

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ İÇİN LİNEER HIZLANDIRICI VE ÇOK
YAPRAKLI KOLİMATÖR SİSTEMİ KALİTE KONTROLÜ**

Ayça KORUCU

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

ANKARA

2011

Her hakkı saklıdır.

TEZ ONAYI

Ayça KORUCU tarafından hazırlanan “Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi İçin Lineer Hızlandırıcı ve Çok Yapraklı Kolimatör Sistemi Kalite Kontrolü” adlı tez çalışması 03/03/2011 tarihinde aşağıdaki Jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Jüri Üyeleri:

Başkan: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

GATA, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Üye : Doç. Dr. Ayşe HIÇSÖNMEZ

Ankara Üniversitesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Üye : Yrd. Doç. Dr. Turan OLGAR

Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Doğan BOR

Enstitü Müdürü



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ İÇİN LİNEER HIZLANDIRICI VE ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR SİSTEMİ KALİTE KONTROLÜ

Ayça KORUCU

Ankara Üniversitesi

Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Bu çalışmada Elekta marka Synergy Platform model ve Varian Clinac DBX model lineer hızlandırıcılarda 6 MV X-ışını kullanarak, lineer hızlandırıcı ve çok yapraklı kolimatör sistemi kalite kontrolü gerçekleştirildi. Öncelikle lineer hızlandırıcı gantri, kolimatör ve masa dönüşleri incelendi. Daha sonra çok yapraklı kolimatör (ÇYK) pozisyon doğruluğu testi ile ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi incelendi.

Sonuç olarak, her iki lineer hızlandırıcıda gantri, kolimatör, masa dönüşü ve ÇYK pozisyon doğruluğu Elekta ve Varian marka lineer hızlandırıcılarda $<1\text{mm}$, ÇYK sızıntı $<2\%$ ve ÇYK geçirgenlik $<1,5\%$ olarak bulundu. Uygulanan teknik ve donanım ile cihazların kalite kontrolü uluslararası protokollere uygun olarak gerçekleştirilmiş ve test edilen cihazların bu tedavi tekniğine uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

2011, 62 sayfa

Anahtar Kelimeler: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Çok yapraklı Kolimatör, Kalite Kontrol

ABSTRACT

Master Thesis

QUALITY ASSURENCE FOR LINEER ACCELERATOR AND MULTILEAF COLLIMATOR IN INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY

Ayça KORUCU

Ankara University

Graduate School of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Bahar DİRİCAN

This study examines the quality assurance of a linear accelerator in intensity modulated radiation therapy, as well as the quality assurance and Multileaf Collimator (MLC) by the Elekta Synergy Platform and Varian Clinac Linear Accelerator at an energy level of 6 MV. First of all linear accelerator gantry, collimator and couch turns are analysed. Second tests of Multileaf Collimator (MLC) Leaf Positional Accuracy with MLC Transmission and Interleaf Leakage are considered.

Consequently, it is found that in Elekta and Varian lineer accelerators gantry, collimator, couch and ÇYK positional accuracy of MLC is<1mm, interleaf leakage value is <%2 and transmission value is <%1,5. The device and patient quality assurance controls are made by the techniques and hardware conforming to international protocols and it's concluded that these devices are suitable for this type of treatment.

2011, 62 pages

Keywords:Intensity Modulated Radiation Therapy, Multileaf Collimator, Quality Assurance

TEŞEKKÜR

Yoğunluk ayarlı radyoterapide lineer hızlandırıcı ve ok yapraklı kolimatör kalite kontrolü ile yapılan bu alışmada, beni bu konuda bilgilendiren, alışmamda beni destekleyen, bana araştırma olanağı sağlayan Sayın Doç. Dr. Bahar DİRİCAN' a (Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı), Sayın Prof. Dr. Doğan BOR' a (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü), Dr. Abdurrahman Yurtaslan Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı' nda çalışmalarım süresince bana yardımcı olan Sayın Adil Demir' e ve Sayın Murat Avşar' a,

Bu alanda beni bilgilendiren ve teşvik eden Sayın Yrd. Doç Dr. Turan OLGAR' a,

Beni destekleyen, her zaman yardımlarını esirgemeyen, ölçümlerim ve hesaplamalarım sırasında beni yalnız bırakmayan arkadaşlarım Yunus ÇINAR' a ve Duygu Baycan' a

Bana her zaman destek veren ve çalışmalarım sırasında yardımcı olan Ankara Üniversitesi' nden arkadaşlarım Kerime AKDUR' a, İsmail FINDIKLI' ya ve İbrahim OBANBAŐ' a,

Çalışmalarım sırasında manevi destekleri ve anlayışları nedeniyle arkadaşlarım Müge İnalka' a, Cansu Gün' e, Buket Çamlıca' ya,

Ankara Üniversitesi Cebeci Hastanesi' nden Sayın Tuğba Atakul'a ve Sayın Meltem Dabak' a,

Eğitim hayatım boyunca hep yanımda olan ve attığım her adımda beni destekleyen annem Zeliha KORUCU' ya, babam İbrahim KORUCU' ya, ağabeylerim Aytaç KORUCU' ya ve Altan KORUCU' ya, yengelerim Elif KORUCU' ya ve Aslı KORUCU' ya,

Başarılarımı destekleyen, daha fazlası için teşvik eden ve yanımda olan Sayın Anıl YILMAZ' a,

En içten duygularımla teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1.GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	3
2.1 Lineer Hızlandırıcı.....	3
2.2 Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Testleri	6
2.3 Kolimasyon	7
2.3.1 Birincil Sabit Kolimatörler	7
2.3.2 İkincil Kolimatörler	7
2.3.3 Üçüncül Kolimatörler	7
2.4 Çok Yapraklı Kolimatör	8
2.5 Tongue&Groove Etkisi	12
2.6 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Teknikleri	13
2.7 Radyografik Film	14
2.8 Film Dozimetrisi	17
2.9 Penumbra	18
2.10 Sızıntı ve Geçirgenlik	18

2.11 Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	19
2.12 YART' de ÇYK Kalite Kontrol Testleri	20
3. MATERYAL VE YÖNTEM	21
3.1 Materyaller	21
3.1.1 Lineer hızlandırıcı cihazları	21
3.1.2 Tedavi Planlama Sistemleri	23
3.1.3 Scanditronix Wellhöfer Marka RW3 Katı Su Fantomu	24
3.1.4 Kodak Marka X-Omat Film	25
3.1.5 Vidar Marka DosimetryPRO Advantage Film Tarayıcısı	28
3.1.6 Image J Programı	29
3.2 Yöntem ve Teknikler	30
3.2.1 Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Testleri	30
3.2.2 Kalibrasyon Filmi Işınlamaları	31
3.2.3 ÇYK Pozisyon Doğruluğu Testi	32
3.2.4 ÇYK Sızıntı ve Geçirgenlik Testi	33
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	35
4.1 Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Testleri	35
4.2 Kalibrasyon Filmi Işınlamaları	38
4.3 ÇYK Pozisyon Doğruluğu Testi	41
4.4 ÇYK Sızıntı ve Geçirgenlik Testi	46
5 TARTIŞMA VE SONUÇ	57
5.1 Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Testleri	57
5.2 Çok Yapraklı Kolimatör Pozisyon Doğruluğu Testi	57

5.3 Çok Yapraklı Kolimatör Sızıntı ve Geçirgenlik Testi	58
KAYNAKLAR.....	59
ÖZGEÇMİŞ.....	62

SİMGELER DİZİNİ

AAPM	American Association of Physicist in Medicine
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
DC	Direct Current
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine Image File Format
ICRU	The International Commission on Radiation Units and Measurement
JPEG	Joint Photographic Experts Group Image File Format
MHz	Megahertz
MU	Monitor Unit
MV	Milyon Volt
SSD	Source Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)
TIFF	Tagged Image File Format
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Lineer Hızlandırıcı şeması (Khan 1994).....	4
Şekil 2.2 Lineer hızlandırıcının tedavi kafası(a) foton tedavisi modu (b) elektron tedavisi modu..	5
Şekil 2.3 Lineer hızlandırıcının dış görünümü.....	6
Şekil 2.4 Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemi.....	8
Şekil 2.5 Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemi.....	9
Şekil 2.6 ÇYK ve çenelerin farklı üreticilere göre yerleşimi (Schlegel vd. 2006)	10
Şekil 2.7 Farklı marka lineer hızlandırıcılarda sızıntı radyasyonunu azaltmak için tasarlanan farklı yaprak dizaynları (Schlegel vd.2006).....	10
Şekil 2.8 Yuvarlak uçlu kolimatör (Brady vd. 2006)	11
Şekil 2.9 Çok yapraklı kolimatörlerin yapraklar arası mesafeler için pozisyon hatalarının doz üzerine çeşitli etkileri (LoSasso et al., MedPhys. 25, 1998).....	12
Şekil 2.10 ÇYK yaprak kenarları boyunca, yapraklar arasında oluşan farklı kaçak ve yarı gölge etkileri (AAPM report no 72).....	13
Şekil 2.11 Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde farklı yaprak pozisyonları ile elde edilen alanlarla yoğunluk ayarlı doz dağılımlarının elde edilmesi.....	14
Şekil 2.12 İki yüzü emülsiyonlu bir filmin kesit görüntüsü	16
Şekil 2.13 ÇYK' de sızıntı ve yaprak geçirgenliği profili (Schlegel vd. 2006)....	19
Şekil 3.1 Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı	21
Şekil 3.2 Varian Clinac Lineer Hızlandırıcı Cihazı	22
Şekil 3.3 Precise tedavi planlama sistemi.....	23
Şekil 3.4 Eclipse tedavi planlama sistemi.....	24

Şekil 3.5 Scanditronix Wellhöfer Marka RW3 Katı Su Fantomu.....	25
Şekil 3.6 Kodak marka XV2 filmi.....	26
Şekil 3.7 Kodak XV2 filmin elektron mikrografisi.....	27
Şekil 3.8 Kodak XV2 filminin duyarlık eğrisi.....	27
Şekil 3.9 Vidar Marka DosimetryPRO Advantage Film Tarayıcısı.....	28
Şekil 3.10 Image J programından genel görünüm.....	29
Şekil 3.11 Lineer hızlandırıcılarda mekanik kontroller için oluşturulan alanlar	30
Şekil 3.12 Elekta ve Varian marka lineer hızlandırıcılarda mekanik kontroller, pozisyon doğruluğu, sızıntı ve geçirgenlik testleri için ışınlama geometrisi	31
Şekil 3.13 Kalibrasyon filmi için ışınlama geometrisi	32
Şekil 3.14 Elekta ve Varian marka lineer hızlandırıcılarda ÇYK pozisyon doğruluğu testi için oluşturulan yaprak dizaynı.....	33
Şekil 3.15 Elekta marka lineer hızlandırıcıda ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi yaprak dizaynı....	34
Şekil 4.1 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden gantri dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Elekta marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü	35
Şekil 4.2 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden gantri dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Varian marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü.....	36
Şekil 4.3 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden kolimatör dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Elekta marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü	36
Şekil 4.4 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden kolimatör dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Varian marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü	37
Şekil 4.5 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden masa dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Elekta marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü	37

Şekil 4.6 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden masa dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Varian marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü	38
Şekil 4.7 Elekta marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış kalibrasyon filmi görüntüsü.....	39
Şekil 4.8 Varian marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış kalibrasyon filmi görüntüsü	39
Şekil 4.9 ÇYK pozisyon doğruluğu testinde Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanmış filmin görüntüsü	42
Şekil 4.10 ÇYK pozisyon doğruluğu testinde Varian marka lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanmış filmin görüntüsü	42
Şekil 4.11 ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testinde Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanmış filmin görüntüsü	46
Şekil 4.12 ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testinde Varian marka lineer hızlandırıcı cihazında sağ yaprakların kapatılması ile ışınlanmış filmin görüntüsü	47
Şekil 4.13 ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testinde Varian marka lineer hızlandırıcı cihazında sol yaprakların kapatılması ile ışınlanmış filmin görüntüsü	47

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Yoğunluk ayarlı radyoterapide ÇYK kalite kontrol testleri, testlerin tolerans limitleri ve test sıklıkları	20
Çizelge 4.1 Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı için ışınlanan kalibrasyon filmi ile Image J’ de elde edilen ortalama değerleri	40
Çizelge 4.2 Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı için ışınlanan kalibrasyon filmi ile Image J’ de elde edilen ortalama değerleri	41
Çizelge 4.3 Elekta marka lineer hızlandırıcı için TPS“ deki mesafe, ImageJ’ de hesaplanan mesafe ve ikisi arasındaki fark	43
Çizelge 4.4 Varian marka lineer hızlandırıcı için TPS“ deki mesafe, ImageJ’ de hesaplanan mesafe ve ikisi arasındaki fark	45
Çizelge 4.5 Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sağ yapraklar için alınan yaprak altındaki okuma değerleri ve hesaplanan %geçirgenlik	48
Çizelge 4.6 Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sağ yapraklar için alınan yaprak altındaki okuma değerleri ve hesaplanan %geçirgenlik	49
Çizelge 4.7 Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sağ yapraklar için alınan iki yaprak arasındaki okuma değerleri ve hesaplanan %sızıntı	49
Çizelge 4.8 Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sol yapraklar için alınan iki yaprak arasındaki okuma değerleri ve hesaplanan %sızıntı	50
Çizelge 4.9 Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sağ yapraklar için alınan yaprak altındaki okuma değerleri ve hesaplanan %geçirgenlik	51
Çizelge 4.10 Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sol yapraklar için	

alınan yaprak altındaki okuma değerleri ve hesaplanan %geçirgenlik	52
Çizelge 4.11 Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sağ yapraklar için alınan iki yaprak arasındaki okuma değerleri ve hesaplanan %sızıntı	53
Çizelge 4.12 Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sol yapraklar için alınan iki yaprak arasındaki okuma değerleri ve hesaplanan %sızıntı	54

1.GİRİŞ

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), tedavi alanı içinde dinamik doz değişiklikleri yapabilen ve hedef dokular dışındaki sağlam dokulara fazla doz vermeden tümör dozunu arttırabilmeye olanak veren bir yöntemdir. YART tekniği özellikle baş, boyun, prostat, serviks ve meme tümörlerinin tedavisinde giderek artan oranda kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda YART tekniği kullanılarak, konvansiyonel ve üç boyutlu konformal radyoterapiye oranla hem tümör hedef hacminde daha iyi doz dağılımı, hem de sağlam dokularda daha düşük doz sağlanabilir.

YART, üç boyutlu konvansiyonel radyoterapinin gelişmiş bir şeklidir. Karmaşık tedavi geometrilerinde kritik ve komşu sağlam dokuları koruma olanağı sağlar. Tümör hacminde yüksek dozlara çıkabilirken, daha önce ışın almış yapılarda komşu sağlam dokulara minimum doz vermeyi sağlar. Hedef hacim kenarında daha keskin doz düşüşü sağlayarak normal doku ışınlanmasını azaltır ve buna bağlı olarakta daha düşük oranda yan etkilerin görülmesini sağlar. YART tedavi tekniği ile yüksek, orta ve düşük dozları gerektiren hedeflerin aynı anda tedavisi mümkündür.

Üç boyutlu konformal radyoterapinin özel bir formudur. Üç boyutlu konformal radyoterapinin bütün özelliklerini kullanmakta ve buna yeni geliştirilmiş özellikler eklemektedir. Amaç; hedef bölgeye daha yüksek ve daha konformal doz verirken, sağlam dokuyu korumaktır. YART ile hedef hacmin her yerinde istenilen doza göre yoğunluk ayarlanabilir. (Dirican 2009)

Üç boyutlu konformal radyoterapide, çok yapraklı kolimatör (ÇYK) demet şeklinin dış kenarını belirlediğinden yaprak pozisyonundaki 1-2 mm' lik belirsizlik doz veriminde önemsizdir. YART birçok segmentten oluştuğu için 1-2 mm' lik hata önemlidir. Bu nedenden dolayı konvansiyonel ÇYK testleri bu amaç için yeterli olmadığından özellikle YART için tasarlanmış ÇYK pozisyon doğruluğu testi yapılmalıdır. ÇYK' da, sızıntı ve geçirgenlik kontrol edilmesi gereken bir diğer parametredir. (Ezzell vd. 2003)

YART hedef hacimde çok iyi uygulanabilen bir tekniktir. Sağlam dokuları en etkin şekilde korumak ve yüksek tedavi dozlarını uygulamak mümkündür. Bu tekniğin avantajlarından

faydalanabilmek için kalite kontrollerin doğru ve eksiksiz yapılması gerekmektedir. Hedef hacimler küçük olduğundan ve sağlam dokular iyi korunduğundan yüksek dozlarla tedavi söz konusudur ve bu da kalite kontrollerin önemini arttırmaktadır.

YART uygulamalarında her bir segment kısa ışınlama süreleriyle, dolayısıyla da daha küçük Monitor Unit (MU) ile gerçekleştirilmektedir. Step and Shoot tekniği ile yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulamalarında bir segment için hesaplanan MU verildikten sonra yapraklar yeni segment pozisyonunu alırken demet kapatılır. Bu nedenle ışınlama sürekli olarak devam etmez. Lineer hızlandırıcıların kısa süreli ışınlamalarda doz verimi kararlı olmalıdır. Aksi takdirde bu durum tedavi doğruluğunu önemli ölçüde etkilemektedir. (LoSasso 2003, Ezzell 2003)

Bu tez çalışması, YART tekniği ile hastaların tedavisine adım atmadan önce, lineer hızlandırıcıların ve çok yapraklı kolimatör sisteminin kalite kontrolüne katkı sağlamak amacı ile yapılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

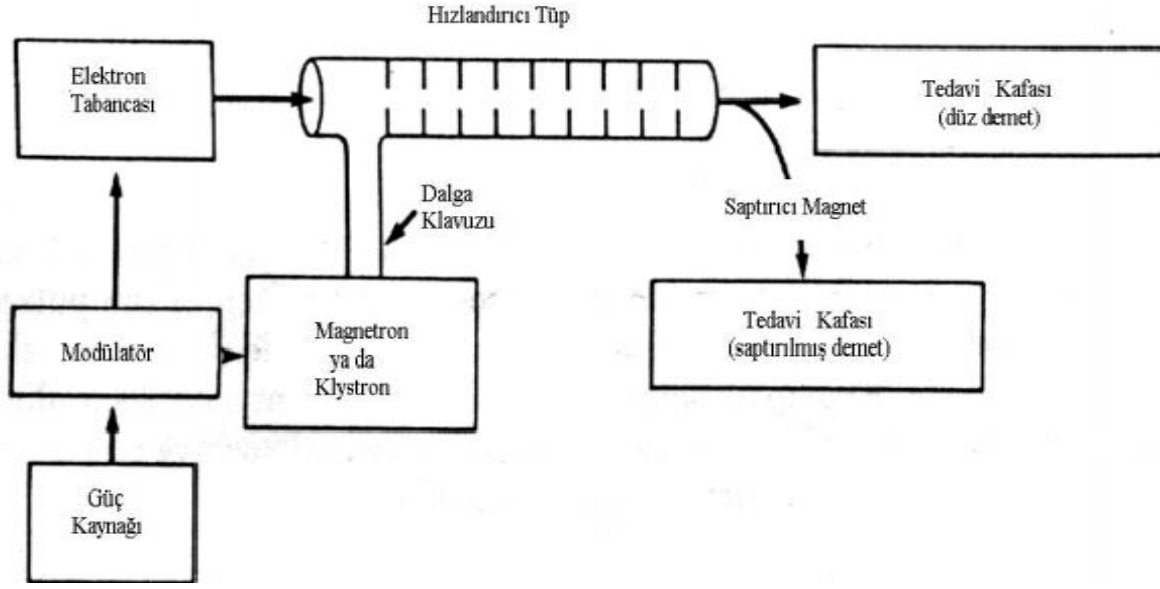
2.1 Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcı, elektron gibi yüklü parçacıkları lineer bir tüp boyunca hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromagnetik dalgaları kullanan bir cihazdır. Yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabilirken, elektronların hedefe çarptırılmasıyla oluşan X-ışınları derine yerleşmiş olan tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. (Khan 1994)

Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcılar hareketli ve duran dalga hızlandırıcıları olmak üzere iki şekilde tasarlanmıştır. Bunların arasındaki fark hızlandırıcı yapısının tasarımından kaynaklanmaktadır. Hareketli dalga hızlandırıcılarının en önemli özelliği istenilen enerji kademesinde hızlandırılmış elektron demetleri elde edebilmesidir. Hareketli dalga yapılarında, hızlandırıcı tüpün sonunda kalan mikrodalga enerjisini soğuracak yapay (dummy) yük vardır. Hızlandırıcı tüpün içinde seri rezonans kavimleri vardır. Elektronlar kavimler arasından geçerken hızları artar. Ancak duran dalga tasarımı, hızlandırıcı tüpün magnetrona yani dalga kaynağına bağlandığı yerde, kalan mikrodalga enerjisini soğurmak için bir sirkülatör gerektirir. Bu ise oldukça pahalıdır.

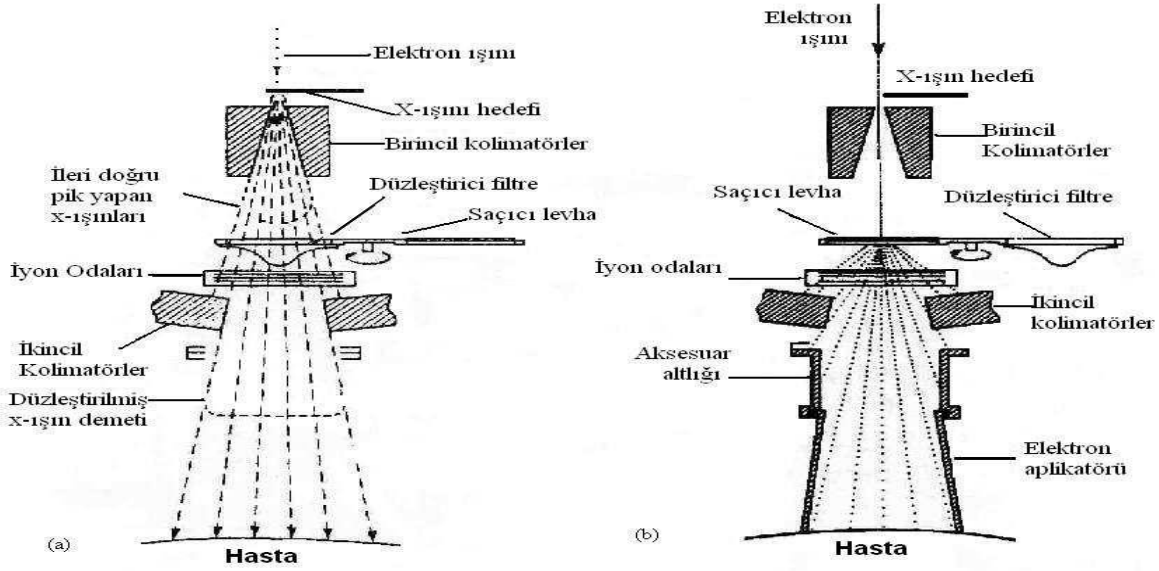
Lineer hızlandırıcıların mekanik tasarımı Şekil 2.1' deki şemada verilmektedir. Buna göre, güç kaynağı modülatöre doğru akım (DC) akım, modülatör ise şebekeye pulslu akım sağlamaktadır. Magnetron mikrodalga üretici ve klystron mikrodalga yükseltecidir. Magnetron ya da klystrondan çıkan ve frekansı yaklaşık 3000 MHz olan mikrodalgalar, dalga klavuzu sistemi ile hızlandırıcı tüpe gönderilmektedirler. Elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen ve potansiyel farkı altında enerji kazandırıldıktan sonra ince bir demet haline getirilen elektronlar hızlandırıcı tüpün içerisine gönderilmektedir. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri yaklaşık olarak 50 KeV civarındadır. Elektronlar, enerji kazanmak ve hızlandırılmak için elektromagnetik dalgaların üzerine bindirilir. Elektromagnetik dalgaların hızı, elektronlardan fazla olduğu için, tüp içerisindeki dairesel diskler ile hızları azaltılır. Disklerin boyutu ve aralarındaki uzaklık dalganın hızına göre belirlenir. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar birkaç MeV enerji kazanırlar. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar 90° veya 270° saptırıcı (bending) magnetler ile saptırılarak hedef

üzerine veya doğrudan tüpün dışına gönderilir. Bu şekilde elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde direkt olarak kullanılabilceği gibi yüksek erime noktasına sahip, yüksek atom numaralı bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X-ışınları da elde edilebilmektedir. (Khan 1994, Dirican 2009)



Şekil 2.1 Lineer Hızlandırıcı şeması (Khan 1994)

Elektron tedavilerinde elektron demeti bir saçıcı tabakaya çarptırılarak homojen elektron akımı sağlayacak şekilde genişletilmektedir. Foton demetleri tedavide kullanılmadan önce düzleştirici filtrelerden geçirilmektedir. Düzleştirici filtreler kurşun, tungsten, alüminyum, çelik ya da bunların kombinasyonlarından yapılmaktadır. Cihazın kafası içinde primer kolimatörler, monitör iyon odaları, ışık demeti sistemi ve ayna sistemi bulunur. Kolimatörün alt kısmında wedge filtre ve koruyucu blok tepsisi için özel yerler vardır. Şekil 2.2' de tedavi kafası görülmektedir. (Khan 1994, Dirican 2009)



Şekil 2.2 Lineer hızlandırıcının tedavi kafası (a) foton tedavisi modu (b) elektron tedavisi modu

Birincil sabit kolimatör (genellikle tungsten) hedefin altına düzleştirici filtrenin üzerine monte edilir. İki ucu açık küçük eğimli bir koni şeklindeki bu cihaz, sadece ileri doğru saçılan X-ışınlarının lineer hızlandırıcının dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından yani tedavi kafasından geçen saçılmış fotonlardan kaçınmaya yardımcı olur. Bu kolimatörün boyutları genellikle ikincil kolimatörün olmadığı durumda 100 cm SSD’ de yaklaşık 50 cm demet çapı verecek kadardır. İkincil kolimatörler ise genellikle yaklaşık 8 cm kalınlığında tungsten veya kurşundan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur ve 0’ dan 40 cm’ ye kadar farklı boyutlarda dikdörtgensel alanlar oluşturmak için kullanılırlar.

Lineer hızlandırıcının çalışmasında kritik olan diğer sistemler ve yardımcı sistemler, lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını düzenlemek için soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga klavuzunda vakum oluşturmak için bir iyon pompası sistemi, pnömomatik sürücüler için bir basınç sistemi, iletici dalga klavuzunun dielektrik dayanıklılığını arttırmak için bir gaz sistemidir.

Lineer hızlandırıcı, hastanın doğru pozisyonlanması için yatay, dikey ve dönme hareketleri yapabilen bir tedavi masasına sahiptir. Lineer hızlandırıcı da radyasyon demetini üreten yapılar gantri ve stand içine monte edilmiştir; stand sabittir ve gantriyi pozisyonunda tutar; gantri, hastada hedeflenmiş farklı açılardaki demetleri oluşturabilmesi için hasta etrafında 360° dönme

yeteneğindedir. Kolimatörler gantrinin bitim noktasına içten monte edilmiştir ve kolimatörlerin boyutu ve açısı ayarlanabilmektedir.



Şekil 2.3 Lineer hızlandırıcının dış görünümü

2.2 Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Testleri

Tedavinin uygulanacağı cihazın mekanik ve dozimetrik kontrolünü içeren testlerdir. Bu testler kapsamında cihazın hem mekanik ölçümleri yapılmalı hem de doz verimi kontrol edilmelidir. YART tekniği kullanılacak ise bu testlere ek olarak cihazın verdiği dozun doğrusallığına, düşük monitör ünitlerde (MU) profil ve simetri değerlerinin limitler içinde olup olmadığına da bakılması gerekmektedir.

Yoğunluk ayarlı radyoterapiye geçiş aşamasında yapılması gereken bir takım mekanik testler vardır. Bunlar gantri, kolimatör ve masa dönüşü ile ilgili kalite kontrol testleridir. Işınlanan filmlerin eşmerkezinde oluşan dairenin çapı, AAPM Task Group 142 raporuna göre 1 mm tolerans limitleri içerisinde olmalıdır.

2.3 Kolimasyon

2.3.1 Birincil Sabit Kolimatörler

Bir birincil sabit kolimatör (genellikle tungsten) hedefin altına düzleştirici filtrenin üzerine monte edilir. İki ucu açık küçük eğimli bir koni şeklindeki bu kolimatör, sadece ileri doğru saçılan X-ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından yani tedavi kafasından kaçan saçılmış fotonlardan kaçınmaya yardımcı olur. Bu kolimatörün boyutları genellikle ikincil kolimatörlerin olmadığı durumda 100 cm SSD' ye yaklaşık 50 cm çap verecek kadardır (Madcalse 2002).

2.3.2 İkincil Kolimatörler

Bir ikincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm kalınlığında tungsten veya kursundan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur. Bu cihazlara verilmiş yaygın ad kolimatörler veya kolimatör çenesidir. Çene içinden sızan doz, zırhlanmamış demetten kaynaklanan dozun yaklaşık %0,4' ü kadardır. Hastada her çene için kolimatörler 0'dan 40 cm'ye kadar farklı dikdörtgenel alanlar oluşturmak için ayarlanabilirler (Madcalse 2002).

2.3.3 Üçüncül Kolimatörler

Kurşun, serrobend ya da tungstenden yapılan üçüncül kolimatörler dairesel alanları sınırlandırmak için kullanılırlar. Bu kolimatörler demet merkezi eksenine paralel ya da demet diverjansına (ışın demetinin kaynaktan olan uzaklığın artmasına bağlı olarak açılması) uyumlu olarak dizayn edilebilirler. Bu kolimatörler genellikle hızlandırıcının kafasına bağlanan yuvalara monte edilirler. Böylece bu kolimatörler hızlandırıcının ikincil kolimatörlerinin altına yerleştirilmiş olurlar. Demet penumbrasını minimuma indirmek için kolimatör yuvasının tasarımıyla üçüncül kolimatörler hastaya yakın olurlar. Alternatif olarak üçüncül kolimatörler X-ışını kaynağına yakın olarak dizayn edilebilir ve bu dizayn gantriye (tedavi kafası) hasta etrafında daha büyük bir hareket özgürlüğü sağlar (Khan 2003).

2.4 Çok Yapraklı Kolimatör

Çok yapraklı kolimatör çok sayıda yaprak olarak adlandırılan kolimatör bloğundan oluşmaktadır. ÇYK sistemi tümöre göre şekillendirme ve riskli organların korunması durumunda esnek ve verimli bir uygulamadır. Her hastaya alana ve tümöre özel konum alabilmektedir (Khan 2003, Dirican 2009). Şekil 2.4' te ÇYK sistemi gösterilmektedir.



Şekil 2.4 Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemi

Modern lineer hızlandırıcılarda ikincil hareketli kolimatör yapısının yerine artık ÇYK' ler kullanılmaktadır. ÇYK' lerin yanı sıra ÇYK' lerin altında veya üstünde sızıntıyı önlemek için ek diyaframlar bulunmaktadır. Demet şekillendirmesinde kullanılan ÇYK sistemi iki önemli nedenden dolayı gereklidir. Birincisi, sadece hedef hacmi ışınlarken ışınlanan sağlıklı dokuların hacmini azaltmak ve bununla beraber tolerans dozlarını arttırmaktır. İkincisi ise normal doku komplikasyonlarını azaltmaktır.

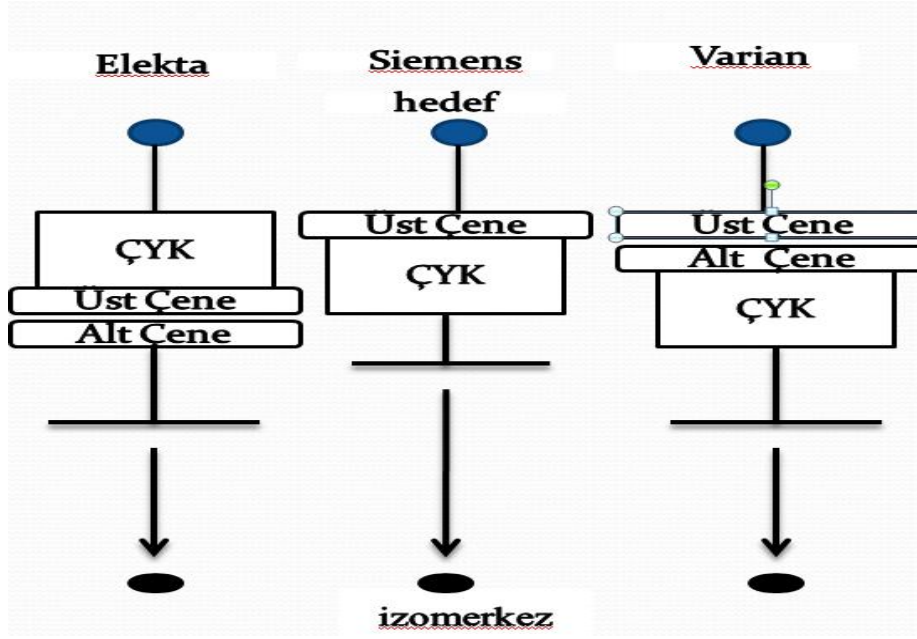


Şekil 2.5 Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemi

Çok yapraklı kolimatörde yaprak genişliği önem taşımaktadır. Yaprak genişliği ile bir boyutta elde edilecek uzaysal ayırma gücüne karar verilmektedir. Yaprak hareketinin olduğu yönde uzaysal ayırma gücü sadece çok yapraklı kolimatörün pozisyon doğruluğu ile sınırlıdır. Maksimum yaprak hızı da bir diğer önemli özelliktir. Tipik yaprak hızı 2-4 cm/s arasında olmaktadır.

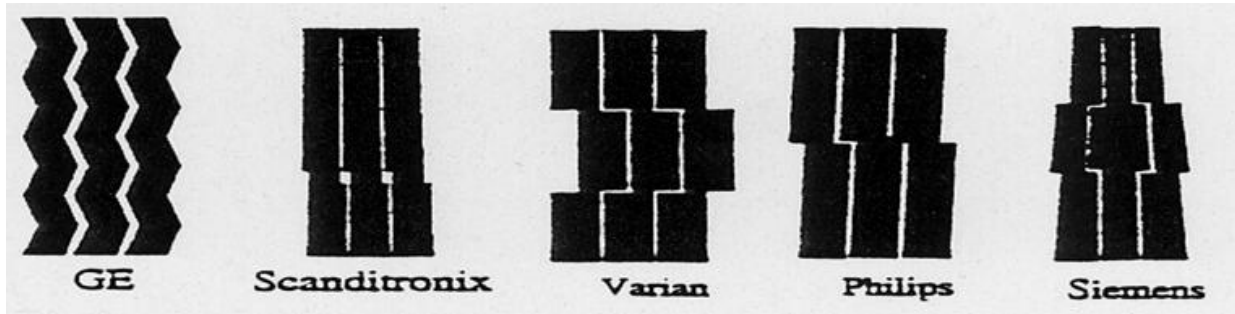
Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) kullanımı ile alan şekilleri tedavi planlama sistemleri tarafından otomatik olarak oluşturulabilmektedir. Bu durumda serobend blokların kullanımı, blok maliyeti, yapımları ve günlük set-up' lar için harcanan zaman ortadan kaldırılmış olur.

ÇYK' nın lineer hızlandırıcıdaki konfigürasyonları farklı olabilmektedir. ÇYK ve dörtgen kolimatör çenelerin farklı üreticilere göre yerleşimleri Şekil 2.6' da verilmektedir. Bu yerleşimlere göre farklı performans ve dozimetrik özellikler, sızıntı ve penumbra farklılıkları oluşmaktadır. (Schlegel vd. 2006)



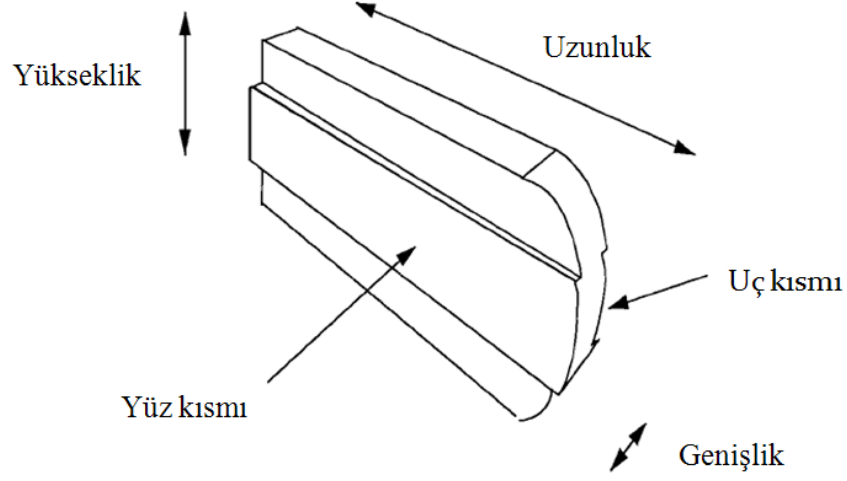
Şekil 2.6 ÇYK ve çenelerin farklı üreticilere göre yerleşimi (Schlegel vd. 2006)

ÇYK' lerde penumbrayı en aza indirmek için yaprak ucu tasarımları farklılık gösterir. Şekil 2.7 farklı markalara ait yaprak tasarımlarını göstermektedir. Yaprak ucu yuvarlak tasarım bu amaca uygun bir tasarımdır. Yaprakların bağımsız hareketleri sonucunda oluşacak sürtünmeyi en aza indirmek için aralarında boşluk bulunmaktadır. Radyasyona dik doğrultudaki yüzeyleri, sızıntı radyasyonunu en aza indirebilmek için düz olmak yerine girintili çıkıntılı tasarlanmıştır.



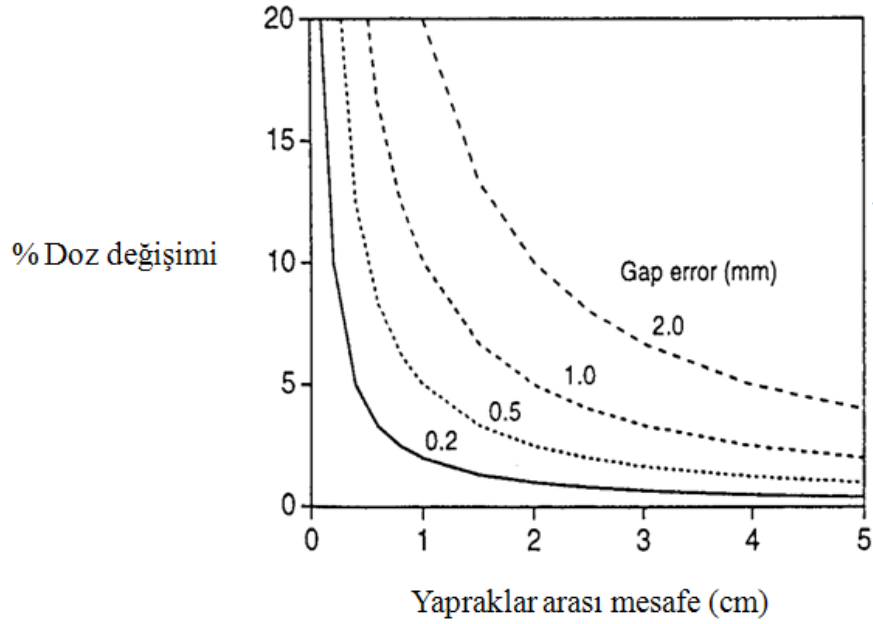
Şekil 2.7 Farklı marka lineer hızlandırıcılarda sızıntı radyasyonunu azaltmak için tasarlanan farklı ait yaprak dizaynları (Schlegel vd.2006)

Penumbra, kolimatör kenarlarının tasarımına bağlıdır. Şekil 2.8’ de görüldüğü gibi küçük penumbra elde etmek için yaprakların sonları her zaman kaynağa doğru yönlendirilmelidir. Buna demet odaklaması denir (Schlegel vd.2006).



Şekil 2.8 Yuvarlak uçlu kolimatör (Brady vd. 2006)

Yoğunluk ayarlı radyoterapide küçük ve düzensiz alanlarda tedavi söz konusu olduğundan ÇYK sisteminde pozisyon doğruluğu önem taşımaktadır. Işınlama sırasında yapraklar arasında 2cm olacak şekilde ilerleyen yaprakların pozisyonunda ortaya çıkan 2 mm’ lik hata dozun %13 değişmesine neden olacaktır (Şekil 2.9).

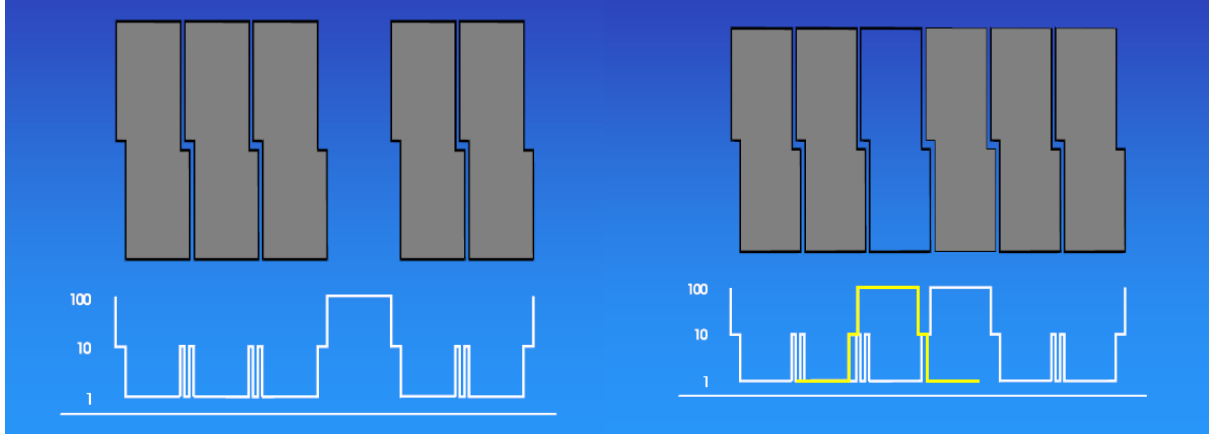


şekil 2.9 Çok yapraklı kolimatörlerin yapraklar arası mesafeler için pozisyon hatalarının doz üzerine çeşitli etkileri (LoSasso et al., MedPhys. 25, 1998)

ÇYK' ün yapısı nedeni ile ÇYK' lerin kalite kontrol testleri çok önem taşımaktadır. Bu testler kapsamında ÇYK pozisyon doğruluğu testi, ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi yapılmaktadır.

2.5 Tongue&Groove Etkisi

ÇYK' da sürtünmeden sakınmak için yaprakların arasına yaklaşık olarak 0,1 mm boşluk bırakılmaktadır. Bu boşluk ise sızıntı radyasyona neden olmaktadır. Bu durum özellikle demet odaklaması için, ÇYK' daki düzensiz alanlarda problem yaratmaktadır. Sızıntı radyasyonu azaltmak için yapraklar Tongue&Groove dizaynı ile üretilmektedir. Bu dizayn da doz artefaktları oluşturmaktadır. Bu doz artefaktlarına Tongue&Groove etkisi denmektedir (Khan 2003, Pasquino 2006, Schlegel vd. 2006).



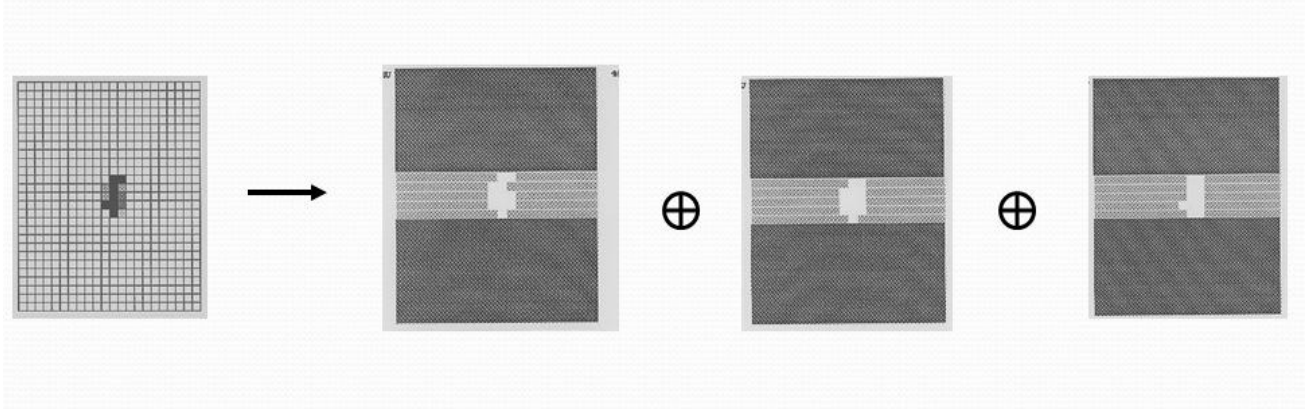
Şekil 2.10 ÇYK yaprak kenarları boyunca, yapraklar arasında oluşan farklı kaçak ve yarı gölge etkileri (AAPM report no 72)

Şekil 2.10 sızıntı radyasyonu azaltmak amacı ile üretilen Tongue&Groove tasarımından dolayı meydana gelen doz değişimini göstermektedir.

2.6 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Teknikleri

YART' de ana demet, hedef bölgede farklı yoğunluklar oluşturacak şekilde ayarlanmış daha küçük demetçiklere veya segmentlere bölünür. Bu şekilde oluşan doz dağılımının konvansiyonel tedavilerden en önemli farkı kritik organların daha iyi korunabilmesidir. Bu nedenle YART hedef bölgede daha yüksek dozlara çıkabilme olanağı sağlar. Ayrıca eş zamanlı olarak farklı hedef bölgelere farklı tedavi dozları uygulanabilir. Bu özellikler göz önüne alındığında, uzun sağkalım sağlanan hasta gruplarında YART' nin tümör kontrolünü arttırırken tedaviye bağlı yan etkilerin en aza indirgenmesi açısından önemi ve buna bağlı olarak yaşam kalitesine katkısı vardır.

Günümüzde iki temel YART uygulama tekniği kullanılmaktadır. Bunlar statik YART (Step and Shoot) ve dinamik YART (Sliding Window) teknikleridir. Statik teknikte tedavi planlama sisteminde (TPS) önceden belirlenen sabit yaprak pozisyonlarında ışınlama yapılır. Yaprakların hareketleri sırasında ışınlama yapılmaz. Dinamik teknikte ise yapraklar sürekli hareketlidir ve bu süreklilik sırasında ışınlama yapılmaktadır.



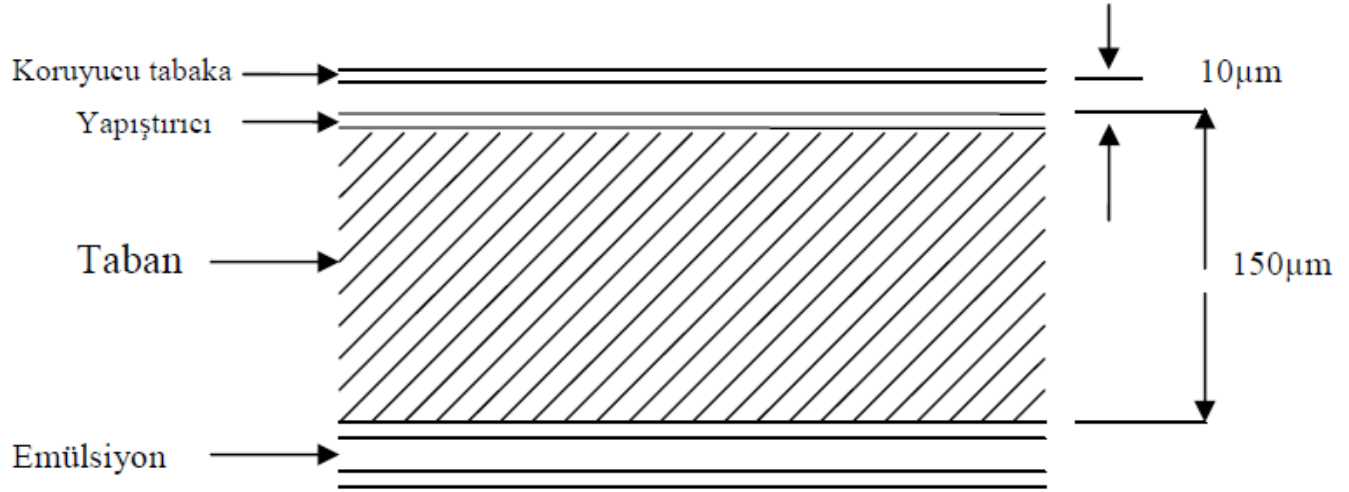
Şekil 2.11 Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde farklı yaprak pozisyonları ile elde edilen alanlarla yoğunluk ayarlı doz dağılımlarının elde edilmesi

Tedavi planlama sisteminde (TPS), YART tedavi planlamaları düz (forward) veya ters (inverse) planlama yöntemleri ile yapılır. Düz tedavi planlamasında kullanıcı radyasyon demetinin enerjisi, alan şekli ve boyutu, gantri, kolimatör ve masa açısı gibi parametreleri tanımlar ve tedavi planlama sistemi bu bilgileri kullanarak doz dağılımlarını hesaplar. Ters tedavi planlamasında ise hedefin alacağı doz ve kritik organların tolerans dozları kullanıcı tarafından tanımlanır ve planlama sistemi de istenilen amaca uygun optimal çözümü bulur. Ters tedavi planlamasının avantajı, demet sayısı çok fazla olduğu için planlama yaparken ‘deneme – yanılma’ işlemine gerek kalmaz ve mümkün olan en ‘optimal’ plan bulunmaya çalışılır.

2.7 Radyografik Film

Radyografik film, X-ışını dedeksiyonunun yapıldığı en eski yöntemlerden biridir. Film dozimetrisinde, sonuçların değerlendirilmesinde kullanılan filmin yanlış verilere neden olmayacak şekilde ışınlanıp banyo edilmesi gerekmektedir. Şekil 2.12’ de iki yüzü emülsiyonlu bir filmin kesit görüntüsü gösterilmiştir. Filmin yapısına bakılacak olursa filmin ışığa ve radyasyona hassas emülsiyon kısmı ışığı geçirgen bir taban kısmın üzerine ince bir yapııştırıcı kullanılarak kaplanmıştır. En üst yüzeyde ise koruyucu bir katman bulunmaktadır. Filmin yapısına bakılacak olursa filmin ışığa ve radyasyona hassas emülsiyon kısmı ışığı geçirgen bir taban kısmın üzerine ince bir yapııştırıcı kullanılarak kaplanmıştır. En üst yüzeyde ise koruyucu

bir katman bulunmaktadır. Film tabanı, duyarlı emülsiyon tabakası için gerekli olan fiziksel dayanağı sağlar ve genelde kalınlığı 150 µm civarındadır. Film tabanı için seçilen malzeme ince, fakat yeteri kadar sert olmalıdır. Işığı mümkün olduğunca çok geçirmeli ve görüntüyü etkilememelidir. Taban genellikle, polyster gibi plastik maddelerden yapılmıştır. Tabanın kalınlığı ve dayanıklılığı filmin kolayca banyo edilmesini ve kullanılmasını sağlayacak şekilde olmalıdır. Görüntünün daha iyi gözlenebilmesi için film tabanına hafif renk verecek boya maddeleri ilave edilir. Tipik kalınlığı yaklaşık 10 µm olan emülsiyon katmanında iki çeşit madde bulunur. Bunlar, jelatin ve gümüş halojenürlerdir. Jelatinin iki önemli amacı vardır. Birincisi, gümüş halojenür kristallerinin kümelenmeden homojen biçimde tutulmasını, ikincisi ise banyo eriyiklerinin emülsiyon tarafından emilmesini sağlamaktır. Doğal olarak jelatin suyu emmediği için yapısına bazı katkı maddeleri eklenir. Ayrıca kimyasal etki altında kalan jelatin, su içinde ısıtıldığı zaman kabarıp yumuşadığından yapısına sertleştiriciler de katılır. Gümüş halojen, emülsiyonun ışık ya da radyasyona karşı duyarlı kısmını oluşturur. Gümüş halojenür kristalleri Ag^+, Br^- ve I^- iyonlarını içerir. Fotografik duyarlılığın artırılması için gümüş sülfat emülsiyona eklenir. Gümüş halojenin büyük bir oranı gümüş bromür (% 90-99) ve daha az bir miktarı gümüş iyodürden (% 1-10) meydana gelir. AgI ilavesiyle emülsiyon hassasiyeti, saf $AgBr$ emülsiyonuna göre çok daha fazla olur. Fotografik emülsiyonda gümüş halojenler jelatin içerisine daldırılmış küçük kristaller şeklindedir. Kristal ise Ag^+, Br^- ve I^- iyonlarından oluşmuş kübik bir örgü şeklindedir. Bu kristallerin ortalama çapları 1-1.5µ olup, emülsiyonun her cm^3 'ünde yaklaşık 6.3×10^9 halojen ve her halojende de 10^6 - 10^7 gümüş iyonu bulunmaktadır. Saf bir kristalin hiçbir fotografik özelliği olmayacağından, gümüş-iyot-brom kristaline bazı safsızlıklar eklenmelidir. Normal yerinden hareket etmiş bir gümüş iyonu noktasal bir safsızlığı oluşturabilir, bu gümüş iyonları kristalde hareket edebilirler. Bundan başka emülsiyona sülfür bileşiği maddeler ilave edilerek kristalin yüzeyinde gümüş sülfitten oluşmuş hassasiyet merkezleri de meydana getirilir. Emülsiyonun üzeri genelde jelatinden yapılmış ince bir tabaka ile kaplanmıştır ve emülsiyonun fiziksel darbelere karşı korunması sağlanır (Bor 2008).



Şekil 2.12 İki yüzü emülsiyonlu bir filmin kesit görüntüsü (Bor 2008)

X-ışını fotonları, gümüş halojenür kristali ile etkileştikleri zaman (-) yüklü brom iyonlarının bazılarında elektron salınmasına neden olurlar. Kristal içindeki noktasal safsızlıklar ya da hassasiyet merkezleri (AgS) gibi düzensizlikler, bu elektronları yakalama ve belirli bir süre tutma eğilimindedirler. Böylece yakalanan elektronlar, merkezleri negatif olarak yüklerler ve kristal içerisindeki hareketli Ag⁺ iyonlarını kendilerine çekerler bu negatif safsızlıklara hareket eden Ag⁺ iyonları elektronlar tarafından nötralize edilerek tek bir gümüş atomu oluştururlar. Daha sonra bu Ag atomu ikincil bir elektron tarafından tuzak teşkil edecektir, bu elektronun yakalanması ile oluşan negatif yük ikinci bir hareketli Ag iyonunun merkezde tuzaklanmasına neden olur. Bu işlem orijinal hassasiyet merkezlerinde elektronların tuzaklanması ve devamında hareketli gümüş iyonları ile nötralize edilmesi şeklinde devam eder ve sonuçta gümüş atomları söz konusu merkezlerde çoğalmaya başlar. Ag atomlarının kümelendiği bu merkezlere gizli görüntü merkezleri adı verilir. Banyodan sonra bu merkezler görünür görüntüyü oluştururlar. Sonuç olarak, bu olay elektriksel uyarma ve iyonik hareket sonucu oluşmaktadır. Bu arada elektronlarını kaybeden Br⁻ iyonları, nötral Br atomlarına dönüşür ve kristali terk ederek jelatine geçer. Tek bir gümüş halojen kristali bir ya da çok fazla sayıda gizli görüntü merkezi içerebilir. Bu merkezlerin oluşumlarının direkt nedeni ışınlamadır ancak henüz gözle görülür hiçbir oluşum ortaya çıkmamıştır. Birinci banyodaki kimyasal işlem ile gümüş atomları görünür hale gelecektir. Ancak bunun için gizli görüntü merkezlerinde en az iki atomun birikmesi gerekir. Artan atom

sayısı ile banyonun kimyasal işlem olasılığı artacaktır. Banyo işlemi, I.banyo (developer), II. Banyo (fixer), yıkama ve kurutma olmak üzere dört kısımdan oluşur. Film üzerindeki gizli görüntü, filmin I.ve II. banyolardaki kimyasal reaksiyonlardan geçirilmesiyle açığa çıkarılır (Bor 2008).

Film üzerinde elde edilen görüntünün maksimum bilgiyi vermesi için ışınlama şartlarının çok dikkatli bir şekilde ayarlanması ve film özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Işınlanan filmde banyo sonrasında elde edilen görüntü grinin tonları ile temsil edilir. Işınlamanın en çok olduğu kısımlar siyah ile gösterilir ve azalan ışınlama ile gri tonları açılır.

2.8 Film Dozimetrisi

Film dozimetrisi, bilinen dozlarla filmin ışınlanmasından elde edilen kararma miktarlarını belirleyip, bir kalibrasyon eğrisi elde edip, daha sonraki ışınlamalarda bu eğriyi kullanarak verilen dozu belirleme yöntemidir. Radyoterapide ölçümler için film kullanmak pratik olmakla beraber maliyeti açısından da avantajlıdır. Sonuçların doğru çıkması için ölçümlerde ve film seçiminde dikkat edilmesi gereken bazı hususlar vardır. Ölçüm sonuçları gelen ışının enerjisine, filmin ışın demetinin yönüne göre konumlandırılmasına, alınan derinliğe ve alanın boyutlarına bağlıdır. Ölçümler alınırken kullanılan filmlerin aynı paketten olmaması, ölçüm koşullarının sıcaklığa göre değişimi, kullanılan geometrinin tutarsızlığı, film banyosundan gelen parametreler (sıcaklık, süre, kullanılan kimyasalların durumu) ve film tarayıcısının çözünürlüğünün kötü olması sonuçları olumsuz etkileyen faktörlerdir.

Film kullanımının birçok avantajı vardır. Bu avantajlar, hem küçük hem de büyük alanlar için kullanılabilmesi, alınan ölçümlerin tekrar tekrar okunabilmesi ve kayıt altında tutulabilmesi, tek bir ışınlama ile iki boyutlu doz dağılımının elde edilmesi, radyasyon tipinden ve doz hızından bağımsız olmasıdır.

IMRT demetlerinin en önemli karakteristik özelliği şiddet dağılımının ortogonal düzlemde olmasıdır. Gelen demet yönüne dik olarak derinliğe göre dozdaki sapma çok belirgin değildir. Bundan dolayı radyografik film, fantom eksenine dik 5 cm derinlikten 10 cm derinliğe kadar, demet eksenine dik olacak şekilde yerleştirilmesi iki boyutlu dozimetre için idealdir. Optimal derinlik hedef hacimin merkezine doğru olan düzlemde ya da kritik organın bulunduğu düzlemde

seçilir. Böyle bir yönelim için film dozimetrisi düşük ve yüksek doz alanları için çok doğrudur (Danciu vd. 2001).

2.9 Penumbra

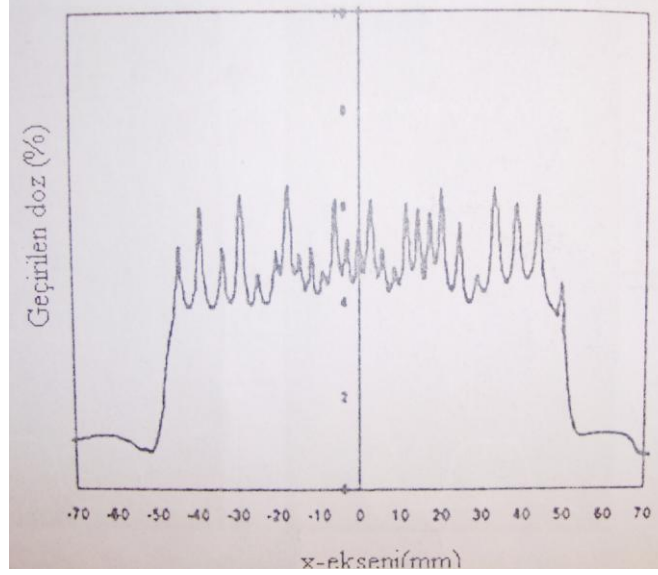
Radyasyon demetinin en önemli özelliklerinden birisi penumbradır. Penumbra, demet profilinin bir yüzeyindeki %80 ve %20' lik izodoz eğrilerinin arasındaki lateral uzaklıktır. Hedef hacim ve sağlıklı doku arasında basamak doz dağılımı elde etmek için penumbranın mümkün olduğu kadar küçük olması istenmektedir. Penumbra, kolimatörün kaynağa göre konumuna ve kaynak çapına bağlıdır. Penumbra yapısının ve kolimatörün kaynaktan olan uzaklığının penumbra üzerine etkisi vardır. Buna göre; küçük penumbra elde etmek için kaynak çapı 2-3 mm kadar olmalı ve kaynak-kolimatör mesafesi mümkün olduğu kadar geniş bırakılmalıdır. Ayrıca penumbra kolimatör kenarlarının tasarımına da bağlıdır.

Penumbra, ardışık alanlardaki transvers kesişme noktalarında eksik doz etkisi oluşturabilmektedir. Eksik doz etkisi, yaprak hareketine dik yönde iki segmentin kesiştiği noktalarda iki alanın penumbra etkisinin kompanse edilmemesinden kaynaklanmaktadır. Bu durumun nedenleri yaprak kalınlığının ve kaynak boyutunun sınırlı olması ve saçılma etkisidir (Pasquino 2006).

2.10 Sızıntı ve Geçirgenlik

Yüksek enerjili X-ışını kolime edildiğinde, her zaman az oranda olsa da X-ışını çeneleri ve yaprakları geçmektedir. Yaprak geçirgenliğini azaltmak için yaprak ve çene yapısında yüksek atom numaralı materyaller kullanılmaktadır. (Khan 2003)

ÇYK' de sızıntı ve geçirgenlik, verilen enerji için belirli bir fantom kalınlığında ışınlanan filmin değerlendirilmesi ile ölçülebilmektedir. Şekil 2.13' te ÇYK tamamen kapalı iken ışınlanmış filmin, yaprakların merkezi eksenden uzaklıklarına göre % geçirgenlik profili görülmektedir. Bu profil incelendiğinde pikler yaprak arasındaki sızıntıyı, taban seviye ise yaprak geçirgenliğini vermektedir. Farklı ÇYK tasarımlarından dolayı farklı markalara ait sızıntı ve geçirgenlik oranları da farklıdır.



Şekil 2.13 ÇYK' de sızıntı ve yaprak geçirgenliği profili (Schlegel vd. 2006)

2.11 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tedavi Planlama Sistem (TPS) yazılım, bilgisayar ve çevre birimlerden oluşan üç boyutlu konformal tedavi, brakiterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi birçok tedavi tekniğinde planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen yazılımdan oluşan bir sistemdir. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturmak ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yöneltmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını elde etmek mümkündür.

Tedavi Planlama Sistemi' nde doz hesaplamaları yapmak için, kullanılan lineer hızlandırıcıya ait birçok parametre, planlama sistemine girilmelidir. Bunlar; lineer hızlandırıcıya ait demet enerjileri, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılma-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı(TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerdir. Planlama sistemi, içerdiği doz hesaplama algoritmalarıyla her hastanın tedavisinde kullanılacak foton ya da elektron enerjisi, alan boyutu, derinlik ve kullanılan aksesuarlara (kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametrelerle doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, radyasyonun hedef içindeki doz dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz oranları belirlenebilmektedir (Pelagade vd. 2007).

Tedavide kullanılan cihaza ait dozimetrik parametreler, planlama sistemine kuruluş aşamasında yüklenmekte ve periyodik olarak kontrolü yapılmaktadır. Hastaya ait bilgiler ise tedavi aşamasında uygun bir biçimde girilmektedir. Her hastaya ait kontur, bilgisayarlı tomografi, simülasyon filmi, radyografik görüntü vb. veriler, kaynaklarından doğru bir şekilde alınarak planlama sistemine yüklenir. Hastanın ışınlanacak bölgesinde yer alan kritik organlar ve tedavi edilecek hedef hacim uzman doktorlar tarafından çizilir. Daha sonra istenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak, hedef bölge üzerine gönderilir. Yazılımda, girilen tüm bilgileri göz önünde bulundurarak istenilen dozimetrik hesaplamaları gerçekleştirir. Üç boyutlu konformal radyoterapide ileri planlama tekniği, yoğunluk ayarlı radyoterapide ise ters planlama tekniği kullanılmaktadır.

2.12 YART' de ÇYK Kalite Kontrol Testleri

Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol işlemlerinde ilk adım ÇYK testlerinin yapılmasıdır. Çizelge 2.1' de bu testler, testlerin tolerans limitleri ve test sıklıkları verilmektedir.

Çizelge 2.1 Yoğunluk ayarlı radyoterapide ÇYK kalite kontrol testleri, testlerin tolerans limitleri ve test sıklıkları

Test	Test Tolerans Limitleri	Test Sıklığı
ÇYK Pozisyon Doğruluğu	1 mm	Haftalık
ÇYK' de Sızıntı ve Geçirgenlik	<%0.5(Kabul testine göre)	Yıllık

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyaller

3.1.1 Lineer hızlandırıcı cihazları

Elekta marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı, 6 MV ve 18 MV değerinde iki foton, 4, 6 ,9, 12 ,15 ve 18 MeV değerinde 6 farklı elektron enerjisi bulunan, her bir tarafta 40 tane olmak üzere toplam 80 adet çok yapraklı kolimatör sistemine sahip lineer hızlandırıcıdır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Elekta marka Synergy Platform, YART ve IGRT gibi tedavi tekniklerinin uygulanabildiği bir lineer hızlandırıcıdır. ÇYK sistemi sayesinde koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan tümörün şekline uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir.

Maksimum alan açıklığı $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ve minimum alan açıklığı $1 \times 1 \text{ cm}^2$ dir. Cihaz kafası içerisinde yer alan yaprak kolimatörlerin kalınlığı 75 mm, ÇYK' ler arasındaki sızıntıyı azaltma görevi yapan X diyaframlarının kalınlığı 30 mm, Y diyaframlarının kalınlığı ise 78 mm' dir.

Yaprakların orta noktadan karşıya geçme mesafesi 12,5 cm' dir. Yaprakların hareketi her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız motorlar tarafından sağlanır. Her bir yaprağın genişliği 1 cm' dir. Yaprak ucu yuvarlak tasarlanmıştır. ÇYK yerleşimi kaynağa yakın tasarlanmıştır. Yapraklar arasındaki minimum açıklık 5 mm' dir. Fiziksel yaprak uzunluğu 32,5 cm' dir. Üretici firma tarafından yaprak geçirgenliği %0,5 ile %1,5, yapraklar arası sızıntı %0,5 ile %2,0 arasında beyan edilmiştir.

Varian marka Clinac Dbx model lineer hızlandırıcı cihazı 6 MV foton, 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV değerinde 5 farklı elektron enerjisi bulunan, her bir tarafta 40 tane olmak üzere toplam 80 adet çok yapraklı kolimatör sistemine sahip lineer hızlandırıcıdır (Şekil 3.2).



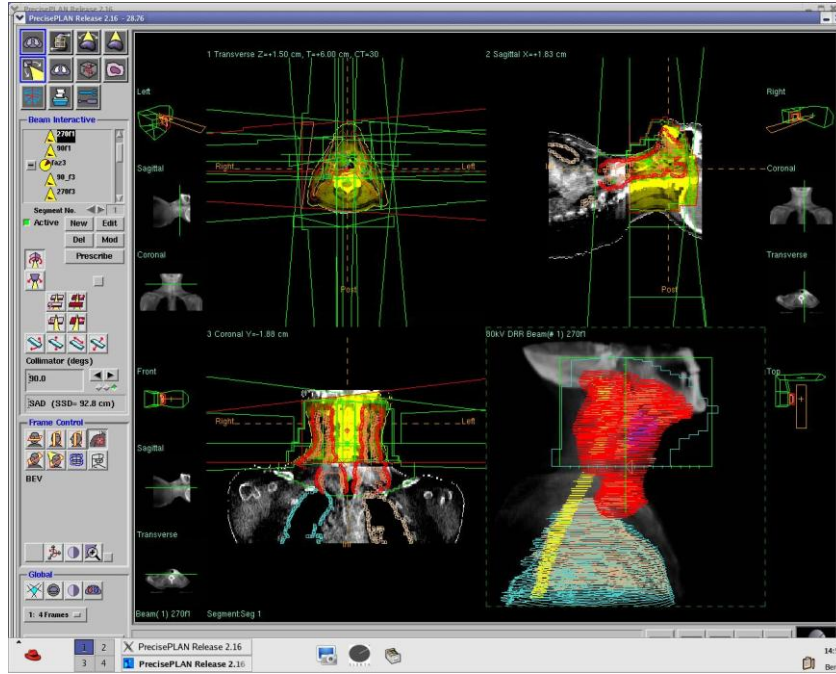
Şekil 3.2 Varian Clinac Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Varian marka Clinac, 3 boyutlu konformal radyoterapi ve YART gibi tedavi tekniklerinin uygulanabileceği bir lineer hızlandırıcıdır. Maksimum alan açıklığı 40x40 cm² ve minimum alan açıklığı 1x1 cm²' dir. Yaprakların hareketi her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız motorlar tarafından sağlanır. Her bir yaprağın genişliği 1 cm' dir. Yaprak ucu yuvarlak tasarlanmıştır.

Üretici firma tarafından yaprak geçirgenliği ve yapraklar arası sızıntı %1 ile %2 arasında beyan edilmiştir.

3.1.2 Tedavi Planlama Sistemleri

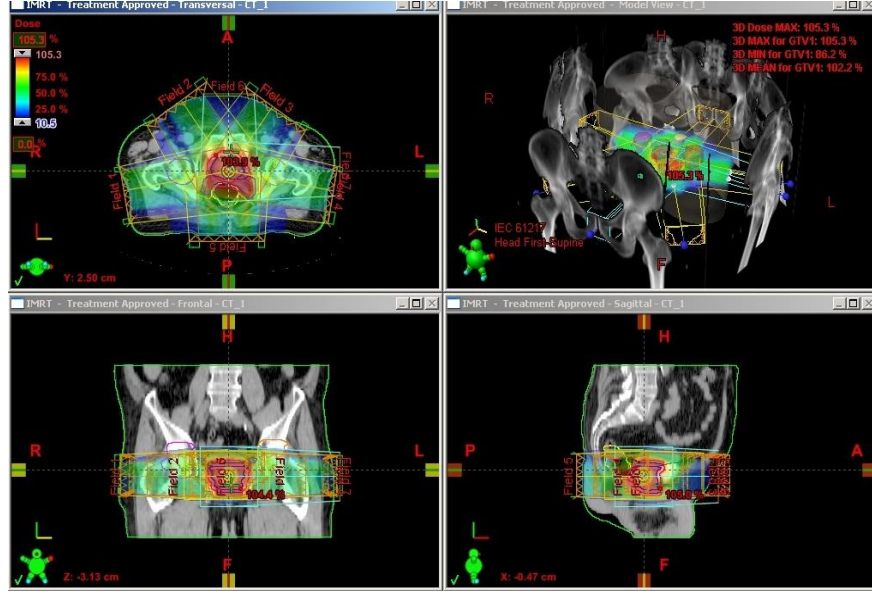
PrecisePLAN, Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı tedavi cihazının planlama sistemidir. İşletim sistemi olarak Linux ile çalışmakta, network sistemi olarak IMPAC sistemini kullanmakta ve DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlar. Şekil 3.3' te Precise tedavi planlama sistemine ait bir görüntü verilmiştir.



Şekil 3.3 Precise tedavi planlama sistemi

Eclipse, Varian marka lineer hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemidir. İşletim sistemi olarak Windows XP SV3 ile çalışmakta, network sistemi olarak ARIA sistemini kullanmakta ve DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve

planın değerlendirilmesini sağlar. Şekil 3.4’ te Eclipse tedavi planlama sistemine ait bir görüntü verilmiştir.



Şekil 3.4 Eclipse tedavi planlama sistemi

3.1.3 Scanditronix Wellhöfer Marka RW3 Katı Su Fantomu

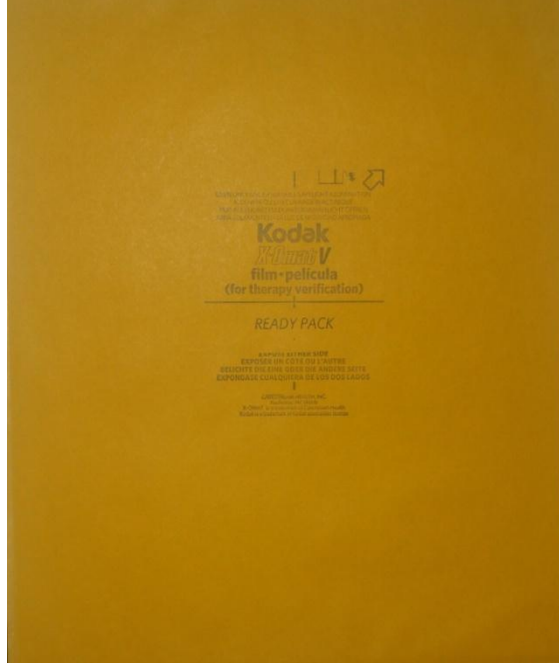
Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde standart referans materyal sudur. Rutin kontrollerde ise pratik bir yöntem olmamasından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri fantom materyali kullanılır. RW3 katı su fantomu beyaz polyesterden, 40x40 cm² boyutlarında ve 1mm, 2mm, 5mm ve 10 mm gibi farklı kalınlıklarda plakalar şeklinde üretilmektedir. İyon odasının yerleştirilebileceği özel plaka kesiti bulunmaktadır. Bu plakalar her bir iyon odası hacmine göre özel üretilmektedir.



Şekil 3.5 Scanditronix Wellhöfer Marka RW3 Katı Su Fantomu

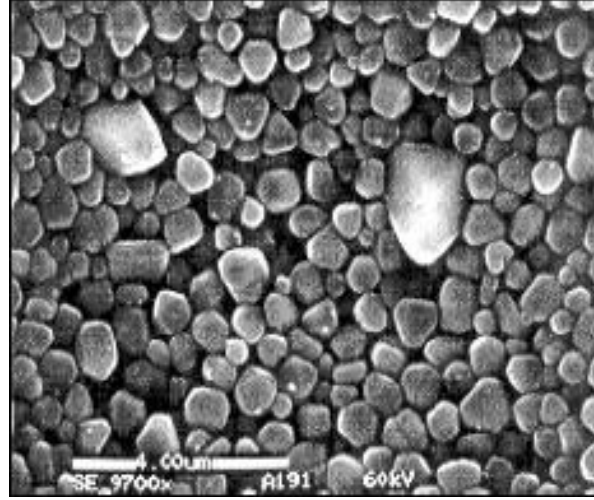
3.1.4 Kodak Marka X-Omat Film

Kodak firması tarafından üretilmektedir. XTL ve XV2 olmak üzere 2 ticari tipi vardır. Bu çalışmada Kodak marka X-OMAT V film kullanılmıştır. Kodak X-OMAT V film emülsiyonu, ortalama tanecik boyutlarının $2 \mu\text{m}$ olduğu düzensiz AgBr taneciklerinden oluşmaktadır. Gümüş miktarı yaklaşık $4,2 \text{ g/m}^2$ ' dir. Filmde maksimum ışık soğurulumu 380-420 nm arasındadır. Film yaklaşık 3 Gy ' lik bir dozda doyuma ulaşmaktadır. Kodak X-Omat filmi yavaş bir filmdir. Hazır paketli olarak kasesiz kullanılmaktadır. Kodak Marka X-Omat film türü portal görüntüleme dışında diğer film uygulamalarında da kullanılabilir.

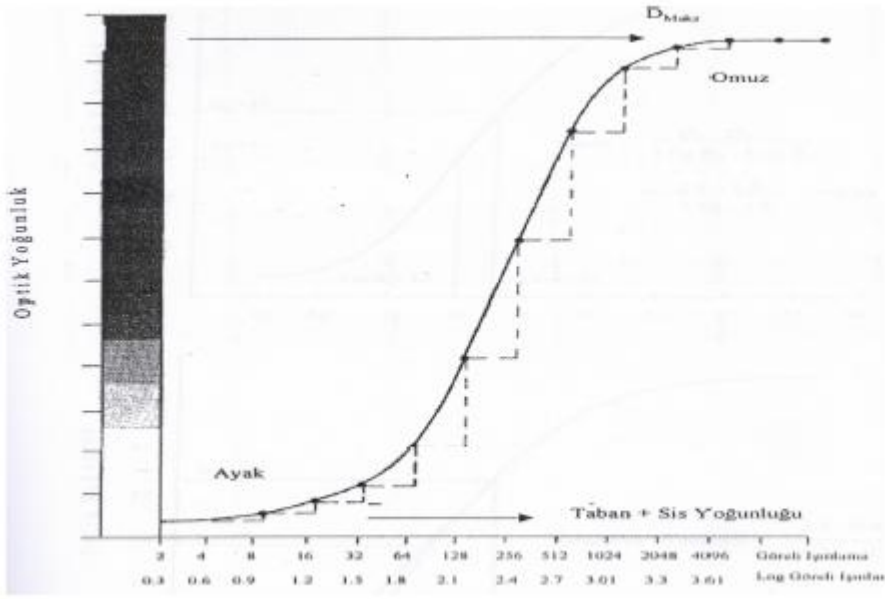


Şekil 3.6 Kodak marka XV2 filmi

XV2 filminin karakteristik egrisinin S şeklinde çıkmasının nedeni emülsiyondaki değişik boyuttaki gümüş halojen kristallerdir. Film üzerine gelen fotonlar öncelikle boyutu en fazla olan kristallerle etkileşir, bu kısım eğrinin ayak bölgesini oluşturur. Işınlama miktarı arttıkça daha küçük boyuttaki kristaller etkileşmeye girer ve sonuçta en ufakların etkileştiği omuz kısmı meydana gelir (Şekil 3.7 ve Şekil3.8).



Şekil 3.7 Kodak XV2 filmin elektron mikrografisi



Şekil 3.8 Kodak XV2 filminin duyarlık eğrisi

Filmdeki granüller seyrek, küçük ve eşit büyüklükteki kübik yapıdadır. Bu sayede geniş ısınlama aralığındaki cevabı doğrusaldır.

3.1.5 Vidar Marka DosimetryPRO Advantage Film Tarayıcısı

Bu çalışmada ışınlanan filmlerin dijital hale getirilmesi için ve bu filmlerin Image J programına yüklenip analizlerinin yapılabilmesi için Vidar Marka Dosimetry PRO Advantage Film Tarayıcısı kullanılmıştır. Klinik olarak ayırt edebileceği optik yoğunluk aralığı 0-4 arasındadır. Tarayıcı, genişliği 20 cm' den 35,6 cm' ye ve uzunluğu 20 cm' den 43,2 cm' ye kadar olan filmleri tarayabilmektedir. Tarama hızı 2 çizgi/s' dir.

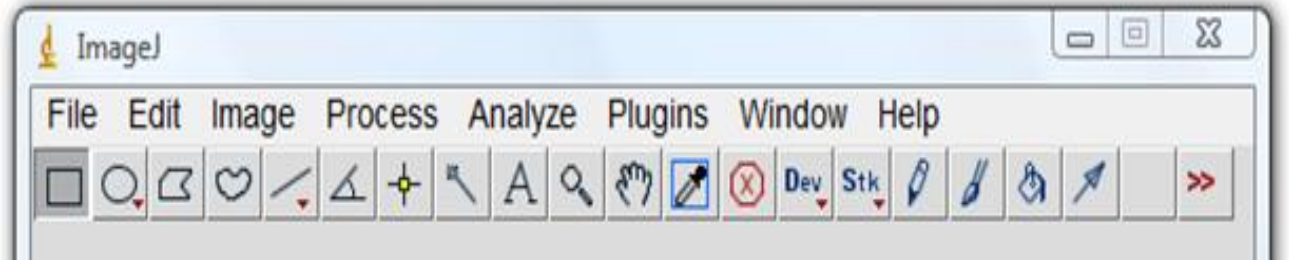


Şekil 3.9 Vidar Marka DosimetryPRO Advantage Film Tarayıcısı

Banyo edilen filmler Vidar Marka DosimetryPRO Advantage Film Tarayıcısı ile bilgisayar ortamına alınmıştır. Taranan görüntüler 8 bit derinliğinde (256 gri seviye) ve görüntüde bilgi kaybını engellemek amacıyla, herhangi bir sıkıştırma algoritması kullanmayan “TIFF” formatında saklanmıştır.

3.1.6 Image J Programı

Image J, Java ile yazılmış çok gelişmiş bir görüntü işleme ve analiz aracıdır. Image J 8-bit, 16-bit ve 32-bit' lik görüntüleri analiz, işleme, kaydetme ve gösterme özelliklerine sahip bir programdır. TIFF, DICOM ve JPEG gibi çeşitli görüntü formatlarını analiz edebilmektedir. Seçilen bölgeye ait sayım değerlerini elde etmemizi sağlamaktadır. Bu program ÇYK pozisyon doğruluğu, ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testlerinde ve kalibrasyon filmi okumalarında kullanılmıştır.

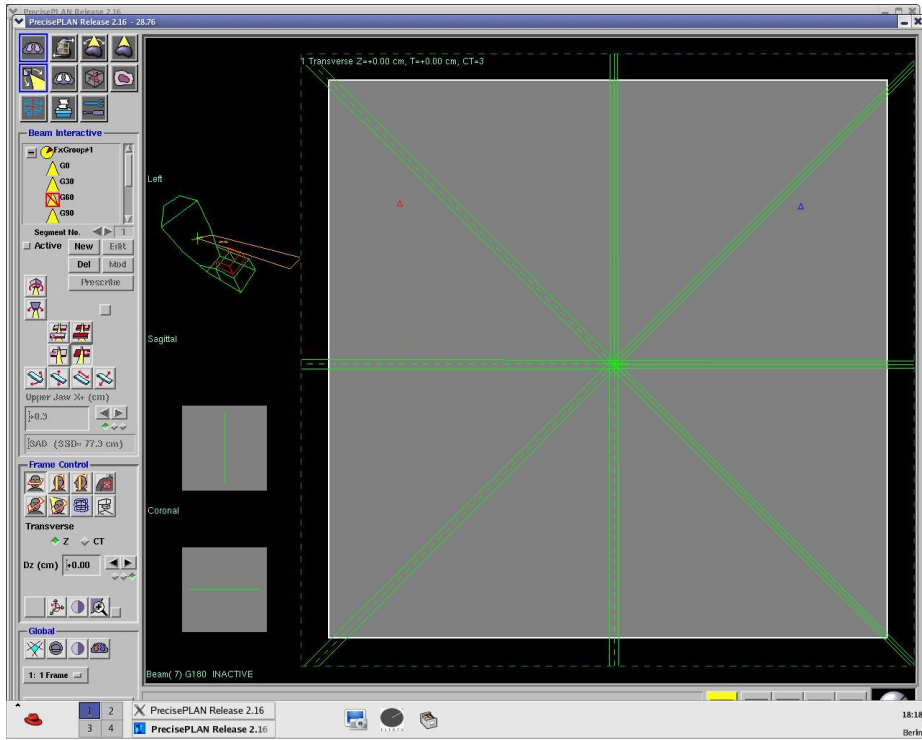


Şekil 3.10 Image J programından genel görünüm

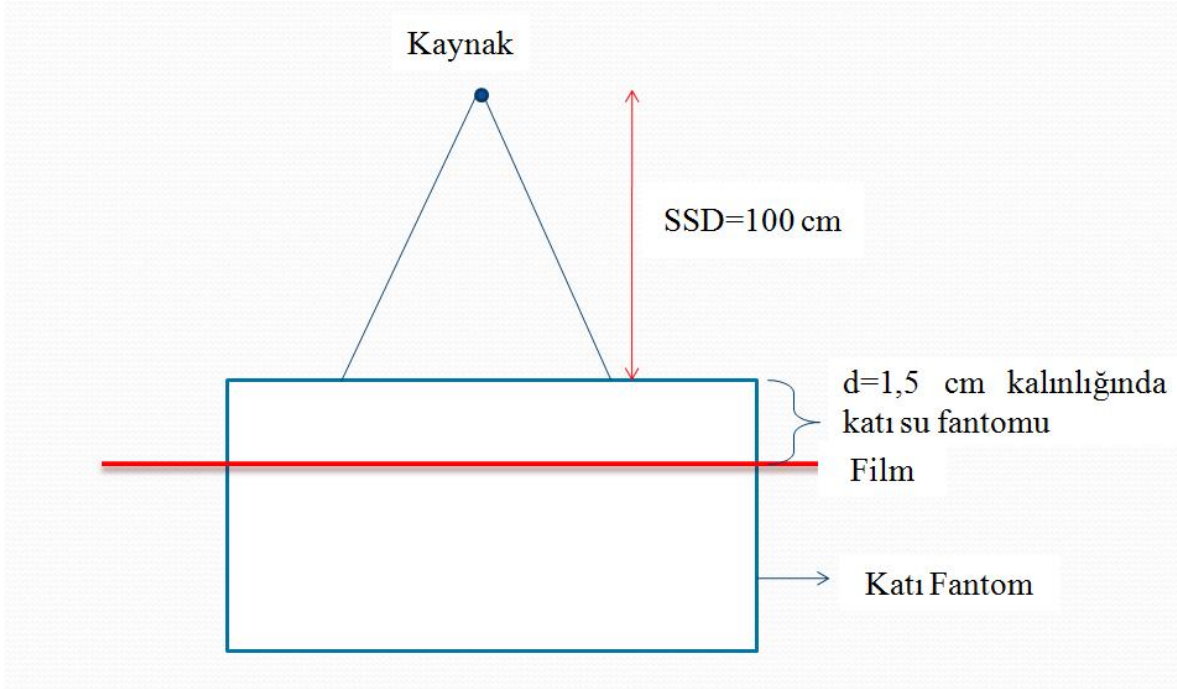
3.2 Yöntem ve Teknikler

3.2.1 Linear Hızlandırıcı Kalite Kontrol Testleri

Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği ile hasta tedavilerine başlamadan önce yapılması gereken bazı kalite kontrol testleri bulunmaktadır. Bunun için ilk önce lineer hızlandırıcı cihazının mekanik kontrolleri yapılmıştır. Mekanik kontroller kapsamında, izomerkezin gantri dönüşü, kolimatör dönüşü, masa dönüşü ve lazerlerle uyumuna bakılmıştır. Gantri, kolimatör ve masa dönüşü göstergelerinin mekanik ve sayısal uyumluluğu karşılaştırılmıştır. Bütün değerlerin limitler içerisinde olmasına dikkat edilmiştir.



Şekil 3.11 Lineer hızlandırıcılarda mekanik kontroller için oluşturulan alanlar



Şekil 3.12 Elekta ve Varian marka lineer hızlandırıcılarda mekanik kontroller, pozisyon doğruluğu, sızıntı ve geçirgenlik testleri için ışınlama geometrisi

Test 6 MV X-ışını enerjisinde, 100 MU ve 70 MU verilerek, 1,5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD=100 cm' de yapılmıştır (Şekil 3.12). Ölçümlerde Kodak X-OMAT V film kullanılmıştır. Eşmerkezde oluşan dairenin çapı, AAPM Task Group 142 raporuna göre 1 mm tolerans limitleri içerisinde olmalıdır.

3.2.2 Kalibrasyon Filmi Işınlamaları

10x10 cm² lik alanlar oluşturularak farklı MU değerleri ile ışınlamalar yapılmıştır. Ölçümlerde Kodak X-OMAT V film kullanılmıştır. Işınlama, 6 MV X-ışını enerjisinde 1,5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD=100 cm' de yapılmıştır.

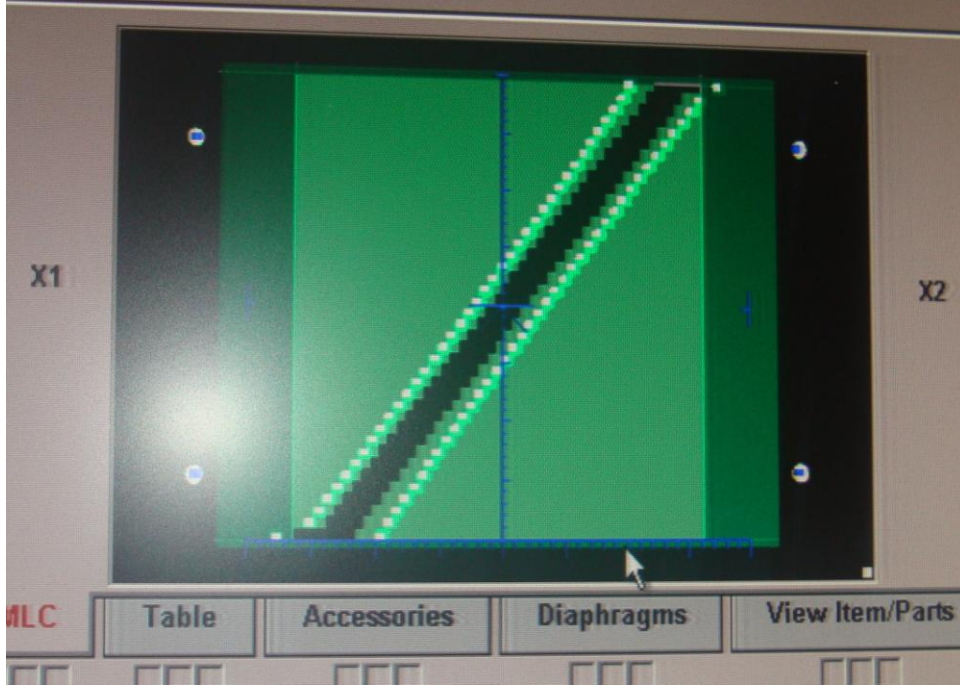


Şekil 3.13 Kalibrasyon filmi için ışınlama geometrisi

3.2.3 ÇYK Pozisyon Doğruluğu Testi

Tedavi planlama sisteminde yaratmış olduğumuz YART planı farklı yoğunluklarda ışın demetçikleri kullanılarak istenilen doz dağılımını elde etmektedir. Lineer hızlandırıcı cihazı bu demetçikleri oluşturabilmek için ise ÇYK sistemini kullanmaktadır. Bu nedenden dolayı ÇYK sisteminde pozisyon doğruluğu testlerinin aksatılmadan yapılması gerekmektedir.

ÇYK pozisyon doğruluğu testinde Şekil 3.14' te görüldüğü gibi karşılıklı yapraklar çiftleri arasında belirli bir mesafe bırakılarak piramit şeklinde bir alan oluşturularak yaprakların farklı pozisyonlardaki doğruluğu incelenmiştir.

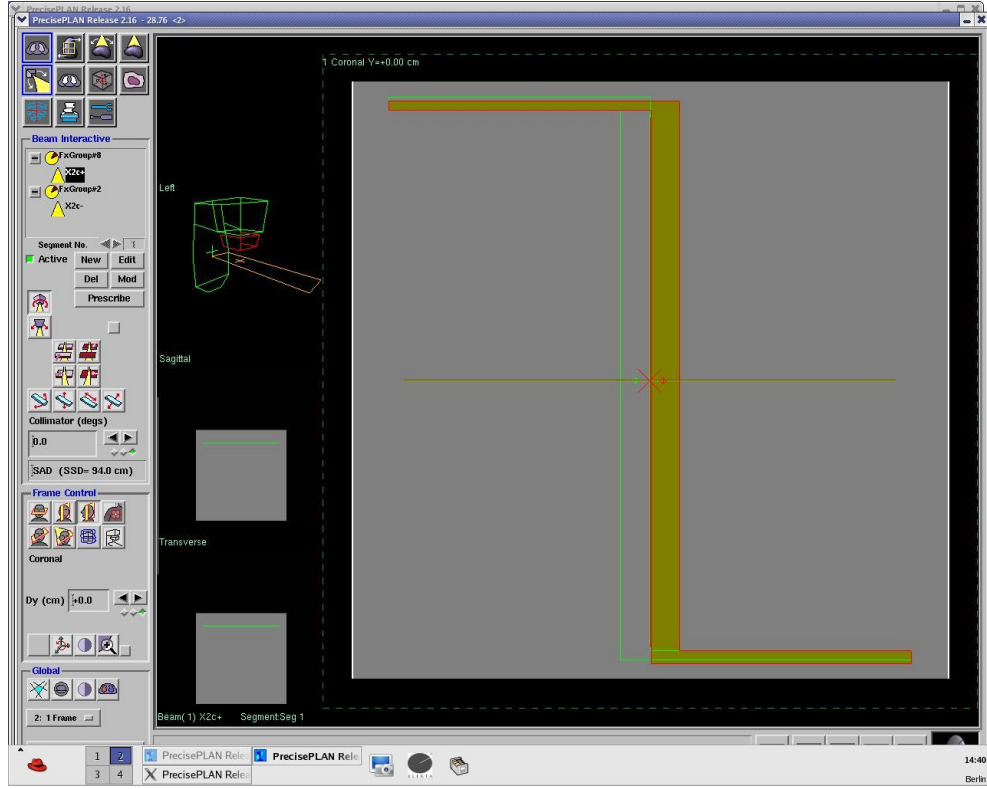


Şekil 3.14 Elekta ve Varian marka lineer hızlandırıcılarda ÇYK pozisyon doğruluğu testi için oluşturulan yaprak dizaynı

Test 6 MV X-ışını enerjisinde, 100 MU ve 250 MU verilerek, 1,5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD=100 cm' de yapılmıştır (Şekil 3.12). Ölçümlerde Kodak X-OMAT V film kullanılmıştır. Testin haftada bir kez yapılması önerilmektedir. Yaprak pozisyonundaki hata AAPM Task Group 142 raporuna göre 1 mm tolerans limitleri içerisinde olmalıdır.

3.2.4 ÇYK Sızıntı ve Geçirgenlik Testi

ÇYK ile alan şekillendirmesi yapıldığından sızıntı ve geçirgenlik önem arz etmektedir. Elekta marka lineer hızlandırıcılarda yapraklar tamamen kapatılmadığı için alt ve üst çapraz birer yaprak açık kalacak şekilde bir yaprak dizaynı oluşturulmuştur (Şekil 3.15).



Şekil 3.15 Elekta marka lineer hızlandırıcıda ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi yaprak dizaynı

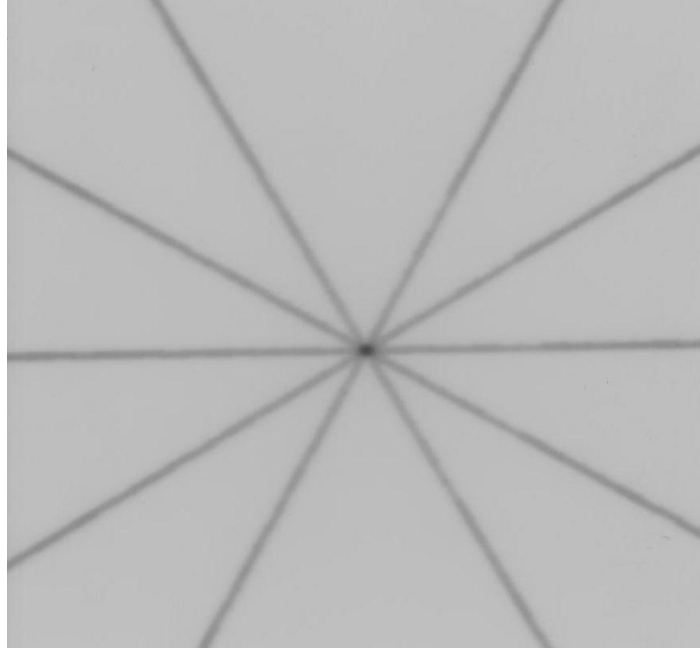
Varian marka lineer hızlandırıcıda yapraklar tamamen kapatılarak yaprak dizaynı oluşturulmuştur.

Test 6 MV X-ışını enerjisinde, Elekta marka lineer hızlandırıcı ışınlamalarında 1500 MU ve Varian marka lineer hızlandırıcılarda 1000 MU verilerek, 1,5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD=100 cm' de yapılmıştır (Şekil 3.12). Ölçümlerde Kodak X-OMAT V film kullanılmıştır. Ölçümlerin yılda bir kez yapılması önerilmektedir. Sızıntı ve geçirgenlik değerleri AAPM Task Group 142 raporuna göre %0.5 (kabul testine göre) tolerans limitleri içerisinde olmalıdır.

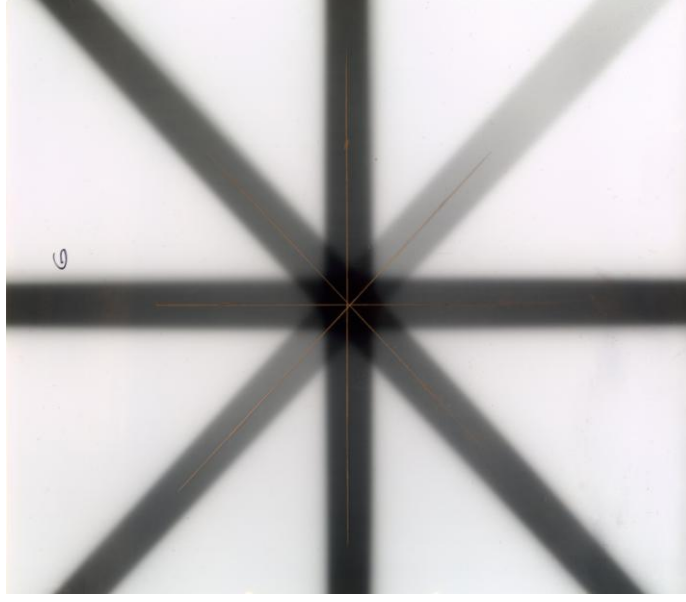
4. ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1 Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Testleri

Test 6 MV X-ışını enerjisinde, 100 MU, 70 MU, 40 MU verilerek, 1,5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, 2x20 cm² ve 0.5x10 cm² alanda, SSD=100 cm' de yapılmıştır. Ölçümlerde Kodak X-OMAT V film kullanılmıştır. Işınlanmış filmlerin görüntüsü Şekil 4. 1, Şekil 4. 2, Şekil 4. 3, Şekil 4.4, Şekil 4.5 ve Şekil 4.6' da verilmektedir.



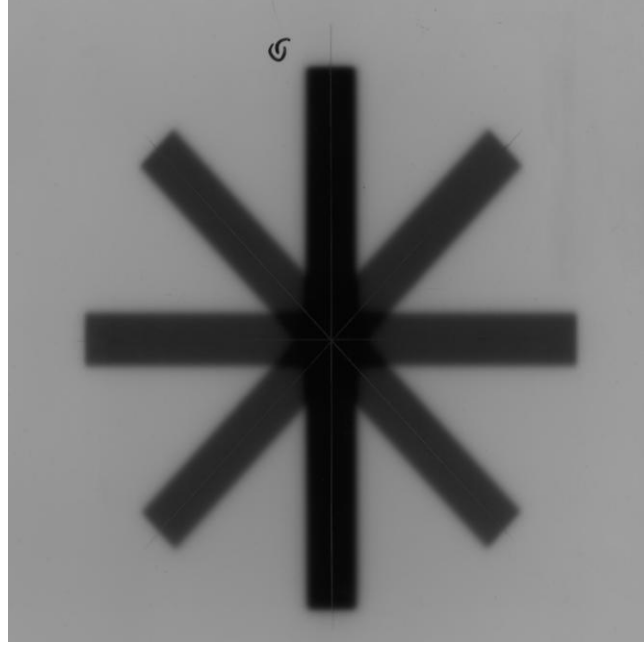
Şekil 4.1 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden gantri dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Elekta marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü



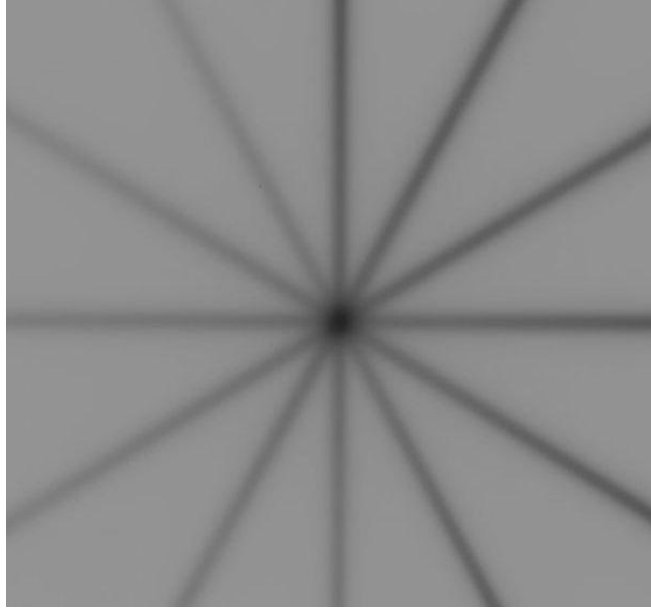
Şekil 4.2 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden gantri dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Varian marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü



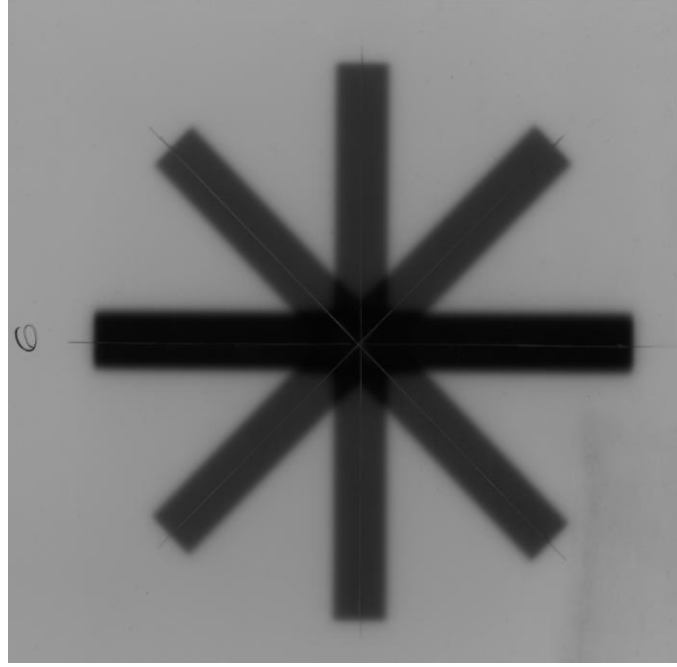
Şekil 4.3 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden kolimatör dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Elekta marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü



Şekil 4.4 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden kolimatör dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Varian marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü



Şekil 4.5 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden masa dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Elekta marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü

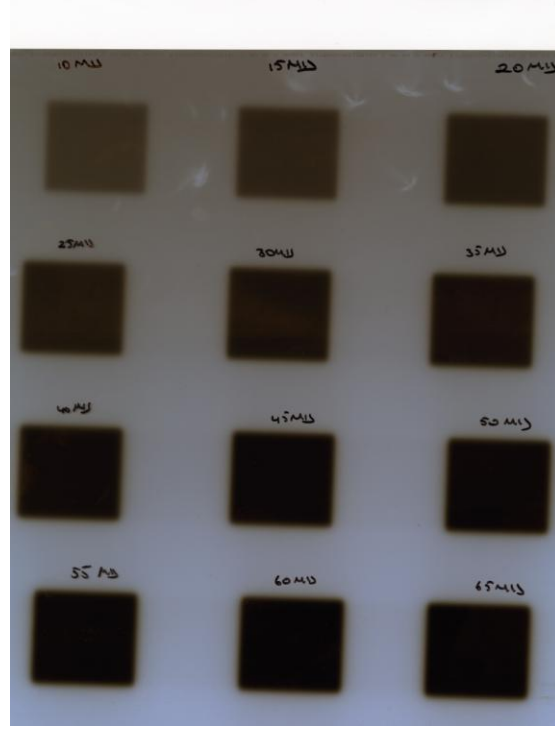


Şekil 4.6 Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testlerinden masa dönüşü ile eşmerkez değişimi testi için Varian marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış filmin görüntüsü

Her bir alanın tam ortasından geçen merkezi eksen çizilmiştir. Daha sonra bu çizgilerin merkezdeki çakışma bölgesinde bir karar meydana gelmiştir. Nokta şeklindeki kararın çapının genişliğinin 1mm' den küçük olduğu ölçülerek tespit edilmiştir.

4.2 Kalibrasyon Filmi Işınlamaları

Test 6 MV X-ışını enerjisinde, çeşitli MU değerleri verilerek, 1,5 cm RW3 katı su fantomu derinliğinde, Elekta marka lineer hızlandırıcı için 10x10 cm² ve Varian marka lineer hızlandırıcılarda 3x3 cm² alanda, SSD=100 cm' de yapılmıştır (Şekil 3.12). Ölçümlerde Kodak X-OMAT V film kullanılmıştır. Işınlanmış film görüntüleri Şekil 4.7 ve Şekil 4.8' de verilmektedir. Işınlanan filmin analizi Image J programında yapılmıştır. Her bir alandaki mean değeri tespit edilmiştir ve bundan yola çıkarak interpolasyon ile hesaplamalar yapılmıştır.



Şekil 4.7 Elekta marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış kalibrasyon filmi görüntüsü



Şekil 4.8 Varian marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış kalibrasyon filmi görüntüsü

Çizelge 4.1 Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı için ışınlanan kalibrasyon filmi ile Image J’ de elde edilen ortalama değerleri

Verilen MU değeri	Image J ortalama değeri
3	81,100
5	77,910
7	68,721
10	59,282
15	50,240
20	48,246
25	45,131
30	38,841
35	34,563
40	31,500
45	24,091
50	23,805
55	19,653
60	16,700
65	11,167

Çizelge 4.2 Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı için ışınlanan kalibrasyon filmi ile Image J’ de elde edilen ortalama değerleri

Verilen MU değeri	Image J ortalama değeri
5	111,716
10	90,951
15	61,063
20	41,638
25	36,363
30	28,465

4.3 ÇYK Pozisyon Doğruluğu Testi

Test 6 MV X-ışını enerjisinde, 100 MU ve 250 MU verilerek, 1,5 cm RW3 katı su fantomu derinliğinde, Elekta marka lineer hızlandırıcı için 30x30 cm² ve Varian marka lineer hızlandırıcı için 15x15 cm² alanda , SSD=100 cm’ de yapılmıştır. Ölçümlerde Kodak X-OMAT V filmi kullanılmıştır. Işınlanmış film görüntüleri Şekil 4. 9 ve Şekil 4.10’ da verilmektedir. Işınlanan filmin dijital hale getirilmesi ve Image J programına yüklenip analizlerinin yapılabilmesi için Vidar Marka DosimetryPRO Advantage Film Tarayıcısı kullanılmıştır.



Şekil 4.9 ÇYK pozisyon doğruluğu testinde Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanmış filmin görüntüsü



Şekil 4.10 ÇYK pozisyon doğruluğu testinde Varian marka lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanmış filmin görüntüsü

Çizelge 4.3' te Precise planlama sisteminde elde edilen her bir yaprak çifti arasındaki mesafe ile ImageJ programında hesaplanan mesafeler karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.3 Elekta marka lineer hızlandırıcı için TPS' deki mesafe, ImageJ' de hesaplanan mesafe ve ikisi arasındaki fark

Yaprak	TPS' deki mesafe(mm)	ImageJ' deki mesafe(mm)	Fark(mm)
1	17,5	18,12	0,70
2	19,6	19,98	0,38
3	19,4	19,86	0,46
4	20,1	20,52	0,42
5	19,8	20,21	0,41
6	19,9	20,27	0,32
7	20,1	20,20	0,10
8	20,0	20,33	0,33
9	20,0	20,26	0,26
10	19,9	20,13	0,14
11	19,7	20,34	0,37
12	19,9	20,65	0,75
13	20,0	20,56	0,56
14	20,0	20,51	0,51
15	20,7	20,97	0,27
16	20,2	20,33	0,13
17	20,1	20,19	0,09
18	20,1	20,22	0,12
19	19,9	20,14	0,15

20	19,8	20,09	0,29
21	19,9	20,21	0,22
22	20,3	20,48	0,18
23	20,2	20,37	0,17
24	20,0	20,06	0,06
25	19,9	20,11	0,12
26	19,9	20,4	0,5
27	20,7	20,89	0,19
28	20,4	20,78	0,38
29	21,0	21,09	0,09
30	17,6	18,01	0,41

Çizelge 4.4' te Eclips planlama sisteminde elde edilen her bir yaprak çifti arasındaki mesafe ile ImageJ programında hesaplanan mesafeler karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.4 Varian marka lineer hızlandırıcı için TPS' deki mesafe, ImageJ' de hesaplanan mesafe ve ikisi arasındaki fark

Yaprak	TPS' deki mesafe(mm)	ImageJ' deki mesafe(mm)	Fark(mm)
1	27,5	28,12	0,62
2	29,6	29,87	0,27
3	29,8	29,91	0,11

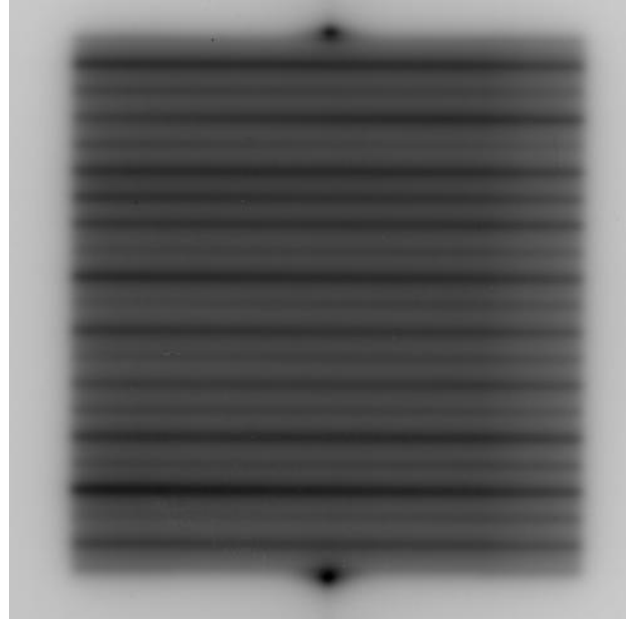
4	30,1	30,84	0,74
5	29,8	29,12	0,68
6	29,9	29,05	0,40
7	30,1	30,07	0,60
8	30,0	29,51	0,51
9	30,0	30,53	0,53
10	29,9	29,36	0,66
11	29,7	30,11	0,41
12	29,9	30,65	0,75
13	30,0	20,56	0,56
14	30,2	20,51	0,51
15	30,7	20,97	0,27

4.4 YK Sızıntı ve Geçirgenlik Testi

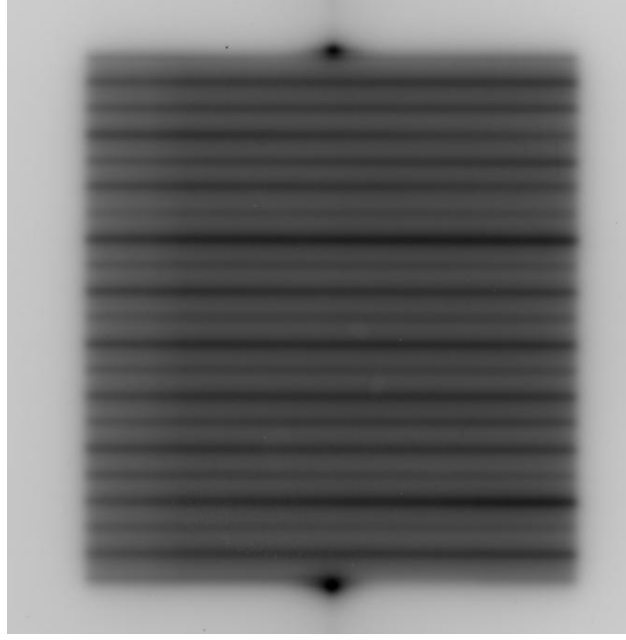
Test 6 MV X-ışını enerjisinde, 1500 MU ve 1000 MU verilerek, 1,5 cm RW3 katı su fantou derinliğinde, Elekta marka lineer hızlandırıcı için 15x15 cm² ve Varian marka lineer hızlandırıcı için 20x20 cm² alanda, SSD=100 cm' de yapılmıştır. Ölçümlerde Kodak X-OMAT V filmi kullanılmıştır. Işınlanmış film görüntüleri Şekil 4. 11, Şekil 4.12 ve Şekil 4.13' te verilmektedir. Işınlanan filmin dijital hale getirilmesi için ve ImageJ programına yüklenip analizlerinin yapılabilmesi için Vidar Marka DosimetryPRO Advantage Film Tarayıcısı kullanılmıştır.



Şekil 4.11 ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testinde Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanmış filmin görüntüsü



Şekil 4.12 ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testinde Varian marka lineer hızlandırıcı cihazında sağ yaprakların kapatılması ile ışınlanmış filmin görüntüsü



Şekil 4.13 ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testinde Varian marka lineer hızlandırıcı cihazında sol yaprakların kapatılması ile ışınlanmış filmin görüntüsü

Sızıntı ve geçirgenlik; yaprakların kapalı olduğu durumdaki, Image J programından elde edilen mean değerlerinin ve yaprakların açık olduğu durumdaki mean değerlerinin kalibrasyon filmindeki mean değerleri ile değerlendirilmesi sonucunda bulunur. Sızıntı ve geçirgenlik için filmde elde edilen mean değerleri ile hesaplanan %geçirgenlik ve %sızıntı değerleri Elekta marka lineer hızlandırıcı için Çizelge 4.5, Çizelge 4.6, Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.8’ de, Varian marka lineer hızlandırıcı için Çizelge 4.9, Çizelge 4.10, Çizelge 4.11 ve Çizelge 4.12’ de verilmiştir.

Çizelge 4.5 Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sağ yapraklar için alınan yaprak altındaki okuma değerleri ve hesaplanan %geçirgenlik değerleri

Yaprak Numarası	Image J ortalama değerleri	%geçirgenlik
1	65,196	0,55
2	50,259	0,99

3	51,495	0,95
4	50,432	0,99
5	49,581	1,11
6	51,009	0,97
7	53,241	0,89
8	49,553	1,11
9	56,785	0,76
10	56,756	0,76

Çizelge 4.6 Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sol yapraklar için alınan yaprak altındaki okuma değerleri ve hesaplanan %geçirgenlik değerleri

Yaprak Numarası	Image J ortalama değerleri	%geçirgenlik
1	47,650	1,39
2	56,890	0,76
3	57,536	0,73
4	54,987	0,82
5	53,089	0,90
6	46,366	1,44
7	48,772	1,24
8	61,849	0,62
9	49,886	1,06

10	53,712	0,87
-----------	--------	------

Çizelge 4.7 Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sağ yapraklar için alınan iki yaprak arasındaki okuma değerleri ve hesaplanan %sızıntı değerleri

Yaprak Numarası	Image J ortalama değerleri	%sızıntı
1	50,259	0,99
2	54,198	0,85
3	48,974	1,21
4	41,993	1,83
5	46,450	1,56
6	42,430	1,81
7	39,649	1,95
8	48,876	1,19
9	46,312	1,44
10	48,619	1,39

Çizelge 4.8 Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sol yapraklar için alınan iki yaprak arasındaki okuma değerleri ve hesaplanan %sızıntı değerleri

Yaprak Numarası	Image J ortalama değerleri	%sızıntı
1	42,500	1,81
2	42,721	1,80

3	49,315	1,15
4	51,640	0,95
5	46,223	1,55
6	46,425	1,57
7	50,689	0,96
8	56,664	0,76
9	42,589	1,81
10	40,401	1,94

Çizelge 4.9 Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filminden sağ yapraklar için alınan yaprak altındaki okuma değerleri ve hesaplanan %geçirgenlik değerleri

Yaprak Numarası	Image J ortalama değerleri	%geçirgenlik
1	89,678	1,02
2	77,021	1,49
3	69,302	1,36
4	88,200	1,49
5	86,542	1,49
6	80,109	1,49
7	88,002	1,49
8	72,671	1,27
9	69,073	1,03
10	72,336	1.30

11	77,542	1,22
12	79,656	1,19
13	66,540	1,03
14	78,092	1,21
15	82,571	1,14
16	67,935	1,39
17	71,210	1,33
18	79,384	1,20
19	67,947	1,38
20	67,374	1,39

Çizelge 4.10 Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sol yapraklar için alınan yaprak altındaki okuma değerleri ve hesaplanan %geçirgenlik değerleri

Yaprak Numarası	Image J ortalama değerleri	%geçirgenlik
1	77,934	1,22
2	73,982	1,28
3	77,238	1,23
4	69,923	1,35
5	81,539	1,16
6	80,910	1,17
7	67,648	1,39
8	69,047	1,37

9	71,230	1,33
10	77,973	1,22
11	66,635	1,41
12	73,402	1,29
13	74,690	1,27
14	65,904	1,42
15	70,808	1,34
16	74,014	1,28
17	77,928	1,22
18	69,991	1,35
19	75,509	1,26
20	72,106	1,32

Çizelge 4.11 Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sağ yapraklar için alınan iki yaprak arasındaki okuma değerleri ve hesaplanan %sızıntı değerleri

Yaprak Numarası	Image J ortalama değerleri	%sızıntı
1	47,484	1,85
2	65,700	1,42
3	48,176	1,83
4	70,250	1,35

5	48,270	1,83
6	56,417	1,62
7	55,600	1,64
8	69,333	1,36
9	55,923	1,63
10	71,091	1,33
11	64,458	1,44
12	62,917	1,47
13	54,250	1,68
14	63,806	1,46
15	44,703	1,92
16	61,286	1,50
17	29,321	2,95
18	67,071	1,40
19	59,389	1,59
20	80,897	1,17

Çizelge 4.12 Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınlanmış filmde sol yapraklar için alınan iki yaprak arasındaki okuma değerleri ve hesaplanan %sızıntı değerleri

Yaprak Numarası	Image J ortalama değerleri	%sızıntı
1	89,550	1,23
2	53,130	1,70
3	57,214	1,60
4	52,118	1,73
5	57,742	1,59
6	53,062	1,71
7	64,389	1,44
8	32,373	2,75
9	62,562	1,47
10	49,710	1,79
11	61,825	1,49
12	44,235	1,93
13	59,850	1,53
14	47,659	1,84

15	54,632	1,67
16	50,950	1,76
17	62,263	1,48
18	37,386	2,40
19	65,692	1,42
20	54,391	1,67

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

5.1 Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Testleri

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tekniği kullanılarak tedaviye başlayabilmek için öncelikli olarak cihazın mekanik kontrollerinin yapılması gerekmektedir. Yoğunluk ayarlı radyoterapide kullanılan cihazın performansının yüksek olması beklendiğinden cihazın kalite kontrollerinin kabul sınırları içerisinde olması büyük önem taşımaktadır. Sonuçların kabul sınırları içerisinde olması durumunda, ÇYK hareketlerinin doğru olarak çalıştığını anlayabilmek için kalite kontrol testleri yapılmalıdır. Bunun için gerekli olan testler Elekta ve Varian hızlandırıcı cihazları için yapılmış ve tedavinin uygulanabilirliği için elde edilen sonuçların kabul sınırları içerisinde olduğu tespit edilmiştir. Yapılan testler amacına uygun bir şekilde sonuçlandırılmıştır. Bu testler için film ve film tarayıcı kullanılmıştır. Sonuçlar AAPM Task Group 142 raporuna göre 1 mm tolerans limitleri içerisinde dir.

5.2 Çok Yapraklı Kolimatör Pozisyon Doğruluğu Testi

Farklı marka ve model lineer hızlandırıcılar için ÇYK pozisyon doğruluğu testi farklı şekillerde yapılmaktadır. Yoğunluk ayarlı radyoterapide küçük ve düzensiz olanlar söz konusu olduğundan yaprakların pozisyonlarının doğruluğu önem taşımaktadır. Şekil 3.14' deki yaprak dizaynı oluşturularak Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) pozisyon doğruluğu testi için ışınlanan filmler tarama işlemi yapıldıktan sonra gerekli analizin yapılabilmesi için Image J programına aktarılmıştır. Tedavi planlama sisteminde, yaprak çiftleri arasında belirli mesafeler bırakılarak filmler ışınlanmıştır. TPS' den elde edilen mesafe değerleri ile Image J' den elde edilen mesafe değerleri Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4' te verilmiştir. Elekta cihazı için fark değerleri ortalama 0,30 mm olarak, Varian cihazı için ise fark değerleri ortalama 0,51 olarak bulunmuştur. Sonuçların AAPM Task Group 142' ye göre sonuçların 1 mm olan tolerans limitleri içinde olduğu görülmüştür.

5.3 Çok Yapraklı Kolimatör Sızıntı ve Geçirgenlik Testi

Farklı marka ve model lineer hızlandırıcılar için farklı ÇYK dizaynları olduğundan sızıntı ve geçirgenlik sonuçları da farklıdır. Elekta marka lineer hızlandırıcılarda karşılıklı olarak yapraklar minimum 0.5 cm' ye kadar kapanabilmektedir. Yaprak ve çeneler birlikte hareket ettiğinden kapalı alanın sadece yapraklar tarafından oluşturulabilmesi için üst ve alt sıradan çapraz olacak şekilde birer tane yaprak açık bırakılmıştır. Varian marka lineer hızlandırıcılarda ise sağ ve sol yaprakların tamamen kapatılması ile işlemler gerçekleştirilmiştir. Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sızıntı ve geçirgenlik testi için ışınlanan filmler tarama işlemi yapıldıktan sonra gerekli analizin yapılabilmesi için Image J programına aktarılmıştır.

Elekta marka lineer hızlandırıcıda sağ ve sol yapraklar için geçirgenlik %0,55 ile %1,44 arasında değişmektedir (Çizelge 4.5, Çizelge 4.6). Ortalama geçirgenlik %0.95 olarak bulunmuştur. Sağ ve sol yapraklar arasındaki sızıntı ise %0,76 ile %1,94 arasında değişmektedir (Çizelge 4.7, Çizelge 4.8). Ortalama sızıntı % 1,426 olarak bulunmuştur.

Varian marka lineer hızlandırıcıda sağ ve sol yapraklar için geçirgenlik %1,02 ile %1,49 arasında değişmektedir (Çizelge 4.9, Çizelge 4.10). Ortalama geçirgenlik %1.29 olarak bulunmuştur. Sağ ve sol yapraklar arasındaki sızıntı ise %1.17 ile %2.95 arasında değişmektedir (Çizelge 4.11, Çizelge 4.12). Ortalama sızıntı %1,67 olarak bulunmuştur.

Yoğunluk ayarlı radyoterapide hastaya verilen MU sayısı konformal radyoterapi tekniklerine göre daha fazla ve düzensiz alanların söz konusu olmasından dolayı sızıntı ve geçirgenlik bu tedavi tekniğinde büyük önem taşımaktadır.

Yapılan bu çalışma ile sızıntı ve geçirgenlik için ölçüm sonuçlarının AAPM Task Group 142' ye göre %0.5' lik tolerans limiti (kabul testine göre) içerisinde olduğu görülmüştür.

KAYNAKLAR

Anonymous. 1993. International Commission for Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy Report No. 50 ICRU, Bethesda, MD.

Anonymous. 1999. International Commission for Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50).

Bor, D. 2008. Diagnostik Radyoloji Ders Notları. Ankara.

Chaonungrit, M. 2007. The Study of Kodak X-OMAT V film for dosimetry utilization in a 6 MV photon beam, Mahidol University, Thailand.

Dirican, B.2008. Radyoterapi Fiziği Ders Notları, Ankara.

Dirican, B.2009. İleri Radyoterapi Fiziği Ders Notları, Ankara.

Ezzell, G.A, Galvin, J.M., Low, D.A., Palta, J.R., Rosen, I., Sharpe, M.B., Xia, P., Xiao, Y., Xing, L., Yu, C. 2003. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT subcommittee of the AAPM.

Ezzell, G.A., Burmeister, J.W., Dogan, N., LoSasso, T.J., Mechalakos, J.G., Mihailidis, D., Molineu, A., Palta, J.R., Ramsey, C.R., Salter, B.J., Shi, J., Xia, P., Yue, N.J., Xiao, Y. 2009. IMRT commissioning; Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. Med. Phys.

Jeraj, M., Robar, V. 2004. Multileaf collimator in radiotherapy. Radiol Oncol. 38(3), 235-240, Slovenia.

Khan, F.M. 1994. The Physics of Radiation Therapy. USA, Second Edition.

Khan, F.M. 2003. The Physics of Radiation Therapy. USA, Third Edition.

LoSasso, T., Chui, C. S., Ling, C. C. 2001. Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode.

LoSasso, T.J. 2003. IMRT Delivery System QA, New York.

Madcarse, P., Kron, T. and Hoban, P. 2002. The Physics Of Radiotherapy X-Ray From Linear Accelerators. Medical Physics Publishing, 493, Madison Wisconsin.

Pasquino, M., Borca, V.C., Catuzzo, P., ozzello, F., Tofani, S.T. 2006. Penumbra and leaf positional accuracy in commissioning and quality assurance program of multileaf collimator for Step-and-Shoot IMRT treatments.

Rhein, B., Haring, P., 2006. 3D Quality Assurance Systems. Germany.

Schlegel, W., Grosser, K.H., Haring, P., Rhein, B. 2006. Bbeam Delivery in 3D Conformal Radiotherapy Using Multi-leaf Collimators. Germany.

Williams, P.C. 2003. IMRT: delivery techniques and quality assurance. *The British Journal of Radiology*.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Ayça Korucu

Doğum Yeri: Ankara

Doğum Tarihi: 29/05/1985

Medeni Hali: Bekar

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu(Yer ve Yıl)

Lise: Ankara Bahçelievler Deneme Lisesi (Yabancı Dil Ağırlıklı), 2003

Lisans: Ankara Üniversitesi, Fen Fakültesi Fizik Bölümü, 2008

Yüksek Lisans: Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı, 2011