



T. C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI LİNEER HIZLANDIRICILAR İÇİN SERROBEND ALAŞIM
BLOKLARI İLE ÇOK YAPRAKLI KOLİMATOR SİSTEMLERİNİN
DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI**

Özlem BÜYÜKAVCI

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Bursa-2011



T. C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI LİNEER HIZLANDIRICILAR İÇİN SERROBEND ALAŞIM BLOKLARI
İLE ÇOK YAPRAKLI KOLİMATOR SİSTEMLERİNİN DOZİMETRİK
KARŞILAŞTIRILMASI

Özlem BÜYÜKAVCI

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Danışman: Prof. Dr. Lütfi ÖZKAN

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. Serrobend Alaşım Bloklar	4
2.2.1. Koruma blok geçirgenlik faktörü.....	5
2.2.2. Koruma bloklarının kalınlığı	5
2.3. Çok Yapraklı Kolimatör, ÇYK (Multileaf Collimatör, MLC).....	6
2.3.1. ÇYK'lerin dozimetrik özellikleri.....	7
2.3.1.1. Lifler arası sızıntı.....	7
2.3.1.2. Lif geçirgenliği	7
2.3.1.3. Tongue-Groove Etkisi	8
2.3.1.4. Penumbra ve odaklama özellikleri	9
2.4. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)	10
2.5. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radioteraphy, IMRT) .	10
2.6. DOZİMETRİK PARAMETRELER	11
2.6.1. Yüzde Derin Doz(%DD)	11
2.6.2. Doz verimi	11
2.6.3. Penumbra	11
2.6.4. Kalite İndeksi (D20/10, TPR20/10).....	11
2.6.5. Doz profil.....	11
2.6.6. Doku fantom oranı (TPR) ve doku maksimum doz oranı (TMR)	12
3. GEREÇ VE YÖNTEM	13
3.1. Gereç	13
3.1.1. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcılar	13
3.1.1.1. Siemens Mevatron Lineer Hızlandırıcı	13
3.1.1.2. Simens Artiste Lineer Hızlandırıcı (160 ÇYK).....	14

3.1.2. Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı (82 ÇYK).....	15
3.1.3. MEPHYSTO mc ²	16
3.1.4. Su fantomu.....	16
3.1.5. Semiflex iyon odası	17
3.1.6. Farmer iyon odası	17
3.1.7. 60008 Diyod	18
3.1.8. 2D-Array.....	18
3.1.9. Katı su fantomu.....	18
3.1.10. Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi (BTPS)	19
3.2. Yöntem.....	19
3.2.1. ÇYK alanlarının ve koruma bloklarının oluşturulması	19
3.2.2. Kalite indeksi TPR ²⁰ ₁₀	21
3.2.3. Yüzde derin doz.....	21
3.2.4. Penumbra	21
3.2.5. ÇYK-serrobend blok geçirgenlik ölçümleri	22
3.2.6. ÇYK sızıntı ve geçirgenlik ölçümleri	22
3.2.7. Tongue-groove etkisi	22
4. BULGULAR.....	24
4.1. Kalite İndeksi	24
4.2. Yüzde derin doz	24
4.3. Doz profilleri.....	27
4.4. ÇYK- serrobend blok geçirgenlik değerleri.....	36
4.5. ÇYK sızıntı ve geçirgenlik ölçümleri	37
4.6. Tongue-groove etkisi	38
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	40
6. KAYNAKLAR	44
7. TEŞEKKÜR	47
8. ÖZGEÇMİŞ.....	48

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Linak: Linear Accelerator:

3BKRT: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

ÇYK: Çok Yapraklı Kolimatör

cGy: Santi Gray

d_{maks} : Doz Maksimum Noktası

HVL: Yarı Değer Kalınlığı

IMRT: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

IGRT: Görüntü klavuzunda Radyoterapi

CBCT: Cone Beam Computed Tomography

ART: Adaptif Radyoterapi

MeV: Milyon elektron Volt

MU: Monitor Unit

MV: Milyon Volt

SDD: Kaynak Dedektör Mesafesi

SAD: Kaynak Eksen Mesafesi

SSD: Kaynak Cilt Mesafesi

%DD: Yüzde Derin Doz

TMR: Doku Maksimum Oranı

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

TPR_{10}^{20} : Demet kalitesi birimi

ÖZET

Son yıllarda radyoterapi cihaz ve tekniklerinin gelişimiyle serrobend alaşım bloklarıyla oluşturulan tedavi alanları yerini çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemine bırakmaktadır. Bu çalışmanın amacı, serrobend alaşım blokları ve ÇYK sistemi ile oluşturulan koruma alanlarının dozimetrik olarak karşılaştırılması ve iki farklı ÇYK sistemine sahip lineer hızlandırıcının lifler arası sızıntı, lif geçirgenliği ve tongue-groove etkisi gibi dozimetrik özelliklerini incelemektir.

Çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında bulunan Siemens MD2 ve Siemens Artiste tedavi cihazları ile Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesi kliniğinde bulunan Siemens Primus tedavi cihazı kullanıldı.

Blok ile tedavi alanı şekillendirmesi sağlayan Siemens MD2 ile ÇYK sistemine sahip Siemens Artiste cihazları için, farklı enerji ve farklı alan büyüklüklerinde oluşturulan koruma alanlarının, %DD eğrileri, doz profilleri ve penumbra değerleri araştırıldı.

Bununla beraber ÇYK'lerin kendi içlerinde oluşturdukları iç-dış-merkezi yerleşim pozisyonlarının dozimetrik analizi yapıldı. Ayrıca Siemens Artiste ve Siemens Primus tedavi cihazları için lifler arası sızıntı, lif geçirgenliği ve tongue-groove etkisi gibi liflerin karakteristik özellikleri incelendi. Ölçümlerde PTW Farmer, Semifleks iyon odaları , Diyod dedektör, PTW Unidos elektrometre, katı su fantomu, 2D-Array ve MP3-M su fantomu kullanıldı.

İlk olarak serrobend alaşım bloğu ve ÇYK sistemi ile oluşturulan koruma alanlarının yüzde derin doz ve penumbra değerleri incelendi. Yapılan ölçümlerde, aynı enerjilerde yüzde derin dozun değişmediği gözlemlendi. Serrobend alaşım bloklarının penumbra değerleri, ÇYK sisteminin penumbra değerlerinden daha küçük bulundu. ÇYK'lerin kendi içlerinde geometrik olarak farklı konumlarının dozimetrik analizi yapıldı. Bunun sonucunda, iç yerleşim konumunun daha fazla penumbraya sahip olduğu görüldü. Farklı ÇYK sistemlerine sahip Siemens Artiste ve Siemens Primus için lif sızıntısı, lif geçirgenliği ve tongue-groove etkisi gibi ÇYK'lerin karakteristik özellikleri incelendi ve bunun sonucunda Siemens Primus cihazının sızıntı ve geçirgenlik değeri, Siemes Artiste cihazından yaklaşık iki kat daha fazla bulundu. Tongue-groove etkisinin neden olduğu doz düşüşü Siemens Artiste için %19; Siemens Primus için %25 olarak bulundu.

Sonuç olarak YK'ler pratiklik, yeni tedavi tekniklerine uygunluk göstermesi ve blok dökümünden kaynaklanan hataların olmaması açısından, serrobend bloklara göre daha avantajlıdır.

YK sisteminin dozimetrik özelliklerini test etmek ve düzenli bir şekilde kalibrasyonlarını yapmak, IMRT ve IGRT gibi tedavi modalitelerini uygulama açısından önem arz etmektedir. Bu nedenle, YK sızıntı ölçümlerinin her yeni cihaz alımında yapılması ve her yıl kontrol edilerek planlama bilgisayarına yeniden girilmesi gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: radyoterapi, serrobend alaşım blok, ok yapraklı kolimatör, lifler arası sızıntı, lif geirgenliği, tongue-groove etkisi, yoğunluk ayarlı radyoterapi

SUMMARY

Dosimetric comparison of cerrobend alloy blocks and multileaf collimator systems for different linear accelerators.

In recent years along with the development of linear accelerators and radiotherapy technique, treatment fields which created with cerrobend alloy blocks, replaced by the MLC system. The aim of this study is to compare the treatment fields created by cerrobend alloy blocks and MLC system and to investigate dosimetric characteristics of MLC system such as inter-intra leaf leakage and tongue-groove effect.

In this study, we used Siemens MD2 and Siemens Artiste linear accelerator in Uludağ University faculty of medicine and Siemens Primus linear accelerator in Ali Osman Sonmez Hospital. % DD, dose profiles and penumbra values of different field sizes in different energies are analysed for Siemens MD2 and Siemens Artiste that use blocks and MLC to create treatment fields, respectively.

Furthermore, internal thread central layout positions of MLC's dosimetric analyses were done and leaf characteristics such as inter-intra leaf leakage and tongue-groove effect were examined for Siemens Artiste and Siemens Primus. PTW Farmer, Semiflex ion chambers, diode detector, PTW Unidos electrometer, solid water phantom, 2-D Array and MP3-M water phantom were used in measurements.

Primarily, percentage depth dose and penumbra values of the fields created using cerrobend alloy blocks and MLC's. It was observed that percentage depth dose stayed constant in same energies. Penumbra values of cerrobend alloy blocks were smaller than the MLC's. Dosimetric analysis of different geometric positions of MLC's were done and it was observed that the positions of internal layout has much penumbra. Dosimetric characteristics of MLC system such as inter-intra leaf leakage and tongue-groove effect were investigated for Siemens Artiste and Siemens Primus and inter-intra leaf leakage value of Siemens Primus was double the amount of Siemens Artiste's. Dose reduction caused by tongue-groove effect was 19% for Siemens Artiste and 25% for Siemens Primus.

In conclusion, MLC's have more advantages than the cerrobend blocks such as practicality, convenience for new treatment techniques and proper block shape. It is very important to test the dosimetric property of MLC system and calibrate regularly for using new radiotherapy modalities such as IMRT and IGRT. Therefore, MLC leakage

measurements should be done for a new linac and checked once in a year and updated on treatment planning system.

Key Words: radiotherapy, cerrobend alloy block, multileaf collimator, interleaf leakage, intraleaf leakage, tongue-groove effect, intensity modulated radiotherapy

GİRİŞ

Modern radyoterapide temel amaç hedef volüme tümör kontrolü için gerekli olan maksimum doz verilirken, radyasyon alanı içinde kalan sağlıklı dokuların mümkün olan en düşük dozu almasını sağlamaktır. Böylece uygun tedavi alanları kullanılarak tümörü oluşturan hücreler ortadan kaldırılırken sağlıklı dokular minimum zarar görür. Yüzyılı aşkın bir süredir kullanılan radyoterapi, tedavi teknikleri, kullanılan cihazlar, bilgisayar destekli planlama sistemleri ve lineer hızlandırıcı demet şekillendirme sistemlerinin gelişimiyle beraber günümüzde de etkin bir şekilde kullanılmaktadır (1).

Radyasyon alanının hedef volümü yeterli derecede sarması istenirken, hayati organlara tolerans sınırının altında dozun ve normal dokulara minimum dozun verilmesi gereklidir. Tedavi alanlarındaki bu sınırlamalar için yüksek yoğunlukta soğurucu bloklar kullanılır (2). Teknolojinin gelişmesiyle birlikte fokalize olarak dökülen koruma bloklarının yerini “Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK)” sistemleri almaktadır. Üç boyutlu konformal radyoterapinin (3BKRT) yanı sıra, özellikle IMRT ve IGRT gibi çoklu segment alanları kullanılan modern tedavi tekniklerinde ÇYK sistemine gereksinim vardır.

ÇYK, serrobend blok korumasından farklı olarak hedef dokuyu daha konformal bir şekilde sarar ve böylece sağlıklı çevre doku koruması daha iyi sağlanmış olur. Ayrıca bireysel blokların hazırlanması zahmetli ve zaman alıcı bir işlemdir. ÇYK ile blok hazırlama işlemi de ortadan kaldırılmıştır.

ÇYK sistemi birbirinden bağımsız olarak hareket edebilen tungsten liflerden oluşmuştur. Bu lifler farklı kalınlıkta ve farklı sayıda olabilir. Serrobend alaşım bloklarından farklı olarak, ÇYK sisteminde bitişik lifler arasındaki doz sızıntısı dezavantajdır. Doz sızıntısı “Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)” gibi çoklu segment kullanılan tedavilerde çok önemli bir faktördür. ÇYK deki bu sızıntıyı engellemek için ticari firmalar tarafından farklı lif dizaynları geliştirilmiştir. Bunlardan biri de “tongue-groove” dizayndır. Son yıllarda bu konuyla ilgili çalışmalar oldukça artmıştır (3-5).

Bu çalışmada, 6 ve 15 MV X-ışını enerjileri için alan içerisinde koruma görevi yapan ÇYK ile serrobend blokların farklı alan tipleri ve koruma şekilleri açısından dozimetrik analizi yapılmıştır. Aynı zamanda 6 MV X-ışını enerjisi için, farklı ÇYK sistemlerinin geçirgenlik, sızıntı ve “tongue-groove” etkisi gibi karakteristik özelliklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

GENEL BİLGİLER

2.1. Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazları

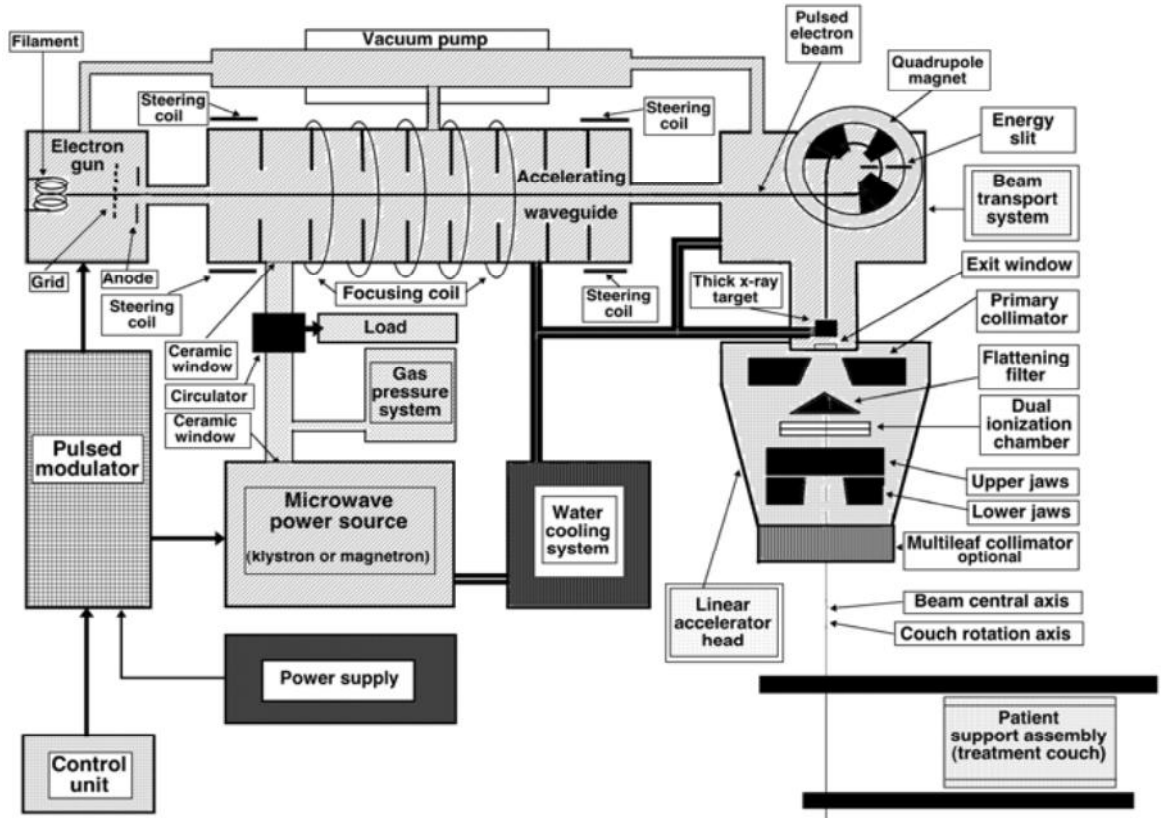
Lineer hızlandırıcılar elektrik enerjisini radyasyon formuna dönüştüren cihazlardır. Elektrik enerjisi bir dizi işleme tabi tutulur ve elektron yada foton formunda radyasyon üretilir. İlk medikal lineer hızlandırıcı 1952 yılında Londra'daki Hammersmith hastanesinde kurulmuştur ve bu cihazla ilk tedavi 1953 yılında 8 MV'luk X-ışınlarıyla yapılmıştır (6).

Lineer hızlandırıcının modülatör olarak adlandırılan birimi, bir doğru akım güç kaynağı tarafından beslenir ve yüksek voltaj sinyalleri oluşturur. Sinyaller eş zamanlı olarak elektron tabancasına da verilir ve burada üretilen 50 keV'lik elektronlar hızlandırıcı tüp içerisine gönderilir. Bu sırada magnetron veya klistron denilen dalga üreticileri tarafından oluşturulan 3000 MHz frekanslı mikrodalgalar da hızlandırıcı tüp içine gönderilir. Elektronlar, tıpkı bir sörfçüye benzer hızlanma işlemiyle sinüzoidal elektrik alanından enerji kazanırlar. Hızlandırma esnasında elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar bulunur. Daha küçük boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar 90° veya 270° saptırıcı magnetler yardımı ile saptırılır. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık 5 MeV'dir. Elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde direkt olarak kullanılabilir veya yüksek erime noktasına sahip bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X-ışınları üretilir (7). Elde edilen X-ışınları düzleştirici filtre yardımıyla homojen bir yapıya dönüştürülür. Sabit olan birincil kolimatörlerden geçerek ilerleyen X-ışınları, referans iyon odalarından geçerek doz değerlerinin istenilen seviyede olup olmadığı tespit edilir. Kama filtre, taşıyıcı blok sistemi veya hareketli kolimatör yapılarıyla demet şekillendirilerek hedef bölgeye yönlendirilir (6). Modern Lineer hızlandırıcılarda, hareketli kolimatör yapısını çok yapraklı kolimatörler oluşturur (Şekil-1) (8).



Şekil-1. Çok Yapraklı Kolimatör sistemi (8)

Lineer hızlandırıcının kafa kısmının tümüne “gantri” adı verilir. İçerisinde birincil kolimatörler, kama filtre, düzleştirici filtre, hareketli kolimatörler, saçıcı filtre ve iyon odaları gibi parçaların tümünü barındırır (Şekil-2). Gantri yatay ekseninde 360 derece dönebilme yeteneğine sahiptir.



Şekil-2. Lineer Hızlandırıcının şematik gösterimi (6)

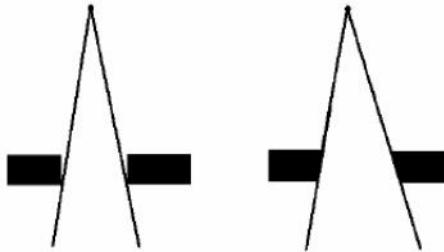
Gantrinin içerisinde yer alan ve tedavi alanının şekillendirilmesini sağlayan, yere paralel olarak 360 derece dönebilen metal çenelerin tümüne “kolimatör” adı verilir. İki

adet x-eksenini ve iki adet y-eksenini şekillendirmekte kullanılan toplam dört adet çeneden oluşur. Kolimatör çenelerinin birbirinden bağımsız hareket etme özelliğinden yararlanarak, “x” ya da “y” çenelerini birbirinden bağımsız olarak açarak tedavi alanının şekillendirilmesine “asimetrik kolimasyon” adı verilir (2, 9). Modern medikal lineer hızlandırıcılar, yatay eksen (gantri ekseni) çevresinde dönebilir. Kolimatör ekseni de düşey düzlemde hareket eder. Eşmerkez, gantri ekseni ve kolimatör ekseninin kesişme noktasıdır.

Kaynak ile cilt arasındaki uzaklığa SSD (Source-Skin Distance) adı verilir. Kaynak ile eksen arasındaki uzaklık ise SAD (Source-Axis Distance) olarak adlandırılır (2).

2.2. Serrobend Alaşım Bloklar

Radyasyon alanı içindeki kritik organların korunması, radyoterapinin en önemli konuları arasındadır. Radyasyon alanının hedef volümünü yeterli derecede kaplaması istenirken, hayati organlara tolerans sınırının altında dozun ve normal dokulara minimum dozun temini gereklidir. Tedavi alanlarındaki bu sınırlamalar için yüksek yoğunlukta soğurucu bloklar kullanılır (2, 8). Kurşun, foton soğurma katsayısı en yüksek olan elementtir. Fakat erime sıcaklığı Serrobend alaşıma göre yüksektir ve ticari anlamda pahalıdır. Bu nedenle radyoterapi merkezlerinde saf kurşun yerine Serrobend alaşım bloklar kullanılmaktadır. Serrobend alaşım bloklar, %50 bizmut, %26.7 kurşun, %13.3 kalay, %10 kadmiyum içermektedir. 70°C gibi düşük erime sıcaklığına sahip olduğundan dolayı, çok çabuk eritilip tekrar kullanılmaktadır (6). Serrobend kalıplar, koruma bloğu içeren her alan için özel olarak hazırlanmakta ve ışının diverjans açısı ile gelmesi ve ışınlanan alanda oluşan penumbradan dolayı odaklı olarak dökülmektedir (Şekil-3). Penumbra (yarı gölge), ışınlanan alanda oluşan % 20 ile % 80 lik izodozlar arasındaki mesafedir (6, 10).



Şekil-3. Fokelize ve düz dökülen blokların gösterimi (6)

Fiziksel olarak koruma blokları fokalize yerine düz döküldüğü takdirde ışınlanan alanın koruma bloğu kenarında ani doz düşüşü olmayacağından, penumbra mesafesi daha uzun olacaktır. Bunun nedeni, fotonun düz koruma bloğu içinde çarpışmadan kat edebileceği mesafenin daha kısa olması, koruma bloğunda yeteri kadar soğurulmadan ışınlanan alana daha fazla doz bırakabilir.

2.2.1. Koruma blok geçirgenlik faktörü

Blokların radyasyon alanı içindeki konumunun doğru bir şekilde yerleştirilmesi için transparan plastik bir tepsi kullanılır (2, 11, 12). Blok için zayıflama, radyasyon alanı içine ışın merkezi ekseninde bir iyon odası yerleştirilerek ölçülür. Blok geçirgenlik faktörü; blok varken alınan iyon odası sinyalinin, blok yokken alınan iyon odası sinyalinin birbirine oranına eşittir.

$$\text{Blok Geçirgenlik faktörü (BGF)} = \text{Bloklu alan dozu} / \text{Açık alan dozu} \quad (2)$$

Geçirgenlik; blok materyaline, blok kalınlığına, blok genişliğine, alan boyutuna ve enerjiye bağlıdır. Bu bloklar, ışın enerjisinin karakteristik özelliklerini değiştirirler.

2.2.2. Koruma bloklarının kalınlığı

Işın kalitesi ve bloktan izin verilen geçirgenlik oranına göre, korunacak alanlara yeterli koruma sağlayacak kurşun kalınlığı tespit edilir. Birçok klinik durumda, primer ışın içine yerleştirilen serobend blokların, %5'in altındaki geçirgenliği kabul edilebilir bir durumdur. Bu geçirgenliği sağlamak için, eğer HVL (yarı tabaka kalınlığı) sayısı n ise,

$$1/2^n = 0.05$$

$$2^n = 1/0.05 = 20$$

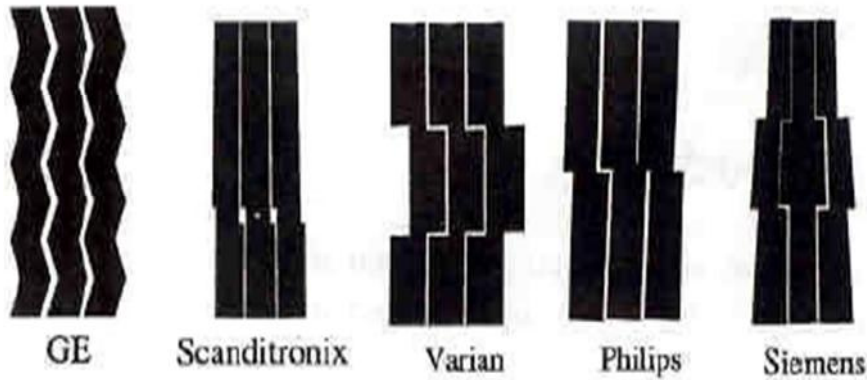
$$n \log 2 = \log 20$$

$$n = 4.32$$

n = 4.32 olduğundan, 4.5-5 HVL kalınlığında kurşun ile %5'den az primer ışın geçirgenliği sağlanacaktır (2). Koruma 5 HVL veya 6 HVL ile yapılır. Gerçek doz seviyesi tahmin edilen doz seviyesinden genellikle yüksektir. Bunun nedeni bloğun yüzeyinden alanın açık kısmına doğru saçılmanın olmasıdır (9).

2.3. Çok Yapraklı Kolimatör, ÇYK (Multileaf Collimatör, MLC)

Tedavide düzenli veya düzensiz alan oluşturmak için birçok liften oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen sistemlerdir. İlk kez 1960'ların başında Takahashi tarafından geliştirilmiş ve günümüze kadar oldukça yol kat etmiştir (4). Radyoterapide, IMRT gibi yeni tedavi tekniklerinin gelişmesine büyük fayda sağlamıştır. Üreticiye göre değişen tiplerde ÇYK'ler üretilmektedir (Şekil-4).



Şekil-4. Farklı firmaların ÇYK dizaynları (6)

ÇYK, serrobend blok korumasından farklı olarak hedef dokuyu daha konfomal bir şekilde sarar ve böylece sağlıklı çevre doku koruması daha iyi sağlanmış olur. Aynı zamanda bireysel blokların hazırlanması zahmetli ve zaman alıcı bir işlemdir. ÇYK ile blok hazırlama işlemi de ortadan kaldırılmıştır. ÇYK sisteminin avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir;

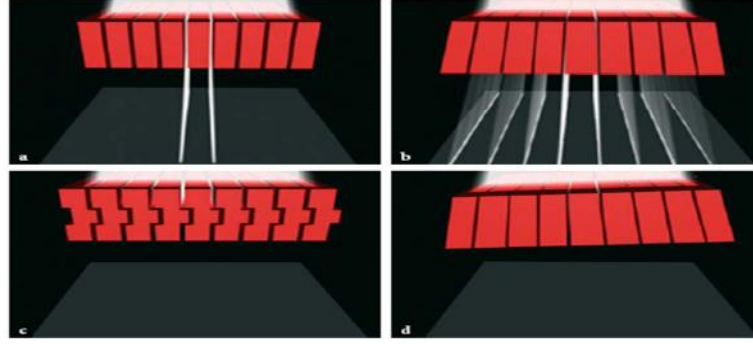
- Alan şekli bilgisayar ile otomatik olarak hazırlanır.
- Zamandan da tasarruf sağlanır.
- Depolama sorunu yoktur.
- Hasta başına ek bir maliyet getirmez.
- Verifikasyon sistemi ile hata payı minimuma iner.
- IMRT de olmazsa olmazdır.

2.3.1. ÇYK'lerin dozimetrik özellikleri

ÇYK performans ve kalitesi; lifler arası sızıntı, lif geçirgenliği, tongue-groove etkisi, penumbra gibi dozimetrik özelliklerine bağlıdır (13).

2.3.1.1. Lifler arası sızıntı

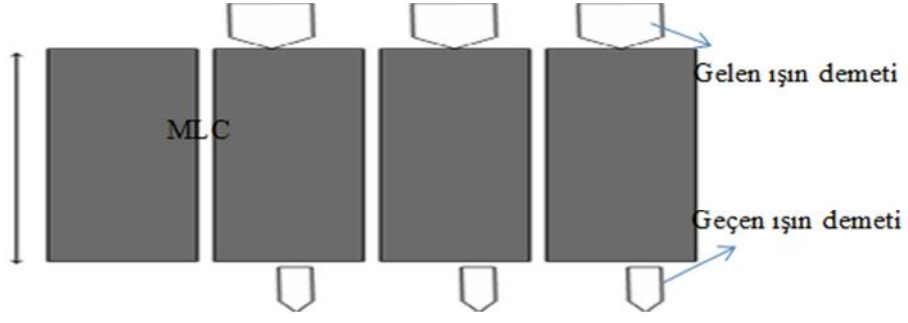
Liflerin birbirine sürtünmesini engellemek için aralarında yaklaşık 0,1 mm' lik küçük bir gap olmalıdır. Bu gap, yaklaşık %4'ün altında tutulması gereken sızıntı radyasyonuna yol açar. Şekil 5'de görüldüğü gibi bu durum özellikle fokuslama için trapezoid bir kesite sahip olan liflerde problem olmaktadır. Lifler arası sızıntıyı minimum seviyede tutmak için üretici firmalar şekil 5.c'de görüldüğü gibi tongue-groove dizaynını kullanmaktadırlar. Lifler arası sızıntıyı azaltmanın diğer bir yolu da şekil 5.d'de gösterildiği gibi ışın diverjansına uygun olarak tüm liflere hafif bir eğim vermektir (2).



Şekil-5. Lifler arası sızıntıyı engellemek için farklı lif dizaynları (2)

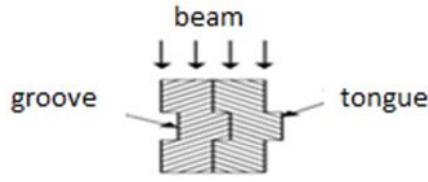
2.3.1.2. Lif geçirgenliği

Linakların ayarlanabilir kolimatörleri ÇYK'lerle yer değiştirdiğinde ÇYK'lerin kişiye özel bloklarla aynı attenüasyonu (<5% veya 4 ile 5 HVL arası) sağlaması beklenir (Şekil-6). Bununla birlikte ÇYK'ler bağımsız hareket edebilen liflerden oluştuğundan lifler arası sızıntı da dikkate alındığında yukarıdaki attenüasyondan daha düşük bir attenüasyona sahip olmalıdırlar. 4 veya 5 HVL kriteri yaklaşık 5 cm kalınlığında tungsten karışımla sağlanabilmektedir. %5 olan bu transmisyon kriterini %1'e düşürmek için tungsten alaşımın kalınlığını yaklaşık 2,5 cm artırmak yeterli olur (2).



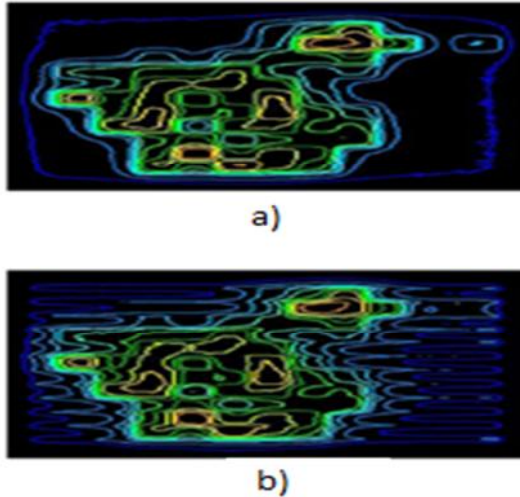
Şekil-6. ÇYK geçirgenliğinin şematik gösterimi

2.3.1.3. Tongue-Groove Etkisi



Şekil-7. Tongue-Groove etkisi (14)

Komşu ÇYK çiftleri arasındaki sızıntıyı azaltmak için dizayn edilen kolimatörlerden gelen etkidir. “Tongue” dil, “groove” oluk anlamına gelmektedir (Şekil-7). Birçok firma lifler arası sızıntıyı engellemek amacıyla tongue-groove dizaynını kullanır. Özellikle IMRT gibi tedavilerde lif sızıntısı çok önemlidir ve tongue-groove dizaynından kaynaklanan doz düşüşü izodoz dağılımını olumsuz yönde etkileyebilir (14). Şekil 8-b.’de tongue-groove dizaynı olmadan izodoz dağılımının nasıl değiştiği gösterilmektedir.

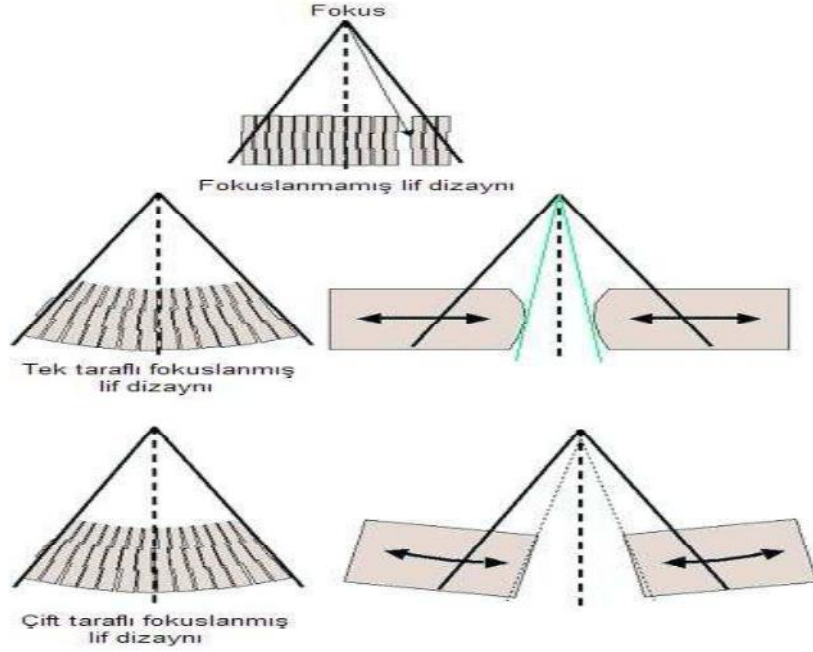


Şekil-8. IMRT izodoz dağılımları (a: Tongue-Groove etkisi olmadan, b: Tongue-Groove etkisinin varlığında) (14)

2.3.1.4. Penumbra ve odaklama özellikleri

Hedef volüm ve sağlıklı dokular arasında hızlı bir doz gradiyenti oluşturmak için penumbra mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Bu yüzden penumbra tedavi cihazlarının dizaynına bağlı olan önemli bir parametredir.

Penumbra öncelikle kolimatör çenelerinin kaynağa ve hasta yüzeyine göre pozisyonuna ve kaynağın çapına bağlıdır. Kural olarak küçük penumbra elde etmek için kaynağın çapı mümkün olduğunca küçük (yeni linaklarda 2-3 mm) olmalı ve kaynak ile kolimatör arasındaki mesafe ise olabildiğince büyük olmalıdır. İkinci olarak penumbra kolimatör kenarlarının yapısına da bağlıdır. ÇYK'den oluşan bir kolimatörde penumbranın küçük olması için lif pozisyonundan bağımsız olarak lif kenarları kaynağa doğru yönelmelidir. Bu özellik odaklama olarak adlandırılır (Şekil-9). Odaklama özellikleri paralel, tek odaklı ve çift odaklı olmak üzere gruplanır (6).



Şekil-9. Çok yapraklı kolimatör tipleri (2)

Paralel lifler, birbirine paralel kenarlara sahip liflerden oluşur. Tek odaklı liflerin uçları genellikle yuvaraktır. Çift odaklı liflerin ise huzme diverjansına uyan uçları vardır. Lifler dairesel bir ark üzerinde hareket ederler. Çift odak özelliği nokta kaynaktan huzme yayılırken huzme diverjansına uygun hareket etme özelliği sağlar. Böylece küçük penumbra elde edilebilir. Alana bağlı olarak penumbra değişimleri tedavi planlama

bilgisayarına yüklenmelidir (15). Bu durum özellikle IMRT’de küçük alt alanlar kullanıldığında önem kazanmaktadır (16).

2.4. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)

3BKRT, BT ile çekilen 3 boyutlu anatomik bilgilere dayanan, hedef volümdeki doz dağılımını daha homojen tutan ve normal dokulara minimum doz veren tedavi şeklidir (2). Bu teknik, fiziksel ve biyolojik klinik sonuçları bakımından tercih edilen en iyi tedavi şekillerindedir. Konformal radyoterapi, koruma bloklarının veya ÇYK sistemindeki liflerin yerleştirilmesi, saha boyutlarının seçilmesi, huzmenin yönlendirilmesi ile hedef volüme mümkün olan en yüksek dozu verirken, normal dokunun istenmeyen radyasyondan korunmasını sağlar.

2.5. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radioteraphy, IMRT)

IMRT radyoterapidaki teknolojik gelişmelerle birlikte kanser tedavisinde yaygın olarak kullanılan ve konformal tedaviye göre birçok avantajı bulunan bir metottur. Kanserli dokuya maksimum doz verilip, sağlıklı çevre dokulara minimum düzeyde ışın verilerek yüksek korunma sağlanabiliyor olması IMRT tedavisinin en büyük avantajıdır. Konformal radyoterapi ile IMRT arasındaki temel farklılıklardan biri ışın yoğunluğunun değişken olmasıdır. Çünkü 3BKRT’de belirlenen tedavi alanına, kullanıcı tarafından belirtilen açılarda ve eşit yoğunluktaki ışınlar ile ışınlama yapılır. IMRT’de ise belirlenen tedavi alanına, bir çok açıda ve her bir açı için değişik “segment” lerden oluşan farklı yoğunluktaki ışınlar ile ışınlama yapılır (2).

Çok yapraklı kolimatörlerin IMRT planlamasındaki kullanımı iki farklı şekilde olabilir:

“Step and shoot” tekniği: Her IMRT alanı bir dizi sabit alan segmentine ayrılır ve ayarlanmış her bir segment için doz verilir. Doz tamamlanınca ışınlama durur. ÇYK’ler hareket ederek aynı alandaki farklı segmenti oluşturur sonrasında tekrar ışınlama yapılır ve bütün tedavi alanlarındaki segmentler sona erene kadar devam eder. Step and Shoot tekniğinde her bir sabit segmentin doz dağılımı ayrı ayrı ölçülebileceği için bu sistemin doğruluğunun kanıtlanması daha kolaydır. Bu yüzden genellikle bir çok sistemde bu yöntem kullanılır (9).

“Dynamic multileaf collimation (DIMRT)” tekniği: ÇYK’ler hareket ettiğinde de doz verilir. Belirli bir tedavi alanı ayarlandığında bu tedavi alanında ışınlama durmadan yapraklar hareket ederek segmentleri değiştirir ve farklı yoğunlukta ışınlama yapılır (9).

2.6. DOZİMETRİK PARAMETRELER

2.6.1. Yüzde Derin Doz(%DD)

Maksimum doz derinliğindeki doza göre dozun derinlikle değişimini % olarak veren değerdir. %DD, herhangi bir d derinliğindeki soğurulan dozun, merkezi eksen boyunca d_0 (d_{maks}) referans derinliğinde soğurulan doza oranıdır (17).

2.6.2. Doz verimi

Belli bir alan boyutunda ve kaynak cilt mesafesinde (SSD) birim zaman veya birim monitör ünít (MU) başına absorbe dozdur. cGy/ dakika veya cGy/MU ile ifade edilir (2).

2.6.3. Penumbra

Fiziksel ve geometrik penumbra olmak üzere iki şekilde tarif edilir. Fiziksel penumbra %80 ve %20’lik izodoz eğrileri arasındaki yatay mesafedir. Geometrik penumbra ise kaynak çapı, ölçüm derinliği, kaynak izomerkez uzaklığına (SSD ve SAD değerlerine) bağlıdır. Asimetrik alanlarda ise kolimatör yapısından kaynaklanan penumbra değişiklikleri gözlenebilir (2).

2.6.4. Kalite İndeksi (D20/10, TPR20/10)

Kalite indeksi çeşitli lineer hızlandırıcılarda üretilen X ışınlarının karşılaştırılmasını sağlar. Kalite indeksi değeri l’in altındadır ve enerji arttıkça l’e yaklaşır. D20/10 ölçümünde SSD sabit olup 10 ve 20 cm derinliklerde, TPR20/10 ise SAD=100 cm sabit olup yine aynı derinliklerde ölçüm yapılır. 20 cm deki dozun, 10 cm deki doza oranından elde edilir (17).

2.6.5. Doz profil

Belirli bir alan büyüklüğünde özel bir derinlik için ışının doz varyasyonlarını gösteren dağılamı doz profili denir (2). Doz profili yardımıyla doz düzgünlüğü, simetri ve penumbra ile ışın karakteristikleri hakkında bilgi alırız. Her hangi bir doz profili, dozun merkezi eksen dışında nasıl değiştiğini gösterir. Özellikle alan topografisi ve penumbranın

tanımlanmasına çok uygundur. Doz profillerinde, dozlar, merkezi eksenindeki doza normalize edilerek gösterilirler. Herhangi bir derinlik için merkezi ekseninde alınan doz, ışın alanının diğer noktalarına göre en yüksek doza sahiptir. Doz, alanın kenarında çok hızlı düşmektedir. Bu bölge, yarı gölge veya penumbra olarak adlandırılır. Sabit SSD'de yüzeyde, merkezi eksenin maksimum dozunun %50'sinin geçtiği yerdeki alan boyutu radyasyon alanı olarak tanımlanır. Doz profilleri, hava ya da fantomda belirli derinliklerde ölçülebilirler.

2.6.6. Doku fantom oranı (TPR) ve doku maksimum doz oranı (TMR)

TPR, fantomda verilen bir noktadaki dozu, sabit bir referans (genellikle 10 MV'den düşük enerjili fotonlar için 5cm, büyük enerjili fotonlar için 10cm) derinlik noktasındaki doza oranıdır. TPR, herhangi bir derinliğe normalize edilebilen bir genel fonksiyondur. Ancak, kullanılacak referans derinliğinde genel bir fikir birliği yoktur. Eğer d_{maks} gibi bir referans noktası alınırsa, TPR'den TMR kavramı ortaya çıkar. Böylece TMR'nin TPR' nin özel bir durumu olduğu anlaşılır (17).

GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Ekim 2010–Mayıs 2011 tarihleri arasında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda ve Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde gerçekleştirilmiştir.

3.1. Gereç

3.1.1. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcılar

Çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan “Siemens” marka “Artiste”, “Mevatron MD2” lineer hızlandırıcı cihazları ve Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde bulunan “Siemens” marka “Primus” lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır.

3.1.1.1. Siemens Mevatron Lineer Hızlandırıcı



Şekil-10. Siemens MD2 Lineer Hızlandırıcısı

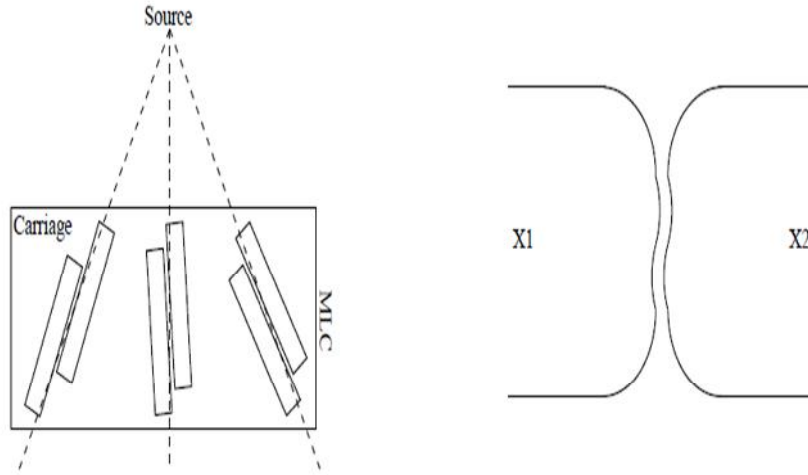
SIEMENS Mevatron MD2 (SIEMENS AG, USA, 1996) Lineer Hızlandırıcısı, 6 ve 15 MV enerjili foton; 5, 7, 8,10,12 ve 14 MeV enerjili elektron huzmeleri üretme kapasitesine sahiptir (Şekil-10). Tedavi için alan şekillendirmede fokalize blok kullanılır. Oluşturulan koruma blokları, blok tepsinine yerleştirilerek cihazın kolimatör kısmına eklenir.

3.1.1.2. Simens Artiste Lineer Hızlandırıcı (160 ÇYK)



Şekil-11. Siemens Artiste Lineer Hızlandırıcı

6 ve 15MV'lik foton ile 6, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Siemens Medical Solutions, Concord, CA, USA) (Şekil-11). Maksimum 40x40 cm alan genişliği oluşturabilmektedir (x boyutu ÇYK'ler ile, y boyutu konvansiyonel olarak ayarlanabilmektedir). 160 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir. Lif genişliği 5 mm'dir. Her bir lif motoru birbirinden bağımsızdır ve her bir lifin hızı 400 mm/s'dir. Liflerin maksimum hareket mesafesi (overtravel) 200 mm'dir. Lif yüksekliği 95 mm'dir ve tungstenden yapılmıştır. Lifler, tek taraflı odaklanmış dizayna sahiptir. Lif sonu sinüzoidal şekildedir (Şekil-12) (18). Lifler, klasik tongue-groove dizaynının yerine $0,36^0$ eğimli şekilde dizilmişlerdir. Liflerdeki bu eğimli dizayn, Triangular Tongue-Groove etkisini oluşturur (5).



Şekil-12. Siemens Artiste ÇYK yapısı (5)

Sanal wedge özelliğine sahiptir. Digital portal görüntüleme sistemi mevcuttur. Bu sayede planlamadan gelen Digitally Reconstructed Radiogram (DRR) ile tedavi öncesinde çekilen digital görüntüler karşılaştırılabilir. “Siemens Megavoltaj Cone Beam Görüntüleme Sistemi (CBCT)”ne sahiptir. Bu sistem sayesinde “Adaptif Radyoterapi” yapılır. “Step and shoot” tekniği ile IMRT uygulayabilmektedir.

3.1.2. Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı (82 ÇYK)



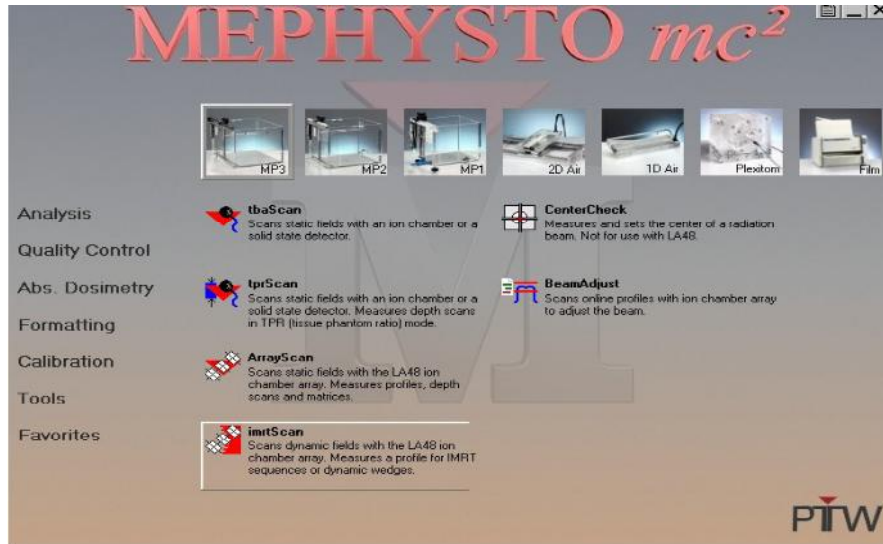
Şekil-13. Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı (18)

6 ve 18 MV X ışını ile 6, 9, 12, 15, 18, 21 MeV elektron enerjileri oluşturabilen bir lineer hızlandırıcıdır (Şekil-13). Maksimum 40x40 cm² alan genişliği oluşturabilmektedir (X boyutu ÇYK’ler ile, y boyutu konvansiyonel olarak ayarlanabilmektedir). 82 adet lif

bulunmaktadır. 1. ve 41. lif çiftlerinin genişliği 5 mm diğerleri 10 mm'dir. Liflerin maksimum hareket mesafesi (overtravel) 100 mm'dir. Her bir lif motoru birbirinden bağımsızdır ve her bir lifin hızı 200 mm/s. Lif yüksekliği 75 mm'dir ve tungstenden yapılmıştır. Lifler çift taraflı odaklanmış dizayna sahiptir. Lif sonu düzdür. Tongue-groove tasarımı, bitişik yapraklar arasındaki sızıntıyı minimuma indirir. Dinamik kama filtre (wedge) özelliğine sahiptir. Portal Görüntüleme sistemine (Floroskopik kamera sistemi) sahiptir. "Step and shoot" tekniği ile IMRT uygulayabilmektedir (18).

3.1.3. MEPHYSTO mc²

MEPHYSTO mc², medikal fizik alanında kullanılan dozimetrik hesaplamalar için geliştirilen bir yazılımdır (Şekil-14). 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.



Şekil-14. Mephisto mc² ana menüsü

3.1.4. Su fantomu

Derin doz ve profil ölçümlerinde PTW marka MP3-M model su fantomu kullanılmıştır. MP3-M su fantomunun, 3-boyutlu su tankı ve su rezervuarı kompakt olarak dizayn edilmiştir. Duvar kalınlığı 20 mm olan 3-boyutlu su tankı, 500x500x408 mm boyutlarında ve PMMA materyalinden oluşmaktadır. Hareket mekanizması paslanmaz çelikten yapılmış olup, minimum 0.1 mm'lik hareket aralıklarıyla maksimum 50 mm/s hızla hareket edebilmektedir. Su tankının maksimum su kapasitesi 171 litredir. Su

fantomu ile bilgisayar arasında iki adet elektronik birim vardır; Kontrol ünite ve Tandem. Kontrol Ünite, su fantomunu bilgisayara bağlayan bir arabirim ünitesidir. Tandem ise ölçüm alınacak olan iyon odalarının bağlandığı çift kanallı elektrometredir (19).

3.1.5. Semiflex iyon odası

PTW 31010 model Semiflex iyon odaları su geçirmez yapıdadır (Şekil 15) (20). Genellikle su fantomunda derin doz, doz profili ve doz dağılımı ölçümleri için kullanımlarının yanında lineer hızlandırıcı ve Kobalt cihazlarıyla yapılan alan analizleri için de sıklıkla kullanılır. Kullanıldıkları nominal enerji aralıkları fotonlarda 30 kV ile 50 MV, elektronlarda ise 6 MeV ile 50 MeV aralığındadır. İyon odasının iç çapı 5.5 mm'dir. Maksimum polarizasyon voltajı ± 500 V'tur. Duvar materyali 0.55 mm kalınlığındadır (20).



Şekil-15. PTW Semiflex iyon odası (20)

3.1.6. Farmer iyon odası

Doz ölçümlerinde kullanılan PTW marka farmer tipi iyon odası 21.2 mm iç uzunluk ve 3.05 mm iç yarıçapa sahiptir (Şekil-16). Duvar materyali PMMA(Poli Metil Metakrilat yoğunluğu 1.19 g/cm^3) ve grafit karışımından yapılmış olup alüminyumdan olan elektrodunun çapı 1mm, uzunluğuda 21.9 mm'dir (21).



Şekil-16. Farmer Tipi İyon Odası (20)

3.1.7. 60008 Diyod

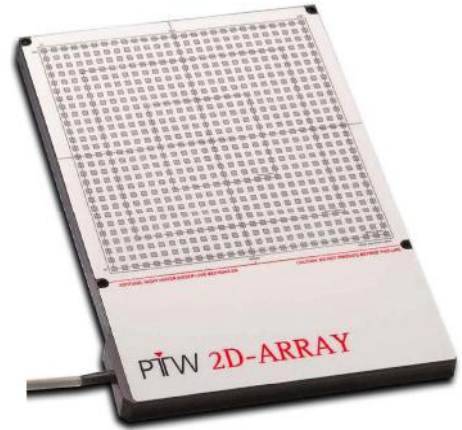
0.6 cc ve 0.125 cc silindirik iyon odaları normal alanlar ve nispeten küçük alanlarda kullanılmaktadır. Diyod dedektörün efektif hacmi 0.0025 cc'dir (Şekil-17). Çok küçük alanlarda, fotonların dozimetrik ölçümlerinde kullanılmaktadır. Su geçirmez yapıya sahiptir. Oda voltajı sıfır ve polaritesi negatiftir (22).



Şekil-17. 60008 Diyod dedektör

3.1.8. 2D-Array

PTW 2D-Array, radyoterapide kalite kontrol için kullanılan, 729 iyon odalı, iki boyutlu detektör matrisidir (Şekil-18). IMRT plan verifikasyonu ve kalite kontrol için film dozimetri yerine kullanılabilir. 2D-Array'in iyon odaları yüzey kısmındadır. 27x27'lik bir matris şeklinde tasarlanmıştır. Her bir iyon odasının boyutu 5x5x5 mm³, iyon odalarının arasındaki boşluklar 5 mm'dir (22).



Şekil-18. 2D-Array (22)

3.1.9. Katı su fantomu

Fantomlar içine dedektörlerin yerleştirilebildiği ve doku eşdeğeri malzemelerden yapılmış parçalardır. Fantomlar mutlak yada göreceli doz ölçümlerinde kullanılırlar. Temel olarak ikiye ayrılırlar. Su fantomları ve katı fantomlar. Yoğunluğu 1.045 gr/cm³, elektron yoğunluğu 3.43x10²³ e/cm³ olan PTW marka RW3 katı su fantomu beyaz polystrenden 30x30 cm² ve 40x40 cm² boyutlarında 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Kullanılan iyon odalarına göre uygun delikler içerir (23).

3.1.10. Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi (BTPS)

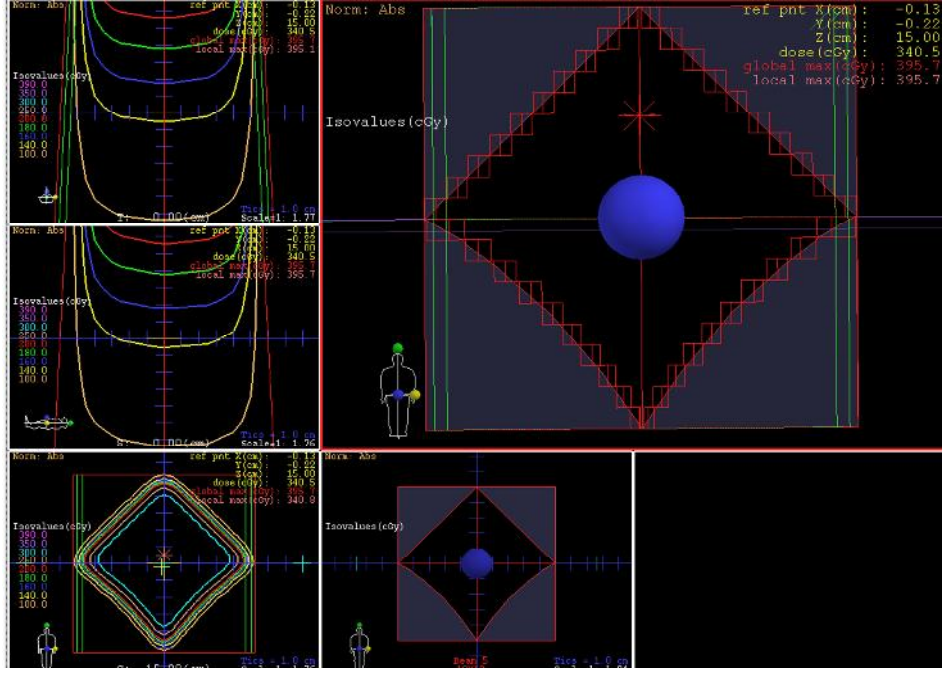
XiO CMS planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, SA) iki boyutlu, üç boyutlu, IMRT ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir sistemdir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton ışınları için Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT) standard superposition, FFT convolution, elektron ışınları için 3-D pencilbeam'dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır.

3.2. Yöntem

Bu çalışmada Siemens Mevatron MD2, Siemens Artiste ve Siemens Pirimus lineer hızlandırıcıları kullanıldı. Her ölçümden önce cihazların mekanik kontrolleri yapıldı ve doz verimleri tayin edildi.

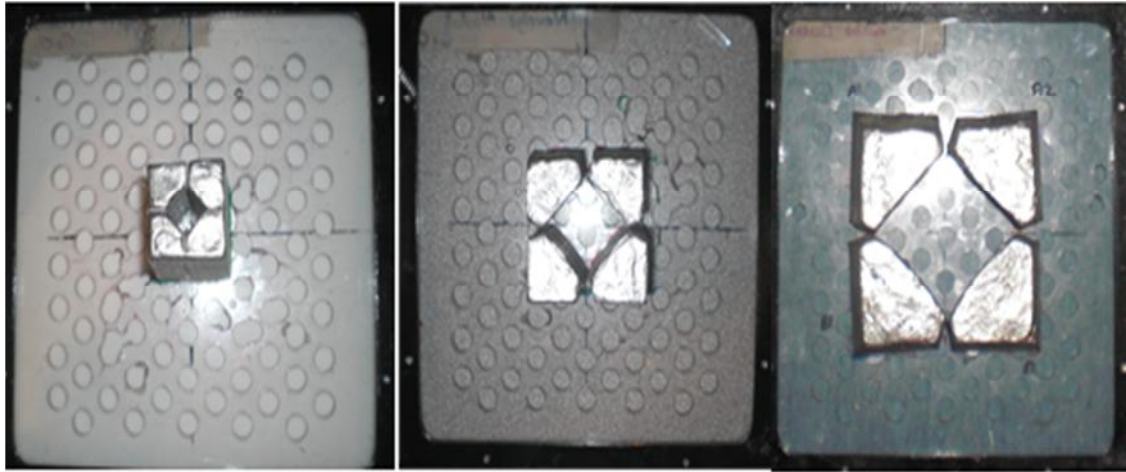
3.2.1. ÇYK alanlarının ve koruma bloklarının oluşturulması

ÇYK ve serrobend alaşım bloklarınının %DD ve penumbra gibi dozimetrik değerlerini karşılaştırmak amacıyla CMS-XiO tedavi planlama sistemi kullanılarak 4 köşe koruması olan bir düzenli alan şekli, 3 farklı alan boyutunda oluşturuldu. ÇYK ile oluşturulan alanlar; ÇYK'e özgü olan iç yerleşim, dış yerleşim ve merkezi yerleşim durumlarına göre düzenlendi (Şekil-19). Bu durum da toplam 9 ÇYK alanı oluşturulmuş oldu. Tüm alanlar 160 ÇYK lineer hızlandırıcı cihazına aktarıldı.



Şekil-19. Tedavi planlama sisteminde oluşturulan alanlar

ÇYK'ün merkezi yerleşim durumuna göre blok korumalı alanlar oluşturuldu. Köpük kesme makinesinin yardımıyla koruma bölgelerinin köpükten olan kalıbı elde edildi. Bu kalıp serrobend alaşım ile dolduruldu ve ardından blok tepsisine monte edildi (Şekil-20). Tüm bloklar 1.5 büyütme faktörü ve 95 mm yüksekliğinde döküldü. Elde edilen blokların uygunluğu simülâtörde kontrol edildi.



Şekil-20. 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alan boyutlarında dökülen serrobend alaşım blokları

3.2.2. Kalite indeksi TPR^{20}_{10}

Ölçümler üç lineer hızlandırıcıda, RW3 katı su fantomda PTW farmer marka iyon odası kullanılarak yapılmıştır. Ölçümler, SAD 100 cm mesafesinde, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutunda, $d=10 \text{ cm}$ ve sonrasında $d=20 \text{ cm}$ derinliklerinde 100 MU verilerek yapılmıştır. Aşağıdaki denklem yardımıyla TPR^{20}_{10} değerleri belirlenmiştir.

$$TPR^{20}_{10} = 20 \text{ cm derinlikteki soğurulmuş doz} / 10 \text{ cm derinlikteki soğurulmuş doz}$$

3.2.3. Yüzde derin doz

6 ve 15 MV enerjileri için MD2 ve 160 ÇYK lineer hızlandırıcı cihazlarında MP3-M su fantomu kullanılarak %DD ölçümleri alınmıştır (Şekil 21). Ölçümler 5×5 ; 10×10 ; $20 \times 20 \text{ cm}^2$ lik açık alanlar ve tüm korumalı alanlarda SSD 100 cm'de ölçülmüştür. Semiflex iyon odası kullanılmıştır.



Şekil-21. Su fantomu ölçüm düzeneği

3.2.4. Penumbra

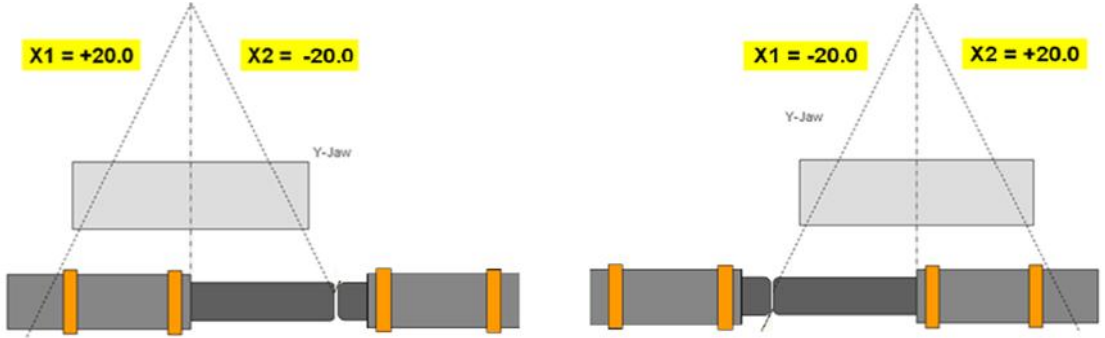
MD2 ve 160 ÇYK lineer hızlandırıcı cihazlarında, 6 ve 15 MV enerjilerinde, SSD 100 cm ve iki farklı derinlikte su fantomu kullanılarak penumbra değerleri hesaplanmıştır. Ölçümler 5×5 ; 10×10 ; $20 \times 20 \text{ cm}^2$ lik açık alanlarda; 9 farklı ÇYK alanı ve 3 farklı blok korumalı alanda semiflex iyon odası ile ölçülmüştür. Profiller iki farklı derinlikte ve X-Y olmak üzere iki farklı tarama yönünde alınmıştır.

3.2.5. ÇYK-serrobend blok geçirgenlik ölçümleri

6 MV foton enerjisinde, serrobend blok ve ÇYK geçirgenlik dozlarını karşılaştırmak amacıyla ÇYK ve serrobend alaşım bloğu kullanılarak, 4x5 cm²'lik dikdörtgenel bir koruma alanı oluşturulmuştur. Koruma alanının tam orta noktasında, 2D-Array kullanarak geçirgenlik dozları karşılaştırılmıştır.

3.2.6. ÇYK sızıntı ve geçirgenlik ölçümleri

160 ÇYK ve 82 ÇYK lineer hızlandırıcı cihazları için lifler arası sızıntı ve lif geçirgenlik ölçümleri 6 MV foton enerjisinde, 60008 Diyod dedektör kullanılarak su fantomunda yapılmıştır. Ölçümler, IEC (International Electrotechnical Commission) raporu referans alınarak 10 cm derinlikte, SSD 100 cm'de ve Y tarama yönünde yapıldı (24). Referans alan 10x10 cm² açık alan olarak seçildi. Tüm lifler overtravel mesafesinde kapatıldı ve Y jıvları ise tamamen açık tutuldu. Şekil 22'deki gibi liflerin negatif ve pozitif kapanma yönlerinde iki adet sızıntı profili alındı. 160 ÇYK için 0.6 mm, 82 ÇYK için ise 2 mm tarama aralığı kullanıldı.



Şekil-22. 160 ÇYK sızıntı ölçümlerinde liflerin duruş şeması

3.2.7. Tongue-groove etkisi

160 ÇYK ve 82 ÇYK lineer hızlandırıcı cihazlarının tongue-groove etkisini belirlemek amacıyla su fantomu düzeneği kuruldu. Ölçümler; 6 MV foton enerjisinde, d_{maks} derinliğinde, SSD 100 cm mesafesinde ve Y tarama yönünde yapıldı. İlk olarak tüm alt lifler over travel mesafesi kadar geri çekildi (Şekil-23). Daha sonra ise tüm üst lifler overtravel mesafesi kadar geri çekilerek bir ölçüm daha alındı. Bu iki profilin toplamındaki doz düşüşü bize tongue-groove etkisini vermektedir.



Şekil-23. Tongue and Groove etkisinin ölçümü için oluşturulan ÇYK dizilimi

BULGULAR

4.1. Kalite İndeksi

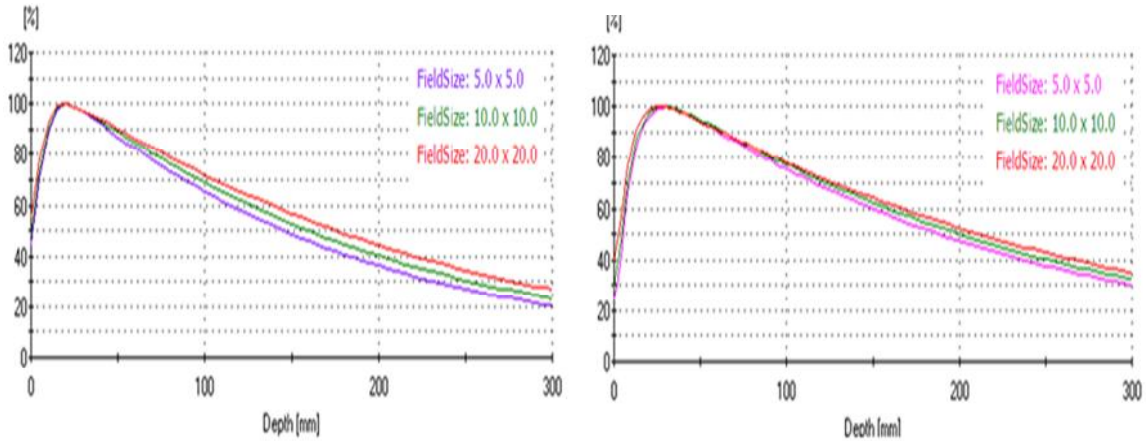
Her ölçüm öncesi ölçülen doz verimi, referans verimden $\pm\%0,5$ den küçük farklılıkla tespit edildi. Ölçümler alınmadan önce lineer hızlandırıcının sahip olduğu 6 MV ve 15 MV foton enerjilerinin kalite kontrolü yapılmıştır (Tablo-1).

Tablo-1. Kalite İndeksi değerleri(QI)

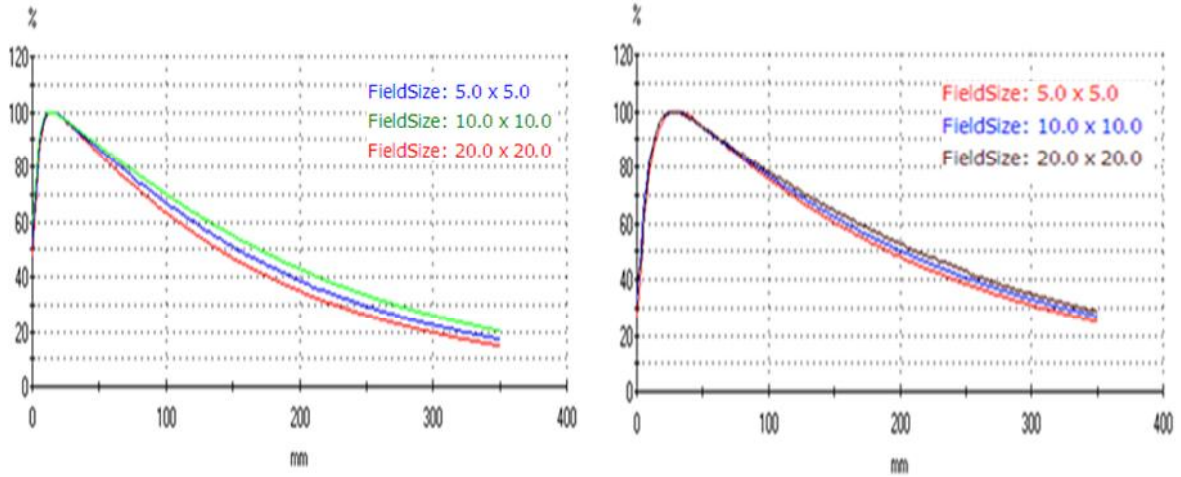
	Siemens Mevatron MD2	160 ÇYK	82 ÇYK
6 MV	0.680	0.679	0.669
15 MV	0.764	0.762	-

4.2. Yüzde derin doz

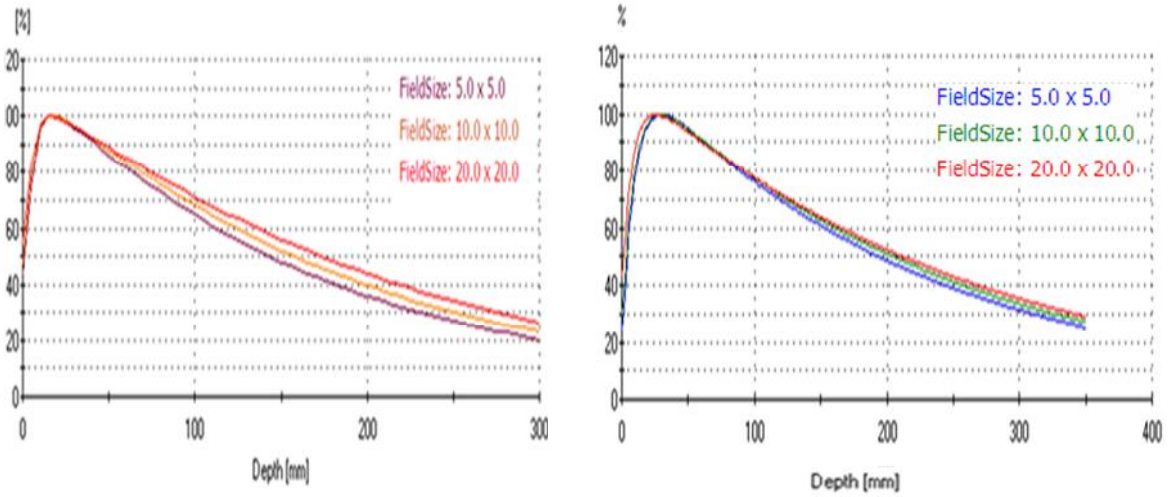
5x5, 10x10, 20x20 cm² alan boyutlarındaki korumalı ve açık alanlarda %DD ölçümleri yapılmıştır. Ölçümler MD2 ve 160 ÇYK lineer hızlandırıcı cihazlarında, semiflex iyon odası ve su fantomu kullanılarak yapılmıştır. Yapılan ölçüm sonucunda d_{maks} değerleri bulunmuştur. Her iki cihaz ve tüm alanlar için bu değerler uyumludur. d_{maks} : 6 MV için 15 mm \pm 2 mm; 15 MV için 30 mm \pm 2 mm'dir (Şekil 23-28).



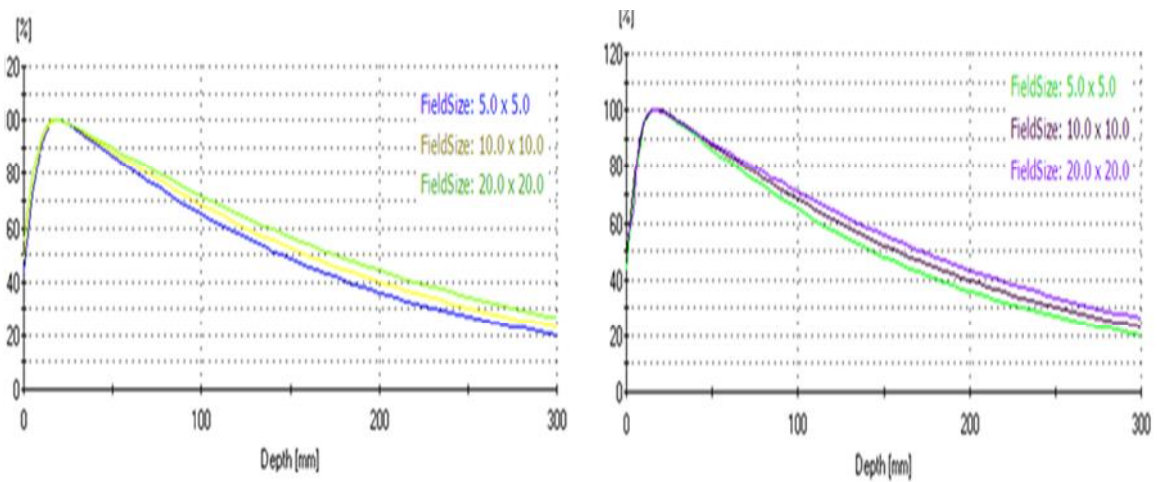
Şekil-24. MD2 açık alan %DD eğrileri sırasıyla 6 ve 15 MV



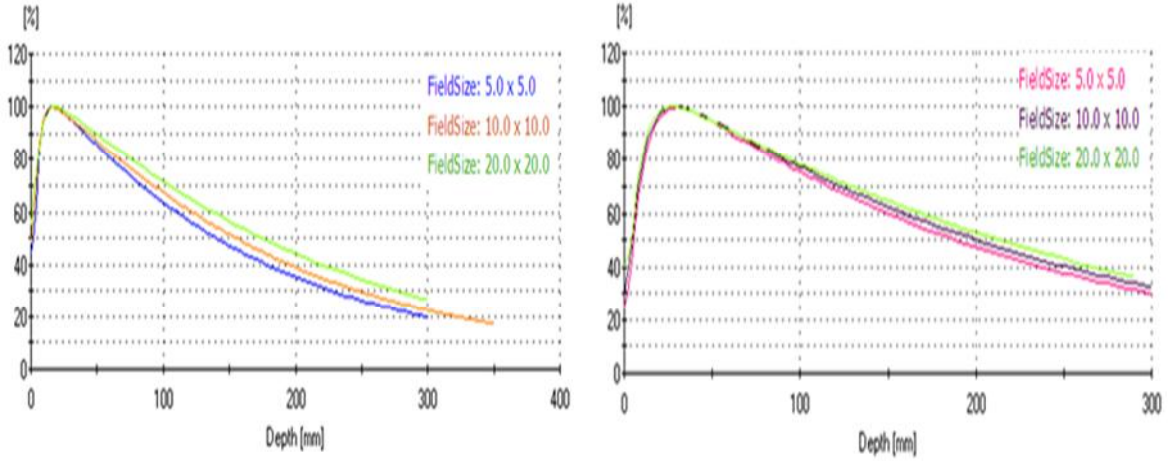
Şekil-25. 160 ÇYK açık alan %DD eğrileri sırasıyla 6 ve 15 MV



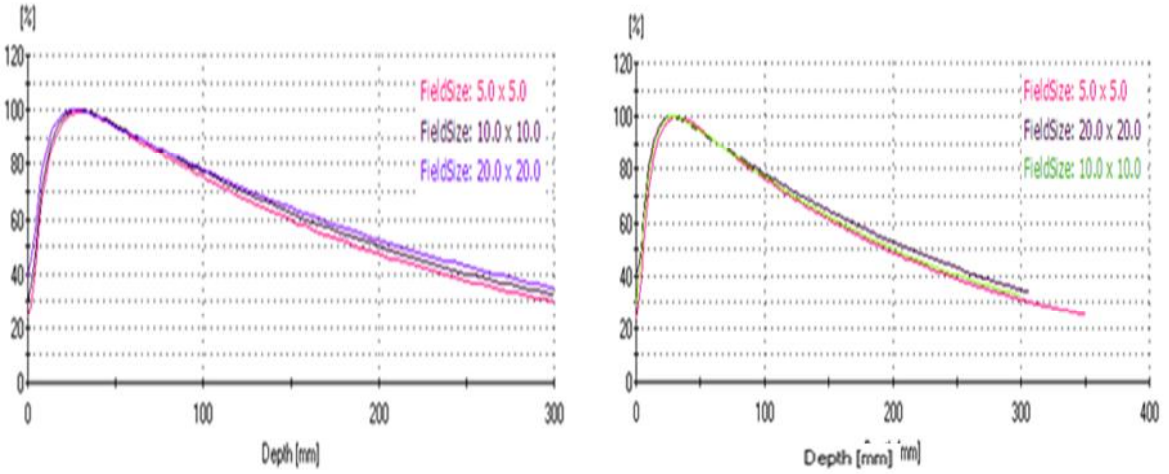
Şekil-26. MD2 korumalı alan %DD eğrileri sırasıyla 6 ve 15 MV



Şekil-27. 6 MV 160 ÇYK %DD eğrileri sırasıyla merkez ve dış yerleşim



Şekil-28. 6 MV 160 ÇYK iç yerleşim ve 15 MV 160 ÇYK merkez yerleşim %DD eğrileri



Şekil-29. 15 MV 160 ÇYK %DD eğrileri sırasıyla dış ve iç yerleşim

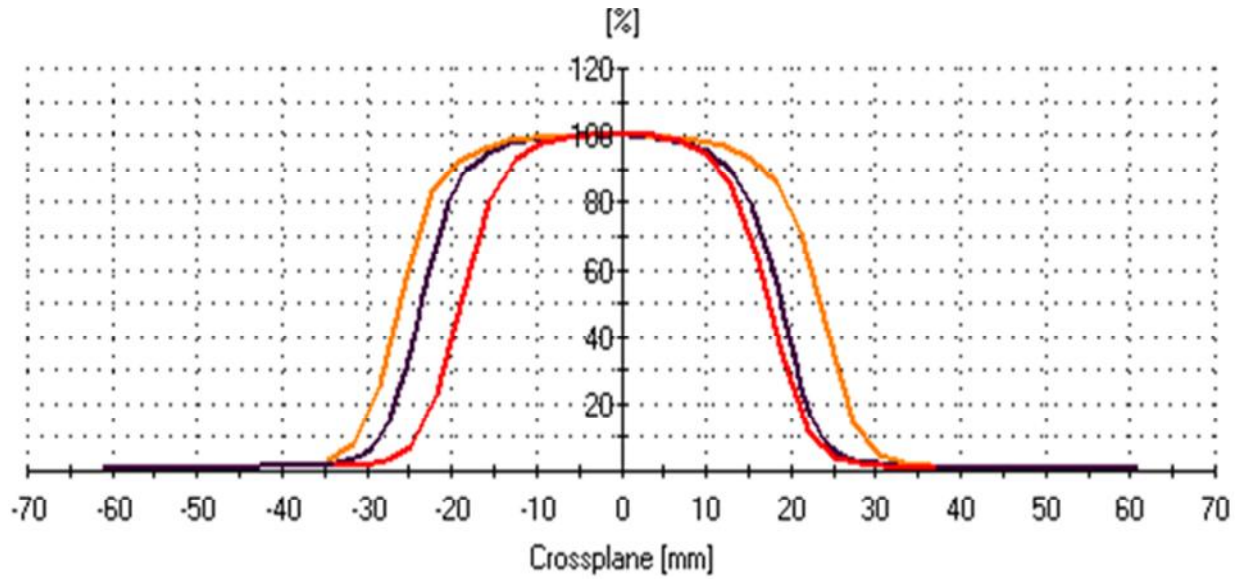
6 ve 15 MV X ışını enerjilerinde toplam 18 ÇYK alanı ve 6 blok korumalı alan için %DD eğrileri Şekil-20-25.'de gösterilmektedir. %DD değerleri ışın enerjisi arttıkça artmaktadır. Bu artış %DD eğrilerinin eğiminin azalmasına neden olur.

Alan boyutu artarken saçılan radyasyonun absorbe doza katkısı artar. Bu nedenle 20x20 cm² lik alanın %DD eğrisinin eğimi, 5x5 cm² ve 10x10 cm²lik alana göre daha fazladır.

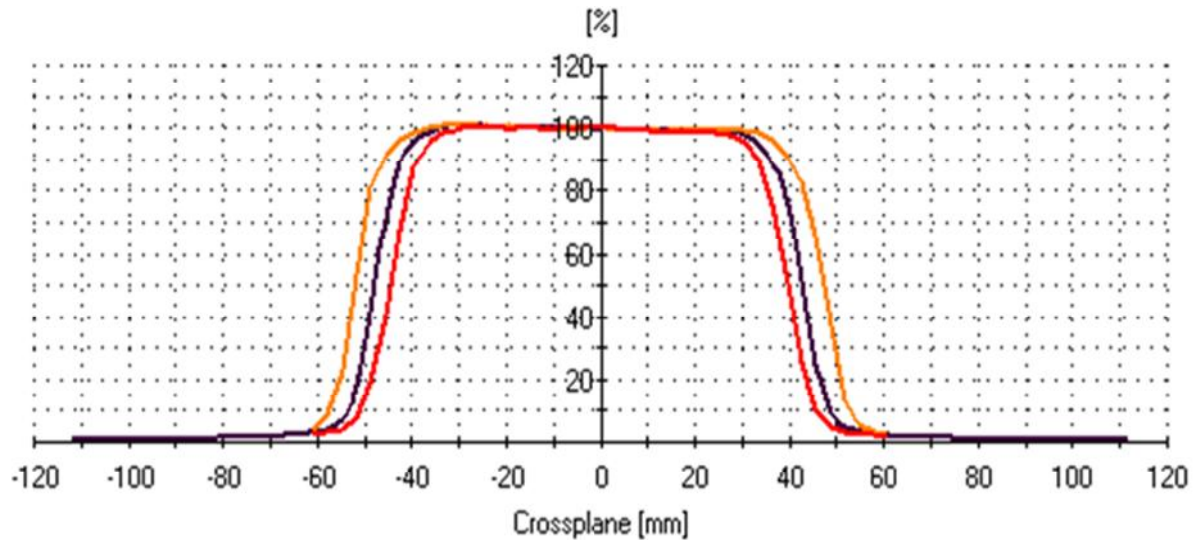
Açık alan ile korumalı alanlar karşılaştırıldığında ise d maks değerlerinin her bir alan ve enerji için anlamlı bir değişiklik göstermediği gözlemlendi. Aynı şekilde blok korumalı ve ÇYK korumalı alanların d maks değerleri arasında farklılık gözlenmedi.

4.3. Doz profilleri

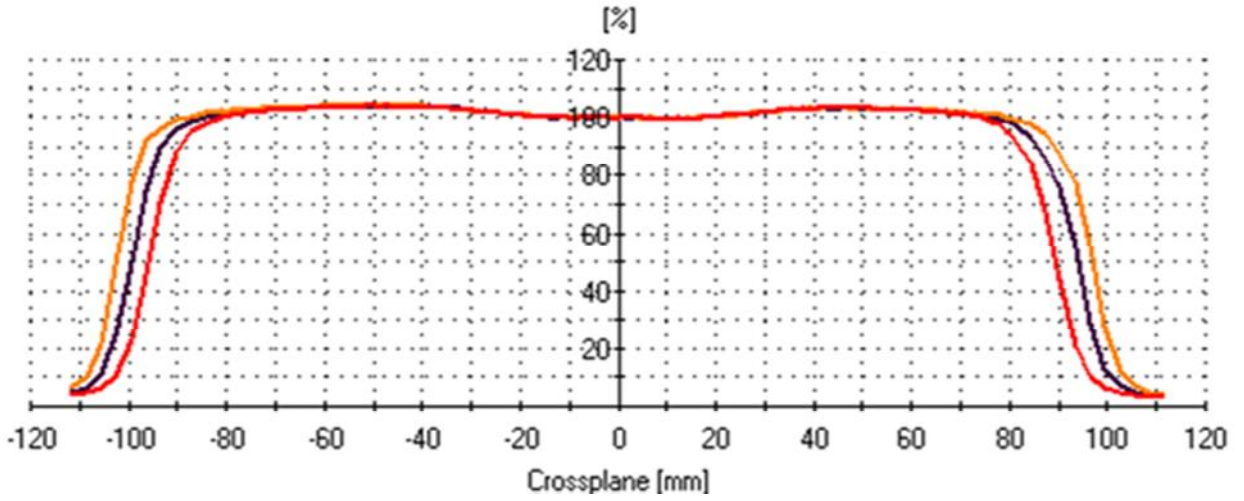
X ve Y profilleri alan boyutlarına ve derinliğe bağlı olarak 6 MV ve 15 MV foton enerjilerinde, SSD 100 cm'de ölçülmüştür. Ölçümler, MD2 ve 160 ÇYK lineer hızlandırıcılarında, semiflex iyon odası ile su fantomu kullanılarak yapılmıştır. X tarama yönündeki doz profilleri şekil 30-45'de gösterilmektedir. Doz profillerinden elde edilen penumbra değerleri tablo 2-9'da verilmektedir.



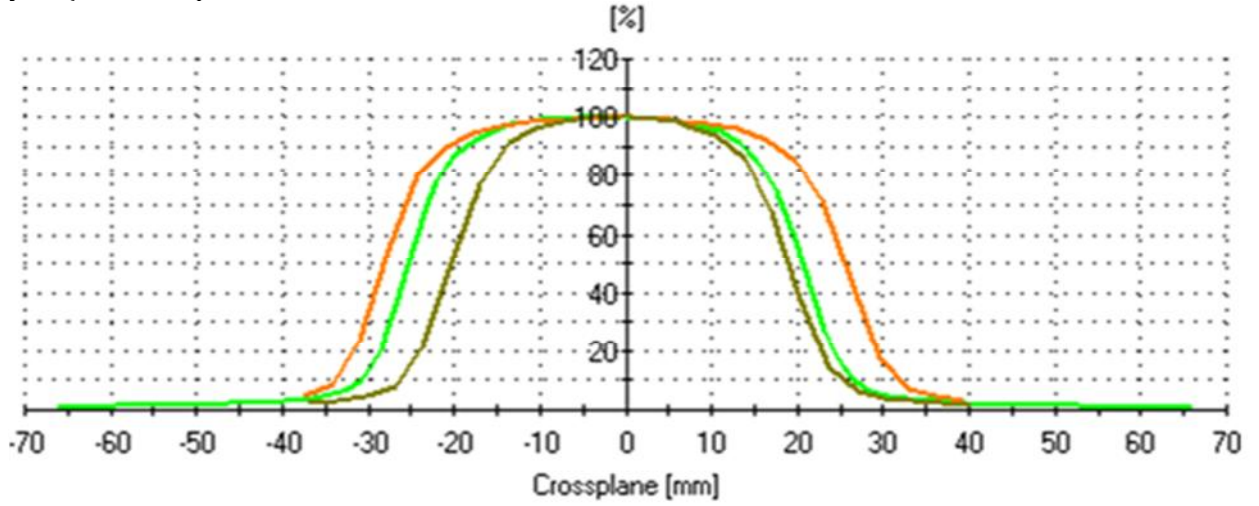
Şekil-30. 6MV 160 ÇYK 5x5 cm² alan büyüklüğü ve d=1.5 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X doz profilleri



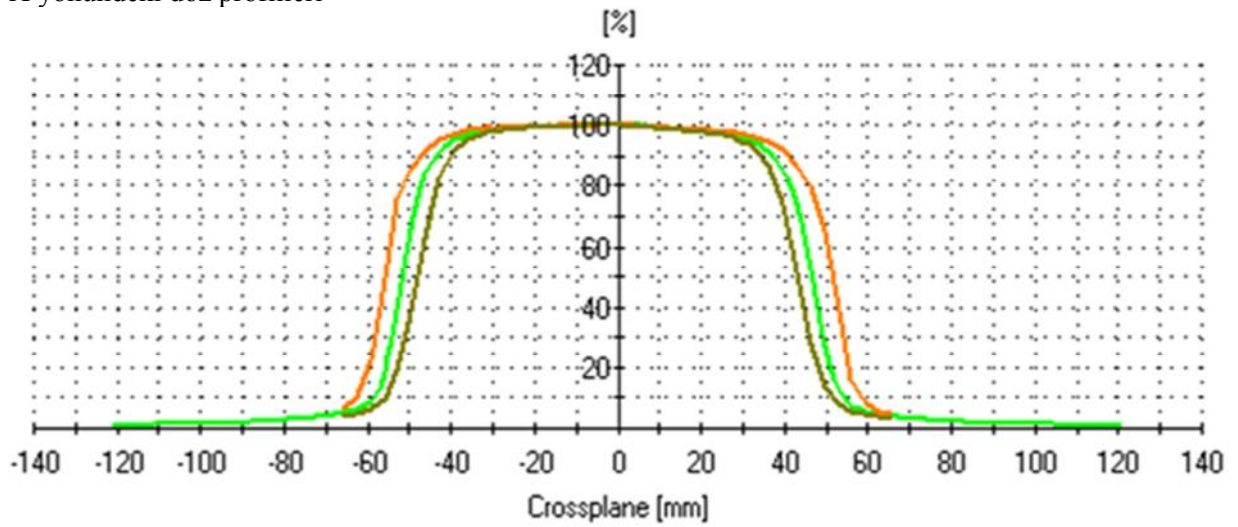
Şekil-31. 6MV, 160 ÇYK, 10x10 cm² alan büyüklüğü ve d=1.5 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X doz profilleri



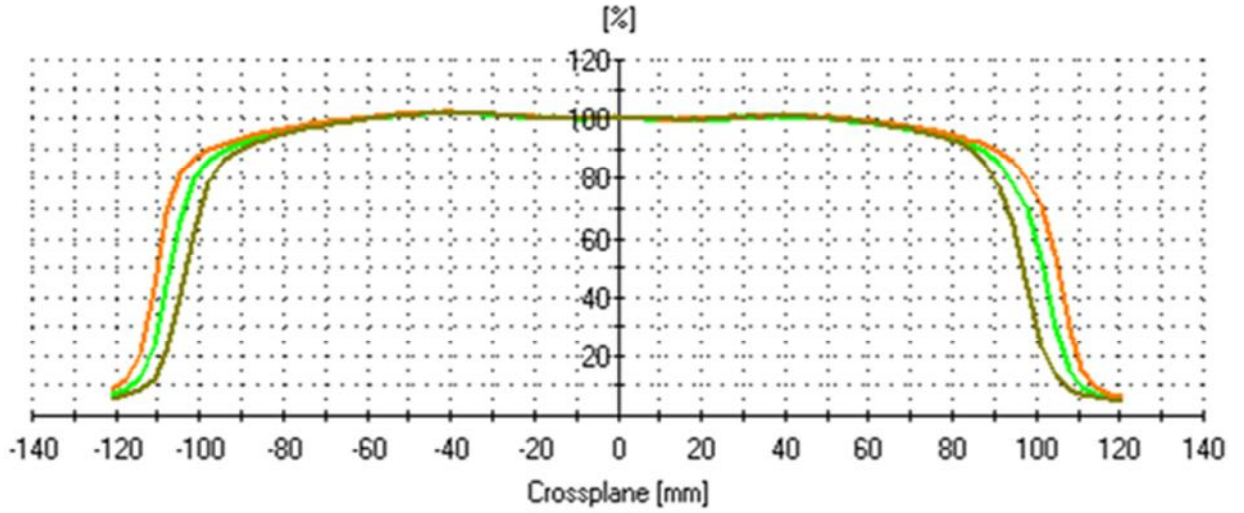
Şekil-32. 6MV 160 ÇYK 20x20 cm² alan büyüklüğü ve d=1.5 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X doz profilleri



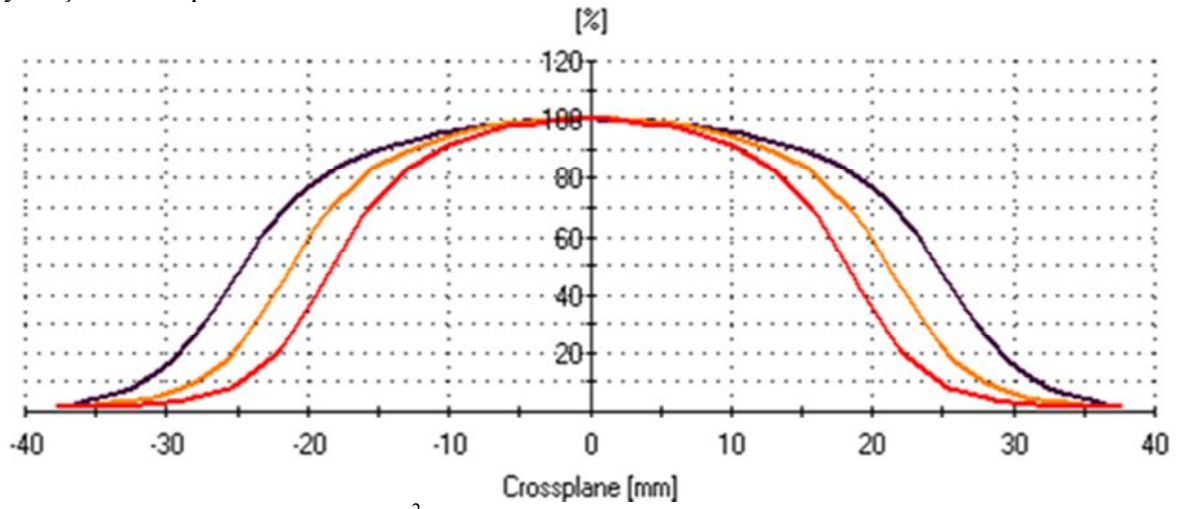
Şekil-33. 6MV 160 ÇYK 5x5 cm² alan büyüklüğü ve d=10 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X yönündeki doz profilleri



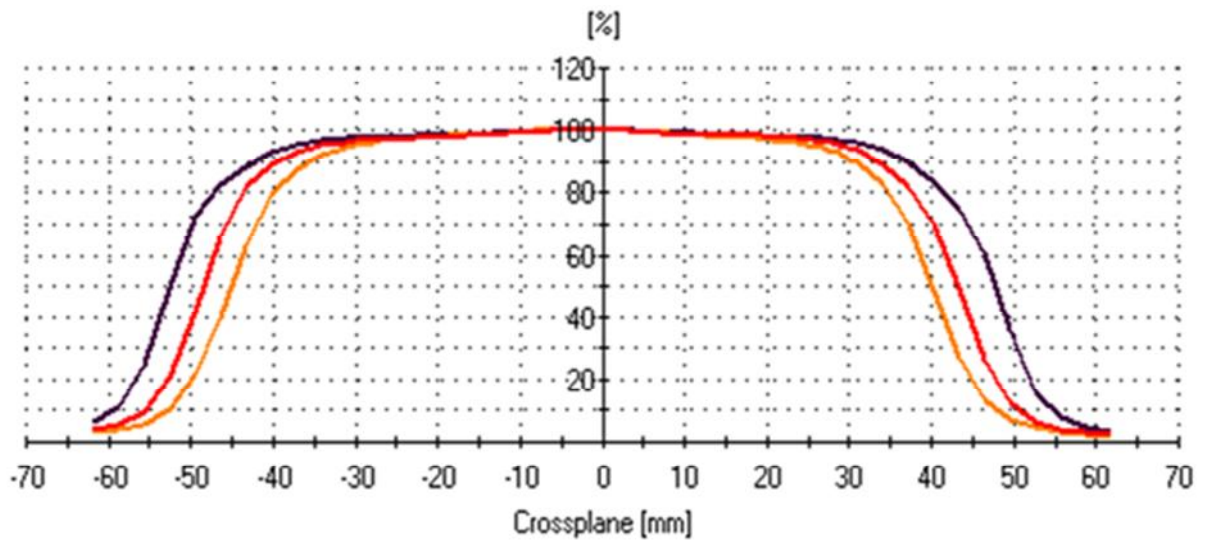
Şekil-34. 6MV 160 ÇYK 10x10 cm² alan büyüklüğü ve d=10 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X doz profilleri



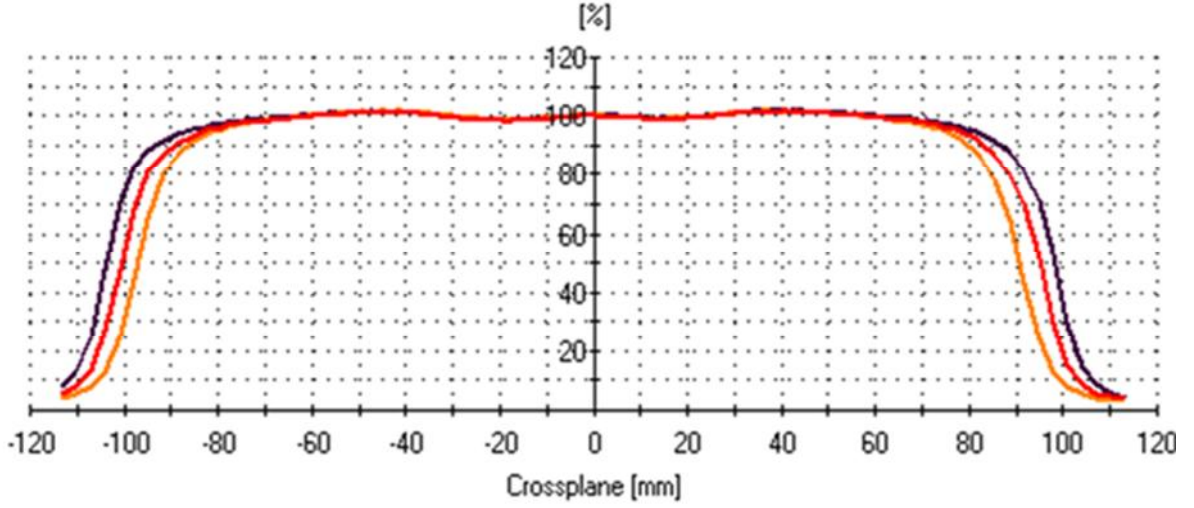
Şekil-35. 6 MV 160 ÇYK 20x20 cm² alan büyüklüğü ve d=10 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X doz profilleri



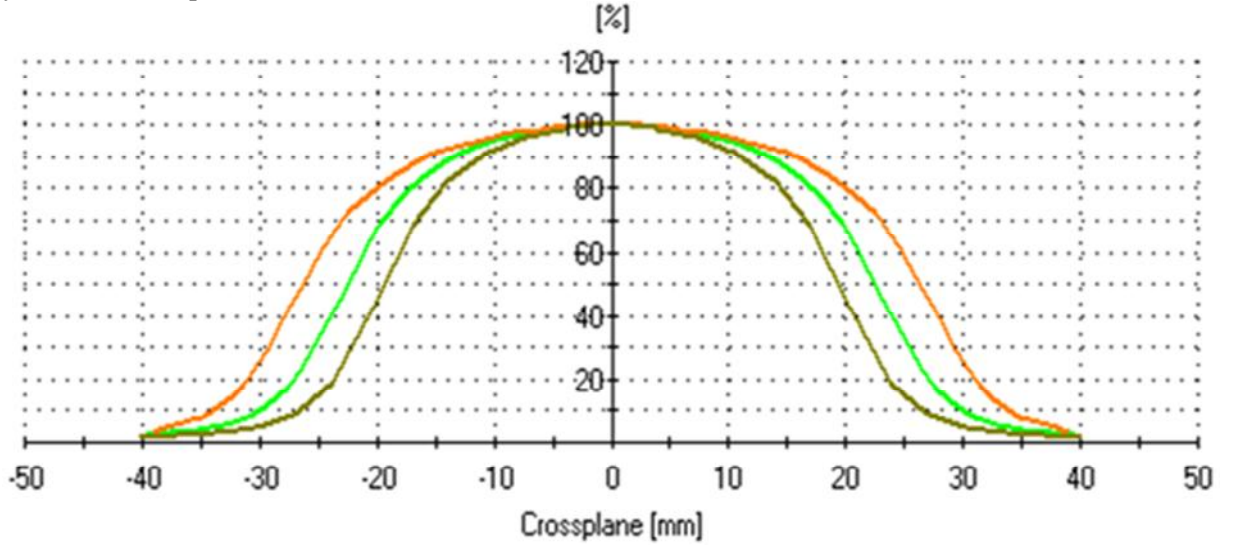
Şekil-36. 15MV 160 ÇYK 5x5 cm² alan büyüklüğü ve d=3 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim Y doz profilleri



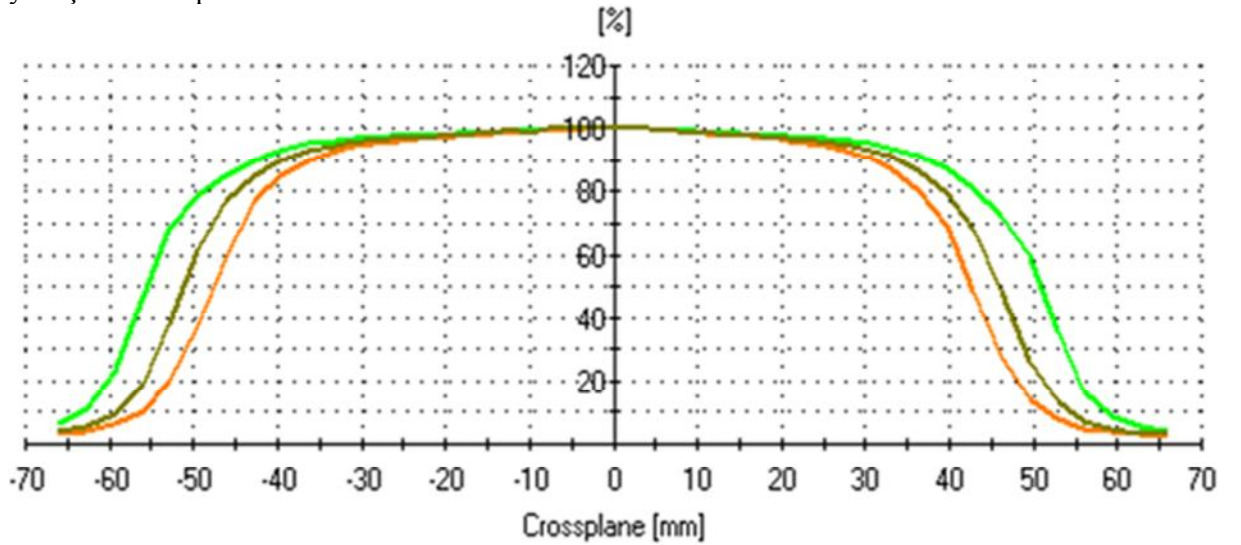
Şekil-37. 15MV 160 ÇYK 10x10 cm² alan büyüklüğü ve d=3 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X doz profilleri



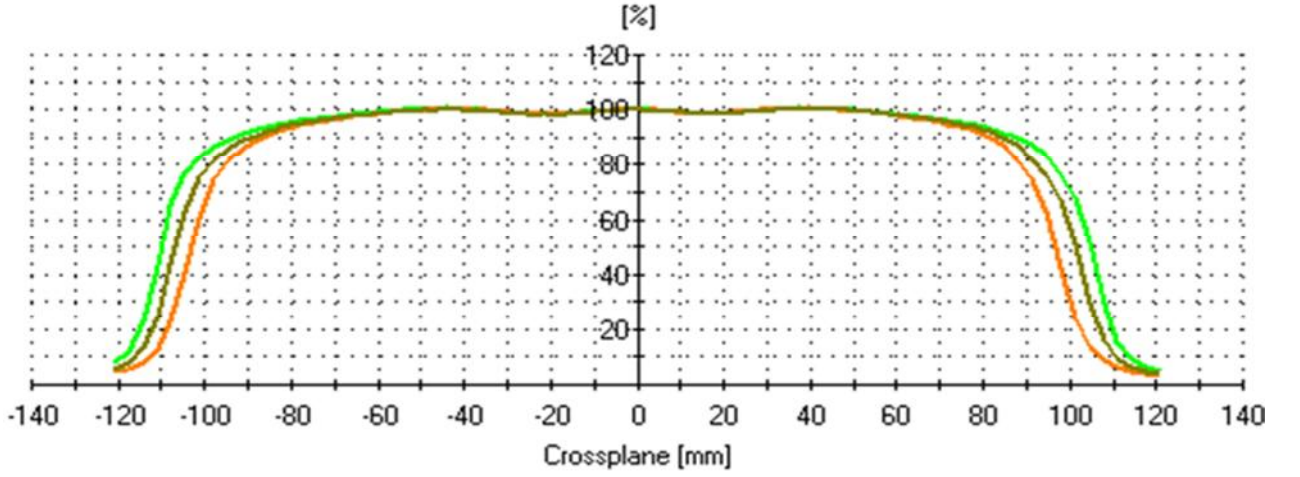
Şekil-38. 15MV 160 ÇYK 20x20 cm² alan büyüklüğü ve d=3 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X doz profilleri



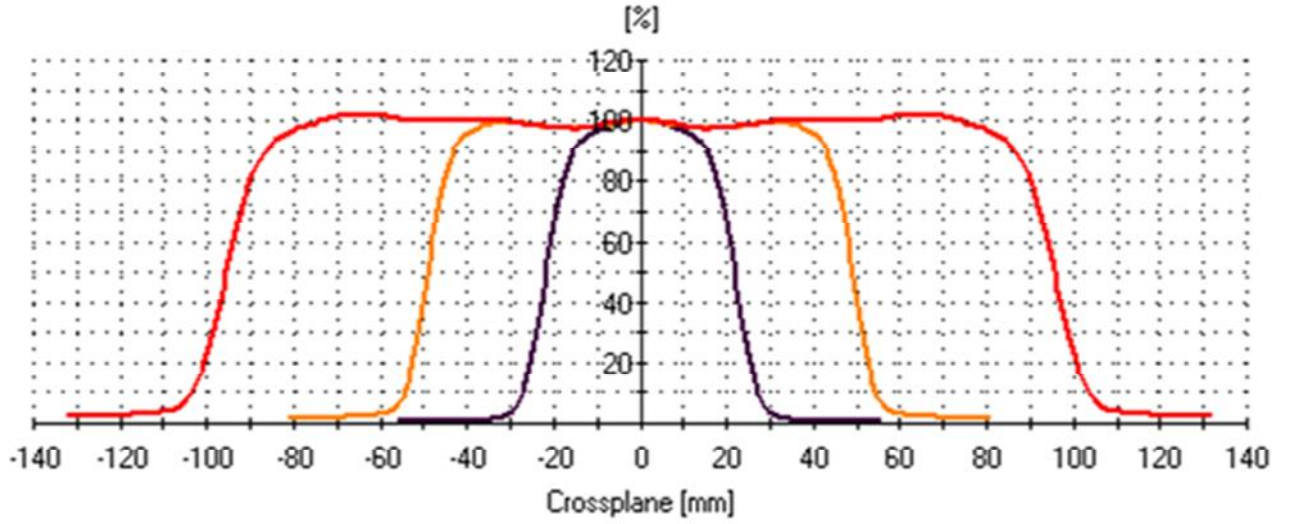
Şekil-39. 15MV 160 ÇYK 5x5 cm² alan büyüklüğü ve d=10 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X doz profilleri



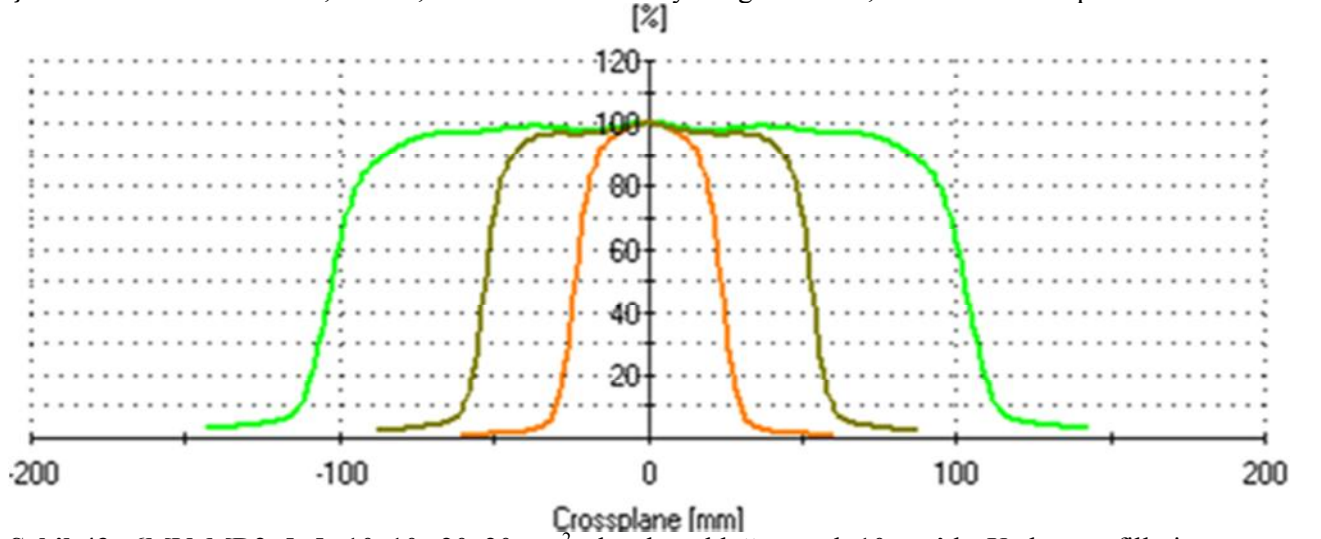
Şekil-40. 15MV 160 ÇYK 10x10 cm² alan büyüklüğü ve d=10 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X doz profilleri



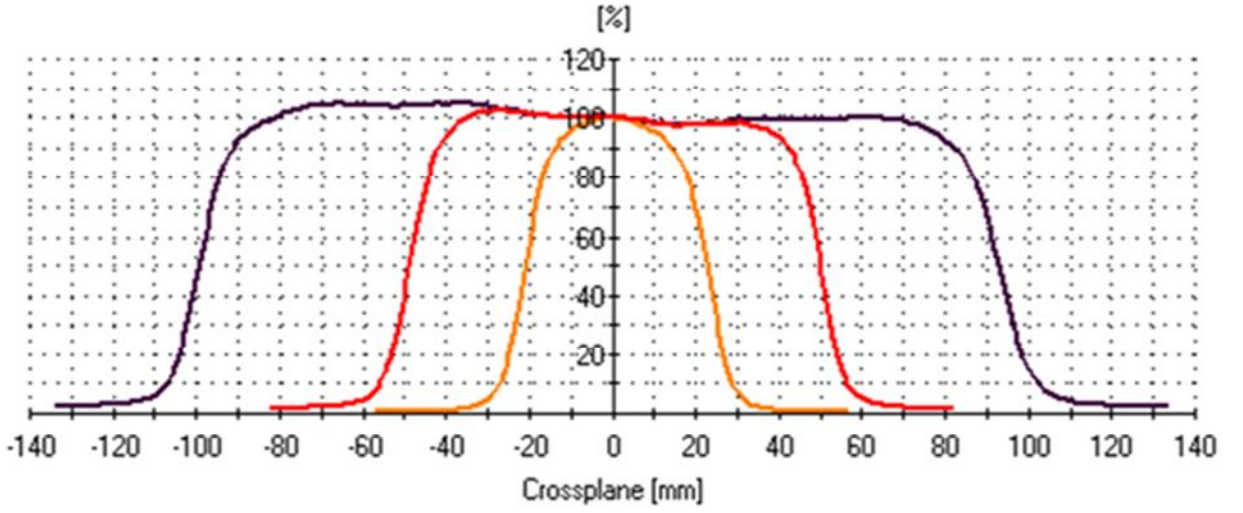
Şekil-41. 15MV 160 ÇYK 20x20 cm²alan büyüklüğü ve d=10 cm'de, sırasıyla dış-merkez-iç yerleşim X doz profilleri



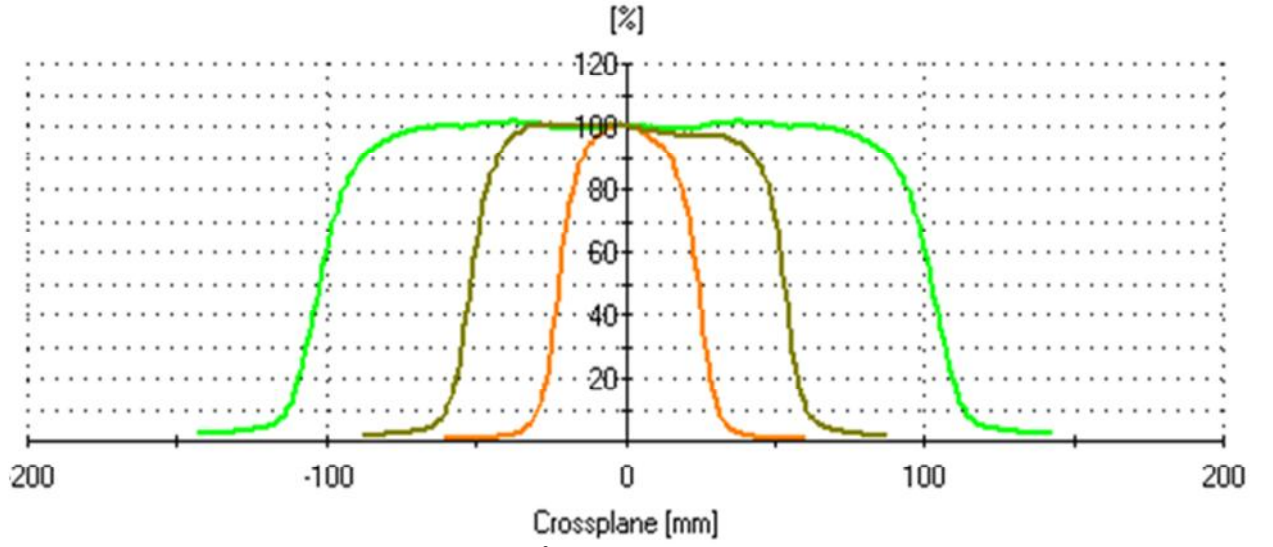
Şekil-42. 6MV MD2 5x5, 10x10, 20x20 cm² alan büyüklüğü ve d=1,5 cm'de X doz profilleri



Şekil-43. 6MV MD2 5x5, 10x10, 20x20 cm² alan büyüklüğü ve d=10 cm'de X doz profilleri



Şekil-44. 15MV MD2 5x5, 10x10, 20x20 cm²alan büyüklüğü ve $d=3$ cm'de X doz profilleri



Şekil-45. 15MV MD2 5x5, 10x10, 20x20 cm² alan büyüklüğü ve $d=10$ cm'de X doz profilleri

Tablo-2. 6 MV Siemens MD2, 5x5; 10x10; 20x20 cm² korumalı alan X-Y penumbra değerleri

	6MV	MD2 Korumalı Alan							
Derinlik cm	5x5 cm ²	Sol mm	Sağ mm	10x10 cm ²	Sol mm	Sağ mm	20x20 cm ²	Sol mm	Sağ mm
1,5	Y	7,08	6,9	Y	7,22	8,21	Y	13,53	13,53
	X	6,66	6,9	X	7,51	6,52	X	8,52	9,77
10	Y	8,31	7,84	Y	8,53	9,68	Y	16,9	16,9
	X	7,2	7,5	X	9,1	8,09	X	11,54	13,2

Tablo-3. 6 MV, 160 ÇYK 5x5 cm² korumalı alan X-Y penumbra değerleri

	6MV	Penumbra Merkez Yerleşim			Penumbra Dış Yerleşim			Penumbra İç Yerleşim	
Derinlik cm	5x5 cm ²	Sol mm	Sağ mm	5x5 cm ²	Sol mm	Sağ mm	5x5 cm ²	Sol mm	Sağ mm
1,5	Y	7. 13	8. 1	Y	7,15	7,81	Y	7,76	8,62
	X	6,32	6. 75	X	6,7	7,41	X	6,64	7,23
10	Y	8,03	9,06	Y	7,96	8,69	Y	8,58	9,64
	X	7,11	7,51	X	7,47	8,33	X	7,58	8,08

Tablo-4. 6 MV, 160 ÇYK 10x10 cm² korumalı alan X-Y penumbra değerleri

	6MV	Penumbra Merkez Yerleşim			Penumbra Dış Yerleşim			Penumbra İç Yerleşim	
Derinlik cm	10x10 cm ²	Sol mm	Sağ Mm	10x10 cm ²	Sol mm	Sağ mm	10x10 cm ²	Sol mm	Sağ mm
1,5	Y	7,11	7,95	Y	7,51	8,87	Y	7,36	8,86
	X	7,11	7,67	X	6,66	7,76	X	7,87	8,23
10	Y	8,54	9,75	Y	9,39	10,65	Y	9	10,62
	X	8,56	9,33	X	8,77	9,72	X	9,24	9,93

Tablo-5. 6 MV, 160 ÇYK 20x20 cm² korumalı alan X-Y penumbra değerleri

	6MV	Penumbra Merkez Yerleşim			Penumbra Dış Yerleşim			Penumbra İç Yerleşim	
Derinlik cm	20x20 cm ²	Sol mm	Sağ mm	20x20 cm ²	Sol mm	Sağ mm	20x20 cm ²	Sol mm	Sağ mm
1,5	Y	7,51	8,5	Y	7,82	8,64	Y	7,73	8,35
	X	8,2	8,88	X	7	8,45	X	8,4	8,68
10	Y	9,89	11,87	Y	10,65	12,03	Y	10,29	11,61
	X	10,88	12,93	X	9,87	12,48	X	11,08	12,14

Tablo-6. 15 MV Siemens MD2, 5x5; 10x10; 20x20 cm² korumalı alan X-Y penumbra değerleri

Derinlik cm	15MV	MD2 Korumalı Alan							
	5x5 cm ²	Sol mm	Sağ mm	10x10 cm ²	Sol mm	Sağ mm	20x20 cm ²	Sol mm	Sağ mm
3,0	Y	8,74	7,96	Y	9,18	9,39	Y	14,75	14,75
	X	7,95	8,62	X	8,93	8,32	X	9,79	11,74
10	Y	9,78	8,69	Y	10,56	10,67	Y	17,13	17,13
	X	8,71	9,5	X	10,34	9,69	X	15,29	15,29

Tablo-7. 15 MV, 160 ÇYK 5x5 cm² korumalı alan X-Y penumbra değerleri

Derinlik cm	15MV	Penumbra Merkez Yerleşim		5x5 cm ²	Penumbra Dış Yerleşim		5x5 cm ²	Penumbra İç Yerleşim	
	5x5 cm ²	Sol mm	Sağ mm		Sol mm	Sağ mm		Sol mm	Sağ mm
3,0	Y	8,65	10,18	Y	8,6	9,92	Y	9,22	10,27
	X	8,79	8,83	X	9,21	9,33	X	8,64	8,52
10	Y	9,4	10,98	Y	9,33	10,76	Y	10	11,01
	X	9,57	9,64	X	10,32	10,31	X	9,32	9,25

Tablo-8. 15 MV, 160 ÇYK 10x10 cm² korumalı alan X-Y penumbra değerleri

Derinlik cm	15MV	Penumbra Merkez Yerleşim		10x10 cm ²	Penumbra Dış Yerleşim		10x10 cm ²	Penumbra İç Yerleşim	
	10x10 cm ²	Sol mm	Sağ mm		Sol mm	Sağ mm		Sol mm	Sağ mm
3,0	Y	8,63	10,51	Y	9,0	10,10	Y	9,24	11,25
	X	9,15	10,21	X	9,5	10,25	X	9,81	10,28
10	Y	10,23	12,17	Y	10,49	12,79	Y	10,46	12,66
	X	10,97	11,5	X	11,25	12,14	X	11,16	11,56

Tablo-9. 15 MV , 160 ÇYK 20x20 cm² korumalı alan X-Y penumbra değerleri

Derinlik cm	15MV	Penumbra Merkez Yerleşim		20x20 cm ²	Penumbra Dış Yerleşim		20x20 cm ²	Penumbra İç Yerleşim	
	20x20 cm ²	Sol mm	Sağ mm		Sol mm	Sağ mm		Sol mm	Sağ mm
3,0	Y	9,2	11,1	Y	9,1	11,10	Y	9,73	11,12
	X	10,62	11,62	X	9,72	10,56	X	10,63	11,19
10	Y	11,36	13,82	Y	10,49	12,79	Y	11,94	13,96
	X	13,45	14,23	X	11,25	12,14	X	13,48	13,70

Tablo 2-9’da 6 ve 15 MV enerjisinde, 5x5, 10x10, 20x20 cm² blok korumalı ve ÇYK korumalı alanların penumbra değerleri verilmiştir. Penumbra mesafeleri d_{maks} ve 10 cm derinliğinde ölçüldü. Ayrıca X ve Y olmak üzere 2 tarama yönünde alındı.

Her iki sistemde 6 MV enerjisinde, 10x10 cm² koruma alanında, 10 cm derinliğinde ve Y tarama yönünde aldığımız değerleri inceleyecek olursak, blok korumalı alan için penumbra değeri ortalama 9,0 cm olarak görülmektedir. ÇYK ile oluşturulan koruma alanlarının penumbra değerleri merkezi-dış-iç yerleşim konumlarına göre sırasıyla, 9,2; 10; 10,95 cm olarak bulundu. Buna göre blok koruma alanının penumbra değeri ÇYK’lerin merkezi yerleşim koruma alanı ile daha yakın penumbra değerine sahiptir. ÇYK’lerin dış yerleşim konumu ile oluşturulan alanın penumbrası en yüksektir.

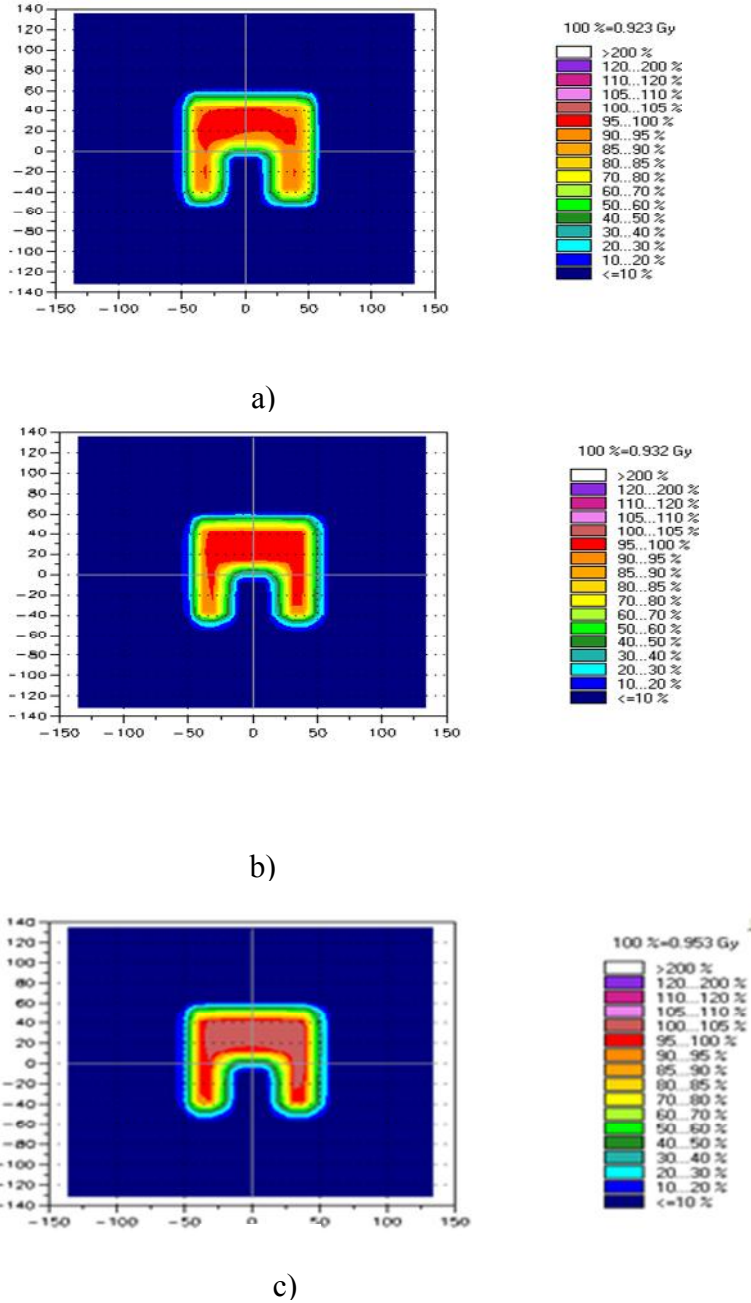
Enerjinin artmasıyla penumbra değerleride artmıştır. Bunun nedeni ışının giriciliğinin artmasının yanı sıra yan saçılmalarında artmasıdır. Buna göre 10 cm derinlikte ölçülen penumbra mesafesi d_{maks} ’ta ölçülene göre daha fazladır.

Serrobend blok korumalı alanlarla, ÇYK korumalı alanlar karşılaştırıldığında, 20x20 cm² alanı hariç, blok korumalı alanların penumbra mesafelerinin daha dar olduğu gözlenmiştir. Bunun nedeni ÇYK liflerinin alanı konformal bir şekilde kapatamamasıdır.

ÇYK alanları kendi içlerinde iç yerleşim-merkez-dış yerleşim pozisyonlarına göre penumbra mesafeleri karşılaştırıldığında ise, iç yerleşim pozisyonunun penumbra değerinin daha fazla olduğu görülmektedir. Bunun nedeni ÇYK liflerinin alan içini kapatmasıyla saçılmanın artmasıdır.

4.4. ÇYK- serrobend blok geçirgenlik değerleri

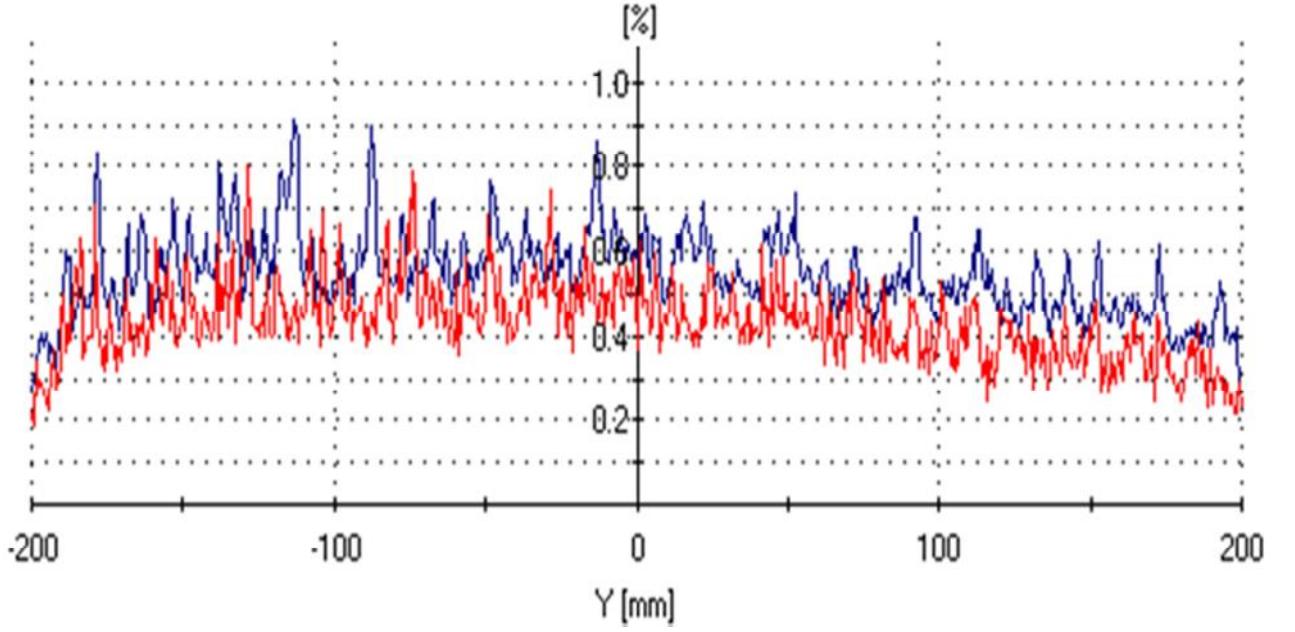
Ölçümler 2D-Array kullanılarak, MD2, 160 ÇYK ve 82 ÇYK lineer hızlandırıcı cihazlarında yapılmıştır. Okunan doz değerleri serrobend blok için %5.4; 160 ÇYK için %5.1; 82 ÇYK'ü lineer hızlandırıcı için %5.2 olarak bulunmuştur (Şekil-46).



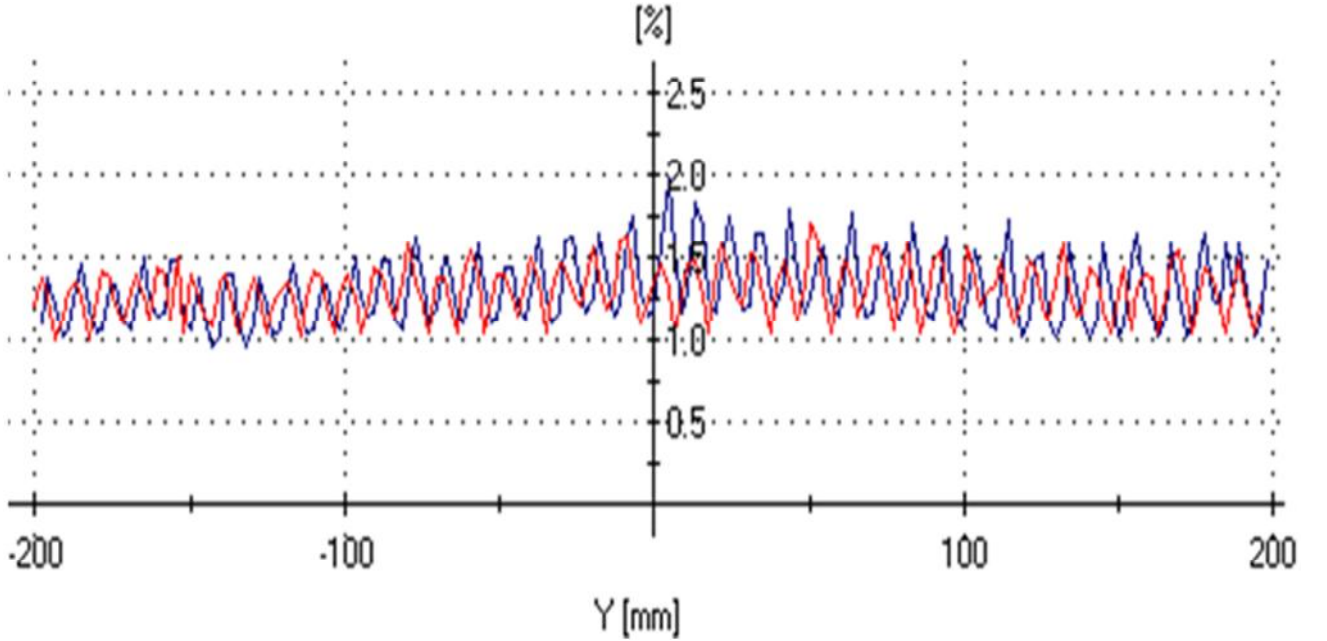
Şekil-46. 2D-Array ile ölçülen izodoz dağılımları (a: serrobend blok korumalı alan, b: 160 ÇYK korumalı alan, c: 82 ÇYK korumalı alan)

4.5. ÇYK sızıntı ve geçirgenlik ölçümleri

160 ÇYK ve 82 ÇYK lineer hızlandırıcıları için ÇYK sızıntı ve geçirgenlik ölçümleri su fantomunda 60008 Diyod dedektör kullanılarak yapıldı. 10x10 cm² lik açık alan referans alınarak sızıntı profilleri oluşturuldu. Görülen maksimum pik noktaları lifler arası sızıntıyı, minimum pik noktaları ise lif geçirgenliğini gösterir (Şekil 47-48).



Şekil-47. 160 ÇYK sızıntı doz profili



Şekil-48. 82 ÇYK sızıntı doz profili

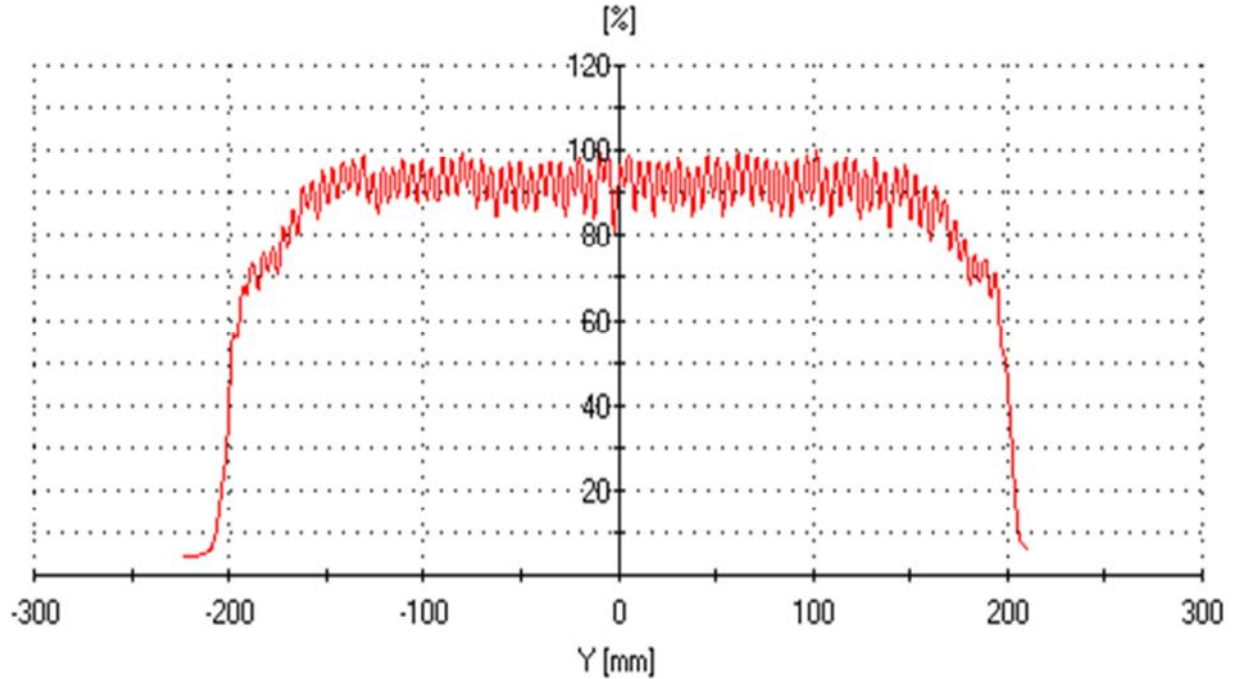
Tablo-10. 160 ÇYK ve 82 ÇYK için elde edilen sızıntı yüzde değerleri

6 MV	160 ÇYK	82 ÇYK
ÇYK sızıntı (%)	maksimum 0,9	maksimum 1,9
	ortalama 0,5	ortalama 1,3

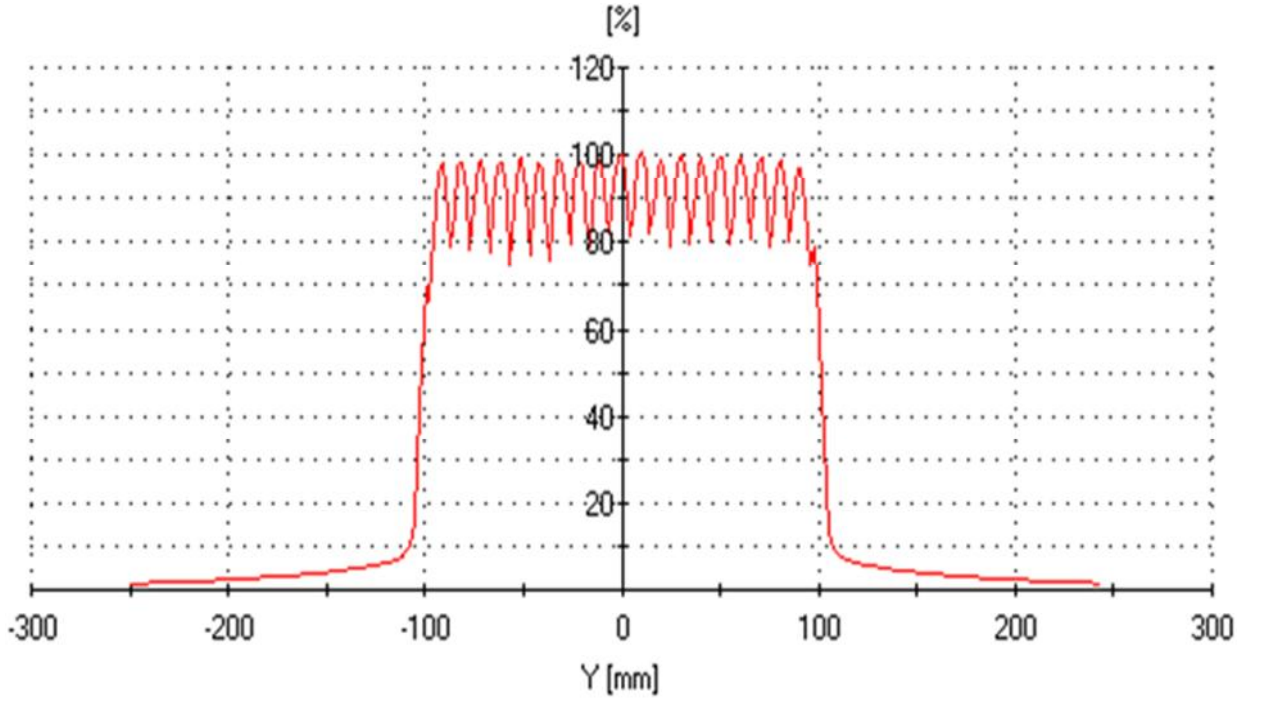
Buna göre 160 ÇYK için maksimum lifler arası sızıntı %0,9; 82 ÇYK için %1,9 olarak bulundu (Tablo-10). 160 ÇYK lif geçirgenlik değeri 82 ÇYK'e kıyasla daha düşüktür. Bunun nedeni 160 ÇYK'ün lif yüksekliğinin 95 mm olmasıdır. 82 ÇYK ise 75 mm lif yüksekliğine sahiptir. Lif yüksekliği arttıkça geçen ışın demeti zayıfladığı için lif geçirgenlik değeri de azalır.

4.6. Tongue-groove etkisi

Şekil 49 ve 50'de görülen doz profillerindeki doz düşüş bölgeleri tongue-groove etkisini verir. 160 ÇYK için bu değer %19 , 82 ÇYK için ise %25 olarak bulunmuştur.



Şekil-49. 160 ÇYK tongue-groove doz profili



Şekil-50. 82 ÇYK tongue-groove doz profili

160 ÇYK eğimli lif yapısıyla triangular tongue-groove etkisi yaratır. Bu etki maksimum %19'dur. 82 ÇYK tongue-groove lif dizaynına sahiptir ve bunun sonucunda oluşan etki maksimum %25 olarak görülmektedir.

TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada, serrobend alaşım blokları ile oluşturulan koruma alanları ile ÇYK sistemi ile oluşturulan koruma alanları dozimetrik olarak karşılaştırıldı ve iki farklı ÇYK sistemine sahip lineer hızlandırıcının lifler arası sızıntı, lif geçirgenliği, tongue-groove gibi karakteristik özellikleri incelendi.

Lineer hızlandırıcı tarafından üretilen X-ışını için demet kalitesi TPR^{20}_{10} ile belirlenmektedir. Literatüre göre kalite indeksi değeri 1'in altındadır ve enerji arttıkça 1'e yaklaşır (17). 6 ve 15 MV enerjileri için, su fantomu ve katı su fantomu ile ölçülen TPR^{20}_{10} değerleri literatür ile (17) uygun bulundu.

%DD değerlerinin, ilk referans ölçümde bulunan değerler ve merkezi eksen derin doz verilerini içeren literatür (17) verileriyle uyumlu olduğu görüldü. ÇYK ve serrobend koruma bloklarıyla oluşturulmuş tüm alanlar için, 6 ve 15 MV enerjileri kendi içlerinde değerlendirildiğinde, ölçülen d_{maks} değerleri arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir. Dowson ve arkadaşları (25) da yapmış oldukları çalışma ile aynı enerjide, açık alan yada korumalı alanlar için %DD'un değişmediğini göstermişlerdir.

Tablolar incelendiğinde, alan boyutu ve derinlik arttıkça penumbra genişliklerinin de arttığı görülmektedir. Her iki cihazda oluşturulan aynı alanlar, enerjilerine göre incelendiğinde 15 MV enerjisinin penumbra mesafesi, 6 MV enerjisinin penumbra mesafesine göre daha fazladır. Bunun nedeni yüksek enerjili fotonların daha girici olması ve daha fazla yan saçılma yapmasıdır. ÇYK'lerin penumbra değerleri lif yapısına bağlıdır (6). 160 ÇYK tek fokus lif yapısına sahiptir bu yüzden penumbrası, serrobend alaşım bloğunun penumbrasına göre daha geniştir. Çünkü serrobend alaşım blokları fokalize olarak dökülmüştür. Buna ek olarak, her bir lifin 5 mm kalınlığında ve dikdörtgen şeklinde olması nedeniyle, lifler koruma alanını iyi bir şekilde sarmaz ve bu durum penumbrayı artırır. Ancak köpük kesici aletin manuel olması ve blok dökme işleminin zorluğunun getirdiği hatalar nedeniyle, blok ile oluşturulan birkaç alanda penumbra değerinin beklendiği gibi çıkmaması normaldir. Taherkhani ve arkadaşları (26) yapmış oldukları çalışmada serrobend alaşım bloklarının tedavide kullanımı sırasında oluşabilen bu dezavantajı değerlendirmişlerdir.

ÇYK alanlarını kendi içlerinde iç yerleşim, merkez, dış yerleşim pozisyonlarına göre penumbra mesafeleri karşılaştırıldığında ise iç yerleşim pozisyonunun penumbra

değerinin daha fazla olduğu görüldü. Bunun nedeni, liflerin alan içini kapatması nedeniyle saçılmanın artmasıdır. Cheng ve arkadaşları'nın (27) yapmış olduğu çalışmada da benzer sonuçlara varıldığı görülmektedir. $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik alanda görülen penumbra değerleri beklenenden daha yüksek çıkmıştır. Bunun nedeni hassas hacmin daha büyük olmasına bağlı volüm averajından kaynaklanmaktadır. Küçük alanlarda daha düşük hacimli iyon odası kullanılması, çözünürlüğünün daha iyi olması nedeniyle daha etkili olduğu sonucuna varılabilir. Bu sonuç literatür ile de bildirilmiştir (16).

Çalışmamızda 6 MV enerjisi için serrobend ve ÇYK korumalı alanların geçirgenlik dozlarını 2D-Array kullanarak karşılaştırdık. Doz geçirgenlik değerleri: serrobend blok için %5.2; 160 ÇYK için %5.1; 82 MLC'li lineer hızlandırıcı için %5.3 olarak bulduk. Değerler birbiri ile çok yakındır. Görülen ufak farklılıkların nedenleri; cihazların kalibrasyon farklılıkları, serrobend blokların yüzeye yakınlığı veya ÇYK sızıntısı olarak açıklayabiliriz.

Çalışmamızda, 160 ÇYK ve 82 ÇYK sistemine sahip iki lineer hızlandırıcı sızıntı profilleri su fantomunda 60008 Diyod dedektör (0.0025 cc) ile yapıldı. Diyod dedektör kullanılmasının sebebi hacminin küçük olması sayesinde daha hassas ölçüm imkanı sunmasıdır. Her iki kolimatör sistemi farklı lif dizaynına sahiptir. Bu yüzden tarama aralığı kullanılan liflerin genişliklerine göre belirlenmiştir. Böylece sızıntının görülebilir pikler oluşturması amaçlanmıştır. Buna göre 160 ÇYK için 0,6, 82 ÇYK için 2,0 mm tarama aralığı kullanılmıştır. Literatüre bakıldığında su fantomu ile yapılan sızıntı ölçümleri için bu tarama aralıklarının uygun olduğu görülmektedir (5). İmalat sırasında lifler arasında ufak farklılıklar olabilmesi, cihazların kalibrasyon hataları veya setup hatalarından dolayı sızıntı profilinde maksimum ve minimum noktalarda dalgalanmalar görülmüştür. 160 ÇYK için lif kalınlığının 5 mm olması nedeniyle sızıntı profilinde, 5 mm de bir pik gözlenmektedir. 82 ÇYK sızıntı profilinde ise lif kalınlığının 10 mm olmasından dolayı, 10 mm de bir pik görülmektedir. 160 ÇYK için sızıntı değeri, %0,2-0,9 aralığında bulundu. Tacke ve arkadaşları (5) yapmış oldukları çalışmada sızıntı değerini %0,3-0,75 aralığında bulmuşlardır. Kluter ve arkadaşlarının (28) yapmış oldukları çalışmaya bakıldığında ise sızıntı değerinin %1.1-3.3 arasında değiştiği görülmektedir. Üretici firmanın vermiş olduğu “fizikçi el kitabı” (18), 160 ÇYK için lifler arası sızıntı değerini maksimum %1.5 olarak belirlemiştir. Sonuç olarak, 160 ÇYK için bulunan lif sızıntı değerleri literatür ile uygundur.

82 ÇYK için sızıntı değeri %1.0-1.9 aralığında bulundu. Huq ve arkadaşları'nın (29) yapmış olduğu çalışma sızıntı değerinin %1,0-1,2 aralığında değiştiğini göstermektedir. Üretici firmanın vermiş olduğu "fizikçi el kitabı", 82 ÇYK için lifler arası sızıntı değerini maksimum %2 olarak belirtmiştir. Bu değer ölçüm sonucumuz ile uygun olarak bulunmuştur. Sonuç olarak 160 ÇYK, 82 ÇYK'e kıyasla daha az sızıntı değerine sahiptir.

Lif geçirgenlik değeri sızıntı profilinde görülen minimum noktalardır. Buna göre sızıntı profilleri incelendiğinde 160 ÇYK ve 82 ÇYK için ortalama lif geçirgenlik değerleri sırasıyla, % 0.2-0.6 ve %1.0-1.3 aralığındadır. Tacke ve arkadaşlarının (5) 160 ÇYK ile yapmış oldukları çalışma incelendiğinde lif geçirgenlik değerinin % 0,3-0,4 arası olduğu görülmektedir. Üretici firmanın vermiş olduğu "fizikçi el kitabı" lif geçirgenlik değerini, 160 ÇYK için <%0.75; 82 ÇYK için <%1.0 olarak belirtmiştir (18). Sonuç olarak, lif geçirgenlik değeri 82 ÇYK'e kıyasla, 160 ÇYK için daha düşük bulundu. Bunun nedeni 160 ÇYK'ün lif yüksekliğinin 95 mm olmasıdır. Lif yüksekliği arttıkça geçen ışın demeti zayıfladığı için lif geçirgenlik değeri de azalır.

IMRT tekniğinde lifler ile oluşturulan ardışık iki alan kenarının birleşmesiyle meydana gelen doz düşüşü tongue-groove etkisidir. Tongue-groove tasarımı bu yönden tedavinin veriminde düşüş meydana getirmesinin yanı sıra, bitişik lifler arası sızıntının önlenmesi açısından da gerekli görülmektedir. Tongue-groove etkisini azaltmaya yönelik lif dizilim algoritmaları üzerine de bazı çalışmalar yayınlanmıştır ve bazı yazarlar bu tür lif senkronizasyonundan kaçınılması gerektiğini vurgulamaktadır (30,31). Bunun sonucunda hem lif sızıntısını azaltan hem de tongue-groove tasarımı uygulanmayan ÇYK dizaynı gündeme gelmiştir. 160 ÇYK tongue-groove dizaynına sahip değildir ama eğimli lif yapısı triangular tongue-groove etkisine neden olur. 160 ÇYK için tongue-groove etkisi %19 olarak bulundu. Bu sonuç Tacke ve arkadaşlarının (5) yapmış olduğu çalışma ile birebir uyum göstermektedir.

82 ÇYK için maksimum tongue-groove etkisi %25, genel olarak bakıldığında ise doz düşüşü ortalama %20'lerde görülmektedir. Huq ve arkadaşları'nın (29) film dozimetrisi ile yapmış oldukları çalışmada doz düşüşü ortalama %15 olarak görülmektedir. Farklılığın nedeni cihazın ÇYK kalibrasyonundan yada ölçüm yönteminin farklılığından kaynaklanabilir. Galvin ve arkadaşları (32) yapmış oldukları çalışma ile tongue-groove etkisinden kaynaklanan doz düşüşünün %10-25 aralığında değişmesinin kabul edilebilir olduğunu göstermişlerdir.

6 MV enerjisi için 160 ÇYK ve 82 ÇYK kendi aralarında karşılaştırıldığında, 160 ÇYK eğimli lif yapısıyla tongue-groove etkisinden kaynaklanan doz düşüşünü daha minimize etmektedir. Lif boyutlarının üretim toleransları içinde bulunan küçük sapmalara sahip olması nedeniyle şekil 49 ve 50’de görülen doz düşüş bölgelerinin aynı derinlik ve genişlikte olmaması normaldir ve literatür ile uyumludur. (5, 32).

Sonuç olarak,

- Blok ile yapılan tedavilerde, hastaya özgü blok dökümü işleminin zaman alması ve tedavi öncesi kontrol gerekliliği dezavantajdır. Ayrıca blok dökümü ve yerleştirilmesi sırasında kaynaklanan istenmeyen hatalar nedeniyle tedavinin veriminin düşmesi de söz konusu olabilir.
- ÇYK’ler tedavide pratik olması ve yeni tedavi tekniklerine uygunluk göstermesi açısından, serrobend bloklara göre üstünlük sağlamaktadır
- ÇYK’ler tedavide, iç-merkez-dış yerleşim olmak üzere üç farklı konumda da açılabilir ve her bir konumun alan içerisinde dozimetrik parametrelere farklı etkileri olduğu planlama esnasında göz ardı edilmemelidir.
- ÇYK alanları ile oluşturulan koruma alanları ile serrobend alaşım bloklarıyla oluşturulan koruma alanları arasında doz geçirgenlik değerleri açısından anlamlı bir fark görülmemektedir.
- ÇYK’nın birbirinden bağımsız liflere sahip olması, tedaviyi etkileyen dozimetrik parametrelerinin incelenmesini zorunlu kılmaktadır.
- IMRT gibi çoklu segment alanın kullanıldığı tedavilerde lif genişliğinin az, lif sayısının çok olması avantajdır. Fakat dezavantaj olarak sızıntı miktarının da artması söz konusudur. Bu açıdan ÇYK kalite kontrol testleri düzenli olarak yapılmalıdır. Bu konuda “Medikal Fizikçi”ye önemli bir sorumluluk düşmektedir.
- Cihaz kurulumunda, lif sızıntı değerinin ölçülüp planlama sistemine girilmesi ve her yıl tekrarlanması gereklidir.
- Tongue-groove tasarımı lifler arasındaki sızıntıyı azaltır ama özellikle IMRT tekniğinde, ardışık segment geçişlerinde doz düşüşüne neden olur. Bu konuda üretici firmalar eğimli lif yapısına sahip olan ÇYK dizaynları üzerinde çalışmaktadır.
- Yaptığımız çalışmada 160 ÇYK, 82 ÇYK ile kıyaslandığında lif sızıntısı, lif geçirgenliği ve tongue-groove etkisinin az olması açısından üstünlük sağladığı görülmektedir.

KAYNAKLAR

1. BARON P. Kanser, Doğal yollardan yaralanma kılavuzu. Çeviren: SİRER Z, Alkım Yayınevi, İstanbul, sayfa 70-90, 1999.
2. KHAN FM. The Physics of radiation therapy, 3rd Editon, Williams & Wilkins, Minnesota, page 38-506, 2003.
3. BALOG JP, MACKİE TR, WENMAN DL, GLASS M, FANG G, PEARSON D. Multileaf collimator interleaf transmission. Medical Physics, 26(2): 176-186, 1999.
4. SYKES JR, WILLİAM PC. An experimental investigation of the tongue and groove effect for the Philips multileaf collimator. Physics Medical Biology, 43: 3157–3165, 1998.
5. TACKE MB, NİLL S, HARİNG P, OELFKE U. 6MV dosimetric characterization of the 160 MLC™, the new Siemens multileaf collimator. Medical Physics, 35(5): 1634-1642, 2008.
6. PODGORSAK EB. Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers and Students Department Of Medical Physics, McGill University Health Centre, Montreal, Quebec, Canada , 2005.
7. MADCALSE P, KRON T, HOBAN P. The Physics of Raditherapy X-Ray from Linear Accelerators. Medical Physics Publishing, page 493-505, 2002.
8. PEREZ CA, BRADY LW. Principles and practice of radiation oncology, Lippincott-Raven, Philadelphia, 890-1180, 1998.
9. PODGORSAK EB, METCALFE P, VAN DYK J. Medical accelerators, The Modern Technology in Radiation Oncology, Editor: VAN DYK J. A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists, Medical Physics Publishing, Madison, WI page 349–435, 1999.
10. HENDEE RW, IBBOTT SG, HENDEE GE. Radiation Therapy Physics 3rd Edition, John Wiley&Sons Publishing, page 210-345, 2005.
11. AKMANSU M, BORA H. Radyasyon onkolojisi genel bilgiler kitabı, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi 20. Yıl Yayınları, Ankara, sayfa 1-53, 1999.
12. SHAHABİ S. Blackburn's Introduction to clinical Radiation Therapy Physics, Medical Physics Publishing Corporation, Madiason, page 141-152, 1989.

13. TACKE M. Adaptation of High-Precision Radiotherapy to Moving Target Volumes in Real-Time Using Dynamic Multileaf Collimators, Dissertation, University of Heidelberg, Germany, 2009.
14. DENG J, PAWLICKI T, CHEN Y, LI J, JIANG SB. The MLC tongue-and-groove effect on IMRT dose Distributions. *Physics and Medical. Biology*, 46: 1039–1060, 2001.
15. VAN DAM J, MARINELLO G. Methods for invivo dosimeter in external radiotherapy. ESTRO, Brussel, 2006.
16. LAUB WU, WONG T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Medical Physics*, 30: 341–347, 2003.
17. Central axis Depth dose data for use in radiotherapy. *British Journal of Radiology Supplement* 25, 1996.
18. Digital Linear Accelerator Physics Primer, Siemens Medical, Germany, 2008.
19. PTW Water phantom Installation Manual 2004 PTW-Freiburg 2004.
20. PTW-FREIBURG, User Manual Semiflex Ionization Chambers Type 31010, 2006-07
21. PTW-FREIBURG, User Manual Farmer Ionization Chambers Type 30010, 2006-09.
22. PTW Ionizing Radiation Detectors 2006/2007 PTW-Freiburg 2006.
23. PTW-FREIBURG, Instruction Manual RW3 Slab Phantom T29672, 2007-07.
24. Internal Electrotechnical Commission, Medical electrical equipment, IEC 60601-2-1, 1998.
25. DAWSON J, KAHLER D, MCDONALD B, KOPECKY W, GU J. Surface and percentage depth doses for secondary blocking using a multileaf collimator and cerrobend-alloy blocks. *Radiotherapy and Oncology*, 42: 285-288, 1996.
26. TAHERKHANI A, MOHAMMADI M, SABOORI MS., CHANGIZI V. Evaluation of the physical characteristic of Cerrobend blocks used for radiation therapy. *Iranian Journal of Radiation Research*, 8(2): 93-101, 2010.
27. CHENG CW, DAS IJ, STEINBERG T. Role of multileaf collimator in replacing shielding blocks in radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology*, 96: 385–395, 2001.
28. KLUTER S, PEREZ GS, SCHUBERT K, DEBUS J. Leakage of the Siemens 160 MLC multileaf collimator on a dual energy linear accelerator. *Physics Medical Biology*, 56: 29–37, 2010.

29. HUQ MS, DAS IJ, STEINBERG T, GALVIN JM. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. *Physics Medical Biology*, 47(12): 159–170, 2002.
30. VAN SANTVOORT JPC, HEIJMEN BJM. Dynamic multileaf collimation without 'tongue-and-groove' underdosage effects. *Physics Medical Biology*, 41(10): 2091-105, 1996.
31. KAMATH S, SAHNI S, PALTA J, RANKA S, LI J. Optimal leaf sequencing with elimination of tongue-and-groove underdosage. *Physics Medical Biology*, 49(3): 1-21, 2004.
32. GALVIN JM, SMITH AR, GALVIN J, LALLY B. Characterization of a multileaf collimator system. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 25(2): 181-192, 1993.

TEŞEKKÜR

Çalışmam sırasında, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, yoğun işleri arasında bana vakit ayırarak yol gösteren danışman hocam Sayın Prof. Dr. Lütfi ÖZKAN'a, klinik içi eğitimim ve tezimle ilgili bir çok konuda bilgi ve deneyiminden yararlandığım Uzm. Fiz.Ali ALTAY'a, tez ölçümlerim sırasında ve sonraki bütün aşamalarında mesleki bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen Uzm.Fiz.Abdullah YEŞİL'e sabrı, hoşgörüsü ve desteği için teşekkür ederim.

Ders aldığım bütün öğretim üyelerine, çalışmam esnasında bana her türlü mesleki yardımda bulunan radyoterapi merkezi personeline ve tezimin her aşamasında yanımda olan meslektaşım Aycan ŞENGÜL'e sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her anında olduğu gibi tez çalışmam sırasında da koşulsuz ve hiç bitmeyen destekleriyle her zaman yanımda olan sevgili aileme en içten dileklerle teşekkür ederim.

ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Ankara Keçiören’de doğdum. İlk ve orta öğrenimimi İzmir Narlıdere’de tamamladıktan sonra 2005 yılında Pamukkale Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümüne başladım ve 2009 yılında bölüm ikinciliğiyle mezun oldum. 2009 eylül ayında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Tıbbi Radyasyon Fiziği yüksek lisans programına başladım. Yüksek lisansa başladığım tarihten itibaren Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında volanter olarak görev yapmaktayım.