

**T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Tez Yöneticisi
Doç. Dr. Vuslat YÜRÜT ÇALOĞLU

**ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR (ÇYK) BULUNAN
LİNEER AKSELERATÖR CİHAZINDA AÇIK
ALANLAR İLE KAMA FİLTRELİ ALANLAR İÇİN
ALAN DIŞI DOZ FARKLILIKLARININ
ARAŞTIRILMASI**

(Yüksek Lisans Tezi)

Fiz. Suat ÇAKINA

EDİRNE-2014

**T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Tez Yöneticisi
Doç. Dr. Vuslat YÜRÜT ÇALOĞLU

**ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR(ÇYK) BULUNAN
LİNEER AKSELERATÖR CİHAZINDA AÇIK
ALANLAR İLE KAMA FİLTRELİ ALANLAR İÇİN
ALAN DIŞI DOZ FARKLILIKLARININ
ARAŞTIRILMASI**

(Yüksek Lisans Tezi)

Fiz. Suat ÇAKINA

**Destekleyen Kurum: Trakya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Birimi (TÜBAP 2014-02)**

Tez No:

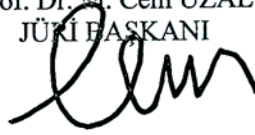
EDİRNE – 2014

T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğü

ONAY

Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı yüksek lisans programı çerçevesinde ve Doç. Dr. Vuslat YÜRÜT ÇALOĞLU danışmanlığında yüksek lisans öğrencisi Suat ÇAKINA tarafından tez başlığı “**ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR(ÇYK) BULUNAN LİNEER AKSELERATÖR CİHAZINDA AÇIK ALANLAR İLE KAMA FİLTRELİ ALANLAR İÇİN ALAN DIŞI DOZ FARKLILIKLARININ ARAŞTIRILMASI**” olarak teslim edilen bu tezin tez savunma sınavı 12/11/2014 tarihinde yapılarak aşağıdaki jüri üyeleri tarafından “**Yüksek Lisans Tezi**” olarak kabul edilmiştir.

İmza
Prof. Dr. M. Cem UZAL
JÜRİ BAŞKANI



İmza
Prof. Dr. Gülay DÜRMÜŞ ALTUN
ÜYE



İmza
Doç. Dr. Vuslat YÜRÜT ÇALOĞLU
ÜYE



İmza
Unvanı Adı Soyadı
ÜYE

İmza
Unvanı Adı Soyadı
ÜYE

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Tammam SİPAHİ
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince yetiŐmemde büyük katkı ve emeği geçen, bilgi ve tecrübeleri ile yol gösterici olan değerli hocalarım; anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. M. Cem UZAL, tez yöneticim Doç. Dr. Vuslat YÜRÜT ÇALOĞLU ve kliniğimizdeki tüm hocalarıma, tez çalışmam boyunca yardım ve desteklerini esirgemeyen başta Uzm. Fiz. Şule PARLAR olmak üzere, Uzm. Fiz. Yavuz AKSOY, Uzm. Fiz. Mustafa DOĐAN ve Uzm. Fiz. Nükhet KÜRKÇÜ'ye ve her zaman her koşulda yanımda olan aileme teşekkür eder en içten Őükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
GENEL BİLGİLER.....	3
EKSTERNAL RADYOTERAPİ (TELETERAPİ) CİHAZLARI.....	3
İZODOZ HARİTASI.....	8
KAMA (WEDGE) FİLTRE.....	15
TEDAVİ ALANI DIŞINDAKİ DOZLAR (PERİFERİK DOZ).....	19
GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	23
BULGULAR.....	34
TARTIŞMA.....	46
SONUÇLAR.....	51
ÖZET.....	52
SUMMARY.....	54
KAYNAKLAR.....	56
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	60
ÖZGEÇMİŞ.....	63

SİMGE VE KISALTMALAR

BT	Bilgisayarlı Tomografi
cGy	Santi Gray (Absorbe Doz Birimi)
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
DICOM	Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim
D_{max}	Maksimum Doz
d_{max}	Maksimum Doz Derinliği
DVH	Doz-Volüm Histrogramı
DW	Dinamik Wedge
EMD	Elektromanyetik Dalga
GA	Gantry Açısı
HU	Hounsfield Ünitesi
HW	Hard Wedge
IMRT	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
keV	Kilo Elektron Volt
kV_p	Kilovoltaj Pik Enerji Değeri
Linak	Lineer Akseleratör
MeV	Milyon Elektron Volt
MW	Motorize Wedge
MU	Monitör Ünitesi
MV	Milyon Volt/Mega Volt
PD	Periferik Doz
RT	Radyoterapi

SAD	Kaynak Eksen/İzomerkez Mesafesi
SDD	Kaynak Diyafram Mesafesi
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
WF	Kama/Wedge Filtre
3B	Üç Boyutlu
%DD	Yüzde Derin Doz

GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide (RT) ışın alanının geometrik sınırları dışındaki normal yapıları etkileyen periferik doz (PD) değerlerinin belirlenmesi klinik açıdan önemlidir. Toplam dozun küçük bir yüzdesi bile tümör çevresindeki kritik organlara zarar verebilir. Bu nedenle ışınlanacak hedef volüm komşuluğundaki kritik organların radyasyon dozları, hastadan tedavi pozisyonunda alınan Bilgisayarlı Tomografi (BT) kesitleri üzerinden tedavi planlama sisteminde (TPS) gerçekleştirilen 3 boyutlu (3B) rekonstrüksiyon ile, tedavi öncesinde değerlendirilir. Gerekirse kritik organların alacağı öngörülen dozlar tedavi planlaması değiştirilerek azaltılmaya çalışılır (1,2).

Periferik doz 3 ana kaynaktan oluşur:

- 1) Işınlama ünitesinden kaynaklanan sızıntı
- 2) Kolimatörlerden, kama/wedge filtre (WF) ve koruma blokları gibi huzme/demet değiştiricilerden (beam modifier) kaynaklanan dış saçılma
- 3) Primer ışın demetlerinin dokular içindeki etkileşmesinden kaynaklanan iç saçılma

Bunlardan ilk ikisi tedavi cihazındaki ışın kaynağının yer aldığı başlığın/kafanın konfigürasyonuna bağlıdır ve tedavi cihazları arasındaki başlık konfigürasyon farklılıklarından dolayı aynı şartlardaki ışınlamalarda dahi PD, cihazdan cihaza farklılık göstermektedir. Bu 3 ana faktörün dışında kolimasyon boyunca transmisyon, tedavi odasından kaynaklanan saçılmalar ve 10 MV ve üzerindeki fotonlardan oluşan nötron kontaminasyonu PD'ye az da olsa katkı yapar. Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) bulunan lineer akseleratörlerde (linak) alan sınırları koruma blokları ile değil ÇYK ile tayin edildiğinden, primer ve sekonder kaynaklı saçılmalar farklı olmakta ve sonuçta PD, koruma bloklu alandan farklı olmaktadır (3.4).

Radyoterapi uygulanan hastalarda tedavi alanı içerisindeki veya yakın komşuluğunda olan organlardaki doz ölçümü (eğer içi boş bir organ değilse) in-vivo dozimetri ile yapılamamakta, ancak 1-6 gibi az fraksiyonla uygulanan ve yan etkilerin hayati önem taşıdığı tüm vücut ışınlamaları gibi özel tekniklerde, cilt üzerine konulan detektörlerle (zaman kaybına neden olsa dahi) zorunlu olarak kullanılmaktadır. Klinik rutin uygulamalarda ise in-vivo dozimetri yapılmadan, TPS’de hesaplanan değerler ile yetinilmektedir. Oysa PD çeşitli alan genişlikleri için su eşdeğeri katı fantom üzerinde kolaylıkla ölçülebilir ve TPS sistemi verilerinin, gerçek doz ölçümleri ile ne ölçüde uyumlu olduğu karşılaştırılabilir (5).

Bu çalışmadaki amacımız kliniğimizde kullanılan ÇYK bulunan iki linak cihazı (Elekta-Synergy ve Varian-Clinac 2100 C/D) için açık ve WF’li alanlarda, katı fantom kullanılarak PD ölçümü yapmak ve bu değerleri TPS’de aynı şartlarda oluşturulan planlamadaki hesaplanan dozlar ile karşılaştırmaktır. Bu şekilde linak cihazlarında yapılan gerçek ölçümler ile TPS sistemlerinden elde edilen verilerin ne oranda tutarlı olduğu belirlenebilir, ayrıca kritik organ ve dokuların tolerans dozları ile bu dokularda oluşan PD’ler karşılaştırılabilir.

GENEL BİLGİLER

Radyoterapi; tedavi tekniklerinin, kullanılan tedavi cihazlarının, bilgisayar destekli TPS'lerin ve linaklardaki demet şekillendirme sistemlerinin (Örn: ÇYK) gelişimiyle beraber günümüzde etkin bir şekilde kanser tedavisinde kullanılmaktadır. RT'de en önemli kural, tümöre yeterli dozu verirken, çevresindeki riskli organların ve sağlıklı dokuların mümkün olan en az dozu almasını sağlamaktır (6).

EKSTERNAL RADYOTERAPİ (TELETERAPİ)

Vücut dışından (ışın kaynağı ile vücut arasında belli bir mesafe bırakılarak) hedef hacme/volüme iyonizan radyasyon gönderilmesine eksternal RT (teleterapi) denir. Eksternal RT'de günümüzde yaygın olarak megavoltaj X-ışınları üreten doğrusal hızlandırıcı cihazlar (lineer akseleratör/linak) kullanılır (Şekil 1). 20. yüzyılın ilk yarısında eksternal RT'de kullanılan ortovoltaj veya süpervoltaj (150-800 kV) X-ışını cihazları, yerlerini 1960'lardan sonra Co-60 (kobalt) teleterapi cihazlarına bırakmıştır. Günümüzde ise bilgisayar kontrollü linaklar, hem yüzeysel hem de derinde yer alan tümörlerin eksternal tedavisinde tercih edilen cihazlardır (6,7).

Lineer Akseleartörler

Isıtılan tungsten filamentten serbestlenen elektronların içinde odacıklar bulunan vakum altındaki silindirik bir tüpün eksenini boyunca yüksek frekanslı (~3000 MHz) elektromanyetik dalga (mikrodalga) kullanılarak hızlandırılması işlemine, doğrusal hızlandırma denir. Linak cihazını oluşturan bölümler şunlardır (Şekil 1):

- Elektrik güç kaynağı
- Modülatör

- Elektron tabancası
 - Magnetron veya klystron
 - Dalga kılavuzu
 - Hızlandırıcı tüp
- Tedavi başlığı/kafası (6).



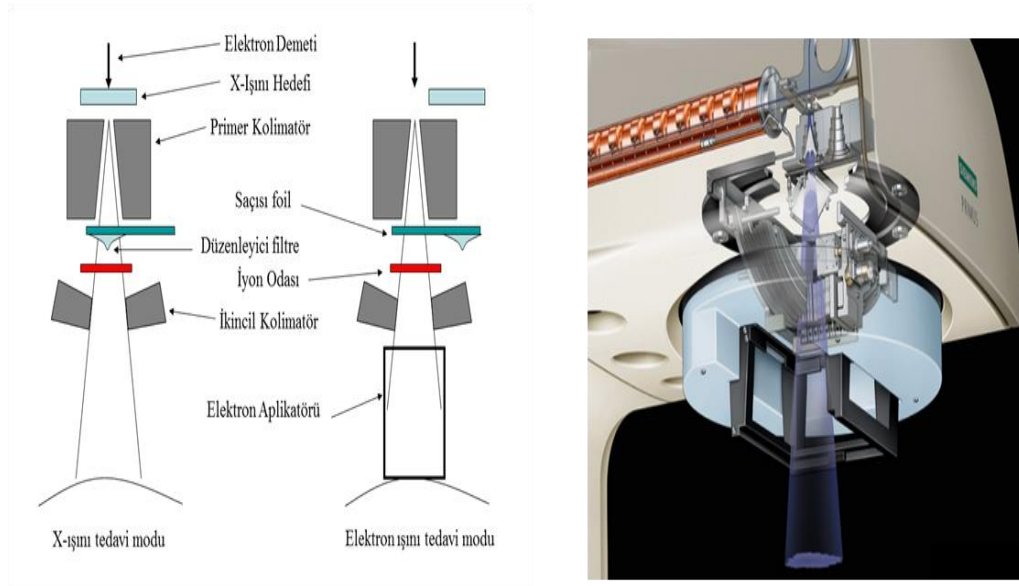
Şekil 1. Lineer akseleratör cihazı (7)

Lineer Akseleratörlerin Özellikleri

Kliniğimizde olduğu gibi dual (iki farklı enerji seviyesinde) megavoltaj X-ışını üreten linakların hızlandırıcı tüpleri, 15-18 MeV seviyesinde yüksek kinetik enerjili elektronlar üretebilmesi için oldukça uzun tasarlanmıştır (1-1.5 m). Bu nedenle gantry içinde (tedavi odasının çok yüksek olmaması ve tedavi masasının yine çok yüksekte bulunmaması için) longitudinal/oblik pozisyonda imal edilmiştir. Işınlardan masa üzerindeki hastaya dik olarak yönlendirilebilmesi için hızlandırılmış elektronlar hedefe çarptırılmadan önce, mıknatıs ve odaklayıcı bobinlerin yarattığı manyetik alanda (cihazın dizaynına göre) 90° veya 270° saptırılır. Elektron ışınları yüzeysel tedaviler için direk olarak kullanılırken, derin tedavilerde kullanılan fotonların üretilmesi için hızlandırılmış elektronların (yüksek atom numaralı) tungstenden yapılmış hedefe (target) çarptırılmaları gerekir. Bu şekilde yüksek enerjili X-ışınları oluşturulur (6-9).

Işın sahasında doz dağılımının homojenizasyonunu (üniform olmasını) sağlayabilmek için, elektronlar çok ince bir metal (genelde kurşun) folyadan geçirilerek saçılmaları sağlanır (scattering foil). Elektron huzmesinin yayılmasını sağlayan bir başka metot, ince elektron huzmesine belli bir aralık boyunca elektromanyetik tarama (scanning) uygulanmasıdır. X-ışınları ise yine metalden (genelde tungstenden) yapılmış konik şekilli bir düzleştirici/düzenleyici (flattening) filtrelerden geçirilir (6,7).

Cihazın başlığının/kafasının içinde ayrıca; ışın huzmesinin kollimasyonu (ışınlanacak alan boyutlarına ayarlanabilmesi) için kullanılan primer ve sekonder kolimatörler (çene/jaws), aralarında ise yukarıda bahsi geçen filtreler, doz monitorizasyonu için kullanılan iyon odaları ve ışın alanının aydınlatılmasını sağlayan lamba ve ayna sistemi bulunur (Şekil 2).



Şekil 2. Kollimatör sistemi ve seçilen radyasyonun türüne göre sistem elemanlarının konumlanması (7)

Ayarlanabilir sekonder kolimatörler; standart simetrik, asimetric ve bunlara ek olarak yeni linaklarda ÇYK'lar şeklinde olabilir. Yeni nesil ÇYK'lar ise yoğunluk ayarlı RT (IMRT) tedavileri için, hızları elektronik olarak bilgisayarla kontrol edilerek ışın sahası boyunca hareket ettirilebilirler.

Başlığın/kafanın alt yüzünde ise hard WF'lerin, koruma blok tepsisinin veya elektron ışınlarında (penumbrayı daraltmak amaçlı) ek kollimasyon için kullanılan aplikatörlerin hatasız olarak takılabilmemesine yarayan özel yerler (yiv/slot) vardır (6-8).

Elektron Hızlandırılması

Konvansiyonel X-ışını tüplerinde elektronların 800 keV'den daha yüksek enerjiye ulaşmaları mümkün değildir. Röntgen tüpünde olduğu gibi filamentin ısıtılmasıyla elektron tabancasında serbest hale getirilen elektronlar, daha yüksek hızlara ulaşabilmeleri için (daha yüksek kinetik enerjiye sahip olmaları için) kümeler halinde vakum altındaki (havası boşaltılmış) doğrusal hızlandırıcı tüp içine enjekte edilir. İyi bir iletken olan bakırdan yapılmış, birbirini takip eden odacıklardan (~8cm çap) oluşan ve eksenini boyunca 2-3mm'lik bir açıklık bulunan silindirik şeklindeki bu tüpün içine düşük bir hızla (50 keV) giren elektronlar, odacıklardaki ~3000 MHz elektromanyetik alan içinde hızlandırılır. Elektrik olarak (-) yüklü olan elektronlar ışık hızında olan mikrodalgaların sinüzoidal elektromanyetik alanından etkilenecek, adeta dalgalar üzerinde ilerleyen bir sörfçü gibi, odacıktan odacığa eksenindeki kanal boyunca doğrusal olarak hızlanarak taşınırlar. Tüpün çıkışında her odacıkta kazandıkları hızın bir toplamı olarak elektronlar 4-25 MeV enerjisine ulaşır ve hedefe çarptırılmaları ile 4-25 MV seviyesinde yüksek enerjili X-ışınları elde edilir. Tüpün çıkışında 3mm çapında olan ışın huzmesi, dar/ince huzme anlamında "pencil beam" olarak adlandırılır. Saçıcı veya düzleştirici filtrelerden geçtikten sonra daha geniş alana yayılan bu ışınlar için kaynak genişliği, bu nedenle noktasal olarak kabul edilir (sanal kaynak). Elektronlar tüp çıkışında her ne kadar monoenerjetik olsalar dahi, saçıcı filtre, kollimatörler ve hasta cildine ulaşana kadar içinden geçtiği hava molekülleri ile etkileşerek bu özelliklerini yitirir ve belli bir enerji spektrumu içinde dağılım gösterirler. Monoenerjetik elektronların hedefe çarpması ile hedefin diğer tarafında oluşan X-ışınları tungsten tarafından ağır bir filtrasyona uğramış olur ve üstelik düzleştirici filtre tarafından daha da sertleştirilerek yumuşak X-ışınlarından arınmış olur. Ancak yüksek enerjili de olsa linak X-ışınları yine de hedefteki oluşumları sırasında belli bir spektrum içinde dağılım gösterirler. Ayrıca düzleştirici filtre (konik şekilli kesitinden anlaşılacağı gibi) X-ışın huzmesi içinde farklı oranlarda atenuasyona neden olur. Bu da foton enerji spektrumunu daha da genişletme etkisi gösterir. Bu nedenle örneğin 6 MV X-ışınının enerji spektrumunun en yüksek değeri (pik) 6 MV iken, ortalama enerjisi 2 MV'nin biraz üzerindedir (6,9).

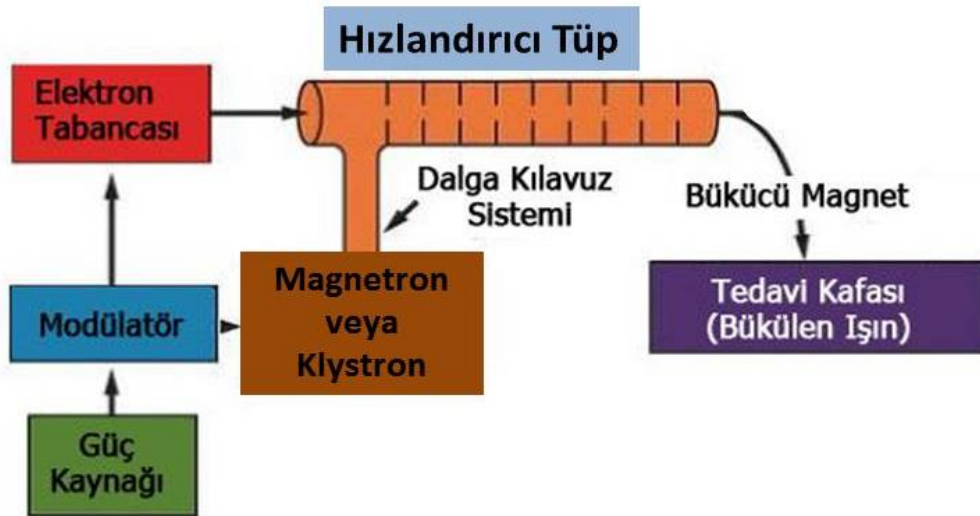
Lineer Hızlandırıcıların Çalışma Prensibi

Elektrik güç sağlayıcısı (power supply) şehir şebekesinden (alternatif akımdan) modülatöre direkt akım (DC) gönderir. Modülatörde yüksek voltajda elektrik atımları (pulse) oluşturularak "hidrojen thyatron" tüpü tetiklenir. Bu tüp mikrosaniyelik aralıklarla yüksek voltaj DC atımlarını, dalga kılavuz sistemi (wave guide system) üzerinden eşzamanlı olarak

elektron tabancasına ve magnetrona/klystrona gönderir. Bu şekilde magnetron/klystron tarafından aynı mikrosaniyelik aralıklarla oluşturulan mikrodalga atımları (~3000 MHz) hızlandırıcı tüp içine sevk edilirken, elektron kümeleri de bu ritme uygun olarak elektron tabancasından tüpün ilk odacığına doğru zamanda enjekte edilmiş olurlar (6,10,11).

Magnetron, mikrodalga üreten bir cihazdır. Mikrosaniye mertebesindeki aralıklarda mikrodalga atımları üretir. Saniyede birkaç yüz atım oluşur. Her atım içindeki mikrodalğanın frekansı ~3000 MHz' dir. 4-6 MV enerjili linaklarda magnetronların çıkış gücü 2MW'dır.

Klystron, mikrodalga üretmez. Mikrodalga güçlendiricisi olarak görev yapar. Düşük güçteki osilatörler tarafından üretilen mikrodalgalar, güçlendirilmek üzere klystrona gönderilir. Yüksek enerjili (>10 MV) linaklarda kullanılan klystronlarda, 5 MW çıkış gücü ile 25 MV'ye kadar X-ışını üretilmektedir. Klystronların doz stabilitesi magnetronlara göre daha iyidir (Şekil 3) (6-11).



Şekil 3. Linak çalışma prensibinin şematik gösterimi (11)

Lineer hızlandırıcılar enerji düzeyine göre 2 gruba ayrılır:

- Düşük enerjili linaklar, derin doz özellikleri 1,25 MV enerji seviyesindeki Co-60 monoenerjetik gamma ışınlarına benzeyen, ama monoenerjetik olmayan 4-6 MV X-ışınları

üretmektedir. Ancak ışının kolimasyonu daha iyi olduğundan, saha kenarlarındaki doz (penumbra) keskinliği Co-60 cihazlarına belirgin üstünlük sağlar.

➤ Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılar ise, kalın hastaların derin yerleşimli tümörlerinin ışınlanmasına uygun yüksek enerjili (10-25 MV) X-ışını üreten cihazlardır. Günümüzde düşüğü 6 MV olmak üzere, daha yüksek enerjisi ise 10-18 MV aralığında olan dual enerjili linaklar daha yaygındır. Cyberknife ve tomoterapi cihazlarında ise 4-6 MV X-ışınları üretilmektedir (6,7).

Yoğunluk ayarlı RT’de belli bir tedavi için toplam ışınlama süresi ve dolayısıyla integral dozu, konvansiyonel ve konformal tekniklere göre belirgin olarak daha yüksektir. Alan sayısının da diğer tekniklere göre daha fazla olması, derin tümörlerin tedavisinde dahi cilt dozlarını anlamsız hale getirmekte, daha yüksek enerjili X-ışınlarından sağlanacak cilt koruyucu etkiyi de (skin sparing effect) gereksiz kılmaktadır. Ayrıca yüksek enerjide hastadan çıkış dozları da düşük enerjilere göre daha yüksektir. Bunun yanında, 10 MV ve üstündeki enerjilerdeki X-ışınlarında kolimatörlerdeki etkileşme ile oluşan hızlı nötronlar, hem hastada ışın sahası dışında doz artışına neden olmakta, hem de kolimatörde ışınlamadan kısa bir süre sonra dahi üretilmeye devam edilmeleri ve beton/kurşun zırhlamadan sızıntı yapabilmelerinden dolayı, çalışanlar açısından da bir sakınca yaratmaktadır. Bu nedenle IMRT ve volümetrik ark tedavilerinde yüksek enerjili X-ışınlarını kullanımından kaçınmak gerekir (6, 12).

Bölümümüzde kullanılan linaklarda RT alanlarının doğrulaması, cihazın düşük enerjili X-ışını (6 MV) kullanılarak alınan, portal görüntüleme ile yapılabilmektedir. Tedavi planlama sisteminde BT kesitleri üzerinden dijital rekonstrüksiyonla, tedavi alanlarının direk grafi görüntüleri (DRR) oluşturulur ve tedavi cihazına gönderilir. Tedaviye başlamadan hemen önce ışın alanlarından alınan port grafi ile (veya izosentir tayini için ortogonal 1 ön-1 yan görüntüler üzerinde) DRR görüntüleri karşılaştırılarak, gerekiyorsa masa hareketleri ile düzeltme yapılır. Görüntü kılavuzluğunda RT (IGRT) uygulaması için ise linak cihazına “cone beam CT” adı verilen sistemin (80-150 kV’lik röntgen tüpünün ve karşısına detektörün) monte edilmesi gerekmektedir. Böylece BT kesitlerine benzer şekilde (rezolüsyonu megavoltaj görüntülemeye daha yüksek olan) görüntüler alınabilmekte ve yumuşak dokular da görüntülenebildiğinden, rotasyonel sapmalar daha iyi ayırt edilebilmektedir. İçyapıların ve tümörün anatomik yerleşimindeki, volümlerindeki ve komşuluk sınırlarındaki değişikliklerin yanında, kilo kaybı gibi nedenlerle oluşabilecek vücut konturundaki farklılıklar

tedavi süresince takip edilebilmektedir. Bu sayede adaptif tedaviler uygulanabilir hale gelmiştir.

İZODOZ HARİTASI

Belli bir ışın huzmesi için izodoz haritası, merkezi eksenindeki yüzde derin dozun (%DD) belli aralıklar ile çizildiği (Örn: %90, %80, %70, vs.) ve hem derinliğe hem de merkezi eksenden yanlara doğru uzaklığa göre dozdaki değişiklikleri gösteren izodoz (eşdeğer doz) eğrilerinin gösterilmesinden oluşur. Klinikte kısaca doz dağılım haritası olarak adlandırılır (6).

İzodoz değerleri ya ışın merkezi eksenindeki maksimum doz noktasına (%100), ya da (izosentrik çok alanlı tedavilerde kullanıldığı gibi) ışınlanan volüm içinde yine merkezi ekseninde daha derin bir noktaya normalize edilir. Ancak bu durumda, çoklu alan kullanılan bir izosantrik tedavide her alan için SSD farklı olacaktır. İzosentrik tedaviler, tedavi masasının tüm tedavi süresince sabit kaldığı (bu sayede SSD tekniği ile uygulanan tedavilerde meydana gelebilecek set-up hatalarının önlenildiği) tedaviler olması nedeniyle tercih edilir. Bu nedenle konformal ve IMRT tedavilerinde izosentrik teknik tek alternatiftir. Her alan için sabit (linak için 100 cm) SSD mesafesi kullanılan SSD tekniği tek alanlı tedaviler (Örn: elektron tedavileri) için uygundur. İzodoz eğrilerinin incelenmesi ile X-ışınlarının doz dağılımlarının bazı genel özellikleri ortaya çıkar:

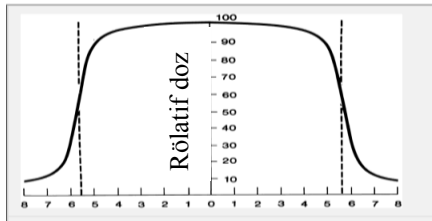
1. Herhangi bir derinlikteki en yüksek doz değeri normalde ışının merkezi eksenindedir ve doz, merkezi eksenden kenarlara doğru uzaklaştıkça yavaşça düşer. Yalnız düzleştirici filtre kullanılan linaklardaki X-ışınları buna istisna oluşturur ve yüzeye yakın derinliklerde doz değeri alan kenarlarına doğru “boynuz” tabir edilen (merkezi eksendekinden biraz daha yüksek) doz bölgeleri oluşur. Bu “boynuz”lar linaklarda derindeki izodozların alan kenarında düşüş göstermemesi için kullanılan düzleştirici konik filtreler nedeniyle oluşur. Ancak bu kompensasyon yüzeye yakın bölgelerde “overcompensation”a neden olur (yani kenarlara doğru sıcak doz noktalarının ortaya çıkmasına sebep olur).

2. Alan kenarlarındaki penumbra bölgesinde ise doz, merkezi eksenindeki doza oranla yanlara doğru hızla düşer. Alanın sınırlarının hem içine hem de dışına uzanan geometrik penumbranın genişliği kaynak çapına, SSD’ye ve kaynak-diyafra (kolimatör) mesafesine (SDD) bağlıdır. Penumbrayı oluşturan bir diğer faktör, ışının kolimatör iç kenarlarından geçerken (farklı kalınlıklarda filtrelenmeye maruz kaldıklarından) aynı oranda atenü olmamalarıdır (transmisyon penumbrası).

3. Alan kenarındaki hızlı doz düşüşü (fall-off) sadece geometrik ve transmisyon penumbrası ile ilgili değil, aynı zamanda hasta dokularında alan içinden yanlara doğru saçılan ışın miktarındaki azalmayla da ilgilidir. Bu nedenden dolayı ışının penumbra bölgesindeki keskinliğini ifade etmek için fiziki (yani dozimetrik olarak ölçülen) penumbra tanımı kullanılır. Fiziki penumbranın genişliği, derinlikle birlikte arttığından spesifik bir derinlikteki iki spesifik izodozun arasındaki mesafe olarak tarif edilir. Genelde, d_{max} derinliğinde %80 (alan içi) ve %20'lik (alan dışı) izodoz eğrileri arasındaki yan uzaklık olarak tanımlanır.

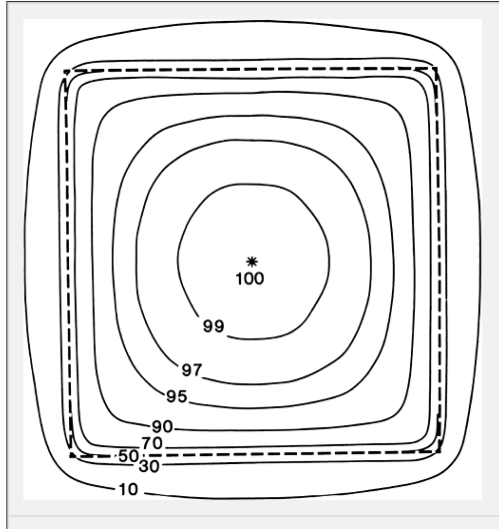
4. Işının geometrik sınırları ve penumbra bölgesi ötesindeki periferik doz değişimi, alan içindeki dokulardan dışarıya doğru olan yan/lateral ışın saçılmalarından ve aynı zamanda kolimatör sisteminden olan saçılma ve sızıntıdan kaynaklanır. Bunun da ötesinde (kolimatör bölgesinin de dışında) oluşan minimal bir doz, cihazın kafasından olan sızıntı (therapeutic housing - source housing) ve ortamda meydana gelen (örneğin oda içindeki diğer malzemeler, duvarlar ve hava) sekonder saçılmalarından meydana gelir (6-10).

Şekil 4'de spesifik bir derinlikteki (10 cm) referans alanın (10x10 cm) iki kenarı arasında (ışın merkezinden geçmek üzere) saha boyunca meydana gelen simetrik doz değişimi görülmektedir. Işının bu şekilde gösterimi ışın profili (beam profile) olarak adlandırılır. Şekilde görüldüğü gibi alanın fiziksel genişliği, referans derinlikteki %50'lik izodoz hatları (yani fiziki alan kenarları) arasında kalan lateral mesafe olarak belirlenmiştir. Geometrik sınırlar ise aydınlatılan alanın cilt üzerinde görülen (projekte olan) kenarlarıdır. Bu ikisinin çakışması için tedavi cihazlarında ışın-ışık alanı ayarı (*alignment*) çok önemlidir. Bu işlemde cihazın SAD (izosentr) mesafesinde merkezi eksene dik (yatay) düzleme projekte edilen ışın alanının d_{max} 'taki %50'lik izodoz hattı (fiziki kenar) ile alanın cilt üzerinde görünmesini sağlayan ışık alanının projekte olan kenarları (geometrik kenar) ile karşılaştırılır. Işık alanı-ışın alanı uyumu denilen bu test için referans 10x10 cm alan fiziki sınırları, linak için SSD=100 cm'de alınan gamagrafi filmiyle kontrol edilir (6).



Şekil 4. Alan boyunca derin doz profilinin gösterimi (Co-60 cihazında, SSD=80 cm, d=10 cm, alan yüzeyde 10x10 cm. 10 cm derinlikteki fiziki alan sınırları noktalı çizgilerle gösterilmiştir) (6)

Belirli bir derinlikteki alan içi düzlem boyunca doz dağılımını göstermenin profil dışında daha ayrıntılı bir yolu da, izodoz eğrilerinin ışının merkezi eksenine dik düzlemde izodoz haritasına benzer şekilde çizdirilmesidir (Şekil 5). Hedef volümü uygun bir şekilde saracak izodoz eğrisine (Örn.%90) göre alan genişliğinin ayarlanacağı tedavi planlamalarında, böyle bir yöntemin seçilmesi uygun olacaktır (6,7).



Şekil 5. Işının merkezi eksenine dik düzlem boyunca kesitsel (cross-sectional) izodoz dağılımının gösterimi. İzodozların değerleri alanın merkezinde % 100'e normalize edilmiştir (Co-60 cihazında, SSD=80 cm, d=10 cm, alan yüzeyde 10x10 cm. 10 cm derinlikteki geometrik alan sınırlarının projeksiyonu noktalı çizgilerle gösterilmiştir) (6)

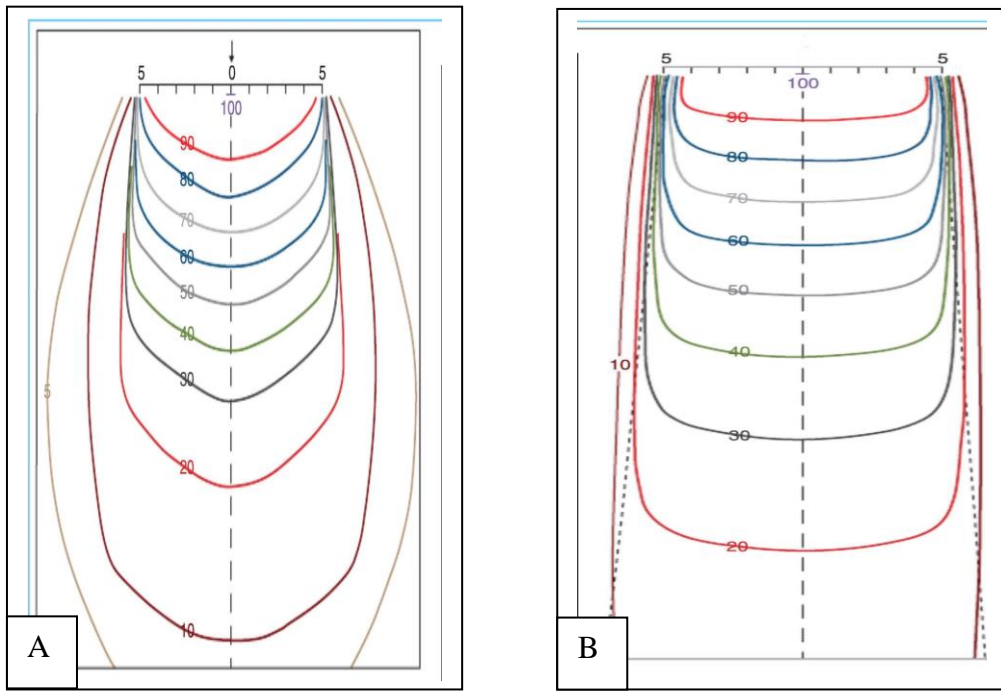
İzodoz Eğrilerinin Parametreleri

Tek alandaki bir izodoz dağılımının parametreleri arasında ışın kalitesi, kaynak boyutu/SSD/SDD, ışın kolimasyonu ve alan büyüklüğü bulunmaktadır.

a) Işın kalitesi:

Merkezi eksen derin doz dağılımları ışının enerjisine bağlıdır. Dolayısıyla belli bir izodoz eğrisinin derinliği ışın enerjisi ile birlikte artar. Işının enerjisi aynı zamanda alanın kenarlarına yakın izodoz eğrilerinin şekillerini de etkiler. Düşük enerjili fotonlarda meydana gelen daha fazla yan saçılma, izodoz eğrilerinin alan dışına doğru şişlik (bulge) yapmasına neden olur. Bir başka deyişle, alan dışındaki ortamda oluşan absorbe doz (PD), düşük enerjilerde yüksek enerjilere nazaran daha fazladır.

Fiziksel penumbra Şekil 6 ve 7’de görüldüğü gibi ışın kalitesine göre değişmektedir. Beklenildiği gibi, alan dışındaki izodoz eğrileri (%10 ve %5 gibi) ortovoltaj ışınlarda megavoltaj ışınlarla göre daha geniş mesafelerdedir (şişlik yapmaktadır). Bu nedenle ortovoltaj ışınların bir dezavantajı da tedavi bölgesi dışındaki dokuda saçılan dozun fazla olmasıdır. Buna karşılık yüksek enerjili (megavoltaj) fotonlar için saçılmanın çoğunlukla ileriye doğru olması nedeniyle, alan dışındaki doz daha azdır (minimaldir) ve enerjiden çok kollimatör sisteminden olan saçılmadan etkilenir (yani kollimatör açıklığı ile değişir) (6-10).



Şekil 6. Farklı kalitedeki radyasyonlar için izodoz dağılımları.

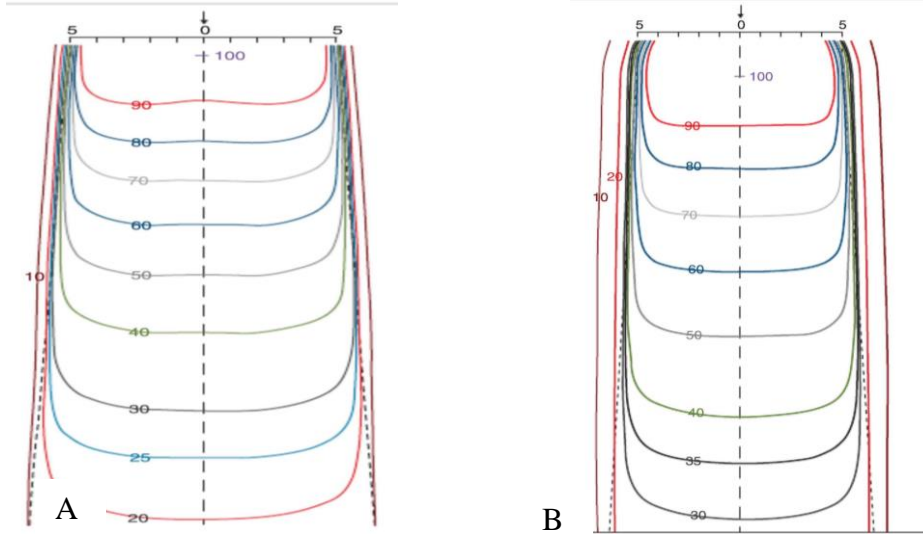
A- 200 kVp, SSD = 50 cm, HVL = 1 mm Cu, Alan boyutu = 10x10 cm.

B- Co-60, SSD = 80 cm, Alan boyutu= 10x 10 cm (6)

b) Penumbra etkisi: (kaynak boyutu, SSD ve SDD)

Geometrik penumbrayı etkileyen 3 parametre (kaynak boyutu, SSD ve SDD) aynı zamanda izodoz eğrilerinin şeklini de etkilemiş olur. Bunların arasında SSD kaynağa olan uzaklığı tayin ettiğinden izodoz eğrilerinin derinliğine ve doğal olarak %DD değerlerine de etki eden en önemli faktördür. Alan kenarları boyunca doz değişimi geometrik penumbranın, yana saçılmanın ve kolimasyon sisteminin kompleks bir fonksiyonudur. Linak için geometrik penumbrayı oluşturan kaynak boyutu önemsizdir (2-3 mm’lik fokal spot noktasal olarak kabul edilir). Artan derinlikle birlikte yukarıda bahsedilen 3 faktör de penumbranın keskinliğinde rol oynar. Örneğin, kaynak çapı 2 cm alan bir Co-60 cihazında penumbra düzenleyici (trimmer)

veya ikincil bloklama kullanılarak derindeki penumbra keskinliği, daha yüksek enerjili olan ve kaynağı noktasal kabul edilen linak X-ışınlarına benzer hale getirilebilir. Şekil 6 ve 7’de Co-60, 4 MV ve 10 MV fotonların izodoz eğrilerinde fiziki penumbra genişliklerinin, ortovoltaj X-ışınlarına (200 kV_p) nazaran kendi aralarında az çok benzer oldukları görülmektedir (6).



Şekil 7. Farklı kalitedeki radyasyonlar için izodoz dağılımları.

A- 4 MV X-ışını, SSD = 100 cm, Alan boyutu = 10x10 cm.

B- 10 MV X-ışını, SSD = 100 cm, Alan boyutu = 10x10 cm (6)

c) Kolimasyon ve düzleştirici filtre:

Kolimasyon terimi sadece ışının alan boyutlarını ve şeklini belirleyen kolimatörler veya kurşun blokları için değil, aynı zamanda linaklarda fokal spot ile hasta arasında ışın demetinin yolu üzerinde yer alan düzleştirici filtre ve diğer absorbe ediciler (absorber) veya saçıcılar (scatterer) için de kullanılmaktadır. Bunların içinde megavoltaj X-ışınlarında kullanılan düzleştirici filtre, izodoz eğrilerinin şeklinin belirlenmesinde en etkili olanıdır. Filtre kullanılmaz ise izodoz eğrileri, X-ışını yoğunluğunun (dozun) merkezi eksen boyunca (kenarlara göre belirgin bir şekilde) yüksek olduğu ve transvers düzlemde yanlara doğru alan içinde hızlıca azaldığı konkav bir şekil alacaktır. Düzleştirici filtrenin işlevi, ışın-yoğunluk dağılımının alan boyunca (transvers düzlemde) uniform (düzgün/flat) olmasını sağlamaktır. Bu yüzden tungsten filtrenin şekli, merkezde en kalın ve yanlara doğru incelen bir koni formundadır (6,8).

Filtrenin boyuna (cross-section) kesitindeki merkezden kenara doğru kalınlık farkları (incelme) aynı zamanda filtreden geçen megavoltaj X-ışınlarının değişik filtrasyonlara

uğrayıp aynı ışın demetinde, farklı sertlikte (kalitede) bir foton spektrumuna dönüşmesine neden olur (ortada en sert ama doz hızı/yoğunluğu düşük, kenarlara doğru ise yoğunluk filtrenin incilmesi ile yüksek ancak ışın kalitesi daha düşük). Genellikle ışının ortalama enerjisinin alan çevresinde (merkeze oranla) daha düşük kalmasının sebebi budur. Alan transvers düzlemi boyunca ışın kalitesinde görülen bu değişim, derinlik arttıkça düzgünlüğün (flatness) de değişmesine neden olur. Ancak derinlikle birlikte düzgünlükteki değişimin sebebi yalnızca alan boyunca ışının seçici olarak farklı sertleştirilmesi/yoğunlaşması değil, aynı zamanda üstteki etkileşimlerin sonucu meydana gelen iç saçılma radyasyonunun derine doğru azalmasının farklı oranlarda olmasından kaynaklanır. Işın düzgünlüğü genellikle cihazın (linak) maksimum saha genişliklerinin (40x40 cm), kullanılan fantomda d_{max} noktasına getirildiği şartlarda, 10 cm derinlikte belirlenir. Düzgünlük 10 cm derinlikte alan içi izodoz değerlerinin, merkezi eksen değerinin $\pm\%3$ içinde kalması şeklinde tanımlanır. Bu düzgünlük derecesinin, spesifikasyon yapılan referans derinlikte (10 cm) alan büyüklüğünün $\%80$ ' ini içerecek şekilde veya merkezden alan kenarlarına 1 cm'e kadar olan mesafelerde bu oranı koruyacak şekilde olması gerekir. Bu özellikler RT'de gerekli hassasiyetin sağlanması için gerekli şartlardır. Linaklarda 10 cm derinlikte uygun düzgünlük elde edebilmek için kullanılan düzleştirici filtre nedeniyle, yüzeye yakın yerlerde alan kenarlarına doğru merkezden daha yüksek bir doz (boynuz-horn) bölgesinin oluşması kaçınılmazdır. Ancak yüksek doz bölgesinin büyüklüğü düzleştirici filtre dizaynı ile değişir ve bu değişim yüksek enerjiye nazaran, düşük enerjilerde daha fazladır. Pratikte, yüzeye paralel (transvers düzlemde) hiçbir noktada merkezi eksenin $\%107$ 'sinden daha yüksek dozların olmaması halinde, yüzeye yakın derinliklerdeki bu "superflat" izodoz eğrileri kabul edilebilir (6,7).

d) Alan büyüklüğü:

Alan büyüklüğü tedavi planlamada en önemli parametrelerden biridir. Tümörün/televi volümünün dozimetrik açıdan uygun şekilde sarılması için, uygun alan büyüklüğünün doğru bir şekilde belirlenmesi gereklidir. Bu belirleme geometrik olarak değil dozimetrik olarak yapılmalıdır. Başka bir deyişle tedavi volümünü saran izodoz eğrisi (Örn: $\%90$) referans alınmalı ve tedavi volümünü saracak bu izodoz hangi alan genişliğinde sağlanıyor ise, alanın geometrik büyüklüğü o olmalıdır (baştan yapılacak geometrik alan seçimi ile uygun dozimetrik dağılım elde etmek her zaman mümkün olmayabilir).

Alanın önemli bir kısmının penumbra bölgesinde olduğu 6 cm'den küçük alanlar kullanıldığında çok dikkat edilmelidir. Kaynak büyüklüğü, kolimasyon ve düzleştirici filtrenin dizaynı gibi faktörlere bağlı olarak küçük alanlar için izodoz eğrileri konkav hale

gelmektedir. Bu nedenle küçük alanlar için tedavi planlamasının %DD değerleri ile derinliğe göre hesap yapılarak değil, izodoz eğrilerine göre planlanması zorunludur.

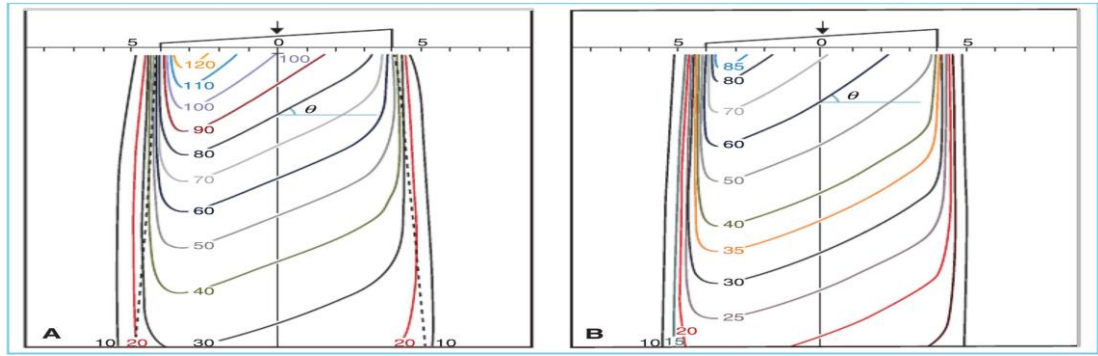
Co-60 ışınlarında çok geniş sahalarda izodozların düzgünlüğü bozular, kenarlarda doz düşmeye başlar ve konkavite oluşur. Bu etkinin sebebi primer ışının kenarlara doğru giderek daha fazla oblik giriş yapması (merkezi eksendeki izodoz derinliğine ulaşana kadar ortamda daha fazla yol kat etmesi), kaynaktan uzaklığın merkeze göre daha fazla artması ve merkezi eksene olan lateral uzaklığın artması ile birlikte aynı düzlemdeki saçılmış radyasyonun yanlara doğru kademeli bir şekilde azalmasıdır. Bu etki özellikle *medullablastom* tedavisinde kullanılan *kranio-spinal* alanlar gibi ince uzun alanlarda belirgindir. Bu gibi durumlarda merkezi eksen dozu ile yetinilmemeli, alan boyunca doz dağılımı (izodozlar) gözden geçirilmeli, merkezi eksen dışı (off-axis) birkaç noktadaki doz hesaplanarak kontrol edilmelidir (6-10).

KAMA (WEDGE) FİLTRE

Işınların düzgün olmayan yüzeylerden giriş yaptığı durumlarda doz dağılımını değiştirmek/düzeltilmek için ışının huzmesinin önüne (doku eksikliğini gidermek için) özel şekilli farklı geçirgenlikte absorbe edici bloklar (Örn: kompansatuvar filtreler) yerleştirilir. Huzme düzenleyici (beam modifier) olarak adlandırılan bu aksesuvarlardan en basit olanı ve en sık kullanılanı (her cihazla birlikte üretici firma tarafından temin edilen) kama/wedge filtreler (WF)'lerdir. Kama şeklinde olan bu ışın soğurucular, huzme içinde ışının yoğunluğunda kademeli azalmaya sebep olarak, izodoz eğrilerinin (açık alanda yüzeye paralel olan pozisyonlarına göre) eğimli olmalarına yol açar. Şekil 8'de gösterildiği gibi WF'li alanın izodoz eğrileri, WF'in ince tarafına doğru eğim yaparlar (açılanırlar) ve bu eğim kama filtrenin kalın kenarının büyüklüğü ile bağlantılıdır (1,6).

Kama/wedge filtre genellikle çelik veya kurşun gibi yoğun materyalden bir metal alaşımdır ve hard (sert) WF (HW) olarak adlandırıldığı gibi, fiziksel/standart WF olarak da anılır. HW'ler, kaynaktan belli bir uzaklıkta ışın huzmesinin önüne yerleştirilebilen özel bir tepsiye (merkezi ışın HW'nin merkezinden geçecek şekilde) monte edilmişlerdir. Bu tepsi linak kafasının altındaki oluklara/yivlere takılarak sabitlenir. HW'nin cilde olan mesafesi (HW'lerin cilt yüzeyinden uzaklığı), yüksek enerjili ışınların cilt koruma etkisini (skin-sparing effect) azaltmamak için (yani filtreden kaynaklanan saçılmaların ciltten uzakta tutulması gerektiğinden) en az 15cm olmalıdır. WF'lerin bir başka türü de gerçek kama şekli taşımayan dinamik/sanal wedge (DW)'dir. Tedavi başlığındaki/kafasındaki ikincil/sekonder

kolimatörlerden (çene/jaws) bir tanesinin bilgisayar kontrollü olarak tüm alan boyunca hareket ettirilmesi prensibine dayanır. Bu kollimatörün alanı kapatma hızına (dinamik hareketine) bağlı olarak, istenilen her wedge açısında doz profili elde edilebilir. DW'ler bu özellikleri ile geleneksel (belirli açılardaki) HW'lere göre avantaj sağlarlar. Diğer taraftan günümüzde tüm WF'ler ve kompensatörler yerlerini Yoğunluk Ayarlı RT (Intensity Modulated RT/IMRT) ile birlikte kullanıma giren yeni teknoloji ürünü hareketli multilif (çok yapraklı) kolimatörlere (ÇYK) bırakmıştır (1,6).



Şekil 8. Kama/wedge filtre için izodoz eğrileri

A- Kama filtreli alanın d_{max} noktasına normalize edilmiş

B- Açık alan d_{max} noktasına normalize edilmiş

Co-60 ışını, Wedge açısı= 45° , Alan boyutu= 8×10 cm, SSD= 80 cm (6)

a) Wedge izodoz açısı:

Wedge izodoz açısı (veya wedge açısı) izodoz eğrisinin belirli bir derinlikte, merkezi ışın eksenine dik transvers/yatay düzlemle yaptığı eğimin açısı şeklinde tanımlanır. Bu tanımda wedge açısının (genelde %50'lik) izodoz eğrisi ile, merkezi eksenin normali (dikeyi) arasındaki açı olduğuna dikkat edilmelidir. Ancak, referans derinliğin seçiminde genel bir uzlaşma yoktur. Bazıları derinliği alan büyüklüğünün fonksiyonu (Örn: alan genişliğinin 1/2 veya 2/3'ü) olarak tanımlarken, diğerleri %50'lik izodoz eğrisinin bulunduğu derinlik olarak tanımlar. Ancak ikinci tanımlama yüksek enerjili ışınlar kullanıldığında pratik olmaz. Örneğin 10 MV X-ışınında SSD= 100 cm'de 10×10 cm alan için %50'lik izodoz eğrisi yaklaşık 18 cm derinliktedir. Bu derinlik klinikte wedge etkisi elde edilecek çoğu derinlikten daha uzaktadır. Wedge filtreler çoğu zaman 10 cm derinlikten fazla olmayan tümörlerin tedavisi için de kullanılmaktadır. Bu nedenle yüksek enerjili (≥ 6 MV) X-ışınlarında wedge açısını

tanımlamak için, 10 cm derinliğin tek referans noktası olarak alınması tavsiye edilmektedir (6,7).

b) Wedge geçirgenlik (transmission) faktörü:

Wedge filtrenin kullanılmasının en önemli sonuçlarından birisi tedavi cihazının ışın çıkış verimini (out-put) düşürmesi, bu nedenle tedavi sürelerini uzatmasıdır. Wedge geçirgenlik faktörü (veya wedge faktörü) olarak tanımlanan bu etki, fantomda ışının merkezi eksenini boyunca bir noktada WF'li ve WF'siz dozların birbirine oranı şeklinde tayin edilir. Bu faktör, fantomda maksimum doz noktasından daha derindeki bir noktada (Örn: 10 cm derinlikte) ölçülmelidir ve tedavi planlamalarında mutlaka hesaba katılmalıdır.

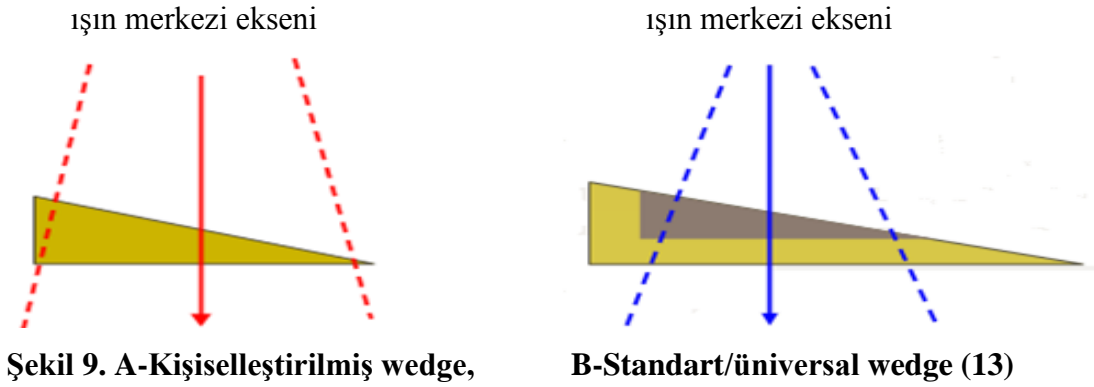
Şekil 8B'de görüldüğü gibi Co-60 teleterapi cihazları için üretici firma tarafından manüel hesaplamalarda/çizimlerde kullanılmak üzere verilen izodoz atlaslarında, izodoz eğrilerine bazen wedge faktörü dahil edilmiş olabilir. Bu durumda derin doz dağılımı wedge yokken oluşan maksimum doz (D_{max}) değerlerine normalize edilmiştir. Örneğin wedge faktörü dahil edilmiş izodoz eğrisinde d_{max} derinliğindeki doz değeri %100 değil, %72 olarak belirtilmiş olması, out-put faktörünün zaten hesaba katıldığını göstermektedir. Eğer böyle bir wedge'li izodoz dağılım grafiği planlama için kullanılacak ise, out-put değerinde ayrıca bir düzeltme yapmaya gerek yoktur. Başka bir deyişle, bu şekildeki izodozlar kullanılarak yapılan tedavi planlamasının doz hesabında açık alana karşılık gelen cihaz out-put değerleri kullanılmalıdır, başka bir koreksiyon/düzeltilme faktörü kullanılmasına gerek yoktur.

Daha yaygın kullanılan bir yaklaşım ise WF'li izodoz eğrilerini, merkezi eksen d_{max} derinliğindeki WF ile elde edilen doza normalize etmektir. Şekil 8A'daki WF'li izodozlarda görüldüğü gibi, d_{max} derinliğindeki doz %100 olarak gösterilmiştir. Ancak bu yaklaşımda cihazın out-put değerleri wedge faktörü kullanılarak düzeltilmelidir (6,8).

c) Wedge sistemleri:

Farklı cihazlar için 3 değişik WF sistemi kullanılmaktadır. İlki, out-put çıkışı linaklara göre daha düşük olan ve WF atenüasyonundan bu nedenle daha fazla etkilenen (tedavi süreleri daha fazla uzayan) Co-60 cihazları için ilk olarak geliştirilmiş olan ve "kişiselleştirilmiş wedge sistemi" olarak bilinen sistemdir. Farklı alan genişlikleri (Örn: Co-60 cihazında 6x15, 8x15, 10x15 cm alanlar) için belirlenmiş aynı wedge açısı için birden fazla hard wedge (HW) kullanımını gerektirir. Alan küçüldükçe aynı wedge açısında izodoz dağılımı elde etmek için kullanılacak HW'in kalınlığı azalmakta ve out-put kaybı en aza inmektedir. HW kullanımında en önemli nokta ışın alanı sınırlarının HW dışına taşmaması ve HW merkezinin ışın eksenini ile çakışmasıdır. Şekil 9A'da kişiselleştirilmiş bir HW için kullanılacak en geniş saha

görülmektedir (ışın alanının HW'nin ince ve kalın kenar tarafındaki sınırları HW dışına taşmamaktadır). Linaklarda ise yine dışarıdan takılan HW'ler belli bir maksimum ışın alanı genişliği için (Örn: Varian cihazı için SSD=100 cm'de maksimum 20x40 cm alan) üretilmiştir ve cihazın kafasına dışarıdan 4 yönde takılabilir. 15°, 30°, 45° ve 60° wedge açıları elde etmek için 4 adet olan bu HW'ler, uzunluk veya genişliği daha az olan her alan için kullanılabilir (HW'nin kapladığı alan dışında ışın alanı kalmaması gerektiğinden daha geniş alanlarda kullanılamazlar). Kliniğimizdeki Elekta linak cihazında ise başlık/kafa içinde tek bir HW (standart/üniversal HW) bulunmaktadır (Şekil 9B). En geniş açı olan 60°'lik wedge açısını, bu HW ile ışınlama yapılabilen en geniş alanda (40x30 cm) temin edecek şekilde tasarlanmıştır. Daha küçük dereceli wedge açılı izodozları elde etmek için, ışınlamanın bir kısmı 60°'lik bu HW ile yapılır. Işınlamanın geri kalan süresinde ise HW otomatik geri çekilir ve ışınlama açık alandan devam eder (motorize wedge sistemi/MW) (6,12).



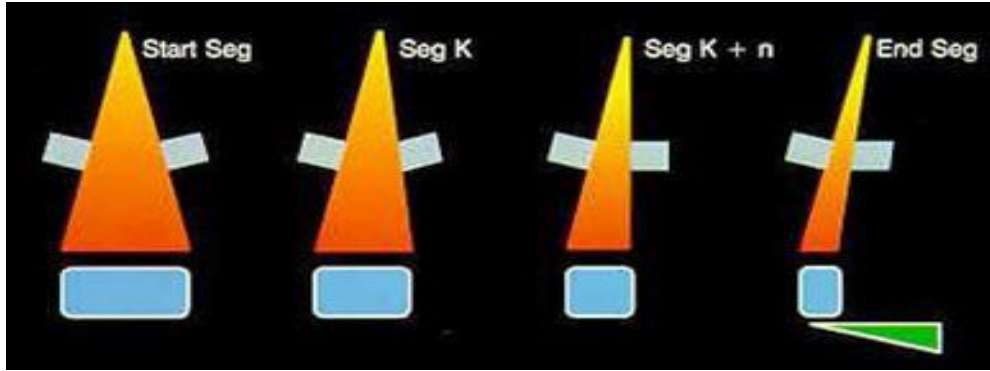
Şekil 9. A-Kişiselleştirilmiş wedge,

B-Standart/üniversal wedge (13)

Bu sistemle birçok wedge açısında ışınlama tek bir MW ile sağlandığı için, aynı zamanda çok dereceli standart/üniversal WF sistemi olarak da anılır. 40x30 cm'den küçük tüm alan genişlikleri için tek bir MW kullanılır. Alan herhangi bir büyüklük için açılırken, MW otomatik olarak ışın merkezinde sabitlenir. Şekil 9B' de gösterildiği gibi küçük alanlarda MW'in yalnızca küçük bir bölümü istenilen wedge açısı üretiminde etkilidir. Filtrenin geriye kalan kısmı izodoz eğimine katkıda bulunmaz, ancak (maksimum alan genişliğinde 60°'lik wedge açısını temin etmek için en kalın HW kullanıldığından için kişiselleştirilmiş HW'lere göre) küçük alanlarda gereksiz olarak out-put'u azaltır. Bu nedenle üniversal HW Co-60 cihazı için uygun değildir (küçük alanlarda out-put aşırı düşüş gösterir ve bunun sonucunda tedavi süresinin aşırı uzamasına yol açar) (6,13).

Üçüncü sistem ise, daha önce de bahsi geçen sanal (virtual) ya da dinamik wedge (DW) olarak adlandırılan sistemdir. Tedavi sırasında ışın alanının bağımsız bir kolimatör tarafından

küçültülmesiyle, doku/fantom içinde istenilen wedge açısında izodoz dağılımı elde edilmesi prensibine dayanır. Kolimatörlerden birinin (hareketli çenenin) her wedge açısı için bilgisayar tarafından farklı bir hızda hareket ettirilmesi ile (tedavi alanının birbiri peşi sıra küçülen segmentler halinde ışınlanması gibi) istenilen wedge açısındaki izodoz dağılımı (gerçek bir HW kullanılmadan) sağlanır (Şekil 10). Kliniğimizde kullanılan Varian linak cihazımızda, dışardan takılan HW'nin yanında DW sistemi de kullanılmaktadır. Elekta linak cihazımızda ise yalnız MW sistemi kullanılmaktadır (6,12,14).



Şekil-10. Dinamik wedge filtre şematik gösterimi (14)

d) Wedge filtrenin ışın kalitesine etkisi:

Linak X-ışınlarında kullanılan WF, bir yandan düşük enerjili fotonları daha fazla attenüe ederek ışıında sertleşmeye (yani ışın kalitesinde bir artışa) yol açarken, aynı zamanda daha az ölçüde de olsa Compton saçılmasına neden olarak daha düşük enerjili saçılmış fotonların ortaya çıkmasına ve ışın kalitesinde düşmeye (yumuşamaya) neden olurlar. Co-60 ışınları için primer ışının gerçekten monoenerjitik olması nedeniyle WF'nin varlığı merkezi eksen derin doz dağılımını (%DD'ları) belirgin olarak değiştirmez. Bunun yanında X-ışınları için ışın sertleşmesi söz konusudur ve bu nedenle derindeki izodozlarda biraz daha derine doğru yer değiştirme söz konusudur.

Wedge filtreler yukarıda belirtildiği gibi ışın kalitesinde bazı değişiklikler oluşturur. Ancak "kare eşdeğeri" veya "geri saçılma fakörü" (back scatter factor/BSF) gibi açık alanda kullanılan diğer hesaplama parametrelerine etkisi oldukça azdır. Bu nedenle wedge'li alanlar için yapılan hesaplamalarda, tekabül eden açık alan değerleri esas alınır ve değiştirilmeden hesaba katılır. Hatta merkezi eksen derin dozları, doku-hava oranları (TAR) veya doku-maksimum oranlarının (TMR) da küçük (Örn: 10 cm' den az) derinlikler için wedge'li alanda açık alandan farklı olmadığı varsayılır. Eğer wedge faktörü söz konusu tedavi derinliğine

yakın bir referans derinlikte ölçülmüşse, bu varsayımın sebep olduğu hata oldukça küçüktür ve ihmal edilebilir (6,12).

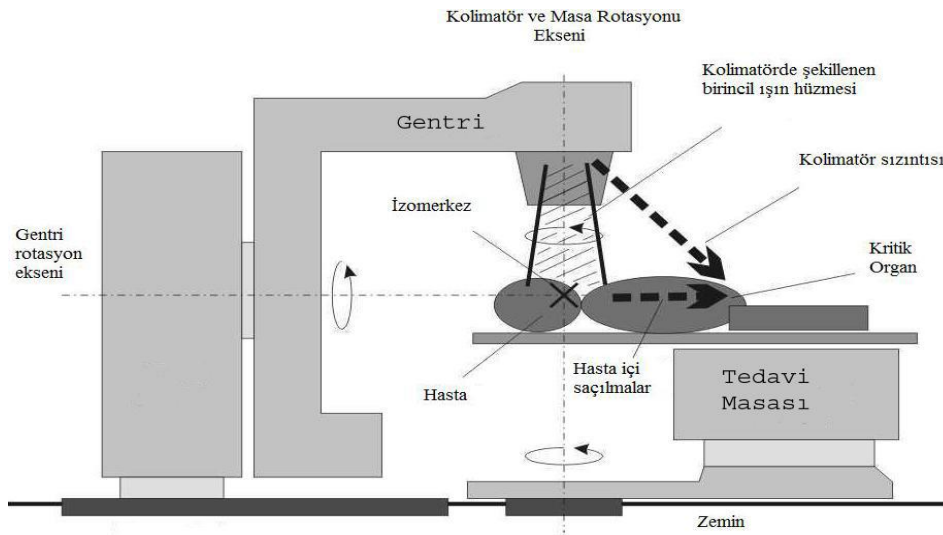
TEDAVİ ALANI DIŞINDAKİ DOZLAR (PERİFERİK DOZ)

Tedavilerde kullanılan radyasyon türü ne olursa olsun dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, hedeflenen tedavi volümüne uygulanmak istenen dozu mümkün olan en yüksek doğrulukla vermek ve bu volüm civarındaki sağlıklı dokuları ve korunmak istenen kritik organları en düşük doza maruz bırakmaktır. Tedavi gören hastalarda zamanla ortaya çıkan nüks veya sağlıklı dokularda takipte ortaya çıkan hasarlar, radyasyon alanı içindeki ve dışındaki dozların önemini ortaya koymaktadır (15,16).

Periferik doz (PD), ışın alanı dışındaki dokuda (veya onun yerine kullanılan su eşdeğeri fantom materyalinde) absorbe edilen dozdur.

Bu dozların oluşmasına katkıda bulunan başlıca faktörler şunlardır (Şekil 11):

- I. Tedavi volümünden kaynaklanan iç saçılmalar (doku/fantom bileşeni)
- II. Işın düzenleyiciler ve kolimatörden kaynaklanan saçılmalar
- III. Kafa sızıntıları ve cihaz dizaynından kaynaklı saçılmalar
- IV. Tedavi odasının zemin ve duvarlarından kaynaklanan saçılmalar



Şekil 11. PD oluşumuna katkıda bulunan faktörler (15)

Yoğunluk ayarlı RT gibi teknikler yüksek doz hızları ile uygulanmaktadır. Alanların huzme yoğunluğu, segmentasyon algoritması kullanılarak ayarlanır. TPS tarafından hesaplanan akı haritaları, uygulanabilir huzme segmentlerine dönüştürülür. Linak kafa yapısı içine yerleştirilmiş ÇYK'lar, bu düzensiz ve küçük segmentlere ayrılmış alanların doz

dağılımlarını oluşturmak için uygun pozisyonu alırlar. Bu nedenle hesaplanan ve verilen dozlar cihazın ÇYK sisteminin aşağıdaki niteliklerine bağlıdır.

- Lif uçları ve kavisi: Diverjans uyumu ve dizayn ile ilgili saçılmaları ifade eder.
- Lif içi sızıntı: Lif içi geçirgenliği yani her bir lifin ışın geçirgenliğini ifade eder.
- Lif arası sızıntılar, Tongue-Groove etkisi: İki zıt yönlü lifin ve komşu liflerin arasındaki ışın geçirgenliklerini ifade eder (6,17).

Alan dışı dozlar ise tedavinin yapıldığı foton enerjisi, alan boyutları, kaynak-cilt (SSD) mesafesi, ışınlanan dokunun derinliği, ölçüm yapılan alan dışındaki noktanın lateral pozisyonu ve bu noktanın ışın eksenine uzaklığına bağlıdır (18).

Alan Dışı Dozların Önemi

Yoğunluk ayarlı RT tekniğinde kullanılan integral ışın dozu (dolayısıyla ışınlama süresi) arttıkça, PD miktarları daha önemli hale gelmektedir. Konvansiyonel RT'ye göre daha yüksek olan bu PD'ler, örneğin hamile bir hastanın tedavisinde fetüs dozlarının hesaplanması açısından hayati bir öneme sahiptir (19,20). Aynı zamanda PD'lerdeki artışlar, katarakt, felç, kalp-sindirim-solunum rahatsızlıkları ve ikincil kanser oluşumu gibi geç yan etkilerin ortaya çıkmasına neden olabilmektedir (21). Dolayısıyla PD'lerin ölçülmesi, TPS'deki hesapların doğruluğu ve tedavinin güvenilirliği (sağlıklı doku tolerans dozlarının aşılması) açısından hayati öneme sahiptir (22).

Dokuların yapısal ve fonksiyonel özelliklerine göre sınıflandırılmaları seri, paralel, ya da seri-paralel olarak üçe ayrılmaktadır. Seri organların kısmi bir volümü bile tolerans limitlerinin üzerinde bir ışın dozuna maruz kalırsa, organ tamamıyla işlevini kaybedebilir. Buna örnek olarak omurilik, optik sinirler ve optik kiazma verilebilir. Buna karşın paralel organların zarar görebilmesi için daha geniş bir volümünün yüksek dozlara maruz kalması gerekir (Örn: akciğerler ve böbrekler). Seri-paralel organlarda önemli olan hem ışına maruz kalan volüm, hem de o volümün aldığı maksimal dozdur. Seri-paralel organlara örnek olarak kalp verilebilir; çünkü koroner arterler paralel, *miyokardium* ise seri bir yapıdadır (23,24). Organa verilen zarar muhtelif patolojik mekanizmalara bağlı olarak farklı doz aralıklarında gelişir. Örneğin göz bölgesi ışınlamalarında saçılan radyasyonun oluşturduğu PD'ler düşük dozlarda dahi (Örn: 200 cGy) lens opaklığına (katarakt), çocukluk çağı profilaktik kranyal ışınlamalarda yaşam boyu taşınacak tiroid kanseri riskine, meme tedavisi gören hastalarda karşı memede malignite geliştirme riskine, pelvik ışınlamalarda testislere saçılan dozlar spermatogenesisin bozulmasına ve steriliteye neden olabilir. Kadın hastalarda overlerin maruz kaldığı dozlar infertilite ve erken menapoza, ayrıca hamilelikte alınan dozlar ise

kalıtsal bozuklukların oluşmasına neden olabilir. Hamile kadınlarda Hodgkin hastalığı ve meme kanseri için uygulanan RT'nin, anne karnında gelişimi devam eden fetusa zararlarının olduğu tespit edilmiştir (25).

Çalışmamızda PD ölçümleri Elekta Synergy ve Varian 2100 C/D linak cihazlarında; 6, 15 ve 18 MV X-ışını enerjilerinde ve su eşdeğeri katı fantomlar üzerinde gerçekleştirildi. SSD 100 cm'de; 5x5, 10x10 ve 15x15 cm alanlarda, d_{max} derinliğinde ve ayrıca yüzeyden 5 cm ve 10 cm derinliklerde; her bir alan kenarından 0, 5, 10, 15, 20, 25 ve 30 cm uzaklıkta; iyon odası ve film dozimetri kullanılarak; hem açık alanlarda hem de 15°, 30°, 45° ve 60° WF açılarıyla (dinamik, motorize ve hard WF kullanılarak) dozimetrik ölçümler yapıldı. Elde edilen ölçümler cihaza ait özel TPS'den hesaplanan değerler ile karşılaştırıldı. Çalışmamızda yapılan ölçümler için her bir alanda ve derinlikte, ışın merkezi eksenindeki doz (alan merkezi dozu) %100 kabul edilerek ilgili alan ve derinlikte ölçülen diğer dozlar bu değere normalize edildi.

GEREÇ VE YÖNTEMLER

ARAÇ VE GEREÇLER

Çalışmamız Trakya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi (TÜBAP proje no 2014-02) tarafından maddi olarak desteklenmiştir (Ek 1). Ölçümler Trakya Üniversitesi Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan aşağıdaki araç ve gereçler ile yapılmıştır.

1. Elekta marka Synergy Platform model lineer akseleratör (UK)
2. Varian marka Clinac 2100D/C model lineer akseleratör (USA)
3. CMS marka Xio model 4.6 versiyon TPS (UK)
4. Varian marka Eclipse model 6.5 versiyon TPS (USA)
5. Toshiba marka Asteion S4 model BT-simülator (USA)
6. Adapterplate RW3 katı su fantomu (USA)
7. Iba marka FC65-P model Farmer tipi 0.6 cc iyon odası (USA)
8. Iba marka Dose 1 Elektrometre (USA)
9. EBT-3 Gafkromik film (USA)
10. Vidar marka Dosimetry Pro-Advantage (Red) model film tarayıcı (USA)
11. Iba marka Omni-Pro-Accept Software 6.6 versiyon (USA)

Lineer Akseleratörler

Elekta Marka Synergy Platform Model Lineer Akseleratör Cihazı

6 ve 15 MV foton ile 6, 10, 12, 15 MeV enerji seviyelerinde elektron ışınlarına sahip bir linaktır (Şekil 12). Referans sahada (SSD=100 cm, 10x10 cm alanda) maksimum doz

derinliği 6 MV foton ışınları için 1.5 cm, 15 MV foton ışınları için 2.7 cm' dir. Foton ışınları için SSD=100 cm'de maksimum alan boyutu 40x40 cm'dir. Kolimatör yapısında simetrik ve asimetrik hareket edebilen X1, X2 ve Y1, Y2 karşılıklı çeneleri (jaws) mevcuttur. 1⁰'den 60⁰'ye kadar her wedge açısında kullanılabilen motorize WF'ye sahiptir. Motorize WF Y çeneleri yönünde ve çenelerden bağımsız hareket edecek şekilde konumlanmıştır. Ayrıca izosantır uzaklığında (100 cm) herbiri 1 cm genişliğinde alan kaplayacak şekilde 40'ar adet ÇYK her iki çenede (X1 ve X2) karşılıklı olarak konumlandırılmıştır ve birbirlerinden bağımsız olarak farklı hızlarda hareket ettirilebilir.



Şekil 12. Elekta-Synergy lineer akseleratör cihazı

Varian Marka 2100 C/D Model Lineer Hızlandırıcı

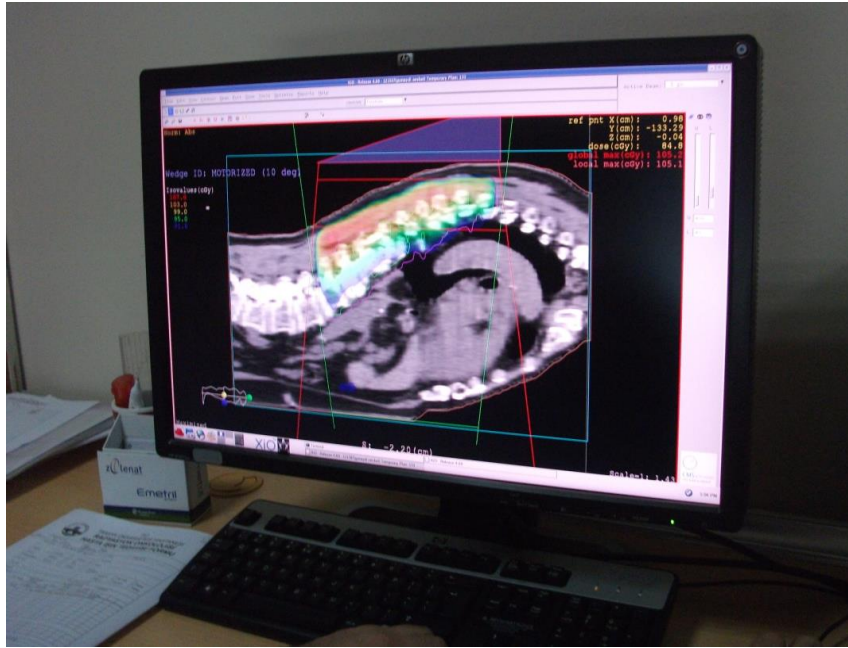
Bu cihaz 6 ve 18 MV'lik foton ile 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerji seviyelerinde elektron ışınları üretme kapasitesine sahip bir linaktır (Şekil 13). Referans sahada dmax 6MV foton için 1.5 cm, 18 MV foton için 3 cm'dir. Diğer özellikleri Elekta cihazı ile benzer olmakla birlikte bu cihazda motorize WF yerine dinamik WF sistemi mevcuttur. Ayrıca 15⁰, 30⁰, 45⁰ ve 60⁰ HW'ler bulunmaktadır.



Şekil 13. Varian-Clinac 2100 C/D lineer akseleratör cihazı

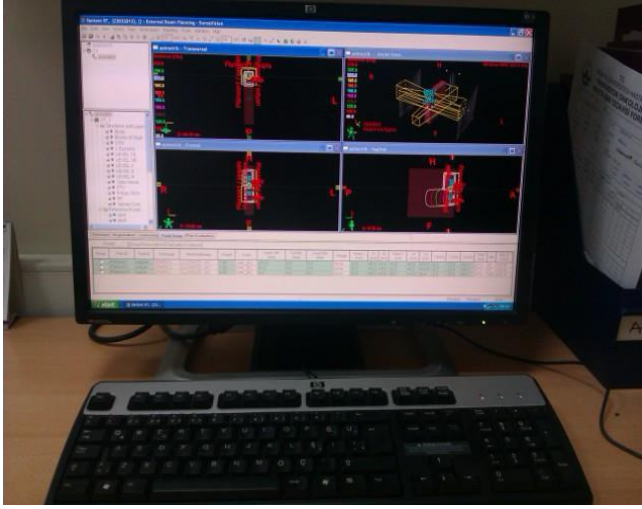
Tedavi Planlama Sistemleri

Elekta linak cihazındaki ışınlamalar için kullanılan CMS marka XiO 4.6 versiyon planlama sistemi, 3B ve IMRT planlama özelliklerine sahip olan bir TPS'dir (Şekil 14.). İki boyutlu olarak ortogonal film bilgileri ile planlama yapılabilmesinin yanı sıra, BT görüntülerinden yararlanılarak 3B olarak rekonstrüksiyon, anatomik modelleme ve planlama yapabilmektedir. Sisteme görüntüler DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine/Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim) bağlantısı ile aktarılır. Doz hesaplamasında foton ışınlamaları için "Clarkson, Convolution, Superposition ve Fast-superposition" algoritmalarını, elektron ışınlamaları için ise "Pencil Beam" algoritmasını kullanmaktadır. Organların doz-volüm histogramlarını oluşturabilmektedir. Düzenli ya da düzensiz tedavi alanları için zaman/ monitör unit (MU) hesaplamalarının yanında IMRT planlamalarını da yapabilmektedir.



Şekil 14. CMS XiO tedavi planlama sistemi

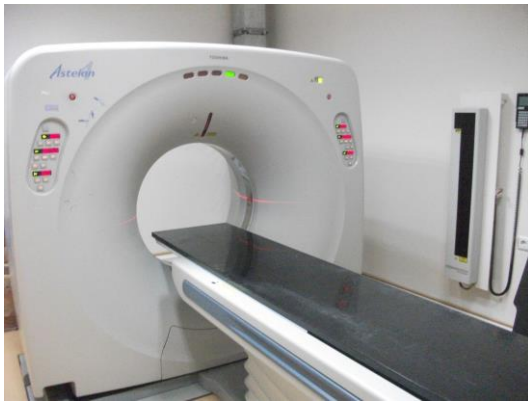
Varian linak cihazındaki ışınlamalar için kullanılan Eclipse marka 6.5 versiyon planlama sistemi de iki boyutlu ve 3B tedavi planlama özelliklerine sahip olan bir TPS'dir (Şekil 15). Modellenen görüntüler üzerinde planlamalar ve doz dağılımları yine 3B olarak izlenebilmektedir. Doz hesaplamasında foton ve elektron ışınlamaları için "Pencil Beam" algoritmasını kullanmaktadır. Düzenli ya da düzensiz tedavi alanları için zaman/monitör unit (MU) hesaplarını yapabilmektedir. Organların doz-volüm histogramlarını oluşturabilmektedir.



Şekil 15. Eclipse bilgisayarlı tedavi planlama sistemi.

Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Bilgisayarlı tomografi (BT), kolime edilmiş X-ışını kullanarak hastanın kesitsel görüntülerini oluşturan görüntüleme cihazıdır. Kilovoltaj X-ışınlarının hastayı farklı yoğunluklarda geçen kısmı, X-ışını tüpünün karşısında bulunan dedektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülür. Oluşturulan bu görüntüler TPS'e DICOM aracılığı ile aktarılır. Saniyede 4 kesit görüntü alabilen Şekil 16'da görülen Toshiba marka Asteion S4 model BT cihazında 120 kV X-ışınları ile elde edilen görüntülerin Hounsfield Ünitesi (HU) değerlerine karşılık gelen elektron yoğunluğu değerleri, kalibrasyon eğrisi belirlenerek TPS'de kullanılmak üzere sisteme aktarılmıştır. Kullanılan kalibrasyon eğrisi sayesinde, özellikle inhomojen (Örn: akciğer ve kemik gibi) yapılar için doz dağılımlarının gerçeğe daha yakın hesaplanmasına olanak sağlanır.



**Şekil 16. Toshiba Asteion S4 bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı
RW3 Katı Su Fantomu**

Radyoterapide uygulanan yüksek enerjili foton ve elektron ışınlarının dozimetrisi için üretilmiş su eşdeğeri bir fantomdur. İyon odasının yerleştirilebileceği özel bir giriş yolu (insert) bulunmaktadır. Bu plakalar her bir iyon odası volümüne göre özel üretilmektedir. 40x40cm'lik plakalar 1 mm, 2 mm, 5 mm ve 10 mm gibi farklı kalınlıklarda bulunmaktadır. Fotonlar için 70 kV-50 MV, elektron ışınları için 1 MeV-50 MeV arasındaki enerjiler için ölçüm olanağı sunmaktadır.

İyon Odası

İyon odası, radyasyonun ortamda oluşturduğu iyonizasyon sonucunda açığa çıkan elektrik yükünün ölçülüp, suda veya su eşdeğeri ortamda (katı fantom, yumuşak doku) soğurulmuş olan doza (absorbe doza) çevrilmesi için kullanılmaktadır. Silindirik iyon odaları bir merkezi elektrot (anod), onun çevresinde hava boşluğu ve boşluğu dış ortamdan ayıran iyon odası duvarından (katod) oluşmaktadır. Duvar malzemesi iyon odası içindeki havada elektronik dengenin oluşmasını sağlamaktadır. Silindirik iyon odaları ile yapılan ölçümlerde ışının geliş yönüne bağımlılık yoktur. Çalışmamızda Iba marka Farmer tipi FC65-P model, 0,6 cc iyon odası kullanılmıştır (Şekil 17).



Şekil 17. Farmer FC65-P iyon odası

Elektrometre (Iba, Dose 1)

Ölçümlerde, 40 iyon odasına kadar kalibrasyon verilerini hafızasına kaydedebilen ve farklı iyon odaları ile katı-hal dedektörlerine uyumlu olan Iba Dose 1 elektrometre kullanıldı. Hem X-ışını hem de elektron ışınları için doz ve doz hızının ölçümünde kullanılabilir. Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/min ve R/min gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapar. Farklı polarizasyon voltajlarında (0-500 Volt) ölçüm yapma imkanı verir. Kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında yüksek doğrulukla okuma yapma imkanı

verir. Ayrıca (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir. İyon odası, kablolar ve elektrometre bir bütün halinde “dozimetre” olarak adlandırılır.

Gafkromik/Radyokromik Film

Radyasyon dozimetrisi için radyokromik filmler 1960’lardan itibaren kullanılmaya başlanmıştır. Teknolojideki son gelişmelerle bu filmlerin üretimi de gelişmiş, özellikle brakiterapi dozimetrisinde kullanımları giderek yaygınlaşmıştır. Radyokromik film dozimetrisinin başlıca avantajları doku eşdeğeri olmaları, yüksek uzaysal (3 boyutlu) çözünürlükte olmaları, geniş enerji aralığında (10^{-2} - 10^6 Gy) kullanılabilmeleri, spektral duyarlılık bağımlılığının olması (yani diğer filmlere göre düşük enerjilerde de duyarlı olması), görünür ışığa hassas olamaması, dolayısıyla okuma öncesi kimyasal bir işleme gerek kalmamasıdır.

Radyokromik filmler görünür ışığa duyarlı olmamasına karşın, ultraviyole ışığa ve sıcaklığa karşı duyarlılık gösterirler. Dozimetri için kullanılacak koşullardan çok farklı olmayan sıcaklık ve nem değerlerinde, kuru ve karanlık koşullarda saklanmalıdır. Radyokromik filmlerin ultraviyole ışığa hassas olmaları sebebiyle, floresan ışığa veya güneş ışığına maruz bırakılmamaları gerekir. Normal kor ampul ışığı ile aydınlatılan bir depoda saklanmalı ve böyle bir ışıkta okunmalıdır (gün ışığı, floresan lamba veya dayanıklı ampul ışığında okunmamalıdır). Radyokromik filmler dozimetri için kullanılmadan önce kalibre edilmelidir.

Gafkromik tipteki filmler yapısal olarak 5 tabakadan oluşur. İskelet kısmı olan en alt tabaka 175μ kalınlığında poliyesterden imal edilmiştir. Bu tabakanın üzerinde 30μ kalınlığında aktif tabaka bulunmaktadır. Aktif tabaka 5μ kalınlığında koruyucu bir tabakayla kaplanmıştır. Bu tabakanın üzerinde ise 25μ kalınlığında yapıştırıcı bulunmaktadır. Son tabaka da 50μ kalınlığında poliyester üzerine laminent’ten oluşmaktadır. Laminent, filmi dış etkenlerden korumak amacıyla filmin en üst kısmına uygulanmıştır (6).

Film Dansitometre

Optik yoğunluk ve absorbe doz arasındaki ilişkiyi belirleyen cihazlara “dansitometre” denir (Şekil 18). Film dansitometri işleminde, ışınlanan radyografik filmlerin üzerinde oluşan kararmaların yoğunluğu belirlenir ve bu yoğunluğun radyasyon dozu cinsinden karşılığı bir kalibrasyonla saptanabilir. Eğer bir dizi ışınlama yapılacaksa kullanılacak filmler aynı film paketinden çıkan, benzer özellikli filmler olmalı ve dansitometrenin kalibrasyonu buna göre yapılmalıdır. Kalibrasyon için yapılan ışınlamalar, asıl filmlerin ışınlanmasında kullanılacak

olan aynı ışınlama cihazında yapılmalıdır. Filmdeki optik yoğunluğun doz olarak eşdeğeri, oluşturulan dansitometre kalibrasyon eğrisi yardımıyla belirlenir. Dansitometreler okuduğu sinyali optik yoğunluğa, optik yoğunluğu da absorbe doza dönüştürme özelliğine sahiptirler.

Dansitometre cihazımız, ışınlanan radyografik X-ışını kontrol filmlerini (Gafkromik filmlerini) okumak ve daha sonra Omni-Pro bilgisayar programına yükleyebilmek için, bir adet Vidar marka film tarayıcısına (scanner) sahiptir. Omni-Pro programı sayesinde istenilen derinlikteki doz profilleri elde edilebilir ve izodoz eğrileri belirlenebilir.



Şekil 18. Dansitometre bilgisayarı ve lazer tarayıcısı

YÖNTEM

Bu çalışma Elekta Synergy ile Varian 2100 C/D linak cihazlarında 6, 15 ve 18 MV foton enerjileri kullanılarak yapıldı. PD'ler, farklı derinliklerde ve farklı 2 dozimetrik yöntemle araştırıldı (iyon odası dozimetrisi ve film dozimetri) ve TPS verileri ile karşılaştırıldı. Her ölçümden önce cihazların dozimetrik ve geometrik özelliklerinin doğrulukları kontrol edildi.

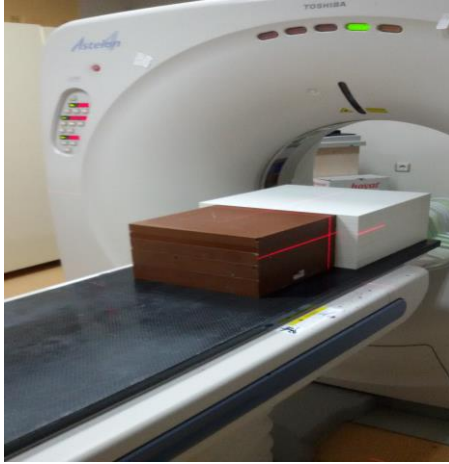
Yöntem 1: İyon Odası ile Dozimetri

Ölçümler 0,6cc Farmer tipi iyon odası ve DOSE 1 elektrometre ile yapılmıştır.

Setin hazırlanması

Ölçümde kliniğimizde mevcut bulunan 40x40 cm ve 30x30 cm boyutlarında 2 set RW3 katı su fantomu, 20 cm derinlik sağlanacak şekilde kullanılmıştır. Bu fantom düzeneği yükseklik (Y), genişlik (G), uzunluk (U) itibarıyla sırasıyla 20 cm, 30-40 cm, 70 cm olacak şekilde, 40x40x20 cm ve 30x30x20 cm'lik iki fantom seti birleştirilerek oluşturulmuştur. Birbirini masa eksenine boyunca takip eden iki set halinde, aralarında hava boşluğu kalmayacak

şekilde yerleştirilen düzeneğin uzun eksenini (70 cm) boyunca masa kaydırması yapılarak, iyon odası PD'lerin elde edileceği noktalara kaydırılmıştır. (Şekil 13,19).



Şekil 19. Ölçüm seti

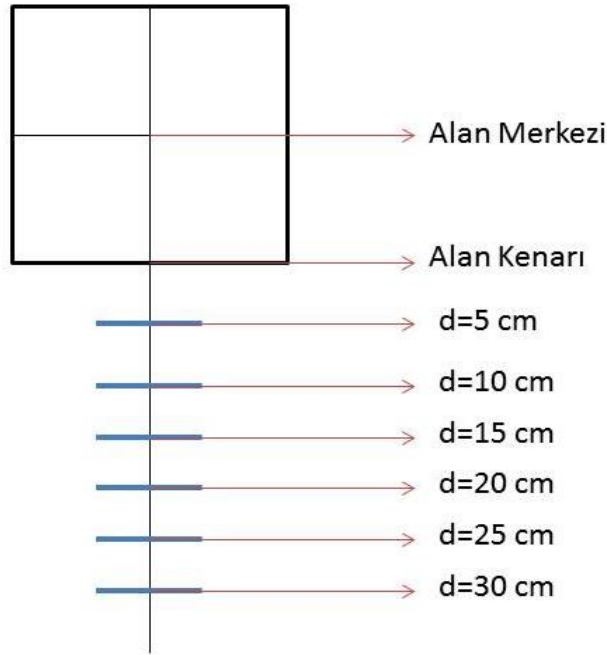
Ölçümün Akışı

İyon odası ölçümleri gantry 0° , kolimatör 0° ve SSD=100 cm'de yapıldı. İyon odasının yerleşim eksenini, masanın longitudinal hareketine dik olacak şekilde ayarlandı. Her bir ölçüm için ışınlama süresi, okunan değerler rölatif (görelî) olarak değerlendirileceği için, iyon odası ile yapılan ölçümlerde 100 MU olarak seçildi. Tüm WF'ler için (Varian linak cihazı için HW ve DW, Elekta Synergy linak cihazı için MW) 15° , 30° , 45° ve 60° wedge açılarında yapılan PD ölçümleri, WF'nin ince kenarı tarafında yapıldı.

Ölçümler 5 farklı değişken (açık alan, 15° , 30° , 45° ve 60° WF'li alanlar) göz önünde bulundurularak;

- I. Alan boyutu değişimi için; 5x5, 10x10 ve 15x15 cm alan boyutlarında,
- II. Derinlik değişimi için; d_{max} , 5 cm ve 10 cm derinliklerinde,
- III. Enerji değişimi için; 6 MV, 15 MV ve 18 MV foton huzmelerinde,
- IV. Merkezi eksen ve PD'deki değişim için Şekil 18' de görülen noktalarda (ilk ölçümler alan merkezinde, diğer ölçümler ise sırasıyla alan kenarı ve distalinde 30 cm'ye kadar her 5 cm'de bir olmak üzere) alınmıştır. Tüm ölçümler sırasında iyon odası katı fantomun (birinci setin) merkezinde konumlanmıştır. Farklı derinliklerdeki ölçümler için (en derin nokta olan 10 cm derinlikte dahi altta 10 cm fantom kalacak şekilde) fantomun yüzeyine gerekli kalınlıkta tabakalar ilave edilmiştir.

Farklı mesafelerde PD ölçümü yapabilmek için merkezi ışın noktası, fantom üzerinde linak cihazının gantrisine doğru longitudinal ekseninde (Y doğrultusunda) Şekil 20’de belirtilen noktalara kaydırıldı. Mesafenin doğruluğu linak cihazının dijital göstergesinden ve ayrıca metal bir cetvelle kontrol edildi. Katı fantomun longitudinal uzunluğu 40 cm olduğu için en geniş alan (15x15 cm) kenarından ölçüm yapılan en uzak (30 cm) noktada dahi ($30+7,5=37,5$ cm) fantom dışına (uzun eksen 70 cm, birinci setin merkezinden itibaren setin diğer ucuna olan uzaklık 50 cm) çıkılmamış oldu. Her bir ölçüm üç kere tekrarlandı. 100 MU ışınlamayla her alan, her enerji, her derinlik ve her uzaklıkta iyon odası ile alınan 3 okuma değerinin ortalaması merkezi eksen d_{max} ’taki okuma değerine normalize edildi. Normalize edilen bu %PD değerlerinin; alan boyutları, derinlik ve enerji ile değişimini gösteren grafikler çizildi.



**Şekil 20. Periferik doz ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi
(d: distance/saha kenarına olan uzaklık)**

Yöntem 2: Film Dozimetri

Ölçüm için kullanılan Gafkromik EBT-3 filmlerinin kalibrasyon işlemi 6 MV’de, $d_{max}=1,5$ cm derinliğinde SSD=98,5 cm’ de yapıldı. 2x2 cm ebadında kesilen EBT filmleri, 10x10 cm referans açık alan merkezine yerleştirilerek 5, 10, 25, 50, 75, 100, 150, 200, 250, 300, 400, 500, 600, 700, 1000 cGy verilerek ışınıldı. Filmler, Vidar film tarayıcısından

geçirilerek optik geçirgenlikleri Omni-Pro yazılımıyla elde edildi. Okunan film piksel değerleri, ışınlanmamış piksel (sis) değerlerinden çıkarılarak net optik değerler elde edildi. Optik piksel değerleri ile verilen dozlar karşılaştırılarak kalibrasyon eğrileri çizildi. Bu eğriler, okunan piksel değerlerini doza çevirmek için kullanıldı.

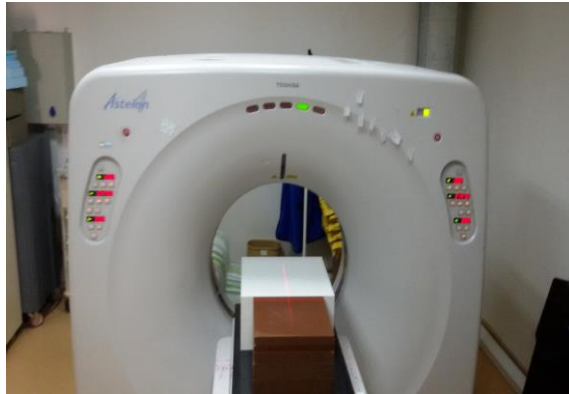
Film Ölçümleri

Ölçümler her alan için d_{max} , 5 cm ve 10 cm derinliklerinde iyon odası dozimetrisinde geçerli olan şartlarda yapıldı. 20x25 cm ebadındaki Gafkromik film 2X20 cm'lik şeritler halinde kesildi. 2 tanesi uç uca getirilerek katı fantoma ilgili derinlikte, longitudinal doğrultuda yerleştirildi. 2x40 cm boyutlarındaki bu şeritin bir ucu ışın merkezini longitudinal doğrultuda ölçüm yapılmayacak tarafa 1 cm geçecek şekilde, diğer ucu ise en büyük alan (15x15 cm) kenarından 30 cm uzaklığı aşacak şekilde ayarlandı. İlgili derinliğe yerleştirildikten sonra, arkasına 10 cm kalınlıkta fantom ilave edilerek geriye saçılmanın (back scatter) doza katkısı temin edildi. SSD=100 cm'e ayarlandı. Filmler gantry 0° ve kolimatör 0° konumunda masa kaydırması yapılmadan, alan merkezlerinde d_{max} 'ta 700 cGy olacak şekilde ışınlandı (gafkromik filmlerin dansitometride okunarak doza çevrilmesi için tavsiye edilen ışınlama miktarı). 5x5, 10x10 ve 15x15 cm'lik alan boyutlarında merkezi eksen ve 30 cm alan dışı mesafeye kadar üç farklı enerji (6, 15, 18 MV) kullanılarak PD'ler ölçüldü. Her alan için merkezi eksen d_{max} derinliğindeki doz %100'e normalize edilerek PD'ler % değeri olarak bulundu.

Yöntem 3: TPS Verileri

Bilgisayarlı Tomografi Simülasyon İşlemleri

Toshiba marka Asteion model BT-simülatör cihazında lazer işaretlemeleri yapıldıktan sonra, RW3 katı su fantom setinden Şekil 21'de görüldüğü gibi; 0.5 cm kesit aralığı ve 0.5 cm kesit kalınlığında; 120kV, 100mA ve 320mm FOV'da seri görüntüleri alınarak Eclipse ve CMS,Xio marka TPS' lere gönderildi.



Şekil 21. Fantomların BT taraması

Ölçümler sırasında 40x40x20 cm ve 30x30x20 cm'lik iki fantom seti birleştirilerek hazırlanan fantom düzeneğinin sanal bir kopyası TPS ortamında oluşturuldu. İyon odası ve film dozimetriyle ölçüm yapılan her noktaya tekabül eden referans noktalardaki doz değerlerini karşılaştırabilmek amacıyla, aynı şartlarda ışınlamalar simüle edilerek, alan merkezinden ölçüm yapılan eksen doğrultusunda (longitudinal) bir doz profili çıkartıldı. Bu noktalardaki TPS'de hesaplanan dozlar, gerçek (dozimetrik). ölçüm değerlerinde yapıldığı gibi her alan için, d_{max} derinliğinde alan merkezinde okunan değere normalize edildi.

BULGULAR

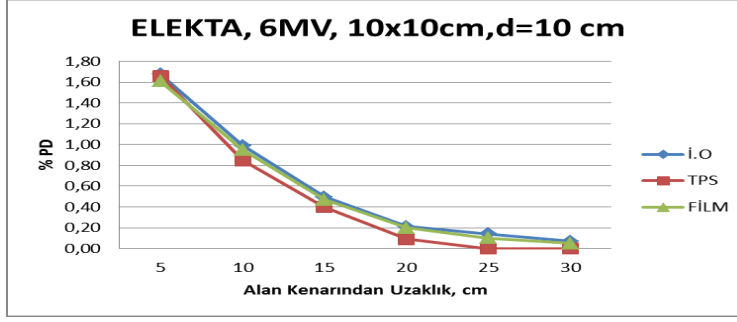
Ölçüm Yöntemleri İle PD İlişkisi

Elekta Synergy cihazına ait alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 6 MV foton için 10 cm derinlikte 10x10 cm açık alanda ve farklı açılarda WF (motorize standart/üniversal wedge-MW) için TPS, film ve iyon odası ölçüm sonuçları Tablo 1’de verilmektedir.

Tablo 1. Elekta, 6 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri

Uzaklık (cm)	AÇIK ALAN			15°MW			30°MW			45°MW			60°MW		
	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM
5	1,00	0,96	0,98	1,40	1,45	1,43	1,45	1,47	1,43	1,58	1,66	1,58	1,68	1,66	1,61
10	0,13	0,06	0,09	0,70	0,65	0,68	0,77	0,65	0,75	0,85	0,75	0,83	0,99	0,85	0,95
15	0,06	0,00	0,05	0,35	0,33	0,34	0,40	0,33	0,38	0,45	0,33	0,42	0,50	0,40	0,47
20	0,00	0,00	0,00	0,07	0,05	0,07	0,12	0,05	0,10	0,15	0,05	0,12	0,21	0,09	0,20
25	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,07	0,00	0,05	0,10	0,00	0,10	0,14	0,00	0,10
30	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,07	0,00	0,05

60° MW için, 10x10 cm alanda iyon odası ile yapılan PD ölçümleri; alan kenarından 5 cm uzaklıkta %1.68 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0.07; film ile yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %1.61 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0.05 ve TPS’ den yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %1.66 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0 olarak bulundu (Şekil 22).



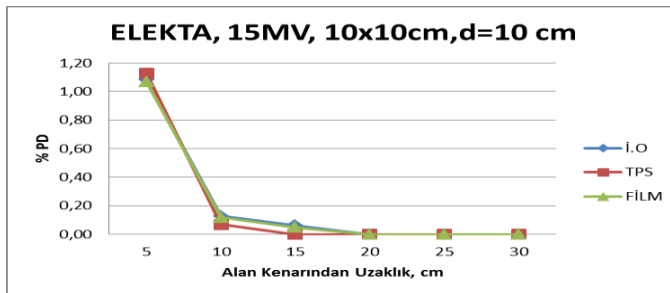
Şekil 22. 60° MW için %PD

Elekta Synergy cihazına ait alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 15 MV foton için 10 cm derinlikte 10x10 cm alanda açık ve farklı WF'ler için TPS, film ve iyon odası ölçüm sonuçları Tablo 2'de verilmektedir.

Tablo 2. Elekta, 15 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri

Uzaklık (cm)	AÇIK ALAN			15°MW			30°MW			45°MW			60°MW		
	İODASI	TPS	FİLM	İODASI	TPS	FİLM	İODASI	TPS	FİLM	İODASI	TPS	FİLM	İODASI	TPS	FİLM
5	1,35	1,33	1,40	0,91	0,99	0,89	0,91	1,02	0,89	1,08	1,06	1,07	1,08	1,13	1,07
10	0,65	0,65	0,64	0,10	0,06	0,09	0,10	0,06	0,08	0,13	0,07	0,12	0,13	0,07	0,12
15	0,30	0,33	0,32	0,03	0,00	0,03	0,00	0,00	0,03	0,06	0,00	0,05	0,06	0,00	0,05
20	0,05	0,05	0,05	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
25	0,01	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
30	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

60° MW için, 10x10 cm alanda iyon odası ile yapılan PD ölçümleri; alan kenarından 5 cm uzaklıkta %1.08 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0, film ile yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %1.07 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0 ve TPS' den yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %1.13 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0 olarak bulundu (Şekil 23).



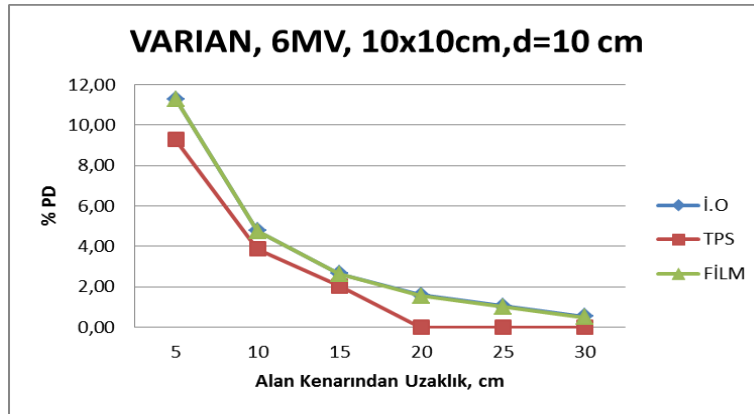
Şekil 23. 60° MW için %PD

Varian 2100 C/D cihazına ait, alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 6 MV foton için 10 cm derinlikte 10x10 cm alanda açık ve farklı derecedeki WF'ler (hard wedge-HW) için TPS, film ve iyon odası ile ölçüm sonuçları Tablo 3'de verilmektedir.

Tablo 3. Varian, 6 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri

Uzaklık (cm)	AÇIK ALAN			15 HW			30 HW			45 HW			60 HW		
	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM
5	1,52	1,47	1,50	5,28	5,24	5,25	6,57	6,24	6,55	8,40	8,24	8,38	11,31	9,28	11,29
10	0,53	0,47	0,50	2,05	1,95	2,04	2,55	2,47	2,50	3,27	3,05	3,25	4,77	3,88	4,75
15	0,23	0,20	0,22	1,08	0,99	1,04	1,34	1,28	1,30	1,71	1,59	1,70	2,65	2,04	2,63
20	0,11	0,10	0,09	0,88	0,00	0,85	1,09	0,09	1,02	1,40	0,00	0,99	1,59	0,00	1,55
25	0,00	0,00	0,00	0,59	0,00	0,55	0,73	0,00	0,69	0,93	0,00	0,67	1,06	0,00	1,02
30	0,00	0,00	0,00	0,39	0,00	0,35	0,49	0,00	0,48	0,62	0,00	0,47	0,53	0,00	0,50

60° HW için, 10x10 cm alanda iyon odası ile yapılan PD ölçümleri; alan kenarından 5 cm uzaklıkta %11.31 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0.53, film ile yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %11.29 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0.5 ve TPS'den yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %9.28 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0 olarak bulundu (Şekil 24).



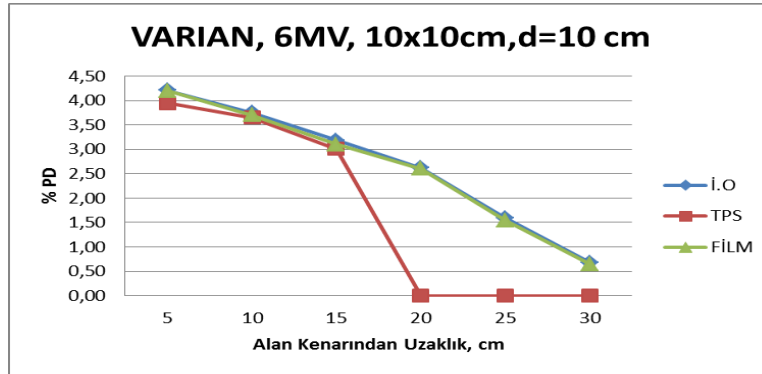
Şekil 24. 60° HW için %PD

Varian 2100 C/D cihazına ait alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 6 MV foton için 10 cm derinlikte 10x10 cm alanda farklı derecedeki WF'ler (dinamik wedge-DW) için TPS, film ve iyon odası ile ölçüm sonuçları Tablo 4' de verilmektedir.

Tablo 4. Varian, 6 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri

Uzaklık (cm)	AÇIK ALAN			15 DW			30 DW			45 DW			60 DW		
	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM
5	1,52	1,47	1,50	3,00	2,95	2,97	2,96	2,95	2,95	3,62	3,45	3,60	4,21	3,95	4,20
10	0,53	0,47	0,50	2,67	2,45	2,65	2,64	2,45	2,60	3,23	2,95	3,20	3,75	3,65	3,70
15	0,23	0,20	0,22	2,27	2,01	2,25	2,24	2,01	2,20	2,74	2,51	2,70	3,19	3,01	3,10
20	0,11	0,10	0,09	1,86	0,00	1,85	1,84	0,00	1,80	2,25	0,00	2,20	2,62	0,00	2,60
25	0,00	0,00	0,00	1,13	0,00	1,10	1,12	0,00	1,10	1,37	0,00	1,30	1,59	0,00	1,55
30	0,00	0,00	0,00	0,49	0,00	0,45	0,48	0,00	0,45	0,59	0,00	0,55	0,68	0,00	0,65

60° DW için, 10x10 cm alanda iyon odası ile yapılan PD ölçümleri alan kenarından 5 cm uzaklıkta %4.21 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0.68, film ile yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %4.2 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0.65 ve TPS'den yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %3.95 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0 olarak bulundu (Şekil 25).



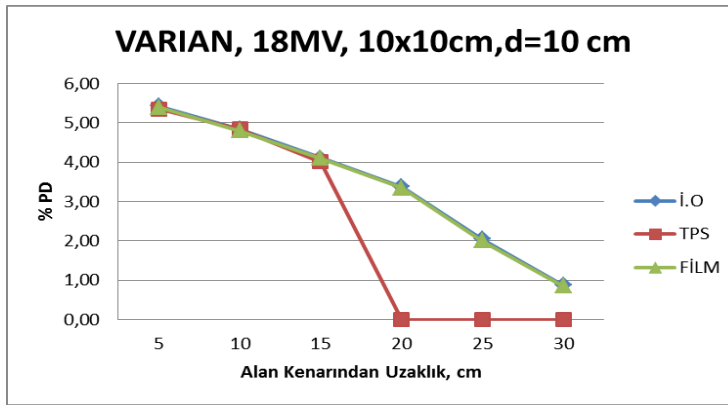
Şekil 25. 60° DW için %PD

Varian 2100 C/D cihazına ait, alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 18 MV foton için 10 cm derinlikte 10x10 cm alanda farklı derecedeki WF (hard wedge-HW) için TPS, film ve iyon odası ölçüm sonuçları Tablo 5' de verilmektedir.

Tablo 5. Varian, 18MV, 10x10cm alan, d=10cm, alan kenarından 5-30cm arasındaki PD ölçümleri

Uzaklık (cm)	AÇIK ALAN			15 HW			30 HW			45 HW			60 HW		
	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM
5	2,98	2,87	2,95	4,92	4,85	4,90	5,81	4,85	5,80	4,50	4,35	4,47	5,43	5,35	5,40
10	0,99	0,86	0,97	2,50	2,45	2,48	2,95	2,45	2,90	4,01	3,85	3,99	4,85	4,85	4,80
15	0,68	0,00	0,65	2,12	2,01	2,10	2,50	2,01	2,45	3,41	3,01	3,40	4,11	4,01	4,10
20	0,56	0,00	0,54	1,74	0,00	1,70	2,06	0,00	2,03	2,80	0,00	2,75	3,38	0,00	3,35
25	0,37	0,00	0,35	1,06	0,00	1,00	1,25	0,00	1,20	1,70	0,00	1,67	2,06	0,00	2,01
30	0,25	0,00	0,20	0,45	0,00	0,43	0,54	0,00	0,50	0,73	0,00	0,70	0,88	0,00	0,85

60° HW için, 10x10 cm alanda iyon odası ile yapılan PD ölçümleri; alan kenarından 5 cm uzaklıkta %5.43 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0.88; film ile yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %5.40 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0.85 ve TPS den yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %5.35 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0 olarak bulundu (Şekil 26).



Şekil 26. 60° HW için %PD

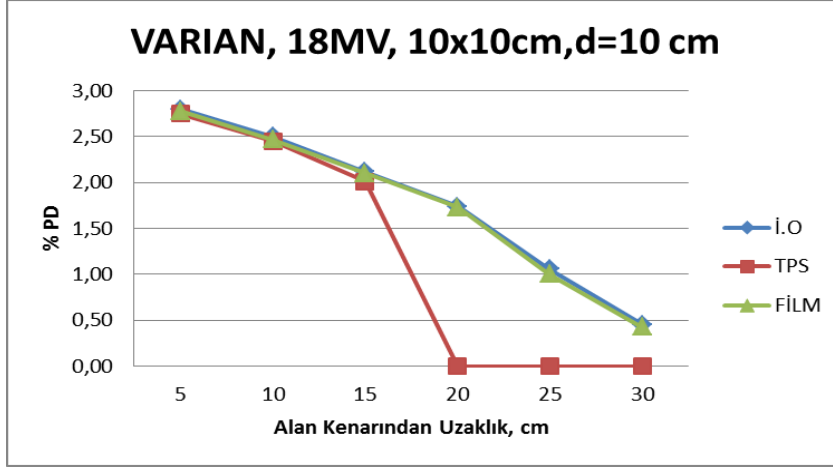
Varian 2100 C/D cihazına ait, alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 18 MV foton için 10 cm derinlikte 10x10 cm alanda farklı derecedeki WF'ler (dinamik wedge-DW) için TPS, film ve iyon odası ölçüm sonuçları Tablo 6'da verilmektedir.

Tablo 6. Varian, 18 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri

Uzaklık (cm)	AÇIK ALAN			15 DW			30 DW			45 DW			60 DW		
	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM	İ.ODASI	TPS	FİLM
5	2,98	2,87	2,95	2,28	2,06	2,25	2,47	2,35	2,45	2,80	2,75	2,78	2,80	2,75	2,78
10	0,99	0,86	0,97	2,03	2,00	2,01	2,20	2,05	2,20	2,50	2,45	2,18	2,50	2,45	2,47
15	0,68	0,00	0,65	1,72	1,71	1,70	1,87	1,78	1,85	2,12	2,01	1,83	2,12	2,01	2,10
20	0,56	0,00	0,54	1,42	0,00	1,40	1,53	0,00	1,50	1,74	0,00	1,47	1,74	0,00	1,73
25	0,37	0,00	0,35	0,86	0,00	0,85	0,93	0,00	0,92	1,06	0,00	0,90	1,06	0,00	1,00
30	0,25	0,00	0,20	0,37	0,00	0,34	0,40	0,00	0,35	0,45	0,00	0,35	0,45	0,00	0,43

60° DW için, 10x10 cm alanda iyon odası ile yapılan PD ölçümleri; alan kenarından 5 cm uzaklıkta %2.80 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0.45, film ile yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %2.78 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0.43 ve

TPS'den yapılan ölçümde alan kenarından 5 cm uzaklıkta %2.75 iken 30 cm uzaklıktaki minimum PD %0 olarak bulundu (Şekil 27).



Şekil 27. 60° DW için %PD

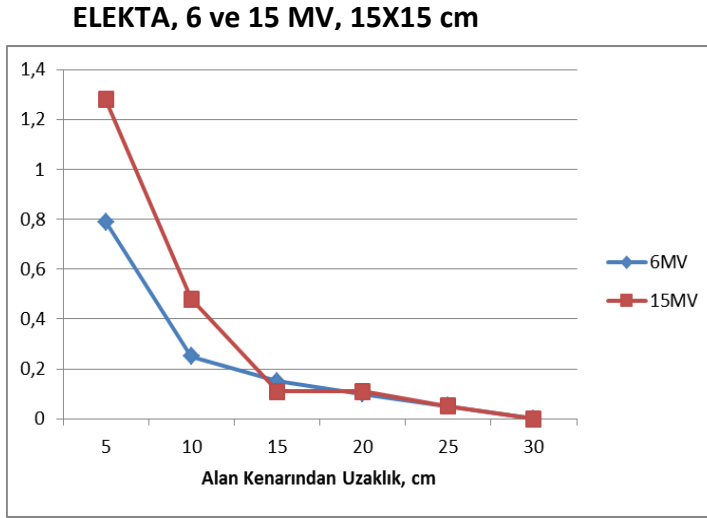
Ölçümde kullandığımız iyon odası, Gafkromik EBT film ve TPS ölçümleri PD için alan kenarından 15 cm'e kadar mesafede uyumlu sonuçlar verdi. Buna karşın alan kenarından 15 cm'den daha uzakta ise TPS verileri hızlı bir düşüş gösterirken, film ve iyon odası ölçümleri uyumlu bulundu. Ayrıca PD'nin alan kenarından uzaklaştıkça eksponansiyel olarak azaldığı tespit edildi.

Enerjinin Periferik Doza Etkisi:

Elekta Synergy cihazına ait alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 6-15 MV foton için d=5 cm derinlikte 5x5, 10x10 ve 15x15 cm açık alanda iyon odası ile ölçüm sonuçları Tablo7'de verilmektedir.

Tablo 7. Elekta, 6 ve 15 MV, d=5 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri						
Foton Enerjisi	6 MV			15 MV		
	Alan boyutu (cm)			Alan boyutu (cm)		
Uzaklık (cm)	5x5	10x10	15x15	5x5	10x10	15x15
5	0,16	0,41	0,79	0,24	0,83	1,28
10	0,11	0,15	0,25	0,12	0,17	0,48
15	0,05	0,10	0,15	0,06	0,11	0,11
20	0,00	0,05	0,10	0,00	0,06	0,11
25	0,00	0,00	0,05	0,00	0,00	0,05
30	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

15 MV enerjide 5x5 cm açık alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta PD % 0.24 iken 6 MV de % 0,16; 15 MV enerjide 10 x10 cm alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta PD % 0.83 iken 6 MV de % 0,41; 15 MV enerjide 15x15 cm alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta PD % 1.28 iken 6 MV’de % 0,79’dir (Şekil 28).



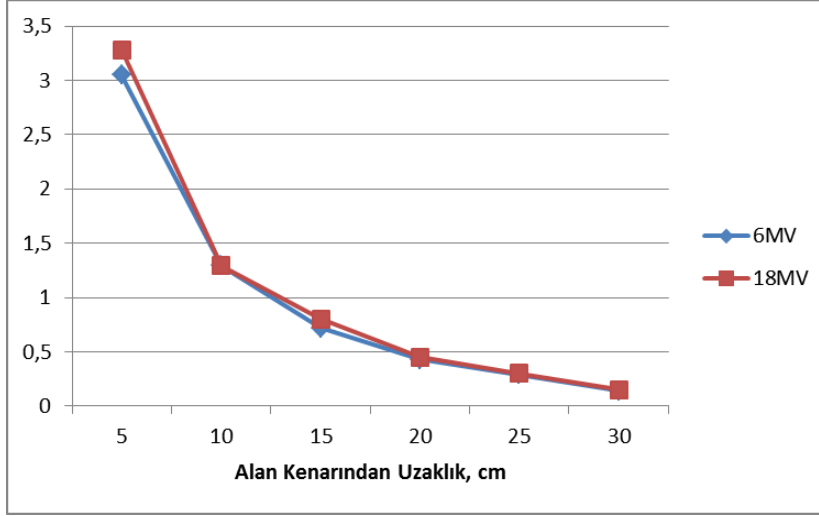
Şekil 28. Enerji ve %PD ilişkisi

Varian 2100 C/D cihazına ait alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 6-18 MV foton için d_{max} derinlikte 5x5, 10x10 ve 15x15 cm açık alanda iyon odası ölçüm sonuçları Tablo 8’de verilmektedir.

Tablo 8. Varian, 6 ve 18 MV, $d=d_{max}$, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri						
Foton Enerjisi	6 MV			18 MV		
	Alan boyutu (cm)			Alan boyutu (cm)		
Uzaklık (cm)	5x5	10x10	15x15	5x5	10x10	15x15
5	1,00	2,13	3,05	1,27	2,41	3,28
10	0,47	0,89	1,29	0,50	0,92	1,29
15	0,37	0,54	0,72	0,39	0,56	0,80
20	0,16	0,30	0,43	0,33	0,31	0,45
25	0,11	0,20	0,29	0,22	0,20	0,30
30	0,05	0,10	0,14	0,17	0,10	0,15

Tablo 8’e göre 18 MV enerjide 5x5 cm açık alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta PD %1.27 iken 6 MV’de %1; 18 MV enerjide 10x10 cm alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta PD %2.41 iken 6 MV’de %2.13; 18 MV enerjide 15x15 cm alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta PD %3.28 iken 6 MV de %3.05’dir (Şekil 29).

VARIAN, 6 ve 18 MV, 15X15cm



Şekil 29. Enerji ve %PD ilişkisi

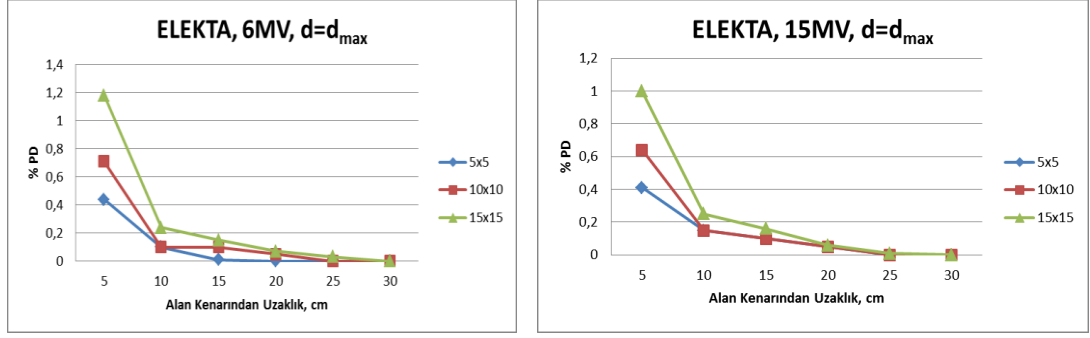
Elde ettiğimiz bulgulardan PD'nin enerjiye bağlı olduğu ve enerji arttıkça PD'nin arttığı anlaşılmaktadır.

Alan Boyutunun Periferik Doza Etkisi:

Elekta Synergy cihazına ait alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 6-15 MV foton için d_{max} derinlikte 5x5, 10x10 ve 15x15 cm açık alanda iyon odası ile ölçüm sonuçları Tablo 9'da verilmektedir.

Tablo 9. Elekta, 6 ve 15 MV, $d=d_{max}$, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri						
Foton Enerjisi	6 MV			15 MV		
	Alan boyutu (cm)			Alan boyutu (cm)		
Uzaklık (cm)	5x5	10x10	15x15	5x5	10x10	15x15
5	0,44	0,71	1,18	0,41	0,64	1,00
10	0,10	0,10	0,24	0,15	0,15	0,25
15	0,01	0,10	0,15	0,10	0,10	0,16
20	0,00	0,05	0,07	0,05	0,05	0,06
25	0,00	0,00	0,03	0,00	0,00	0,01
30	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Tablo 9'a göre; 6 MV enerjide açık alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta 5x5 cm alan için PD % 0.44; 10x10 cm alan için de %0.71, 15x15 cm alan için %1.18 dir. 15 MV enerjide açık alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta 5x5 cm alan için PD % 0.41; 10x10 cm alan için %0.64, 15x15 cm alan için %1.0'dir (Şekil 30).

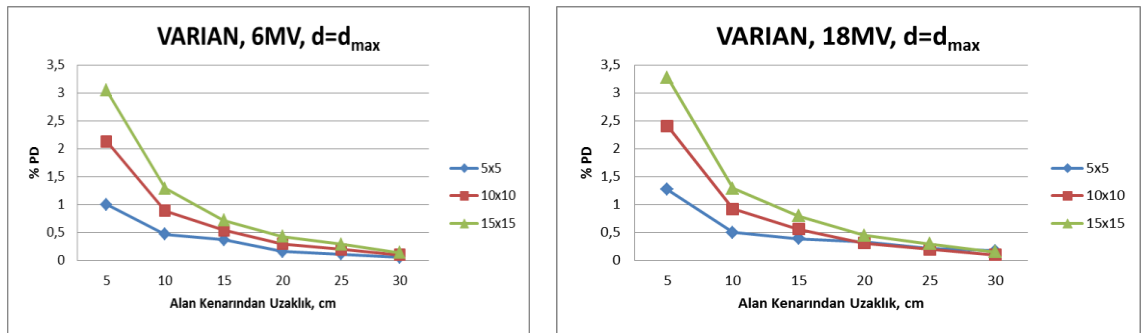


Şekil 30. Alan boyutu ve %PD ilişkisi

Varian 2100 C/D cihazına ait alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 6-18 MV foton için d_{max} derinlikte 5x5, 10x10 ve 15x15 cm açık alanda iyon odası ile ölçüm sonuçları Tablo 10'da verilmektedir.

Tablo 10. Varian, 6 ve 18 MV, $d=d_{max}$, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri						
Foton Enerjisi	6 MV			18 MV		
	Alan boyutu (cm)			Alan boyutu (cm)		
Uzaklık (cm)	5x5	10x10	15x15	5x5	10x10	15x15
5	1,00	2,13	3,05	1,27	2,41	3,28
10	0,47	0,89	1,29	0,50	0,92	1,29
15	0,37	0,54	0,72	0,39	0,56	0,80
20	0,16	0,30	0,43	0,33	0,31	0,45
25	0,11	0,20	0,29	0,22	0,20	0,30
30	0,05	0,10	0,14	0,17	0,10	0,15

Tablo 10'a göre 18 MV enerjide açık alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta 5x5 cm alan için PD % 1.27, 10x10 cm alan için %2.41, 15x15 cm alan için %3.28' dir. 6 MV enerjide açık alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta 5x5 cm alan için PD % 1.0; 10x10 cm alan için %2.13, 15x15 cm alan için %3.05'dir (Şekil 31).



Şekil 31. Alan boyutu ve %PD ilişkisi

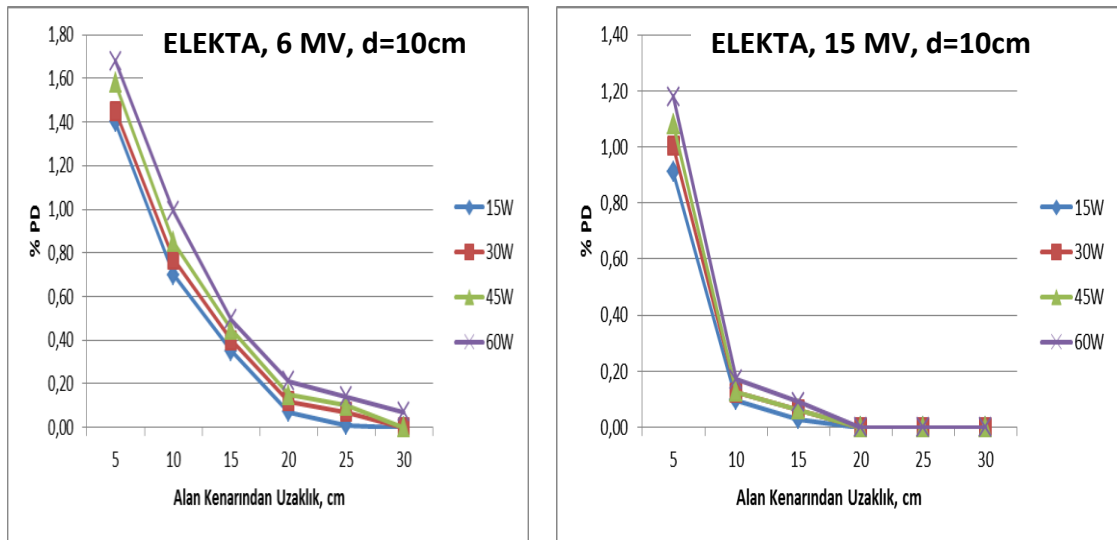
Elde ettiğimiz bulgulardan alan boyutu artıka PD'nin de artırdığı anlaşılmaktadır. Bunun anlamı PD'nin alan boyutuna bağılı olduğudur.

Kama Açısının Periferik Doza Etkisi:

Elekta Synergy cihazına ait alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 6 ve 15 MV foton için WF'lerle (Motorize wedge-MW) yapılan iyon odası ölçüm sonuçları Tablo11'de verilmektedir.

Tablo 11. Elekta, 6 ve 15 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri								
Uzaklık (cm)	6 MV				15 MV			
	Motorize wedge açısı				Motorize wedge açısı			
	15°	30°	45°	60°	15°	30°	45°	60°
5	1,40	1,45	1,58	1,68	0,91	1,00	1,08	1,18
10	0,70	0,77	0,85	0,99	0,10	0,13	0,13	0,17
15	0,35	0,40	0,45	0,50	0,03	0,06	0,06	0,09
20	0,07	0,12	0,15	0,21	0,00	0,00	0,00	0,00
25	0,01	0,07	0,10	0,14	0,00	0,00	0,00	0,00
30	0,00	0,00	0,00	0,07	0,00	0,00	0,00	0,00

Tablo 11'e göre 10x10 cm alanda iyon odası ölçümleri; alan kenarından 5 cm uzaklıkta 15 MV'de 15° WF için PD %0,91 iken, 60° WF için PD %1.18' dir. 6 MV' de 15° WF için PD %1.40 iken 60° WF için PD %1.68' dir (Şekil 32).

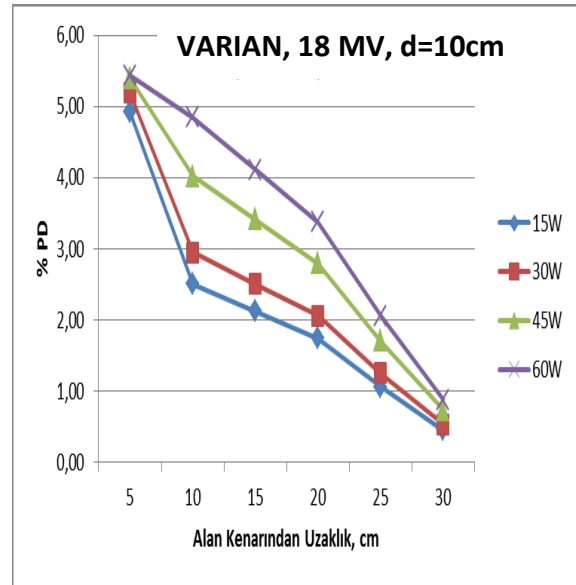
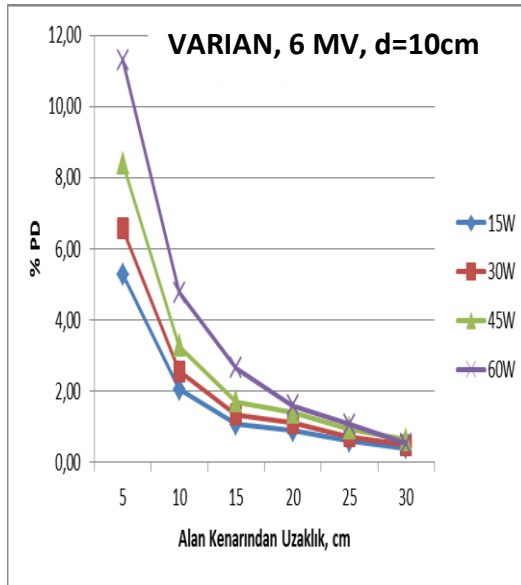


Şekil 32. Kama açısı ve %PD ilişkisi

Varian 2100 C/D cihazına ait alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 6 ve 18 MV foton için 10 cm derinlikte 10x10 cm alanda farklı derecedeki WF'ler (hard wedge-HW) kullanılarak yapılan iyon odası ölçüm sonuçları Tablo 12'de verilmektedir.

Tablo 12. Varian, 6 ve 18 MV, 10x10 cm, hard wedge (HW), d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri								
Uzaklık (cm)	6 MV				15 MV			
	HW açısı				HW açısı			
	15°	30°	45°	60°	15°	30°	45°	60°
5	5,28	6,57	8,40	11,31	4,92	5,20	5,40	5,43
10	2,05	2,55	3,27	4,77	2,50	2,95	4,01	4,85
15	1,08	1,34	1,71	2,65	2,12	2,50	3,41	4,11
20	0,88	1,09	1,40	1,59	1,74	2,06	2,80	3,38
25	0,59	0,73	0,93	1,06	1,06	1,25	1,70	2,06
30	0,39	0,49	0,62	0,53	0,45	0,54	0,73	0,88

Tablo 12'ye göre 10x10 cm alan için iyon odası ile yapılan PD ölçümleri; alan kenarından 5cm uzaklıkta 18MV' de 15° WF için PD %4.92 iken 60° WF için PD %5.43'dir. 6 MV' de 15° WF için PD %5.28 iken 60° WF için PD %11.31'dir (Şekil 33).

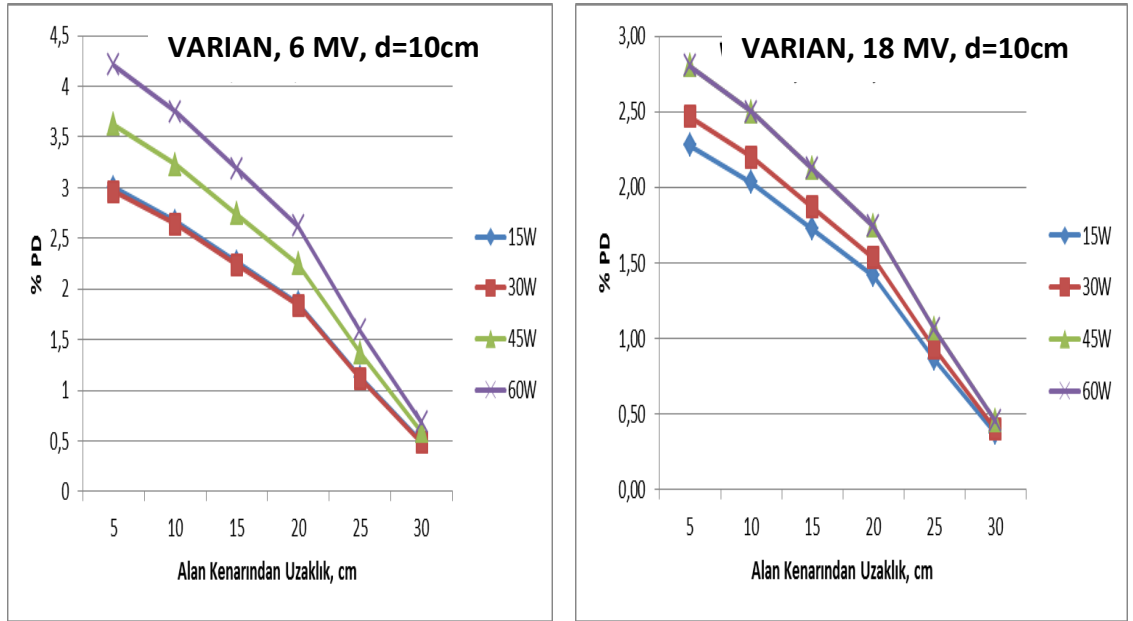


Şekil 33. Kama açısı ve %PD ilişkisi

Varian 2100 C/D cihazına ait alan kenarından 5 ile 30 cm arasında 6 ve 18 MV foton için 10 cm derinlikte 10x10 cm alanda farklı derecedeki WF'ler (dinamik wedge-DW) için TPS, film ve iyon odası ile ölçüm sonuçları Tablo 13'de verilmektedir.

Tablo 13. Varian, 6 ve 18 MV, 10x10 cm, dinamik wedge (DW), d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri								
Uzaklık (cm)	6 MV				15 MV			
	DW açısı				DW açısı			
	15°	30°	45°	60°	15°	30°	45°	60°
5	3,00	2,96	3,62	4,21	2,28	2,47	2,80	2,80
10	2,67	2,64	3,23	3,75	2,03	2,20	2,50	2,50
15	2,27	2,24	2,74	3,19	1,72	1,87	2,12	2,12
20	1,86	1,84	2,25	2,62	1,42	1,53	1,74	1,74
25	1,13	1,12	1,37	1,59	0,86	0,93	1,06	1,06
30	0,49	0,48	0,59	0,68	0,37	0,40	0,45	0,45

Tablo 13'e göre 10x10 cm alan için iyon odası ile yapılan PD ölçümleri; alan kenarından 5 cm uzaklıkta 18 MV'de 15° WF için PD %2.28 iken 60° WF için PD %2.80'dir. 6 MV'de 15° WF için PD %3.0 iken 60° WF için PD %4.21'dir (Şekil 34)



Şekil 34. Kama açısı ve %PD ilişkisi

Elde ettiğimiz bulgulara göre WF açısı arttıkça PD değerinin arttığı, WF kullanıldığında enerji arttıkça PD değerinin azaldığı görülmektedir. Ayrıca Varian cihazı için HW kullanıldığında PD değerinin arttığı, Elekta cihazı için MW kullanıldığında ise PD değerinin azaldığı gözlemlendi.

TARTIŞMA

Yüksek enerjili X-ışınlarıyla yapılan RT'de ışın alanı dışındaki sekonder radyasyon saçılması, tedavi alanlarına yakın kritik dokular için önemli bir parametredir. Sekonder saçılma, hem elektron hem de fotonlardan oluşur. Bu foton ve elektronlar, cihazın kaynak noktasından (target) tümöre kadar olan yolda, primer hüzmengin karşılaştığı maddelerle etkileşmesi sonucunda oluşur. Periferik doz (PD) adı verilen ışın alanı dışındaki dozlar, linakların kafasındaki düzleştirici filtre, iyon odaları, primer ve sekonder kolimatörler, aksesuar tutucuları ve ışın düzenleyicilerinin yanında, ortamdan (tedavi odası zemin ve duvarları, hava) saçılan radyasyon ve hasta/fantomdan kaynaklanan saçılmalarından oluşur. Bu çalışmanın amacı PD değerinin alan büyüklüğü, derinlik, enerji ve WF'lerle olan ilişkisini belirlemek; ayrıca iyon odası ve film dozimetri ile yapılan gerçek ölçümlerin hem kendi aralarındaki uyumluluğunu, hem de TPS'de yapılan hesaplamaların gerçek ölçümlerle olan tutarlılığını tespit etmektir (26).

Xu ve ark.'na göre ışın alanı yakın komşuluğundaki dokularda oluşan dozların en önemli iki bileşeni, kolimatör saçılması ve hastadan kaynaklanan saçılmalarıdır. Alan kenarına olan mesafe yaklaştıkça hasta içi saçılmaların, kolimatör saçılmalarından daha baskın olduğu rapor edilmiştir. Alan kenarından uzaklaştıkça hasta içi saçılmaları ve kafa sızıntıları neredeyse eşit, daha uzak mesafelerde ise kafa sızıntısı daha baskın olmaktadır (27). Balasubramanian ve ark. Siemens-Primus linak cihazında yaptıkları PD ölçümlerinde alan kenarından 20 cm uzaklığa kadar iyon odası (0.4cc paralel plate) ve TPS'in uyumlu olduğunu, 20 cm'den sonra TPS'nin 0 değerini gösterdiğini belirlemişlerdir (1). Yaptığımız çalışmada da ölçümde kullandığımız iyon odası, Gafkromik EBT film ve TPS ölçümlerinin PD için alan

kenarından 15cm'e kadar olan mesafede uyumlu sonuç verdiği görülmüştür. Ancak alan kenarından 15 cm'den daha uzak mesafede ise film ve iyon odası ölçümlerinde uyumluluk devam ederken, TPS verilerinin hızlı bir düşüş gösterdiği belirlenmiştir. Ayrıca PD'nin alan kenarından uzaklaştıkça eksponansiyel olarak azaldığı görülmüştür. Bulduğumuz sonuçlar Balasubramanian ve ark. sonuçları ile uyumludur.

Fraass ve ark. 6x6, 12x12, 20x20, 30x30 ve 40x40 cm'lik alanlarla yaptıkları ölçümlerde, alan boyutu ile birlikte, PD oranının arttığını bulmuşlardır (28). Klein ve ark. pediyatrik IMRT ile ilgili yaptıkları fantom çalışmasında, alan boyutu artışı ile PD oranının da benzer şekilde arttığını rapor etmişlerdir (29). Balasubramanian ve ark. 5x5, 10x10, ve 15x15 cm'lik alanlarda 6-15 MV fotonlarda yaptıkları ölçümlerde, alan boyutu ile PD oranının arttığını tespit etmişlerdir(1). Bizim çalışmamızdan örnek verecek olursak Varian linak cihazında 6 MV enerjide $d=d_{max}$ derinliğinde, açık alanda, alan kenarından 5 cm uzaklıkta 5x5 cm alan için PD % 1.27, 10x10 cm alan için %2.41, 15x15 cm alan için %3.28'dir. Yaptığımız çalışmada hem Varian hem de Elekta cihazında 5x5, 10x10 ve 15x15 cm'lik alanlarda yaptığımız ölçümler sonucunda, önceki çalışmalara uyumlu olarak alan boyutu artıkça PD'nin de arttığını bulduk. Bunun anlamı PD değerlerinin alan boyutuna bağlı olduğu ve alan boyutu artıkça PD değerinin artmakta olduğudur.

Enerji artışıyla PD'de hafif bir yükselme olduğu bildirilmiştir. Klein ve ark. yaptıkları bir çalışmada enerji ile PD değişimini araştırırken, 18 MV'deki nötron kontaminasyonundan dolayı daha yüksek değerler ölçmeyi beklerken; kısa mesafelerde 6 MV için PD değerlerini 18 MV'ninkinden daha yüksek olduğunu bulmuşlar, uzak mesafelerde ise 18 MV için beklendiği gibi PD değerlerinin 6 MV'ninkinden daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. 6 MV için yakın mesafelerdeki PD değerinin 18 MV'ye göre daha yüksek olması, hasta içinden kaynaklanan saçılan lateral elektronların 6 MV için 18 MV'ye göre daha düşük menzilli olmasına bağlanmaktadır. 18 MV için 6 MV'ye göre uzak mesafelerdeki PD artışı da, yüksek enerjili fotonların daha girici/penetran olması nedeniyle kolimatörlerden daha çok sızıntı yapmasına ve saçılan lateral elektronların da 6 MV'ye göre daha uzun menzilli olmasına bağlanmaktadır (29). Çalışmamızda alan merkezine 20 cm'den uzak mesafelerde, 18 MV fotonların daha çok sızıntı yaratmasından dolayı, PD oranları 6 MV'ye göre 5x5 cm ve 10x10 cm alanlarda daha yüksek bulunmuştur. Elekta cihazında ise 15 MV enerjide 10x10 cm alanda alan kenarından 5 cm uzaklıkta PD %0.83 iken, 6 MV de %0,41 olarak ölçülmüştür. Özetle, yaptığımız ölçümlerde uzak mesafeler için literatür ile uyumlu olarak yüksek enerjide PD'nin

daha fazla olduğunu, ancak yakın mesafeler için PD değerlerinin enerjiye bağlı farklılık göstermediğini tespit ettik.

Wedge filtreler kullanıldığında 4 etkinin dikkate alınması gerektiğini öne sürülmektedir.

1. Alan boyutu ve WF ile hasta arasındaki mesafeye bağlı olmak şartı ile; WF saçılan radyasyona ilave olarak ikinci bir saçılma kaynağı gibi davranır ve alan dışındaki doza ilave olarak PD'yi artırır.

2. Kolimatörden saçılan radyasyonu filtreyerek atenüe eder.

3. Su/doku ortamına giren radyasyonun spektral ve açılal değişimine yol açar.

4. Kama filtrenin bulunmaması durumunda kolimatör saçılması ile (filtrasyon olmadığı için) daha fazla sekonder radyasyon ışın alanına ulaşır (1).

Scrimger ve ark. ile Svensson ve ark. yaptıkları çalışmalarda gerçekten de 1. maddede önerildiği gibi WF'lerin, kompensatörlerin ve blokların (hüzme düzenleyicilerin) ek bir sekonder radyasyona neden olduklarını rapor etmişlerdir. Bunların kendilerinin de saçılan radyasyon kaynağı gibi, davrandıkları gibi hasta içindeki saçılan radyasyonları da artırdıkları sonucuna varmışlardır (30,31).

Çalışmamızda PD alan kenarından uzaklaştıkça yaklaşık olarak eksponansiyel bir azalma göstermektedir. WF'lerin fotonların saçılmasına neden olması, orjinal foton enerji spektrumunu değiştirmektedir. Bu nedenle, klinik doz hesaplamasında WF'nin derinlik ve alan bağımlılığını göz önünde bulundurmak gerekir. Çalışmamız, fiziksel wedge (HW) için derinlik ve alan boyutları arttıkça PD'nin (yukarıda önerildiği tarzda) arttığını, wedge açısı arttıkça özellikle 5 cm'den sonraki derinliklerde PD'nin azaldığını göstermektedir. Alanın 2 cm sağında ve solunda yapılan nokta doz okumalarında sanal wedge (DW) filtrenin, HW'ye kıyasla daha yüksek PD'lere sahip olduğu görüldü. 10x10 cm alanda 45°'lik HW ile PD'nin DW'ninkinin yaklaşık %56'sı olduğunu görmekteyiz. Yeon-Sil ve arkadaşları ise TLD kullanarak alanın 5 cm sağında ve solunda yaptıkları ölçümlerde fiziksel wedge (HW) filtreli alanların PD değerlerinin, sanal wedge (DW) filtreli alanlara göre, 15°'de %2,4 ve 30°'de %4,58 daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Fiziksel (HW) ve sanal (DW) WF'ler için PD değerlerindeki farkın; derinliğin ve wedge açısının artmasıyla arttığını rapor etmişlerdir (32). Özellikle yüksek wedge açılarında bu fark yükselme eğilimi göstermektedir. Kuei-Hua Lin ve arkadaşları benzer şekilde sapma oranının derinlik ve açı ile değiştiğini göstermişlerdir (33). McGhee ve arkadaşları yayınladıkları raporda özellikle 60° fiziksel (HW) WF'lerde PD'nin sanal wedge (HW) filtrenin yaklaşık yarısı olduğunu belirtmişlerdir (34).

Tümöre letal dozun verildiği bir radyasyon tedavisinde tümörün yakınındaki normal dokular farklı seviyelerdeki primer ve sekonder radyasyona kaçınılmaz olarak maruz kalacak, sonuçta normal doku hasarı oluşabilecektir. Emami ve ark. (35) normal dokular için tolerans dozlarını belirlemişlerdir. Bu dozlar planlama esnasında alan içi ve dışındaki dozların değerlendirilmesinde yardımcı olmaktadır. Diğer taraftan çoğu kanser insidans verisi, ışınlanan hedef volüme yakın bölgelerde (nispeten yüksek doza maruz kalan dokularda) ikincil kanser oranının yüksek olduğunu göstermektedir. Dorr ve Herrmann çalışmalarında (36) ikincil tümörlerin %60'dan %90'ına kadarının tedavi sahasına 5 cm komşuluklarında oluştuğunu bildirmişlerdir. Boice ve ark'da (37) aynı şekilde ikincil tümörlerin %43'ünün primer sahanın yakınlarında oluştuğunu bildirmişlerdir.

BEIR III (Biological Effects of Ionizing Radiation/İyonizan Radyasyonun Biyolojik Etkileri) raporuna göre 10-19 cGy ve üstündeki dozların fetus için zarar oluşturabileceği, ancak eşik değer olarak belirlenebilen 5 cGy'den düşük dozların dahi düşük olasılıkla olsa da zararlı olabileceği bildirilmiştir (28). Özellikle meme, tiroid ve akciğer kanserlerinde radyasyon karsinogenezi üzerinde durulmuştur. BEIR III raporunda 20 yaş üzeri kadınlarda 100 cGy doz eşiği aşıldığında, meme kanserinde rölatif riskin %0,5 arttığı bildirilmiştir. Radyasyon kaynaklı tiroid ve akciğer kanserleri için muhtemel eşik doz 5 cGy'dir. Erkeklerde kısırlık için tek seferlik 300-400 cGy testis doz değerleri tehlikeli kabul edilmektedir. 5 cGy'den 200 cGy'e kadar olan dozlar radyoduyarlığı yüksek olan (ör: lens ve gonadlar gibi) kritik organlara farklı derecelerde zararlı olabilmektedir. Bu değerler hedef volüme 50-60 Gy uygulanan ışınlamalarda, tanımlanan tümör dozunun ancak %0,1-3'üne tekabül etmektedir.

Çalışmalar göstermiştir ki merkezi eksenindeki maksimum dozun %0,1'ine kadar olan PD değerleri dahi önemli olabilmektedir. Özellikle yüksek dozların ve daha yüksek MU'ların verildiği IMRT tedavilerinde, artan X-ışını sızıntısının sonucu olarak daha yüksek integral tüm vücut dozlarının oluşması, sekonder kanser riskini de arttıracaktır. Ayrıca yüksek enerjili (>10 MV) X-ışınlarının nötron kontaminasyonunun katkısı da PD'nin yükselmesine neden olmaktadır. Tedavi planlama sistemlerinin 15 cm'den sonra yetersiz kaldığını gördüğümüz alan dışı bölgelerdeki kalp pili, lens, tiroid bezi, testis, over ve fetus gibi kritik yapıların dozunun doğrulanması; özellikle hamile, çocuk ve kür sonrası uzun yaşam şansı olan kanser hastalarının tedavi sonrası hayat kalitelerinin yüksek olması için son derece önemlidir (38).

Eğer çocuk ve genç hastalar radyasyonla tedavi edilecekse gonad dozları mümkün olduğunca düşük tutulmalıdır. Gonadların tedavi alanı içinde veya yakınlarında olmasına göre kullanılan yöntemler alan içi kurşun blok koruması yapmak, alan dışı ise testis koruma aparatı

kullanmak veya kadınlarda yumurtalıkların yerinin cerrahi müdahale ile mümkün olduğunca ışın alanlarından uzaklaştırılmasıdır. Bu yöntemlerle gonad dozlarının minimum seviyeye çekilmesi mümkündür. Özellikle çocuk hastalar ilerleyen yıllarda sekonder kanser riski altındadır. Sekonder kanserler için deterministik bir doz yoktur ve stokastik olarak dozlar arttıkça risk artmaktadır. 60-70 Gy gibi ablatif dozlar uygulandığında sağlam doku komplikasyonu artarken, sekonder kanser riski bu dozu alan içi dokularda azalmaktadır. Lösemi, tiroid kanseri, kemik ve yumuşak doku kanserleri sekonder kanserlerin en sık görülenleridir (39).

Tedavi planlama sistemleri primer hüzenin içindeki ve alan kenarındaki dozu doğru olarak hesaplayabilir; ancak çalışmamızda da görüldüğü gibi alan kenarlarından uzaklaştıkça doğruluk payı azalmaktadır. Bu nedenle tedavi alanı dışındaki dozların gerçek şartlarda ölçümü, normal/kritik dokuların aldığı dozun doğru olarak belirlenmesine yardımcı olacaktır. Çalışmamızda elde edilen PD verileri, alan dışı dozların önemli olduğu durumlarda klinik kullanım için bilgiler sunmaktadır. Bir sonraki aşama, IMRT tedavilerindeki alan dışı dozların belirlenmesi olacaktır.

SONUÇLAR

Çalışmamızda kliniğimizde kullanılan ÇYK esaslı iki lineer akseleratör cihazının (Elekta Synergy ve Varian 2100 C/D) açık ve WF'li alanlarda megavoltaj X-ışınları ile yapılan doz ölçümlerinde PD değerlerine ait elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir:

1. 5x5, 10x10 ve 15x15 cm alanlarda alan kenarından 30 cm kadar yapılan ölçümlerde, alan kenarından uzaklaştıkça, yani mesafe artıkça PD eksponansiyel olarak azalmaktadır.
2. 5x5, 10x10 ve 15x15 cm açık alanlarda Elekta cihazı için 6 ile 15 MV arasında; Varian cihazı için 6 ile 18 MV arasında yapılan PD oranları karşılaştırmasında, enerji artıkça PD artmaktadır.
3. Her iki cihaz ve sahip oldukları enerjilerde 5x5, 10x10 ve 15x15 cm alanlarda yapılan ölçümlerde açık ve WF'li alanlarda alan boyutu artıkça PD artmaktadır.
4. WF kullanıldığında enerji artıkça her iki cihazda da PD azalmaktadır.
5. Büyük alanlar için WF kullanımıyla PD dikkate alındığında, HW yerine MW veya DW seçilmesi tavsiye edilebilir. Ayrıca set-up kolaylığı ve tedavi süresinin kısılması sebebiyle MW/DW tercih edilmelidir.

ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR(ÇYK) BULUNAN LİNEER AKSELERATÖR CİHAZLARINDA AÇIK ALANLAR İLE KAMA FİLTRELİ ALANLAR İÇİN ALAN DIŞI DOZ FARKLILIKLARININ ARAŞTIRILMASI

ÖZET

Radyoterapide, ışın alanının geometrik sınırları dışındaki çevredeki normal yapıları etkileyen doz miktarı klinik açıdan önemlidir. Primer ışın alanı dışında kritik organlara ait radyasyon dozları, tedaviden önce değerlendirilmeli ve gerektiğinde düşürülmelidir.

Bu çalışmadaki amacımız kliniğimizde kullanılan çok yapraklı kolimatör esaslı iki lineer akseleratör cihazında (Elekta Synergy ve Varian 2100 C/D) açık ve kama filtreli alanlarda periferik dozları ölçerek, tedavi planlama sisteminden hesaplanan değerlerle karşılaştırmaktır.

Periferik doz ölçümleri 6, 15 ve 18 MV foton enerjilerinde, su eşdeğeri katı fantomlar üzerinde 0.6 cc iyon odası ve Gafkromik film kullanılarak gerçekleştirildi. Ölçümler 5x5, 10x10 ve 15x15 cm alanlarda, kaynak yüzey mesafesi 100 cm olacak şekilde, farklı derinliklerde (d_{max} derinliğinde ve yüzeyden 5 cm ve 10 cm derinliklerde) ve alan kenarından lateralde maksimum 30 cm uzaklığa kadar her 5 cm'de (0, 5, 10, 15, 20, 25 ve 30 cm) yapıldı. Periferik doz ölçümleri açık alanlar yanında 15°, 30°, 45° ve 60° kama filtreli alanlarda dinamik, motorize veya hard kama filtre kullanılarak yapıldı. Bütün ışınlamalar cihazın gantry ve kolimatör açıları 0°'de ve cihazın ışın aksı katı fantoma dik olacak şekilde yapıldı. Elde edilen ölçümler her bir cihaz için ilgili tedavi planlama sisteminde hesaplanan değerler ile karşılaştırıldı.

Çalışmamızda yaptığımız doz ölçümlerine göre periferik doz alan kenarından uzaklaştıkça eksponansiyel olarak azalmakta, alan boyutu artışı ile artmaktadır. Açık alanlarda foton enerjisi artıkça periferik doz artarken, kama filtreli alanlarda enerji artıkça azalmaktadır. Ayrıca aynı enerjide ve aynı alanda kama filtre açısı artıkça, periferik doz da artmaktadır.

Çalışmamızda periferik dozun alan boyutunun, ölçüm yapılan derinliğin, foton enerjisinin ve kullanılan kama filtresi türü ile açısının bir fonksiyonu olduğu sonucuna varıldı.

Anahtar Kelimeler: periferik doz, kama filtre, dozimetri, tedavi planlama sistemi

EVALUATION OF THE OUT-OF FIELD DOSE DIFFERENCES BETWEEN OPEN AND WEDGE FILTERED FIELDS IN MULTI-LEAF COLIMATOR(MLC) BASED LINEER ACCELERATORS

SUMMARY

The amount of the radiation dose affecting the surrounding normal structures outside the geometric field boundary is a clinical important factor in radiotherapy. Radiation doses to critical organs outside the primary radiation field should be evaluated prior to treatment and reduced when it is found to be necessary.

Our aim in this study is to measure the peripheral doses of open and wedge filtered fields with two linear accelerators (Elekta Synergy and Varian 2100 C/D) in use at our clinic, and to compare these measurements with the values calculated at treatment planning systems.

The measurements of peripheral doses are carried out for 6, 15 and 18 MV photons using a 0.6 cc ionization chamber and Gafchromic films in a water equivalent solid phantom. Measurements are performed for 5x5, 10x10 and 15x15 cm sized fields at a source to surface distance of 100 cm at different depths (d_{max} , 5 cm and 10 cm) and up to a maximum lateral distance of 30 cm beyond the field edges at every 5 cm (0, 5, 10, 15, 20, 25 and 30 cm). The peripheral doses are first measured at open fields and then with 15°, 30°, 45° and 60° wedge filters, using dynamic, motorized or hard wedge systems. All measurements are registred along the longitudinal axis of the beam, perpendicular to solid phantom with gantry and collimator angles of the machine both set at 0°. The resultant measurements are compared with the values calculated at the correspondent points at treatment planning system of each linac.

As a result of our measurements, it is found that peripheral dose decreases exponentially as the distance from field edge increases, it increases as the field size increases. It also increases when photon energy increases for open fields, whereas it decreases for wedge filtered respective fields when phantom energy increases. Furthermore it increases as the wedge angle increases within the same field size and same phantom energy.

It is concluded that peripheral dose values are a function of the field size, depth of the measurement point, energy of the photon and wedge filter used and its angle.

Key Words: peripheral doses, wedge filter, dosimetry, treatment planning system

KAYNAKLAR

1. Balasubramanian R, Sellakumar P, Bilimagga RS, Supe SS, Sankar BN. Measurements of peripheral dose for multileaf collimator based linear accelerator. *Rep Pract Oncol Radiother* 2006;11(6): 281-285.
2. Kase KR, Svensson GK, Worlbarst AB, Marks MA. Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1983;9: 1177-83.
3. Bieri S, Russo M, Roudzaud M, Kurtz JM. Influence of Modifications in Breast Irradiation Technique on Dose Outside the Treatment Volume. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;38: 117-125.
4. Cozzi L, Buffa FM, Fogliata A. Dosimetric features of linac head and phantom scattered radiation outside the clinical photon beam: experimental measurements and comparison with treatment planning system calculations. *Radiother Oncol* 2001;58: 193-200.
5. Annamal G, Velayudham R. Comparison of peripheral dose measurements using ionization chamber and MOSFET detector. *Rep Pract Oncol Radiother* 2009; 14(5): 176-183.
6. Khan FM. *The physics of radiation therapy*. Baltimore: Lippincott Williams&Wilkins Company; 2003.
7. Karagüler Z. *Klinik ve temel radyoterapi*. Bilge H, Gökçe ŞÇ, Özyiğit G, Yıldız OG (Editörler). Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği. İstanbul: 2013. s.51-58.
8. Das IJ, Desobry GE, McNeeley SW, Cheng EC, Schultheiss TE. Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator. *Med Phys* 1998;25(9):1676-84.
9. Madcalse P, Kron T, Hoban P. *The Physics of Raditherapy X-Ray from Linear Accelerators*. *Med Phy* 2002;493-505.

10. Podgorsak E.B, 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. Med Phy 1999;349–435.
11. Grenee D, Willams P.C. Linear Accelerators for Radiation Therapy, Institute of Physics Publishing, Bristol 1997.
12. Sharma D S, Animesh, Deshpande S S et al: Peripheral dose from uniform dynamic multileaf collimation fields: implications for sliding window intensity-modulated radiotherapy. Br J Radiol 2006;79: 331–5.
13. Sharma S.C. Head Of Department of Radiotherapy PGIMER Seminar on Beam Modification Devices, 2009.
14. 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 1990;17(1).
15. Giessen PH, Hurkmans CW. Calculation and Measurement of the Dose to Points Outside The Primary Beam for Co-60 Gamma Radiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993;27:717-724.
16. Bieri S, Russo M, Roudzaud M, Kurtz JM. Influence of Modifications in Breast Irradiation Technique on Dose Outside the Treatment Volume. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1997;38:117-125.
17. Chow JCL, Grigorov GN, Jiang R. Improved Peripheral Dose Calculation Accuracy for a Small MLC Field Brought by the Latest Commercial Treatment Planning System. J Radiother Pract 2006;121-128.
18. Stern RL. Peripheral dose from a linear accelerator equipped with multileaf collimation. Med Phys 1999;26:559–563.
19. Sharma SD, Jalali R, Chandrashekhar MT, Animesh, Deshpande DD. Effect of tertiary multileaf collimator (MLC) on foetal dose during three-dimensional conformal radiation therapy (3DCRT) of a brain tumour during pregnancy. Radiother Oncol 2004;70:49–54.
20. Rincon CM, Sainz IJ, Farre IM et al. Evaluation of the Peripheral Dose to Uterus in Breast Carcinoma Radiotherapy Radiat Protect Dosim 2002;101(1-4):469-471.
21. Sharma SD, Animesh, Deshpande SS et al. Peripheral Dose from Uniform Dynamic Multileaf Collimation Fields: Implications for Sliding Window Intensity-Modulated Radiotherapy. BJR 2006;79:331-335.
22. Wiezorek T, Voigt A, Metzger N, Georg D, Schwedas M, Salz H, Wendt TG. Experimental determination of peripheral doses for different IMRT techniques delivered by a Siemens linear accelerator. Strahlenther Onkol 2008;184:73–9.
23. Schlegel W, Bortfeld T, Grosu AL. (Eds.) New Technologies in Radiation Oncology. Springer, London:2006.

24. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Handbook of Radiotherapy Physics, Theory and Practice. Taylor & Francis Group, LLC 2007.
25. Mazonakis M, Zacharopoulou F, Varveris H, Damilakis J. Peripheral dose measurements for 6 and 18 MV photon beams on a linear accelerator with multileaf collimator. *Med Phys* 2008;35(10):4396-4403.
26. McParland BJ, Fair HI. A method of calculating peripheral dose distributions of photon beams below 10 MV. *Med Phys* 1992;19(2).
27. Xu XG, Bednarz B, Paganetti H. A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction. *Phys Med Biol* 2008;53:193–241.
28. Fraass BA, Geijn J. Peripheral dose from megavolt beams. *Med Phys* 1983;10(6):809-818.
29. Klein EE, Maserang B, Wood R, Mansur D. Peripheral doses from pediatric IMRT. *Med Phys* 2006;33(7):2525-2531.
30. Svensson GK, Kase KR, Chin LM, Harris JR. Dose to the opposite breast as a result of primary radiation therapy for carcinoma of breast (Abstr.). *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1980;7:1209.
31. Scrimger J, Kalitsi Z. Scattered radiation from beam modifiers used with megavoltage therapy units. *Radiol* 1979; 130: 233–36.
32. Kim YS, Kim SW, Yoon SC, Lee JS, Son SH, Choi IB. Comparison of Virtual Wedge versus Physical Wedge Affecting on Dose Distribution of Treated Breast and Adjacent Normal Tissue for Tangential Breast Irradiation. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2004;22(3):225-233.
33. Kueg-Hua L, Jao-Perng L, Mu-Tag L, Tgeh-Chg C. Comparing virtual with physical wedge for the transmission factors. *Radiology and Nuclear Medicine*. Japan: 2002;7(64):1-3.
34. Mcghee P, Chu T, Leszczynski K, Dunscombe P. The Siemens Virtual Wedge. *Medical Dosimetry* 1997;22(1):39-41.
35. Emami B, Lyman J, Brown A, Coia L, Goiten M, Munzenride JE, Shank B, Solin LJ. Tolerance doses of normal tissue to therapeutic radiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21:109-122.
36. Mansur DB, Klein EE, Maserang BP. Childhood Cancer Dosimetry, Measured peripheral dose in pediatric radiation therapy: A comparison of intensity-modulated and conformal techniques. *Radiother Oncol* 2007;82:179–184.
37. Bradley B, Fleck A, Osei EK. Normalized data for the estimation of fetal radiation dose from radiotherapy of the breast. *BJR* 2006;79:818–827.

38. Hall EJ, Wu CS. Radiation induced second cancers: The impact of 3D-CRT and IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:183-88.
39. Emami B, Lyman J, Brown A, Coia L, Goiten M, Munzenride JE, Shank B, Solin LJ. Tolerance doses of normal tissue to therapeutic radiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21:109-122.

ŞEKİLLER LİSTESİ

Tablolar;

Tablo 1. Elekta, 6 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri.....	34
Tablo 2. Elekta, 15 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri.....	35
Tablo 3. Varian 6 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri.....	36
Tablo 4. Varian 6 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri.....	37
Tablo 5. Varian 18 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri.....	37
Tablo 6. Varian 18 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri.....	38
Tablo 7. Elekta, 6 ve 15 MV, d=5 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri...39	
Tablo 8. Varian, 6 ve 18 MV, d=d _{max} , alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri...40	
Tablo 9. Elekta, 6 ve 15 MV, d=d _{max} , alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri...41	
Tablo 10. Varian, 6 ve 18 MV, d=d _{max} , alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri..42	
Tablo 11. Elekta, 6 ve 15 MV, 10x10 cm alan, d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri.....	43

Tablo 12. Varian, 6 ve 18 MV, 10x10 cm, hard wedge (HW), d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri.....44

Tablo 13. Varian, 6 ve 18 MV, 10x10 cm, dinamik wedge (DW), d=10 cm, alan kenarından 5-30 cm arasındaki PD ölçümleri.....45

Şekiller;

Şekil 1. Lineer akseleratör cihazı(7).....4

Şekil 2. Kolimatör sistemi ve seçilen radyasyonun türüne göre sistem elemanlarının konumlanması(7).....5

Şekil 3. Linak çalışma prensibinin şematik gösterimi(11).....7

Şekil 4. Alan boyunca derin doz profilinin gösterimi(6).....10

Şekil 5. Işının merkezi eksene dik düzlem boyunca kesitsel (cross-sectional) izodoz dağılımının gösterimi(6).....11

Şekil 6. Farklı kalitedeki radyasyonlar için izodoz dağılımları(6).....12

Şekil 7. Farklı kalitedeki radyasyonlar için izodoz dağılımları(6).....13

Şekil 8. Wedge filtre için izodoz eğrileri(6).....16

Şekil 9. A-Kişiselleştirilmiş wedge, B- Standart/üniversal wedge(13).....18

Şekil 10. Dinamik wedge filtre şematik gösterimi(14).....19

Şekil 11. PD oluşumuna katkıda bulunan faktörler(15).....20

Şekil 12. Elekta Synergy Platform lineer akseleratör cihazı.....24

Şekil 13. Varian D/C 2100 lineer akseleratör cihazı.....24

Şekil 14. CMS XiO tedavi planlama sistemi.....25

Şekil 15. Eclipse bilgisayarlı tedavi planlama sistemi.....26

Şekil 16. Toshiba Asteion S4 bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı.....26

Şekil 17. Farmer FC65-P iyon odası.....27

Şekil 18. Dansitometre bilgisayarı ve lazer tarayıcısı.....29

Şekil 19. Ölçüm seti.....30

Şekil 20. Periferik doz ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi.....31

Şekil 21. Fantomların BT taraması.....32

Şekil 22. 60° MW için %PD.....35

Şekil 23. 60° MW için %PD.....35

Şekil 24. 60° HW için %PD.....36

Şekil 25. 60° DW için %PD.....37

Şekil 26. 60° HW için %PD.....	38
Şekil 27. 60° DW için %PD.....	39
Şekil 28. Enerji %PD ilişkisi (Elekta).....	40
Şekil 29. Enerji %PD ilişkisi (Varian).....	41
Şekil 30. Alan boyutu %PD ilişkisi (Elekta).....	42
Şekil 31. Alan boyutu %PD ilişkisi (Varian).....	42
Şekil 32. Kama açısı %PD ilişkisi (Elekta).....	43
Şekil 33. Kama açısı %PD ilişkisi (Varian).....	44
Şekil 34. Kama açısı %PD ilişkisi (Varian).....	45

ÖZGEÇMİŞ

Adım soyadım Suat ÇAKINA. 20.07.1980 tarihinde Karabük'te doğdum. İlköğretimimi Atatürk Merkez İlköğretim okulunda (Karabük), ortaokulu I. Murat Lisesi (Edirne), liseyi İlhami Ertem Lisesi (Edirne)' de tamamladım. Ön lisans eğitimimi Ege Üniversitesi Atatürk SHMYO Diş Protez bölümünde 2000 yılında bitirdim. 2006 yılında Trakya Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Lisans programından mezun oldum. 2009 yılında Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyofizik yüksek lisans programından mezun oldum. 2012 yılında T.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans Eğitimi'ne başladım. Halen Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyofizik doktora programında öğrenciyim.

EKLER:

TRAKYA ÜNİVERSİTESİ		PROJE NO : 2014-02
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ SÖZLEŞMESİ		PRJ NİTELİĞİ : Yüksek Lisans

PROJE BAŞLIĞI
Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) Bulunan Lineer Akseleratör Cihazında Açık Alanlar ile Kama Filtreli Alanlar İçin Alan Dışı Doz Farklılıklarının Araştırılması

2- PROJE PERSONELİ

	Adı ve Soyadı	Unvanı	Telefon (İş)
Proje Yöneticisi :	Vuslat YÜRÜT ÇALOĞLU	Doç. Dr.	Tel: 505 521 11 86
Araştırmacılar :	Suat ÇAKINA	Yük. Lis. Öğr.	
	Murat ÇALOĞLU	Doç. Dr.	
	Şule PARLAR	Uzm. Fiz.	
	Cem UZAL	Prof. Dr.	

3- PROJE BÜTÇESİ

Teçhizatın Tanımı :	Detay listesi ektedir.	Fiyatı (TL)
Ekonomik Kod		
	03.2 Tüketime Yönelik Mal ve Malzeme Alımları	6.785,00 TL
	03.3 Yolluklar	
	03.5 Hizmet Alımları	
	03.7 Menkul Mal, Gayrimaddi Hak Alım,Bakım ve Onarım Giderleri	3.304,00 TL
	06.1 Mamul Mal Alımları	
TOPLAM ÖDENEK		10.089,00 TL

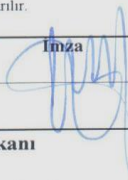
4- PROJENİN GELİŞİMİ :

1.Projenin Kabul Tarihi:07.01.2014	4. I. Rapor Tarihi :13.06.2014	Sonuç : (+/-)
2. Projenin Başlama Tarihi :13.01.2014	5. II. Rapor Tarihi :	Sonuç : (+/-)
3.Projenin Bitiş Tarihi:13.01.2015	6. III. Rapor Tarihi :	Sonuç : (+/-)
4.Projenin Süresi:12 Ay	7. IV. Rapor Tarihi :	Sonuç : (+/-)
	8.Sonuç Raporu Tarihi:13.01.2015	Sonuç : (+/-)

5- İLGİLİ BÖLÜM VE FAKÜLTE : Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

6- PROJENİN UYGULANMASI :

- Bu proje 2547 sayılı YOK Kanununun 4684 sayılı Kanunla değişik 58.maddesi gereğince, Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma Projeleri Hakkında Yönetmelik ve Trakya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Uygulama Yönergesi çerçevesinde yürütülmüştür.
- Proje süresinde ve harcama fasıllarında Rektörlük onayı alınmadan değişiklik yapılamaz.
- Proje Yöneticisi her 6 ayın sonunda gelişme raporunu, Bölüm Başkanlığı ve ilgili Dekanlık veya Enstitü Müdürlüğü aracılığı ile Rektörlüğe iletmekle yükümlüdür.
- Projelerden alınan teçhizat tüm öğretim üyelerinin kullanımına açıktır.
- Bir ay geçtiği halde gelişme raporu verilmemiş veya süresi bitmiş olup süre uzatımı talebinde bulunulmamış projeler iptal edilir. Bakiye ödenek, BAP Komisyonu tarafından kabul edilecek yeni projelere tahsis edilir veya diğer projelere aktarılır.

Proje Yöneticisi :	Adı ve Soyadı	İmza	Tarih
	Doç. Dr. Vuslat YÜRÜT ÇALOĞLU		

Komisyon Başkanı
Prof. Dr. Süleyman PİŞKİN
Rektör Yardımcısı
