



**T. C.**

**ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI KAYNAK YÜZEY MESAFELERİNDE (SSD) ELEKTRON IŞIN  
DEMETLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ**

**Kansu ŞENGÜL**

**(YÜKSEK LİSANS TEZİ)**

**Bursa-2010**



T. C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI KAYNAK YÜZEY MESAFELERİNDE (SSD) ELEKTRON IŞIN  
DEMETLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ

Kansu ŞENGÜL

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Danışman: Doç. Dr. Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ

Bursa-2010

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Bu tez, jürimiz tarafından .....

tezi olarak kabul edilmiştir.

Adı ve Soyadı    İmza

Tez Danışmanı .....

Üye .....

Üye .....

Üye .....

Üye .....

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunun ..... tarih, .....  
sayılı toplantısında alınan ..... numaralı kararı ile kabul edilmiştir.

.....

Enstitü Müdürü

## İÇİNDEKİLER

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	III
TÜRKÇE ÖZET .....	IV
İNGİLİZCE ÖZET.....	V
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Radyoterapide elektronlar ve lineer hızlandırıcılar.....	4
2.2. Klinik Özellikleri .....	6
2.3. Elektronun maddeyle etkileşimi.....	7
2.3.1. Elektron-Yörünge elektronu etkileşimi .....	9
2.3.2. Elektron-Çekirdek etkileşimi.....	9
2.4. Elektron Enerjilerinin Spektrumu .....	9
2.4.1. En Olası Enerji ( $E_p$ ) <sub>0</sub> .....	10
2.4.2. Ortalama (Mean) Enerji .....	11
2.5. Elektron Işınlının Dozimetrik Özellikleri .....	12
2.5.1. Derin Doz Karakteristikleri .....	12
2.5.2. Alan Boyutu Etkisi .....	13
2.5.3. Maksimum Doz Derinliği Özellikleri.....	13
2.6. Elektron Kaynağı ve Uzatılmış Kaynak Yüzey Mesafesi (SSD).....	14
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	17
3.1. GEREÇLER .....	17
3.1.1. Siemens KD2 Lineer Hızlandırıcı .....	17
3.1.2. Çeşitli Alan Boyutlarında Hazırlanmış Cerrobend Bloklar.....	17
3.1.3. Markus Paralel-Plan İyon Odası .....	18
3.1.4. 0,125 cc Semiflex İyon Odası.....	18
3.1.5. Farmer İyon Odası .....	19
3.1.6. E Tipi Dozimetri Diyot.....	19
3.1.7. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom.....	20
3.1.8. Elektrometre .....	20
3.1.9. PTW MP3-M Su Fantomu.....	20
3.2. YÖNTEM.....	21
3.2.1. İyon Odası Ölçümleri .....	21

4. BULGULAR.....	23
4.1 KD2 Cihazının Çeşitli Enerji ve SSD’lerdeki Output değerleri .....	23
4.2 KD2 Cihazının Çeşitli Enerji ve SSD’lerdeki FWHM değerleri.....	31
4.3 Derin Doz Grafikleri.....	36
4.4 Profiller ...	40
5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....	44
6. KAYNAKLAR .....	50
7. EKLER.....	53
TEŞEKKÜR.....	67
ÖZGEÇMİŞ .....	68

## SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

c: Işık hızı ( $3 \times 10^8$  m/s)

C: Coulomb

$d_{\max}$ : Maksimum dozun oluştuğu derinlik

$D_0$ : Rölatif yüzey dozu

%DD: Yüzde derin doz

$e^-$ : Elektron

$e^+$ : Pozitron

E: Enerji

$E_0$ : Fantom yüzeyine gelen ortalama enerji

$E_z$ : z derinliğindeki enerji

LET: Lineer enerji transferi

Linak: Lineer hızlandırıcı ( Linear accelerator)

MeV: Milyon elektron volt

MU: Monitör unit

MV: Milyon volt

$R_p$ : Pratik erişme mesafesi

$R_{50}$ : Dozun %50'sinin oluştuğu derinlik

$R_{85}$ : Dozun %85'inin oluştuğu derinlik

SSD: Kaynak yüzey mesafesi (source to skin distance)

TPS: Tedavi planlama sistemi

V: Volt

MCS: Çoklu Coulomb Saçılması (Multiple Coulomb Scattering)

## TÜRKÇE ÖZET

Elektron demetleriyle tedavide yüzey düzensizliği ve farklı SSD'ler sebebi ile doz dağılımındaki ve profilindeki değişimi öngören değişik hesaplama algoritmaları tanımlanmıştır. Bu algoritmaların temel önerisi her cihaz için doz profilinin değişiminin ölçülmesi gerektiğidir. Çalışmanın amacı hesaplama algoritmaları ile elde edilen değerlerin deneysel olarak ölçülerek kontrol edilmesidir.

Çalışmamızda Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan KD2 lineer akseleratöründe elde edilen 6,9,12 ve 15 MeV enerjili elektron huzmelerinde farklı SSD'lerde farklı alan boyutlarında hesaplamada kullanılan algoritmaların deneysel olarak ölçülerek kontrol edildi. Ölçümlerde iki iyon odası, bir diyot, bir elektrometre ve su fantomu kullanıldı. Bu ölçümlerde elde edilen değerler ile Meyer ve Khan (1) tarafından tanımlanmış Sanal Kaynak Mesafesi yöntemi ve Efektif SSD yöntemine göre hesaplanan değerler ölçülen değerlerle karşılaştırıldı.

Output değerleri karşılaştırıldığında küçük alanlarda yüzde farkın daha fazla olduğu görülmektedir.  $6 \times 6 \text{ cm}^2$  dan büyük alanlarda ise fark % 1 altındadır. Tüm enerjiler ve alanlar için SSD artıka absorbe dozun lineer olarak azaldığı ve  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  ölçülen absorbe dozun diğer alanlara göre daha fazla düştüğü görülmektedir. Enerji ve alan boyutu küçüldükçe etkin SSD değeri küçülmektedir. Küçük alanlar büyük alanlarla karşılaştırıldığında ışının belirgin oranda genişlediği görülmüştür ve efektif SSD'nin etkileri yüksek enerjili fotonlarda daha belirgin olarak gözlenmiştir. Yüksek enerjilerde düz saçılan fotonların fazla olması sebebi ile saçılan elektronlardan dolayı oluşan doz uzatılmış SSD'lerde daha yüksek ölçülür.

Özellikle küçük alan ve düşük enerjilerde etkin SSD bulma yöntemi daha fazla önem kazanmaktadır. Verim değişiminde en önemli etken aplikatör genişliği yani alan boyutudur. Bu nedenle küçük alan ve düşük enerjilerde değişen SSD'ye bağlı olarak her cihaz için ölçümler alınıp boşluk düzeltme faktörleri saptanmalıdır. Böylece elektron enerjilerinde tedavi planlama sistemi algoritmasının verim değeri hesaplamasında kullandığı hava gap düzeltme faktörünün kontrolü yapılabilmektedir. Uzatılmış SSD'ye bağlı olarak Monitör Unit (MU) hesaplamasında hava düzeltme faktörünün kullanımı gerekmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Elektron ışını, Uzatılmış kaynak yüzey mesafesi, Elektron dozimetrisi

## İNGİLİZCE ÖZET

### DOSIMETRIC ANALYSIS OF ELECTRON BEAM AT DIFFERENT SOURCE TO SURFACE DISTANCES

In electron beam treatment, various calculation algorithms have been described for the change of dose disturbance and profiles caused by surface disorders and different source-skin-distance. The main issue of those algorithms is the necessary of dose profile changing measurement for each machine. The aim of this study is checking the values obtained by calculation algorithms experimentally.

In the study, the algorithms that are used for calculation in different source-skin-distance and different field sizes, in 6, 9, 12 and 15 MeV electron beams obtained by KD2 LINAC in Uludağ University Medical Faculty, Radiation Oncology, are checked experimentally. Two ion chambers, a diode, an electrometer and a water phantom are used. The measurement results are compared with the values obtained by using two different methods in the name of virtual source position and Effective SSD method defined by Meyer and Khan (1).

When the output values are compared, the percentage difference is much more in small field sizes. In the field sizes larger than  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ , the difference is under 1%. For all energies and field sizes when the SSD is increased it was seen that the absorbed dose is linearly decreasing and the absorbed dose measured in  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  field is decreasing more rapidly than the other field sizes. Due to the reduction of field size and energy, the effective SSD is reduced. The effect of effective SSD

In particular for small field sizes and low energies the effective SSD method gains more importance. The most important factor in procedure change is applicator width which means field size. Hence, in small fields and low energies, depending upon variable SSD, measurements should be done and gap correcting factors should be detected. Thus, in electrons, it is possible to control of air gap correcting factor which is using in treatment planning system algorithm's procedure value calculation. Depending on extended SSD, air correcting factor should be used in Monitor Unit (MU) calculation.

**Keywords: Electron beam, Extended Source-to-surface distance, Electron dosimetry**



## 1. GİRİŞ

Radyoterapide, hızlandırılmış elektronlar 1950'li yıllardan beri kullanılmakla birlikte 1970'li yıllarda foton ve değişken enerjili elektron üreten modern lineer akseleratörlerin gelişmesine koşut olarak klinikte daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Elektron ışınlarının radyoterapide kullanılmasının rasyoneli, derin doz eğrilerinin şekli ve görelili olarak kısa erimde yüksek yüzey dozu verilmesine olanak sağlayarak, derin dokuların korunabilmesidir (1,2).

Yüksek enerjilerde elektron ışınlarının derin doz profil eğrisi ilk milimetrelerde geniş bir plato çizer ve bunu ani bir düşüşle brems kuyruğu izler. Bu özellik ışınlanacak volümün arkasında kalan sağlıklı dokuları koruyarak yüzeysel tümörlerin güvenli bir şekilde ışınlanmasına olanak sağlar. Elektronların klinik kullanımı için en uygun enerji aralığı 4 ile 20 MeV aralığıdır. Bu enerjilerde elektron ışınları, yüzeyden 0,5-5 cm aralığında yerleşimli olan tümörlerin tedavisinde tek başına veya foton ışınlarıyla birlikte kullanılmaktadır. Son yıllarda cilt tümörlerinin ve yüzeysel lezyonların tedavisinde kullanılan düşük enerjili X-ışınlarının kullanımı azalmakta, onların yerini elektron ışınları almaktadır. Klinik uygulamada elektronlar cilt, dudak, meme ve baş-boyun tümörlerinin tedavisinde tek başına yada gamma ışınlarıyla kombine olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (3).

Elektron huzmeleri, ikincil bir kolimatör olan konüsler ve ışınlanacak lezyona uygun elektron blokları ile yönlendirilerek, hastaya uygulanır. Tedavi planlama sistemleri (TPS) doz dağılımının bilgisayar ortamında oluşturulduğu ve hastanın tedavi yönteminin belirlendiği bilgisayar programlarıdır. TPS programlarında doz hesaplamaları çeşitli hesaplama algoritmaları tarafından yapılır. Elektronlar için kullanılan **Kalem Huzme (Pencil Beam)** algoritması homojen olmayan ortamlardaki elektron dağılımını öngörmek amacıyla ile Hongstrom tarafından 1981 yılında geliştirilmiştir. Elektron ışını, ışın kolimasyonunun son düzleminde ileriye doğru yönelmiş kalemler şeklinde modellenmiştir. Ortamdaki ve kaynak konus mesafesinin altındaki mesafelerdeki saçılmalara göre (havadaki saçılma ve ortamdaki çoklu coulomb saçılması, MCS) alt düzlemlerdeki elektron kalem huzmeleri Gaussian dağılımı ile ifade edilebilirler.

Hesaplamanın ilk basamağı birincil kalem huzme yoğunluk dağılımını verilen derinlikte havadaki gaussian dağılımı gibi şekillendirmektir. İkinci basamak ise ölçülen

yüzde derin doz (% DD) verilerini kullanarak merkez eksen (central-axis) terimini belirlemektir. Işının elektron ve foton bileşkelerini ayırmak için foton bileşkesi ışıandan ayrılır. Merkez eksen terimi, ölçülmemiş kalem huzme için bir derinlikte depolanan doz olarak belirlenir.

Hava evrişimli dağılımın içindeki her nokta, etkin derinliğe karşılık gelen noktalar için merkez eksen terimi ile çarpılır. Kaynak ve hesaplama noktası arasındaki mesafeye ek olarak hesaplama noktasının etkin derinliği ve merkez eksen SSD mesafesi arasındaki yoğunluk varyasyonlarının yol açtığı ters kare düzeltmesi ile her nokta çarpılır.

Bir sonraki adım bu noktaları çoklu coulomb saçılmasının (MCS-Multiple Coulomb Scattering) Gaussian fonksiyonu ile birleşik olarak ifade etmektir. Fotonların lateral dağılımı ise havadaki Gaussian fonksiyonunun dağılımına bağlı olan penumbra'nın foton bileşkesiyle çarpılmasıyla elde edilir. Sonuç olarak ışının elektron ve foton bileşenleri tekrar birleştirilerek son doz dağılımı elde edilir.

Tedavi planlama sistemlerinde elektron alanları kullanılan konuslardan dolayı kare alanlar olarak gözüdürler. Düzensiz alanlar, tedavi planlama sistemine bloklama yapılarak tanıtılmaktadır.

Elektron demetleriyle tedavide yüzde derin doz (% DD), profil ve verim ölçümlerinin standart kaynak yüzey uzaklığında (SSD Source to Skin Distance) alınması gerektiği bilinmektedir. Fakat düzensiz cilt yüzeylerinde farklı SSD'ler ile tedavi etme gerekliliği doğar (4).

Deneysel çalışmalar derin dozda uzatılmış SSD'ye bağlı olarak yüksek enerjilerde daha fazla değişme olduğunu göstermiştir. SSD değiştikçe elektron demetlerinin verimlerinin foton demetlerinin verimlerindeki gibi ters kare kanununa uymadığı bildirilmiştir (1).

Çalışmada 6,9,12 ve 15 MeV elektron enerjilerinde ve farklı alan boyutlarında 100, 104, 108, 110 ve 115 cm arasında değişen SSD ye bağlı doz dağılımlarının ve doz verimlerinin ölçülerek absorbe dozun değişiminin incelenmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

Elektron veya eksicik, negatif (-) yüklü temel parçacıklardandır. Elektron kelimesi kehribarın Yunancadaki ismidir. Eski Yunanda, kehribarı ovuşturunca statik elektrikle yüklendiği biliniyordu. Atomu maddenin en küçük birimi kabul eden kuram yoluyla, elektriğin taneciksel bir yapı içinde bulunduğu sonucuna varılır. En küçük elektrik yükü taşıyan bu taneciğin adı elektrondur. Bütün atomların dış bölümü elektron tabakalarından oluşur ve her tabaka çekirdekten uzaklığına göre K,L,M... gibi harflerle adlandırılır. Çevredeki elektronların sayısı ve konumu, söz konusu elementin kimyasal nitelikleriyle, özellikle değeri ile yakından ilintilidir. Birçok durumda, bu elektronlar maddeden çıkarılıp az ya da çok büyük bir hızla, bir elektrik alanıyla, harekete geçirilerek boşlukta yayılabilir. Boş bir tüple elde edilen katot ışınları; radyoaktif cisimlerin beta ışınları; ışığın metalleri etkileyerek çıkardığı elektrik, vb. Normal koşullarda elektronlar atomun artı yüklü çekirdeğine bağlı durumda bulunur. Bir atoma bağlı olmayan elektronlara serbest elektron denir.

<b>İçerik:</b>	Temel parçacık
<b>Ailesi:</b>	Fermiyon
<b>Grubu:</b>	Lepton
<b>Kuşak:</b>	Birinci
<b>Etkileşim:</b>	Kütleçekim, Elektromanyetik, Zayıf
<b>Antiparçacık:</b>	Pozitron
<b>Teori:</b>	G. Johnstone Stoney (1874)
<b>Keşif:</b>	J.J. Thomson (1897)
<b>Sembol:</b>	e
<b>Kütle:</b>	$9.109\ 3826(16) \times 10^{-31}$ kg $5.485\ 799\ 0945(24) \times 10^{-4}$ u $\frac{1}{1822.888\ 4849(8)}$ u $0.510\ 998\ 918(44)$ MeV/c <sup>2</sup>
<b>Ortalama ömrü:</b>	Sonsuz
<b>Elektrik yükü:</b>	$-1.602\ 176\ 53(14) \times 10^{-19}$ C
<b>Spin:</b>	½

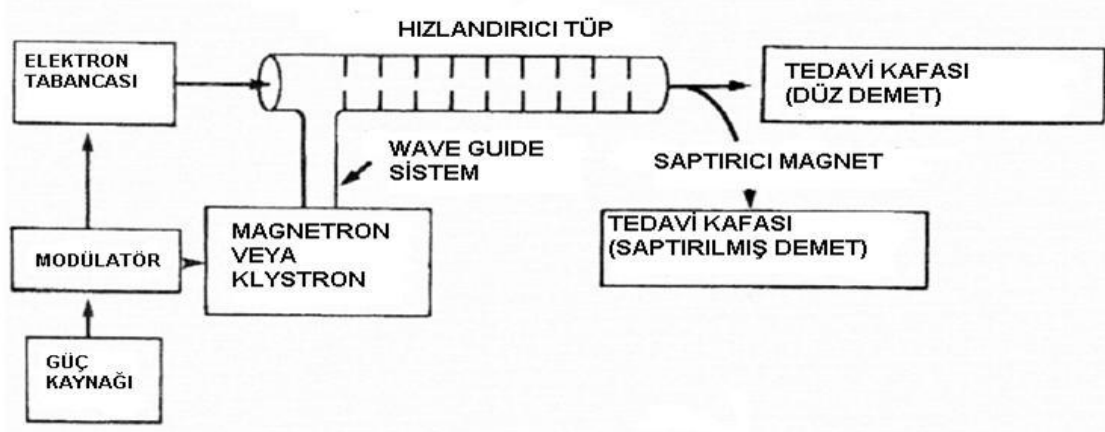
Elektron, 1897 yılında J.J. Thomson tarafından keşfedilmiştir. Elektron, (e<sup>-</sup>) sembolüyle gösterilen temel bir parçacıktır ve Fermiyon ailesinin Lepton grubunda yer alır. Ortalama ömrü sonsuzdur. Anti parçacığı (e<sup>+</sup>) pozitronudur.

## 2.1 Radyoterapide Elektronlar ve Lineer Hızlandırıcılar

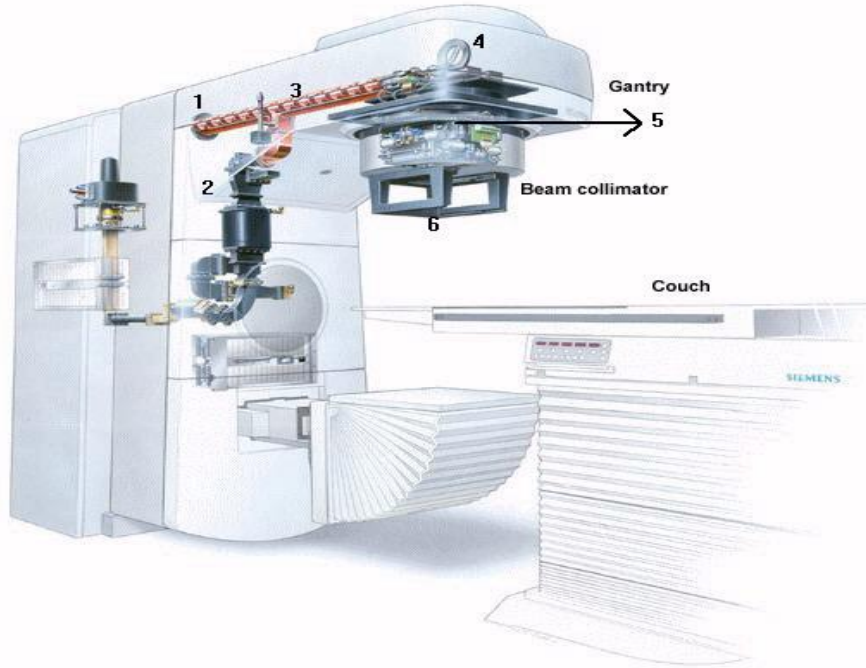
Elektronlar, radyoterapide, 1950'lerden itibaren kullanılmaktadır. Bu ışınlar ilk yıllarda, lineer hızlandırıcılara oranla, daha çok betatronlardan elde edilmiştir. Görelilik olarak daha düşük enerjili ışınlar Van de Graaff jeneratörlerinden elde edilmiştir. Betatronlar, elektronların dairesel olarak hızlandırılması prensibine dayanır. Enerjileri 15 ila 50 MeV arasında olup, hem elektron hemde sert x-ışını tedavisi yapmaya elverişlidir. Yüksek enerjili elektronlar doğrudan doğruya tedavide kullanıldığı gibi bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x ışınları elde edilir. İlk yıllarda elektron üreticisi olarak kullanılan betatronların yerini, 1970'li yıllarda foton ve çoklu enerjili elektron ışınları üretebilen lineer hızlandırıcılar almış ve bu cihazlar klinikte kullanılmaya başlanmıştır. Betatronların x ışını doz verimlerinin düşük olması ve geniş alan tedavilerine uygun olmamaları nedeni ile yapımlarına son verilmiştir (1,5,6,7).

Medikal lineer hızlandırıcılar (Linak), yüksek radyo frekansı ve yüksek potansiyel alanı kullanarak, düz ve havası boşaltılmış bir odacıkta, düz bir hat boyunca, ivmelendirerek yüksek enerjilere ulaştıran makinalardır (1,4,5,8). Makine doğrusal bir düzlem boyunca yüksek bir ivmeyle hızlandırılan elektronların üretimiyle çalışır bu da iki elektrod arasına potansiyel fark uygulayarak elektrik alan oluşturulmasıyla yapılır. Çalışma prensibi; başlangıç enerjileri yaklaşık 50 keV dolayında olan elektronların, herhangi bir mikrodalga kaynağından (magnetron veya klistron) elde edilen elektromagnetik dalgalar aracılığı ile dalga kılavuzu (waveguide) tüpünde hızlandırılması ilkesine dayanır (şekil 1). Dalga kılavuzunun girişine bağlanmış elektron tabancası, elektronları mikrodalga pulslarıyla eş zamanlı olarak dalga kılavuzuna enjekte eder. Güç kaynağı, modülatöre doğru akım sağlar. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve modülatör de şebekeye pulslu akım sağlar. Bu akım modülatör içinde bulunan hidrojen thyatron lambaları aracılığıyla elde edilir. Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atımlar magnetron veya klistron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. Genellikle bakırdan yapılan hızlandırıcı (dalga kılavuzu), silindirik tüpten oluşmuş olup yaklaşık 10 cm çapındadır. Magnetron veya klistrondan çıkan elektromanyetik dalgalar, hızlandırıcı tüpe gelir. Böylece, yaklaşık 10 cm çaplı odacıklarda 3000 Mhz frekansında titreşimler oluşturulur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu arada elektron tabancasından elde edilen elektronlar, 50 keV ile hızlandırıcı tüpe girer, elektromanyetik dalgalara bindirilir ve odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak hızlanarak ilerler. Elektronların yaklaşık 50 keV'lik enerjiyle waveguide tüpüne

enjekte edilmesiyle elektronlar radyodalgaları tarafından yakalanarak ışık hızına yakın bir hızda hızlandırılır (~0,98 c). Dalga kılavuzunu geçen elektronlar, güçlü mıknatıslarla çevrelenmiş eğici odaya girerler ve burada hasta tedavisini kolaylaştıracak şekilde tedavi cihazının izosentrine yönlendirilirler (şekil 2).



Şekil 1: Tipik medikal lineer hızlandırıcının blok diyagramı.



Şekil 2: Siemens KD2 lineer hızlandırıcısının şematik yapısı; (1) elektron tabancası, (2) klistron (mikrodalga kaynağı), (3) dalga kılavuzu, (4) eğici magnet, (5) saçıcı filtre. (6) elektron ışınları için kon tutucu.

Lineer hızlandırıcılarda, elektron modunda elektronlar hedef materyale çarptırılmak yerine, tedavi alanı boyunca düzgün elektron akısı sağlamak için saçıcı filtreye çarptırılarak geniş elektron demetleri elde edilir. Saçıcı filtrenin kalınlığı elektronların bremsstrahlung neden olmadan saçılacakları kadar olmalıdır. Ancak buna rağmen toplam enerjinin bir kısmı bremsstrahlung nedeniyle x ışını kontaminasyonu olarak elektron ışınında görülür (1). Radyasyon huzmesinin birincil kolimasyonu, ağır metal alaşımı veya kurşun bloklarla sağlanır. X-ışını tedavisi için huzme düzleştirici filtre, ışının önüne sürülür. Düzleştirici filtre, elektron ışını tedavisinde saçıcı filtre ve düzleştirici ile yer değiştirir.

Işın, birincil kolimatör ile şekillendirilip, doz ölçüm birimine (ion chamber) gelir. Kolimatör; radyasyon kaynağının meydana getirdiği radyasyon alanını sınırlamak için kullanılan ve radyasyon demetini değişik açılarda yönlendirebilen zırlama malzemesidir.

Elektron ışınlarında, büyüklükleri  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  ile  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  arasında değişen, elektron (ikincil) kolimatörleri kullanılarak tedavi alanları oluşturulur. Düzensiz şekilli tedavi alanları oluşturmak için de, düşük erime noktalı alaşımlardan yapılmış bloklar, elektron kolimatörünün içine yerleştirilip kullanılırlar.

## 2.2 Klinik Özellikleri

Elektron ışınları, özellikle enerji 20 MeV'in altında ise, megavoltaj gamma ışınlarından farklı olarak, hızlı bir düşüş (Fall-off) gösterirler. Bu klinikte önemlidir; çünkü, elektron ışınlarının ulaşabileceği mesafe aralığının ilerisinde kalan dokular, X-ışını kontaminasyonundan başka doz almazlar. Fakat 30-35 MeV'e yakın enerjilerde, derin doz eğrilerinin, alçak enerjili X-ışınlarının derin dozunu andıran, uzun bir kuyruğu vardır (7,9).

Sıklıkla kullanılan % 90'lık derin doz eğrisidir (terapötik aralık). Bu terapötik aralık, yaklaşık  $E/4 \text{ cm}$  ile verilir. E, elektron ışınlarının hasta yüzeyindeki enerjisidir. % 80 lik derin doz hattının derinliği yaklaşık  $E/3 \text{ cm}$  ile verilir (1,9).

Tedavi alanındaki, yüzey hava boşlukları, bolus ve doku düzensizlikleri, doz dağılımını önemli ölçüde etkiler. Sert kemikler (ör. mandibula), her bir cm kemik başına yaklaşık 4 MeV enerji kaybına neden olurlar ve böylece orantısız elektron ışınlarını azaltırlar. Bunu göz önünde bulundurmamak, mandibula arkasında düşük doza yol açabilir. Yumuşak (sünger) kemiğin (ör. Sternum) daha az etkisi vardır. Elektron menzili akciğer dokusunda yaklaşık 3 kat artar (9).

Penumbra tipik olarak % 20 ve % 80 oranında dozun geçtiği eğriler arasındaki mesafe olarak tanımlanır (ICRU 1984). Penumbra, aplikatörden uzaklaştıkça artar. Bu düşük enerjiler ve küçük alanlar için daha da belirgindir. Birbirine bitişik alanlarda uygun aralığın seçilmesi önemlidir. Bu boşluk, alan boyutları, uzaklığı ve ışın özelliklerine bağlı olarak değişir. Yüzeyde düzgün doz dağılımı için saha birleştirilmesi, derinde % 20-50 sıcak noktaya yol açarken, derinde düzgün doz dağılımı için saha birleştirilmesi yüzeyde % 20-50 soğuk noktaya yol açar (9). Alan birleşim yerlerini değiştirmek oluşacak riski azaltmak için etkili bir yöntemdir.

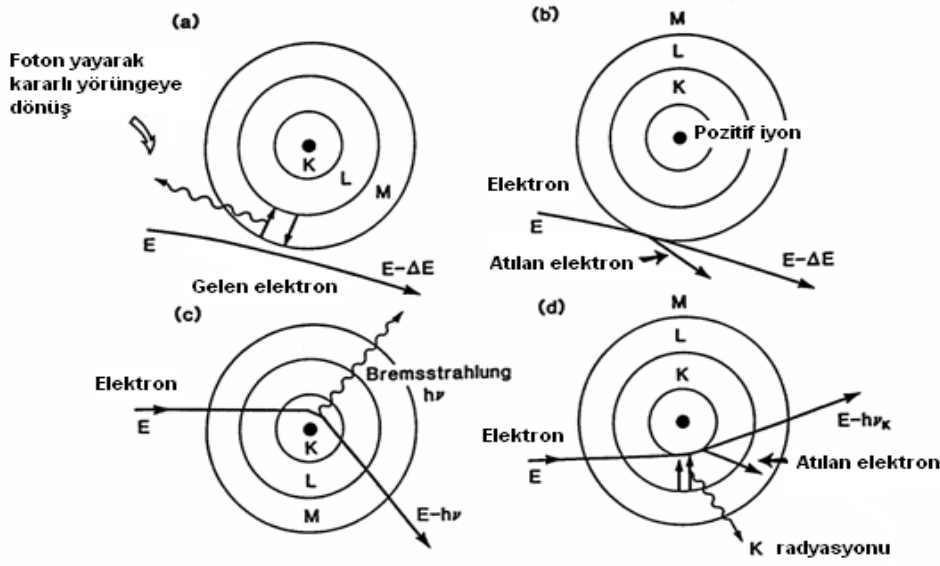
Klinik kullanımda, elektron ışınları düşük LET'li radyasyonlardır. Beklenen radyobiyolojik eşdeğerlikleri ve oksijen yükseltme oran özellikleri, foton ışınlarıyla  $\pm$  % 5'lik farkla aynıdır. Elektron enerjisi, arttıkça yüzeydeki birikim (build up) dozu artar ve daha yoğun cilt reaksiyonları gözlenir. Aynı enerji ayarlarında, elektron ışınlarını düzeltmek ve kolüme etmek için mevcut çok değişken hızlandırıcı tasarımları, farklılaşan cilt yüzey birikim dozlarına yola açar. Yüksek enerjilerde, cilt reaksiyonlarının yoğunluğu, elektronların mega voltaj fotonlarla kombine kullanımını gerektirir. Elektron ışın tedavisinde görülen akut mukoza reaksiyonları, aynı doz foton ışınlarında oluşanla benzerdir, fakat avantaj olarak kesin bir şekilde aynı tarafla sınırlıdır (9).

### 2.3 Elektronun Maddeyle Etkileşimi

Elektronlar, bir ortamdan geçerken ortamdaki atomlarla etkileşimde bulunurlar (şekil 3) (1,5,6,7). Bu etkileşimler şöyle sıralanabilir:

- Bir ortama giren elektron, atom elektronları ile inelastik çarpışma yapabilir (İyonizasyon – Eksitasyon),
- Atom çekirdekleri ile inelastik çarpışma yapabilir (Bremsstrahlung),
- Atom elektronlarıyla elastik çarpışma yapabilirler,
- Atom çekirdekleriyle elastik çarpışma yapabilirler; elektron elastik olarak saçılır yani enerji kaybetmeden yön değiştirir.

Başlangıç elektronu ile yörünge elektronu veya atomun çekirdeği arasındaki çarpışmalar, elastik-inelastik çarpışmalar şeklinde gerçekleşebilir.



**Şekil 3: Elektronların maddeyle etkileşim şekilleri (a) Eksitasyon (b) İyonizasyon (c) Bremsstrahlung (d) Karakteristik X- ışınları.**

Elastik çarpışmada elektron, sadece yönünü değiştirip enerjisinden bir şey kaybetmezken, inelastik çarpışmada, yönünü değiştirmekle beraber enerjisinin bir kısmını yörüngedeki elektrona transfer eder (iyonizasyon-eksitasyon) veya enerjisini ‘Bremsstrahlung’ radyasyonu olarak çevresine yayar. Çarpışmasal kayıplar için enerji kaybı oranı, elektron enerjisine ve elektronun içerisinde bulunduğu elektron yoğunluğuna bağlıdır. Elektron huzmelerinde tipik enerji kaybı, su ve su eşdeğeri dokular için, 2 MV/cm’dir. Gram santimetre kare başına enerji kaybı,  $\text{MeVg}^{-1}\text{cm}^{-2}$  (kütle durdurma gücü), düşük atom numaralı maddeler için daha büyüktür. Bunun iki nedeni vardır:

1. Yüksek atom numaralı maddeler, düşük atom numaralı maddelerden, birim gramda, daha az elektron sayısına sahiptir.
2. Yüksek atom numaralı maddelerin elektronları, bu tip etkileşimlere uygun olmayacak şekilde, daha sıkı bağlıdır.

Santimetre (cm) başına enerji kayıp oranı, elektronun enerjisi ve atom numarasının karesiyle ( $Z^2$ ) orantılıdır. Ayrıca, radyasyon kaybının çarpışmasal kayba oranla gerçekleşme olasılığı elektronun enerjisi ve atom numarasına bağlı olarak artış gösterir. Bu da yüksek enerjili elektronlar ve yüksek atom numarası absorblayıcıları için x ışını üretiminin daha etkili olduğunu gösterir (3).



### 2.3.1 Elektron-Yörünge Elektronu Etkileşimi

Başlangıç elektronu ile absorblayıcı maddenin yörünge elektronu arasındaki Coulomb etkileşimleri, atomda iyonizasyon ve eksitasyon olaylarını meydana getirir.

- İyonizasyon; absorbe atomdan yörünge elektronunun koparılma olayı,
- Eksitasyon; absorbe atomun yörünge elektronunu izin verilen orbitalden daha yüksek orbitale transfer etme olayı olarak tanımlanır.

### 2.3.2 Elektron-Çekirdek Etkileşimi

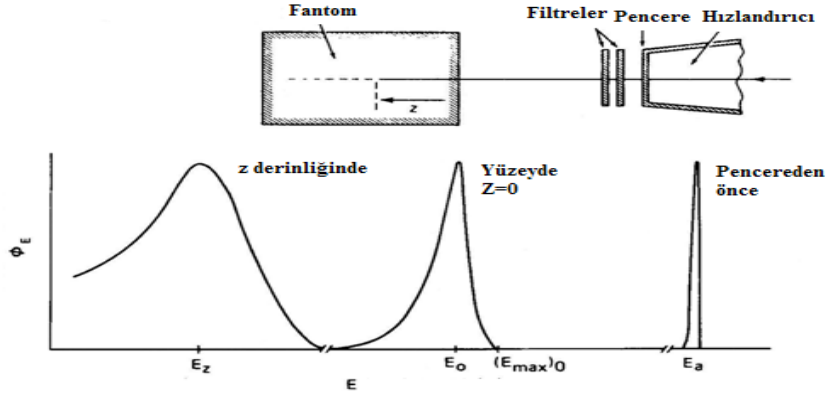
Başlangıç elektronu ile absorblayıcı maddenin çekirdeği arasındaki Coulomb etkileşimi, elektron saçılması ve foton (bremmsstrahlung) üretimi sırasında elektron enerjisi kaybı sonucunu verir. Bu tip enerji kayıpları, radyasyon durdurma gücü ile karakterize edilir (3).

## 2.4 Elektron Enerjilerinin Spektrumu

Elektron ışını, hızlandırıcıdan çıkarken neredeyse monoenerjitik düşünülebilir; ancak hasta cildine varana kadar elektronlar hızlandırıcının çıkış penceresinden geçerken elektronlar, saçıcı yaprakla, monitör odacığıyla, kolimatörle ve havayla etkileşirler. Etkileşmeler sonunda elektronlar çarpışma veya yansıma sonucu enerjilerini, yani hızlarının bir kısmını yitirirler. Bu durumda enerji seviyesi homojen değildir ve bir enerji spektrumundan bahsedilir (çeşitli enerji seviyelerindeki elektronlardan oluşan huzme) (1,10). Etkileşim sonucunda elektronların enerji spektrumları genişler ve Bremsstrahlung oluşumu, elektron ışınının yüzde derin doz dağılımındaki brems kuyruğuna neden olur.

Elektron ışınlarının hastayla ilk temasında ışınlar  $E_0$  ortalama enerjisine sahiptir ve bu enerji hızlandırıcının içindeki enerjiden düşüktür. (Şekil 4)'de, elektron ışın demetlerinin hızlandırıcının çıkış penceresinden önce, fantom yüzeyinde ve seçilen z derinliğindeki enerji spektrumları verilmiştir (1,10).

Klinik uygulamalarda, elektron ışını genellikle vücut yüzeyi üzerindeki enerji ile karakterize edilir. Enerjiyi tespit edebilmek için çeşitli yöntemler mevcuttur, nükleer reaksiyonlar için eşik (başlangıç) enerjisi ölçümü, menzil ölçümleri ve Cerenkov radyasyon eşığı ölçümleri bu yöntemlerden bazılarıdır. Yöntemler arasında klinikte en pratik ve en kullanışlı olanı menzil ölçümleri metodudur (10).



**Şekil 4: Işın, hızlandırıcının kolimatör sisteminden ve fantomdan geçerken, elektron akısının enerjiye bağlı dağılımı.**

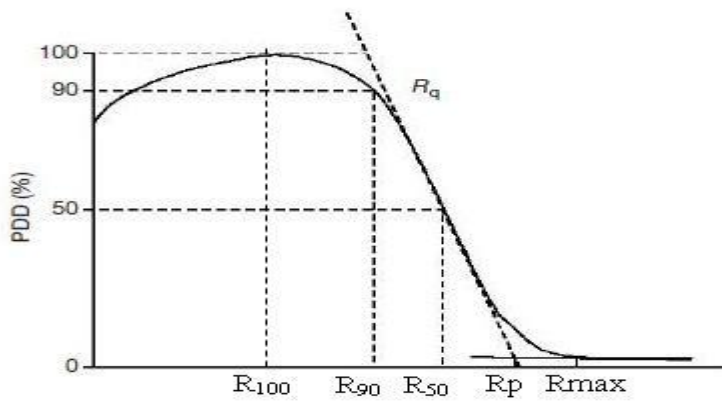
#### 2.4.1 En Olası Enerji ( $E_p$ )<sub>0</sub> :

En olası enerji seviyesi, huzmeyi oluşturan elektronların çoğunluğunun taşıdığı fantom yüzeyindeki enerji olarak tanımlanır.

$$(E_p)_0 = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (2-1)$$

Bağıntısındaki  $R_p$  değeri, (şekil 5) pratik erişme mesafesidir (cm ile ifade edilir).

Pratik erişme mesafesi, merkezi eksen derin doz eğrisinin aşağıya doğru inen kısmına paralel çizilen doğruyla, brems kuyruğuna paralel çizilen doğrunun kesiştikleri nokta olarak tanımlanır. Su için  $C_1=0,22$  MeV,  $C_2 = 1,98$  MeV  $cm^{-1}$  ve  $C_3= 0,0025$  MeV  $cm^{-2}$  dir (10,11).



**Şekil 5:  $R_{100}$ ,  $R_{90}$ ,  $R_{50}$ ,  $R_p$  ve  $R_{max}$  değerlerini gösteren yüzde derin doz eğrisi.**

#### 2.4.2 Ortalama (Mean) Enerji $E_0$ :

$E_0$ , fantom yüzeyine gelen ortalama enerjidir ve  $R_{50}$ 'ye bağlıdır. Ölçümler, kaynak iyon odası mesafesi sabit, 100 cm'de yapılırsa  $E_0$  bağıntısı (10,11) şöyle belirlenir.

$$E_0 = C_4 \cdot R_{50} \quad (2-2)$$

$R_{50}$  absorbe edilen maksimum dozun % 50'sinin olduğu derinlik olarak tanımlanır.

Su için  $C_4 = 2,33 \text{ MeV cm}^{-1}$ 'dir. AAPM Task Group-25 protokolü (6)  $C_4$  için  $2,33 \text{ MeV cm}^{-1}$  değerini kullanmayı tavsiye ederken, Rogers ve Bielajew'in (12) en son Monte Carlo hesaplarına göre bu değer  $2,4 \text{ MeV cm}^{-1}$ 'e daha yakındır.  $C_4$  teki değişim klinik dozimetri üzerinde çok küçük bir etkiye sahiptir (1).

En olası enerji ve spektrumun ortalama enerjisi derinlikle beraber lineer olarak düşmektedir ve aşağıdaki bağıntılara göre ifade edilebilir:

$$(E_p)_z = (E_p)_0 (1 - z / R_p) \quad (2-3)$$

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 (1 - z / R_p) \quad (2-4)$$

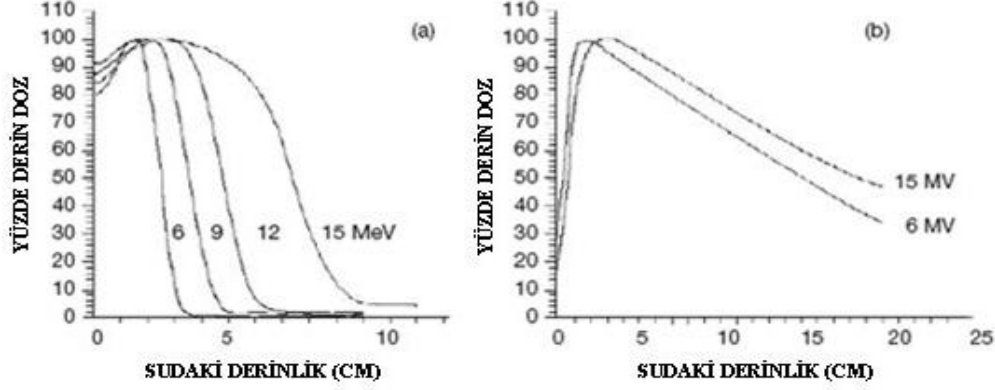
(2-4) Bağıntısı dozimetride çok önemlidir. Çünkü absorbe doz ölçümlerinde iyon odasının bulunduğu noktadaki ortalama enerjiyi bilmek gerekir (1).

$E_0$  yüzeye gelen ortalama enerji ile yayılım parametreleri arasında deneysel bir ilişki vardır. Yayılım parametreleri, derin absorbe doz dağılımından belirlenir. Özellikle pratik erişim mesafesi  $R_p$  ve  $R_{50}$  enerji-yayılım ölçümlerinde en önemli parametrelerdir.  $R_p$ ; eğrinin inen kısmına paralel çizilen doğruyla, brems kuyruğuna paralel çizilen doğrunun kesiştikleri nokta olarak belirlenir.  $R_{50}$  ise; absorbe edilen maksimum dozun %50'sinin olduğu derinlik olarak belirlenir (11).

## 2.5 Elektron Işınlınının Dozimetrik Özellikleri

### 2.5.1 Derin Doz Karakteristikleri

Elektron ışınları için, merkezi eksende, derin doz eğrilerinin genel şekli foton ışınlarınınkinden farklıdır (şekil 6).



Şekil 6 : 100 cm SSD ve 10 x 10 cm<sup>2</sup> alan boyutu için merkezi eksen derin doz eğrileri (a) 6, 9, 12 ve 15 MeV elektron enerjileri için ve (b) 6 ve 15 MV foton enerjileri için.

Doz, maksimum değerine yavaş yavaş yükselir, hızlı bir düşüş yaşar, pratik erişme noktasında ( $R_p$ ) doz yaklaşık olarak sıfıra iner. Pratik erişme noktasının ötesinde gözlemlenen radyasyon dozu tamamen lineer hızlandırıcı cihazının kafasında ve doku içerisinde oluşan foton kontaminasyonundan kaynaklanmaktadır. Doz kontaminasyon miktarı değişir fakat bu değişim genellikle ışının enerjisine ve lineer hızlandırıcının dizaynına bağlı olarak maksimum dozun % 1-5'i arasındadır.

Tipik olarak elektron ışınlarının merkezi eksendeki derin doz eğrileri yüksek bir yüzey dozu çizmektedir (megavoltaj foton ışınlarıyla karşılaştırıldığında) ve bu doz, doz maksimum noktasına kadar ( $d_{max}$ ) artar.  $d_{max}$  noktasından sonra ise doz aniden düşer ve düşük seviyelerde brems kuyruğu olarak bilinen bir düzlük oluşturur. Doz maksimum noktası foton ışınlarında olduğu gibi sadece enerjiye bağlı değildir, ayrıca makine dizaynının bir fonksiyonudur. Işının doku içindeki girciliği ise açıkça enerjiye bağlıdır. Daha yüksek enerjilerde gircilik daha fazladır. Bu özellikler, klinikte yüzeyel tümörlerin tedavisinde x-ışını modalitelerinden farklı, belirgin bir avantaj sunar (1,4,5).

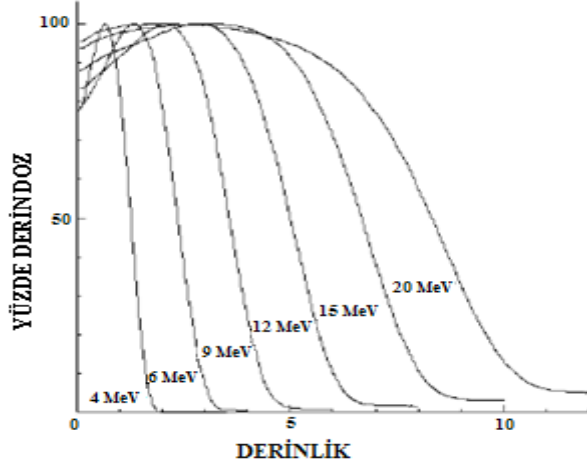
### 2.5.2 Alan Boyutu Etkisi

Tüm alan boyutları pratik erişme mesafesinden daha büyük olduğunda, derin doz eğrisinin şekli alan boyutundan bağımsız hale gelir. Küçük alanlar için, doz düşüş dikliği

azalırken, maksimum doz derinliği düşer ve yüzeysel derinliklere kayar. Elektronlar, alan periferinden merkezi derin doza katkıda bulunmak amacıyla yeterli miktarda saçılmaya uğramadıklarından dolayı, pratik erişme mesafesinden daha büyük alan boyutları için, alan boyutu büyüdükçe derin doz eğrisi sabit kalır, değişmez. Alan boyutu lateral saçılma dengesi için gereken alan boyutundan daha küçük alan boyutuna küçültüldüğünde, doz hızı azalır,  $d_{max}$  (maksimum doz derinliği=build up) yüzeğe yaklaşır ve %DD eğrisinin (yüzde derin doz eğrisi) dikliği azalır (1,4).

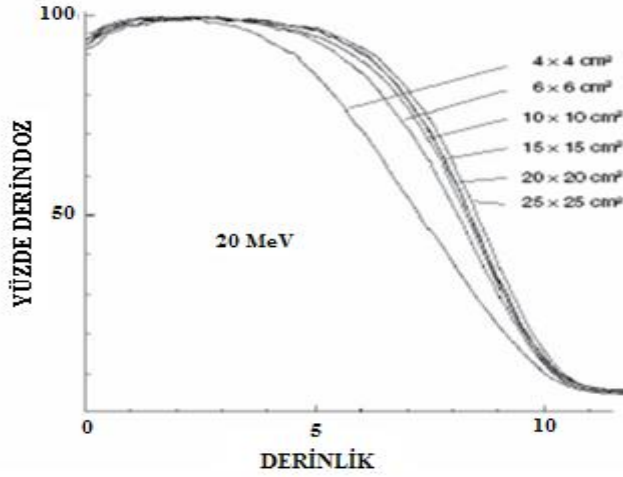
### 2.5.3 Maksimum Doz Derinliği Özellikleri

Elektron ışınlarının enerjisi arttıkça maksimum doz derinliği artar (1,4,5,10). Homojen maksimum doz bölgesi, düşük enerjilerde dar, yüksek enerjilerde geniştir (Şekil 7).



Şekil 7: Farklı enerjiler için yüzde derin doz grafiği.

Elektron ışınlarının enerjisi arttıkça derine inme kabiliyeti artar (1,4,5,10). Alan büyüklüğü arttıkça maksimum doz derinliği artar (1,4,5,10). (Şekil 8)'de 20 MeV enerjide çeşitli alan büyüklükleri için yüzde derin doz eğrileri gösterilmiştir.



**Şekil 8: 20 MeV elektron ışınlarında derin dozun alan büyüklüğüyle değişimi.**

## 2.6 Elektron Kaynağı ve Uzatılmış Kaynak Yüzey Mesafesi (SSD)

Elektron ışınlarıyla tedavi ideal olarak derin doz profilleri ve output faktörleri bilinen nominal kaynak yüzey mesafesinde (SSD) uygulanır. Ancak bazı durumlarda lateral posterior boyun bölgelerinin tedavisinde düzensiz cilt yüzeyi veya omuz gibi anatomik kısıtlamalardan dolayı nominal SSD ile tedavi mümkün olmadığından uzatılmış SSD ile tedavi gereksinimi doğar. Ek olarak uzatılmış SSD tedavisi kasten daha geniş alanlar elde etmek için de kullanılır. Posterior boyun bölgesi normalde spinal kordun aşırı doz almasını engellemek amacıyla bitişik foton ve yüksek enerjili elektron alanlarıyla tedavi edilir. Foton ışınlarıyla beraber uzatılmış SSD li elektron ışınlarının kullanımı alanların birleşme bölgesinde yükselen doz inhomojenitesine sebep olur (13).

Uzatılmış SSD de elektron ışınlarıyla tedavi, nominal SSD'deki tedavi ile karşılaştırıldığında uygulanan kesin dozda belirsizliklere neden olabilir. Bu belirsizlikler (a) değişken SSD ye bağlı olarak ışın profillerindeki değişimler, (b) nominal SSD'ye (100 cm) bağlı olarak ışın outputundaki düşüşleride kapsar. Uzatılmış SSD kullanılan elektron ışınlarıyla tedaviye başvurulmadan önce bu belirsizliklerin her tedavi ünitesinde değerlendirilmesi kaçınılmazdır. Deneysel çalışmalara göre uzatılmış SSD lerde yüzey dozundaki ufak düşüşler haricinde elektron derin doz profillerinde kaydadeğer bir değişim olmamıştır (14,15).

X ışınından farklı olarak elektron ışını hızlandırıcı kafasındaki fiziksel bir kaynaktan çıkmaz. Kalem şeklinde elektron ışını; hızlandırıcının vakum penceresini, eğici manyetik alanı, saçıcı foiller, monitör iyon odasını geçtikten sonra havada saçılarak tek

noktadan çıkıp diverjansın etkisiyle geniş bir ışın haline gelir. Bu nokta **sanal kaynak** olarak isimlendirilir (16).

Sanal kaynak pozisyonunu belirlemek için birkaç farklı metod önerilmiştir. Pohlit'in metodu (16) bakır tellerden oluşan bir gridin kolimatörden farklı uzaklıklarda elektron radyograflarının çekilmesi ve sanal kaynak noktası olan noktaya geri yansıtmasına dayanır. Bu multipinhole teknik, metal bir plakada çift konik delik kullanır (17). Pinhole görüntüler film üzerinde elde edilir. Pinhole görüntülerin geri yansıtılması sanal kaynak noktasının pozisyonunu verir.

Meyer ve arkadaşları (18) mesafeyle film üzerinde değişen alan boyutu metodunu tanımlamıştır. Sanal kaynak noktası, değişik mesafelerden ölçülen ışın profillerinin % 50 genişliklerinin geri yansıtılmasıyla bulunur.

Sanal Kaynak Yüzel Mesafesinin (SSD) kullanımı, bütün klinik koşullar altında uzatılmış SSDlerde outputlar için ters kare kanununun kesin düzeltmesini elde etmemizi sağlamaz. Yapılan ölçümlere göre sanal SSD, sadece geniş alanlarda ters kare kanununa uygun faktörleri vermiştir (19). Küçük alan boyutları için ters kare kanunu düzeltmesi ile sanal SSD ile outputtaki değişimler azımsanacak dereceye gelirler. Düşük elektron enerjileri ve küçük alan boyutlarında fantom ve havadaki kenar saçılması dengesizliğindeki kayıp nedeniyle outputtaki ek düşüş, ters kare kanunundaki bu sapmaların sebebidir. Böylece sanal SSD, ters kare kanunu faktörüne ek olarak, alan boyutu ve enerjinin bir fonksiyonu olarak, mesafeyle değişen doz dağılımlarını tahmin etmek için düzeltme faktörleri geliştirmede kullanılır (18).

Sanal kaynak mesafesi Meyer ve arkadaşlarının ifadesiyle şu şekilde verilebilir;

$$\frac{X_{100}}{X_F} = \frac{(F_{vir} + d)}{(F_{vir} + d + g)} \quad (2-5)$$

veya

$$\frac{X_F}{X_{100}} = 1 + \left[ \frac{1}{(F_{vir} + d)} \right] g \quad (2-6)$$

Burada  $X_{100}$  ve  $X_F$  sırasıyla nominal SSD ve uzatılmış SSD'nin ölçülen % 50 (yarı maksimum tam genişlikleri) genişlikleridir. '  $g$  ', nominal SSD ile uzatılmış SSD arasındaki hava boşluğu farkını ifade eder.

Böylece  $g$ 'nin bir fonksiyonu olan  $(X_{100}/X_F)$  eğrisinin çizilmesiyle elde edilen doğrudan **sanal kaynak mesafesi**  $F_{vir}$  her bir alan boyutu ve enerji için eğim =  $\frac{1}{(F_{vir} + d)}$  ifadesiyle elde edilir.

Elektron kolimatörü ile hasta arasındaki hava boşluğuna göre doz outputunun düzeltilmesini sağlamada **etkin (efektif) SSD** yöntemi de kullanılır. Bu yöntem mesafe ile outputtaki değişim için doğru bir ters kare kanunu bağlantısı verir. Khan ve arkadaşları (29) mümkün olduğunca klinik uygulamaya yakın bir metod önermişlerdir.

Bu methoda fantom elektron konusuna temas ederken yani arada hiç hava boşluğu yokken ve sonra çeşitli aralıklarda hava boşluğu bırakarak konus ucundan yaklaşık 20 cm uzaklıkta olacak şekilde fantom üzerinde maksimum doz derinliğinde ( $d_{max}$ ) doz ölçümleri alınır.  $f$ =efektif SSD;  $I_0$ = sıfır hava boşluğundaki doz;  $I_g$ = standart SSD mesafesi ile fantom arasında  $g$  kadar boşluk olduğunda ölçülen doz. Elektronlar ters kare kanununa uyuyorsa;

$$\frac{I_o}{I_g} = \left( \frac{f + d_{max} + g}{f + d_{max}} \right)^2 \quad (2-7)$$

veya

$$\sqrt{\frac{I_o}{I_g}} = \frac{g}{f + d_{max}} + 1 \quad (2-8)$$

Şeklinde ifade edilir.

$\sqrt{\frac{I_o}{I_g}}$  değerinin çizilmesiyle boşluk  $g$ 'nin bir fonksiyonu olarak eğimi  $\frac{1}{f + d_{max}}$  olan

düz bir doğru elde edilir. Böylece  $f = \frac{1}{egim} - d_{max}$  olur. (2-9)

Bununla birlikte efektif SSD  $d_{max}$  derinliğinde ölçümlerin alınmasıyla elde edilebilir, fakat değeri ölçümün derinliğiyle anlamlı şekilde değişmez (20).



### 3. GEREÇLER VE YÖNTEM

#### 3.1 Gereçler

- Siemens KD2 Lineer Hızlandırıcı
- Serobant alaşım
- Çeşitli ebatlarda hazırlanmış bloklar (4x4, 6x6, 12x12)
- PTW Markus Paralel Plan iyon odası
- PTW Farmer İyon Odası
- PTW Semiflex İyon Odası
- PTW E Tipi Dozimetri Diyot
- PTW-Unidos Dozimetri sistemi
- PTW MP3-M su fantomu
- PTW RW-3 katı-su fantomu

##### 3.1.1 Siemens KD2 Lineer Hızlandırıcı

Bu çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezinde bulunan SIEMENS Mevatron KD2 (SIEMENS AG, USA, 1996) Lineer Hızlandırıcısı kullanılmıştır. Cihaz, 6, ve 25 MV enerjili foton, 6, 9, 12 ve 15 MeV enerjili elektron huzmeleri üretme kapasitesine sahiptir.

Elektron ışını uygulamalarında, R=5 cm çaplı yuvarlak, 10x10 cm<sup>2</sup>, 15x15 cm<sup>2</sup>, 20x20 cm<sup>2</sup> ve 25x25 cm<sup>2</sup> lik standart alanlı konüsler kullanılır. Bu çalışmada 10x10 cm<sup>2</sup>, 15x15 cm<sup>2</sup>, 20x20 cm<sup>2</sup> çaplı konüsler kullanılmıştır

##### 3.1.2 Çeşitli Alan Boyutlarında Hazırlanmış Cerrobend Bloklar

Koruma blokları radyasyona karşı etkin soğurma gösteren farklı malzemelerden yapılabilirler. Kurşunun erime sıcaklığı 327°C, 20°C de yoğunluğu 11.35 /cm<sup>3</sup>, ve Co-60 için yarı değer kalınlığı 1,02 cm' dir. Blok malzemesi olarak cerrobend (Lipowitz alaşım) tercih edilir. Cerrobend' in kurşuna göre en büyük avantajı kurşunun erime sıcaklığı 327°C iken cerrobend' in 70°C de erimesi ve kolaylıkla istenilen şekilde, kalıplara dökülebilmesidir. Bu alaşımın 20°C de yoğunluğu 9.4 g/cm<sup>3</sup> dür. Yapısında % 50 bizmut (Bi), % 26.7 kurşun (Pb), % 13.3 kalay (Sn), % 10 kadmiyum (Cd) bulunur (1,4,5).

### 3.1.3 Markus Paralel-Plan İyon Odası

Markus paralel-plan iyon odası yüksek enerjili fotonların yüzey dozu ölçümlerinde kullanılır (şekil 9). Radyoterapide doz profilleri ölçümü yanında absorbe doz ölçümlerinde de kullanılabilir. Paralel-plan iyon odaları 2 MeV ile 45 MeV arasında elektron dozimetrisinde, cilt ve build-up dozu ölçümlerinde kullanılır. Markus tipi paralel-plan iyon odası 0,055 cm<sup>3</sup> hacme sahiptir. Kalibrasyonda, referans radyasyon kalitesi olarak, <sup>60</sup>Co kullanılır. İyon odasının tabanı silindirik ve PMMA (perspeks=pleksiglas)'dan yapılmıştır (21,22).



Şekil 9: PTW Markus Paralel Plan İyon Odası (21).

### 3.1.4 0,125 cc Semiflex İyon Odası

PTW 31010 model Semiflex iyon odaları su geçirmez yapıdadır (şekil 10). Genellikle su fantomunda derin doz, doz profili ve doz dağılımı ölçümleri için kullanımlarının yanında lineer hızlandırıcı ve Kobalt cihazlarıyla yapılan radyasyon alan analizleri için de sıklıkla kullanılır. Kullanıldıkları nominal enerji aralıkları fotonlarda 30 kV ile 50 MV, elektronlarda ise 6 MeV ile 50 MeV aralığındadır. İyon odasının iç çapı 5,5 mm'dir. Maksimum polarizasyon voltajı  $\pm 500$  V'tur. Duvar materyali 0,55 mm kalınlığında PMMA ve 0,15mm grafitten meydana gelmektedir (21,23).



Şekil 10: PTW Semiflex İyon Odası (21).

### 3.1.5 Farmer İyon Odası

Doz ölçümlerinde kullanılan PTW marka farmer tipi iyon odası 21.2 mm iç uzunluk ve 3.05 mm iç yarıçapa sahiptir (Şekil 11). 0,6 cm<sup>3</sup> hassas volüme sahiptir. Build-up kepi 4,55 mm kalınlığında olup PMMA dan yapılmıştır. Duvar materyali PMMA (Poli Metil Metakrilat yoğunluğu 1.19 g/cm<sup>3</sup>) ve grafit karışımından yapılmış olup alüminyumdan olan elektrodunun çapı 1mm, uzunluğuda 21.9 mm'dir.

Hassas hacmin yarıçapı 3,15 mm ve uzunluğu 24 mm'dir. 140 kV 50 MV foton ve 10 MeV - 45 MeV elektron huzmelerini ölçmeye elverişlidir (21,24).



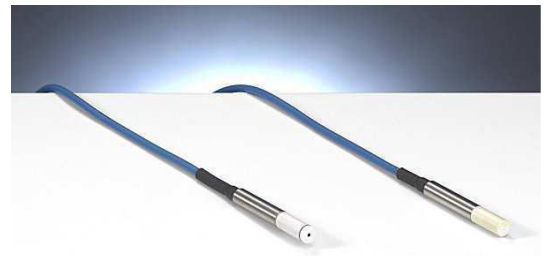
Şekil 11: PTW 30010 0,6 cm<sup>3</sup> farmer tipi iyon odası (21).

### 3.1.6 E Tipi Dozimetri Diyot

PTW marka 60012 model E tipi diyot özellikle yüksek uzaysal çözünürlük gerektiren durumlarda kullanılır. E tipi dozimetri diyodu yüksek enerjili elektron alanları ve 10x10 cm den düşük foton alanlarını ölçmek için geliştirilmiş bir p-tipi silikon diyottur (şekil 12).

Genel olarak IMRT, stereotaktik ışınlamalar ve su fantomu ölçümlerinde kullanılır. 2 ila 25 MeV arası elektron ölçümlerinde kullanılır. Ölçüm hacmi 1 mm<sup>2</sup> kalınlığında ve 2.5 µm kalınlığındadır. Referans noktası ön yüzünün 0.6 mm

gerisindedir. Çalışma voltajı 0 V'dur. Elektronlar için 1x1 cm<sup>2</sup> ile 40x40 cm<sup>2</sup> arası, fotonlar için 1x1 cm<sup>2</sup> ile 10x10 cm<sup>2</sup> arası alanlarda ölçüm yapılabilir (21,25).



Şekil 12: PTW 60012 E tipi dozimetri diyot (21).

### 3.1.7 RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresinde standar referans materyal sudur. Ancak pratik bir yöntem olmadığından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri fantom materyali kullanılır. RW-3 katı su fantomu, yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistiren'den ( $C_8H_8$ ) yapılmış, % 2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu  $1.045 \text{ g/cm}^3$ , elektron yoğunluğu  $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$  ( su:  $3.343 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ ) olan bir fantom materyalidir. Boyutları  $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$ 'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan ibarettir (26).

### 3.1.8 Elektrometre

Cihazın out-put değerlerinin ölçümünde kullanılan PTW Unidos elektrometre; R, R/dak, Gy, Gy/dak, Sv/saat; amper ve coulomb cinsinden doz, doz şiddeti ve akım değerlerini okuyabilen bir dozimetridir. Polarite voltajı 0 - 400 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir. İyon odaları ve katıhal dedektörleri için kullanımı uygundur. Elektron demetlerinde ise 50 MeV enerjiye kadar ölçüm yapılabilmektedir.

### 3.1.9 PTW MP3-M Su Fantomu

Radyoterapi ışınlarının doz dağılımlarını otomatik olarak ölçmek için kullanılan 3-boyutlu (3D) su fantomudur (şekil 13).  $50 \times 50 \text{ cm}^2$  dedektör hareket hacmine sahip olup dik olarak 40 cm ışınlaması için uygundur. Duvar kalınlığı 20 mm akrilikten yapılmıştır. En yüksek dedektör hızı 50 mm/s ve 0,1 mm hassasiyetle ölçüm alınabilmektedir. Su tankından ayrı olan su fantomunun hareket mekanizması paslanmaz çelikten yapılmıştır ve yükseklik ayarı için asansör sistemi vardır. El kumandasıyla iyon odasının 3D hareketini ayarlamak ve kontrol etmek mümkündür. Fantomun bilgisayarla bağlantısını sağlayan 2 adet birim vardır.



**Şekil: 13 PTW MP3-M su fantomu**

Bunlar "TANDEM" ve "CONTROL UNIT" birimleridir. RS232 kablosu su fantomu ile su fantomu bilgisayarı arasındaki iletişimi sağlar.

## 3.2 YÖNTEM

Bu çalışma Siemens KD2 lineer hızlandırıcıda 6, 9, 12 ve 15 MeV elektron enerjileri için yapıldı. Tez çalışmasına başlamadan önce, Siemens KD2 lineer hızlandırıcının kalite kontrol testleri yapıldı. Her ölçümden önce kullanılmakta olan elektron demetlerinde enerji kalitesi ölçülerek cihazın kabul testleri sırasındaki enerji düzeyinde olduğundan emin olundu, radyasyon alanının düzgünlüğüne ve simetrisine bakılarak elektron demetlerinin istenen tolerans sınırları içinde olması sağlandı. Bu testlerin ardından doz verimleri, katı su eşdeğeri fantomda SSD=100 cm'de her bir enerji seviyesi için uygun referans derinlikte 1 cGy/MU olacak şekilde ayarlandı.

Ölçümlerde 4x4 cm<sup>2</sup>, 6x6 cm<sup>2</sup>, 10x10 cm<sup>2</sup> ve 15x15 cm<sup>2</sup> boyutlarında alanlar kullanılacağı için öncelikle 10x10 cm<sup>2</sup> ve 15x15 cm<sup>2</sup> standart konüse takılabilecek cerrobend alaşımdan oluşan 2 cm kalınlığında bloklar hazırlandı.

### 3.2.1 İyon Odası Ölçümleri

Katı su fantomu ölçümleri, RW3 katı su fantomu kullanılarak merkezi ekseninde 6,9,12 ve 15 Mev enerjileri için kendi  $d_{max}$  10x10 cm alanda SSD 100, 104, 108, 110 ve 115 cm de PTW Semiflex 0,125 cc, PTW Farmer 0,6 cc, PTW markus 0,055 cc iyon odaları ve PTW Unidos elektrometre kullanılarak yapıldı. Ölçümlerde her iyon odası için özel dizayn edilmiş fantom plakası kullanıldı. Her bir ölçüm 3 kez tekrarlanıp ortalaması alındı. Ölçümler ekler kısmında (Tablo 23-27)'de verilmiştir.

Ölçümlerden elde edilen verilerle  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerleri hesaplanarak g'ye (gap) bağlı grafikleri elde edildi. (şekil 14-25). Grafiklerin eğimleri ekler bölümünde Tablo (28-32) arasında verilmiştir.. Bu grafiklerin eğimi formül (2-9)'da yerine koyularak efektif SSD ler hesaplandı (Tablo 1).

Efektif SSD metodu ile hesaplanan output değerleri ile ölçülen output değerleri karşılaştırılıp % farkları bulundu (Tablo 2-13).

Su fantomu ölçümleri 6, 9, 12 ve 15 Mev'lik enerjilerde 4x4, 6x6, 10x10 ve 15x15 cm<sup>2</sup>'lik alanlar için PTW marka MP3-M su fantomunda, merkezi ekseninde su yüzeyinde SSD=100 cm'de, PTW Semiflex 0,125 cc hacimli, PTW markus 0,055 cc hacimli iyon odaları ve ve PTW E tipi dozimetri diyot kullanılarak yapıldı. Öncelikle 10x10 cm<sup>2</sup> lik alanda 6 MV foton ışını ile su fantomu software programı 'Mephysto mc<sup>2</sup>' kullanılarak su

fantomunda merkezi eksen kontrolü yapıldı. Sonra 10x10 cm<sup>2</sup> konüs ile tüm elektron enerjilerinde ve SSDlerde derin doz eğrileri elde edildi. Bu eğrilerden R<sub>ref</sub> (referans doz derinliği), R<sub>85</sub> (dozun % 85'nin geçtiği derinlik), R<sub>85/2</sub>, (dozun % 85'nin geçtiği derinliğin yarısı) R<sub>50</sub> (dozun % 50'sinin geçtiği derinlik), ve R<sub>p</sub> (pratik erişme derinliği) değerleri saptandı.

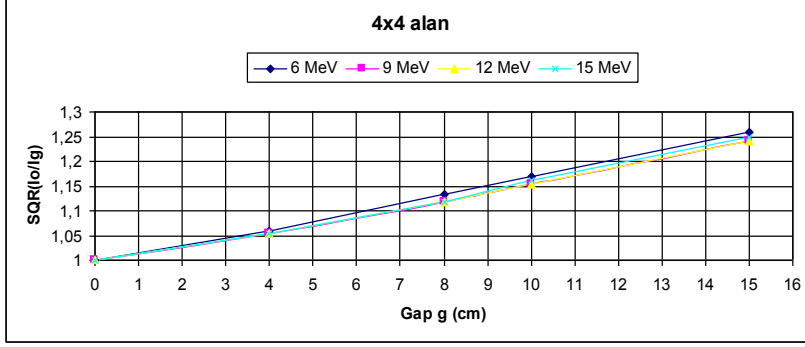
Bu derinlik değerleri kullanılarak 10x10 cm<sup>2</sup> ve 15x15 cm<sup>2</sup> konüs ile 4x4, 6x6, 10x10 ve 15x15 cm<sup>2</sup>'lik alanlar için, her bir enerji seviyesinde ve her bir kaynak yüzey mesafesinde yüzde derin doz, x ve y eksenlerinde doz profilleri elde edildi. Ölçülmüş yüzde derin doz ve doz profilleri ile PTW 'nin Verisoft programı kullanılarak izodoz dağılımları oluşturulmuştur ve analizleri yapılmıştır. Aynı işlemler PTW markus 0,055 cc hacimli iyon odası ve PTW E tipi dozimetri diyot için de tekrarlanmıştır.

## 4. BULGULAR

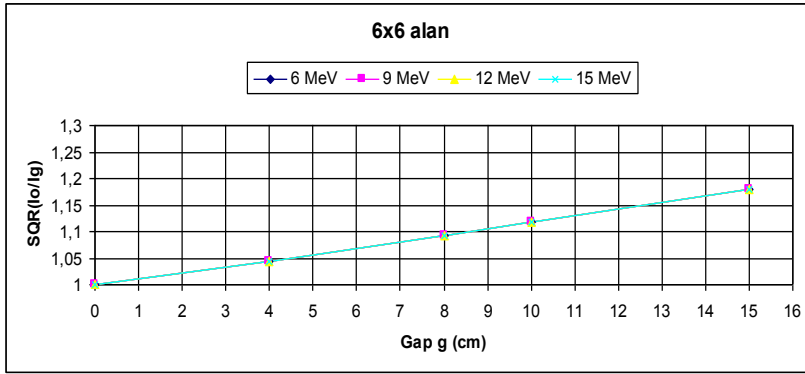
### 4.1 KD2 Cihazının Çeşitli Enerji ve SSD'lerdeki Output değerleri

Farmer, Semiflex ve Markus iyon odaları ile katı su fantomunda, merkezi eksende ölçülmüş output değerleri,  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerleri ve eğim değerleri ekler bölümündeki tablolarda gösterilmiştir.

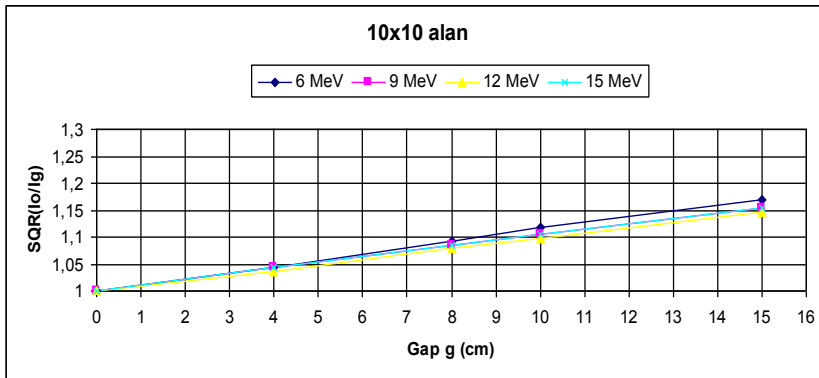
(Şekil 14-25)'de Markus, Semiflex ve Farmer iyon odası için farklı SSD ve farklı alanlardaki output ölçümlerinin birbirleriyle oranlanması sonucu elde edilen  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafikleri verilmiştir. Tüm enerjiler ve alanlar için SSD arttıkça absorbe dozun lineer olarak azaldığı ve 4x4 cm<sup>2</sup> alanda ölçülen absorbe dozun diğer alanlara göre daha fazla düştüğü görülmektedir. Grafiklerin eğimi hesaplanıp formül (2-9)'da yerine koyularak (Tablo 1)'de verilen etkin SSD'ler elde edilmiştir. Görüldüğü gibi küçük alanlar ve düşük enerjiler için etkin SSD değerleri oldukça azdır. (Tablo 2)'den (Tablo 13)'e kadar olan tablolarda etkin SSD'ler kullanılarak elde edilen output değerleriyle ölçülen output değerlerinin karşılaştırılması yapılmış ve aralarındaki yüzde farklar verilmiştir. Küçük alanlarda yüzde farkın daha fazla olduğu görülmektedir. 6x6 cm<sup>2</sup>'den büyük alanlarda ise fark % 1 altındadır. Şekil (26-37) arasındaki şekillerde Semiflex ve Markus iyon odası ve E Tipi Diyot için farklı SSD ve alanlardaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafikleri verilmiştir. (Tablo 14)'de ise FWHM değerlerinin grafiklerinin eğimi kullanılarak elde edilen Sanal Kaynak Mesafeleri verilmiştir. (Şekil 38-40) arasında 10x10cm<sup>2</sup> alan boyutunda farklı SSD'lerde derin doz eğrileri verilmektedir. (Tablo 15)'den (Tablo 18)'e kadar olan tablolarda Markus ve Semiflex iyon odası ile E Tipi Diyot için farklı SSD ve farklı enerjilerdeki derin doz değerleri verilmiştir. (Şekil 41-43)'de farklı enerji ve alan boyutlarındaki ışın profilleri görülmektedir. (Tablo 19) ile (Tablo 22) arasındaki tablolarda profillerin merkez eksen uzaklıkları ile penumbra değerleri verilmiştir. Küçük alanlarda büyük alanlarla karşılaştırıldığında ışın belirgin oranda genişlediği görülmüştür ve etkin SSD'nin etkileri yüksek enerjili elektronlarda daha belirgin olarak gözlenir.



Şekil 14: Farmer iyon odası için 4x4 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.

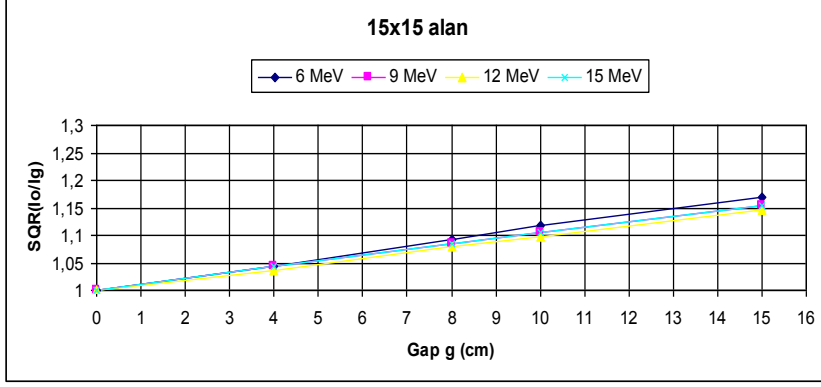


Şekil 15: Farmer iyon odası için 6x6cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.

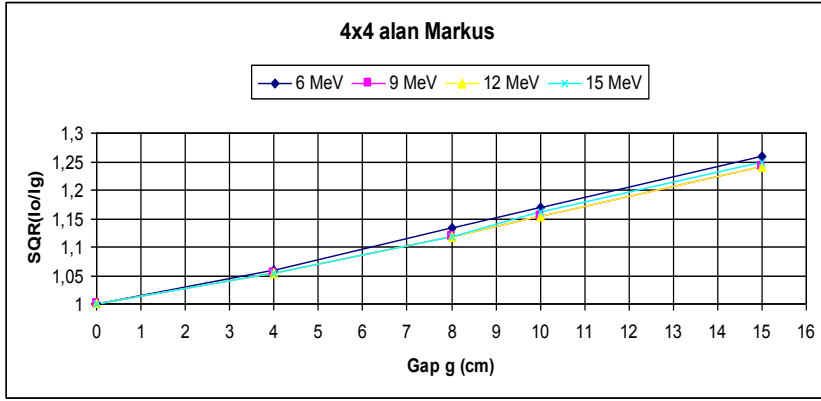


Şekil 16: Farmer iyon odası için 10x10 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.

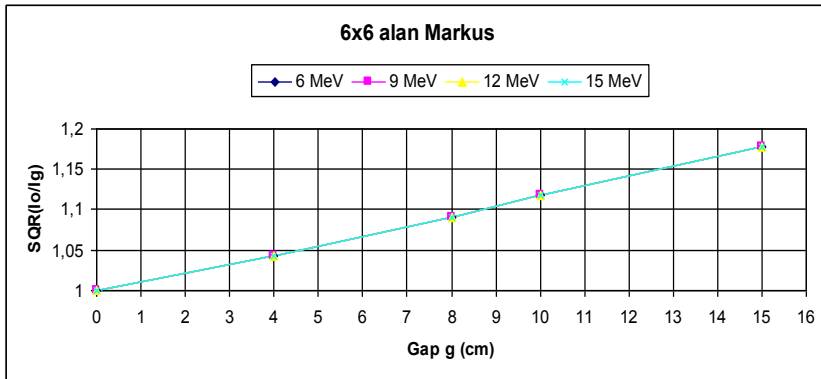




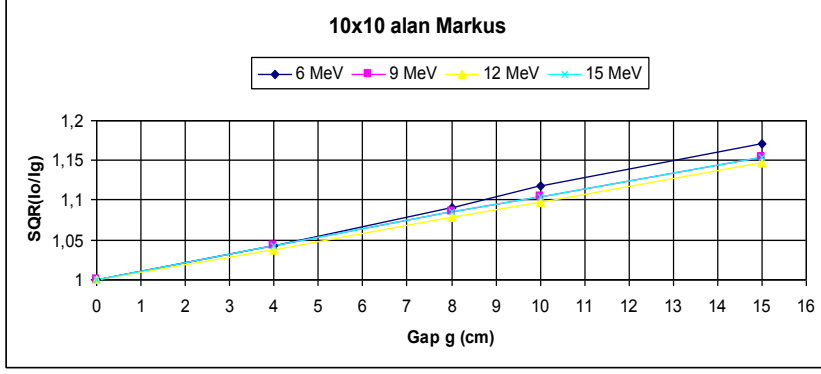
Şekil 17: Farmer iyon odası için 15x15 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



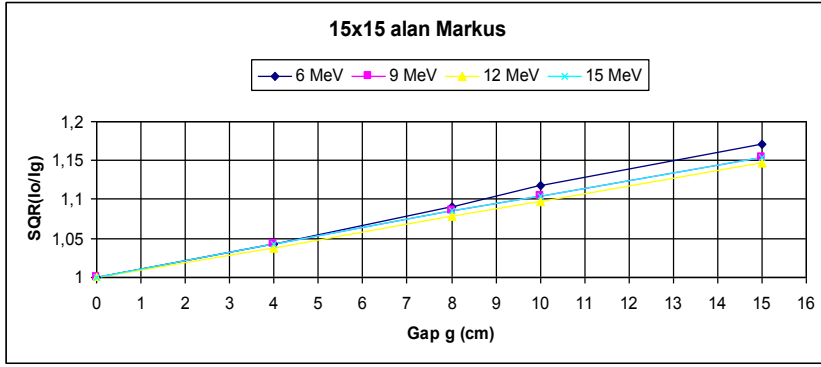
Şekil 18: Markus iyon odası için 4x4 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



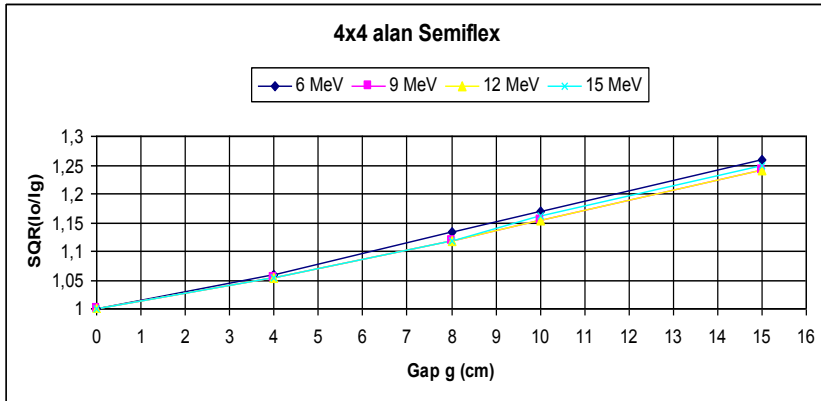
Şekil 19: Markus iyon odası için 6x6 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



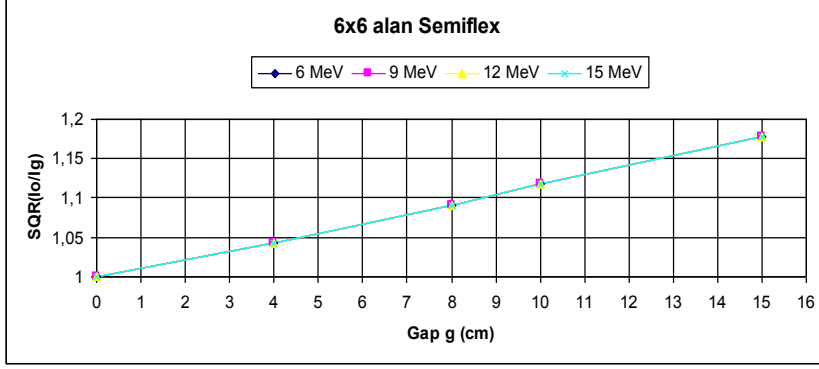
Şekil 20: Markus iyon odası için 10x10 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



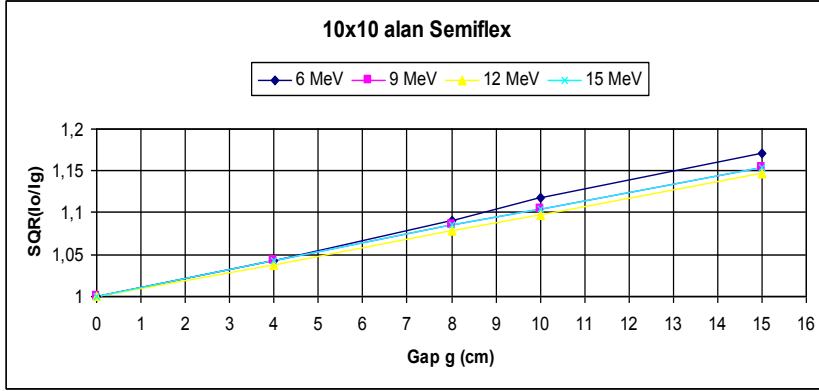
Şekil 21: Markus iyon odası için 15x15 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



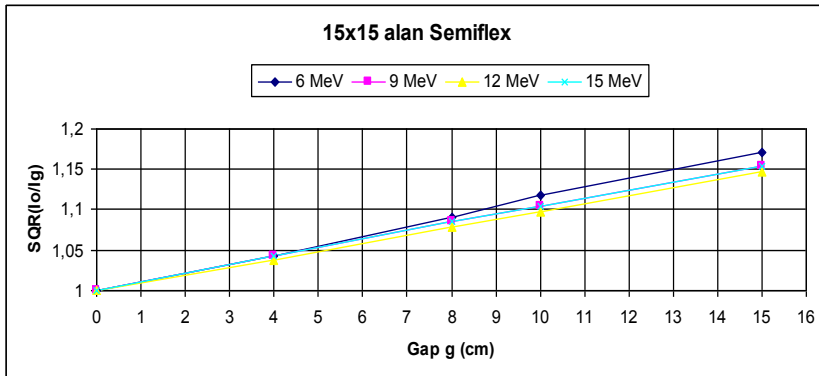
Şekil 22: Semiflex iyon odası için 4x4 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



Şekil 23: Semiflex iyon odası için 6x6 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



Şekil 24: Semiflex iyon odası için 10x10 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



Şekil 25: Semiflex iyon odası için 15x15 cm<sup>2</sup> alandaki  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.

Eğim değerleri formül (2-9) da yerine yerine koyulursa efektif SSD değerleri;

$$(f = \frac{1}{egim} - d_{max}) \text{ şöyle bulunur.}$$

**Tablo 1: Farmer, Markus ve Semiflex iyon odaları için hesaplanan etkin SSD değerleri.**

Efektif SSD (cm)	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
4x4 cm <sup>2</sup>	55,9	59,9	59,3	56,7
6x6 cm <sup>2</sup>	80,8	88,6	88	88,3
10x10 cm <sup>2</sup>	84,9	97,9	97,3	97,6
15x15 cm <sup>2</sup>	84,9	97,9	97,3	97,6

**Tablo 2: Farmer iyon odası için 6 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Farmer İyon Odası 6 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	105,53	105,53	0,00	238,33	238,33	0,00	545,47	545,47	0,00	966,73	966,73	0,00
104	92,19	93,92	1,88	216,70	219,26	1,18	498,16	501,83	0,74	882,89	889,39	0,74
108	81,22	82,31	1,34	197,89	200,20	1,17	456,76	458,19	0,32	809,50	812,05	0,32
110	76,46	77,04	0,76	189,39	190,66	0,68	437,86	436,38	-0,34	776,19	773,38	-0,36
115	66,24	66,48	0,37	170,38	171,60	0,71	395,75	398,19	0,62	701,39	705,71	0,62

**Tablo 3: Farmer iyon odası için 9 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Farmer İyon Odası 9 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	206,07	206,07	0,00	406,53	406,53	0,00	737,20	737,20	0,00	952,37	952,37	0,00
104	181,85	185,46	1,99	372,91	374,01	0,29	681,58	678,22	-0,49	880,52	876,18	-0,49
108	161,66	164,86	1,98	343,30	341,49	-0,53	632,03	626,62	-0,86	816,50	809,51	-0,86
110	152,80	154,55	1,14	329,80	325,22	-1,39	609,25	604,50	-0,78	787,08	780,94	-0,78
115	133,60	133,95	0,26	299,33	300,83	0,50	557,43	552,90	-0,81	720,13	714,28	-0,81

**Tablo 4: Farmer iyon odası için 12 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Farmer İyon Odası 12 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	258,63	258,63	0,00	489,47	489,47	0,00	801,50	801,50	0,00	968,03	968,03	0,00
104	228,23	232,77	1,99	448,99	450,31	0,29	741,03	745,40	0,59	895,00	900,27	0,59
108	202,89	206,90	1,98	413,34	411,15	-0,53	687,16	689,29	0,31	829,93	832,51	0,31
110	191,78	193,97	1,14	397,08	391,58	-1,39	662,40	665,25	0,43	800,02	803,46	0,43
115	167,68	168,11	0,26	360,40	362,21	0,50	606,05	609,14	0,51	731,97	735,70	0,51

**Tablo 5: Farmer iyon odası için 15 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Farmer İyon Odası 15 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	ölçülen	fark %
100	355,03	355,03	0,00	601,03	601,03	0,00	856,80	856,80	0,00	998,33	998,33	0,00
104	311,44	319,53	2,60	551,33	552,95	0,29	792,16	788,26	-0,49	923,01	918,46	-0,49
108	275,42	284,02	3,12	507,55	504,87	-0,53	734,57	728,28	-0,86	855,91	848,58	-0,86
110	259,71	262,72	1,16	487,59	480,82	-1,39	708,10	702,58	-0,78	825,07	818,63	-0,78
115	225,84	227,22	0,61	442,55	444,76	0,50	647,86	642,60	-0,81	754,88	748,75	-0,81

**Tablo 6: Markus iyon odası için 6 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Markus İyon Odası 6 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	107,60	107,60	0,00	246,60	246,60	0,00	562,70	562,70	0,00	993,17	993,17	0,00
104	93,99	95,76	1,88	224,22	226,87	1,18	513,90	517,68	0,74	907,04	913,72	0,74
108	82,82	83,93	1,34	204,75	207,14	1,17	471,18	472,67	0,32	831,64	834,26	0,32
110	77,96	78,55	0,76	195,96	197,28	0,68	451,79	450,16	-0,36	793,42	794,54	0,14
115	67,54	67,79	0,37	176,30	177,55	0,71	408,25	410,77	0,62	720,57	725,01	0,62

**Tablo 7: Markus iyon odası için 9 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Markus İyon Odası 9 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	215,27	215,27	0,00	423,93	423,93	0,00	760,07	760,07	0,00	972,53	972,53	0,00
104	189,97	193,74	1,99	388,87	390,02	0,29	702,73	699,26	-0,49	899,16	894,73	-0,49
108	178,96	172,22	-3,77	357,99	356,10	-0,53	651,64	646,06	-0,86	833,79	826,65	-0,86
110	159,63	161,45	1,14	343,91	339,14	-1,39	628,16	623,26	-0,78	803,74	797,47	-0,78
115	139,57	139,93	0,26	312,15	305,23	-2,22	574,72	570,05	-0,81	735,37	729,40	-0,81

**Tablo 8: Markus iyon odası için 12 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Markus İyon Odası 12 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	273,17	273,17	0,00	503,50	503,50	0,00	821,17	821,17	0,00	983,47	983,47	0,00
104	241,06	245,85	1,99	461,86	463,22	0,29	759,22	763,69	0,59	909,27	914,63	0,59
108	214,30	218,54	1,98	425,19	422,94	-0,53	704,02	706,21	0,31	843,17	845,78	0,31
110	202,56	204,88	1,14	408,47	402,80	-1,39	678,65	681,57	0,43	812,79	816,28	0,43
115	177,11	177,56	0,26	370,74	362,52	-2,22	620,92	624,09	0,51	743,64	747,44	0,51

**Tablo 9: Markus iyon odası için 15 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Markus İyon Odası 15 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	379,03	379,03	0,00	637,07	637,07	0,00	885,90	885,90	0,00	1024,33	1024,33	0,00
104	332,50	341,13	2,60	584,39	586,10	0,29	819,06	815,03	-0,49	947,05	942,38	-0,49
108	294,04	303,22	3,12	537,98	535,14	-0,53	759,52	753,02	-0,86	878,20	870,68	-0,86
110	277,26	280,48	1,16	516,82	509,66	-1,39	732,15	726,44	-0,78	846,55	839,95	-0,78
115	241,11	242,58	0,61	469,09	458,69	-2,22	669,87	664,43	-0,81	774,54	768,25	-0,81

**Tablo 10: Semiflex iyon odası için 6 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Semiflex İyon Odası 6 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	106,67	106,67	0,00	239,03	239,03	0,00	545,00	545,00	0,00	969,37	969,37	0,00
104	93,18	94,94	1,88	217,34	219,91	1,18	497,73	501,40	0,74	885,30	891,82	0,74
108	82,10	83,20	1,34	198,47	200,79	1,17	456,36	457,80	0,32	811,71	814,27	0,32
110	77,29	77,87	0,76	185,97	191,22	2,83	437,58	436,00	-0,36	778,31	775,50	-0,36
115	66,95	67,20	0,37	170,88	172,10	0,71	395,41	397,85	0,62	703,30	707,64	0,62

**Tablo 11: Semiflex iyon odası için 9 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Semiflex İyon Odası 9 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	212,73	212,73	0,00	418,83	418,83	0,00	745,37	745,37	0,00	955,00	955,00	0,00
104	187,73	191,46	1,99	384,20	385,32	0,29	689,14	685,74	-0,49	882,95	878,60	-0,49
108	166,88	170,18	1,98	353,69	351,82	-0,53	639,03	633,56	-0,86	818,76	811,75	-0,86
110	157,74	159,55	1,14	339,78	335,06	-1,39	616,01	611,20	-0,78	789,26	783,10	-0,78
115	137,92	138,27	0,26	308,39	301,56	-2,22	563,61	559,03	-0,81	722,12	716,25	-0,81

**Tablo 12: Semiflex iyon odası için 12 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

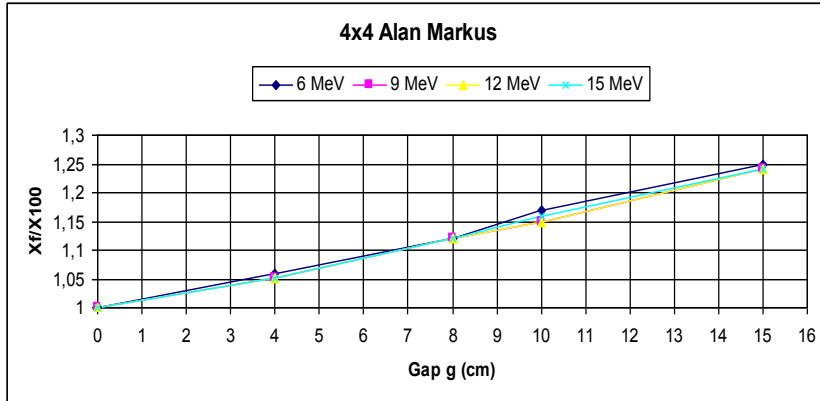
Semiflex İyon Odası 12 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	270,97	270,97	0,00	501,53	501,53	0,00	813,80	813,80	0,00	978,40	978,40	0,00
104	239,12	243,87	1,99	460,06	461,41	0,29	752,40	756,83	0,59	904,59	909,91	0,59
108	212,57	216,78	1,98	423,52	421,29	-0,53	697,70	699,87	0,31	838,82	841,42	0,31
110	200,93	203,23	1,14	406,87	401,22	-1,39	672,56	675,45	0,43	808,60	812,07	0,43
115	175,68	176,13	0,26	369,28	361,10	-2,22	615,35	618,49	0,51	739,81	743,58	0,51

**Tablo 13: Semiflex iyon odası için 15 MeV enerjide hesaplanan ve ölçülen output değerleri ve yüzde farkları.**

Semiflex İyon Odası 15 MeV												
	4x4 alan			6x6 alan			10x10 alan			15x15 alan		
SSD	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %	Hspln.	Ölçülen	Fark %
100	371,13	371,13	0,00	624,03	624,03	0,00	867,03	867,03	0,00	1007,67	1007,67	0,00
104	325,57	334,02	2,60	572,43	574,11	0,29	801,62	797,67	-0,49	931,65	927,06	-0,49
108	287,91	296,90	3,12	526,97	524,19	-0,53	743,34	736,98	-0,86	863,91	856,52	-0,86
110	271,48	274,64	1,16	506,25	499,22	-1,39	716,55	710,96	-0,78	832,79	826,29	-0,78
115	236,08	237,52	0,61	459,48	449,30	-2,22	655,60	650,27	-0,81	761,94	755,75	-0,81

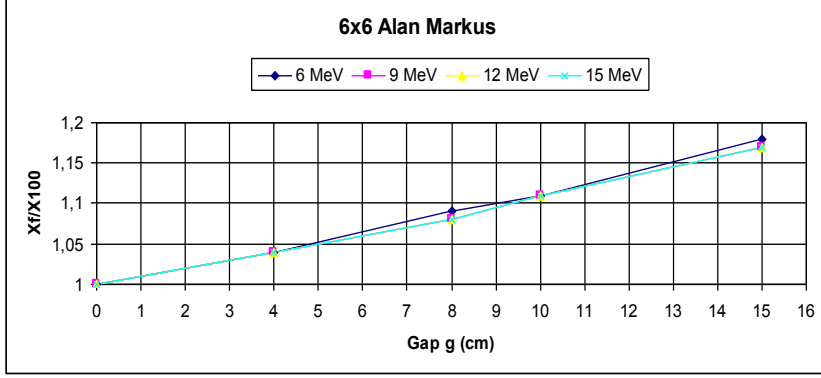
#### 4.2 KD2 Cihazının Çeşitli Enerji ve SSD'lerdeki FWHM değerleri

Semiflex ve Markus iyon odaları ile E tipi diyot'un su fantomunda, merkezi eksende ölçülmüş yarı maksimum tam genişlik değerleri,  $\frac{X_F}{X_{100}}$  ve eğim değerleri ekler bölümünde (Tablo 33-42) arasında verilmiştir.

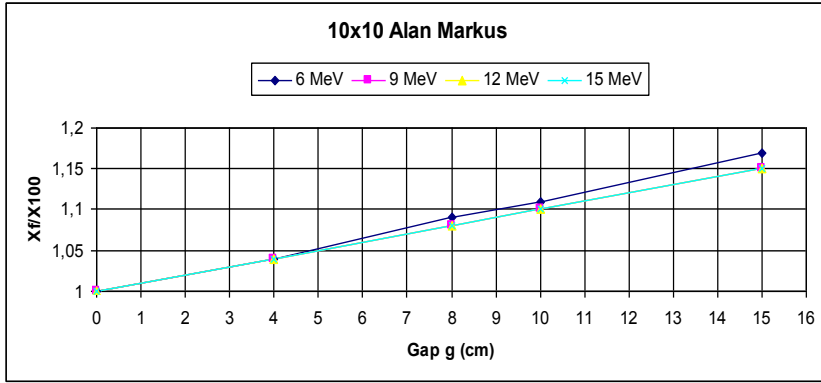


**Şekil 26: Markus iyon odası için 4x4 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.**

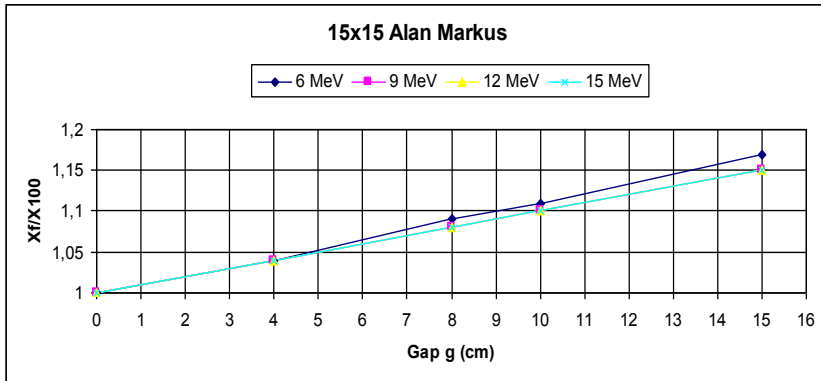




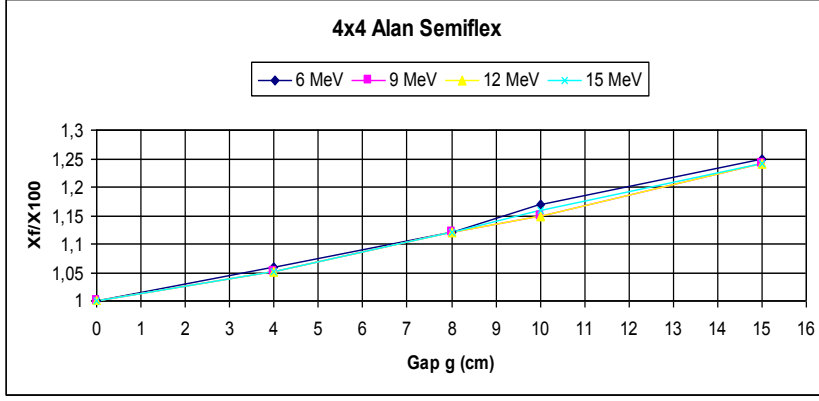
Şekil 27: Markus iyon odası için 6x6 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



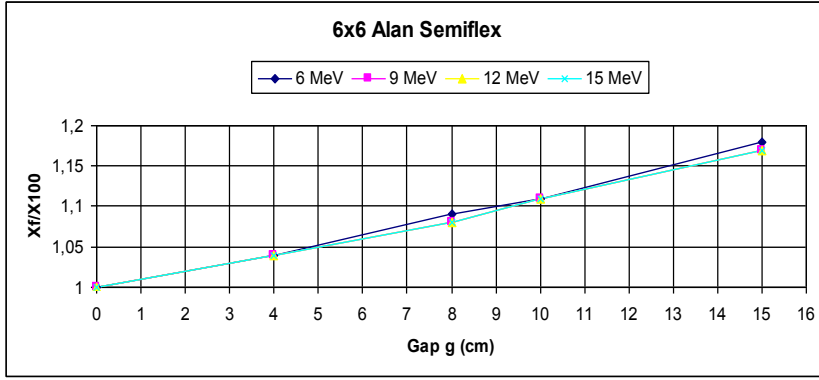
Şekil 28: Markus iyon odası için 10x10 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



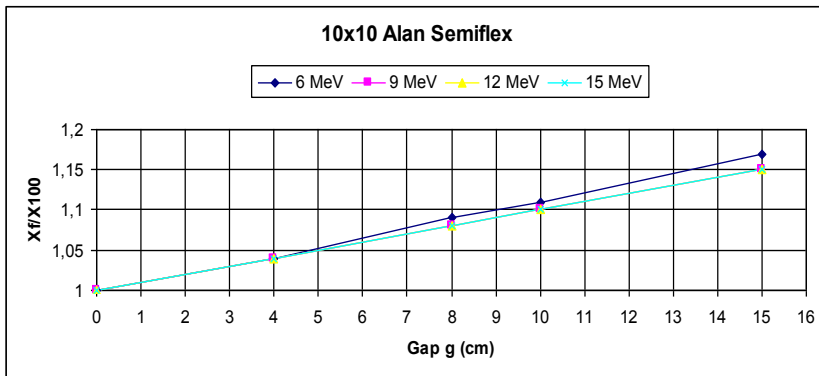
Şekil 29: Markus iyon odası için 15x15 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



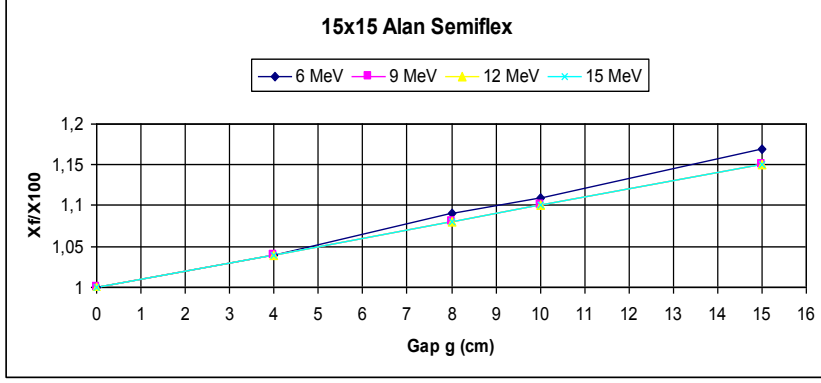
Şekil 30: Semiflex iyon odası için 4x4 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



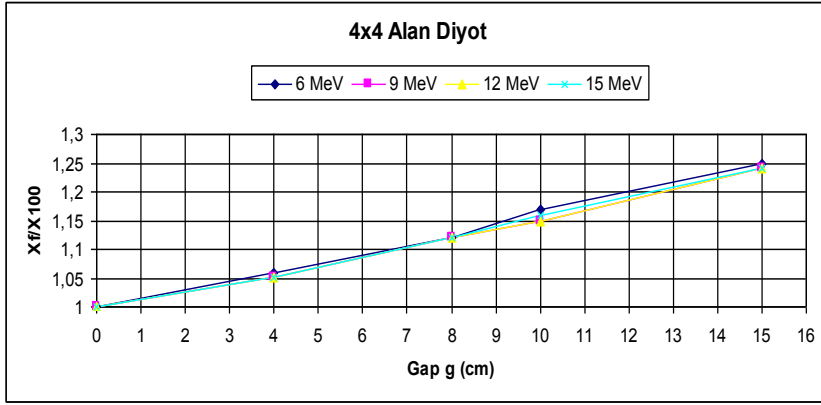
Şekil 31: Semiflex iyon odası için 6x6 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



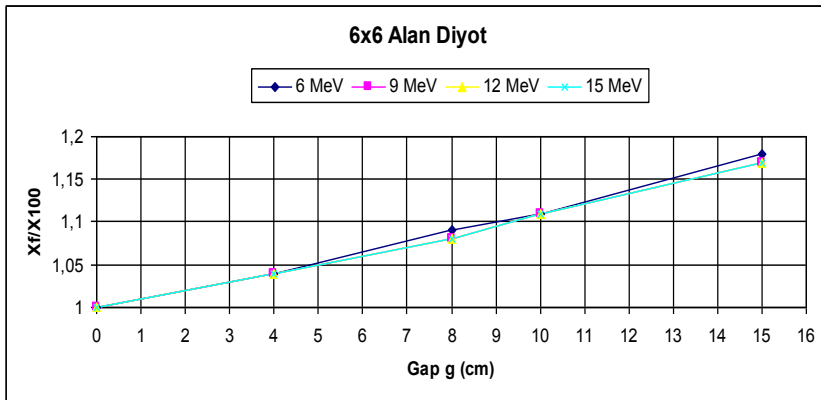
Şekil 32: Semiflex iyon odası için 10x10 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



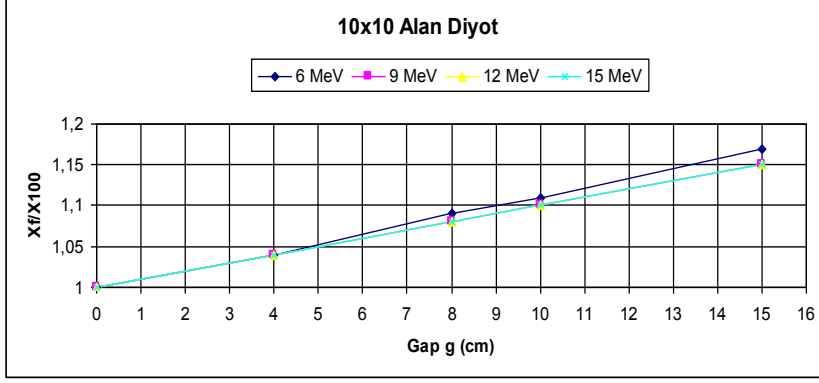
Şekil 33: Semiflex iyon odası için 15x15 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



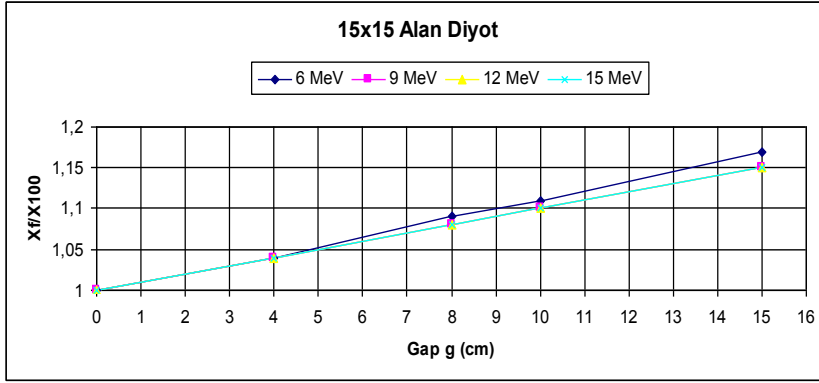
Şekil 34: Dozimetri diyot için 4x4 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



Şekil 35: Dozimetri diyot için 6x6 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



Şekil 36: Dozimetri diyot için 10x10 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.



Şekil 37: Dozimetri diyot için 15x15 cm<sup>2</sup> alandaki  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerlerinin g'ye bağlı grafiği.

Eğim değerleri  $F_{vir} = \frac{1}{egim} - d$  formülünde yerine koyulursa sanal kaynak

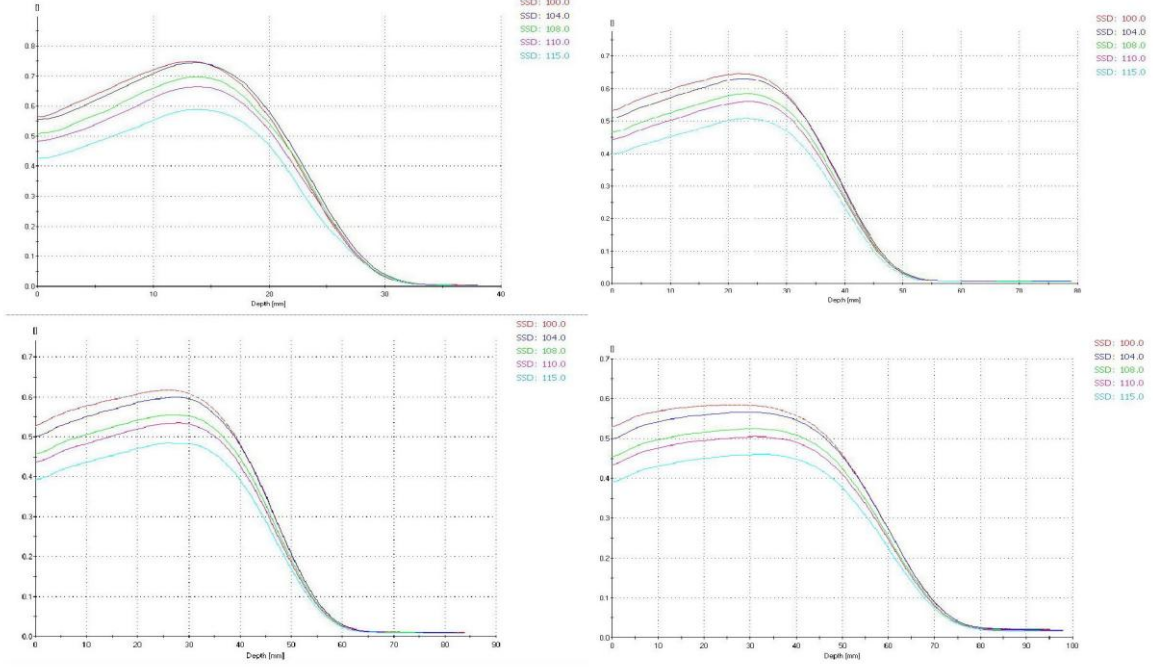
değerleri şöyle bulunur (Tablo 14).

**Tablo 14:** Markus ve semiflex iyon odalarıyla e tipi diyot için 6,9,12 ve 15 Mev enerjilerde çeşitli alan boyutlarındaki sanal kaynak mesafeleri.

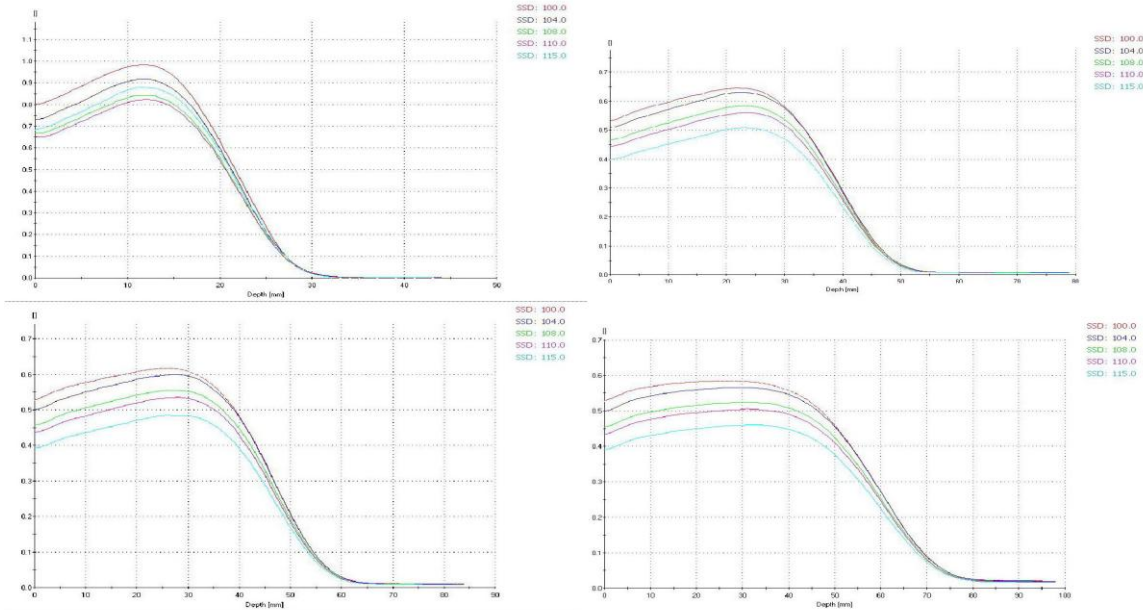
Sanal Kaynak (cm)	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
4x4 cm <sup>2</sup>	58,1	59,9	59,3	58,8
6x6 cm <sup>2</sup>	82,2	85,9	85,3	85,6
10x10 cm <sup>2</sup>	86,4	97,9	97,3	97,6
15x15 cm <sup>2</sup>	86,4	97,9	97,3	97,6

### 4.3 Derin Doz Grafikleri

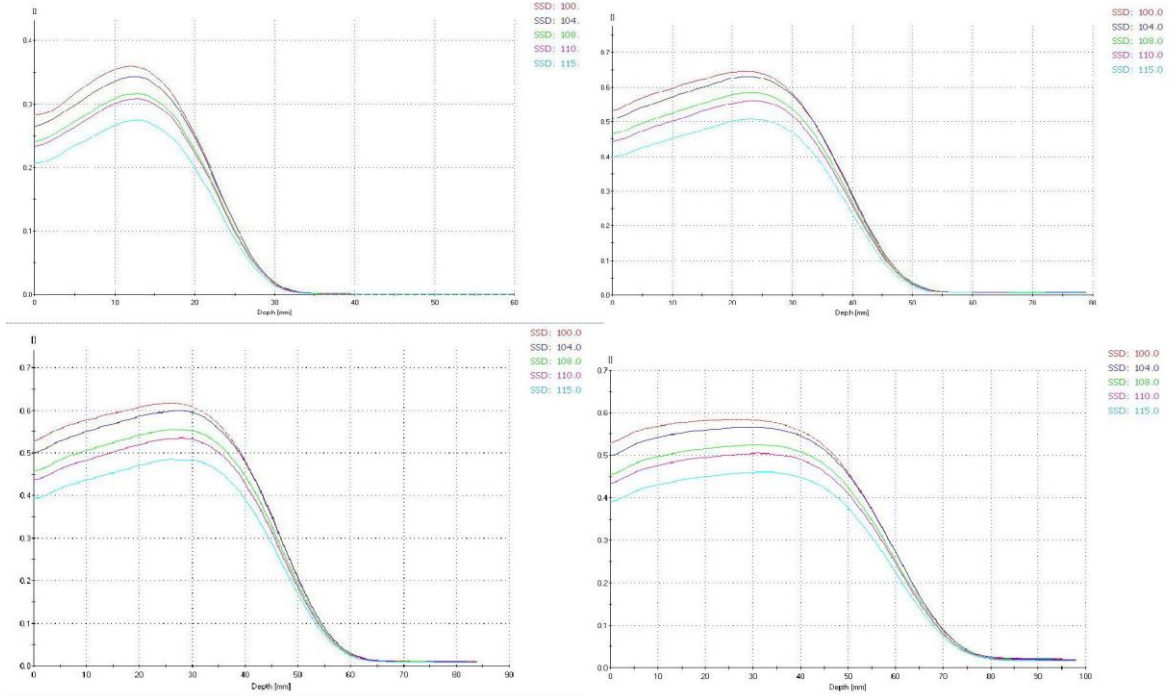
Su fantomunda çeşitli enerjilerde ve alan boyutlarında derin doz grafikleri şekil 38 ve 39'da verilmiştir.



**Şekil 38: E tipi diyot için için 6,9,12 ve 15 Mev enerjilerde 10x10 alan boyutunda SSD 100,104,108,110 ve 115 için derin doz eğrileri.**



**Şekil 39: Markus iyon odası için için 6,9,12 ve 15 Mev enerjilerde 10x10 alan boyutunda SSD 100,104,108,110 ve 115 için derin doz eğrileri.**



**Şekil 40: Semiflex iyon odası için 6,9,12 ve 15 Mev enerjilerde 10x10 alan boyutunda SSD 100,104,108,110 ve 115 için derin doz eğrileri.**

(Tablo 15)'den (Tablo 18)'e kadar olan talolarda Markus ve Semiflex iyon odası ile E Tipi Diyot için farklı SSD ve farklı enerjilerdeki derin doz değerleri verilmiştir.

**Tablo 15: Markus ve semiflex iyon odalarıyla e tipi diyot için 6 Mev enerjideki farklı SSD'lerdeki derin doz değerleri.**

6 MeV 10X10 CM	R100 (mm)	R50 (mm)	R80 (mm)	R85 (mm)	Rp (mm)	Ep0 (MeV)	E0 (MeV)
semiflex SSD 100	12	22,61	18,53	17,7	28,73	6,07	5,41
markus SSD 100	11,6	21,77	17,8	17	27,93	5,92	5,22
diyot SSD 100	13,3	22,97	19,33	18,5	28,44	6,02	5,49
semiflex SSD 104	12,3	22,81	18,82	17,9	28,95	6,12	5,46
markus SSD 104	11,6	21,82	17,97	17,1	27,53	5,84	5,23
diyot SSD 104	13,6	23,4	19,71	18,9	28,91	6,11	5,59
semiflex SSD 108	12,5	22,91	18,9	18,1	28,87	6,1	5,48
markus SSD 108	11,8	21,84	18,01	17,1	27,68	5,87	5,23
diyot SSD 108	13,8	23,47	19,63	18,7	28,81	6,09	5,61
semiflex SSD 110	12,5	22,95	18,9	18	28,79	6,09	5,49
markus SSD 110	12	21,91	18,08	17,2	27,69	5,87	5,25
diyot SSD 110	13,9	23,35	19,7	18,9	29,17	6,16	5,58
semiflex SSD 115	12,6	22,92	19	18,1	28,85	6,1	5,48
markus SSD 115	11,8	21,87	18,11	17,2	27,6	5,86	5,24
diyot SSD 115	13,7	23,2	19,94	19,1	28,36	6	5,54

**Tablo 16: Markus ve semiflex iyon odalarıyla e tipi diyot için 9 Mev enerjideki farklı SSD'lerdeki derin doz değerleri.**

9 MeV 10X10 CM	R100 (mm)	R50 (mm)	R80 (mm)	R85 (mm)	Rp (mm)	Ep0 (MeV)	E0 (MeV)
semiflex SSD 100	20,9	38,37	32,13	30,7	47,52	9,73	9,04
markus SSD 100	18,4	37,76	31,16	29,7	47,71	9,77	8,9
diyot SSD 100	21,6	38,93	32,95	31,6	47,7	9,77	9,17
semiflex SSD 104	21,3	38,61	32,47	31	47,63	9,76	9,1
markus SSD 104	20,4	37,57	31,46	30,1	46,38	9,51	8,85
diyot SSD 104	22,6	39,27	33,42	32	47,97	9,82	9,25
semiflex SSD 108	22,1	38,64	32,54	31,2	47,6	9,75	9,1
markus SSD 108	21,2	37,62	31,61	30,2	46,29	9,49	8,86
diyot SSD 108	23,3	39,28	33,55	32,2	47,89	9,81	9,25
semiflex SSD 110	22,3	38,67	32,61	31,2	47,61	9,75	9,11
markus SSD 110	20,7	37,61	31,67	30,3	46,27	9,49	8,86
diyot SSD 110	23,6	39,33	33,47	32,2	47,97	9,82	9,26
semiflex SSD 115	22,3	38,68	32,6	31,3	47,61	9,75	9,11
markus SSD 115	21,1	37,58	31,64	30,3	46,35	9,51	8,86
diyot SSD 115	23,4	39,33	33,63	32,3	47,9	9,81	9,26

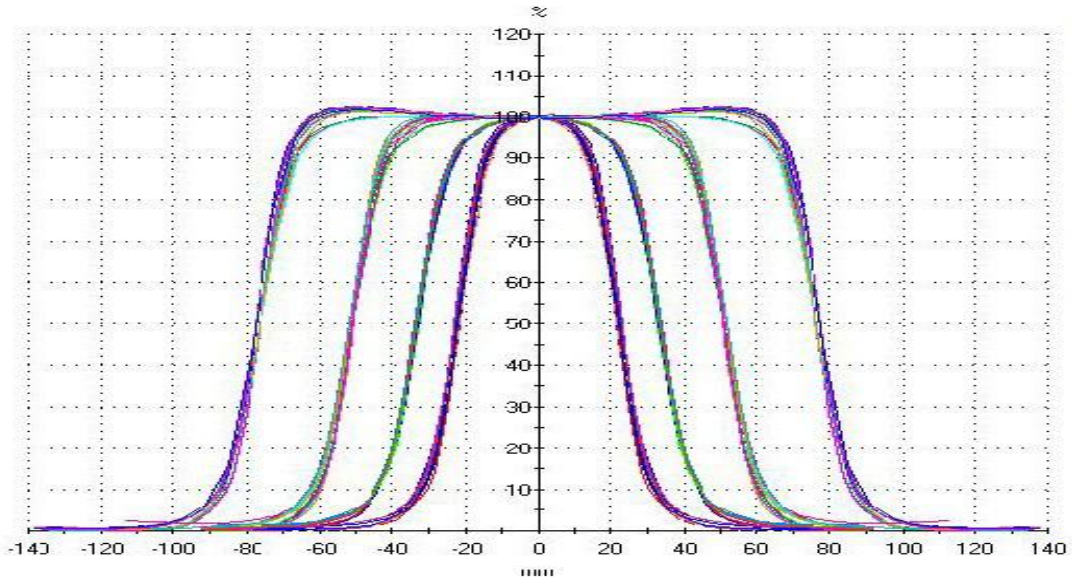
**Tablo 17: Markus ve semiflex iyon odalarıyla e tipi diyot için 12 Mev enerjideki farklı SSD'lerdeki derin doz değerleri.**

12 MeV 10X10 CM	R100 (mm)	R50 (mm)	R80 (mm)	R85 (mm)	Rp (mm)	Ep0 (MeV)	E0 (MeV)
semiflex SSD 100	25	46,06	38,79	37,2	56,36	11,45	10,84
markus SSD 100	23,8	45,03	37,83	36,3	55,3	11,25	10,6
diyot SSD 100	26	46,55	39,44	37,8	56,76	11,53	10,96
semiflex SSD 104	25,3	46,14	38,98	37,2	56,48	11,48	10,86
markus SSD 104	24,1	45,04	37,93	36,3	55,13	11,21	10,6
diyot SSD 104	27,4	46,83	40,01	38,4	56,82	11,54	11,02
semiflex SSD 108	25	46,21	39,08	37,4	56,33	11,45	10,88
markus SSD 108	24,8	45,11	38,04	36,4	55,26	11,24	10,62
diyot SSD 108	27,1	46,93	40,14	38,4	56,79	11,54	11,05
semiflex SSD 110	25,5	46,22	39,21	37,6	56,28	11,44	10,88
markus SSD 110	24,9	45,12	38,13	36,5	55,25	11,24	10,62
diyot SSD 110	28,1	46,83	40,04	38,6	56,63	11,51	11,02
semiflex SSD 115	26,9	46,26	39,28	37,6	56,38	11,46	10,89
markus SSD 115	25,1	45,09	38,2	36,5	55,28	11,24	10,61
diyot SSD 115	27,2	47,01	40,25	38,7	56,85	11,55	11,07

**Tablo 18: Markus ve semiflex iyon odalarıyla e tipi diyot için 15 Mev enerjideki farklı SSD'lerdeki derin doz değerleri.**

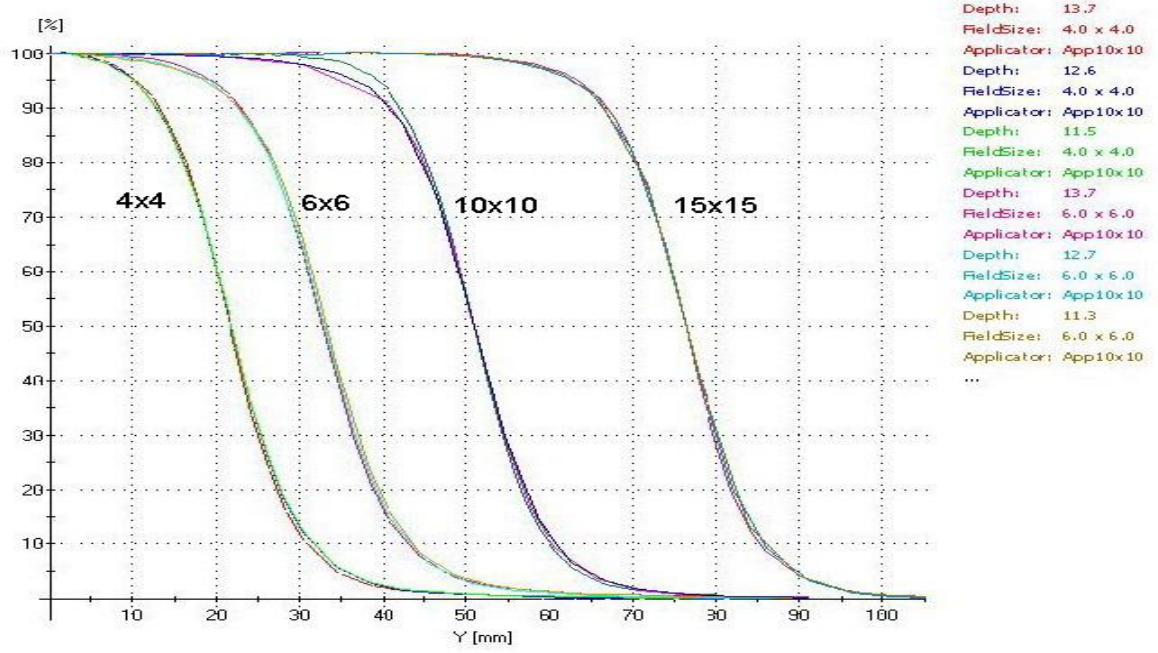
15 MeV 10X10 CM	R100 (mm)	R50 (mm)	R80 (mm)	R85 (mm)	Rp (mm)	Ep0 (MeV)	E0 (MeV)
semiflex SSD 100	23,5	58,62	48,83	46,6	71,78	14,46	13,83
markus SSD 100	19,8	57,41	47,02	44,5	71,62	14,42	13,54
diyot SSD 100	25,5	59,1	49,43	47,1	72,04	14,51	13,94
semiflex SSD 104	28,6	58,82	49,26	47	71,81	14,46	13,88
markus SSD 104	23,9	57,68	47,98	45,6	70,85	14,27	13,6
diyot SSD 104	30,6	59,51	50,18	47,7	72,25	14,55	14,04
semiflex SSD 108	28,7	58,92	49,53	47,1	71,6	14,42	13,9
markus SSD 108	26	57,78	48,28	45,9	70,88	14,28	13,63
diyot SSD 108	30,2	59,57	50,3	48,2	71,62	14,43	14,06
semiflex SSD 110	29,7	58,93	49,58	47,3	71,64	14,43	13,9
markus SSD 110	26,6	57,86	48,39	46,3	70,76	14,26	13,65
diyot SSD 110	31,4	59,71	50,48	48,2	71,96	14,49	14,09
semiflex SSD 115	28,9	58,96	49,73	47,4	71,64	14,43	13,91
markus SSD 115	26,2	57,88	48,53	46,3	70,84	14,27	13,65
diyot SSD 115	32,4	59,7	50,6	48,5	71,85	14,47	14,09

#### 4.4 Profiller

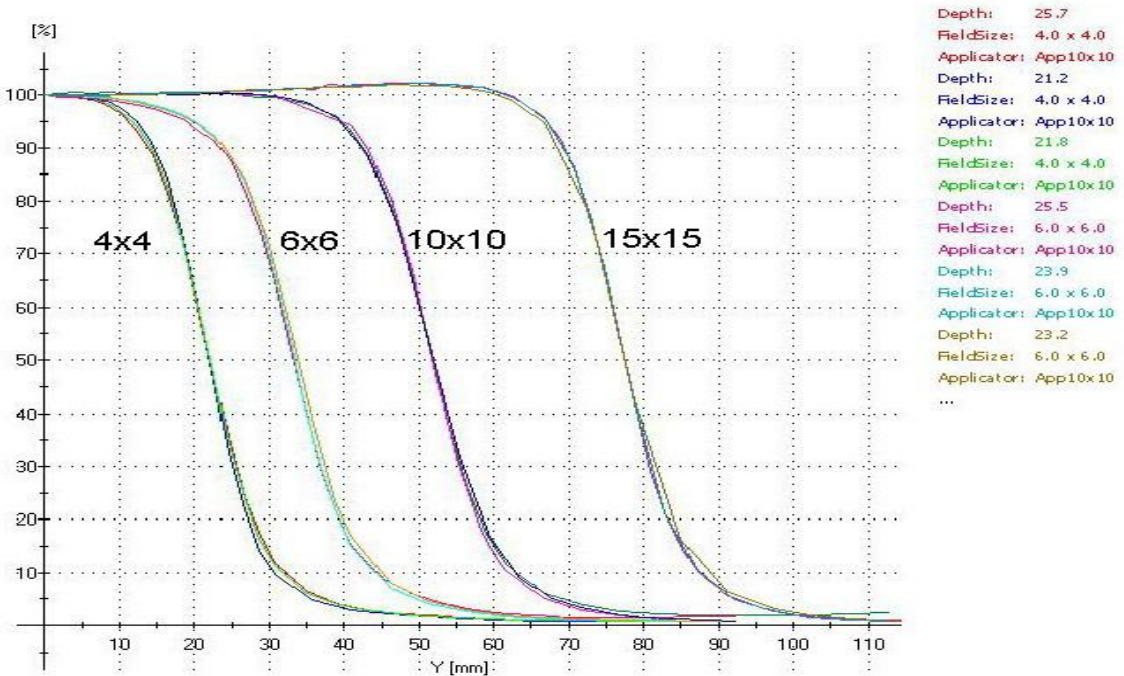


**Şekil 41: E tipi diyot, markus iyon odası ve Semiflex iyon odası için 6,9,12 ve 15 Mev enerjilerde 4x4, 6x6, 10x10 ve 15x15 alanlardaki x ve y profil eğrileri.**





Şekil 42: E tipi diyot, markus iyon odası ve Semiflex iyon odası için 6 Mev enerjide 4x4, 6x6,10x10 ve 15x15 cm<sup>2</sup> alanlardaki y profil eğrileri.



Şekil 43: E tipi diyot, markus iyon odası ve Semiflex iyon odası için 12 Mev enerjide 4x4, 6x6,10x10 ve 15x15 cm<sup>2</sup> alanlardaki y profil eğrileri.

**Tablo 19: Markus ve Semiflex iyon odalarıyla E tipi diyot için 6 MeV enerjide elde edilen y profillerin merkezi eksenenden olan uzaklıkları ve penumbra genişlikleri.**

6 MeV Diyot Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	30,7	27,25	21,6	16,25	13,2	10,96
6x6	43,1	38,7	32,9	26,8	23,2	12,01
10x10	60,2	56,7	51	45,1	42,2	11,56
15x15	87,4	83,1	77,7	72,7	70	11,06
6 MeV markus Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	33	28,8	22,6	16,8	13,6	12,05
6x6	44,2	39,8	33,1	26,8	22,7	12,91
10x10	59,7	56,5	50,8	45,6	41,9	11,86
15x15	85,9	82,4	76,6	70,4	66,5	11,72
6 MeV Semiflex Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	31,7	27,9	21,8	16	12,8	11,68
6x6	43,6	39,5	33,1	27,1	22,9	12,56
10x10	61	57,2	51	44,8	40,9	12,45
15x15	85,1	82,4	76,2	70,4	66,8	12,18

**Tablo 20: Markus ve Semiflex iyon odalarıyla E tipi diyot için 9 MeV enerjide elde edilen y profillerin merkezi eksenenden olan uzaklıkları ve penumbra genişlikleri.**

9 MeV Diyot Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	31,6	27,6	21,9	16,8	13,7	10,97
6x6	44,5	39,8	33,4	27,6	23,5	12,27
10x10	61,3	57,7	51,4	46,1	42,8	11,22
15x15	87	83,1	77	71,5	68,5	11,34
9 MeV markus Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	31,6	27,6	21,9	16,8	14,1	10,79
6x6	44,2	39,5	33,1	27,1	23,5	12,35
10x10	60,7	57	51,5	46,1	42,9	11,48
15x15	87,1	83,2	77,3	71,5	68,5	11,79
9 MeV Semiflex Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	32,3	27,9	21,9	16,8	13,6	11,23
6x6	44,5	40,1	33,6	27,3	23,2	12,84
10x10	62,2	58	51,8	45,6	42	12,66
15x15	88,2	83,5	77	71,5	67,7	12,27

**Tablo 21: Markus ve Semiflex iyon odalarıyla E tipi diyot için 12 MeV enerjide elde edilen y profillerin merkezi eksenden olan uzaklıkları ve penumbra genişlikleri.**

12 MeV Diyot Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	33,5	29,1	23,2	17,5	14,1	11,56
6x6	44,8	40,1	33,4	27,6	23,8	12,38
10x10	62,7	58,3	51,7	46,4	43,1	11,43
15x15	87	83,1	77,3	71,9	69,2	11,2
12 MeV markus Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	30,3	27,1	21,8	17,3	14,8	9,83
6x6	43,9	39,2	33,4	27,6	23,8	11,75
10x10	61,6	57,9	51,8	46,1	42,9	11,67
15x15	87,4	83,5	77,2	71,9	68,9	11,38
12 MeV Semiflex Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	31,8	27,6	21,9	-17	-14,1	10,69
6x6	44,8	40,1	34	27,6	23,8	12,25
10x10	62,7	58,6	52,1	45,6	42,3	12,84
15x15	89	83,9	77,3	71,9	68,1	12,3

**Tablo 22: Markus ve Semiflex iyon odalarıyla E tipi diyot için 15 MeV enerjide elde edilen y profillerin merkezi eksenden olan uzaklıkları ve penumbra genişlikleri.**

15 MeV Diyot Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	31,4	27,9	22,9	18,7	16,3	8,55
6x6	41,4	37,8	33,4	29,6	26,7	7,83
10x10	61,3	57,3	51,7	47,1	44,4	9,46
15x15	86,2	82,8	77,6	73,1	70,4	9,68
15 MeV Markus Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	28,4	25,6	21,7	18,5	16,5	7,28
6x6	40,1	37,6	33,4	29,6	26,8	7,92
10x10	58,9	56	51,5	47,3	45,4	8,68
15x15	82,8	80,8	77	73,5	71,5	7,68
15 MeV Semiflex Merkezi Eksenden Uzaklıklar mm y jaw profilleri						
Alan cmxcm	10%	20%	50%	80%	90%	penumbra
4x4	29,1	26,1	21,9	18	16	8,04
6x6	41,7	38,1	33,7	29,3	26,8	8,93
10x10	60,5	57,2	51,9	47,2	44,3	10,06
15x15	83,9	82,4	76,6	73,1	70,4	9,97

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

### 5.1 Değişen SSD ve alan boyutlarında elde edilen yüzde derin dozlar incelendiğinde:

Elektron enerjilerinde dozdaki değişimi gösteren ters kare kanunun geçerli olmadığı bilinmektedir (1,13). Elektron ışını saçıcı filtrenin altında kalan odak merkezinden oluşmaktadır. Elektron ışınının enerjisine ve aplikatör boyutuna bağlı olan bu odak merkezi mesafeleri SSD=100 cm olan standart kaynak yüzey mesafesi yerine uzatılmış SSD'lerin output değerlerinin belirlenmesinde ters kare kanunu benzeşmesinde kullanılmalıdırlar.

Sanal kaynak pozisyonunu belirlemek için birkaç farklı metod önerilmiştir. Pohlit'in metodu (16) bakır tellerden oluşan bir gridin kolimatörden farklı uzaklıklarda elektron radyograflarının çekilmesi ve sanal kaynak noktası olan noktaya geri yansıtmasına dayanır. Bu multipinhole teknik, metal bir plakada çift konik delik kullanır (17). Pinhole görüntüler film üzerinde elde edilir. Pinhole görüntülerin geri yansıtılması sanal kaynak noktasının pozisyonunu verir.

Meyer ve arkadaşları mesafeyle film üzerinde değişen alan boyutu metodunu tanımlamıştır (18). Sanal kaynak noktası, değişik mesafelerden ölçülen ışın profillerinin % 50 genişliklerinin geri yansıtılmasıyla bulunur. Yapılan ölçümlere göre sadece büyük alanlarda ters kare kanunun düzeltilmesi faktörünü doğru olarak verdiği belirlenmiştir. Küçük alanlarda output değişimleri gözardı edilmektedir.

Buna alternatif olarak Khan 1984 yılında etkin SSD metodunu ortaya koymuştur (1). Elektron demetlerinin verimlerini standart SSD'lerde ve uzatılmış SSD'lerde ölçmüş ve oranlamıştır. Bu oranın karekökünü alıp aradaki hava boşluğuna (g.gap) göre grafiklendirmiştir. Grafikte elde edilen düz çizginin eğiminden etkin SSD'yi tanımlamıştır. Etkin SSD elektron enerjisine alan boyutuna ve cihazın kolimasyon sistemine bağlı olarak değişim göstermektedir (2,13,15,27,28).

(Tablo 15-18) arasında 6,9,12 ve 15 MeV enerji ile 10x10 cm<sup>2</sup> alanda uzatılmış SSD lerde ölçülen yüzde derin doz değerleri görülmektedir. Uzatılmış SSD'lerin, derin doz eğrilerinin parametrelerine çok ufak bir etkisinin olduğu ancak elektron ışınının relatif output değerine eşit olan maksimum pik dozunun kaynak yüzey mesafesi arttıkça düştüğü gözlenmiştir. 4x4 cm<sup>2</sup> alan için bu düşüşün diğer alan boyutlarından daha keskin olduğu

gözlenmiştir. bu keskin düşüşün sebebi aplikatörün alt saçıcılarından  $d_{max}$  noktasına gelen saçılan dozdaki düşüştür. Khan'ın etkin SSD metoduyla hesaplanan etkin SSD'ler Tablo 1 de görüldüğü gibi  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  alanda 6 MeV için 55,9 cm den  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  alanda 15 MeV için 97,6 cm'e kadar artmaktadır. Grafiklerde görüldüğü gibi alan boyutu ve enerji yükseldikçe

$$\sqrt{\frac{I_0}{I_g}} / g \text{ grafiğinin eğimi azalmaktadır.}$$

Meyer'in metodu ile alınan ölçümler incelendiğinde Sanal kaynak mesafeleri; farklı SSD'lerde y profili ve her alan için, her elektron enerjisinde farklı derinliklerde % 50 genişliklerin (FWHM) elde edilmesiyle bulunur. Aradaki boşluk olan g'nin bir fonksiyonu olan  $X_F/X_{100}$  grafiği oluşturulduğunda, oluşan doğrunun eğiminden sanal kaynak mesafesi hesaplanır. Burada  $X_{100}$  SSD 100'de elde edilen y profilinin yarı maksimum tam genişliği iken  $X_F$  uzatılmış SSD'nin yarı maksimum tam genişliğidir.

Alan boyutunun artmasıyla sanal kaynak mesafelerinde arttığı gözlenmiştir ancak  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  alan için  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan ile aynı değerler hesaplanmıştır. 9, 12 ve 15 MeV enerji için elde edilen değerler çok yakın bulunmuştur.  $6 \times 6$ ,  $10 \times 10$  ve  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  alanlar için FWHM değerlerindeki düşüş oranı yaklaşık olarak aynı değerlerde gözlenmiştir.

Sanal kaynak yöntemi, etkin SSD yöntemi ile karşılaştırıldığında aralarındaki en fazla fark % 3,9 ile  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  alanda 6 MeV enerji için gözlenmiştir.

Enerji ve alan boyutu küçüldükçe etkin SSD değeri küçülmektedir. Etkin SSD metoduna göre hesaplanan ile ölçülen absorbe doz değerleri ve yüzde farkları Tablo 2 ile 13 arasındaki tablolarda görülmektedir. Küçük alanlarda yüzde farkın daha fazla olduğu görülmektedir.  $6 \times 6 \text{ cm}^2$  dan büyük alanlarda ise fark % 1 altındadır. Tüm enerjiler ve alanlar için SSD artıkça absorbe dozun lineer olarak azaldığı ve  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  ölçülen absorbe dozun diğer alanlara göre daha fazla düştüğü görülmektedir. Verim değişikliğinde en önemli faktör alan boyutudur. Alan boyutu genişledikçe saçılan elektronların ölçüm noktasına ulaşma olasılığı azalırken, alan boyutu azaldıkça saçılan elektronların ölçüm noktasına ulaşma olasılığı artar. SSD artırıldığında ise, düşük elektron enerjilerinde ve küçük alanlarda verimin daha fazla düşüş göstermesi beklenmektedir.

Ayrıca alan boyutunun azalmasıyla beraber azalan lateral elektronik denge, merkezi eksende görülecek; derin doz ve doz verimi faktörleri, alan şekline ve boyutuna göre büyük hassasiyet gösterecektir (4).

Alan boyutu ile derin dozdaki değişim 6 MeV enerji için 15 MeV enerjiye göre daha düşüktür. Örneğin SSD 100 cm de 10x10 cm<sup>2</sup> alan için % 80 derin doz değeri 15 MeV enerjide E tipi diyot, Markus iyon odası ve Semiflex iyon odası için sırasıyla 49.43, 47.02 ve 48.83 mm iken 6 MeV enerjide 19.33, 17.8 ve 18.53 mm olarak ölçülmüştür. Çalışmamızda da görüldüğü gibi alan boyutu küçüldükçe verim düşmektedir.

10x10 cm<sup>2</sup> alanda 12 MeV enerjili elektron demetlerinin derin doz eğrileri E tipi diyot ile incelendiğinde SSD'nin 100'den 115'e yükselmesi derin doz eğrilerinde % 4,2 lik bir değişmeye neden olduğu gözlenmiştir. Markus ve Semiflex iyon odalarında ise değişim sırasıyla % 5,46 ve % 7,6 olarak bulunmuştur. Aynı alanda 6 MeV enerjili ışın demeti için yüzde derin doz değişimi incelendiğinde E tipi diyot, Markus iyon odası ve Semiflex iyon odası için yüzde farklar sırasıyla % 3, % 1,72 ve % 5 olarak bulunmuştur. 5x5 cm<sup>2</sup> nin üzerindeki alanlarda gözlenen uzatılmış SSD'nin etkisinin daha önce yayınlanan çalışmalarla uyumlu olduğu gözlenmiştir (14,27).

Alan boyutu ve SSD'nin değişimiyle birlikte derin doz eğrilerindeki değişim C.B Saw ve arkadaşlarının (14,27) çalışmalarında belirttiği gibi daha çok yüksek enerjili ışınlar için vurgulanmaktadır.

Alan boyutunun değişimiyle derin dozdaki farklılıklar Sharma ve Wilson (28) tarafındanda çalışılmış ve açıklanmıştır. Merkez eksen derin dozunda değişen SSD ye bağlı değişimlerin etkisinin çok küçük olduğu gözlenmiştir.

Hongstrom (29) çalışmasında SSD 100 ve SSD 110 cm'de 10x10 cm<sup>2</sup> lik açık konuslu alan için çizilen izodoz eğrilerinin arasında merkez eksende yaklaşık olarak % 2 lik ufak bir fark olduğunu göstermiştir. Saw ise 101 ile 116 cm arasında değişen SSD farklarında, çeşitli alan boyutlarında % 1 in altında bir değişim olduğunu göstermiştir (14). Çalışmamızda ise değişen SSD boyutlarında farkın % 1 civarında olduğu gözlenmiştir.

## **5.2 d<sub>max</sub> incelendiğinde ;**

Küçük alan boyutları için alan kenarlarında saçılan elektronlar d<sub>max</sub> derinliğindeki dozu büyük oranda etkilerler. Saçılan bu elektronların saçılma açıları çok yüksek olabileceğinden yüksek SSD'lerde detektöre ulaşamazlar. Yüksek enerjilerde ise düz saçılan elektronların fazla olması sebebi ile saçılan elektronlardan dolayı oluşan doz uzatılmış SSD'lerde daha yüksek ölçülür (13).

6 MeV için Semiflex iyon odasıyla elde edilen  $d_{max}$  değeri  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  kare alan için 12 mm iken, Markus iyon odasıyla yapılan ölçümde elde edilen  $d_{max}$ , 11,6 mm'dir. E tipi diyot ölçümünde ise 6 MeV için  $d_{max}$  değeri 13,3 mm olarak bulunmuştur. 9 MeV için  $d_{max}$  değeri Semiflex iyon odasıyla 20,9 mm elde edilirken, Markus iyon odasıyla 18,4 mm ve E tipi diyotla 21,6 mm olarak bulunmuştur. 12 MeV için  $d_{max}$  değeri Semiflex iyon odasıyla 25 mm elde edilirken, Markus iyon odasıyla 23,8 mm ve E tipi diyotla 26 mm olarak bulunmuştur. Son olarak 15 MeV enerji seviyesinde Semiflex iyon odasıyla  $d_{max}$  değeri 25,5 mm bulunurken Markus iyon odasıyla elde edilen  $d_{max}$  değeri 19,8 mm ve E tipi diyot ile elde edilen  $d_{max}$  değeri 23,5 mm'dir. Bu farklılıkların sebebi 3 iyon odasının farklı hacimlere sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Her 3 iyon odasında da terapötik erişme mesafesi alan boyutuyla beraber azalmaktadır. Ayrıca alan boyutu küçüldükçe derin doz eğrisinin düşüş bölgesindeki eğim artmakta, düşüş dikliği azalmaktadır. Bu sonuç Sharma ve Wilson'un çalışmalarıyla (28) tutarlı bulunmuştur.

Das ve arkadaşlarının (15,30) çalışmalarında  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  gibi küçük bir alandaki  $d_{max}$  derinliğinin, değişen SSD ve enerji ile değişimi göreceli olarak ufaktır.  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  den büyük alanlar için  $d_{max}$  12 MeV enerjiye kadar sabit kalır. 12 MeV den büyük enerjiler için ise artan SSD ile birlikte  $d_{max}$  derinliğide artar ancak göreceli olarak düzgün olan derin doz eğrisine göre bu değişim önemsizdir. Ölçümlerimizde anlamlı bir artış görülmemiştir.

Saw ve arkadaşlarının çalışmalarına göre artan SSD ile birlikte ışın enerjisindeki değişimler bu çalışmada olduğu gibi en az düzeydedir (14,27).

### **5.3 Alan profilleri incelendiğinde,**

Tablo 15 ve 18 arasında 6,9,12 ve 15 MeV enerji ile  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda uzatılmış SSD lerde ölçülen alan profil grafikleri görülmektedir. Joanna Cygler ve arkadaşlarının (2) çalışmasında olduğu gibi geniş SSD eğrilerinde görüldüğü üzere ışının flatness değerlerinde düşüş ve penumbra değerlerinde artış gözlemlenmektedir. Penumbra tipik olarak % 20 ve % 80 oranında dozun geçtiği eğriler arasındaki mesafe olarak tanımlanır (ICRU 1984). Işın profilindeki keskinlik SSD arttıkça azalmaktadır. Küçük alanlarda büyük alanlarla karşılaştırıldığında ışın belirgin oranda genişler ve etkin SSD'nin etkileri yüksek enerjili elektronlarda daha belirgin olarak gözlenir.

6, 9, 12 ve 15 MeV enerji seviyesinde,  $d_{max}$  derinliklerinde elde edilen profillere ait penumbra değerleri (Tablo 19-22) arasında verilmiştir.

6 MeV için  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  alana bakıldığında penumbra genişliği en düşükten başlayarak sırasıyla 10,96 mm ile E tipi diyot, 11,68 mm ile Semiflex iyon odası ve ardından 12,05 mm ile Markus iyon odası şeklinde sıralandığı görülmüştür. 9 MeV enerjide ise sıralamanın Markus iyon odası, E tipi diyot ve Semiflex iyon odası şeklinde devam ettiği gözlenmiştir. 12 MeV enerjide ise Markus iyon odası 9,83 mm ile en küçük penumbra değerine sahipken Semiflex iyon odası ile 10,69 mm ve ardından E tipi diyot ile 11,56 mm penumbra genişliği okunmuştur. 15 MeV enerjili elektron ışın demetlerine bakıldığı zaman Markus iyon odası 7,28 mm ile en küçük değere sahip iken Semiflex iyon odası 8,04 mm ve E tipi diyot 8,55 mm penumbra genişliği ile Markus iyon odasını takip etmektedirler.

$6 \times 6 \text{ cm}^2$  alan boyutunda 6 MeV için sıralama E tipi diyot, Semiflex iyon odası ve Markus iyon odası şeklinde iken 9 MeV için E tipi diyodun ardından Markus iyon odası ve daha sonra Semiflex iyon odası ile ölçülen penumbra genişlikleri gelmektedir. 12 MeV enerjide ise 11,75 mm ile markus iyon odasını 12,25 mm ile Semiflex iyon odası takip etmektedir ve ardından 12,38 mm ile E tipi diyot gelmektedir. 15 MeV enerjide Penumbra genişlikleri Markus iyon odası, E tipi diyot ve Semiflex iyon odası şeklinde sıralanmaktadır.

$10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan boyutunda penumbra genişlikleri incelendiğinde 6,9 ve 12 MeV için sıralananın E tipi diyot, Markus iyon odası ve Semiflex iyon odası şeklinde olduğu gözlenmiştir. 15 MeV için Markus iyon odası en küçük penumbra genişliğine sahip iken E tipi diyot ve Semiflex iyon odası Markus iyon odasını takip etmektedirler.

$15 \times 15 \text{ cm}^2$  alan boyutunda ise 6,9 ve 12 MeV enerjide sıralama E tipi diyot, Markus iyon odası ve Semiflex iyon odası şeklinde gözlenmektedir. 15 MeV enerji için Markus iyon odası 7,68 mm penumbra genişliğine sahip iken ardından 9,68 mm ile E tipi diyot ve 9,97 mm ile Semiflex iyon odası gelmektedir.

Sonuçlara bakıldığında E tipi diyot küçük hacmi ile bütün alan boyutlarında düşük enerjilerde en avantajlı ölçüm metodu olarak gözükmektedir. Ancak E tipi diyotun sınırlı süreli ömrü en büyük dezavantajı olarak gözükmektedir. 12 MeV ve daha yüksek enerjilerde Markus iyon odasının daha düşük penumbra genişliklerine sahip olduğu gözlenmiştir.



Homojen ortam ve kare alanlarda alınan ölçümlere göre ışın düzenliliğinin kaybolması; küçük alanlar, düşük enerjiler ve geniş SSD'ler için söylenebilir.

Klinik pratikte enerji ve alan boyutunun bir fonksiyonu olarak etkin SSD, lineer hızlandırıcı cihazına ait uzatılmış SSD'ler ile alınan ölçümlerle tablolaştırılmalı ve hava boşluğu düzeltme faktörleri tanımlanmalıdır.

Verim değişiminde en önemli etken, aplikatör genişliği yani alan boyutudur. Bilindiği gibi aplikatör genişliği fazla iken saçılan elektronların ölçüm noktasına ulaşması olasılığı azalırken, aplikatör genişliği azaldıkça saçılan elektronların ölçüm noktasına ulaşma olasılığı artar. SSD arttırıldığında ise düşük elektron enerjilerinde ve küçük alan boyutlarında verimin daha fazla düşüş göstermesi beklenmektedir. Çalışmadada görüldüğü gibi alan boyutu küçüldükçe verim düşüş hızı artmıştır.

Özellikle küçük alan ve düşük enerjilerde etkin SSD bulma yöntemi daha fazla önem kazanmaktadır. Bu yüzden böyle alan ve enerjilerde değişen SSD'ye bağlı olarak her bir klinik kendi cihazı için ölçümler alıp boşluk düzeltme faktörlerini bulmalıdır. Böylece elektron enerjilerinde tedavi planlama sistemi algoritmasının verim değeri hesaplamasında kullandığı hava gap düzeltme faktörünün kontrolü yapılabilmektedir. Uzatılmış SSD'ye bağlı olarak Monitör Unit (MU) hesaplamasında hava düzeltme faktörünün kullanımı gerekmektedir. Bu faktör kullanılmadığı takdirde verim ölçümü yapılması tavsiye edilmektedir (1).

## 6. KAYNAKLAR

1. KHAN F. M., The Physics of Radiation Therapy, The 3rd Editon, Minnesota: Williams & Wilkins, 2003.
2. CYGLER J., X ALLEN LI, GEORGE X DING and LAWRENCE E. Practical approach to electron beam dosimetry at extended SSD. Physics in Medicine and Biology 42 1505–1514 (1997).
3. The IPEM code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 4 to 25 MeV based on an absorbed dose to water calibration Physics in Medicine and Biology 48 2929–2970 (2003).
4. IAEA. PODGORSK E.B. Technical editor, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna; 2005.
5. KLEVENHAGEN S.C. Physics of Electron Beam Therapy. Bristol: Adam Hilger Ltd., in collaboration with the Hospital Physicist' Association; 1985.
6. KHAN FM, DOPPKE KP, HONGSTROM KR, KUTCHER GJ, RAVINDER N, PRASAD SC, PURDY JA, ROZENFELD M, WERNER BL. Clinical electronbeam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 25. Medical Physics;18:73–109, 1991.
7. KRANE K.S., ŞARER B. Çevirici editör, Nükleer Fizik 2. Cilt, PalmeYayıncılık, Ankara; 2002.
- 8.KARZMARK C.J. Advances in Linear Accelerator Design for Radiotherapy. Medical Physics. Vol.11 No.2: 105-128, 1984.
9. CLIFFORD CHAO K.S, PEREZ C.A., BRADY L.W. Çevirici Editörler GEMICI C., MAYADAGLI A., PARLAK C. Radyasyon Onkolojisi: Tedavi Kararları. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri Ltd. Şti; 2004.
10. ICRU Report 35 Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50MeV International commission on radiation units and measurements. 15 September 1984. Bethesda, (MD) Maryland 20814, USA.
11. IAEA. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. An International Code of Practice for Dosimetry. Thecnical Report Series No.277. Vienna; 1987.

12. ROGERS DWO, BIELAJEW AF. Differences in electron depth-dose curves calculated with EGS and ETRAN and improved energy-range relationships. *Medical Physics*;13:687, 1986.
13. RAJASEKAR D, DATTA N.R, MARIA DAS K. J, AYYAGARI S. Electron beam therapy at extended SSDs: an analysis of output correction factors for a Mitsubishi linear accelerator. *Physics in Medicine and Biology* :47 3301-3311, 2002.
14. SAW C B, AYYANGAR K M, PAWLICKI T, KORB L J. Dose distribution considerations of medium energy electron beams at extended source to surface distance. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*: 32, 159-164, 1995
15. DAS I J, MCGEE K P. Electron beam characteristics at extended treatment distances. *Medical Physics* :22 (10); 1667-1674, 1995.
16. POHLIT W. *Dosimetrie Zur Betatrontherapie*. Stuttgart: Verlag, 1965.
17. SHRODER-BABO P. Determination of the virtual electron source of a betatron. *Acta Radiologica* ;364, 7, 1983.
18. MEYER JA, PATLA JR, HONGSTROM KR. Determination of relatively new electron dosimetry measurement techniques on Mevatron 80. *Medical Physics* ;11:670, 1984.
19. JAMSHIDI A, KUCHNIR FT, REFT SC. Determination of the source position for the electron beam from a high-energy linear accelerator. *Medical Physics* ;13:942, 1986.
20. KHAN FM, SEWCHAND W, LEVITT SH. Effect of air space on depth dose in electron beam therapy. *Radiology* ;126:249, 1978.
21. PTW-FREIBURG, *Ionizing Radiation Detectors*, 2008/2009.
22. PTW-FREIBURG, *User Manual Markus Chamber Type 23343*, 2006-07.
23. PTW-FREIBURG, *User Manual Semiflex Ionization Chambers Type 31010*, 2006-07.
24. PTW-FREIBURG, *User Manual Farmer Ionization Chambers Type 30010*, 2006-09.
25. PTW-FREIBURG, *User Manual Dosimetry Diode E Type 60012*, 2004-07.
26. PTW-FREIBURG, *Instruction Manual RW3 Slab Phantom T29672*, 2007-07.
27. SAW C B, PAWLICKI T, KORB L J, WU A. Effects of extended SSD on electron-beam depth dose curves. *Medical Dosimetry*:19 (2); 77-81, 1994.

28. SHARMA S.C. and WILSON D.L, "Depth dose characteristics of elongated fields for electron beams from a 20 MeV accelerator," *Medical Physics*. 12,419-423,1985.
29. HONGSTROM K.R, "Clinical electron beam dosimetry: Basic dosimetric data," in *Advances in Radiation Oncology Physics, Dosimetry, Treatment Planning, and Brachytherapy*, AAPM Monograph No.19, edited by J.A. Purdy, 390-429, 1992.
30. DAS I.J, CHENG C.W, and HEALEY G.A, "Optimum field size and beam normalization in electron beam treatment," *International Journal of Radiation Oncology Biology, Physics*. 31, 157-163, 1995.

## 7. EKLER

		Enerji			
		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Output (mGy)	4x4 SSD 100	105,53	206,07	258,63	355,03
	4x4 SSD 104	93,92	185,46	232,77	319,53
	4x4 SSD 108	82,31	164,86	206,90	284,02
	4x4 SSD 110	77,04	154,55	193,97	262,72
	4x4 SSD 115	66,48	133,95	168,11	227,22
	6x6 SSD 100	238,33	406,53	489,47	601,03
	6x6 SSD 104	219,26	374,01	450,31	552,95
	6x6 SSD 108	200,20	341,49	411,15	504,87
	6x6 SSD 110	190,66	325,22	391,58	480,82
	6x6 SSD 115	171,60	292,70	352,42	432,74
	10x10 SSD 100	545,47	737,20	801,50	856,80
	10x10 SSD 104	501,83	678,22	745,40	788,26
	10x10 SSD 108	458,19	626,62	689,29	728,28
	10x10 SSD 110	436,38	604,50	665,25	702,58
	10x10 SSD 115	398,19	552,90	609,14	642,60
	15x15 SSD 100	966,73	952,37	968,03	998,33
	15x15 SSD 104	889,39	876,18	900,27	918,46
	15x15 SSD 108	812,05	809,51	832,51	848,58
	15x15 SSD 110	773,38	780,94	803,46	818,63
	15x15 SSD 115	705,71	714,28	735,70	748,75

**Tablo 23: Farmer iyon odası için farklı alanlardaki output ölçümlerinin ortalamaları.**

		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
gap 4x4 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,06	1,05	1,05	1,05
	8	1,13	1,12	1,12	1,12
	10	1,17	1,15	1,15	1,16
	15	1,26	1,24	1,24	1,25
gap 6x6 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,09	1,09	1,09
	10	1,12	1,12	1,12	1,12
	15	1,18	1,17	1,17	1,17
gap 10x10alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,12	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15
gap 15x15 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,12	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15

**Tablo 24: Farmer iyon odası için SSD değişimi ile  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerleri.**

		enerji			
		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
output	4x4 SSD 100	107,60	215,27	273,17	379,03
	4x4 SSD 104	95,76	193,74	245,85	341,13
	4x4 SSD 108	83,93	172,22	218,54	303,22
	4x4 SSD 110	78,55	161,45	204,88	280,48
	4x4 SSD 115	67,79	139,93	177,56	242,58
	6x6 SSD 100	246,60	423,93	503,50	637,07
	6x6 SSD 104	226,87	390,02	463,22	586,10
	6x6 SSD 108	207,14	356,10	422,94	535,14
	6x6 SSD 110	197,28	339,14	402,80	509,66
	6x6 SSD 115	177,55	305,23	362,52	458,69
	10x10 SSD 100	562,70	760,07	821,17	885,90
	10x10 SSD 104	517,68	699,26	763,69	815,03
	10x10 SSD 108	472,67	646,06	706,21	753,02
	10x10 SSD 110	450,16	623,26	681,57	726,44
	10x10 SSD 115	410,77	570,05	624,09	664,43
	15x15 SSD 100	993,17	972,53	983,47	1024,33
	15x15 SSD 104	913,72	894,73	914,63	942,38
	15x15 SSD 108	834,26	826,65	845,78	870,68
	15x15 SSD 110	794,54	797,47	816,28	839,95
	15x15 SSD 115	725,01	729,40	747,44	768,25

**Tablo 25: Markus paralel plan iyon odası için farklı alanlardaki output ölçümlerinin ortalamaları.**

		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
gap 4x4 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,06	1,05	1,05	1,05
	8	1,13	1,12	1,12	1,12
	10	1,17	1,15	1,15	1,16
	15	1,26	1,24	1,24	1,25
gap 6x6 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,09	1,09	1,09
	10	1,12	1,12	1,12	1,12
	15	1,18	1,18	1,18	1,18
gap 10x10alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,12	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15
gap 15x15 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,12	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15

**Tablo 26: Markus Paralel Plan iyon odası için SSD değişimi ile  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerleri.**



		Enerji (mGy)			
		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
output	4x4 SSD 100	106,67	212,73	270,97	371,13
	4x4 SSD 104	94,94	191,46	243,87	334,02
	4x4 SSD 108	83,20	170,18	216,78	296,90
	4x4 SSD 110	77,87	159,55	203,23	274,64
	4x4 SSD 115	67,20	138,27	176,13	237,52
	6x6 SSD 100	239,03	418,83	501,53	624,03
	6x6 SSD 104	219,91	385,32	461,41	574,11
	6x6 SSD 108	200,79	351,82	421,29	524,19
	6x6 SSD 110	191,22	335,06	401,22	499,22
	6x6 SSD 115	172,10	301,56	361,10	449,30
	10x10 SSD 100	545,00	745,37	813,80	867,03
	10x10 SSD 104	501,40	685,74	756,83	797,67
	10x10 SSD 108	457,80	633,56	699,87	736,98
	10x10 SSD 110	436,00	611,20	675,45	710,96
	10x10 SSD 115	397,85	559,03	618,49	650,27
	15x15 SSD 100	969,37	955,00	978,40	1007,67
	15x15 SSD 104	891,82	878,60	909,91	927,06
	15x15 SSD 108	814,27	811,75	841,42	856,52
	15x15 SSD 110	775,50	783,10	812,07	826,29
	15x15 SSD 115	707,64	716,25	743,58	755,75

**Tablo 27: Semiflex iyon odası için farklı alanlardaki output ölçümlerinin ortalamaları.**

		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
gap 4x4 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,06	1,05	1,05	1,05
	8	1,13	1,12	1,12	1,12
	10	1,17	1,15	1,15	1,16
	15	1,26	1,24	1,24	1,25
gap 6x6 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,09	1,09	1,09
	10	1,12	1,12	1,12	1,12
	15	1,18	1,18	1,18	1,18
gap 10x10alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,12	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15
gap 15x15 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,12	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15

Tablo 28: Semiflex iyon odası için SSD değişimi ile  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  değerleri.

Eğim 4x4 alan	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Farmer i.O	0,01747	0,01613	0,01613	0,01691
Markus i.O	0,01747	0,01613	0,01613	0,01691
Semiflex i.O	0,01747	0,01613	0,01613	0,01691

**Tablo 29: Çeşitli iyon odalarında 4x4 Alan için  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  /g grafiğinin eğim değerleri.**

Eğim 6x6 alan	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Farmer i.O	0,01218	0,01102	0,01102	0,01102
Markus i.O	0,01218	0,01102	0,01102	0,01102
Semiflex i.O	0,01218	0,01102	0,01102	0,01102

**Tablo 30: Çeşitli iyon odalarında 6x6 Alan için  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  /g grafiğinin eğim değerleri.**

Eğim 10x10 alan	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Farmer i.O	0,0116	0,0100	0,0100	0,0100
Markus i.O	0,0116	0,0100	0,0100	0,0100
Semiflex i.O	0,0116	0,0100	0,0100	0,0100

**Tablo 31: Çeşitli iyon odalarında 10x10 Alan için  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  /g grafiğinin eğim değerleri.**

Eğim 15x15 alan	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Farmer i.O	0,0116	0,0100	0,0100	0,0100
Markus i.O	0,0116	0,0100	0,0100	0,0100
Semiflex i.O	0,0116	0,0100	0,0100	0,0100

**Tablo 32: Çeşitli iyon odalarında 15x15 Alan için  $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$  /g grafiğinin eğim değerleri.**

		Enerji			
		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
FWHM (cm)	4x4 SSD 100	4,31	4,31	4,30	4,29
	4x4 SSD 104	4,56	4,52	4,51	4,50
	4x4 SSD 108	4,82	4,82	4,81	4,80
	4x4 SSD 110	5,04	4,95	4,94	4,97
	4x4 SSD 115	5,38	5,34	5,33	5,31
	6x6 SSD 100	6,50	6,50	6,51	6,50
	6x6 SSD 104	6,76	6,76	6,77	6,76
	6x6 SSD 108	7,09	7,02	7,03	7,02
	6x6 SSD 110	7,22	7,22	7,22	7,22
	6x6 SSD 115	7,67	7,61	7,62	7,61
	10x10 SSD 100	10,07	10,08	10,11	10,09
	10x10 SSD 104	10,47	10,48	10,51	10,49
	10x10 SSD 108	10,98	10,89	10,91	10,90
	10x10 SSD 110	11,18	11,09	11,12	11,10
	10x10 SSD 115	11,78	11,59	11,62	11,60
	15x15 SSD 100	15,10	15,12	15,14	15,12
	15x15 SSD 104	15,71	15,73	15,74	15,72
	15x15 SSD 108	16,46	16,33	16,35	16,33
	15x15 SSD 110	16,76	16,64	16,65	16,63
	15x15 SSD 115	17,67	17,39	17,41	17,39

**Tablo 33: Markus iyon odası için farklı alanlardaki yarı maksimum tam genişlik (FWHM) değerleri.**

		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
gap 4x4 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,06	1,05	1,05	1,05
	8	1,12	1,12	1,12	1,12
	10	1,17	1,15	1,15	1,16
	15	1,25	1,24	1,24	1,24
gap 6x6 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,11	1,11	1,11	1,11
	15	1,18	1,17	1,17	1,17
gap 10x10alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,11	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15
gap 15x15 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,11	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15

**Tablo 34: Markus iyon odası için SSD değişimi ile  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerleri.**

		Enerji			
		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
FWHM (cm)	4x4 SSD 100	4,31	4,31	4,31	4,30
	4x4 SSD 104	4,57	4,53	4,53	4,52
	4x4 SSD 108	4,83	4,83	4,83	4,82
	4x4 SSD 110	5,04	4,96	4,96	4,99
	4x4 SSD 115	5,39	5,34	5,34	5,33
	6x6 SSD 100	6,58	6,58	6,59	6,58
	6x6 SSD 104	6,84	6,84	6,85	6,84
	6x6 SSD 108	7,17	7,11	7,12	7,11
	6x6 SSD 110	7,30	7,30	7,31	7,30
	6x6 SSD 115	7,76	7,70	7,71	7,70
	10x10 SSD 100	10,07	10,09	10,11	10,10
	10x10 SSD 104	10,47	10,49	10,51	10,50
	10x10 SSD 108	10,98	10,90	10,92	10,91
	10x10 SSD 110	11,18	11,10	11,12	11,11
	10x10 SSD 115	11,78	11,60	11,63	11,62
	15x15 SSD 100	15,10	15,14	15,15	15,12
	15x15 SSD 104	15,70	15,75	15,76	15,72
	15x15 SSD 108	16,46	16,35	16,36	16,33
	15x15 SSD 110	16,76	16,65	16,67	16,63
	15x15 SSD 115	17,67	17,41	17,42	17,39

**Tablo 35: Semiflex iyon odası için farklı alanlardaki yarı maksimum tam genişlik (FWHM) değerleri.**

		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Gap 4x4 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,06	1,05	1,05	1,05
	8	1,12	1,12	1,12	1,12
	10	1,17	1,15	1,15	1,16
	15	1,25	1,24	1,24	1,24
Gap 6x6 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,11	1,11	1,11	1,11
	15	1,18	1,17	1,17	1,17
Gap 10x10alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,11	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15
Gap 15x15 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,11	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15

**Tablo 36: Semiflex iyon odası için SSD değişimi ile  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerleri.**

		Enerji			
		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
FWHM (cm)	4x4 SSD 100	4,28	4,30	4,30	4,29
	4x4 SSD 104	4,54	4,51	4,51	4,50
	4x4 SSD 108	4,80	4,81	4,81	4,80
	4x4 SSD 110	5,01	4,94	4,94	4,98
	4x4 SSD 115	5,36	5,33	5,33	5,32
	6x6 SSD 100	6,47	6,48	6,48	6,47
	6x6 SSD 104	6,73	6,74	6,73	6,73
	6x6 SSD 108	7,05	7,00	6,99	6,99
	6x6 SSD 110	7,18	7,19	7,19	7,19
	6x6 SSD 115	7,64	7,58	7,58	7,57
	10x10 SSD 100	10,06	10,07	10,07	10,07
	10x10 SSD 104	10,46	10,47	10,47	10,48
	10x10 SSD 108	10,97	10,87	10,88	10,88
	10x10 SSD 110	11,17	11,07	11,08	11,08
	10x10 SSD 115	11,77	11,58	11,58	11,59
	15x15 SSD 100	15,06	15,09	15,10	15,12
	15x15 SSD 104	15,66	15,69	15,70	15,72
	15x15 SSD 108	16,42	16,30	16,30	16,33
	15x15 SSD 110	16,72	16,60	16,61	16,63
	15x15 SSD 115	17,62	17,35	17,36	17,39

**Tablo 37: E tipi dozimetri diyot için farklı alanlardaki yarı maksimum tam genişlik (FWHM) değerleri.**



		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
gap 4x4 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,06	1,05	1,05	1,05
	8	1,12	1,12	1,12	1,12
	10	1,17	1,15	1,15	1,16
	15	1,25	1,24	1,24	1,24
gap 6x6 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,11	1,11	1,11	1,11
	15	1,18	1,17	1,17	1,17
gap 10x10alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,11	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15
gap 15x15 alan (cm)	0	1	1	1	1
	4	1,04	1,04	1,04	1,04
	8	1,09	1,08	1,08	1,08
	10	1,11	1,10	1,10	1,10
	15	1,17	1,15	1,15	1,15

**Tablo 38: E tipi dozimetri diyot için SSD değişimi ile  $\frac{X_F}{X_{100}}$  değerleri.**

Eğim 4x4 alan	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Markus i.O	0,01684	0,01613	0,01613	0,01633
Semiflex i.O	0,01684	0,01613	0,01613	0,01633
Dozimetri Diyot	0,01684	0,01613	0,01613	0,01633

**Tablo 39: Çeşitli iyon odalarında 4x4 Alan için  $\frac{X_F}{X_{100}}$  -g grafiğinin eğim değerleri.**

Eğim 6x6 alan	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Markus İ.O	0,01198	0,01136	0,01136	0,01136
Semiflex İ.O	0,01198	0,01136	0,01136	0,01136
Dozimetri Diyot	0,01198	0,01136	0,01136	0,01136

**Tablo 40: Çeşitli iyon odalarında 6x6 Alan için  $\frac{X_F}{X_{100}}$ -g grafiğinin eğim değerleri.**

Eğim 10x10 alan	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Markus İ.O	0,01140	0,0100	0,0100	0,0100
Semiflex İ.O	0,01140	0,0100	0,0100	0,0100
Dozimetri Diyot	0,01140	0,0100	0,0100	0,0100

**Tablo 41: Çeşitli iyon odalarında 10x10 Alan için  $\frac{X_F}{X_{100}}$ -g grafiğinin eğim değerleri.**

Eğim 15x15 alan	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Markus İ.O	0,01140	0,0100	0,0100	0,0100
Semiflex İ.O	0,01140	0,0100	0,0100	0,0100
Dozimetri Diyot	0,01140	0,0100	0,0100	0,0100

**Tablo 42 Çeşitli iyon odalarında 15x15 Alan için  $\frac{X_F}{X_{100}}$ -g grafiğinin eğim değerleri.**

## **TEŐEKKÖR**

Eğitimim ve tez çalıőmam süresince bilgi ve desteklerini esirgemeyen baőta sayın hocam Prof. Dr. Lütfi ÖZKAN'a, tez danışmanım Doç. Dr. Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ'a, tez çalıőmamda beni yalnız bırakmayan Sema Gözcü'ye ve yardımlarından dolayı mesai arkadaşlarıma,

Her zaman yanımda olan, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili anneme babama ve kardeşime en içten dileklerle teşekkür ederim.

## **ÖZGEÇMİŞ**

1982 yılında Bursa'da doğdum. İlkokulu Reşit Paşa ilkokulunda tamamladıktan sonra orta eğitime Bursa Şükrü Şankaya Anadolu Lisesinde başladım. 2000 yılında Uludağ Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik bölümüne başladım. 2008 yılında Uludağ üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Tıbbi Radyasyon Fiziği yüksek lisansına başladım. Yüksek lisansa başladığım tarihten itibaren Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında Fizikçi olarak görev almaktayım.