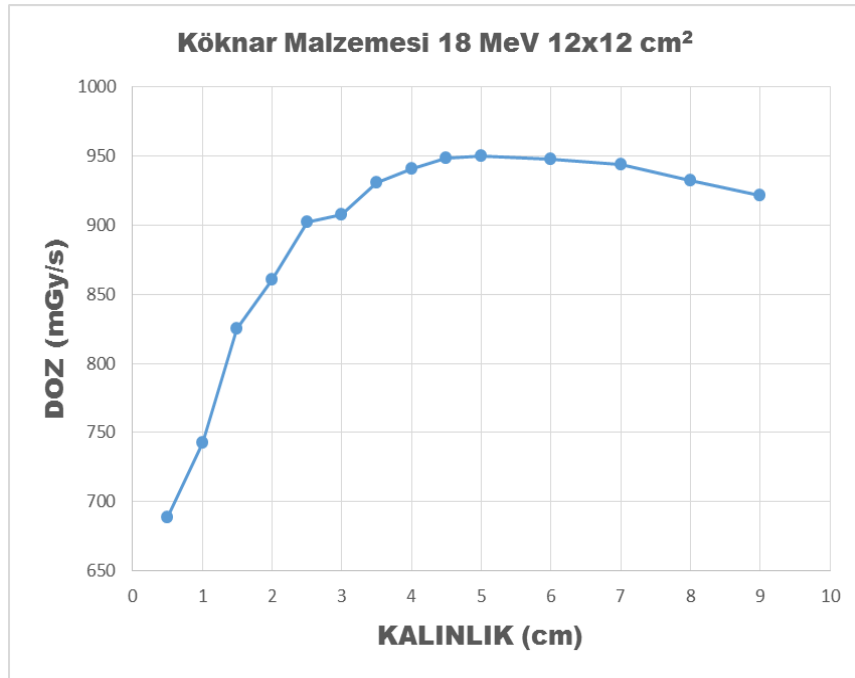
Çizelge 4.46. 18 MeV 8 x 8 cm<sup>2</sup> Köknar Malzemesi



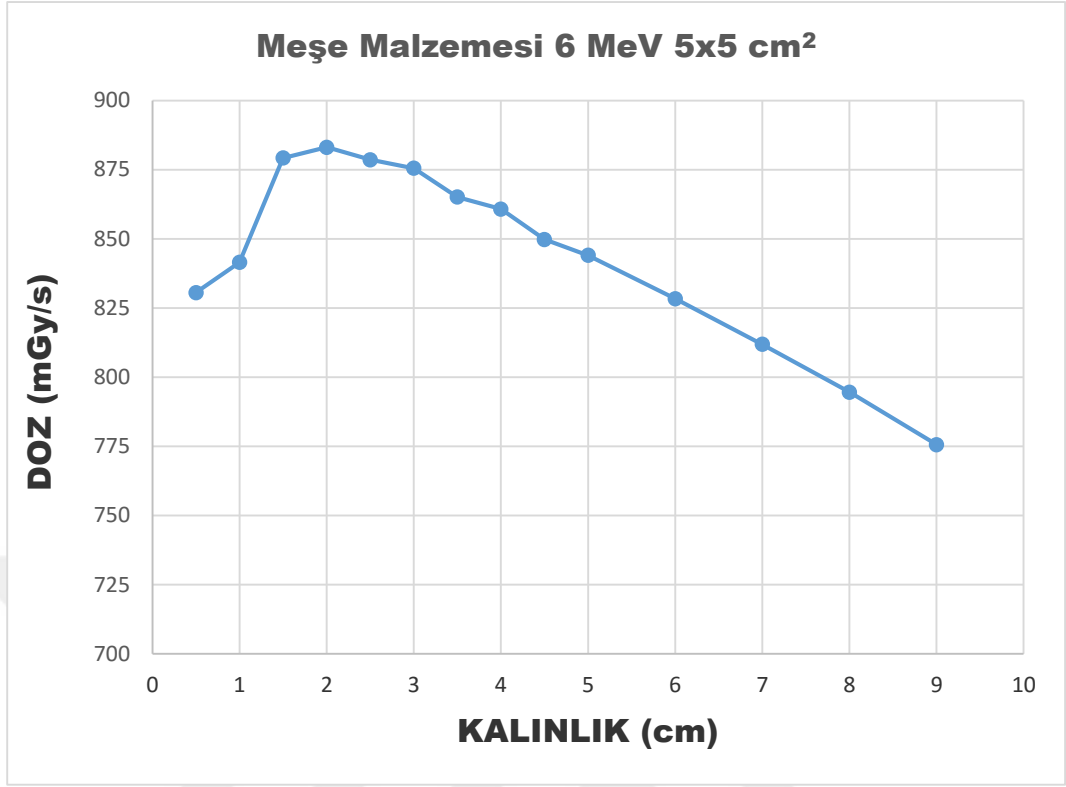
Çizelge 4.47. 18 MeV 10 x 10 cm<sup>2</sup> Köknar Malzemesi



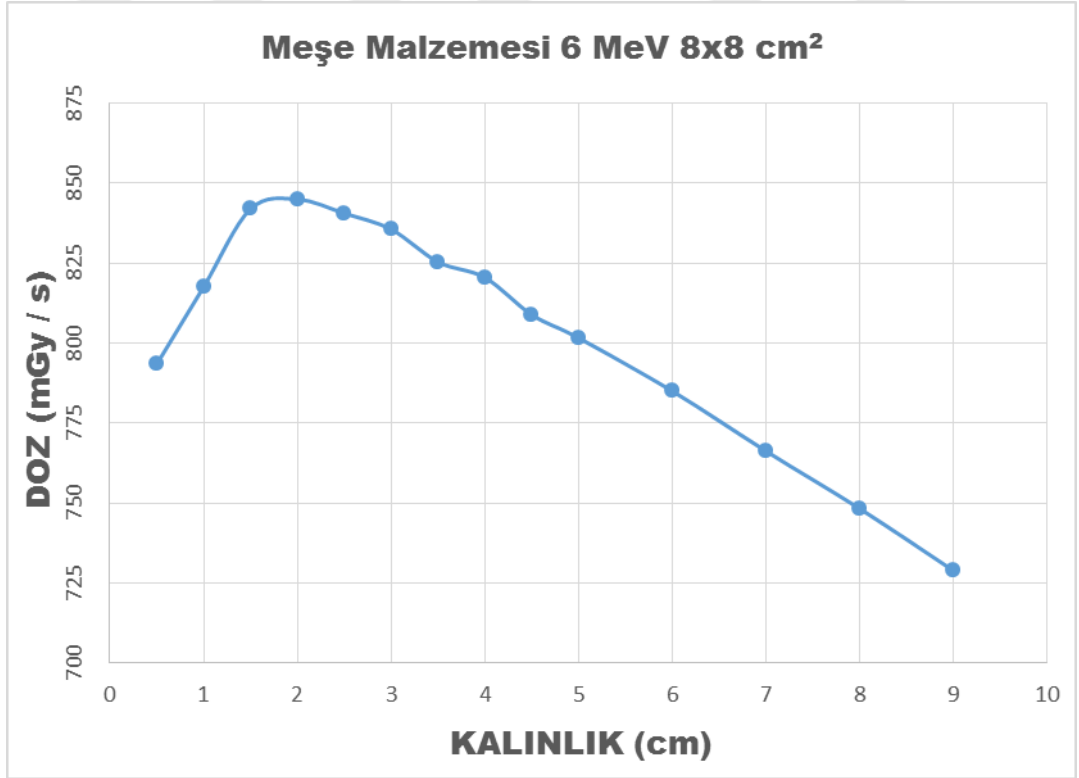
Çizelge 4.48. 18 MeV 12 x 12 cm<sup>2</sup> Köknar Malzemesi



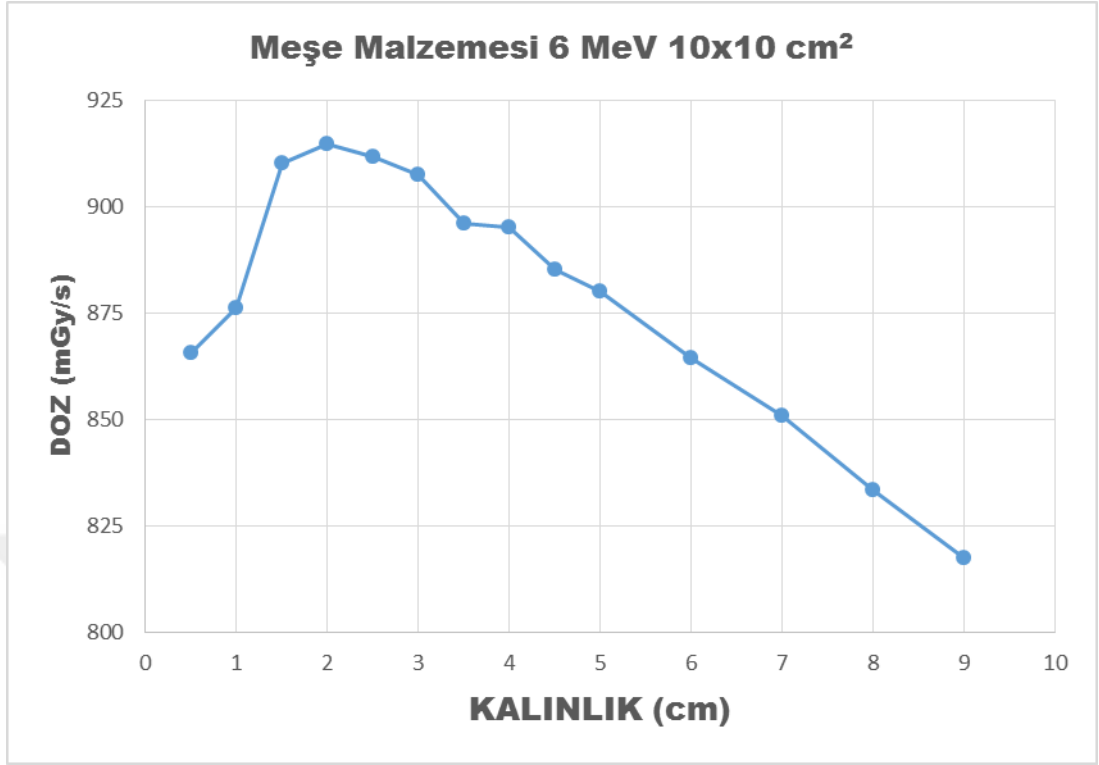
Çizelge 4.49. 6 MeV 5 x 5 cm<sup>2</sup> Meşe Malzemesi



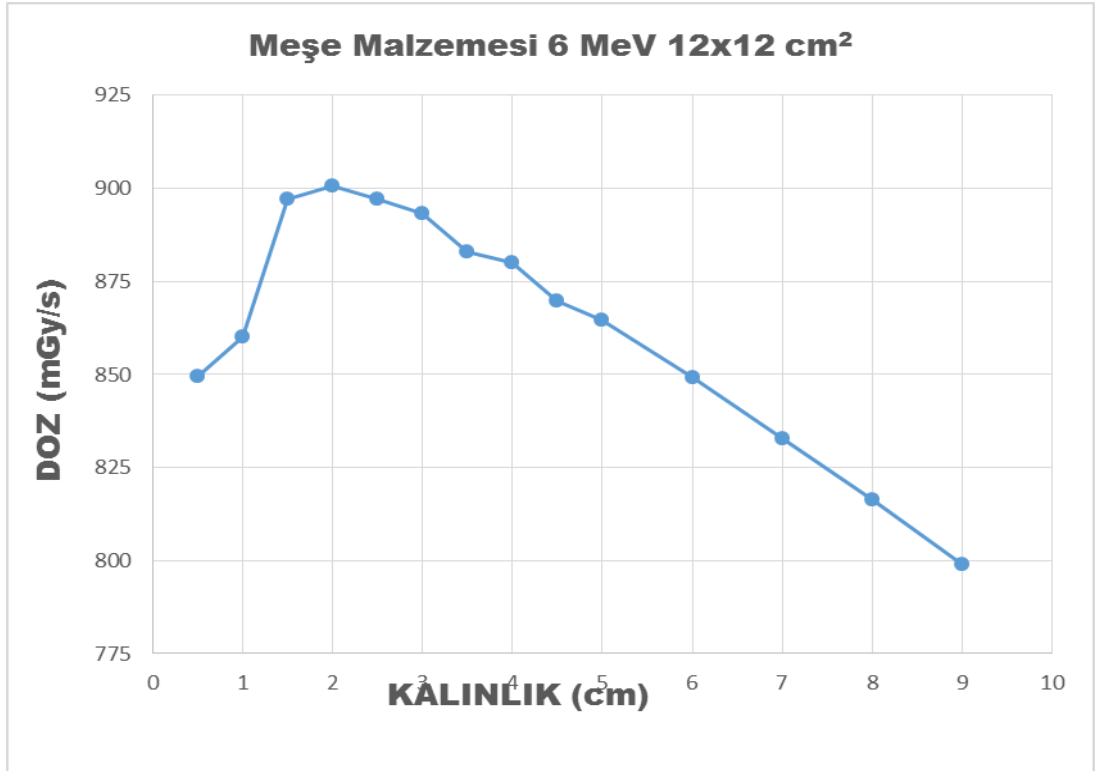
Çizelge 4.50. 6 MeV 8 x 8 cm<sup>2</sup> Meşe Malzemesi



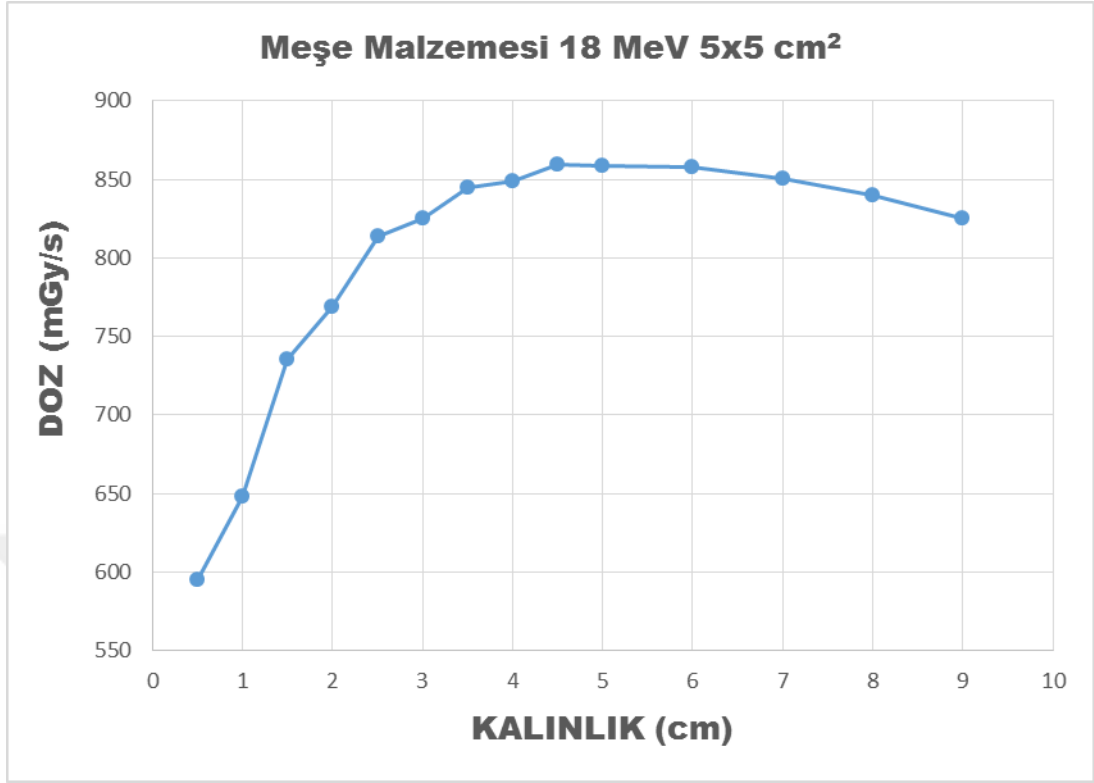
Çizelge 4.51. 6 MeV 10 x 10 cm<sup>2</sup> Meşe Malzemesi



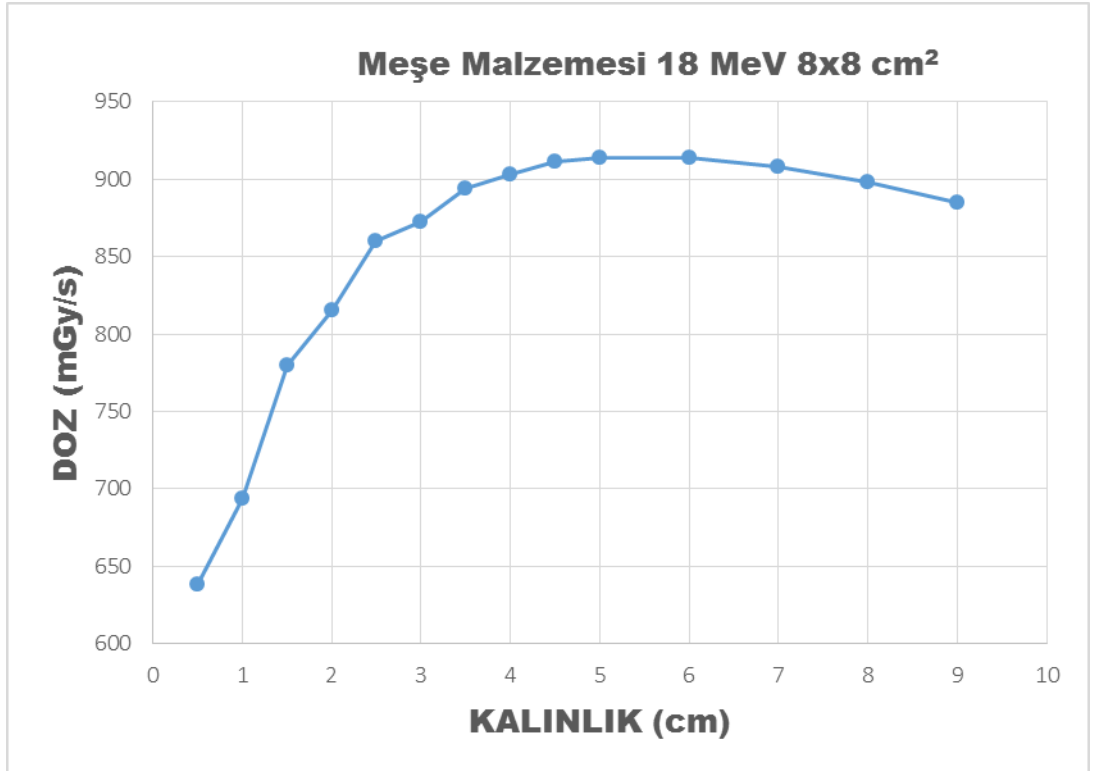
Çizelge 4.52. 6 MeV 12 x 12 cm<sup>2</sup> Meşe Malzemesi



Çizelge 4.53. 18 MeV 5 x 5 cm<sup>2</sup> Meşe Malzemesi

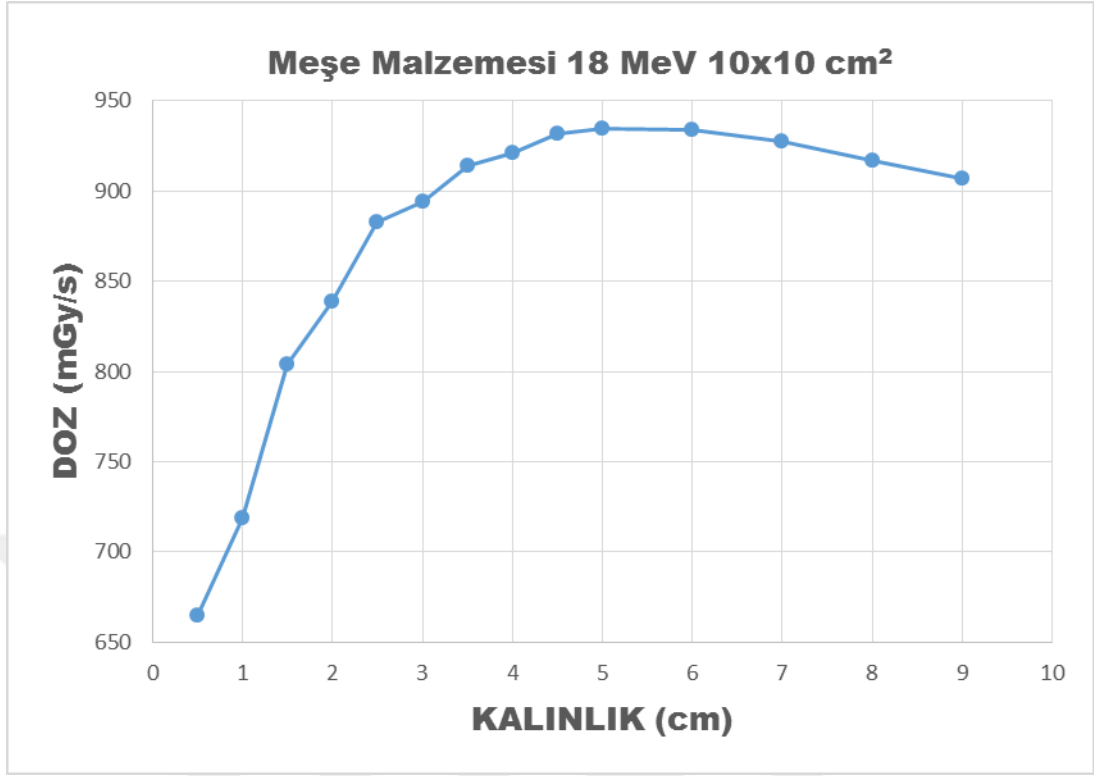


Çizelge 4.54. 18 MeV 8 x 8 cm<sup>2</sup> Meşe Malzemesi

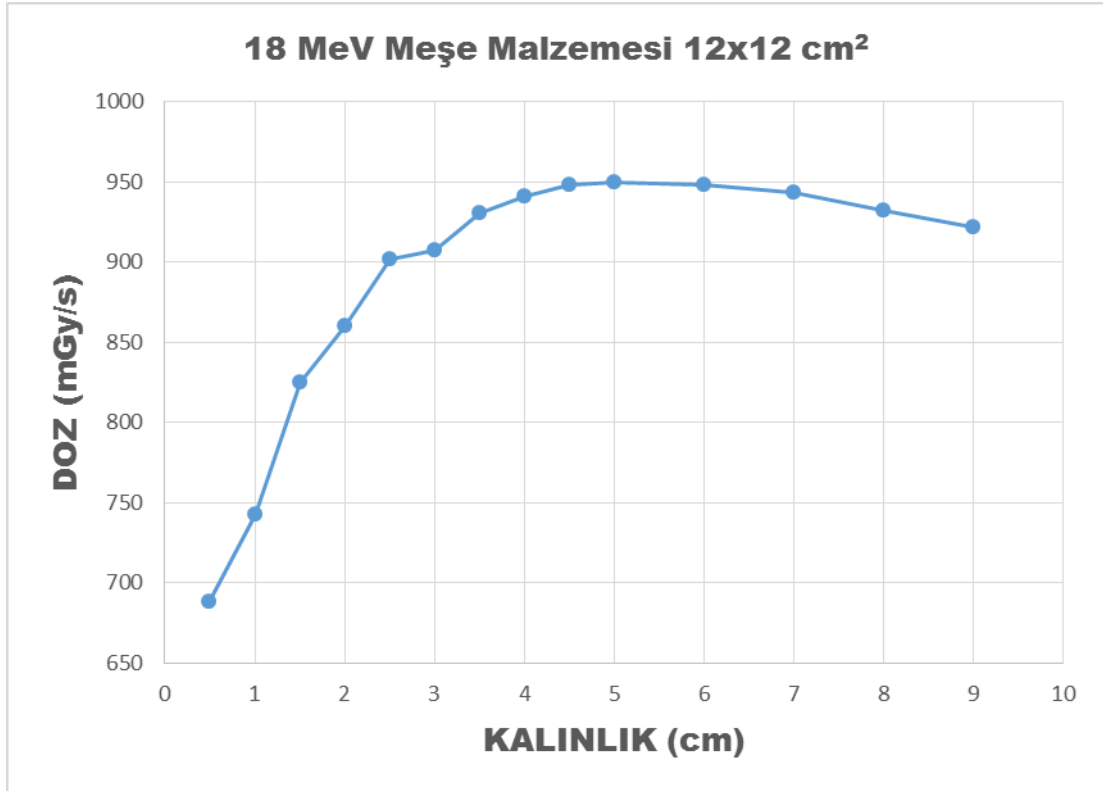




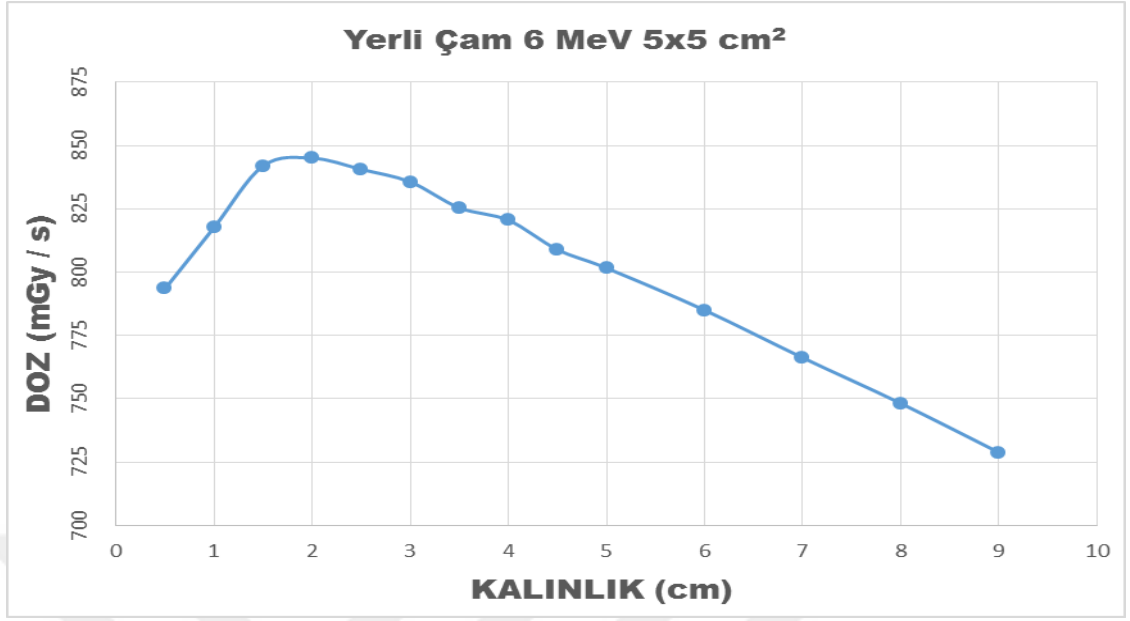
Çizelge 4.55. 18 MeV 10 x 10 cm<sup>2</sup> Meşe Malzemesi



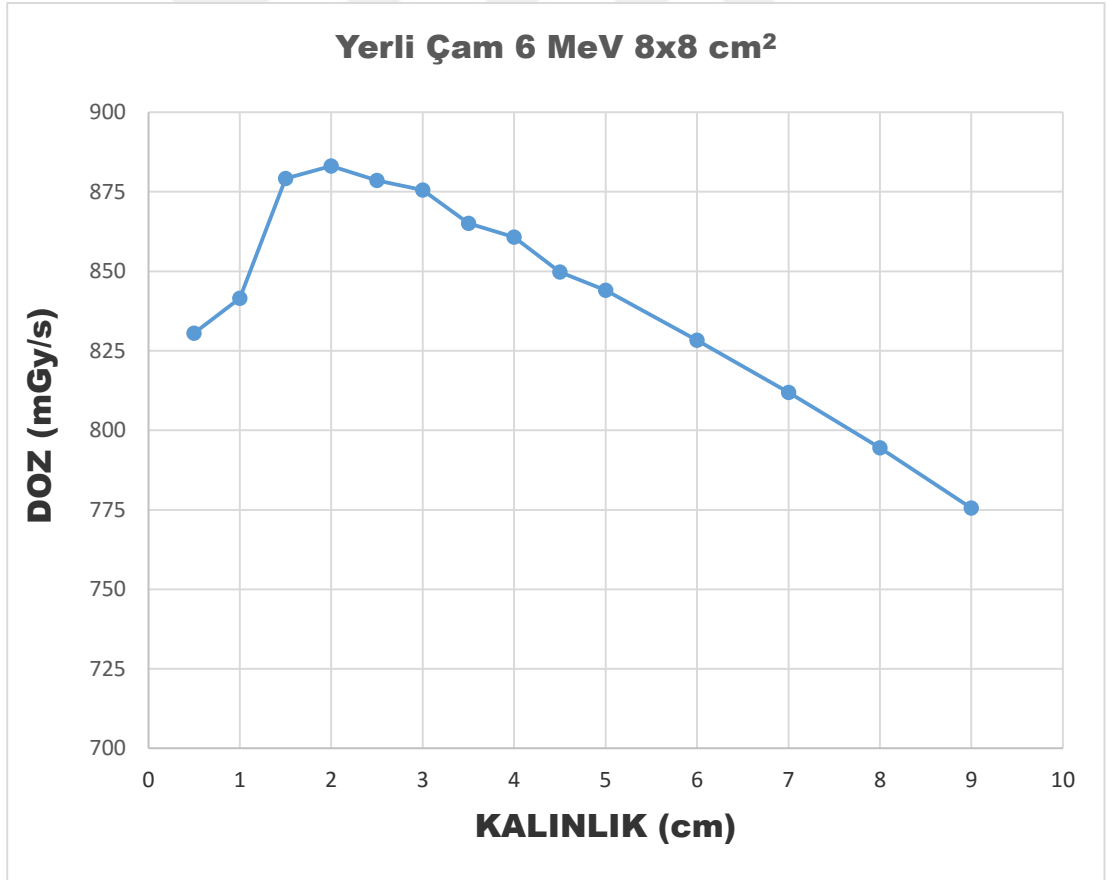
Çizelge 4.56. 18 MeV 12 x 12 cm<sup>2</sup> Meşe Malzemesi



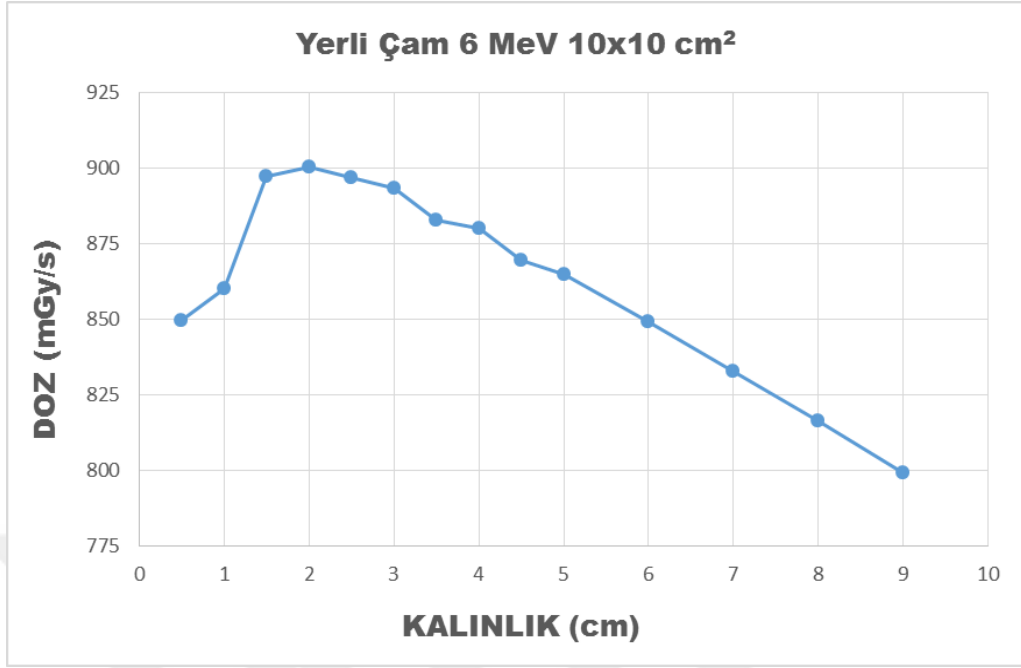
Çizelge 4.57. 6 MeV 5 x 5 cm<sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi



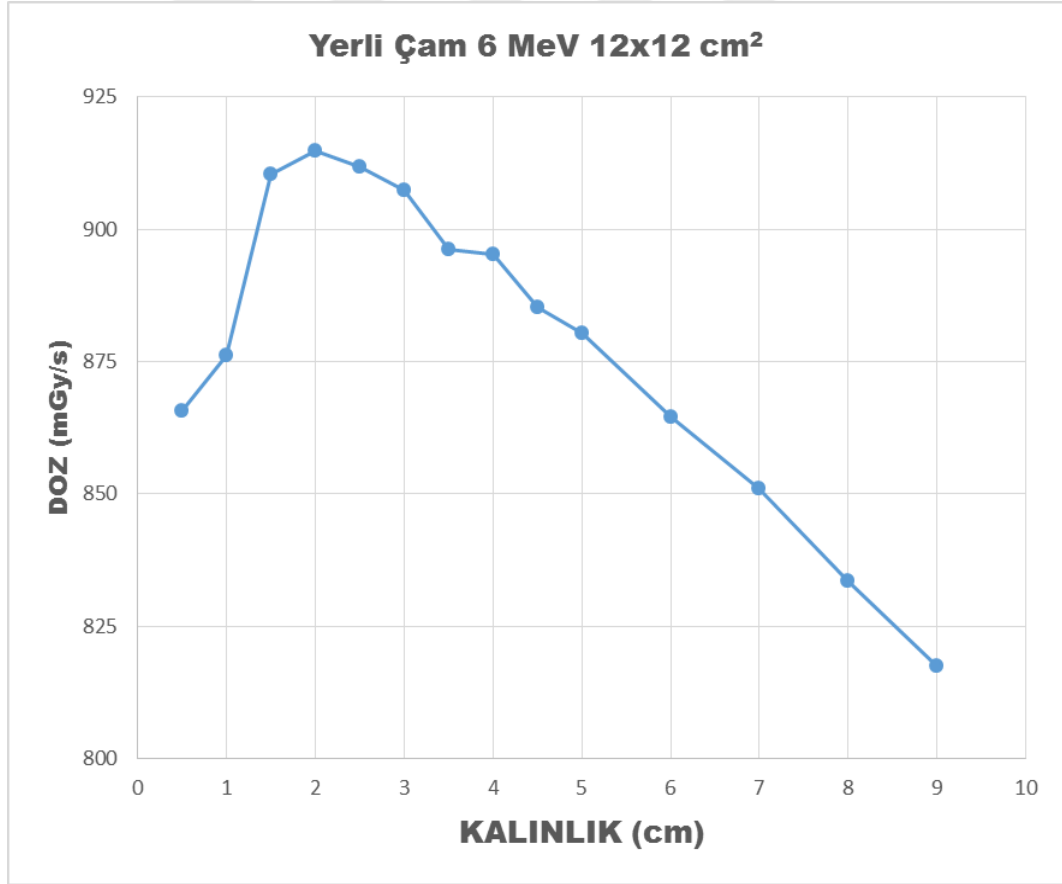
Çizelge 4.58. 6 MeV 8 x 8 cm<sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi



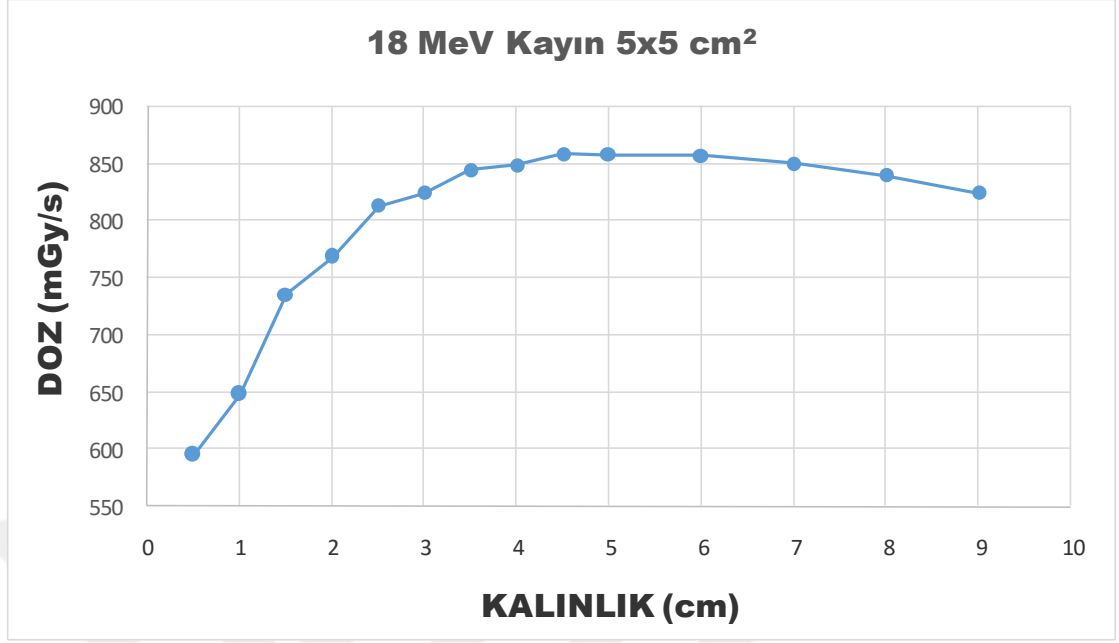
Çizelge 4.59. 6 MeV 10 x 10 cm<sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi



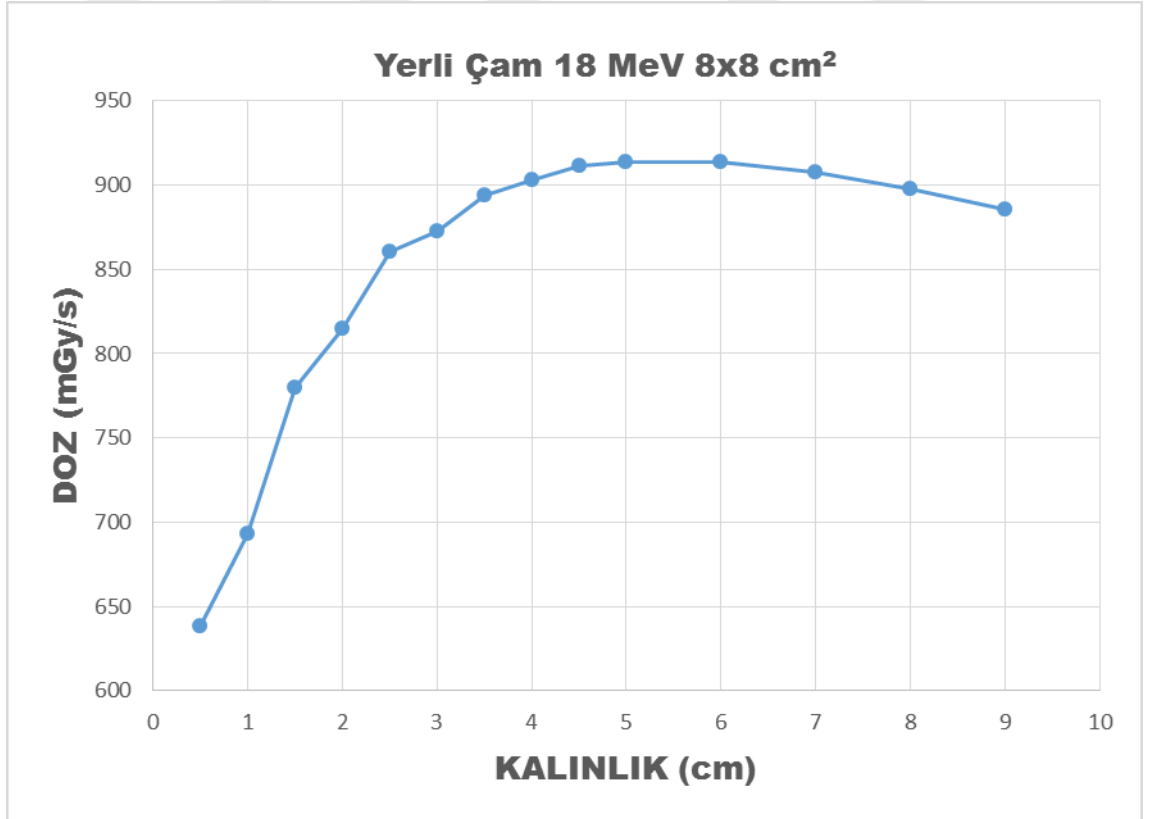
Çizelge 4.60. 6 MeV 12 x 12 cm<sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi



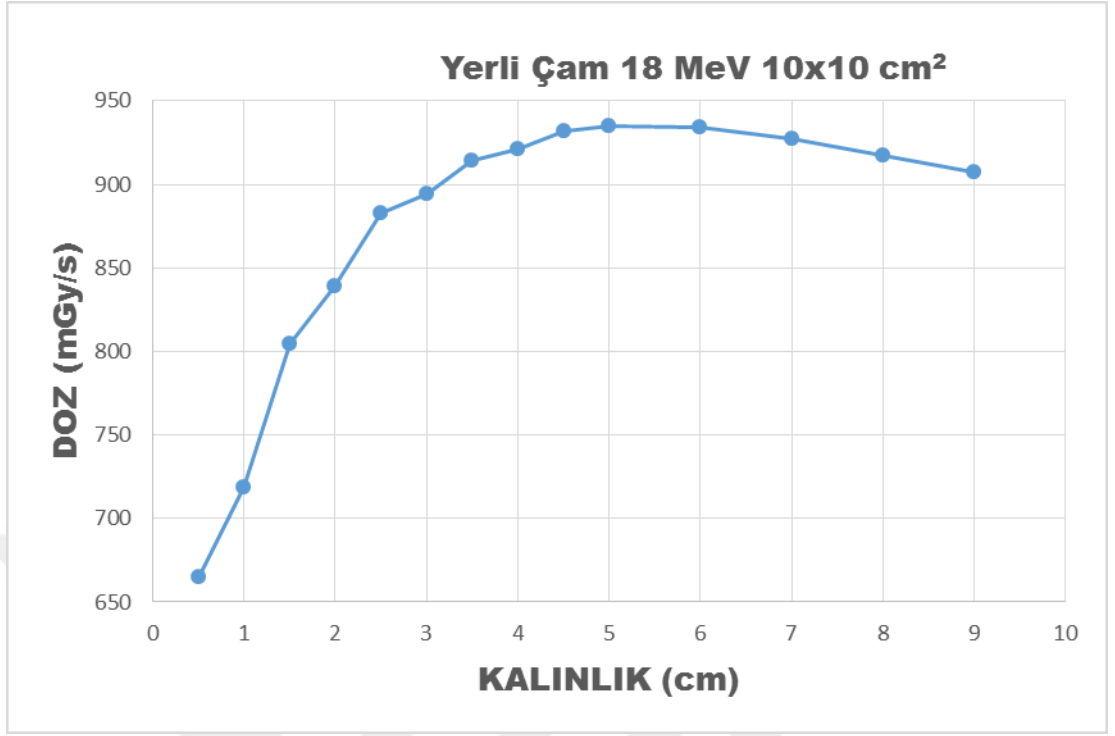
Çizelge 4.61. 18 MeV 5 x 5 cm<sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi



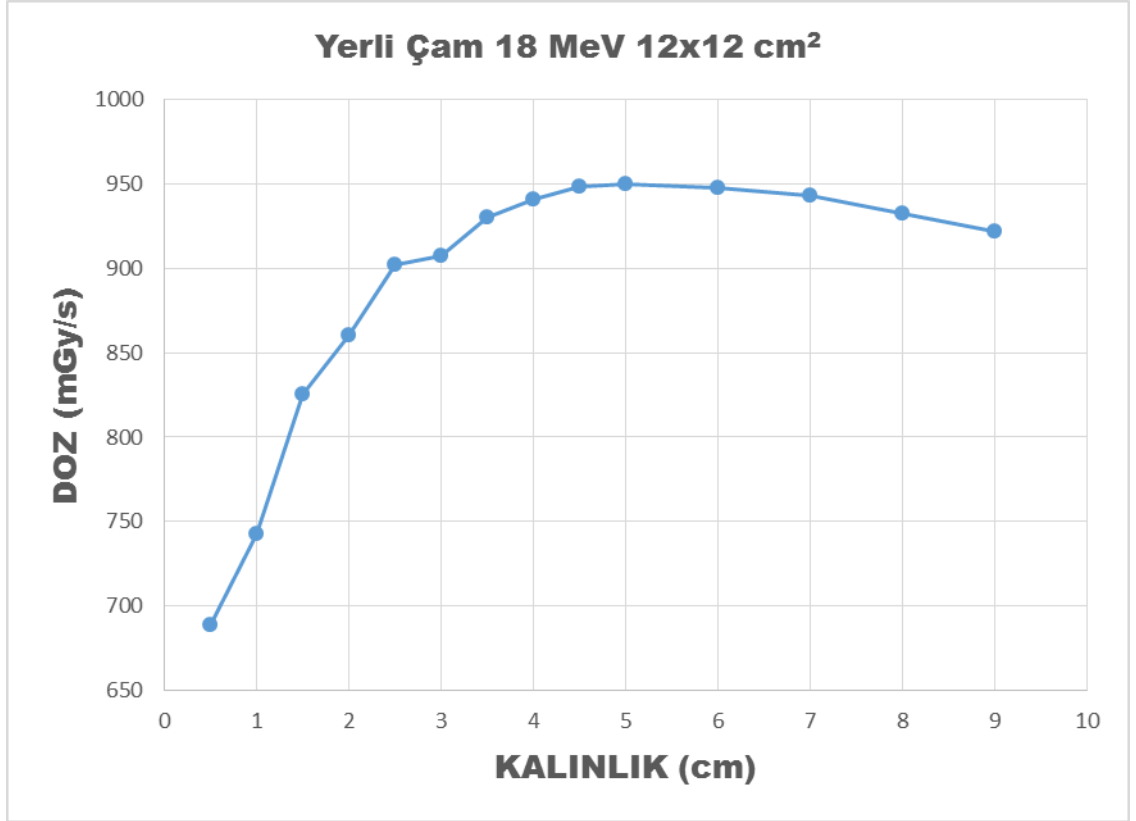
Çizelge 4.62. 18 MeV 8 x 8 cm<sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi



Çizelge 4.63. 18 MeV 10 x 10 cm<sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi



Çizelge 4.64. 18 MeV 12 x 12 cm<sup>2</sup> Yerli Çam Malzemesi



## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, 6 MeV ve 18 MeV enerjili foton ışınları kullanılarak 5 cm x 5 cm, 8 cm x 8 cm, 10 cm x 10 cm, 12 cm x 12 cm alan boyutunda farklı kalınlıklarda 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm, 2 cm, 2.5 cm, 3 cm, 3.5 cm, 4 cm, 4.5 cm, 5 cm, 6 cm, 7 cm, 8 cm, 9 cm yerli çam, ceviz, dut, kayın, meşe, köknar, venge gibi farklı ahşap malzeme örnekleri ile doz kalınlık ilişkisi incelenmiştir.

0° gantry açısı için 6 MeV ve 18 MeV enerjili X-ışınları kullanılarak katı fantom 5 cm x 5 cm, 8 cm x 8 cm, 10 cm x 10 cm, 12 cm x 12 cm alan açıklıkları için ayarlanarak doz ölçümü alınmıştır. Daha sonra farklı ahşap malzemelerin aynı alan açıklıklarında farklı kalınlıklar da doz ölçümü alınarak durdurma gücü karşılaştırılmıştır.

6 MeV enerjili X ışınları kullanılarak alınan ölçümlerde gözlenen; bütün ahşap çeşitlerinde absorbe edilen doz hızı 1 cm – 3 cm kalınlık aralığında grafikte bir pik gözlenmiş daha sonra absorbe edilen doz hızında bir düşüş gözlenmiştir. Ortalama 3 cm kalınlıktan sonra kalınlık arttıkça absorbe edilen doz hızında azalma gözlenmiştir. Alınan bu sonuçlarda, ahşap malzeme kullanılmadan alınan doz değerleri ile benzerlik gösterdiği gözlenmiştir.

18 MeV enerjili X ışınları kullanılarak alınan ölçümlerde ise kullanılan bütün ahşap malzemelerde gözlenen ortalama 4 cm kalınlığa kadar kalınlık arttıkça absorbe edilen doz hızında artış gözlenmiş ve daha sonra sabitlendiği görülmüştür. Alınan bu sonuçlarda; ahşap malzeme kullanılmadan alınan doz değerleri ile benzerlik gösterdiği gözlenmiştir.

Bu çalışmanın amacı Medical Linacların kullanıldığı laboratuvarlarda kaplama malzemesi olarak kullanılan farklı tipteki ahşap malzemelerin durdurma gücünün deneysel olarak incelenmesidir.

## KAYNAKLAR

- Görpe, A., Cantez, S., Pratik Nükleer Tıp, İstanbul Tıp Fakültesi Vakfı, 1992.
- Urgancıoğlu, İ., Karadeniz C., Şengün A., Radyoizotopların Biyolojide ve Tıpta Kullanılması, İstanbul Üniversitesi Yayınları, 1976.
- Bilim Ve Teknik Dergisi ( Sayı 473) ; www.biltek.tubitak.gov.tr
- Yavaş, Ö., Hızlandırıcı Demet Dinamiği, Ankara Üniversitesi, 2001.
- Yavaş, Ö., Parçacık Hızlandırıcıları, Ankara Üniversitesi, 2003.
- Dirican, B., Parçacık Hızlandırıcılarının Medikal uygulamaları, 2002.
- Sultansoy, S., I. Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları Yaz Okulu, 2001.
- Arık, E., Parçacık Detektörleri, 1997
- Yavaş, Ö., Siklotronlar ve İzotop Üretimi, Ankara Üniversitesi, 2000.
- Ertürk, S., Nükleer Fizik Araştırmalarında Kullanılan Hızlandırıcılar Ve Uygulama Alanları, Ankara Üniversitesi
- Anonim., Radyasyon, İnönü Üniversitesi, 2013.
- KHAN, F.M. The Physics of Radiation Therapy. Lippincott Williams and Wilkins, USA, Third Edition, 2003.
- KHAN, F.M., The Physics of Radiation Therapy. Forth Edition. Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2010.
- Krane, S.K. “Nükleer Fizik 1. Cilt”, Çeviri Edit. Şarer B. Palme Yayıncılık, Ankara, 2000.

## ÖZGEÇMİŞ

**Adı soyadı** : Mahmut ÖZGEN  
**Doğum Tarihi** : 24.03.1985  
**Ünvanı** : Öğrenci  
**Öğrenim Durumu** : Lisans

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Bitirme Yılı
Lisans	FİZİK	GAZİ ÜNİVERSİTESİ	2010
Yüksek Lisans	FİZİK	OSMANİYE KORKUT ATA	