



**T. C.**

**ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**LİNEER HIZLANDIRICILARDA FİZİKSEL VE SANAL KAMA  
FİLTRELERİN KARŞILAŞTIRILMASI VE DOZİMETRİK  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Aycan ŞENGÜL**

**(YÜKSEK LİSANS TEZİ)**

**Bursa-2011**



T. C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

LİNEER HIZLANDIRICILARDA FİZİKSEL VE SANAL KAMA FİLTRELERİN  
KARŞILAŞTIRILMASI VE DOZİMETRİK DEĞERLENDİRİLMESİ

Aycan ŞENGÜL

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Danışman: Prof. Dr. Z. Gökay KAYNAK

Bursa-2011

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

İÇİNDEKİLER .....	I
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	III
ÖZET .....	IV
SUMMARY .....	VI
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	2
2.1. Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazları .....	2
2.2. Yüzey Dozu.....	6
2.2.1. Yüzey dozu oluşumu .....	6
2.2.2. Cilt koruyucu etki (Skin Sparing Effect) .....	6
2.3. Maksimum Doz Bölgesi.....	7
2.4. Dozimetrik Parametreler .....	7
2.4.1. Yüzde Derin Doz .....	7
2.4.2. Doz Verimi .....	8
2.4.3. Kalite İndeksi.....	8
2.4.4. Penumbra .....	8
2.4.5. Doz Profili .....	8
2.5. Wedge Filtre.....	9
2.5.1. Wedge Açısı.....	10
2.5.2. Wedge Faktörü.....	11
2.5.3. Wedge Sistemleri.....	11
2.5.4. Işın Kalitesi Üzerine Etkisi .....	13
2.6. İyon Odaları .....	14
2.6.1. Silindirik İyon Odaları .....	14
2.6.2. Paralel Plak İyon Odaları.....	14
2.6.2.1. Paralel plak iyon odalarında ölçülen fazla dozun düzeltilmesi:.....	15
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	18
3.1. GEREÇLER.....	18
3.1.1. Lineer Hızlandırıcı.....	18
3.1.2. Fiziksel Wedge Filtre Sistemleri .....	18

3.1.3. Sanal Wedge Filtre Sistemleri .....	19
3.1.4. İyon odaları .....	20
3.1.4.1. PTW Semiflex iyon odası.....	20
3.1.4.2. PTW Farmer Tipi İyon Odası.....	20
3.1.4.3. PTW Markus Paralel Plak İyon Odası .....	20
3.1.5. PTW Unidos Elektrometre .....	21
3.1.6. RW3 Katı Su Fantomu.....	21
3.1.7. PTW MP3-M Su Fantomu .....	22
3.1.8. 2D-ARRAY: .....	23
3.1.9. MEPHYSTO mc <sup>2</sup> 1. 3 .....	23
3.2. YÖNTEM.....	24
3.2.1. Wedge faktörlerinin elde edilmesi.....	24
3.2.2. %dd ölçümleri.....	24
3.2.3. Doz profillerinin elde edilmesi .....	24
3.2.4. Çevre dozlarının elde edilmesi .....	24
3.2.5. Yüzey dozlarının elde edilmesi .....	25
4. BULGULAR.....	27
4.1. Wedge faktörleri: alan bağılılığı .....	27
4.2. Yüzde derin doz .....	29
4.3. Doz profilleri .....	30
4.4. Çevre dozları: alan, derinlik ve açı bağılılığı .....	36
4.5. Yüzey dozları .....	49
5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....	52
5.1. Wedge faktörleri.....	52
5.2. %dd .....	53
5.3. Doz profilleri .....	54
5.4. Çevre dozları .....	54
5.5. Yüzey dozları .....	55
6. KAYNAKLAR .....	58
7. TEŞEKKÜR.....	62
8. ÖZGEÇMİŞ .....	63

## SEMBOLLER / KISALTMALAR LISTESİ

MV: Milyon Volt

MeV: Milyon elektron Volt

KeV: Kilo elektron Volt

c: Işık hızı ( $3 \times 10^8$  m/sn)

MLC: Çok yapraklı kolimatör (multileaf collimator)

%dd: Yüzde derin doz

TAR: Doku hava oranı

TMR: Doku maksimum oranı

TPR: Doku fantom oranı

$d_{\max}$ : Maksimum doz derinliği

FWHM : Full width at half maximum

SSD: Kaynak cilt mesafesi (source to skin distance)

SAD: Kaynak eksen mesafesi(source to axis distance)

MU: Monitör unit

vw: Sanal wedge filtre (virtual wedge)

hw: Fiziksel wedge filtre(hard wedge)

WF: Wedge faktörü

cGy: SantiGray (Absorbe doz birimi)

IMRT: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

## ÖZET

Radyoterapide hedef volüm içindeki doz dağılımının homojenliğini sağlamak amacıyla kullanılan doz düzenleyicilerinden birisi de wedge filtrelerdir. Gelişen teknolojiyle birlikte, fiziksel wedge filtrelerin yerini sanal wedge filtreler almaya başlamıştır. Çalışmamızda fiziksel ve sanal wedge filtrelerin dozimetrik özelliklerini karşılaştırarak sanal wedge filtrelerin avantaj ve dezavantajlarını saptamayı amaçladık.

Çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezinde bulunan Siemens Artiste tedavi cihazında 6 ve 15 MV foton enerjilerinde, 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 cm<sup>2</sup> alanlarında, fiziksel ve sanal wedge filtrelerin dozimetrik özellikleri; wedge faktörleri, %dd eğrileri, doz profilleri, yüzey ve çevre dozları karşılaştırıldı. Ölçümlerde PTW Farmer, Semifleks, Markus paralel plak iyon odaları, unidos elektrometre, katı fantom, 2-D Array ve MP3-M su fantomu kullanıldı.

Wedge faktör ölçümleri, SSD:100 cm'de 5 cm derinlikte, Farmer iyon odası ve unidos elektrometre kullanılarak yapıldı. % dd eğrileri, MP3-M su fantomunda, Semifleks iyon odası ile, açık alan, fiziksel ve sanal wedge'li alanlarda ölçüldü. Ardından 0.5, 1, d<sub>max</sub>, 5, 10, 15 cm derinliklerde doz profilleri alındı.

Yüzey dozu ölçümlerinde, SSD:100 cm'de Markus paralel plak iyon odası kullanıldı. Ayrıca 2-D Array kullanılarak sanal ve fiziksel wedge filtreli alanlarda 0, 1, d<sub>max</sub>, 5, 10, 15 cm derinliklerde çevre dozları ölçüldü.

Ölçüm sonuçları incelendiğinde; aynı derinlikte, küçük alanlardan büyük alanlara doğru gidildikçe fiziksel WF'nün ~%3, sanal WF'lerinin ise, %0,2 arttığı görüldü. % dd eğrilerinden her alana ait d<sub>max</sub> derinlikleri 6 ve 15 MV için sırasıyla 15 ±2 mm, 30 ±2 mm olarak bulundu. Fiziksel wedge doz profillerinde alan ve derinlik arttıkça penumbranın arttığı ancak enerji arttıkça azaldığı gözlenmektedir. Sanal wedge profilleri, yüzeyde fiziksel wedge profillerine göre daha yüksek bir eğim gösterirken derinlik arttıkça profil uyumu da artmaktadır.

Sanal wedge için; küçük alanlarda wedge açısının çevre dozlarına etkisinin olmadığı ancak büyük alanlarda açıyla birlikte etkinin arttığı görüldü. Fiziksel wedge için derinlik ve alan boyutu arttıkça çevre dozunun arttığı ve wedge açısı arttıkça özellikle 5 cm'den sonraki derinliklerde çevre dozunun azaldığını saptadık.

Aldığımız ölçümlerde sanal wedge'in fiziksel wedge'ye göre dozimetrik olarak üstünlüğünün olmadığı görülmektedir. Sanal wedge filtrelerin çevre dozu fiziksel wedge



filtreye göre yüksektir. Bu sanal wedge filtrenin dezavantajıdır. Sanal wedge filtreli alanlarda, açık alana benzer yüzey dozları görülürken fiziksel wedge filtreli alanlarda daha düşük dozlar görülür. Sanal wedge kullanımıyla MU değerinde açık alana göre bir değişim gözlenmezken, fiziksel wedge benzeri izodoz dağılımı elde edilir. Ayrıca MU artmadığı için tedavi süresi fiziksel wedge kullanımına göre kısa olur. Böylece tedavi esnasında hasta ve organ hareketlerinden kaynaklanan set-up hataları minimuma indirgenmiş olur. Sonuç olarak sanal wedge'ler set up kolaylığı ve tedavi süresinin kısılması sebebiyle tercih edilebilir. Ayrıca fiziksel wedge filtreye göre daha fazla açı alternatifi sunmasıyla planlamada avantaj sağlar. Bu çalışmada, sanal wedge filtrelerin uygun kalite kontrol programıyla tedavilerde güvenle kullanılabileceği görülmüştür.

Anahtar kelimeler: sanal wedge, fiziksel wedge, wedge faktörü, radyoterapi, dozimetre,

## SUMMARY

### **The Comparison and Dosimetric Assessment Of Physical and Virtual Wedge Filters Of Linear Accelerators.**

In radiation therapy wedge filters are, one of the dose compensators which are used in order to provide the homogeneity of dose distribution in the target volume. With the developing technology, virtual wedge filters have been used instead of physical wedge filters. In this study we aimed to evaluate the advantages and disadvantages of virtual wedge filter by comparing dosimetric properties with physical and virtual wedge filters.

In this study, we used Siemens Artiste linear accelerator in Uludağ University faculty of medicine and we compare dosimetric properties of virtual and physical wedge factors, depth doses, dose profiles, peripheral and surface doses, at the energies of 6 and 15 MV photon beams.

Wedge factors was measured, with unidos electrometer and farmer ion chamber at SSD: 100 cm and 5 cm depth. % depth doses measured with MP3-M water phantom and with the semiflex ion chamber, we measured open fields and fields with physical and virtual wedges. Then we took the dose profiles at depths 0.5, 1,  $d_{max}$ , 5, 10, 15 cm.

For the surface dose measurements at SSD: 100, markus paralel plate ion chamber was used. And also by using 2-D Array, peripheral doses of physical and virtual wedge fields were measured at the depths of 0, 1,  $d_{max}$ , 5, 10, 15 cm

When the measurement results are analyzed, it has been observed that at the same depth, from large field to small field physical and virtual WFs are increased by %3 and %2 respectively. From the % dd curves, we evaluated the  $d_{max}$  depth of 6 and 15 MV photon energies  $15 \pm 2$  mm,  $30 \pm 2$  mm respectively. It is observed that, when field and depth increases at physical wedge dose profiles penumbra also increases however, it decreases as the energy increases. While virtual wedge profiles show higher gradient than physical wedge profiles at surface, the more the depth increases, the more increase occurs in the congruity between profiles.

It is observed that, for virtual wedge, wedge angle has no effect on peripheral doses at small fields but the effect increases with an increase in angle at large fields. For physical wedge, we evaluated that peripheral dose increases as the depth increases and field size and peripheral dose decreases when wedge angle increases at the depths after 5 cm.

When we look at our measurements we can see that virtual wedge doesn't have dosimetric priority when it is compared with physical wedge. Peripheral dose of virtual wedge filters is higher than physical wedge filters. It is a disadvantage of virtual wedge filter. Virtual wedge fields have similar surface doses as the open fields while physical fields have lower surface doses. When we use virtual wedge, MU value doesn't change when it is compared with open field, suchlike physical wedge isodose distributions obtained. In addition, treatment time becomes shorter when compared with physical wedge since MU doesn't increase. So, the errors which are caused by patient and organ motions during treatment become minimum.

In conclusion, it can be said that virtual wedges are preferred due to easy set-up and short treatment time. Furthermore, virtual wedges are more useful than physical wedges since they offer more angle choice at planning. In this study it is observed that virtual wedge filters with suitable quality control programme can be used safely during treatments.

Key words: virtual wedge, physical wedge, wedge factor, radiotherapy, dosimeter

## GİRİŞ

1895 yılında, Belçikalı bilim adamı W.C.Röntgen, yüksek voltajlı bir akımı radyo lambasından geçirme deneyi sırasında, elektromanyetik radyasyonun maddeyi geçebildiğini keşfetti. Ne olduğunu bilmediği için bunlara 'X ışınları' adını verdi (1). X-ışınının bulunması ile başlayan süreç, tıp alanında radyasyonun kullanılması fikrinin doğmasına yol açtı. Beş yıl sonra, 1900' de, bu ışınların insan dokusuna zarar verebildiği, kötü huylu tümörlerin küçültülmesinde, hatta tamamen yok edilmesinde kullanılabileceği anlaşıldı (1). Böylece radyasyon kanser tedavisinde bir yöntem olarak kullanılmaya başlandı. Yüzyılı aşkın bir süredir kullanılan radyoterapi, tedavi tekniklerinin, kullanılan tedavi cihazlarının, bilgisayar destekli tedavi planlama sistemlerinin ve lineer hızlandırıcı demet şekillendirme sistemlerinin gelişimiyle beraber günümüzde de etkin bir şekilde kullanılmaktadır.

Radyoterapi, kanserli hücrelerin doğrudan ya da dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla öldürülmesi temeline dayanır. Radyoterapide en önemli kural, tümöre yeterli dozu verirken çevresindeki riskli organların ve sağlıklı dokuların mümkün olan en az dozu almasını sağlamaktır (2). İstenilen volümde homojen doz dağılımını sağlamak amacıyla çeşitli doz düzenleyiciler (bolus, wedge filtre, kompansatör, vb.) kullanılmaktadır. Wedge filtreler, kama şeklinde dereceli ışın azaltıcılardır, genellikle, atom numarası yüksek kurşun, tungsten gibi maddelerden yapılırlar. X-ışını izodoz dağılımını değiştirmek için, eğik yüzeylerde (meme, larenks, vb.) doku eksikliğini kompanse etmek için ve tümörün tek taraflı lokalizasyonlarında kullanılırlar.

Son yıllarda teknolojinin gelişmesiyle birlikte fiziksel wedge filtrelerin yerini bilgisayar kontrollü sanal wedge filtreler almaya başlamıştır. Sanal wedge filtreler doz dağılımını y kolimatörünün açık durumdan kapalı duruma doğru hareket etmesiyle değiştirirler. Bu dağılım alan boyutu, derinlik, wedge filtre açısı, enerji, vb. gibi pek çok parametreye bağlı olarak değişir. Bilgisayar kontrollü olarak oluşan bu dağılımın fiziksel wedge filtre ile karşılaştırılması gerekmektedir.

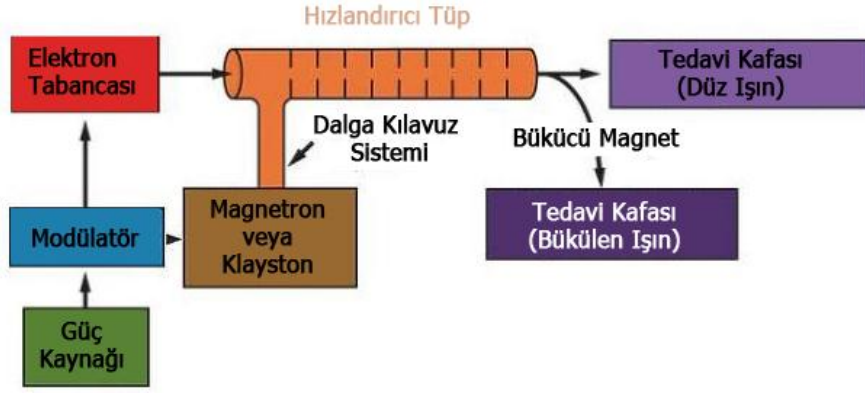
Bu çalışmanın amacı, sanal ve fiziksel wedge filtrelerin yüzey dozuna etkisinin farklı alan büyüklükleri ve farklı derinlikler için araştırılması, çevre dozlarının incelenmesi, sanal ve fiziksel wedge filtreli alanlarda oluşturulan doz profillerinin karşılaştırılması ve wedge faktörlerinin bulunmasıdır.

## GENEL BİLGİLER

### 2.1. Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazları

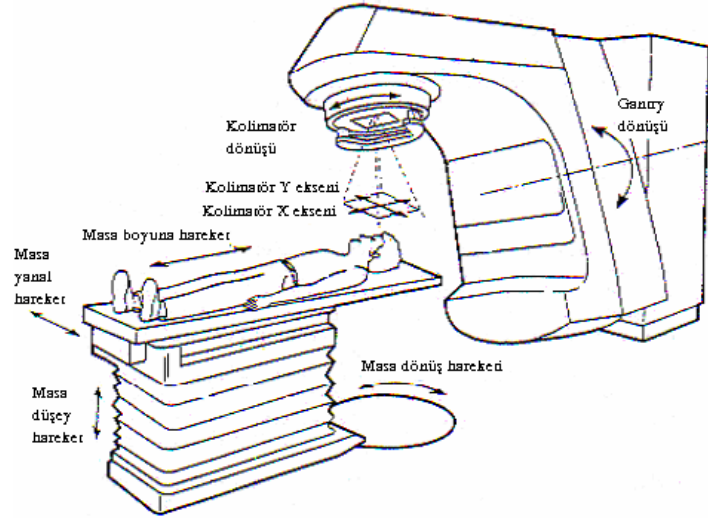
Eksternal demet radyoterapisinin (teleterapi) ilk uygulandığı dönemlerde konvansiyonel x- ışını tüpleri (Basıncı  $10^{-3}$  mmHg'ya kadar düşürülmüş cam bir tüpün içine yerleştirilmiş anot ve katot levhaları arasına çok yüksek elektriksel gerilim uygulanır) ve yüksek voltaj jeneratörlerinden elde edilen x- ışını demetlerinin enerjileri en fazla 300 kilo elektron volt (keV)'tu. Fakat bu cihazlarla elde edilen x-ışınlarının enerjileri düşük olduğundan, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokuların yüksek doz almasına ve dolayısıyla da ciltte komplikasyonların oluşmasına neden olmaktaydı. Ciltteki komplikasyonların önüne geçebilmek için tümöre verilmesi gereken dozun sınırlandırılması gerekiyordu. Ayrıca düşük enerjili x- ışınlarının kemik ve yumuşak dokudaki soğurulma farklılıkları, yapılan tedavilerde sorun oluşturuyordu. Bu nedenle derine yerleşmiş tümörlerin etkin tedavisinde yeterli giriciliğe sahip, kemik ve yumuşak dokuda birbirine yakın enerji soğurması verecek, cilt ve sağlıklı dokulardaki olumsuz etkiyi azaltacak x- ışını tedavi cihazları üzerinde çalışmalar yapılmaya başlanmıştır (3,4).

Lineer hızlandırıcı demetinin özelliklerini tam olarak kavrayabilmek için önce bu tip cihazlarla x- ışını üretimi mekanizması gözden geçirilmelidir. 1940 yılından sonra geliştirilen yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler, lineer hızlandırıcılarda elektronların hızlandırılmasında kullanıldı. Daha sonra yüksek frekans kaynağı olarak 3000 MHz frekansta elektromanyetik dalga veren mikrodalga üreticisi (Magnetron ve klaystron tüpleri) lineer hızlandırıcılarda kullanılmaya başlandı. Magnetron veya klaystron, mikrodalga kavitelerinde yoğun elektromanyetik alanlar oluşturabilme yeteneğindedirler. Bu yetenekleri, uygun dalga kılavuzu yapılarıyla birleştirildiğinde, elektronları göreceli hızlara ulaştırmak olasıdır. Bu tüplerden elde edilen mikrodalga, hızlandırıcı tüpün içine gönderilir. Aynı zamanda, elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen ve potansiyel farkı altında enerji kazandırıldıktan sonra ince bir demet haline getirilen elektronlar, 50 keV'luk enerji ile hızlandırıcı tüpün içine gönderilirler. Lineer hızlandırıcı, elektronları yüksek güçte mikrodalgaları kullanarak lineer bir şekilde yüksek hız ve enerjiye ulaştırır (Şekil-1). Lineer hızlandırıcının kalbi, elektron hızlandırmasının gerçekleştiği hızlandırıcı dalga kılavuzudur (5).



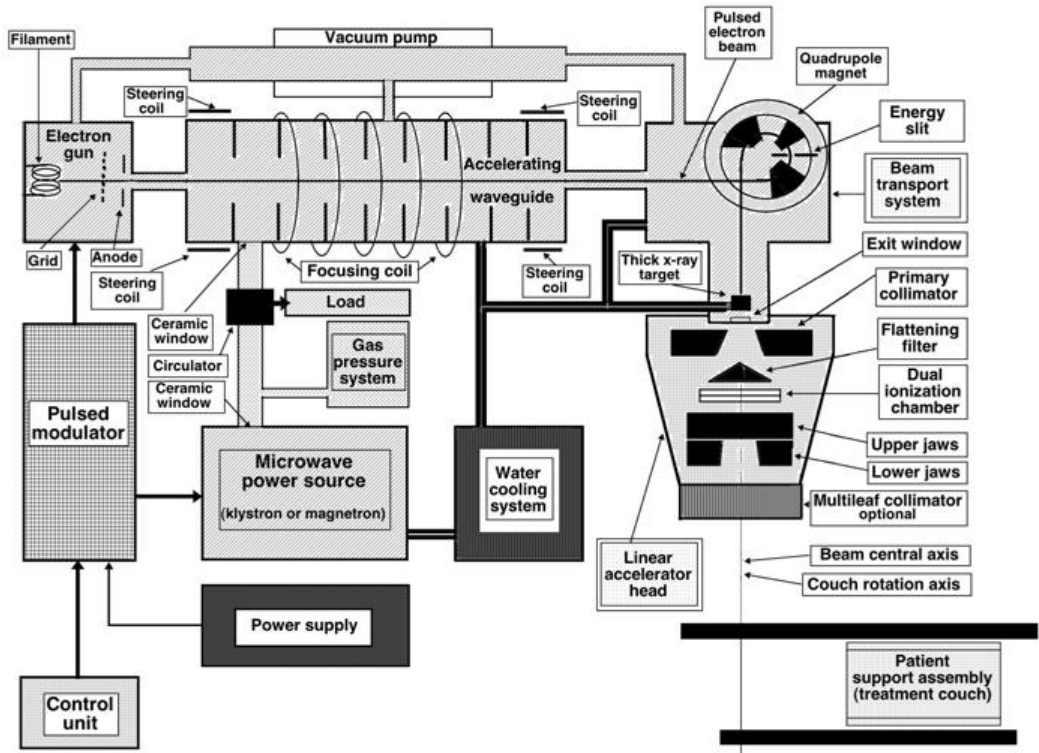
**Şekil-1.** Linear hızlandırıcıların çalışma prensibinin şematik gösterimi (6)

Hızlandırma esnasında elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için tüp boyunca manyetik odaklayıcı magnetonlar bulunur. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık 5 milyon elektron volt (MeV) tur. Daha küçük boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar  $90^\circ$  veya  $270^\circ$  bending magnetler ile saptırılırlar. Bu şekilde elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeyel tümörlerin tedavisinde direkt olarak kullanılabilceği gibi yüksek erime noktasına sahip bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x-ışınları da elde edilebilir (4).



**Şekil-2.** Bir linear hızlandırıcının genel görünümü (6)

Linear hızlandırıcılar, hastaya istenilen pozisyonların verilebilmesi için yatay, dikey ve dönme hareketleri yapabilen bir tedavi masasına sahiptir (Şekil-2). Linear hızlandırıcıda radyasyon demetini üreten kısımlar gantri ve stand içine monte edilmiştir; stand sabittir ve gantriye pozisyonunda tutar; gantri, hastada hedeflenmiş farklı açılardaki tedavi alanlarını oluşturabilmesi için hasta etrafında  $360^\circ$  dönme yeteneğindedir.

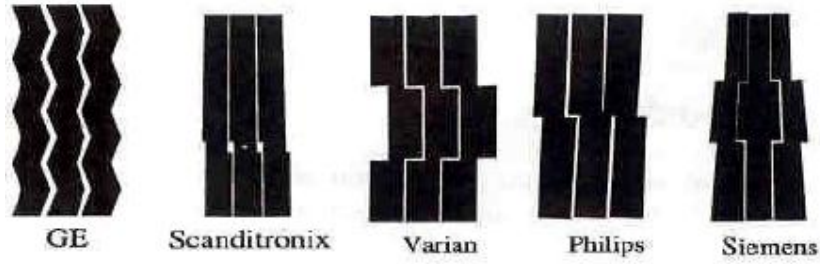


**Şekil-3.** Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi (5)

Birincil kolimatör (genellikle tungsten) sabit olup, hedefin altına düzleştirici filtrenin üzerine monte edilir. İki ucu açık küçük eğimli bir koni şeklindeki bu kısım, sadece ileri doğru saçılan x- ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir (6).

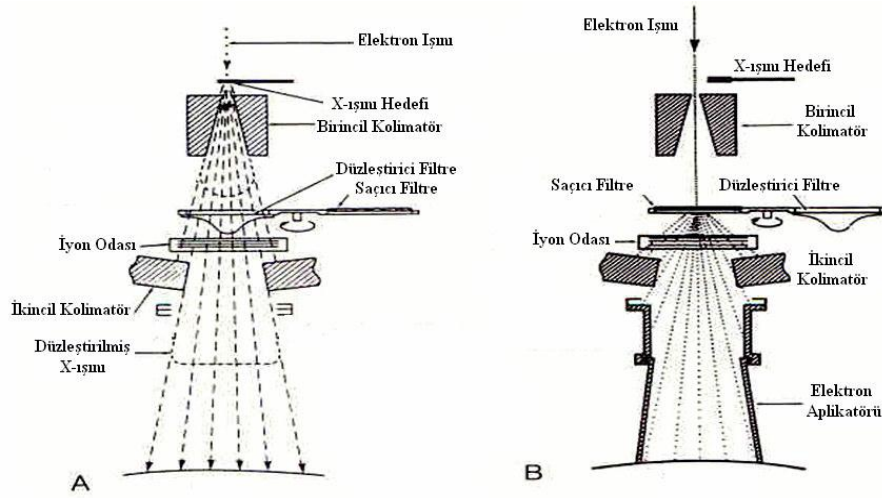
Bu kolimatörün boyutları genellikle ikincil kolimatörün olmadığı durumda 100 cm SSD'ye yaklaşık 40-50 cm çap verecek kadardır. Işın, birincil kolimatör ile şekillendirilip, doz ölçüm birimine (ion chamber) gelir. İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük ve simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür. İkincil kolimatörde bulunan hareketli X ve Y çeneleri ile de tedavi alanları oluşturulur (Şekil-3). Bu çeneler genellikle yaklaşık 8 cm kalınlığında tungsten veya kurşundan yapılırlar. Kolimatörler 0' dan 40 cm'ye kadar farklı dikdörtgen alanlar oluşturmak için ayarlanabilir (4).

Modern radyoterapi cihazlarında ikinci kolimatörün yerini MLC (multi leaf collimatör) sistemleri almıştır. Tedavide düzenli veya düzensiz alan oluşturmak için birçok liften oluşan, birbirinden bağımsız hareket edebilen sistemlerdir. Bu kolimatörler demet merkezi eksenine paralel ya da demet diverjansına (ışın demetinin kaynaktan olan uzaklığın artmasına bağlı olarak açılmasıdır) uyumlu olarak dizayn edilirler. Üreticiye göre değişen tiplerde MLC'ler üretilmektedir. Şekil-4 değişik MLC yapılarını göstermektedir.



**Şekil-4.** Farklı firmaların MLC dizaynları (5)

Bir lineer hızlandırıcı x- ışını modunda çalıştırıldığı zaman, elektron demeti, erime sıcaklığı yüksek bir hedefe çarpar ve Bremsstrahlung x- ışını üretilir (Şekil-5A). Elektron modunda ise, kalem genişliğindeki elektron ışını, tedavi alanı boyunca aynı (uniform) elektron akısını sağlamak için saçıcı tabaka (scattering foil)- düzenleyici filtre ile genişletilir (Şekil-5B). Saçıcı tabaka ince bir metalden yapılmıştır ve genelde bu metal kurşundur. Bu tabaka kalınlığı önemlidir. Saçılma sırasında Bremsstrahlung ışınları çıkar. Bu ışınlardan kaynaklanan x -ışını kontaminasyonu % 5 den azdır. Kontaminasyonu azaltmak amacıyla tabaka yeterince ince olmalıdır. Yine bu modda elektronların havada saçılmasından dolayı elektron aplikatörüne gereksinim duyulur (4).



**Şekil-5.** Gantrinin iç yapısı: A; X ışını tedavisi B; Elektron tedavisi (5)

Lineer hızlandırıcının çalışmasında kritik olan diğer sistemler; lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını kontrol için bir soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için bir iyon pompası sistemi, pnömatik sürücüler için bir basınç sistemi ve iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını artırmak için bir gaz sistemidir.



## 2.2. Yüzey Dozu

### 2.2.1. Yüzey dozu oluşumu

Yüksek enerjili x- ışınlarında, enerji ortama birincil foton demetleri ile taşınır. Birincil fotonlar ortam yüzeyi ile karşılaştıklarında ikincil elektronlar üretirler. Bu ikincil elektronlar doku içinde dağılarak enerjinin absorblanmasını sağlarlar. Yüksek enerjili x- ışınlarında radyasyon absorpsiyonu çoğunlukla Compton etkileşimi ile olmaktadır. Bu etkileşme sonucunda, yüksek enerjili foton demeti kinetik enerjisinin bir kısmını ortamdaki elektrona vererek o elektrona harekete geçirir ve doku içinde ileri doğru hareketli olan elektronlar absorblanırlar (7).

Yüzeyde oluşan ikincil elektronlar yüzey dozunu belirler. Cilt yüzeyinde oluşan doz, tedavi cihazının kafasındaki kontamine olan ve ışınlanan hastada meydana gelen ikincil elektronların bileşenlerinden oluşur (8-10).

Tedavi kafasını oluşturan parçalar birincil kolimatörler, düzleştirici filtre, monitör iyon odaları, kaynak ve ortamdaki havayı içerir. 25 MV enerjide oluşan kontaminasyonun %70'i monitör iyon odası ve düzleştirici filtrenin, %13 ve %17'side sırasıyla kolimatör ve havanın etkisiyle oluşur (11).

Dokudaki ikincil elektronların miktarı ışınlanan ortamın alan boyutundan etkilenir. Alan boyutlarının artmasıyla yüzey dozuna etkileri azalır. Kontamine elektronlar cilt koruyucu etkiyi azaltırlar. SSD'nin azalması, artan alan boyutları veya ışın yoluna materyaller konulması elektron kontaminasyonunu artırır (12).

### 2.2.2. Cilt koruyucu etki (Skin Sparing Effect)

Cildin  $d_{max}$  'taki dozdan daha düşük doz alması şeklinde ortaya çıkan etkiye cilt koruyucu etki denir. Cilt koruyucu etki yüksek enerjili fotonlarda görülür. Yüksek enerjili fotonlarla yapılan tedavilerde, yüzey dozu veya cilt dozu derindeki dokularda oluşan maksimum dozdan daha azdır. Enerji arttıkça maksimum doz bölgesinin genişliği artar. Buna bağlı olarak cilt koruyucu etkide artar (7).

Düşük enerjili x-ışınlarında, yüzeyde oluşan ikincil elektronların enerjileri düşük ve menzilleri kısa olduğundan hemen absorblanırlar. Yani cilt koruyucu etki göstermezler. Cilt koruyucu etki alan boyutunun artmasıyla azalır. 18 MV enerjide yüzey dozu, alan boyutu  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  deyenken %6,  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  de %38 olarak bulunmuştur. Bu durum alan boyutunun artmasıyla yüzey dozunun arttığını gösterir (9, 13).

### 2.3. Maksimum Doz Bölgesi

Işın bir ortama girdiğinde, ortamın yüzeyi ile maksimum dozun olduğu derinlik arasındaki bölgeye maksimum doz bölgesi denir. Düşük enerjili radyasyonlarda maksimum doz hemen yüzeyde oluşurken daha yüksek enerjilerde, sekonder elektronların erişme mesafeleri daha fazla olduğu için maksimum doz derinliği artar. Maksimum doz derinliği alan büyüklüğüne, SSD' ye ve radyasyonun enerjisine bağlıdır (7).

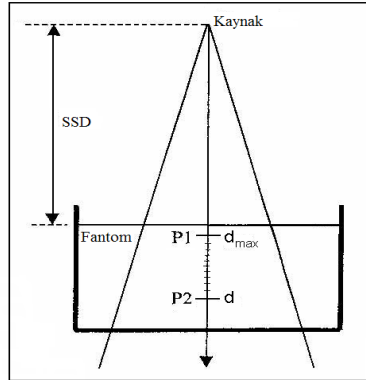
Işın değiştiriciler (blok tepsisi, cerrobend bloklar, wedge filtreler, kompensatörler, vb.) ve immobilizasyon sistemleri (aquaplast, flaster, vakumlu yastık, vb.) maksimum doz bölgesindeki dozda değişikliklere sebep olurlar (14). Işın değiştiricilerin etkisi alan boyutuyla artar. Işının saçılması ve elektron kontaminasyonu nedeniyle  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  alan boyutunda blok ve wedge filtre kullanılması maksimum doz bölgesindeki dozu önemli bir oranda değiştirmez ama  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  alan boyutunda bu etki daha gözle görülebilir şekildedir. Işın yoluna wedge filtre yerleştirilmesi cilt koruma etkisini artırır (12).

Radyoterapide sık kullanılan enerjilerde maksimum doz derinliği Co-60 gamma ışınlarında 5 mm, 4 MV x-ışınlarında 10 mm, 6 MV x-ışınlarında 15 mm, 10 MV x-ışınlarında 25 mm, 15 MV x-ışınlarında ise yaklaşık 30 mm'dir (15).

### 2.4. Dozimetrik Parametreler

#### 2.4.1. Yüzde Derin Doz

Merkezi eksen derin doz dağılımlarını karakterize etmenin yolu, bir noktadaki dozu belirli bir referans noktasındaki doza normalize etmektir. Bu büyüklük genellikle su fantomunda iyon odası kullanılarak yapılan ölçümlerden çıkarılmaktadır. Şematik gösterim şekil-6 da verilmiştir.



Şekil-6. Yüzde derin doz ölçümünün şematik gösterimi (15)

Derin doz yüzdesi, belli bir SSD’de ve belli bir alan genişliğinde yapılan ölçümlerde, merkezi eksen boyunca x derinliğinde ölçülen  $D_x$  soğurulan dozunun, maksimum doz derinliğinde ölçülen  $D_m$  soğurulan dozuna yüzde olarak oranı,  $P_x$  derinlik verimi olarak ifade edilir (15).

$$P_x = \frac{D_x}{D_m} \times 100 \quad (1)$$

#### 2.4.2. Doz Verimi

10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutunda ve sabit SSD’ de, birim zaman veya birim monitör ünit (MU) başına okunan absorbe dozdur. Co 60 cihazında cGy/ dakika ve lineer hızlandırıcılarda cGy/MU ile ifade edilir (15).

#### 2.4.3. Kalite İndeksi

Kalite indeksi farklı lineer hızlandırıcılarda üretilen x- ışınlarının karşılaştırılmasını sağlar. Kalite indeksi değeri 1’in altındadır ve enerji arttıkça bu değer 1’e yaklaşır.

$D_{10}^{20}$  ölçümünde SSD: 100 cm’de, 10 cm ve 20 cm derinliklerde,  $TPR_{10}^{20}$  ise SAD=100 cm yine aynı derinliklerde ölçüm yapılır. 20 cm deki dozun, 10 cm deki doza oranından elde edilir (15).

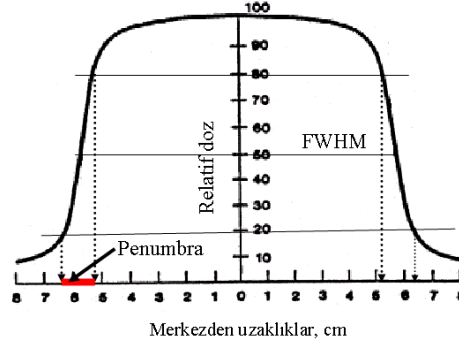
#### 2.4.4. Penumbra

Fiziksel ve geometrik penumbra olmak üzere iki şekilde tarif edilir. Fiziksel penumbra %80 ve %20 ‘lik izodoz eğrileri arasındaki yatay mesafedir (Şekil-7). Geometrik penumbra ise ışın eksenine dik bir düzlem boyunca, merkezi ışıdan uzaklaştıkça özellikle de alan kenarlarına yakın bölgelerde, radyasyon kaynağına olan uzaklığın artması ve saçılan ışınların doza katkısının azalması ile alan kenarlarında daha keskin doz düşüşleri görülmesidir (16). Geometrik penumbra kaynak çapı, ölçüm derinliği, SSD ve SAD değerlerine bağlıdır.

#### 2.4.5. Doz Profili

Belli bir alan boyutu ve derinlikteki doz varyasyonlarını temsil eden eğri doz profili olarak bilinir. Doz profili yardımıyla doz düzgünlüğü, simetri ve penumbra ile ışın karakteristikleri hakkında bilgi alınabilir. Herhangi bir doz profili (şekil-7), dozun merkezi eksen dışında nasıl değiştiğini gösterir. Doz profillerinde, dozlar, merkezi eksendeki doza normalize edilerek gösterilirler. Herhangi bir derinlik için merkezi eksende alınan doz, ışın

alanının diğer noktalarına göre en yüksek doza sahiptir. Sabit SSD’de yüzeyde, merkezi eksenin maksimum dozunun %50’sinin geçtiği yerdeki alan boyutu radyasyon alanı olarak tanımlanır (16).



Şekil-7. Doz Profili'nin şematik gösterimi (16)

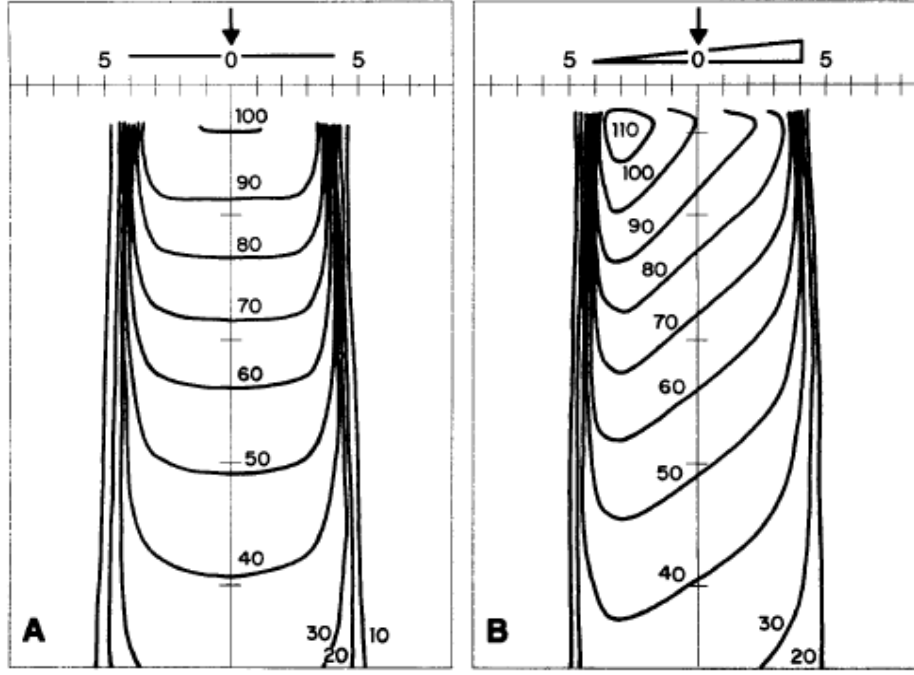
## 2.5. Wedge Filtre

İlk olarak Ellis ve Miller tarafından 1944 yılında tanıtılan wedge filtreler, kama şeklinde değişik açılardaki ışın azaltıcılardır (17). Genellikle pirinç, çelik, tungsten ve ya kurşun gibi yüksek atom numaralı malzemelerden imal edilmişlerdir. Wedge filtrelerin yüksek atom numaralı materyallerden yapılması filtrenin daha ince olmasını sağlar. Bu filtreler, saçılan ikincil elektronlar nedeniyle hasta cildinden en az 15 cm uzağa yerleştirilmelidir (16).

Wedge filtreler; x-ışını izodoz dağılımını değiştirmek, merkezi eksen boyunca düşey olarak derin dozu düzeltmek, eğik yüzeylerde (meme, larenks, vb.) doku eksikliğini kompanse etmek ve tümörün tek taraflı lokalizasyonlarında dozu tek tarafa çekmek için kullanılır.

Wedge filtrelerin "genişlik" (X) ve "uzunluk" (Y) boyutları önemlidir. Tüm wedge filtrelerde ışının merkezi eksenini wedge filtrenin merkezi eksenine ile çakıştırır. Eğer alanın X boyutu Y boyutundan daha uzunsa, alanda sıcak nokta oluşumunu göze almadan wedge filtre kullanılamaz (18).

Wedge filtre kullanıldığında alandaki doz yoğunluğu ince taraftan kalın tarafa doğru gittikçe azalır (Şekil-8). Böylece izodoz dağılımı planlanmış bir asimetriye sahip olur (17).

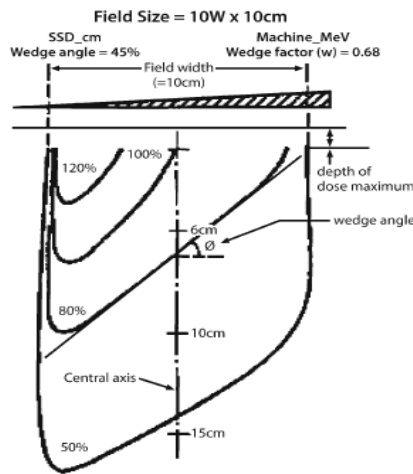


Şekil-8. İzodoz dağılımları, A; açık alan izodoz dağılımı, B; wedge filtreli izodoz dağılımı (16)

### 2.5.1. Wedge Açısı

Wedge açısı belirli bir alan büyüklüğü için, belirli bir derinlikten geçen izodoz eğrisinin merkezi eksenini kestiği noktada, eğriye çizilen teğetin yatayla yaptığı açıdır (19). Bu derinlik önemlidir çünkü açı artan derinlikle azalacaktır.

Başka bir tanımlamayla;  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda oluşturulan izodoz eğrilerinden %50'lik izodozun merkezi eksenini kestiği noktada, eğriye çizilen teğetin yatayla yaptığı açıdır (Şekil-9). Önceki tanımlamalar %50'lik izodoz eğrisine dayanırken günümüzde %80'lik izodoz eğrisi referans alınmaktadır (20-22). Wedge açısı alan boyutu ve derinliğin bir fonksiyonudur (17).



Şekil-9.  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda %80 izodoz eğrisine çizilen teğetin yatayla yaptığı açı (17)

### 2.5.2. Wedge Faktörü

Wedge filtrelerin varlığı cihazın çıkış değerini azaltır. Bu yüzden tedavi hesaplamalarında bu etki hesaba katılır ve bu etki wedge faktörü (WF) tarafından karakterize edilir. WF, ışın merkez eksenini boyunca fantom üzerindeki bir noktada wedge filtreli ve açık alan dozlarının oranı olarak tanımlanır. Bu faktör fantomda maksimum doz derinliğinin ötesinde, uygun bir derinlikte ölçülmelidir (16). Böylece yüzde derin doz hesaplamasında oluşan hata en aza indirilir. WF,  $d$  derinliğine ve alan büyüklüğüne bağlıdır (23).

$$WF (\text{alan büyüklüğü}, d) = \frac{D_w (\text{alan büyüklüğü}, d)}{D (\text{alan büyüklüğü}, d)} \quad (2)$$

Wedge faktörü,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan boyutlarında belirlenir. Wedge faktörünün alana bağlı olarak değiştiğini gösteren çalışmalarda  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  den büyük alanlarda %3 ile %5 arasında hata olabileceği söylenmektedir.  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 'den büyük alanlarda kullanılmaması tavsiye edilir (24).

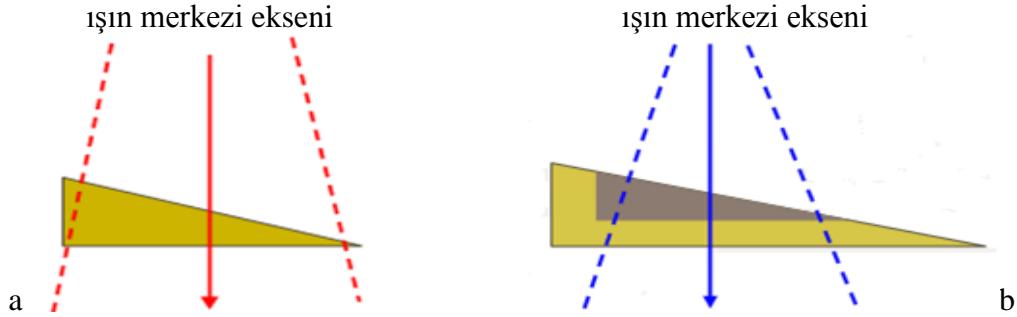
Wedge filtre kullanıldığında ışınlamada oluşan elektron kontaminasyonu azalır ve maksimum dozlarda değişim gözlenir. Bu etkiler hesaba katılmadan tedavi dozunun hesaplanmasında açık alan değerleri kullanılırsa farklı oranlarda hatalar oluşur. Bu hata 6 MV enerjide 18 MV'ye göre daha fazla gözlenir (25). Wedge filtre faktörünü belirlemek için ölçüm derinliği ve diğer ışın değiştirici materyallerin etkisi önemlidir.

### 2.5.3. Wedge Sistemleri

Üç tip wedge filtre bulunur. İlki kişiselleştirilmiş wedge sistemi olarak bilinir ve her ışın genişliği için ayrı wedge kullanımını gerektirir. Işın çıkış kaybını azaltmak için optimal dizayn edilmişlerdir. Bir mekanizma wedge filtrenin ince olan son kısmını alan kenarı ile hizalamaya çalışır (Şekil-10.a). Wedge genişliği ( $W$ ) önemli bir sabittir. Aynı wedge ancak uzunluk veya genişlikleri daha az olan alanlar için kullanılabilir.  $6W$  ( $\times 15$ ),  $8W$  ( $\times 15$ ) ve  $10W$  ( $\times 15$ ) boyutlarındaki wedge filtreler için  $15$ ,  $30$ ,  $45$  ve  $60^\circ$  açılar vardır.

İkinci sistem ise çok kapsamlı (standart) wedge'tir. Tüm ışın genişlikleri için tek bir wedge kullanılacak şekilde tasarlanmıştır. Alan herhangi bir büyüklük için açılırken filtre ışın merkezinde sabitlenir. Şekil 10-b'de gösterildiği gibi wedge filtrenin yalnızca küçük bir bölümü verilen wedge açısı üretiminde etkilidir. Filtrenin geriye kalan kısmı izodoz eğimine katkıda bulunmaz. Fakat gereksizce ışın yoğunluğunu azaltır. Ancak bu

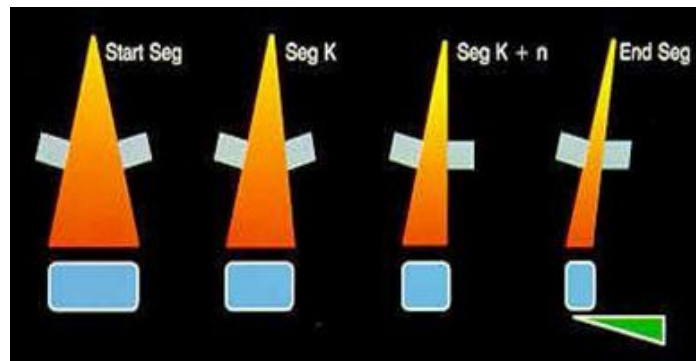
filtreler Co 60 cihazı için uygun değildir. Çünkü küçük alanlarda makine çıkışı aşırı düşüş gösterir ve bunun sonucunda tedavi süresinin artar (18).



Şekil-10. a;-Kişiselleştirilmiş wedge, b; Standart wedge (18)

Diğer sistem ise sanal ya da dinamik wedge adı verilen tedavi sırasında, tedavi alanının bilgisayar kontrolü ile küçülmesiyle doku içinde wedge filtreli doz dağılımı elde edilmesine yarayan sistemdir (Şekil-11). Bu sistemde fiziksel wedge aksesuarı kullanıldığında elde edilen doz profiline eşdeğer bir doz profili elde edilir. Bu; çenelerden birinin (hareketli çenenin) sabit hızda hareket ettirilmesi ve ışın yayma sırasında doz hızının değiştirilmesi ile sağlanır.

Kijewski ve arkadaşları (26) tarafından 1978'de, tedavi boyunca kurşun bloğun hareket etmesi mantığı ortaya atıldı ve yapılan ölçümlerle bu mantığın kullanılabilirliği gösterildi. Fakat o dönemde cihazların bilgisayarla kontrol edilmesi çok gelişmediği için ortaya atılan mantık, uygulanamadı. Daha sonra 1990'da Leavitt ve arkadaşları (27) yaptıkları çalışmada, lineer hızlandırıcılarda bu sistemin bilgisayarlar yardımıyla gerçekleştirilebileceğini gösterdiler. Böylece dinamik wedge filtre, Varian sistemi ile birlikte klinikte kullanılmaya başlandı (27). Varian dinamik, Siemens sanal, Elekta Omni wedge filtre diye isimlendirirse de mantık olarak tüm sistemler aynı işlevi yerine getirmektedir.



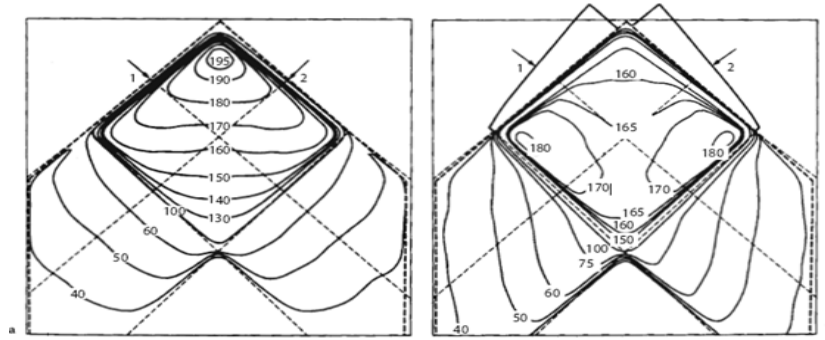
Şekil-11. Dinamik wedge filtre şematik gösterimi (27)

#### 2.5.4. Işın Kalitesi Üzerine Etkisi

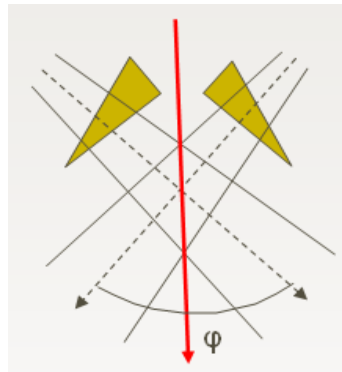
Wedge filtreler, çoğunlukla düşük enerjili fotonları zayıflatarak ve daha az bir oranda Compton saçılması ile enerji bozunmasına neden olarak ışın kalitesini değiştirir. Co-60 tedavi cihazında primer ışın monoenerjiktir. Wedge filtrelerin varlığı merkez eksen yüzde derin doz dağılımında önemli bir değişiklik yapmaz. Diğer bir yandan x- ışınları için; fotonlar zayıflar ve derin doz dağılımı özellikle büyük derinliklerde değişebilir (16).

Wedge filtreler ışın kalitesinde yukarıda belirtildiği gibi bazı değişiklikler yapmasına rağmen, bu etki geri saçılma faktörü ya da eşdeğer alan gibi diğer hesap parametrelerini değiştirmek için yeterince büyük değildir (16).

Wedge filtreli alanlar genellikle yüzeysel tümörler için kullanılır. Wedge filtreler yüzeyde oluşan sıcak noktaları azaltır. (Şekil-12) Alanların kesişim bölgelerinin ilerisinde hızlı doz düşüşü olur. Bu kesişme bölgesine "yayla bölgesi" denir. Işınlar genellikle hastanın aynı tarafından yönlendirilir (18).



**Şekil-12.** İki açılı ışın için doz dağılımı; a-wedge filtresiz b- 4MV 45° wedge, 10x10 alan büyüklüğünde SSD=100 cm (16)



**Şekil-13.** Wedge filtre kullanımında menteşe açısı (18)

Bir hastanın tedavisi planlandığında, wedge'li alanlar arasındaki açı (menteşe, dayanak açısı),  $\Phi$  ve wedge açısı,  $\theta$ , arasında aşağıdaki gibi bir bağıntı vardır. (Şekil-13)

$$\theta = 90^\circ - \Phi/2 \quad (3)$$



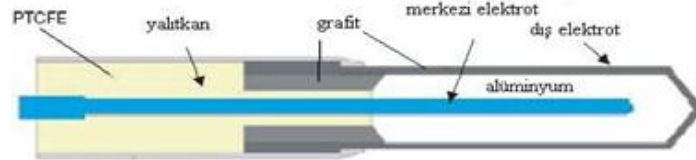
## 2.6. İyon Odaları

İyon odaları gaz dolu dedektörlerin en basit şeklidir. Bu ölçüm aletinin yapısında araları gazla doldurulmuş iki elektrot (biri merkezde diğeri onun dışında) vardır. Bu iki elektrod arasında dışarıdan beslemeyle potansiyel farkı oluşturulur. Gaz çok iyi bir yalıtkandır, elektrotlar arasında elektrik akımının olmasını engeller. Odadaki gazın radyasyonla etkileşimi, gazı iyonize eder. İyonizasyon sonucu oluşan elektronlar pozitif yüklü elektroda doğru hareket ederler. Bu hareket elektrometreler yardımıyla ölçülebilir. Pek çok farklı dizaynda iyon odası vardır (28).

### 2.6.1. Silindirik İyon Odaları

Farklı materyallerden yapılmış elektrotları ve farklı hacimde olanları vardır. Bir silindirik iyon odası genel olarak içi hava eşdeğeri gaz dolu kavite, iç yüzeyi iletkenliği sağlamak için karbon veya grafitle kaplanmış dış duvar ve merkezi elektrottan oluşur (Şekil-14). İyon odalarının duyarlı hacmi 0,01 cc ile 0,6 cc arasında değişmektedir (28).

Çoğu silindirik iyon odası build-up kepi ile kullanılır. Co-60 ile havada ölçüm yapılıyorsa, yüklü parçacık dengesini sağlayabilmek için, iyon çemberinin dışına takılır. Fantomda kullanılıyorsa takılmasına gerek yoktur.

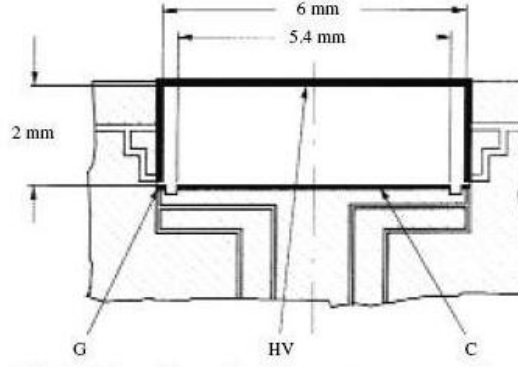


Şekil-14. Tipik bir silindirik iyon odası (28)

### 2.6.2. Paralel Plak İyon Odaları

Paralel plak iyon odaları, biri giriş penceresi ve polarizasyon elektrodu, bir diğeri de arka duvar ve toplayıcı elektrot olarak iki duvardan meydana gelir (Şekil-15).

Silindirik ve paralel plak iyon odalarının her ikisinin de içinde belli bir hava hacmi olmasına rağmen, dizayn olarak birbirlerinden çok farklıdırlar. 15 MeV'den düşük enerjili elektronların absorbe doz ölçümlerinde bu iyon odasının kullanılması tavsiye edilir. Bunun nedeni pertürbasyon etkisinin geniş koruyucu halka ile elimine edilebilmesidir. Bazı paralel plak iyon odalarında koruyucu halka genişliğinin yetersizliği nedeniyle pertürbasyon düzeltilmesi yapılması gerekir (28).



Şekil-15. Tipik bir paralel plak iyon odası (28)

HV: Yüksek voltaj elektrodu, C: Toplayıcı elektrot, G: Koruyucu halka

### 2.6.2.1. Paralel plak iyon odalarında ölçülen fazla dozun düzeltilmesi:

Yüzey dozu ölçümlerinde ekstrapolasyon iyon odalarının kullanılması tavsiye edilir. Bu iyon odası ayarlanabilir plaka aralığına sahiptir ve elektrotlar arasındaki mesafe mikrometre vida yardımıyla değişebilir. Elektrot mesafesinin fonksiyonu olarak her hacim başına iyonizasyon ölçülür. Fakat ekstrapolasyon iyon odasının olmadığı durumlarda onun yerine yüzey dozu ve build-up bölgesindeki dozun paralel plak iyon odasıyla ölçülmesi tavsiye edilir. Bunun nedeni; polarizasyon elektrot penceresinin ince olması ve elektrotlar arasındaki mesafenin az olmasıdır. Maksimum doz bölgesinde, yüzeyden birkaç milimetreye kadar derinliğin fonksiyonu olarak doz artışları olduğundan, basamak doz değişimleri vardır. Bu bölgede ışın yönünde kullanılan dozimetrenin elektrot mesafesi mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Paralel plak iyon odalarında ise sabit bir elektrot mesafesi vardır. Bu nedenle iyon odası içinde yan duvarlardan saçılan ikincil elektronların etkisiyle fazla doz okumaları olur (28,29).

İyon odası okuma hataları elektrot mesafesi, duvar materyalinin yoğunluğu, duvar çapı ve duvar açısına olan oranına bağlıdır. Bu tezde kullanılan Markus paralel plak iyon odasının elektrotlar arası mesafesi 2 mm. ve sabit olduğundan, gerekli fazla doz düzeltmeleri burada da yapıldı.

Sabit elektrot mesafeli iyon odalarının düzeltmeleri ilk olarak Velkley ve arkadaşları tarafından yapıldı. Bu yazarlar, alüminyum duvarlı ekstrapolasyon iyon odası ile elde edilen verilere dayanarak, iyon odasının her milimetresindeki yüzdelik değişimi tanımladı ve build-up bölgesindeki %dd değerlerinin düzeltme faktörlerini belirlediler. Fakat bu düzeltmeyi, özel bir çember için elde ettiklerinden farklı çemberlerin kullanılması hatalara neden olabilir (30). Velkly metodu kollektör yan duvar mesafesi etkisini de içine

alacak şekilde genişletildiğinde iyon odası cevabı, maksimum doz bölgesinde farklı derinlikler ve ışın enerjileri için daha uygun bir düzeltme yöntemi haline gelir.

Gerbi ve Khan'ın (30), Velkly metodu üzerinden, geliştirdikleri düzeltme faktörleri tüm çemberlere özel olarak, koruyucu halka boyutuna, elektrotlar arası mesafeye ve iyon odasının hacmine bağlı olarak elde edilmiştir.

Düzeltilmiş derin doz şu bağıntı kullanılarak hesaplanmıştır;

$$P'(d, E) = P(d, E) - \xi(d, E) \quad (4)$$

P' (d,E): Düzeltilmiş %dd, P (d,E): Ölçülmüş %dd,  $\xi(d,E)$ : E enerjisinde maksimum doz bölgesinde d derinliğinde fazla ölçülmüş dozun yüzdesi

$$\xi(d, E) = \xi(0, E)xe^{-\alpha(d/d_{max})} \quad (5)$$

$\xi(0,E)$ : E enerjisinde yüzeyde fazla ölçülmüş dozun yüzdesi, d: Derinlik,  $d_{max}$ : Maksimum doz derinliği,  $\alpha$ : Fazla ölçülmüş doz değişimine eşit orantı sabiti = 5,5

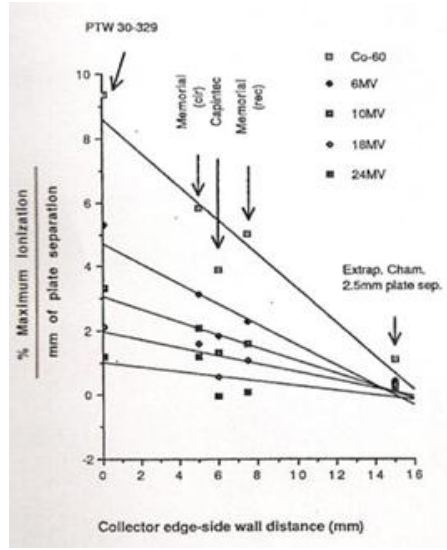
$\xi(0,E)$  değeri iyonizasyon oranıyla lineer olarak değişir;

$$\xi(0, E) = a + bxIR \quad (6)$$

ise

$$\xi'(0, E) = a(E) + b(E)C \quad (7)$$

IR: 10x10 alanda, 20 cm ve 10 cm'de ölçülen iyonizasyon oranı, C: Toplayıcının kenara olan uzaklığı (mm),  $\xi'(0,E)$ : Fantom yüzeyindeki plaka aralığının her mm. yüzdesindeki fazla dozun kollektör duvar mesafesine oranı,  $a=27,19-32,59 IR$  ve  $b=-1,666+1,982 IR$  (a ve b değerleri enerjiye bağlıdır ve Şekil-16'deki eğimlere göre hesaplanır) (31).



**Şekil-16.** Maksimum iyonizasyonun fantom yüzeyindeki plaka aralığının her bir mm. yüzdesinde toplayıcının kenara olan uzaklığına oranı (29)

Değerler formülde yerine konulursa;

$$\begin{aligned} \xi'(0,E) &= (27,19-32,59IR) + (-1,666+1,982 IR)C \text{ denklemi} \\ &= (-1,666+1,982 IR) \times (C-15,8) \end{aligned}$$

şeklinde de ifade edilebilir.

Düzeltilme faktörü plaka aralığı ile orantılı olduğundan;

$$\xi(0,E) = \xi'(0,E) \times l \quad (8)$$

olur ve düzeltilmiş derin doz;

$$P'(d,E) = P(d,E) - \xi(0,E) \times l \times e^{-\alpha(d/d_{max})} \quad (9)$$

denkleminde hesaplanır.

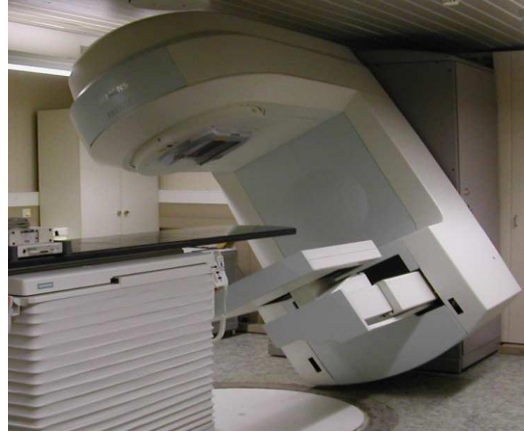
## GEREÇ VE YÖNTEM

### 3.1. GEREÇLER

Çalışmamız Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezinde yapılmıştır

#### 3.1.1. Lineer Hızlandırıcı

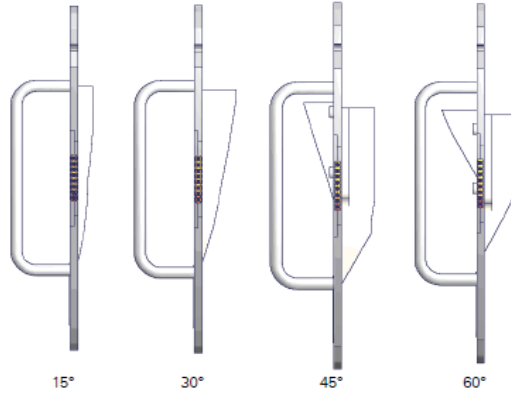
6 ve 15 MV'lik foton ile 6, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV elektron enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Şekil-17). Cihaz 160 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir (x kolimatörü). Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen çenelerden oluşmuştur (y kolimatörü). 4 cm / sn 'lik lif hızı ile etkin tedavi sağlanabilir. Lif genişliği 5 mm' dir. Cihaz elle takılıp çıkartılan 15°,30°,45°,60° fiziksel wedge filtrelere ve bilgisayar kontrollü 15°,30°,45°,60° sanal wedge filtrelere sahiptir. Sanal wedge filtre faktörü genellikle 1'dir (32).



Şekil-17. SIEMENS Artiste Lineer Hızlandırıcı Cihazı

#### 3.1.2. Fiziksel Wedge Filtre Sistemleri

Siemens fiziksel wedge filtreler; etkin atom sayısı 25,93 ve yoğunluğu  $7.81 \text{ g/cm}^3$  olan demir alaşımından yapılmıştır (Şekil-18). Her wedge filtre yoğunluğu  $2.70 \text{ g/cm}^3$  ve kalınlığı 0,635 cm olan alüminyum plaka üzerine monte edilmiştir. Merkez ekseninde wedge kalınlığı 15 °, 30 °, 45 ° ve 60 ° lik wedge'ler için sırasıyla 0,889, 1,742, 3,376 ve 3,033 cm'dir. Maksimum alan boyutu 15°, 30° ve 45° wedge'ler için  $(25 \times 30) \text{ cm}^2$  ve 60 ° için  $(20 \times 30) \text{ cm}^2$  dir. Fiziksel wedge filtrelerinin tabanı, hedefin 41.3 cm altındadır (32).

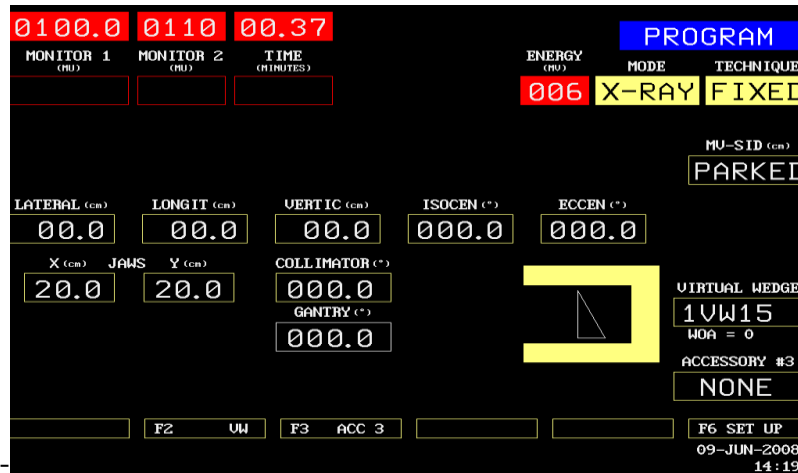


**Şekil-18.** 15°,30°,45° ve 60° fiziksel wedge filtreler (32)

15°,30°,45° ve 60° açılı çelikten yapılmış dört farklı fiziksel wedge filtre sistemi kullanılmıştır. Wedge filtreler x-ışını izodoz dağılımını değiştirmek amacıyla kullanılmaktadır.

### 3.1.3. Sanal Wedge Filtre Sistemleri

Siemens Artiste lineer hızlandırıcısında sanal wedge filtreler, bir kolimatörün kapalı durumdan açık duruma her 2 mm' de doz verimini değiştirerek hareket etmesiyle oluşturulmaktadır. Doz verimi bilgisayar kontrollü olarak değişir ve merkezi eksenle açığa eşdeğer doz verir. Kolimatör çenesinin hareketi sonucu ışın şiddetinin değişmesiyle 15, 20, 30, 40, 45, 50 ve 60° fiziksel wedge filtre benzeri doz dağılımı üretilir. Kullanımı teknisyen için kolaylık sağlar, bilgisayar yardımıyla tedavi odasına girmeden ayarlanabilir (32). 15° sanal wedge için bilgisayar ekran görüntüsü şekil-19 da verilmiştir.



**Şekil-19.** 15° sanal wedge filtre ekranı

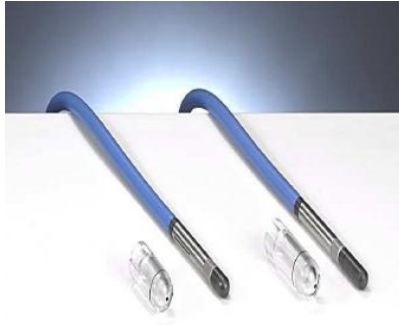
### 3.1.4. İyon odaları

#### 3.1.4.1. PTW Semiflex iyon odası

PTW 31010 model Semiflex iyon odaları su geçirmez yapıdadır (Şekil-20). Genellikle su fantomunda derin doz, doz profili ve doz dağılımı ölçümleri için kullanılırlar. 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 kalınlığındadır (33).

#### 3.1.4.2. PTW Farmer Tipi İyon Odası

Doz ölçümlerinde kullanılan PTW marka farmer tipi iyon odası 21.2 mm iç uzunluk ve 3.05 mm iç yarıçapa sahiptir (Şekil-21). Duvar materyali PMMA (Poli Metil Metakrilat) ve grafit karışımından yapılmış olup alüminyumdan olan elektrodunun çapı 1mm, uzunluğuda 21.9 mm'dir (34).



Şekil-20. PTW Semiflex iyon odası (33)



Şekil-21. Farmer Tipi İyon Odası(34)

#### 3.1.4.3. PTW Markus Paralel Plak İyon Odası

Paralel-plak iyon odaları 2 MeV ile 45 MeV arasında elektron dozimetrisinde, cilt ve build-up dozu ölçümlerinde kullanılır. Markus tipi iyonizasyon odalarının elektrod mesafeleri sabittir (Şekil-22). Etkili ölçü noktası ön giriş penceresinin merkezidir. Markus tipi paralel-plak iyon odasının hacmi  $0,055 \text{ cm}^3$ , elektrod mesafesi 2 mm ve koruyucu halka genişliği 0,2 mm'dir. Giriş (çember) penceresi ince grafit tabakalı polietilen'den yapılmıştır, kalınlığı 0,9 mm ve alan yoğunluğu  $2,76 \text{ mg/cm}^2$  (0,025 mm su eşdeğeri) dir. Elektrodu grafit kaplama akrilik olup etkin çapı 5,3 m'dir. İyon toplama süresi 90  $\mu\text{s}$ 'dir. Nominal iyon odası voltajı  $\pm 300\text{V}$ 'tur (35).



**Şekil-22.** Markus Paralel plak iyon odası (35)

### 3.1.5. PTW Unidos Elektrometre

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılır (Şekil-23). Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/min ve R/min gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapar. Farklı polarizasyon voltajlarında ölçüm yapma imkanı verir (0-400 Volt). İyon odaları ve katı hal dedektörleri ile kullanımı uygundur. Kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında doğrulukla okuma yapma imkanı verir. (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir (36).

### 3.1.6. RW3 Katı Su Fantomu

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresinde standart referans materyal sudur. Ancak pratik bir yöntem olmadığından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri plastikten yapılan fantom materyali kullanılır. RW3 katı su fantomu 1,2,5 ve 10 mm kalınlıkta ve 40x40 cm<sup>2</sup> plakalar halinde üretilmiştir. 10 mm' lik fantomlardan bir tanesi paralel plak iyon odası bir tanesi de silindirik iyon odasının fantom içine rahatlıkla yerleşebileceği şekilde imal edilmiştir (Şekil-24). Bu fantomlar genellikle elektron dozimetrisinde ve yüksek enerjili foton huzmelerinde kullanılır (36).



**Şekil-23.**PTW Unidos marka elektrometre (36)



**Şekil-24.**Katı Su Fantomu (36)



### 3.1.7. PTW MP3-M Su Fantomu

Radyoterapi ışınlarının doz dağılımlarını otomatik olarak ölçmek için kullanılan 3 boyutlu (3D) su fantomudur (PTW-Freiburg, Almanya). 50x50 cm<sup>2</sup> dedektör hareket hacmine sahip olup dik olarak 40 cm ışınlaması için uygundur (Şekil-25). Duvar kalınlığı 20 mm akrilikten yapılmıştır. En yüksek dedektör hızı 50mm/s olup, ölçüm aralığı 0,1 mm hassasiyete kadar düşürülebilir. Su tankına birleşik olan su fantomunun hareket mekanizması paslanmaz çelikten yapılmıştır. El kumandasıyla iyon odasının 3D hareketini ayarlamak ve kontrol etmek mümkündür (37).



Şekil-25. PTW MP3-M su fantomu (37)

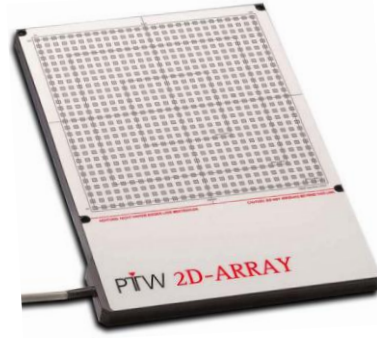
Fantomun bilgisayarla bağlantısını sağlayan 2 adet birim vardır. Bunlar “tandem” ve ”kontrol” birimleridir (Şekil-26). RS232 kablosu su fantomu ile su fantomu bilgisayarı arasındaki iletişimi sağlar.



Şekil-26. PTW tandem ve PTW kontrol birimleri (37)

### 3.1.8. 2D-ARRAY:

2-D Array (PTW, Freiburg, Germany), 27x27 cm<sup>2</sup>'lik bir matriks şeklinde dizili içi hava dolu 729 adet iyon odasından oluşur (Şekil-27). Array'da bulunan iyon odaları 5x5x5 mm<sup>3</sup> boyutlarında olup merkezleri arasındaki mesafe 10 mm'dir. 729 adet iyon odası maksimum 27x27 cm<sup>2</sup>'lik alanı kaplamaktadır. Bu iyon odaları (PMMA) akrilik ile çevrili olup dış alan hızlı data transferi için bir interface içermektedir. Doz görüntüleme süresi 400 ile 1000 ms. arasında seçilebilir (36).



Şekil-27. 2-D Array (36)

2-D Array yüksek enerjili foton demetleri için mutlak doz ölçümlerinde kullanılır. Tüm iyon odaları aynı anda Co-60 cihazında hava kermaya göre kalibre edildiğinden dolayı iyon odaları arasındaki doz okuma farkı %1'den daha azdır. Array ölçülen dozu 3 boyutlu grafik şeklinde görüntüleyip elde edilen doz bilgileri PTW Mephysto, Multicheck veya Verisoft yazılım programlarına aktarabilir.

### 3.1.9. MEPHYSTO mc<sup>2</sup> 1. 3

MEPHYSTO mc<sup>2</sup>, medikal fizik alanında kullanılan dozimetrik hesaplamalar için geliştirilen bir yazılımdır. PTW-Freiburg firmasının lisansı altında olan bu yazılım, bilgisayar kontrollü su fantomu, hava tarayıcısı ve film tarayıcı sistemlerini kontrol ederek, otomatik rölatif ve mutlak doz değerlerini ve doz dağılımlarının hesaplanmasında kullanılmaktadır. Farklı alanlar ve derinliklerde PDD ve TPR ölçümlerine izin vermektedir. Ana ekran menüsünden yapılmak istenen işlemler ve kullanılacak cihazlar seçilebilir.

## 3.2. YÖNTEM

Bu çalışma Siemens Artiste lineer hızlandırıcısında 6 ve 15 MV foton enerjileri için yapıldı. Her ölçüm öncesinde cihazın doz verimi tayin edilerek, gerekli kalibrasyonlar yapıldı.

### 3.2.1. Wedge faktörlerinin elde edilmesi

Bu çalışmada, 6 ve 15 MV x-ışınlarında wedge faktörlerinin, alan boyutu ve fantom derinliğine bağımlılığının belirlenmesi amaçlanmıştır. Wedge faktör ölçümleri 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında, SSD 100 cm'de katı su fantomda 6 ve 15 MV için 5 cm derinlikte, PTW Farmer iyon odası ve PTW unidos elektrometre kullanılarak yapılmıştır. Öncelikle açık alanda doz değerleri okunmuştur. Daha sonra ölçümler aynı şartlar altında, sanal wedge ve fiziksel wedge filtreli alanlar için tekrarlanmıştır. Wedge faktörü, elektron bulaşmasının etkisi nedeniyle fantomda maksimum doz derinliği yerine referans derinlikte ölçülmelidir. Wedge faktörleri; wedge filtreli alandaki dozun, açık alanda okunan doza oranından elde edilmiştir.

### 3.2.2. %dd ölçümleri

Bilgisayar kontrollü MP3-M su fantomunda, PTW Semifleks iyon odası ile 6 ve 15 MV foton enerjilerinde SSD:100 cm'de, 5x5, 10x10, 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında açık alan, fiziksel wedge ve sanal wedge filtreli alanlarda % dd'lar elde edildi. % dd eğrilerinden her alana ait d<sub>max</sub> derinlikleri ölçüldü.

### 3.2.3. Doz profillerinin elde edilmesi

Bilgisayar kontrollü MP3-M su fantomunda, PTW Semifleks iyon odası ile 6 ve 15 MV foton enerjilerinde SSD:100 cm'de, 5x5, 10x10, 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında, gantry ve kolimatör 0° açısında, açık alan ve fiziksel wedge filtreli alanlarda, 0.5, 1, d<sub>max</sub>, 5, 10, 15 cm derinliklerde, crossplane ve inplane profilleri alındı. Tüm değerler, merkezi eksenindeki maksimum doza normalize edildi.

### 3.2.4. Çevre dozlarının elde edilmesi

2-D Array ile yapılan ölçümlerde, 6 ve 15 MV foton enerjileri için, 5x5, 10x10, 20x20 cm<sup>2</sup> alanlarda SSD=100 cm'de 0, 1, d<sub>max</sub>, 5, 10 ve 15 cm derinliklerinde, 15, 30, 45 ve 60° sanal ve fiziksel wedge filtreleri alanlarda ölçümler alındı. Her bir ışınlama için 100

MU uygulandı. PTW VeriSoft programı kullanılarak; x ekseninde 5x5 cm<sup>2</sup> alan için 2.5 cm, 10x10 cm<sup>2</sup> alan için 2 cm, 20x20 cm<sup>2</sup> alan için 2 cm sağda ve solda nokta doz okumaları yapıldı.

### 3.2.5. Yüzey dozlarının elde edilmesi

Yüzey dozu ve maksimum doz bölgesi ölçümleri, 6 ve 15 MV foton enerjilerinde SSD:100 cm'de 5x5, 10x10 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alanlar için PTW Markus tipi paralel plak iyon odasıyla katı su fantomu ve unidos elektrometre kullanılarak ölçülmüştür. Ölçümler sırasında fantom içindeki saçılma dengesini sağlamak ve geri saçılan elektronların yüzey dozuna olan katkısını engellemek için 10 cm kalınlığında su eşdeğeri katı fantom üzerine Markus paralel plak iyon odası için tasarlanan 1 cm kalınlığındaki fantom içine iyon odası koyularak yerleştirildi. Her ölçüm 100 MU verilerek üç kere tekrarlandı. Bu değerlerin ortalaması kullanıldı.

Okunan değerlerden her biri kendi alanının  $d_{max}$  derinliğindeki doza normalize edildi. Daha sonra genel bilgilerde detaylı olarak anlatılan Gerbi ve Khan'ın düzeltme faktörleri hesaplanarak, fazla okunan değerler okuma değerlerinden çıkarıldı. Fazla okunan değerler aşağıdaki gibi hesaplandı.

$$P'(d, E) = P(d, E) - \xi(0, E) \times l \times e^{-\alpha(d/d_{max})} \quad (10)$$

$$\xi'(0, E) = (-1,666 + 1,982 \text{ IR}) \times (C - 15,8) \quad (11)$$

Denklem 10 ve Denklem 11 ile bilinen sabit değerler yardımıyla (İyonizasyon oranı IR: 6 MV için 0,675, 15 MV için 0,763 (25)  $\alpha$ :5,5, elektrot mesafesi l : markus iyon odası için 2 mm, yan duvar toplayıcı mesafesi C: markus iyon odası için 0,35 mm.) şu sonuç elde edildi;

6 MV için yüzeydeki fazla ölçülen doz düzeltmesi;

$$\xi(0, E) = [-1,666 + (1,982 \times 0,675)] \times (0,35 - 15,8) = 5,0699 \% / \text{mm}$$

$$\xi(d, E) = \xi(0, E) \times l \times e^{-\alpha(d/d_{max})} \text{ ise;}$$

$$\xi(d, E) = 5,0699 \times 2 \times e^{-5,5(0/1,5)} = 10,14 \text{ bulunur.}$$

15 MV için yüzeydeki fazla ölçülen doz düzeltmesi;

$$\xi(0,E) = [-1,666 + (1,982 \times 0,763)] \times (0,35 - 15,8) = 2,37 \text{ \%/mm ise;}$$

$$\xi(d,E) = 2,37 \times 2 \times e^{-5,5(d/3)} = 4,75 \text{ bulunur.}$$

Böylece kullanılan iyon odasıyla 6 MV enerjide %10,14, 15 MV enerjide %4,75 fazla doz ölçülmüştür. Düzeltme faktörü enerji ve ölçüm derinliği arttıkça azalır. Maksimum doz noktasından sonra düzeltme yapmaya gerek duyulmayıp, yalnızca cilt dozu ölçümlerinde düzeltme yapıldı. Bu faktör, ölçülerek elde edilmiş değerden çıkarılarak gerçek %dd değeri bulundu. Denklem 4'ten faydalanarak tüm gerçek %dd değerleri bulunduktan sonra, tüm enerji, alan boyutu ve wedge açılarına göre bir tablo oluşturuldu.

## BULGULAR

### 4.1. Wedge faktörleri: alan bağılılığı

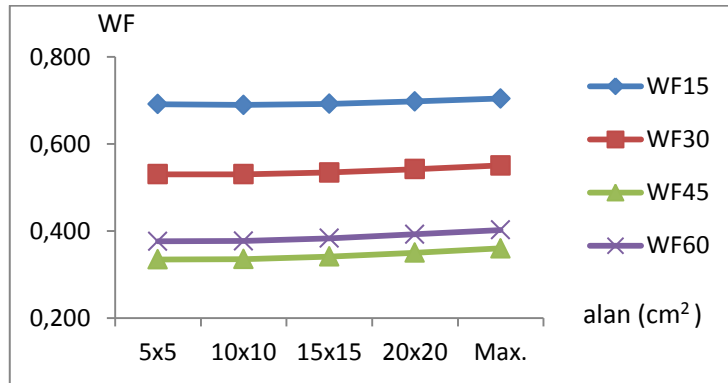
6 ve 15 MV enerjileri için, fiziksel ve sanal wedge filtreler için açık alan dozları, wedge filtreli alan dozları ve wedge filtre faktörleri Tablo-1 ve Tablo-2’de verilmiştir. Bu tablolardan elde edilen alan –WF grafikleri Şekil 28-31’de gösterilmektedir.

**Tablo-1.** 6 MV fiziksel wedge faktörleri

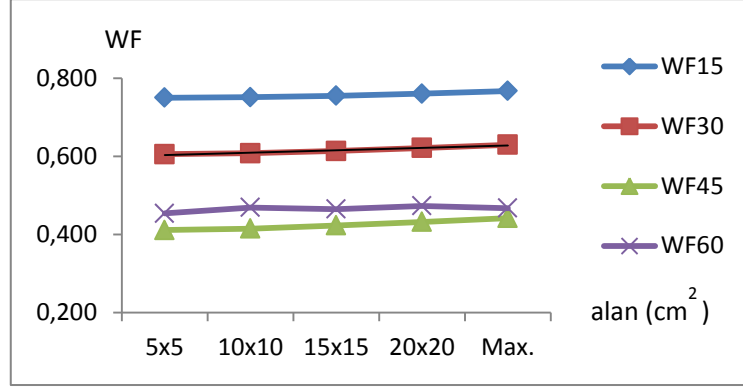
cm <sup>2</sup>	Açık Alan	W15	WF15	W30	WF30	W45	WF45	W60	WF60
5x5	581,000	401,500	0,691	308,000	0,530	194,300	0,334	218,500	0,376
10x10	651,900	449,300	0,689	345,500	0,530	218,400	0,335	245,700	0,377
15x15	690,500	477,600	0,692	368,900	0,534	235,500	0,341	264,500	0,383
20x20	715,000	498,500	0,697	387,500	0,542	250,300	0,350	280,400	0,392
Max.	730,700	514,500	0,704	402,100	0,550	263,000	0,360	293,74	0,402

**Tablo-2.** 15 MV fiziksel wedge faktörleri

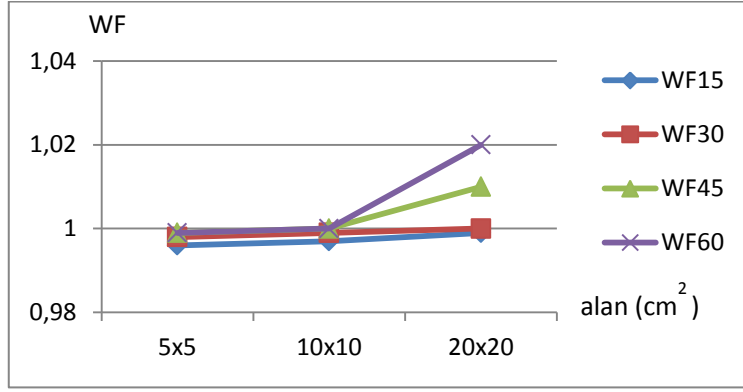
cm <sup>2</sup>	Açık Alan	W15	WF15	W30	WF30	W45	WF45	W60	WF60
5x5	696,000	522,100	0,750	421,400	0,605	286,200	0,411	316,000	0,454
10x10	755,600	567,500	0,751	459,300	0,608	313,500	0,415	354,500	0,469
15x15	783,500	591,600	0,755	480,800	0,614	331,500	0,423	364,400	0,465
20x20	801,000	608,900	0,760	497,600	0,621	346,200	0,432	379,000	0,473
Max.	810,600	621,900	0,767	510,500	0,630	358,200	0,442	379,000	0,468



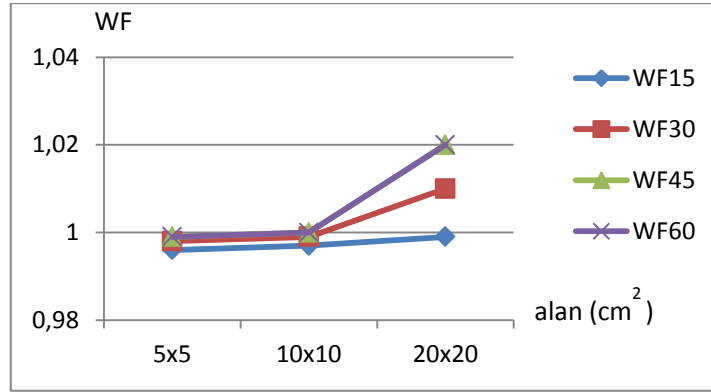
**Şekil-28.** 6 MV fiziksel wedge faktörlerinin alan boyutuyla değişimi



Şekil-29. 15 MV fiziksel wedge faktörlerinin alan boyutuyla değişimi



Şekil-30. 6 MV sanal wedge faktörlerinin alan boyutuyla değişimi

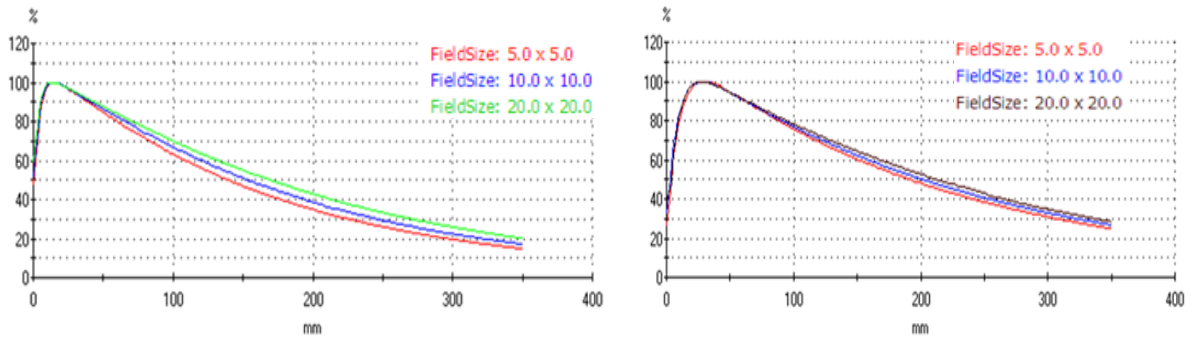


Şekil-31. 15 MV sanal wedge faktörlerinin alan boyutuyla değişimi

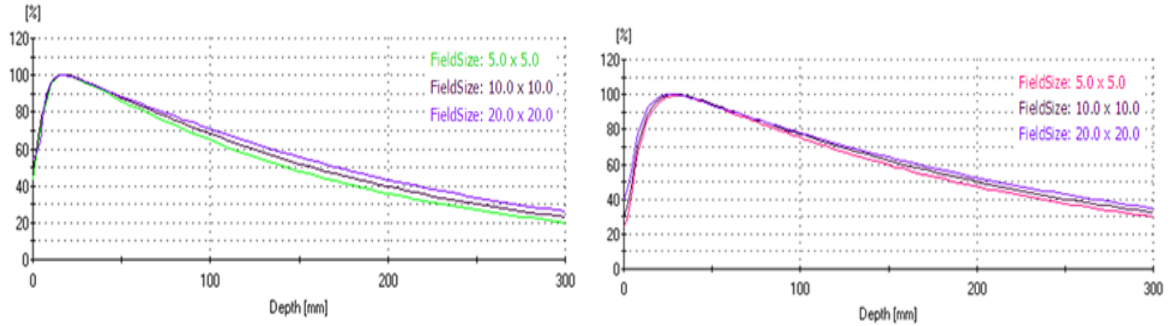
Şekil 28-31’de görüldüğü üzere, 6 ve 15 MV foton enerjilerinde aynı derinlikte, küçük alanlardan büyük alanlara doğru gidildikçe, fiziksel WF’nün ~%3 oranında, sanal WF’nün ise %0,2 oranında artmaktadır.

## 4.2. Yüzde derin doz

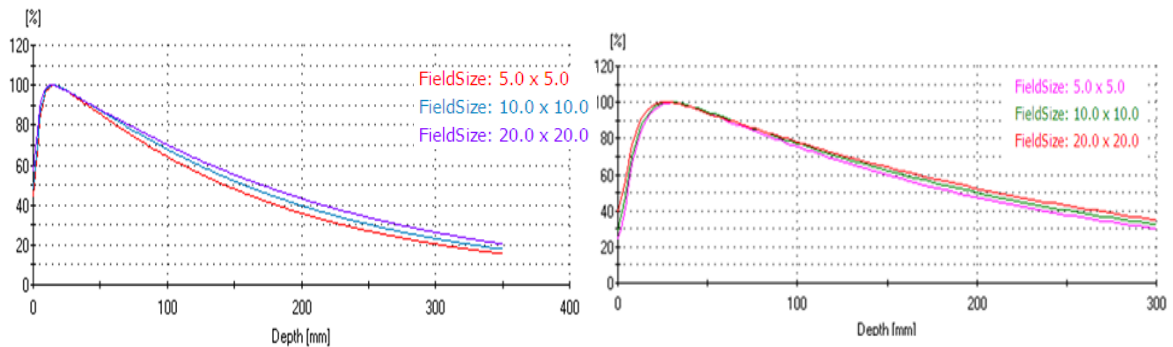
6 ve 15 MV enerjide SSD:100 cm<sup>2</sup>'de, 5x5, 10x10, 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında açık alan, fiziksel wedge ve sanal wedge filtreli alanlarda % dd'lar elde edildi. Şekil-32 ve Şekil-36 arasında gösterilen % dd eğrilerinden her alana ait  $d_{max}$  derinlikleri ölçüldü. Bu değerler; 6 MV için  $15 \pm 2$  mm ve 15 MV için  $30 \pm 2$  mm'dir. % dd eğrilerinden bulunan TPR değerleri, 6 MV için sırasıyla, 0.6389, 0.6721, 0.7151'dir. 15 MV için 0.7463, 0.7687, 0.7932 bulundu.



Şekil-32. Açık alan %dd eğrileri sırasıyla 6 ve 15 MV

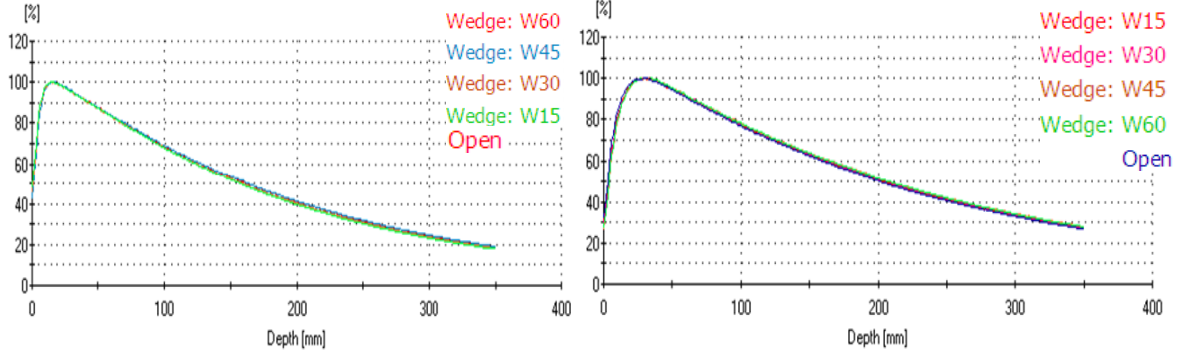


Şekil-33. 15° sanal wedge %dd eğrileri sırasıyla 6 ve 15 MV

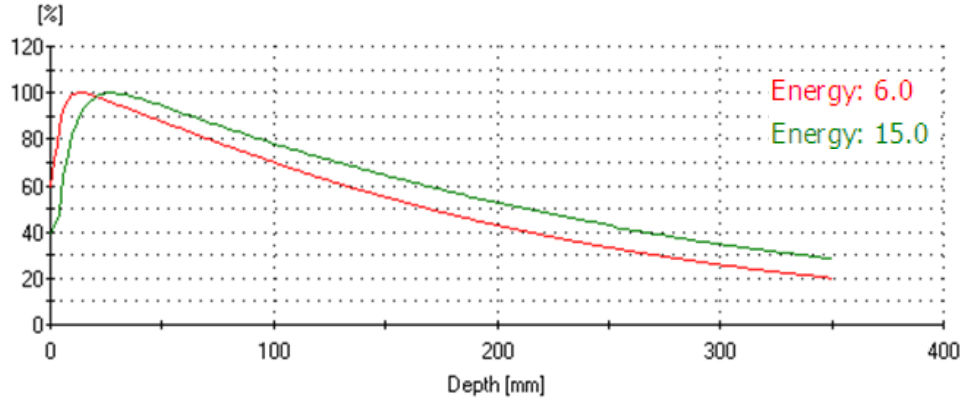


Şekil-34. 15° fiziksel wedge %dd eğrileri sırasıyla 6 ve 15 MV





Şekil-35. 10x10 cm<sup>2</sup> alan tüm açılar ve açık alan %dd eğrileri sırasıyla 6 ve 15 MV

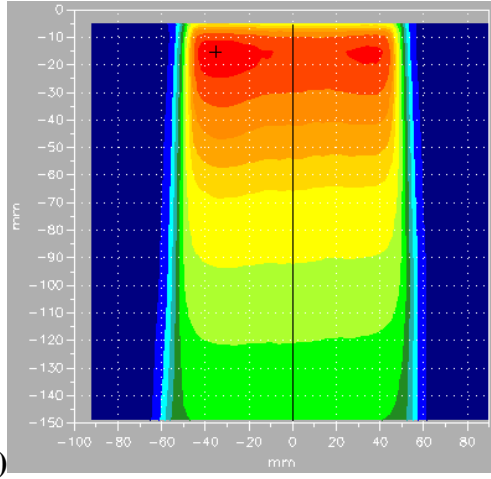


Şekil-36. 6 ve 15 MV için 20x20 cm<sup>2</sup> için açık alan %dd eğrileri

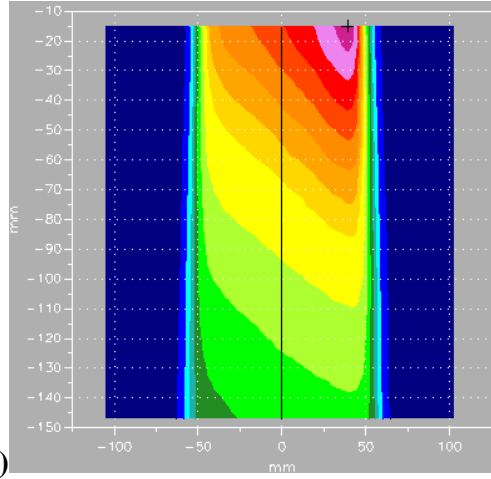
6 ve 15 MV enerjide alınan %dd eğrilerinden görüldüğü üzere  $d_{max}$  değerinin alan büyüklüğü ya da wedge filtrelerin değişimiyle anlamlı olarak değişmediği yalnızca enerjinin artmasıyla değiştiği görülmektedir.

#### 4.3. Doz profilleri

6 ve 15 MV foton enerjilerinde PTW MP3-M su fantomuyla, 5x5, 10x10, 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında, gantry ve kolimatör 0° açısında, 0.5, 1,  $d_{max}$ , 5, 10, 15 cm derinliklerde, crossplane ve inplane profilleri ölçüldü. Tüm değerler, merkezi eksendeki maksimum doza normalize edildi. Doz profilleri ve %dd'ların karşılaştırılmasıyla elde edilen izodoz eğrileri Şekil-37 ve Şekil-38'te, açık ve fiziksel wedge filtreli alanların doz profilleri ise Şekil-39 ve Şekil-44 arasında gösterilmiş ve yine aynı alanların crossplane penumbra değerleri Tablo-3 ve Tablo-8 arasında verilmiştir.

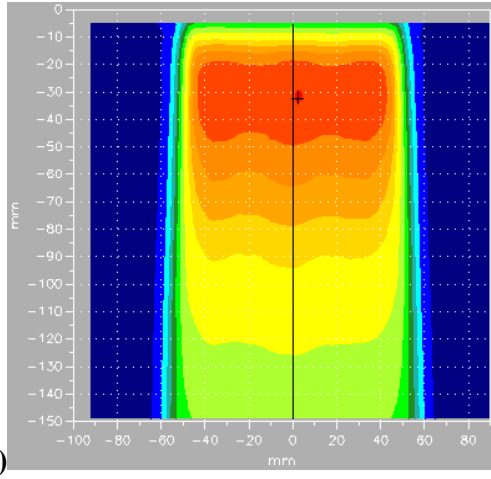
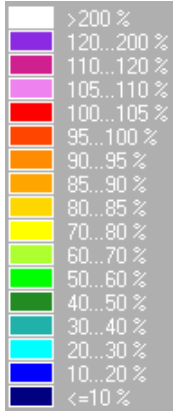


a)

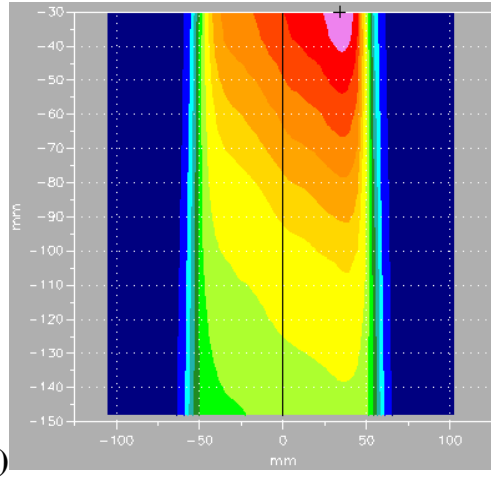


b)

Şekil-37.a) 6MV 10x10 cm<sup>2</sup> açık alan izodoz eğrileri b) 6MV 10x10 cm<sup>2</sup> 30<sup>0</sup> wedge filtreli alan izodoz eğrileri

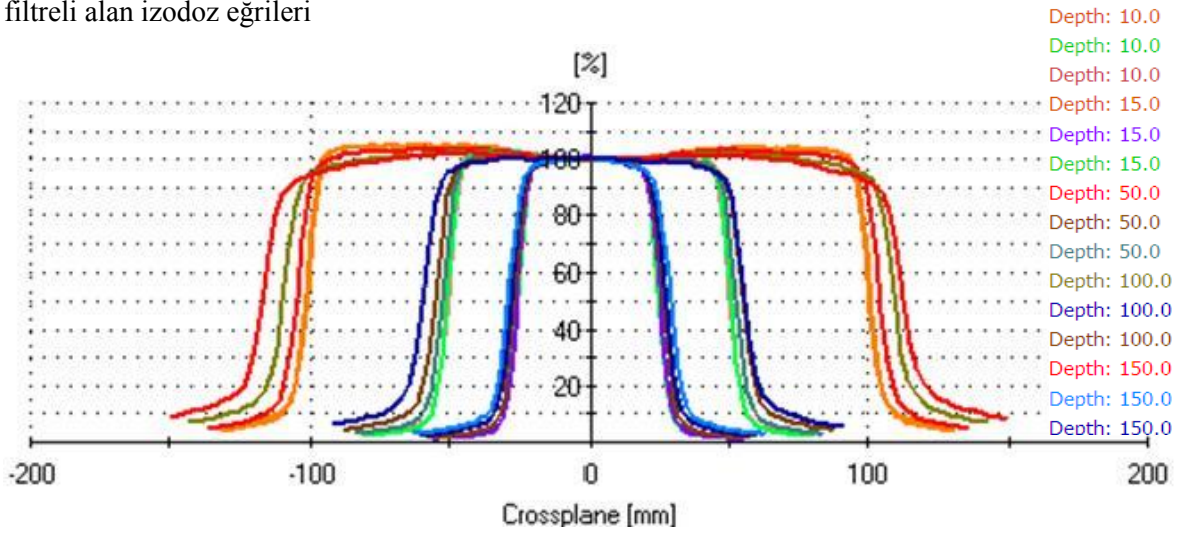


a)

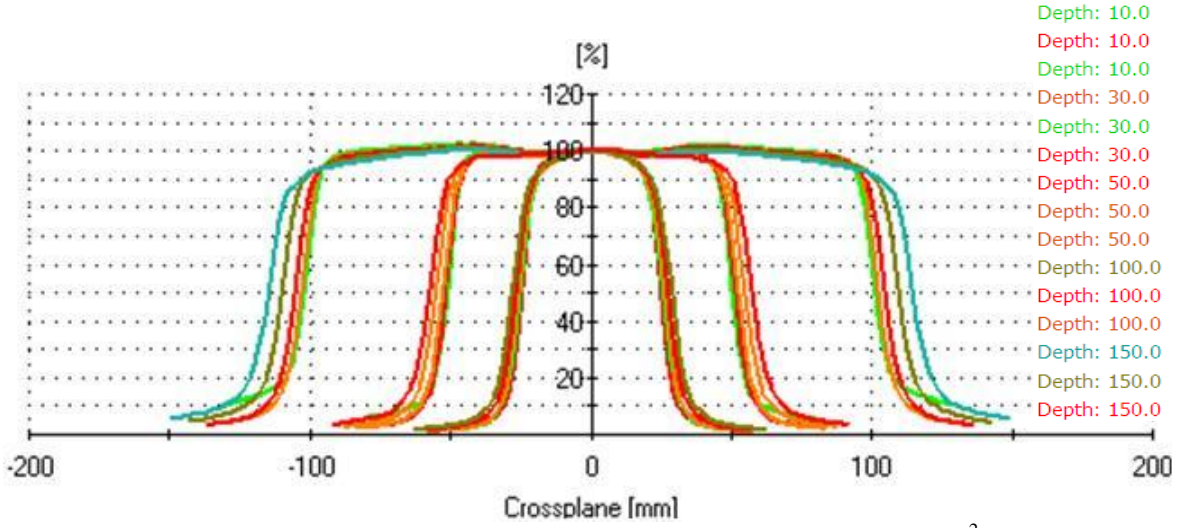


b)

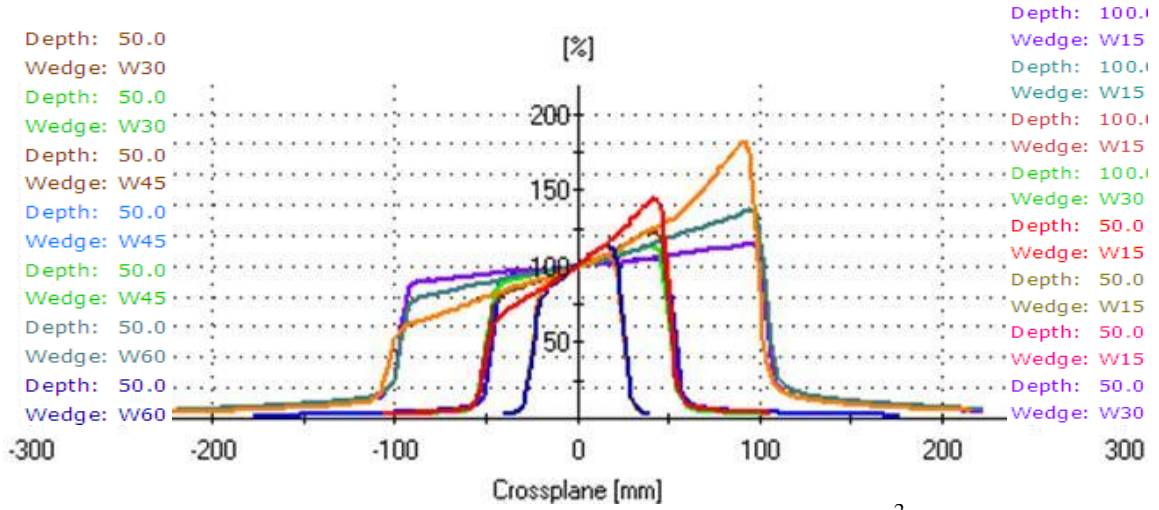
Şekil-38. a) 15MV 10x10 cm<sup>2</sup> açık alan izodoz eğrileri b) 15MV 10x10 cm<sup>2</sup> 30<sup>0</sup> wedge filtreli alan izodoz eğrileri



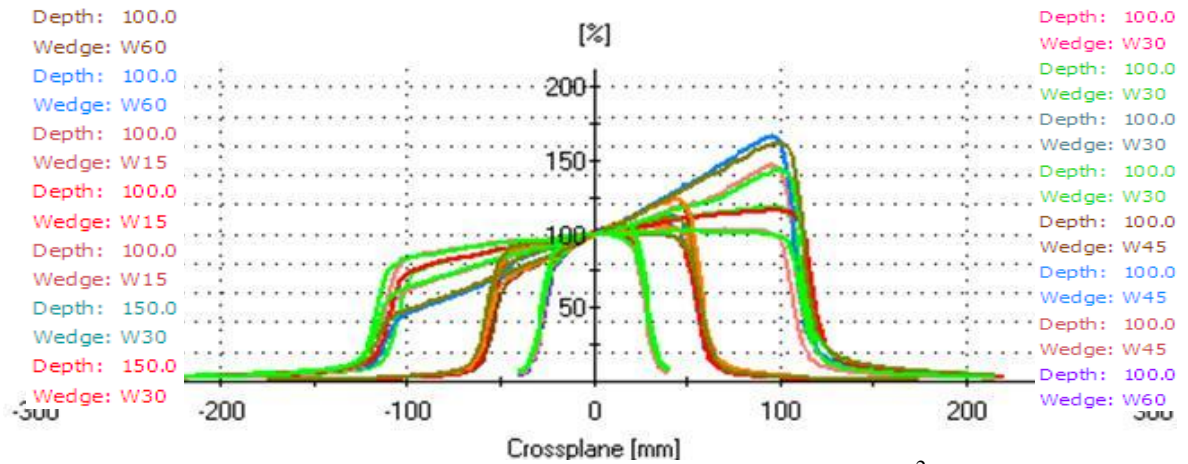
Şekil-39. 6 MV d:10, 15, 50, 100 ve 150 mm derinlikte 5x5, 10x10, 20x20 cm<sup>2</sup> açık alanların doz profilleri



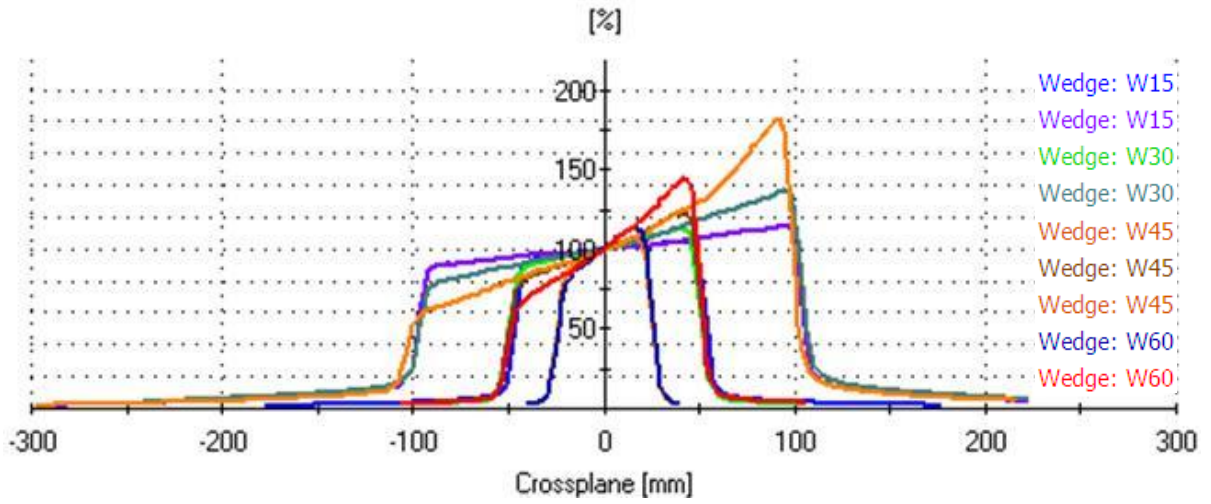
Şekil-40. 15 MV d: 10, 30, 50, 100 ve 150 mm derinlikte 5x5, 10x10, 20x20cm<sup>2</sup> açık alanların doz profilleri



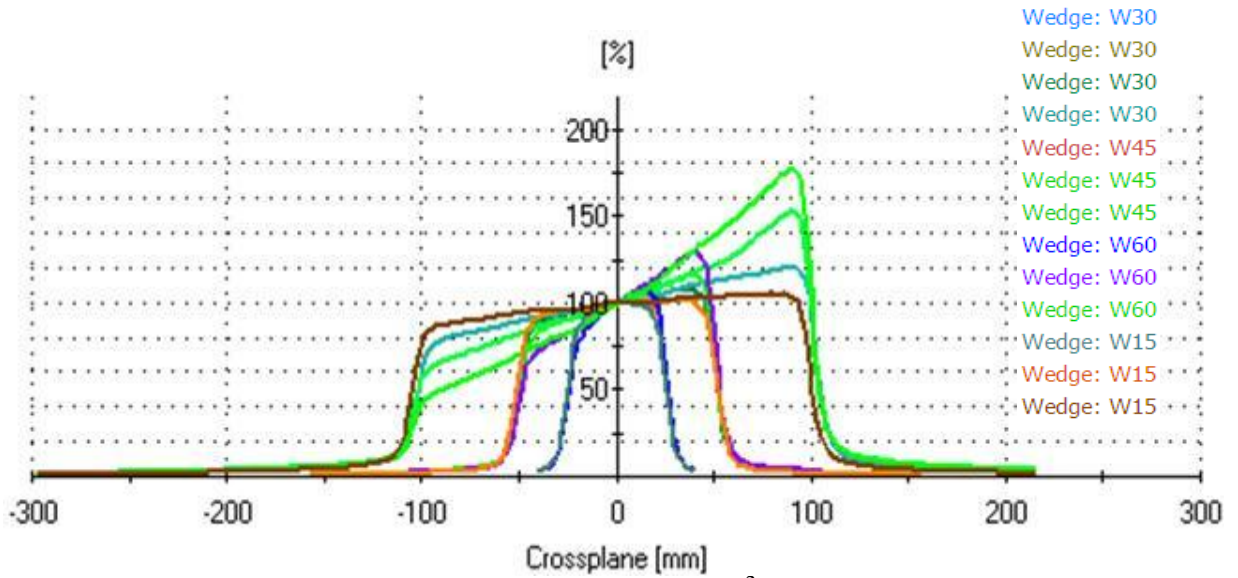
Şekil-41. 6 MV d: 50 mm ve 100 mm derinlikte 5x5, 10x10, 20x20 cm<sup>2</sup> fiziksel wedge filtreli alanların doz profilleri



Şekil-42. 15 MV d: 100 mm ve 150 mm derinlikte 5x5, 10x10, 20x20cm<sup>2</sup> fiziksel wedge filtreli alanların doz profilleri



Şekil-43. 6 MV d: 15 mm derinlikte 5x5, 10x10, 20x20 cm<sup>2</sup> fiziksel wedge filtreli alanların doz profilleri



Şekil-44. 15 MV d: 30 mm derinlikte 5x5, 10x10, 20x20cm<sup>2</sup> fiziksel wedge filtreli alanların doz profilleri

Tablo-3. 6 MV SSD: 100 cm alan: 5x5 cm<sup>2</sup>, fiziksel wedge ve açık alan için; crossplane penumbra değerleri

Derinlik (cm)	Açık alan		FW15		FW30		FW45		FW60	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ
1,5	5,74	5,83	6,13	5,99	6,4	5,79	6,94	5,53	8,79	5,14
5	6,19	6,39	6,66	6,32	6,84	5,97	7,4	5,73	9,7	5,53
10	6,64	6,87	7,06	6,91	7,42	6,58	7,89	6,29	9,71	5,88
15	7	7,22	7,52	7,22	7,6	6,91	7,96	6,81	10	6,44

**Tablo-4.** 6 MV SSD: 100 cm alan: 10x10 cm<sup>2</sup>, fiziksel wedge ve açık alan için; crossplane penumbra değerleri

Derinlik (cm)	Açık alan		FW15		FW30		FW45		FW60	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ
1,5	6,12	6,22	7,33	5,8	8,66	6,16	11,6	5,61	29,41	5,12
5	6,84	6,92	7,88	6,51	10,18	7,32	12,48	6,31	31,21	5,88
10	7,71	7,79	8,83	7,7	10,69	8,06	14,69	7,27	31,46	7,06
15	8,59	9	9,68	8,88	12,27	8,82	16,4	8,1	32,98	8,29

**Tablo-5.** 6 MV SSD: 100 cm alan: 20x20 cm<sup>2</sup>, fiziksel wedge ve açık alan için; crossplane penumbra değerleri

Derinlik (cm)	Açık alan		FW15		FW30		FW45		FW60	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ
1,5	6,72	6,76	9,62	8,43	22,78	12	58,71	9,57	88,1	9
5	7,96	7,79	9,51	7,86	26,8	8,47	59,85	12,2	91,95	11,55
10	9,73	9,83	12,14	9,72	32,45	11,21	64,48	17,9	95,81	17,22
15	11,61	12,21	15,82	12,45	38,92	14,65	65,51	24,16	100,4	22,98

**Tablo-6.** 15 MV SSD: 100 cm alan: 5x5 cm<sup>2</sup>, fiziksel wedge ve açık alan için; crossplane penumbra değerleri

Derinlik (cm)	Açık alan		FW15		FW30		FW45		FW60	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ
3	7,23	7,32	7,84	7,38	8,11	7,12	8,74	6,87	10,32	6,52
5	7,62	7,69	8,05	7,73	8,52	7,53	9,09	7,3	11,01	6,99
10	8,07	8,06	8,65	8,01	8,91	7,72	9,65	7,68	11,47	7,39
15	8,34	8,45	8,89	8,59	9,39	8,31	9,94	7,89	11,6	7,61

**Tablo-7.** 15 MV SSD: 100 cm alan: 10x10 cm<sup>2</sup>, fiziksel wedge ve açık alan için; crossplane penumbra değerleri

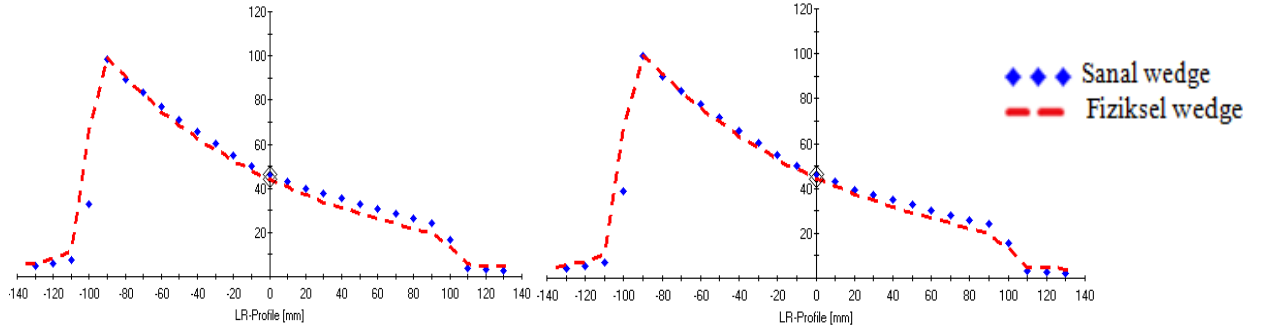
Derinlik (cm)	Açık alan		FW15		FW30		FW45		FW60	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ
3	7,75	7,65	9,38	8,72	9,68	8,41	12,41	7,22	26,86	6,92
5	8,04	8,02	9,84	9,07	11,1	8,37	13,92	7,42	28,23	7,23
10	8,84	8,78	10,51	9,89	12,14	9,15	14,75	8,3	29,61	7,85
15	9,41	9,56	11,37	10,6	2,33	9,63	15,58	8,88	31,67	8,62

**Tablo-8.** 15 MV SSD: 100 cm alan: 20x20 cm<sup>2</sup>, fiziksel wedge ve açık alan için; crossplane penumbra değerleri

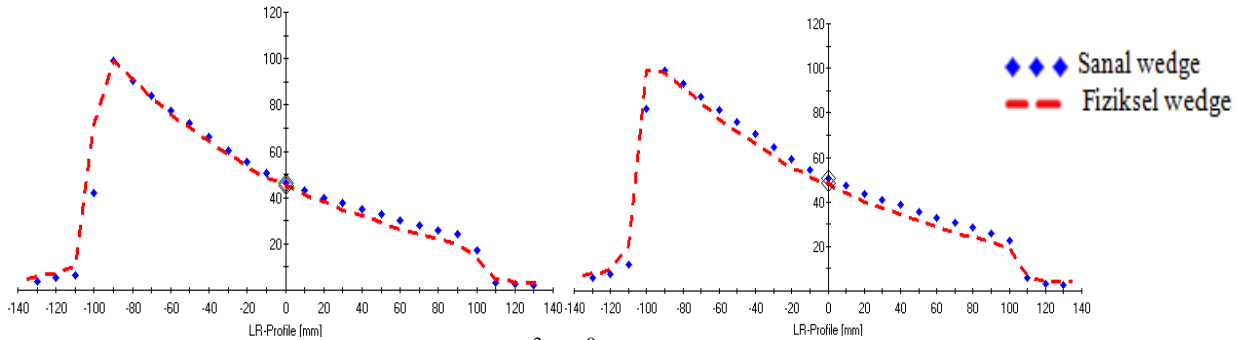
Derinlik (cm)	Açık alan		FW15		FW30		FW45		FW60	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ
3	8,74	8,81	11,25	8,83	24,15	9,07	54,13	10,24	83,11	9,99
5	9,11	9,2	11,83	9,14	23,96	9,18	55,43	10,26	84,4	9,99
10	10,36	10,52	13,96	10,29	30,29	10,42	59,61	11,81	88,63	11,68
15	11,68	11,91	16,59	11,62	33,87	11,7	62,28	13,74	93,16	13,67

6 ve 15 MV foton enerjilerinde alan boyutu, derinlik ve wedge açısı arttıkça penumbra genişliklerinin hem açık alan hem de fiziksel wedge filtreli alanlarda arttığı görülmektedir. Wedge filtreli alanlarda, sol penumbra sağ penumbraya kıyasla daha yüksek bulundu. Sol ve sağ penumbra arasındaki farkın derinlik ve wedge açısı arttıkça arttığı görülmektedir.

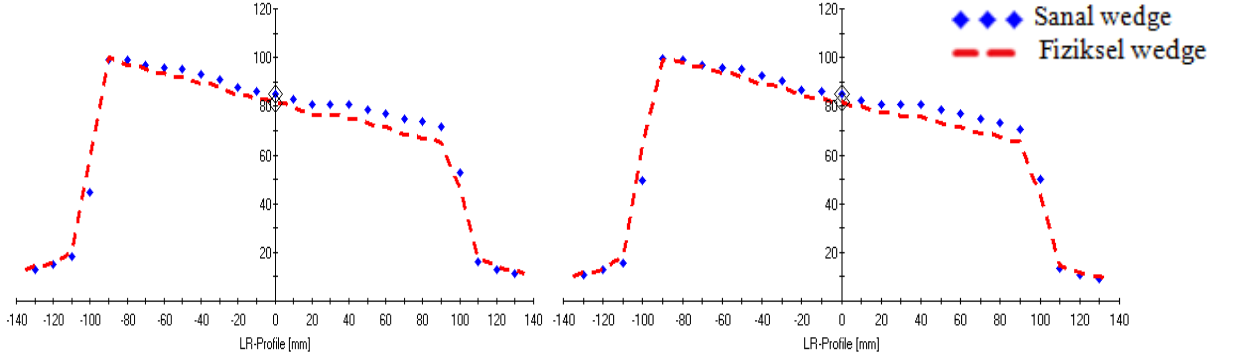
6 ve 15 MV foton enerjilerinde 2-D ARRAY ile, sanal ve fiziksel wedge filtreli alanlarda, 5x5, 10x10, 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında, SSD: 100 cm'de gantry ve kolimatör 0° açısında, 0, 1, d<sub>max</sub>, 5, 10 ve 15 cm derinliklerde, L-R ve G-T profilleri ölçüldü. L-R profilleri Şekil-45 ve Şekil-48 arasında gösterilmiştir.



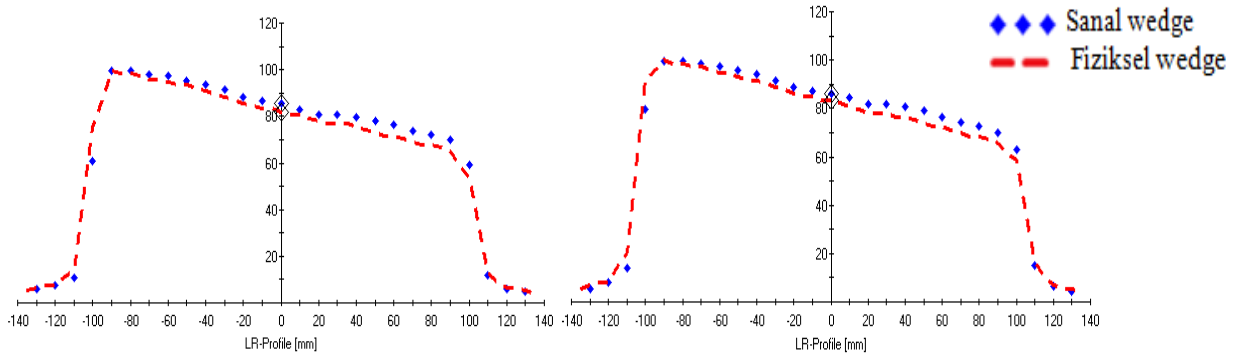
**Şekil-45.** 6 MV yüzeyde ve 1 cm derinlikte 20x20 cm<sup>2</sup>, 60° fiziksel ve sanal wedge filtreli alan L-R profili



**Şekil-46.** 6 MV 1.5 ve 5 cm derinlikte 20x20 cm<sup>2</sup>, 60° fiziksel ve sanal wedge filtreli alan L-R profili



**Şekil-47.** 15 MV yüzeyde ve 1cm derinlikte 20x20 cm<sup>2</sup>, 30<sup>0</sup> fiziksel ve sanal wedge filtreli alan L-R profili

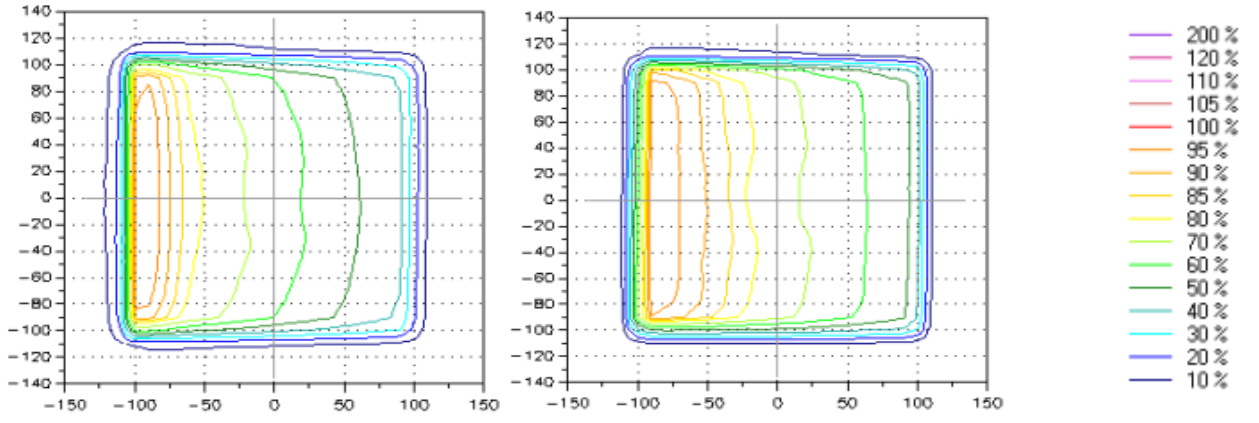


**Şekil-48.** 15 MV 3 ve 5 cm derinlikte 20x20 cm<sup>2</sup>, 30<sup>0</sup> fiziksel ve sanal wedge filtreli alan L-R profili

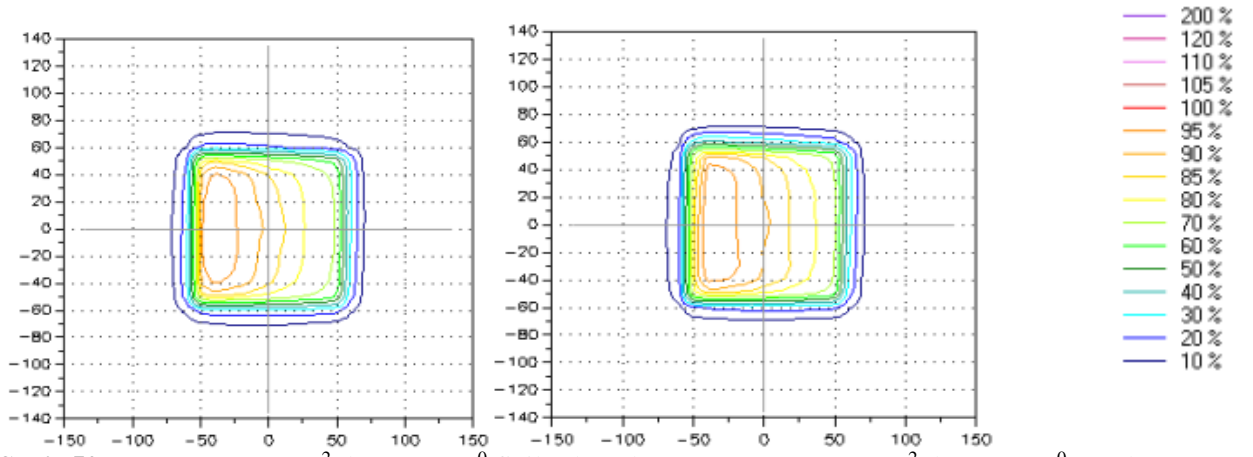
Şekil-45 ve Şekil-48’de gösterilen sanal wedge L-R profilleri, yüzeyde fiziksel wedge profiline göre daha yüksek bir eğim gösterirken derinlik arttıkça fiziksel wedge profilleri ile uyum göstermektedir. 30<sup>0</sup>’nin üzerindeki wedge açılarında profillerin daha uyumlu olduğu görülmektedir.

#### 4.4. Çevre dozları: alan, derinlik ve açı bağıllığı

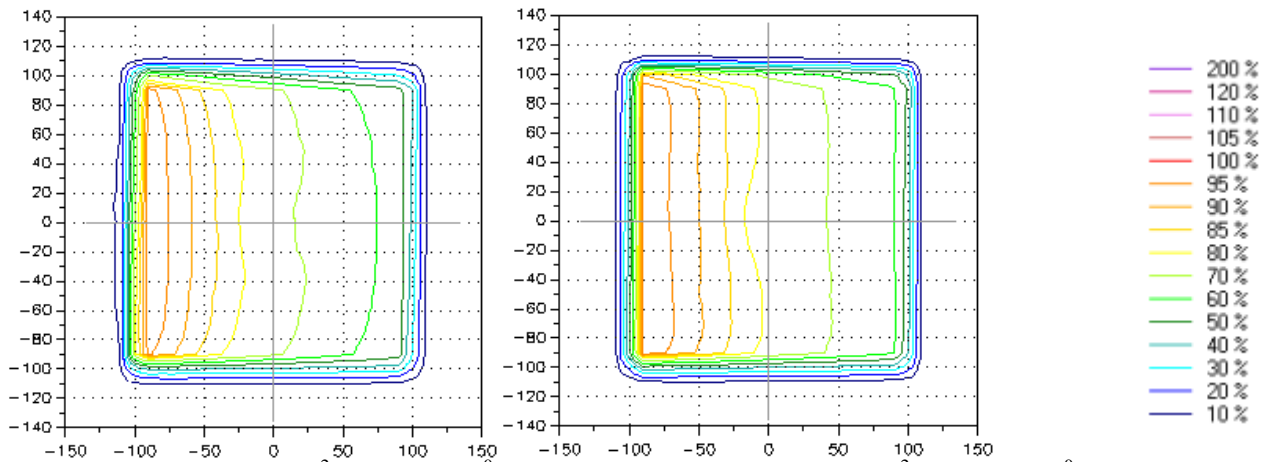
6 ve 15 MV foton enerjilerinde, 5x5, 10x10 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alanlarda 0, 1, d<sub>max</sub>, 5, 10 ve 15 cm derinliklerde SSD=100 cm’de 2D-Array kullanılarak ölçümler alındı. 2-D Array ile alınan izodoz dağılımları aşağıda Şekil-49 ve Şekil-51 arasında verilmiştir. L-R ve G-T profilleri için alan boyutlarına, derinliğe ve açığa bağlı olarak okunan çevre dozları Tablo-9 ve Tablo-20 arasında verilmiştir. Bu tablolardan elde edilen alan ve derinliğe bağlı grafikler Şekil-52 ve Şekil-62 arasında verilmiştir.



Şekil-49 .15 MV 20x20 cm<sup>2</sup> d: 3 cm 45<sup>0</sup>fiziksel wedge , 15 MV 20x20 cm<sup>2</sup>d: 3 cm 45<sup>0</sup> sanal wedge için izodoz dağılımları



Şekil-50 .15 MV 10x10 cm<sup>2</sup> d: 15 cm 45<sup>0</sup> fiziksel wedge , 15 MV 10x10 cm<sup>2</sup> d:15 cm 45<sup>0</sup> sanal wedge izodoz dağılımları

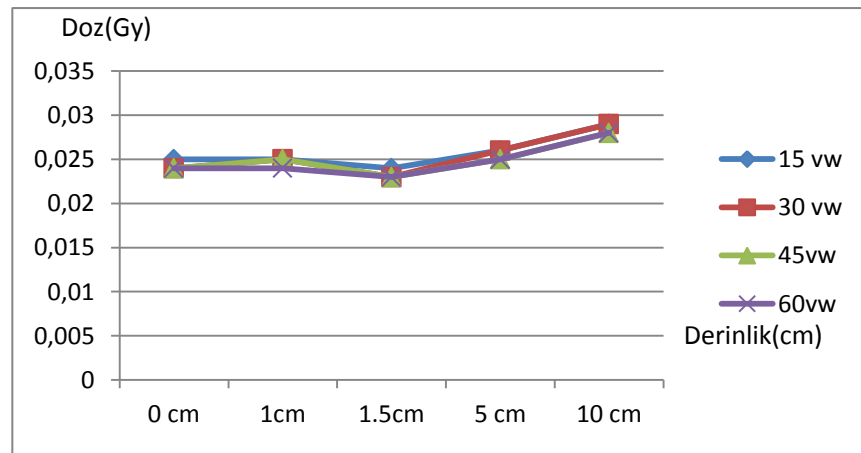


Şekil-51 .6 MV 20x20 cm<sup>2</sup> d: 1.5 cm 30<sup>0</sup> fiziksel wedge , 6 MV 20x20 cm<sup>2</sup> d: 1.5 cm 30<sup>0</sup> sanal wedge izodoz dağılımları

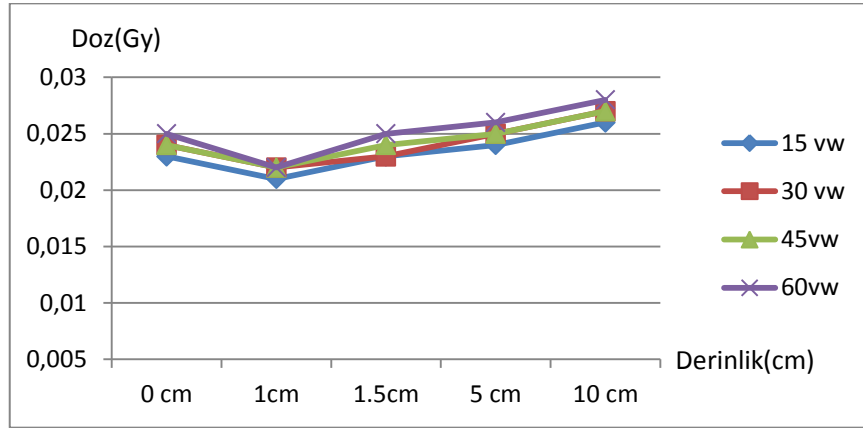


**Tablo-9.** 6 MV SSD:100 cm 5x5 cm<sup>2</sup> alan sanal wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

Derinlik (cm)	X	15 vw		30 vw		45vw		60vw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-50	0,023	0,013	0,024	0,013	0,024	0,013	0,025	0,013
	0	0,862	0,862	0,859	0,859	0,862	0,862	0,867	0,867
	50	0,025	0,015	0,024	0,015	0,024	0,015	0,024	0,016
1	-50	0,021	0,012	0,022	0,012	0,022	0,013	0,022	0,013
	0	0,911	0,911	0,91	0,91	0,917	0,917	0,927	0,927
	50	0,025	0,014	0,025	0,014	0,025	0,014	0,024	0,014
1.5	-50	0,023	0,013	0,023	0,013	0,024	0,013	0,025	0,013
	0	0,928	0,928	0,925	0,925	0,931	0,931	0,936	0,936
	50	0,024	0,014	0,023	0,014	0,023	0,014	0,023	0,014
5	-50	0,024	0,016	0,025	0,016	0,025	0,016	0,026	0,016
	0	0,774	0,774	0,772	0,772	0,776	0,776	0,78	0,78
	50	0,026	0,018	0,026	0,018	0,025	0,018	0,025	0,019
10	-50	0,026	0,021	0,027	0,021	0,027	0,021	0,028	0,021
	0	0,58	0,58	0,58	0,58	0,584	0,584	0,587	0,587
	50	0,029	0,023	0,029	0,023	0,028	0,024	0,028	0,024



**Şekil-52.** 6 MV 5x5 cm<sup>2</sup> sanal wedge filtrenin kalın tarafında (x=+50) derinliğe bağlı çevre dozları



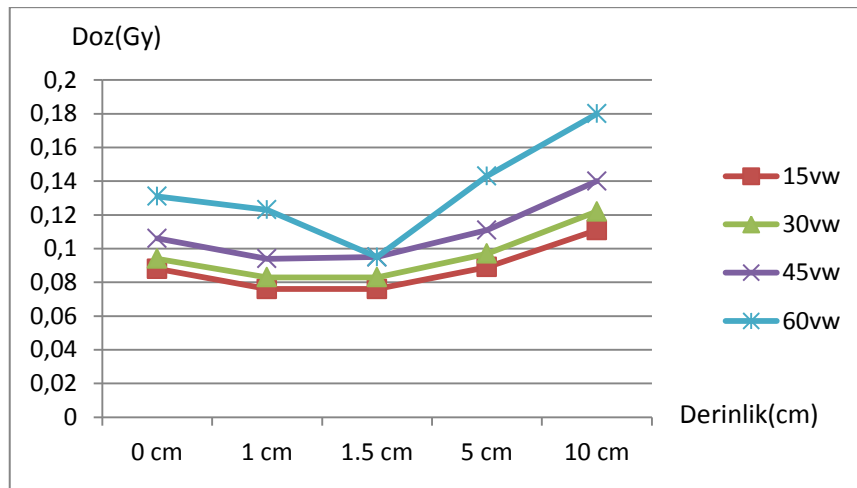
Şekil-53. 6 MV 5x5 cm<sup>2</sup> sanal wedge filtrenin ince tarafında (x=-50)derinliğe bağlı çevre dozları

Tablo-10. 6 MV SSD:100 cm 10x10 cm<sup>2</sup> alan sanal wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

Derinlik (cm)	X	15 vw		30 vw		45vw		60vw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-70	0,053	0,035	0,055	0,035	0,058	0,036	0,062	0,037
	0	0,926	0,926	0,924	0,924	0,931	0,931	0,937	0,937
	70	0,054	0,042	0,053	0,042	0,053	0,042	0,05	0,043
1	-70	0,048	0,032	0,049	0,357	0,051	0,032	0,055	0,033
	0	0,969	0,969	0,968	0,968	0,977	0,977	0,991	0,991
	70	0,053	0,038	0,051	0,038	0,05	0,038	0,048	0,039
1.5	-70	0,047	0,03	0,049	0,03	0,051	0,031	0,057	0,032
	0	0,98	0,98	0,981	0,981	0,987	0,987	0,997	0,997
	70	0,048	0,036	0,047	0,036	0,046	0,037	0,045	0,038
5	-70	0,054	0,041	0,056	0,042	0,059	0,042	0,065	0,043
	0	0,84	0,84	0,839	0,839	0,844	0,844	0,852	0,852
	70	0,056	0,056	0,055	0,048	0,053	0,049	0,051	0,05
10	-70	0,063	0,057	0,065	0,057	0,068	0,057	0,075	0,058
	0	0,655	0,655	0,654	0,654	0,658	0,658	0,666	0,666
	70	0,068	0,063	0,065	0,063	0,063	0,064	0,06	0,065

**Tablo-11.** 6 MV SSD:100 cm 20x20 cm<sup>2</sup> alan sanal wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

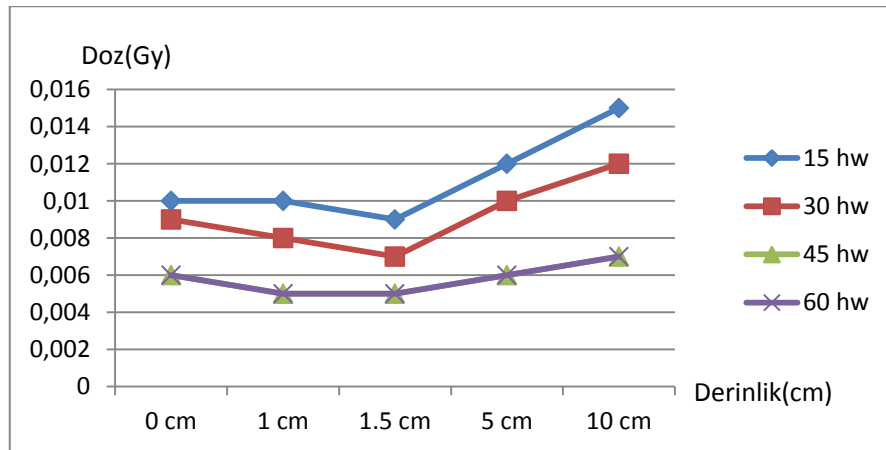
Derinlik (cm)	X	15 vw		30 vw		45vw		60vw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-120	0,088	0,065	0,094	0,065	0,106	0,067	0,131	0,071
	0	0,99	0,99	0,989	0,989	1,001	1,001	1,025	1,025
	120	0,082	0,071	0,077	0,071	0,072	0,073	0,068	0,077
1	-120	0,076	0,057	0,083	0,057	0,094	0,059	0,123	0,06
	0	1,025	1,025	1,029	1,029	1,043	1,043	1,053	1,053
	120	0,076	0,065	0,071	0,066	0,066	0,068	0,06	0,072
1.5	-120	0,076	0,056	0,083	0,057	0,095	0,06	0,095	0,06
	0	1,033	1,033	1,034	1,034	1,045	1,045	1,045	1,045
	120	0,069	0,064	0,064	0,064	0,06	0,066	0,06	0,066
5	-120	0,089	0,072	0,097	0,073	0,111	0,074	0,143	0,079
	0	0,897	0,897	0,897	0,897	0,909	0,909	0,932	0,932
	120	0,083	0,084	0,077	0,085	0,071	0,088	0,065	0,092
10	-120	0,111	0,109	0,122	0,11	0,14	0,112	0,18	0,118
	0	0,729	0,729	0,731	0,731	0,741	0,741	0,761	0,761
	120	0,11	0,123	0,102	0,124	0,093	0,126	0,082	0,132



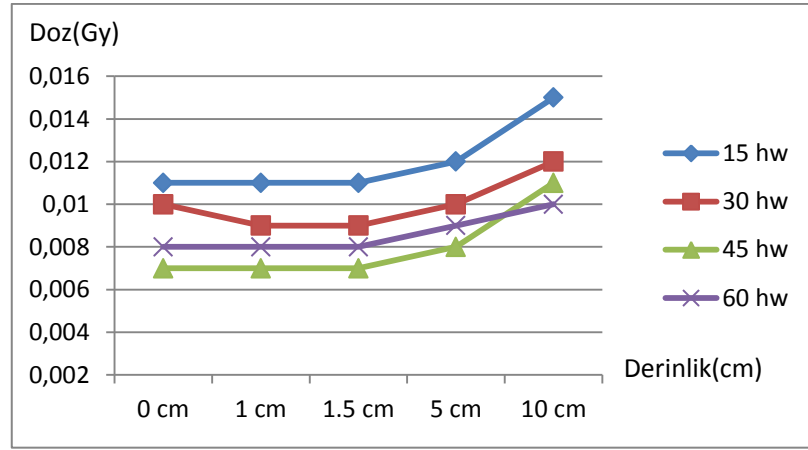
**Şekil-54.** 6 MV 20x20cm<sup>2</sup> sanal wedge filtrenin ince tarafında (x=-120 ) derinliğe bağlı çevre dozları

**Tablo-12.** 6 MV SSD:100 cm 5x5 cm<sup>2</sup> alan fiziksel wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

Derinlik (cm)	X	15 hw		30 hw		45 hw		60 hw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-50	0,011	0,017	0,01	0,014	0,007	0,009	0,008	0,01
	0	0,577	0,577	0,432	0,432	0,265	0,265	0,297	0,297
	50	0,01	0,018	0,009	0,014	0,006	0,009	0,006	0,01
1	-50	0,011	0,016	0,009	0,013	0,007	0,009	0,008	0,01
	0	0,61	0,61	0,457	0,457	0,28	0,28	0,318	0,318
	50	0,01	0,018	0,008	0,014	0,005	0,009	0,005	0,01
1.5	-50	0,011	0,016	0,009	0,013	0,007	0,009	0,008	0,01
	0	0,628	0,628	0,471	0,471	0,291	0,291	0,331	0,331
	50	0,009	0,017	0,007	0,013	0,005	0,009	0,005	0,01
5	-50	0,012	0,017	0,01	0,014	0,008	0,009	0,009	0,011
	0	0,533	0,533	0,405	0,405	0,251	0,251	0,284	0,284
	50	0,012	0,018	0,01	0,014	0,006	0,009	0,006	0,011
10	-50	0,015	0,019	0,012	0,015	0,011	0,011	0,01	0,011
	0	0,4	0,4	0,306	0,306	0,192	0,192	0,217	0,217
	50	0,015	0,019	0,012	0,015	0,007	0,009	0,007	0,011



**Şekil-55.** 6 MV 5x5cm<sup>2</sup> fiziksel wedge filtreli alanların kalın tarafında (x=+50) derinliğe bağlı çevre dozları



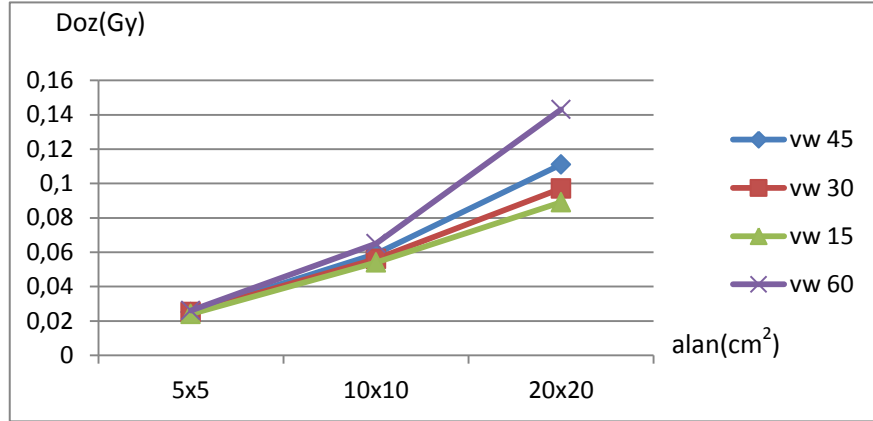
Şekil-56. 6 MV 5x5cm<sup>2</sup> fiziksel wedge filtreli alanların ince tarafında (x=-50) derinliğe bağlı çevre dozları

Tablo-13. 6 MV SSD:100 cm 10x10 cm<sup>2</sup> alan fiziksel wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

Derinlik (cm)	X	15 hw		30 hw		45 hw		60 hw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-70	0,031	0,039	0,028	0,033	0,021	0,023	0,025	0,025
	0	0,62	0,62	0,467	0,467	0,288	0,288	0,322	0,322
	70	0,029	0,041	0,025	0,034	0,018	0,024	0,017	0,025
1	-70	0,029	0,036	0,026	0,03	0,02	0,022	0,024	0,023
	0	0,651	0,651	0,489	0,489	0,302	0,302	0,341	0,341
	70	0,026	0,039	0,022	0,032	0,016	0,022	0,016	0,024
1.5	-70	0,027	0,034	0,024	0,028	0,019	0,021	0,024	0,023
	0	0,666	0,666	0,501	0,501	0,312	0,312	0,355	0,355
	70	0,024	0,037	0,02	0,03	0,015	0,021	0,016	0,023
5	-70	0,033	0,039	0,029	0,031	0,022	0,022	0,027	0,024
	0	0,579	0,579	0,44	0,44	0,273	0,273	0,31	0,31
	70	0,032	0,041	0,025	0,032	0,017	0,022	0,018	0,024
10	-70	0,042	0,045	0,035	0,035	0,029	0,024	0,031	0,026
	0	0,448	0,448	0,344	0,344	0,216	0,216	0,245	0,245
	70	0,04	0,044	0,03	0,035	0,019	0,023	0,02	0,025

**Tablo-14.** 6 MV SSD:100 cm, 20x20 cm<sup>2</sup> alan fiziksel wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

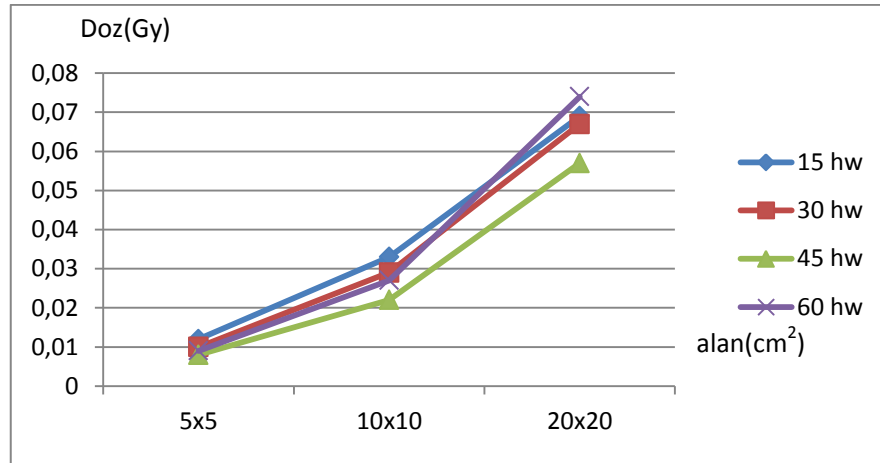
Derinlik (cm)	X	15 hw		30 hw		45 hw		60 hw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-120	0,068	0,071	0,067	0,063	0,057	0,047	0,067	0,049
	0	0,68	0,68	0,522	0,522	0,331	0,331	0,366	0,366
	120	0,062	0,073	0,053	0,064	0,039	0,049	0,04	0,05
1	-120	0,061	0,063	0,058	0,056	0,054	0,044	0,063	0,045
	0	0,703	0,703	0,537	0,537	0,341	0,341	0,383	0,383
	120	0,054	0,066	0,047	0,058	0,035	0,044	0,037	0,047
1.5	-120	0,057	0,059	0,056	0,052	0,052	0,041	0,062	0,043
	0	0,713	0,713	0,545	0,545	0,347	0,347	0,391	0,391
	120	0,05	0,061	0,043	0,053	0,033	0,042	0,035	0,043
5	-120	0,069	0,067	0,067	0,057	0,057	0,042	0,074	0,044
	0	0,628	0,628	0,484	0,484	0,307	0,307	0,345	0,345
	120	0,061	0,068	0,049	0,057	0,033	0,042	0,034	0,044
10	-120	0,09	0,08	0,082	0,065	0,083	0,045	0,089	0,048
	0	0,505	0,505	0,39	0,39	0,249	0,249	0,281	0,281
	120	0,079	0,077	0,058	0,063	0,033	0,042	0,035	0,048



**Şekil-57.6** 6 MV 5 cm derinlikte sanal wedge filtreli alanlarda L-R profilinde alan kenarının 2 cm solunda okunan nokta doz değerleri

**Tablo-15.** 15 MV SSD:100 cm  $5 \times 5 \text{cm}^2$  alan sanal wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

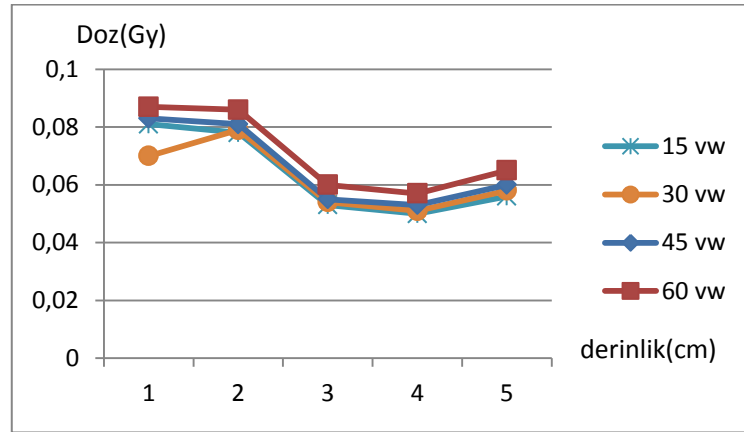
Derinlik (cm)	X	15 vw		30 vw		45 vw		60 vw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-50	0,032	0,02	0,014	0,015	0,032	0,02	0,032	0,019
	0	0,641	0,641	0,022	0,063	0,637	0,637	0,639	0,639
	50	0,033	0,022	0,013	0,018	0,032	0,022	0,032	0,022
1	-50	0,032	0,019	0,032	0,018	0,032	0,018	0,033	0,018
	0	0,746	0,746	0,742	0,742	0,738	0,738	0,741	0,741
	50	0,033	0,021	0,032	0,021	0,032	0,021	0,031	0,021
3	-50	0,025	0,013	0,025	0,013	0,026	0,013	0,026	0,013
	0	0,921	0,921	0,918	0,918	0,913	0,913	0,919	0,919
	50	0,028	0,015	0,028	0,015	0,027	0,015	0,027	0,015
5	-50	0,024	0,013	0,024	0,013	0,024	0,013	0,025	0,013
	0	0,879	0,879	0,875	0,875	0,872	0,872	0,874	0,874
	50	0,027	0,016	0,026	0,016	0,026	0,016	0,026	0,016
15	-50	0,023	0,019	0,023	0,019	0,023	0,018	0,024	0,019
	0	0,564	0,564	0,564	0,564	0,562	0,562	0,565	0,565
	50	0,027	0,021	0,027	0,021	0,026	0,021	0,026	0,021



**Şekil-58.** 6 MV 5 cm derinlikte fiziksel wedge filtreli alanlarda L-R profilinde x ekseninde alan kenarının 2 cm sağında okunan nokta doz değerleri

**Tablo-16.** 15 MV SSD:100 cm 10x10cm<sup>2</sup> alan sanal wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

Derinlik (cm)	X	15 vw		30 vw		45 vw		60 vw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-70	0,081	0,056	0,031	0,027	0,083	0,056	0,087	0,056
	0	0,727	0,727	0,046	0,048	0,723	0,723	0,729	0,729
	70	0,083	0,061	0,03	0,028	0,079	0,061	0,077	0,061
1	-70	0,078	0,051	0,079	0,051	0,081	0,051	0,086	0,052
	0	0,827	0,827	0,824	0,824	0,821	0,821	0,829	0,829
	70	0,079	0,058	0,077	0,058	0,075	0,058	0,073	0,059
3	-70	0,053	0,033	0,054	0,033	0,055	0,034	0,06	0,034
	0	0,981	0,981	0,977	0,977	0,975	0,975	0,982	0,982
	70	0,057	0,04	0,055	0,04	0,053	0,04	0,051	0,04
5	-70	0,05	0,033	0,051	0,033	0,053	0,033	0,057	0,034
	0	0,93	0,93	0,928	0,928	0,925	0,925	0,932	0,932
	70	0,053	0,043	0,052	0,043	0,05	0,043	0,048	0,044
15	-70	0,056	0,055	0,058	0,055	0,06	0,055	0,065	0,055
	0	0,623	0,623	0,622	0,622	0,621	0,621	0,626	0,626
	70	0,069	0,063	0,067	0,063	0,064	0,063	0,449	0,58

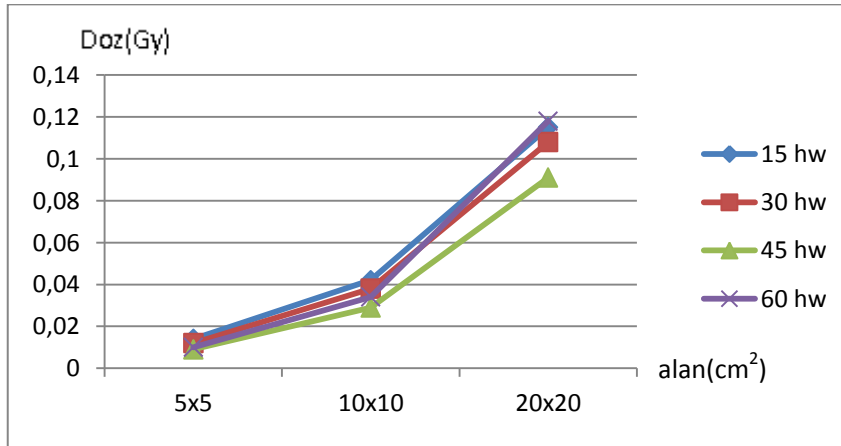


**Şekil-59.** 15 MV 10x10cm<sup>2</sup> sanal wedge filtreli alanların ince tarafında derinliğe bağlı çevre dozları



**Tablo-17.** 15 MV SSD:100 cm 20x20cm<sup>2</sup> alan sanal wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

Derinlik (cm)	X	15 vw		30 vw		45 vw		60 vw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-120	0,143	0,107	0,15	0,106	0,161	0,107	0,187	0,112
	0	0,842	0,842	0,841	0,841	0,844	0,844	0,866	0,866
	120	0,138	0,111	0,131	0,111	0,125	0,113	0,118	0,118
1	-120	0,133	0,094	0,14	0,094	0,151	0,094	0,176	0,101
	0	0,931	0,931	0,925	0,925	0,927	0,927	0,951	0,951
	120	0,126	0,104	0,119	0,104	0,112	0,105	0,106	0,11
3	-120	0,08	0,059	0,086	0,059	0,095	0,06	0,115	0,062
	0	1,028	1,028	1,027	1,027	1,031	1,031	1,054	1,054
	120	0,079	0,068	0,075	0,068	0,07	0,069	0,065	0,072
5	-120	0,079	0,061	0,085	0,061	0,095	0,061	0,116	0,064
	0	0,974	0,974	0,97	0,97	0,973	0,973	0,993	0,993
	120	0,078	0,077	0,074	0,077	0,071	0,078	0,065	0,082
15	-120	0,114	0,141	0,123	0,141	0,138	0,142	0,17	0,145
	0	0,677	0,677	0,677	0,677	0,68	0,68	0,694	0,694
	120	0,18	0,18	0,165	0,18	0,147	0,181	0,125	0,186



**Şekil-60.** 15 MV 15 cm derinlikte fiziksel wedge filtreli alanlarda L-R profilinde x ekseninde alan kenarının 2 cm solunda okunan nokta doz değerleri

**Tablo-18.** 15 MV SSD:100 cm 5x5 cm<sup>2</sup> alan fiziksel wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

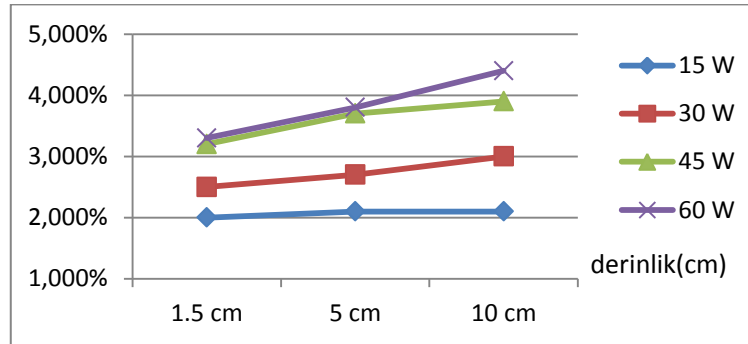
Derinlik (cm)	X	15 hw		30 hw		45 hw		60 hw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-50	0,017	0,024	0,014	0,019	0,012	0,014	0,013	0,015
	0	0,466	0,466	0,367	0,367	0,239	0,239	0,269	0,269
	50	0,015	0,025	0,013	0,02	0,009	0,014	0,009	0,015
1	-50	0,016	0,023	0,014	0,019	0,011	0,013	0,012	0,015
	0	0,541	0,541	0,427	0,427	0,283	0,283	0,317	0,317
	50	0,015	0,025	0,013	0,02	0,009	0,014	0,009	0,016
3	-50	0,015	0,021	0,011	0,016	0,01	0,013	0,01	0,013
	0	0,688	0,688	0,556	0,556	0,371	0,371	0,413	0,413
	50	0,01	0,021	0,01	0,018	0,007	0,013	0,007	0,014
5	-50	0,011	0,019	0,01	0,016	0,009	0,011	0,01	0,013
	0	0,657	0,657	0,529	0,529	0,354	0,354	0,394	0,394
	50	0,011	0,021	0,01	0,017	0,007	0,012	0,007	0,014
15	-50	0,014	0,019	0,012	0,016	0,009	0,011	0,01	0,012
	0	0,422	0,422	0,341	0,341	0,233	0,233	0,256	0,256
	50	0,015	0,02	0,012	0,016	0,009	0,011	0,009	0,012

**Tablo-19.** 15 MV SSD:100 cm 10x10 cm<sup>2</sup> alan fiziksel wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

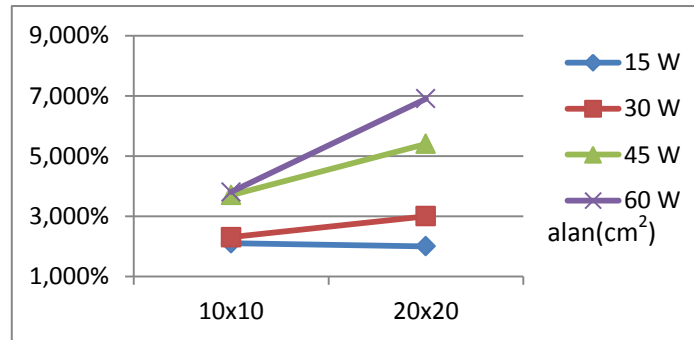
Derinlik (cm)	X	15 hw		30 hw		45 hw		60 hw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-70	0,049	0,058	0,043	0,048	0,036	0,035	0,037	0,037
	0	0,53	0,53	0,419	0,419	0,274	0,274	0,308	0,308
	70	0,048	0,061	0,04	0,051	0,027	0,035	0,029	0,038
1	-70	0,045	0,055	0,041	0,047	0,02	0,022	0,036	0,036
	0	0,6	0,6	0,477	0,477	0,302	0,302	0,356	0,356
	70	0,043	0,058	0,037	0,049	0,016	0,022	0,027	0,038
3	-70	0,038	0,043	0,03	0,036	0,029	0,028	0,029	0,029
	0	0,736	0,736	0,596	0,596	0,401	0,401	0,445	0,445
	70	0,029	0,045	0,028	0,038	0,02	0,029	0,021	0,032
5	-70	0,032	0,041	0,029	0,035	0,024	0,026	0,029	0,028
	0	0,701	0,701	0,566	0,566	0,382	0,382	0,424	0,424
	70	0,031	0,044	0,026	0,037	0,019	0,027	0,02	0,03
15	-70	0,042	0,048	0,038	0,04	0,029	0,029	0,034	0,031
	0	0,467	0,467	0,378	0,378	0,259	0,259	0,284	0,284
	70	0,046	0,047	0,038	0,038	0,026	0,027	0,025	0,03

**Tablo-20.** 15 MV SSD:100 cm 20x20cm<sup>2</sup> alan fiziksel wedge filtreli alanlarda Gy cinsinden çevre dozları

Derinlik (cm)	X	15 hw		30 hw		45 hw		60 hw	
		L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T	L-R	G-T
0	-120	0,109	0,113	0,101	0,098	0,091	0,074	0,099	0,079
	0	0,632	0,632	0,513	0,513	0,344	0,344	0,381	0,381
	120	0,101	0,117	0,087	0,102	0,059	0,076	0,065	0,081
1	-120	0,098	0,103	0,092	0,09	0,082	0,069	0,093	0,073
	0	0,693	0,693	0,558	0,558	0,382	0,382	0,424	0,424
	120	0,091	0,107	0,078	0,093	0,057	0,071	0,06	0,076
3	-120	0,074	0,069	0,063	0,061	0,069	0,05	0,069	0,052
	0	0,786	0,786	0,643	0,643	0,441	0,441	0,487	0,487
	120	0,052	0,071	0,052	0,063	0,037	0,051	0,042	0,054
5	-120	0,066	0,068	0,065	0,061	0,061	0,048	0,071	0,049
	0	0,744	0,744	0,607	0,607	0,417	0,417	0,46	0,46
	120	0,061	0,07	0,051	0,062	0,037	0,049	0,04	0,051
15	-120	0,115	0,115	0,108	0,096	0,091	0,074	0,118	0,075
	0	0,511	0,511	0,417	0,417	0,344	0,344	0,318	0,318
	120	0,134	0,095	0,101	0,08	0,059	0,076	0,054	0,064



**Şekil-61.** 6 MV 10x10cm<sup>2</sup> alan sanal wedge- fiziksel wedge çevre dozlarındaki derinliğe bağlı % azalma oranı



**Şekil-62.** 6 MV sanal wedge- fiziksel wedge çevre dozlarındaki alana bağlı % azalma oranı

Sanal wedge filtreli alanlarda, wedge açısı ve alan boyutu arttıkça çevre dozunun arttığı, bu artışın özellikle 1,5 cm'den sonraki derinliklerde daha belirgin hale geldiği görülmektedir. Şekil-52 ve Şekil-53'ten görüldüğü üzere; sanal wedge filtreler için filtrenin ince ve kalın tarafında anlamlı doz farkı yoktur.

Fiziksel wedge filtreli alanlarda, çevre dozları derinlik ve açı arttıkça azalırken, alan büyüklüğü arttıkça artmaktadır. Şekil-55 ve Şekil-56'ten görüldüğü üzere; filtrenin ince tarafında doz kalın tarafa göre daha yüksektir ancak bu fark derinlik arttıkça azalmaktadır.

Sabit bir alan büyüklüğü için derinlik arttıkça fiziksel wedge filtrenin daha düşük çevre dozları gösterdiği Şekil-61'de görüldü. Benzer şekilde Şekil-62'de gösterildiği gibi; sabit bir derinlik için alan büyüklüğü arttıkça fiziksel wedge filtrenin daha düşük çevre dozlarıyla sanal wedge filtreye göre üstün olduğu saptandı.

#### 4.5. Yüzey dozları

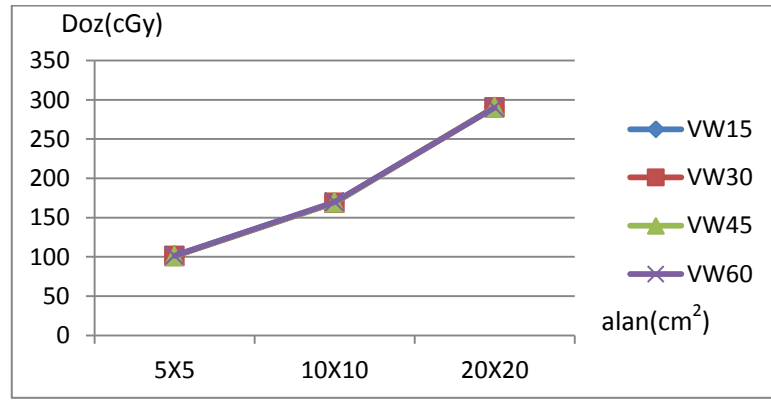
6 ve 15 MV enerjilerinde SSD:100 cm'de 5x5, 10x10, 20x20 cm<sup>2</sup>, açık alan, sanal ve fiziksel wedge filtreli alanlarda PTW Markus tipi paralel plak iyon odasıyla katı su fantomu kullanılarak alınan yüzey dozu ölçümleri Tablo-21 ve tablo-22'de verilmiştir. Bu verilerden elde edilen yüzey dozu -alan bağıllığı Şekil-63 ve Şekil-66 arasında gösterilmiştir.

**Tablo-21.** 6 MV SSD: 100 cm'de 5x5, 10x10 ve 20x20 cm<sup>2</sup> açık alan, sanal ve fiziksel wedge filtreli alanlarda yüzey ve d<sub>max</sub> dozları

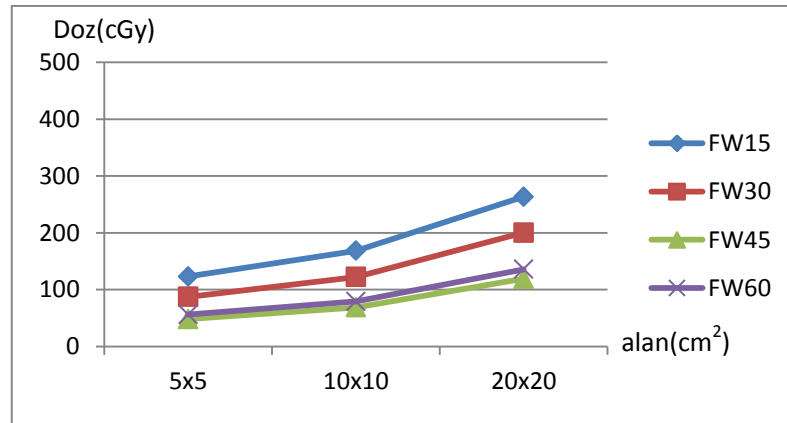
Alan (cm <sup>2</sup> )	Derinlik (cm)	Açık alan	VW15	VW30	VW45	VW60	FW15	FW30	FW45	FW60
5X5	0	101,1	101,7	101,1	100,7	101,4	123,1	87,4	48,2	56,1
	1,5	1000	1000	1000	1001	1000	1000	1000	1000	1000
10X10	0	169,2	168,9	168,9	169,1	169,8	168,4	122,1	68,7	79,1
	1,5	1000	1000	999,9	1000	1000	1000	1000	1001	1001
20x20	0	290,7	290,6	290,4	290,5	290,1	263,3	200,3	119,1	135,6
	1,5	1000	1000	1001	1000	1000	1000	999,9	1001	1000

**Tablo-22.** 15 MV SSD: 100 cm'de 5x5, 10x10 ve 20x20 cm<sup>2</sup> açık alan, sanal ve fiziksel wedge filtreli alanlarda yüzey ve d<sub>max</sub> dozları

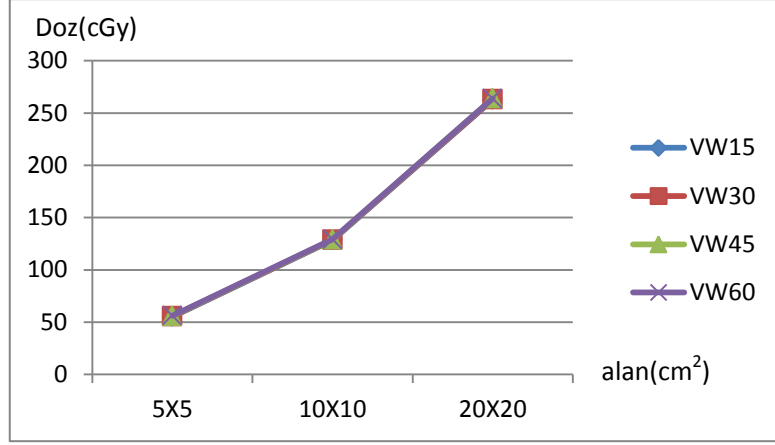
Alan (cm <sup>2</sup> )	Derinlik (cm)	Açık alan	VW15	VW30	VW45	VW60	FW15	FW30	FW45	FW60
5X5	0	55	55,3	55,6	55,9	56,2	69,8	54,3	33,9	38,7
	3	1000	1000	1000	1000	1000	1000	999,9	1001	1000
10X10	0	127,9	128,4	128,8	129	129,2	118,5	94,2	59,4	66,1
	3	1000	1001	1000	999,9	1000	1000	1000	1000	1001
20x20	0	262,8	262,9	263,1	264,1	264	231,1	190,7	125,7	138,4
	3	1000	1000	999,9	1001	1000	1000	1000	1001	1000



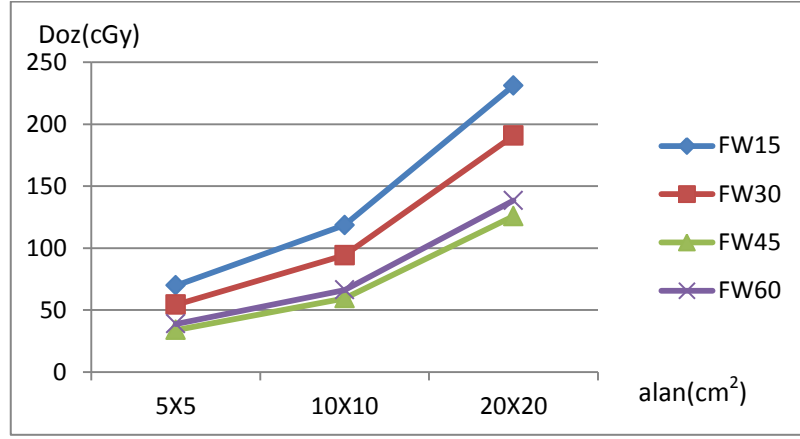
**Şekil-63.** 6 MV sanal wedge filtrelerin yüzey dozlarının alan boyutuyla değişimi



**Şekil-64.** 6 MV fiziksel wedge filtrelerin yüzey dozlarının alan boyutuyla değişimi



Şekil-65. 15 MV sanal wedge filtrelerin yüzey dozlarının alan boyutuyla değişimi



Şekil-66. 15 MV fiziksel wedge filtrelerin yüzey dozlarının alan boyutuyla değişimi

6 ve 15 MV enerjilerde sanal wedge filtreli alanlarda yüzey dozunun alan boyutu arttıkça arttığı ancak açıyla değişmediği görülmektedir. Fiziksel wedge filtreli alanlarda ise yüzey dozu alan arttıkça artarken, açının artışıyla sanal wedge filtrenin aksine azalmaktadır.

## TARTIŞMA VE SONUÇ

Wedge filtrelerin fotonların saçılmasına neden olması, orijinal foton enerji spektrumunu değiştirmektedir. Bu nedenle, klinik doz hesaplamasında WF'ünün derinlik ve alan bağımlılığını göz önünde bulundurmak gerekir. Wedge filtreler çeşitli parametrelere bağlı olarak alan içindeki doz dağılımını değiştirirler. Sanal wedge filtreler doz dağılımını Y kolimatörünün açık durumdan kapalı duruma doğru hareket etmesiyle değiştirirler. Bu dağılım alan, derinlik, wedge filtre açısı, enerji vb. gibi pek çok parametreye bağlı olarak değişir. Bilgisayar kontrollü olarak oluşan bu dağılımın fiziksel wedge filtre ile karşılaştırılması gerekmektedir. Biz de bu nedenle sanal wedge filtreli alanların, farklı parametrelere bağlı olarak izodoz dağılımlarının, yüzey dozlarının ve çevre dozlarının değişimini inceleyerek fiziksel wedge filtrelerle karşılaştırdık.

### 5.1. Wedge faktörleri

Yaptığımız çalışmada, 6 ve 15 MV foton enerjilerinde aynı derinlikte, küçük alanlardan büyük alanlara doğru gidildikçe, fiziksel WF'nün ~%3 oranında arttığı bulduk. 6 ve 15 MV foton enerjilerinde aynı derinlikte, sanal WF'lerinin  $1 \pm 0,02$  çıktığını saptadık. Sanal WF'nü küçük alandan büyük alana gidildikçe, küçük wedge açılarında, %0,1 ve  $30^\circ$ 'nin üstündeki açılarda %0,2 arttığını gördük.

Gürsoy ve arkadaşları (38) aynı enerjilerde fiziksel WF'lerinin alan boyutuna bağımlılığını %2'nin altında bulmuşlardır. Yeon-Sil ve arkadaşları (39) yaptıkları çalışmada fiziksel WF'lerinin artan alan boyutuyla %1'den az oranda arttığını göstermişlerdir. Kuei-Hua ve arkadaşları (40) benzer sonuçları bulmuşlardır.

Zhu ve arkadaşları (41) 6 MV'de farmer iyon odasıyla yaptıkları ölçümlerde sanal WF'ünü  $1 \pm 0,002$  bulmuşlardır. Benzer şekilde Kuei-Hua ve arkadaşları (40) sanal WF'ünü yaklaşık 1 bulmuşlar ve TPS'de her açı, her derinlik ve alan büyüklüğü için 1 olarak kaydetmişlerdir. Santvoort (42) sanal WF'ünü küçük alandan büyük alana gidildikçe, küçük wedge açılarında, %0,1 ve  $30^\circ$ 'nin üstündeki açılarda %0,4 arttığını bulmuştur. Richard ve arkadaşları (43) WF'ünün alan büyüklüğüne bağımlılığını 6 ve 15 MV için sırasıyla %0,6 ve %1 bulmuşlardır. Aynı set-up parametreleri ve eşkare metodu kullanıldığında sanal WF'ünde %2'ye varan hatalar olabileceğini belirtmişlerdir.  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> alan için bulunan WF'ünü her alan büyüklüğü için kullanmanın hem 6 MV hem de 15

MV için %10 oranında hataya yol açabileceğini göstermişlerdir. McGhee ve arkadaşları (44) yaptıkları çalışmada sanal WF'ünün  $1 + 0,15$  içinde olduğunu göstermişlerdir. Sonuçlar hem sanal hem de fiziksel wedge için literatürle uyumlu bulundu.

Genel olarak WF'ünün alan büyüklüğüne bağımlılığı, wedge tarafından saçılan fotonların etkisiyle açıklanabilir. Wedge açısının artmasıyla birlikte wedge filtrenin metalik hacmi de artar. Bunun sonucu olarak saçılan fotonların sayısında da artış görülür. Sanal WF'ünün alan bağımlılığı ise bu şekilde açıklanamaz. Gibbons ve Vassy (45) simetrik ve asimetrik WF'lerini tahmin etmek için bir model kullandılar. Bu model wedge filtrenin ince tarafındaki alana eklenen extra MU değerini doz hesabına katar ve alan boyutu arttıkça eklenen MU artar. Bu nedenle sanal WF'ü özellikle büyük wedge açılarında artan alan büyüklüğü ile %0,2 artar. Ancak sabit bir derinlikte sanal WF'nün küçük artışı, cihazın çıkış değerindeki dengesizlik ve enerji dalgalanmalardan dolayı olabilir.

Santvoorty (42) sanal WF'ünün alan büyüklüğü ve açıyla artışının muhtemelen, hareketli kolimatörün kapalı durumdan açık duruma geçişi ve kolimatör altında oluşan radyasyonun etkilerinden kaynaklandığını ileri sürdü. Bu etki büyük alanlar ve açılar için kolimatör hareketi sırasında toplam MU'nun daha büyük bir kısmının verilmesiyle artar.

Sonuçta elde edilen verilere göre 6 ve 15 MV foton enerjilerinde  $10 \times 10$  alan büyüklüğünde referans bir derinlikte tespit edilen WF'ü, fiziksel ve sanal wedge için sırasıyla, %3 ve %0,2 hata payı ile, her alan büyüklüğü ve derinlik için sabit kabul edilebilir.

## 5.2. %dd

Açık alan ve wedge filtreli alanlar arasında %dd farkları, sanal ve fiziksel wedge için aynı şekilde gözlendi. 6 ve 15 MV enerjide SSD:  $100 \text{ cm}^2$ 'de,  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  alan boyutlarında açık alan, fiziksel ve sanal wedge'li alanlarda % dd'lar elde edildi ve  $d_{\max}$  derinlikleri ölçüldü. Bu değerler; 6 MV için  $15 \pm 2 \text{ mm}$  ve 15 MV için  $30 \pm 2 \text{ mm}$ 'dir. % dd eğrilerinden bulunan TPR değerleri, her iki enerji için de BJR25 (15) ile uyumlu bulundu. %dd değerlerinin enerjinin artışıyla arttığı görülmektedir. Ancak yaptığımız ölçümlerde %dd eğrilerinin alan boyutuna anlamlı bir bağıllığı görülmemiştir.

%dd değerleri foton enerjisi ile artar, bu artış verilen derinlik için %dd eğrilerinin eğiminin azalması ve ışının penetrasyonunun artması ile açıklanabilir (7).



### 5.3. Doz profilleri

Alan boyutu ve derinlik arttıkça penumbra genişliklerinin hem açık alan hemde fiziksel wedge filtreli alanlarda arttığı ancak enerji arttıkça azaldığı gözlenmektedir. Yapılan ölçümler sonucunda wedge filtreli alanlarda, sol penumbranın sağ penumbraya kıyasla daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun nedeni wedge filtrenin ince tarafında saçılmanın daha fazla olması ve dolayısıyla sol penumbra mesafesinin daha geniş olmasıdır. Sol penumbradaki artışın küçük wedge açılarına kıyasla yüksek açılarda daha fazla olduğu görüldü. Sol ve sağ penumbra arasındaki farkın derinliğin ve wedge açısının artışıyla arttığını görmekteyiz. Sanal wedge L-R profilleri yüzeyde fiziksel wedge profiline göre daha yüksek bir eğim gösterirken derinlik arttıkça fiziksel wedge profilleri ile uyum göstermektedir. 30<sup>0</sup>'nin üzerindeki wedge açılarında profillerin daha uyumlu olduğu görülmektedir.

### 5.4. Çevre dozları

Sanal wedge filtreler için çevre dozlarının özellikle  $d_{max}$  'tan sonra derinlik arttıkça %1 oranında arttığını gözlemledik. Ancak alan boyutunun artmasıyla birlikte çevre dozundaki artışın %5'e kadar çıktığını gördük. Ölçüm sonuçları incelendiğinde, küçük alanlarda wedge açısının çevre dozları üzerine etkisinin olmadığı ancak büyük alanlara doğru gidildikçe ,wedge açısı arttıkça saçılmadan dolayı çevre dozlarının arttığı görüldü. Sanal wedge için, filtrenin ince ve kalın tarafındaki çevre dozlarında anlamlı bir fark görülmedi.

Yapılan çalışmada, fiziksel wedge için derinlik ve alan büyüklüğü arttıkça çevre dozunun arttığı, wedge açısı arttıkça özellikle 5 cm'den sonraki derinliklerde çevre dozunun azaldığını saptadık. Alanın 2 cm sağında ve solunda yapılan nokta doz okumalarında sanal wedge filtrenin çevre dozlarının, fiziksel wedge filtreye kıyasla daha yüksek olduğu görülmüştür. 10x10cm<sup>2</sup> alanda 45<sup>0</sup> 'lik fiziksel wedge filtrelerde çevre dozunun sanal wedge filtrenin yaklaşık %56'sı olduğunu görmekteyiz. Yeon-Sil ve arkadaşları (39) ise Tld kullanarak alanın 5 cm sağında ve solunda yaptıkları ölçümlerde fiziksel wedge filtreli alanların çevre dozlarının sanal wedge filtreli alanlara göre, 15<sup>0</sup> %2,4 ve 30<sup>0</sup>'de %4,58 fazla olduğunu göstermişlerdir.

Fiziksel ve sanal wedge filtreler için çevre dozlarındaki farkın; derinliğin ve wedge açısının artmasıyla arttığı görüldü. Özellikle yüksek wedge açılarında bu fark

yükselme eğilimi göstermektedir. Kuei-Hua Lin ve arkadaşları (40) benzer şekilde sapma oranının derinlik ve açı ile değiştiğini göstermişlerdir. McGhee ve arkadaşları (44) yayınladıkları raporda özellikle 60° fiziksel wedge filtrelerde çevre dozunun sanal wedge filtrenin yaklaşık yarısı olduğunu belirtmişlerdir.

### 5.5. Yüzey dozları

Yapılan çalışmada 6 MV foton enerjisinde açık alan yüzey dozları 5x5 cm<sup>2</sup> alanda % 10.1, 10x10 cm<sup>2</sup> de %16.9, 20x20 cm<sup>2</sup> de %29.07 bulundu. 15 MV foton enerjisinde ise açık alan yüzey dozları 5x5 cm<sup>2</sup> alanda % 5.5, 10x10 cm<sup>2</sup> de %12.7, 20x20 cm<sup>2</sup> de %26.2 bulundu. Ölçüm sonuçları değerlendirildiğinde her iki enerjide, alan boyutu arttıkça yüzey dozlarının beklendiği gibi arttığı görüldü.

Yüzey dozları alan boyutunun artmasıyla birlikte sanal ve fiziksel wedge filtre kullanımında da artmaktadır. Örnek olarak 5x5, 10x10 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında yüzey dozları 30° sanal wedge filtrelerde sırasıyla %10.11, %16.89 ve %29.06, 30° fiziksel wedge filtrelerde ise sırasıyla %8.74, %12.21 ve %20.03'dir. Wedge açısının artışı, sanal wedge için yüzey dozunu değiştirmezken fiziksel wedge için yüzey dozunu azaltır.

Zhu ve arkadaşları (41) 6 MV enerjide markus paralel plan iyon odasıyla yaptıkları ölçümlerde yüzey dozlarını 10x10cm<sup>2</sup> alanda %14.5 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alanda %24.4 bulmuşlardır. Ochran ve arkadaşları (46) 6 MV enerjide silindirik iyon odasıyla yaptıkları ölçümlerde yüzey dozlarını 5x5 cm<sup>2</sup> alanda %11,1, 10x10 cm<sup>2</sup> alanda %17,4 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alanda %28,3 bulmuşlardır. Rapley ve arkadaşları (47) aynı enerjide 10x10 cm<sup>2</sup> de yüzey dozunu ekstrapolasyon iyon odasıyla %16±0,5 olarak bulmuştur. Cheng ve arkadaşları (48) ölçümlerinde ise 10x10 cm<sup>2</sup> de yüzey dozu %18,8'dir. Li ve Klein (49) 'nin aynı enerjide yaptığı ölçümlerde ise yüzey dozu 10x10 cm<sup>2</sup> alanda %12,8 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alanda %24,5 'tir.

Bilge ve arkadaşları (50) yaptığı çalışmada, 5x5, 10x10 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında yüzey dozları 30° sanal wedge filtrelerde sırasıyla %10,36, %15,5 ve %22,04, 30° fiziksel wedge filtrelerde ise sırasıyla %6,84, %11,23 ve %19,82 bulmuştur. Li ve Klein'in (49) ölçümlerinde 10x10 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında 30° sanal wedge filtre yüzey dozları sırasıyla %13,5 ve %26, 30° fiziksel wedge filtre için yüzey dozları %10,4 ve %21,6 bulunmuştur. Zhu (41) ve arkadaşları aynı enerjide yaptıkları ölçümlerde 10x10 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında yüzey dozları 30° sanal wedge filtrelerde sırasıyla %14.5, %24.7, 30° fiziksel wedge filtrelerde ise sırasıyla %10.4 ve %19.2'dir.

Elde edilen sonuçlar 6 ve 15 MV foton enerjilerinde sanal wedge filtre kullanıldığında yüzey dozlarının, özellikle küçük alanlarda, açık alan değerleri ile benzer olduğunu gösterir. Fiziksel wedge filtre kullanıldığında ise yüzey dozlarının açık alana göre azaldığı görülmüştür. Buna bağlı olarak cilt koruyucu etkinin arttığı görüldü. Bunun nedeni fiziksel wedge filtrenin kontamine elektronları soğurması ve daha geniş bir açıyla saçılmalarını sağlayarak, yüzeye ulaşmalarını engellemesi şeklinde açıklanabilir.

Sonuçlar hem sanal hem de fiziksel wedge için literatürle uyumlu bulunmuştur. Ancak görülen küçük farkların, kullanılan cihazların kolimatör yapısından, ölçüm düzeneğinin fiziksel ve dozimetrik özelliklerinden kaynaklandığı düşünülebilir. Sanal wedge filtrelerin çevre ve yüzey dozunun fiziksel wedge filtreye göre daha yüksek bulunması sanal wedge filtrenin dezavantajıdır. Bu durum tedavide foton enerjilerinin cilt koruyucu etkisini azaltarak cilt-cilt altı dokuların daha fazla doz almasına sebep olmaktadır. Buna karşın sanal wedge filtreli alanlarda, açık alana benzer yüzey dozları görülmektedir.

Sonuç olarak;

- Sanal wedge filtrelerin fiziksel wedge filtreye, çevre ve yüzey dozu açısından dozimetrik olarak üstünlüğü yoktur.
- Sanal wedge filtreler set up kolaylığı ve tedavi süresinin kısalması sebebiyle tercih edilebilir.
- Sanal wedge filtreler, fiziksel wedge filtreye göre daha fazla açı alternatifi sunar. Bu planlama açısından avantaj sağlar.
- Sanal wedge kullanımıyla fiziksel wedge benzeri izodoz dağılımı elde edilirken, MU değerinde açık alana göre bir değişim gözlenmez.
- MU artmadığı için tedavi süresi fiziksel wedge kullanımına göre daha kısa olur. Böylece tedavi sırasında hasta ve organ hareketlerinden kaynaklanan set up hataları minimuma indirgenmiş olur.
- Bu çalışmada, sanal wedge filtrelerin uygun kalite kontrol programları oluşturularak tedavilerde güvenle kullanılabilceği görülmüştür
- Sanal ve fiziksel wedge filtreli alanlar arasındaki dozimetrik farklılıklar nedeniyle filtrelerin birbiri yerine kullanımında bu doz farklılıkları dikkate alınmalıdır.

- Yine uygun kalite kontrol programı ile sanal wedge filtreli alanlarda oluşan doz dağılımlarının kararlılığı test edilebilmektedir.
- Ayrıca sanal wedge uygulamalarında önemli rol oynayan tedavi planlama sistemleri ile elde edilen profiller test edildikten sonra rutin uygulamaya geçilmesi önerilmektedir.

## KAYNAKLAR

1. BARON P. Kanser, Doğal yollardan yaralanma kılavuzu. Çeviren: SİRER Z, Alkım Yayınevi, İstanbul, sayfa 70-90, 1999.
2. IRMEY G, JORDAN A. Kanser tedavisinde 110 yöntem. Çeviren: USTA S, Gelecek Atölyesi Yayıncılık ve Eğitim Hizmetleri, İstanbul, sayfa 46-52, 2008.
3. PODGORSAK E.B. Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers and Students Department Of Medical Physics, McGill University Health Centre, Montreal, Quebec, Canada , IAEA, 2005.
4. MADCALSE P, KRON T, HOBAN P. The Physics of Raditherapy X-Ray from Linear Accelerators. Medical Physics Publishing, page 493-505, 2002.
5. PODGORSAK E.B, METCALFE P, VAN DYK J. Medical accelerators, The Modern Technology in Radiation Oncology, Editör: VAN DYK J. A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists, Medical Physics Publishing, Madison, WI page 349-435, 1999.
6. GREENE D, WILLIAMS P.C. Linear Accelerators for Radiation Therapy, Institute of Physics Publishing, Bristol, 1997.
7. GÜRDALLI S, Eksternal Radyoterapide Dozimetri Yöntemleri, Temel Radyoterapi, Radyasyon fiziği ve Radyobiyojoloji kursu, UROK 2002
8. BJARNGARD B.E, VADASH P, ZHU T. Doses near the surface in high-energy x-ray beams. Medical Physics, 22 (4): page 465-468, 1995.
9. KİM S, LİU C.R, ZHU T.C, PALTA J.R. Photon beam skin dose analyses for different clinical setups. Medical Physics, 25 (6): page 860-866, 1998.
10. JAKOBSEN A, IVERSEN P, GADEBERG C, HANSEN J.L, HANSEN M.H. A new system for patient fixation in radiotherapy. Radiother Oncol, 8, page 145-51, 1987.
11. PETTİ P.L. VE ARK, Sources of elektrons contamination for the Cliniac-35 25 MV photon beam. Medical Physics, 10 (6): page 856-861, 1983.
12. FONTENLA D.P, NAPOLİ J.J VE ARK. Effects of beam modifiers and immobilization devices on the dose in the build-up region. International Journal of Radiation Oncology, Biology.Physics, 30 (1): page 211-219, 1994.
13. CARL J, VESTERGAARD A. Skin damage probabilities using fixation materials in high-energy photon beams. Radiotherapy and Oncology, 55, page 191-198, 2000.

14. EMERITUS JVD. Methods for in-vivo dosimetry in external radiotherapy division of radiation physics, 2. Edition, Department Of Radiotherapy University Hospital, Gasthuisberg-France, page 1-60, 2006.
15. Central axis Depth dose data for use in radiotherapy: British Journal of Radiology Supplement 25, 1996.
16. KHAN F.M. The Physics of Radiation Therapy Editörler: Lippincott Williams, Wilkins, Philadelphia, 3rd edition, page 205-209, 2003.
17. James P, Srinivasan V, Carlos A, Perez, Levitt S. Medical Radiology :Radiation Oncology, Editörler: Brady L, Philadelphia H, Heilmann P, Hamburg M. Munich Physics of Treatment Planning in Radiation Oncology. page 79
18. SHARMA S.C. Head Of Department of Radiotherapy PGIMER Seminar on Beam Modification Devices, 2009.
19. DEMİR A. Lineer Hızlandırıcılarda Elde Edilen X-Işınlarıyla Kanser Tedavisi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, sayfa 130, 2002.
20. PEREZ C.A, BRADY L.W. Principles and practice of radiation oncology. Editör: Lippincott J.B. Londra, 2nd edition, page 138-190, 1991.
21. AKMANSU M, BORA H. Radyasyon onkolojisi genel bilgiler kitabı, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi 20.Yıl Yayınları, Ankara, 1-14, sayfa 15-30, 31-53, 1999.
22. CHAO C.K, PEREZ C, BRADY LW. Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları, Çevirenler: Gemici C, Mayadağlı A, Parlak C. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, sayfa 15-28, 2004.
23. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). Determination of absorbed dose in patients irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures. Report 24, 2004.
24. BROWN L.H, SIDDON R.L, BJARNGARD B.E. Scatter dose for wedged fields. Physics and Medical. Biology: 32(10), page 1321-1326, 1987.
25. KNÖÖS T, WITTGREN L. Which depth dose data should be used for dose planning when wedge filters are used to modify the photon beam. Physics and Medical. Biology,36(2), page 255-267, 1991.
26. KIJEWski P.K, CHIN L.M, BJANGARD B.E. 'Wedge Shaped Dose Distributions by Computer Controlled Collimator Motion' Medical Physics; 5(5), 1978.

27. LEAVITT D.D, MARTIN M, MOELLER J.H, LEE W.L. Dynamic Wedge Field Techniques Through Computer- Controlled Collimator Motion and Dose Delivery. Medical Physics; 17(1), 1990.
28. MAYLES P, NAHUM A, ROSENWALD J.C. 'Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice'. Taylor& Francis, 2007.
29. ÖZBEK N. Yüksek Enerjili X-Işınları Demetlerinde Kullanılan Kama Filtrelerin Yüzey Dozuna Etkisinin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2007.
30. GERBİ B.J, KHAN F.M. Measurement of Dose in the Buildup Region Using Fixed-Separation Plane-Parallel Ionization Chambers. Medical Physics; 17(1), 1990.
31. MİLİKEN B.P. The Omni-Wedge: A Method to Produce Wedged Fields at Arbitrary Orientations, Medical Physics; 23(3), page 337, 1996
32. [www.siemens.com/healthcare](http://www.siemens.com/healthcare)
33. PTW-FREIBURG, User Manual Semiflex Ionization Chambers Type 31010, 2006-07.
34. PTW-FREIBURG, User Manual Farmer Ionization Chambers Type 30010, 2006-09.
35. PTW-FREIBURG, User Manual Markus Ionization Chambers Type 23343, 2006-07.
36. PTW Ionizing Radiation Detectors 2006/2007 PTW-Freiburg 2006
37. PTW Water phantom Installation Manual 2004 PTW-Freiburg 2004
38. GÜRSOY O, KEMİKLER G, DEMİR D, ÇAKIR A, İNCEKARA O, Yüksek enerjili foton huzmeleri için 'wedge' faktörlerinin derinlik ve alan bağımlılıklarının araştırılması. Türk Onkoloji Dergisi:17(2), sayfa 80-85, 2002.
39. YEON-SİL K , SUNG-WHAN K , SEİ-CHUL Y , JUNG-SEOK L, SEOK-HYUN S , IHL-BONG C. Comparison of virtual wedge versus physical wedge affecting on dose distribution of treated breast and adjacent normal tissue for tangential breast irradiation. Journal of the Korean Society for Therapeutic Radiology and Oncology 22(3), page 225-233, 2004.
40. KUEİ-HUA L, JAO-PERNG L, MU-TAİ L, TİEH-CHİ C. Comparing virtual with physical wedge for the transmission factors. International Radiation Protection Association ,7(64) page 1-3
41. ZHU X, GİLLİN M, JURŠİNİĆ A, LOPEZ F, GRİMM D, ROWND J. Comparison of dosimetric characteristics of Siemens virtual and physical wedges. Medical Physics: 27(10), page 2267-2277, 2000.

42. SANTVOORT J. Dosimetric evaluation of the Siemens Virtual Wedge, *Physics and Medical Biology*: 43, page 2651–2663,1998.
43. RICHARD A, BREZOVICH , DUAN J, SHEN S, PAREEK P, Determination of field size dependent wedge factors from a few selected measurements. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*: 6(1), page 1-10, 2005.
44. MCGHEE P, CHU T, LESZCZYNSKI K, DUNSCOMBE P. The Siemens Virtual Wedge. *Medical Dosimetry*: 22(1), page 39-41, 1997.
45. GIBBONS J, VASSY D. Calculation of virtual wedge factors for symmetric and asymmetric photon fields, *Medical Physics*: (25), page 188, 1998.
46. OCHRAN T, BOYER A, NYERICK C, OTTE V. Dosimetric characteristics of wedges mounted beyond the blocking tray. *Medical Physics*: 19(1), page 187-194, 1992.
47. RAPLEY P. Surface dose measurement using TLD powder extrapolation. *Medical Dosimetry*: 31(3), page 209-215, 2006.
48. CHENG C, TANG W, DAS I. Beam characteristics of upper and lower physical wedge systems of Varian accelerators. *Physics and Medical Biology*: 48, page 3667-3683, 2003.
49. LI Z, KLEIN E. Surface and peripheral doses of dynamic and physical wedges, . . *International Journal of Radiation Oncology, Biology. Physics*. 37 (4), page 921-925, 1997.
50. BILGE H, OZBEK N, OKUTAN M, CAKIR A, ACAR H , Surface dose and build-up region measurements with wedge filters for 6 and 18 MV photon beams, *Journal of Radiology*, 28, page 110–116, 2010.



## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında yardım ve desteklerini esirgemeyen başta sayın hocam Prof. Dr. Lütfi ÖZKAN'a, tez danışmanım Prof. Dr. Gökay KAYNAK'a, tez çalışmamda ve klinik içi eğitimimde bana destek veren Uzm. Fiz. Ali ALTAY'a ve mesleki bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen Uzm. Fiz. Abdullah YEŞİL'e sabrı, hoşgörüsü ve desteği için teşekkür ederim.

Ders aldığım bütün öğretim üyelerine ve tez ölçümleri sırasında beni yalnız bırakmayan başta Özlem BÜYÜKAVCI olmak üzere tüm mesai arkadaşlarıma,

Her zaman yanımda olan, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen annem Memnune ŞENGÜL ve babam İsmail ŞENGÜL'e, ayrıca ablam Aylin GÜMÜŞALAN ve nişanlım Burhan ŞAHİN'e en içten dileklerimle teşekkür ederim.

## ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Bursa'da doğdum. İlk öğretimimi Namazgah İhsan Dikmen İlköğretim Okulu'nda tamamladıktan sonra orta eğitime Bursa Erkek Lisesi'nde devam ettim. 2005 yılında Dumlupınar Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik bölümüne başladım ve 2009 yılında mezun oldum. 2009 yılında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Tıbbi Radyasyon Fiziği yüksek lisans programına başladım. Başladığım günden bu yana Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında gönüllü olarak çalışmaktayım.