

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİDE ÇOK
YAPRAKLI KOLİMATÖR VE HASTA DOZİMETRİSİ KALİTE KONTROLÜ

Gölnar TÜLEK

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

ANKARA
2010

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Glnar TÜLEK tarafından hazırlanan “**Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Çok Yapraklı Kolimatör ve Hasta Dozimetrisi Kalite Kontrolü**” adlı tez çalışması 09/04/2010 tarihinde aşağıdaki juri 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 yeleri:

Bařkan: *Doç. Dr. Meltem NALA ANDRİEU*

Ankara Üniversitesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

ye : *Doç. Dr. Bahar DİRİCAN*

GATA, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

ye : *Prof. Dr. Doğan BOR*

Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Doğan BOR

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİDE ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR VE HASTA DOZİMETRİSİ KALİTE KONTROLÜ

Gülner TÜLEK

Ankara Üniversitesi
Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Bu çalışmada Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Elekta marka Synergy model Lineer hızlandırıcıda 6 MV x-ışını kullanarak, Step-and-Shoot tekniği ile yoğunluk ayarlı radyoterapide lineer hızlandırıcı kalite kontrolü ve hasta dozimetrisi kalite kontrolü gerçekleştirildi. Öncelikle çok yapraklı kolimatör (ÇYK) pozisyon doğruluğu testi, ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi, küçük MU değerlerinde lineer hızlandırıcı performansı, küçük MU monitör sistem end-effect, küçük MU simetri ve düzgünlük ve küçük alan dozimetrisi testleri incelendi. Daha sonra tedavi planlama sisteminde prostat hastası için plan oluşturuldu. Son olarak hasta planı, iyon odası ve film yanıtı yöntemi olmak üzere iki farklı yöntemle kontrol edildi.

Sonuç olarak, ÇYK pozisyon doğruluğu <1 mm ve sızıntı ve geçirgenlik $<5\%$ bulundu. Küçük MU değerlerinde lineer hızlandırıcı performansı, 5 MU'dan küçük değerler $<5\%$ ve 5 MU ve daha büyük MU değerleri için $<2\%$ bulundu. Monitör sistem end-effect <1 MU bulundu. Küçük MU simetri ve düzgünlük için 5 MU ve 10 MU'luk tek seferlik ışınlamalarda $>3\%$ ve 5 MU \times 10 ve 10 MU \times 5 çoklu ışınlamalarda $<3\%$ bulundu. Çeşitli iyon odaları ile yapılan ölçümler sonucunda küçük alan dozimetri doğruluğunda CC04 iyon odasının kullanılmasına karar verildi. Hasta dozimetri kontrollerinde, fantomda TPS ile hesaplanan doz ile fantomda iyon odası ile ölçülen doz arasında %1,54 fark ve film yanıt ölçümlerinde %2,61 fark bulundu. Uygulanan teknik ve donanım ile cihaz ve hasta kalite kontrolü uluslar arası protokollere uygun olarak gerçekleştirilmiş ve test edilen cihazın bu tedavi tekniğine uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

2010, 78 sayfa

Anahtar Kelimeler: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Çok Yapraklı Kolimatör, Hasta Dozimetrisi

ABSTRACT

Master Thesis

QUALITY ASSURANCE OF MULTILEAF COLLIMATOR AND PATIENT DOSIMETER IN INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY

Glnar TÜLEK

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 via the step-and-shoot technique, as well as the quality assurance of patient dosimeter as established by the Elekta Synergy Linear Accelerator set up in Department of Oncology of Gulhane Military Medical Academy at an energy level of 6 MV. First of all, in order to conduct intensity modulated radiation therapy via step-and-shoot technique, tests of Multileaf Collimator(MLC) Leaf Positional Accuracy, The MLC Transmission and Interleaf Leakage, The Linear Accelerator Performance for Small Monitor Unit (MU) Delivery, Monitor System End-Effect for Small MU, The Symmetry and Flatness for Small MU and small field dosimetry are run in linear accelerator. Second, after testing the quality of the linear accelerator, prostate patients are used as subjects in the treatment planning system. Finally, the patient plan is tested by two different methods: ion chamber and film response tests.

Consequently, it is found that positional accuracy of MLC is <1 mm and the interleaf leakage and transmission values are $<5\%$. Linear accelerator performance for small MU values is $<5\%$ for <5 MU and $<2\%$ for ≥ 5 MU. Monitor system end-effect is measured <1 MU. Symmetry and flatness for small MU values is $>3\%$ for 5 MU and 10 MU irradiation; and $<3\%$ for multiple irradiations of 10×5 MU and 5×10 MU. After several measurements with different ion-chambers, it is decided that CC04 ion-chamber should be used in small area dosimetry accuracy. In patient dosimetry controls, there has been 1,54% and 2,61% difference found between the calculated and measured doses for phantom and film response, respectively. The device and patient quality assurance controls are made by the techniques and hardware conforming to international protocols and it's concluded that this device is suitable for this type of treatment.

2010, 78 pages

Keywords: Intensity Modulated Radiation Therapy, Multileaf Collimator, Patient Dosimetry

TEŞEKKÜR

Yoğunluk ayarlı radyoterapide çok yapraklı kolimatör ve hasta dozimetrisi kalite kontrolü amacı ile yapılan bu çalışmada, beni bu konuda bilgilendiren, çalışmamda beni destekleyen, bana araştırma olanağı sağlayan danışmanım 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), bize eğitim imkanı sağlayan Sayın Prof. Dr. Hv. Tbp. Kd. Alb. Murat BEYZADEOĞLU'na, GATA'da çalışmalarım süresince bana yardımcı olan Sayın Fiz. Yük. Müh. Yelda Elçim'e, Sayın Fiz. Yük. Müh. Esin GÜNDEM'e, , Sayın Fiz. Yük. Müh. Elif ÖNAL'a, Sayın Fiz. Yük. Müh. Ayça ÇAĞLAN'a ve Gülhane Askeri Tıp Akedemisi Anabilim Dalı'nda görev yapan tüm arkadaşlara, hekimlere ve teknisyenlere,

Ankara Üniversitesinden arkadaşlarım Aytül KANAT'a, Esra KÖSE'ye, Şule KAYA'ya, Alev TEMİZ'e ve Levent GÖNÜLTAŞA'a,

Eğitim hayatım boyunca beni destekleyen annem Satı ŞEN'e, babam Arap ŞEN'e, ablalarım Canan ŞEN ve Hatice DEMİRAL'a, kardeşlerim Candan GÖKTEPE, Aydan ŞEN ve Bektaş ŞEN'e, kayınvalidem Nursel TÜLEK ve kayınpederim Sedat TÜLEK'e, aile dostumuz sayın Av. Mehmet TOPRAK'a ve Eylem TOPRAK'a,

Her zaman yanımda olan ve beni destekleyen eşim Çağdaş TÜLEK'e,

Çok TEŞEKKÜR ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	4
2.1 Lineer Hızlandırıcı.....	4
2.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Teknikleri.....	6
2.2.1 Step-and-Shoot tekniği	7
2.2.2 Sliding Window tekniği	9
2.2.3 Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi	10
2.2.4 Tomoterapi	11
2.3 Çok Yapraklı Kolimatör	12
2.3.1 Penumbra.....	14
2.3.2 Sızıntı ve geçirgenlik	15
2.3.3 Tongue&Groove etkisi.....	16
2.4 Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	18
2.5 Tedavi Planlama Sistemi	20
2.5.1 İleri planlama	20
2.5.2 Ters planlama	21
2.6 Radyoterapide Kullanılan Hacim Tanımları	21
2.6.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV).....	22
2.6.2 Klinik Hedef Hacim (CTV)	22
2.6.3 Internal Target Volume (ITV)	23
2.6.4 Planlanan Hedef Hacim (PTV)	23
2.6.5 Tedavi Hacmi (TV)	23
2.6.6 Işınlanan Hacim (IV)	23
2.6.7 Riskli Organ (OR).....	24
2.6.8 Planlanan Risk Hacmi (PRV)	24
2.7 Doz-Hacim Histogramı	25
2.8 Fotonlar için Soğurulan Doz Hesabı	26
2.9 Radyografik Film	28
2.10 Simetri ve Düzgünlük	29
2.11 YART'da ÇYK ve Hasta Dozimetrisi Kalite Kontrol Testleri	30
2.12 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Hasta Tedavisi	32
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	34
3.1 Materyaller	34
3.1.1 Lineer hızlandırıcı cihazı.....	34
3.1.2 Bilgisayarlı tomografi	35
3.1.3 Tedavi planlama sistemi	36
3.1.4 YART fantomu	37
3.1.5 Elektrometre.....	38

3.1.6 İyon odası.....	39
3.1.7 Radyografik film	41
3.1.8 RW3 katı su fantomu	41
3.1.9 VIDAR Tarayıcı	42
3.1.10 ImageJ	43
3.2 Yöntem ve Teknikler.....	44
3.2.1 ÇYK pozisyon doğruluğu testi.....	44
3.2.2 ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi.....	45
3.2.3 Küçük MU için lineer hızlandırıcı performansı.....	46
3.2.4 Küçük MU monitör sistem end-effect testi.....	47
3.2.5 Küçük MU simetri ve düzgünlük etkisi	47
3.2.6 Küçük alan dozimetri doğruluğu.....	48
3.2.7 Hasta tedavi planı doğrulama teknikleri	49
4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	52
4.1 Çok Yapraklı Kolimatör Pozisyon Doğruluğu Testi	52
4.2 Çok Yapraklı Kolimatör Sızıntı ve Geçirgenlik Testi	54
4.3 Küçük MU için linak performansı.....	57
4.4 Küçük MU Monitör Sistem End-effect Testi.....	58
4.5 Küçük MU Simetri ve Düzgünlük Testi.....	59
4.6 Küçük Alan Dozimetri Doğruluğu	61
4.7 Hasta Tedavi Planı Doğrulama Teknikleri.....	63
4.8 İyon Odası.....	66
4.9 Film Yanıtı	66
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	69
5.1 Çok Yapraklı Kolimatör Pozisyon Doğruluğu Testi	69
5.2 Çok Yapraklı Kolimatör Sızıntı ve Geçirgenlik Testi	69
5.3 Küçük MU için Linak Performansı.....	70
5.4 Küçük MU Monitör Sistem End-Effect Testi.....	70
5.5 Simetri ve Düzgünlük	70
5.6 Küçük Alan Dozimetri Doğruluğu	71
5.7 Hasta Tedavi Planı Doğrulama Teknikleri.....	72
5.8 İyon Odası.....	73
5.9 Film Yanıtı	73
KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ.....	78

SİMGELER DİZİNİ

AAPM	American Association of Physicist in Medicine
AB	Axis Beam
BEV	Beam's Eye View (Demet Gözünden Bakış)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CTV	Clinic Target Volume (Klinik Tümör Hacmi)
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
DC	Direct Current
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine Image File Format
DRR	Digitally Reconstructed Radiography (Dijital Olarak Oluşturulmuş Radyograf)
DVH	Dose-Volume Histogram
%DD	Yüzde Derin Doz
GT	Gun Target
GTV	Gross Target Volume (Görüntülenebilir Tümör Hacmi)
h_m	Kullanılan malzemenin su eşdeğeri olmaması durumunda dikkate alınan faktör
ICRU	The International Commission on Radiation Units and Measurement
IM	Internal Margin (İç Pay)
IV	Irradiated Volume (Işınlanan Hacim)
JPEG	Joint Photographic Experts Group Image File Format
H	Hounsfield Unit
MU	Monitor Unit
MV	Milyon Volt
μ	Lineer Soğurma Katsayısı
OR	Organ at Risk (Riskli Organ)
OY	Optik Yoğunluk
P	Anlık Basınç
PTV	Planning Target Volume (Planlanan Hedef Hacim)
PRV	Planning Risk Volume (Planlanan Risk Hacmi)
SAD	Source Axis Distance (Kaynak Eksen Mesafesi)
SAR	Scatter-Air Ratio (Saçılan Hava Oranı)
SD	Subklinik Hastalık
SM	Set-up Margin
Sp	Fantom Saçılma Faktörü
Sc	Kolimatör Saçılma Faktörü
SSD	Source Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)
TAR	Tissue-Air Ratio (Doku Hava Oranı)
TIFF	Tagged Image File Format
TLD	Thermo Luminescent Dosimeter
TMR	Tissue-Maximum Ratio (Doku-Maksimum Oranı)
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TV	Treated Volume (Tedavi Hacmi)
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
YAART	Yoğunluk Ayarlı Ark Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Lineer hızlandırıcı şeması (Khan 1994'ten değiştirilerek alınmıştır).....	5
Şekil 2.2 Lineer hızlandırıcı ışınlama kafası (Khan 1994'ten değiştirilerek alınmıştır)...	6
Şekil 2.3 Bir yaprak çiftinin hareketi boyunca yoğunluk profili (Khan 2003).....	7
Şekil 2.4 ÇYK'nın kapalı tekniğe göre hareketi ve yoğunluk profili (Khan 2003).....	8
Şekil 2.5 ÇYK'nın taramalı tekniğe göre hareketi ve yoğunluk profili (Khan 2003).....	9
Şekil 2.6 Sliding Window tekniğinde ÇYK hareketi	9
Şekil 2.7 Sliding Window tekniğinde karşılıklı yaprak çifti için pozisyona karşı MU ve yoğunluk profili (Williams 2003)	10
Şekil 2.8 Tomoterapi.....	11
Şekil 2.9 ÇYK'nın geometrik özellikleri (Schlegel vd. 2006).....	12
Şekil 2.10 ÇYK ve çenelerin farklı üreticilere göre yerleşimi (Schlegel vd. 2006)	14
Şekil 2.11 Yuvarlak uçlu kolimatör (Brady vd. 2006).....	15
Şekil 2.12 ÇYK'da sızıntı ve yaprak geçirgenliği profili (Schlegel vd. 2006).....	16
Şekil 2.13 Tongue&Groove etkisi (Schlegel vd. 2006)	17
Şekil 2.14 Sızıntı radyasyonu azaltmak için farklı Tongue&Groove tasarımları	17
Şekil 2.15 X-ışını tüpü ve hastadan çıkan radyasyonu ölçen dedektör (Kachelries 2006)	19
Şekil 2.16 X-ışını tüpü hasta etrafında dönerken, dedektörde hastadan çıkan radyasyonun ölçülmesi (Kachelries 2006).....	19
Şekil 2.17 ICRU 52 ve ICRU 62'ye göre tanımlanan hacim kavramları.....	22
Şekil 2.18 Hasta planında PTV/PRV ilişkisi.....	24
Şekil 2.19 Örnek DVH dağılımı.....	26
Şekil 2.20 Çift emülsiyonlu x-ışın film kesit görüntüsü (Ouentcheu 2004)	28
Şekil 2.21 Film Yanıt Eğrisi (Ouentcheu 2004)	29
Şekil 2.22 Radyasyon alanının oluşturduğu doz profili	30
Şekil 2.23 Tedavi diyagramı	33
Şekil 3.1 Elekta Synergy® lineer hızlandırıcı.....	35
Şekil 3.2 GE Leightspeed RT Bilgisayarlı Tomografi.....	36
Şekil 3.3 PrecisePLAN marka Tedavi Planlama Sisteminin genel görünümü	37
Şekil 3.4 YART'da hasta dozimetrisinde kullanılacak fantom.....	38
Şekil 3.5 Farmer tipi 2570/1B elektrometre.....	39
Şekil 3.6 CC01 iyon odası.....	40
Şekil 3.7 Farmer tipi FC65-P iyon odası.....	40
Şekil 3.8 Kodak X-OMAT V film yanıt eğrisi (Ouentcheu 2004)	41
Şekil 3.9 RW3 katı su fantomu	42
Şekil 3.10 VIDAR marka DosimetryPRO® Advantage model tarayıcı	43
Şekil 3.11 ImageJ programından genel görünüm	43
Şekil 3.12 Elekta marka lineer hızlandırıcıda ÇYK pozisyon doğruluğu testinde yaprak dizaynı (Pasquino vd. 2006).....	44
Şekil 3.13 Pozisyon doğruluğu testi için ışınlama geometrisi	45
Şekil 3.14 Elekta marka lineer hızlandırıcılarda ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi yaprak dizaynı	46
Şekil 3.15 ÇYK'da sızıntı ve geçirgenlik test ölçüm geometrisi	46
Şekil 3.16 Simetri ve düzgünlük ölçümü için test geometrisi.....	48
Şekil 3.17 İyon odası ile hasta dozimetri kontrolünde fantom görüntüsü	50

Şekil 3.18 Film yanıtı yöntemi ile hasta dozimetrisi için fantom görüntüsü	51
Şekil 3.19 Kalibrasyon eğrisinde beklenen film görüntüsü	51
Şekil 4.1 Yaprak pozisyon doğruluğu testinde ışınlanmış filmin görüntüsü	52
Şekil 4.2 ImageJ’de karşılıklı yaprak çiftine ait doz profili.....	53
Şekil 4.3 Sızıntı ve geçirgenlik testi için ışınlanmış filmin görüntüsü	54
Şekil 4.4 Küçük MU simetri ve düzgünlük testi için 5 MU ve 10 MU ile ışınlanmış film	59
Şekil 4.5 5 MU ile ışınlama sonucu oluşan filmin ImageJ’de AB yönündeki profili	60
Şekil 4.6 5 MU ile ışınlama sonucu oluşan filmin ImageJ’de GT yönündeki profili	60
Şekil 4.7 6 MV x-ışını için CC01, CC04 ve FC65-P iyon odaları ile farklı alanlarda doz verimlerinin karşılaştırılması	63
Şekil 4.8 PrecisePLAN’da planlama yaparken kullanılan prostat hastasının kritik organ ve hedef organ için verilen doz sınırlamaları ve oluşan doz hacim histogramı	64
Şekil 4.9 Hasta planının ilk dört demetine ait ilk dört segmentinin ÇYK dizaynı.....	65
Şekil 4.10 Kodak X-OMAT V filminin iki farklı densitometre ile doz yanıt eğrisi	67
Şekil 4.11 Film yanıtı yönteminde fantoma yerleştirilen filmde oluşan görüntü.....	68

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol testleri, testlerin tolerans limitleri ve test sıklıkları	31
Çizelge 2.2 YART hasta dozimetri kontrollerinde önerilen tolerans limitleri ve müdahale seviyesi	32
Çizelge 3.1 Wellhöfer marka CC01, CC04 ve FC65-P model iyon odalarının teknik özellikleri.....	40
Çizelge 4.1 TPS'deki mesafe, ImageJ de hesaplanan mesafe ve ikisi arasındaki fark ...	53
Çizelge 4.2 Sol ve sağ yapraklar için filmde okunan yaprak altındaki net OY değeri ve hesaplanan %geçirgenlik	55
Çizelge 4.3 Sol ve sağ yapraklar için filmde okunan iki yaprak arası sızıntı net OY değeri ve hesaplanan %sızıntı	56
Çizelge 4.4 6 MV x-ışını için farklı MU değerlerine karşın elde edilen okuma (nC), hesaplanan nC/MU ve elde edilen %farkları.....	57
Çizelge 4.5 6 MV x-ışını enerjisinde küçük MU için okuma (nC) ve hesaplanan End-Effect değerleri	58
Çizelge 4.6 6 MV x-ışını için, 5 MU, 10 MU, 5 MU × 10 ve 10 MU × 5 ile ışınlanan filmde elde edilen AB ve GT yönlerinde simetri ve düzgünlük değerleri .	60
Çizelge 4.7 TRS 398'e göre CC01, CC04 ve FC65-P için kalibrasyon faktörleri	61
Çizelge 4.8 6 MV x-ışını enerjisinde, FC65-P, CC04 ve CC01 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre d_{maks} 'da hesaplanan doz değerleri.....	62
Çizelge 4.9 PTV merkezi ve Rektum için TPS'de hesaplanan dozlar, iyon odası ile hesaplanan dozlar ve %farkları	66
Çizelge 4.10 Filmde tedavi merkezi ve rektum için iki farklı densitometre ile okunan OY değerleri, doz yanıt eğrisinden elde edilen dozlar ve TPS ile %farkları.....	68

1. GİRİŞ

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), lineer hızlandırıcıların kullanılmasından günümüze kadar, en önemli teknik avantajları sunan tedavi şeklidir. YART ile klinik açıdan, konveks olmayan konformal doz dağılımlarının uygulanması yüksek oranda mümkün olmaktadır. YART, bilgisayar kontrollü optimizasyon tekniği ile homojen olmayan doz dağılımı elde edilen üç boyutlu konformal radyoterapinin geliştirilmiş şeklidir (Ezzell vd. 2003).

Üç boyutlu konformal radyoterapi hedef hacim ve normal dokuların tanımlandığı birden fazla transvers kesit içeren görüntülerin üzerinde, demetlerin gantrinin çıkış penceresinden projeksiyonu ile yerleştirildiği, hacimsel doz hesaplarının yapıldığı ve hacimsel plan elde etme araçları içeren bir planlama tekniğidir. Üç boyutlu konformal radyoterapide, blok ya da çok yapraklı kolimatör (ÇYK) alan şekillendirilmesinde kullanılmaktadır. Demetteki yoğunluk değişikliği için kama ya da doku kompensatörleri kullanılmaktadır. Buradaki amaç hedef hacimde doz homojenitesini artırmaktır (Ezzell vd. 2003, Khan 2003).

YART, üç boyutlu konformal radyoterapinin bütün araçlarını kullanmakta ve buna yeni geliştirilmiş özellikler eklemektedir. YART her bir alanda yoğunluk modülasyonu ile daha gelişmiş doz dağılımı elde etmeye olanak sağlamaktadır. YART’da teknikler gantri hareketine göre, sabit ve hareketli olarak uygulanmaktadır. Tedavi planlamasında, ters planlama tekniği ile plan optimizasyonu ve yoğunluk modülasyonu elde edilmektedir (Ezzell vd. 2003, Dirican 2008).

Üç boyutlu konformal radyoterapide, 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’de, sızıntı ve geçirgenlik de kontrol edilmesi gereken bir diğer parametredir (Ezzell vd. 2003).

YART uygulamalarında her bir segment kısa ışınlama süreleriyle, dolayısıyla da daha küçük MU (Monitor Unit) 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).

Kompleks bir YART planında segment sayısı fazla olduğundan, birçok alan küçük MU değerleri ile verilmektedir. Örneğin 200 cGy ile tedavi edilen bir hasta için 100 segment ve her bir segment için ortalama 3-5 MU hesaplanmaktadır. Böylesine küçük bir MU konvansiyonel uygulamalarda söz konusu olmadığından, YART'da kalite kontrol işlemleri bu noktada odaklanmıştır. Step-and-Shoot tekniği kullanılacaksa demetin sürekli açılıp-kapıtılması nedeniyle lineer hızlandırıcının küçük MU değerleri için gösterdiği performans mutlaka kontrol edilmelidir. Küçük MU değerlerinde simetri ve düzgünlük ve monitör sistem end-effect de incelenmesi gereken diğer parametrelerdir. Segment başına MU süresi azaldığı gibi her bir segment için oluşturulan alan da azalmaktadır. Bu nedenle küçük alan dozimetrisi de kontrol edilmesi gereken diğer önemli parametredir (LoSasso, 2003).

Üç boyutlu konformal tedavide, tedavi planlama sistemi (TPS) tarafından hesaplanan MU, demet ile ilgili temel dozimetri bilgileri ve geometri bilgilerini kullanılarak el hesabı ile doğrulanabilmektedir. YART'da Step-and-Shoot tekniğinde demet birçok segmentten oluştuğundan el hesabı ile doğrulama yapmak çok zaman alıcı ve güçtür. Sliding Window tekniğinde ise ışınlama süresince ÇYK sürekli hareket ettiğinden el hesabı ile doğrulama mümkün olmamaktadır. Bu nedenle hasta planı dozimetrik olarak tedaviden önce kontrol edilmelidir. YART'da tedavi dozimetrik kontrolleri tek demet ya da toplam plan üzerine kurulmuştur. Tek demet doğrulama tekniğinde YART planını oluşturan demetler, belirli derinlikte uygun katı fantomda teker teker kontrol edilmektedir. Tek demet doğruluğu daha çok Sliding Window tekniği için uygundur. Step-and-Shoot tekniği birçok segmentten oluştuğu için fantomda tek demet doğrulama

tekniki zor olmaktadır. Step-and-Shoot tekniğinde daha çok tüm tedavi doğruluğu test edilmektedir (Khan 2003, Rhein vd. 2006).

Doğrulama ölçümlerinden önce TPS’de hasta için oluşturulan planın bir demeti ya da tümü, hasta planının kontrol edileceği fantomun görüntülerine aktarılmakta ve fantom için doz hesabı yapılmaktadır. Hasta dozimetri kalite kontrollerinde kullanılan birçok yöntem vardır. Bu ölçümler için iyon odası, radyografik film, radyokromik film ya da iki boyutlu array dedektörü gibi dedektörlerle özel tasarlanmış YART doğrulama fantomları kullanılmaktadır (Wang 1995, Rhein vd. 2006).

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, hedef hacimde çok iyi uygulanabilen, doz homojenitesini artıran, sağlam dokuları koruyan ve yüksek tedavi dozlarının uygulandığı bir tekniktir. Ancak yöntemin avantajlarını korumak için gerekli kalite kontrollerin eksiksiz ve doğru olarak yapılması gerekmektedir. Özellikle küçük hedef hacimlerin yüksek dozlarla tedavilerinde bu kalite kontroller daha fazla önem kazanmaktadır (Nopnop vd. 2008).

Bu tez çalışması, YART ile hastaların tedavisi sırasında, lineer hızlandırıcıların kalite kontrolüne ve hasta planının dozimetrik test doğruluğuna, katkı sağlamak amacı ile yapılmıştır.

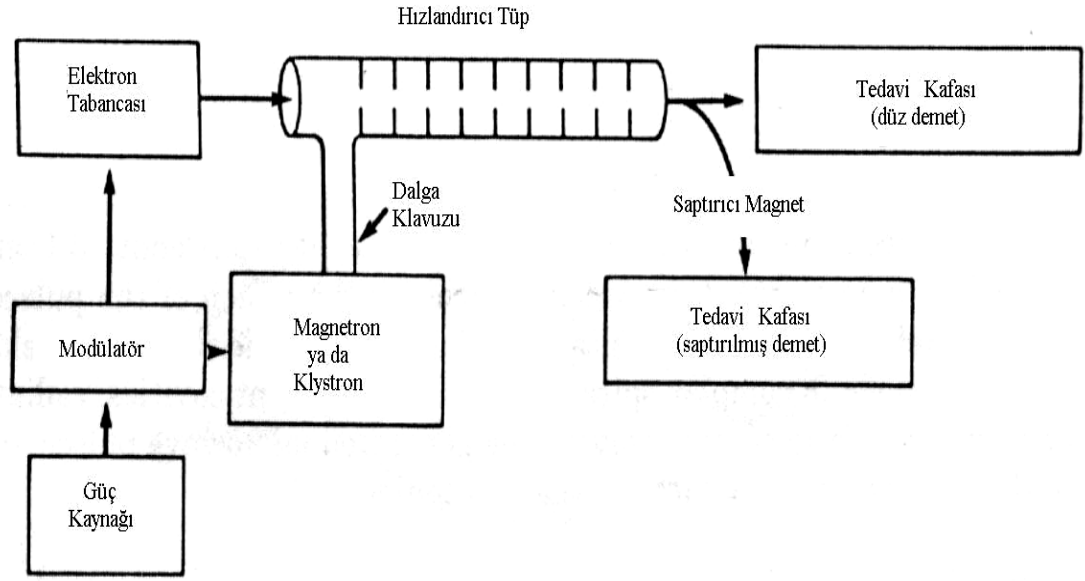
2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcı, lineer tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak, elektronlar gibi yüklü parçacıkların hızlandırılmasıyla yüksek enerjili elektron ve x-ışınlarının elde edildiği bir cihazdır (Khan 1994).

Lineer hızlandırıcıların, hareketli dalga ve duran dalga hızlandırıcıları olmak üzere iki farklı tasarımları vardır. Hareketli dalga hızlandırıcılarında, yapının sonunda, artık mikrodalga enerjisini soğuran özellik bulunmaktadır. Duran dalga hızlandırıcılarında ise dalganın maksimum geri dönüşü sağlanmaktadır. İleri ve geri hareketli dalgaların kombinasyonu ile duran dalga oluşturulmaktadır (Khan 1994).

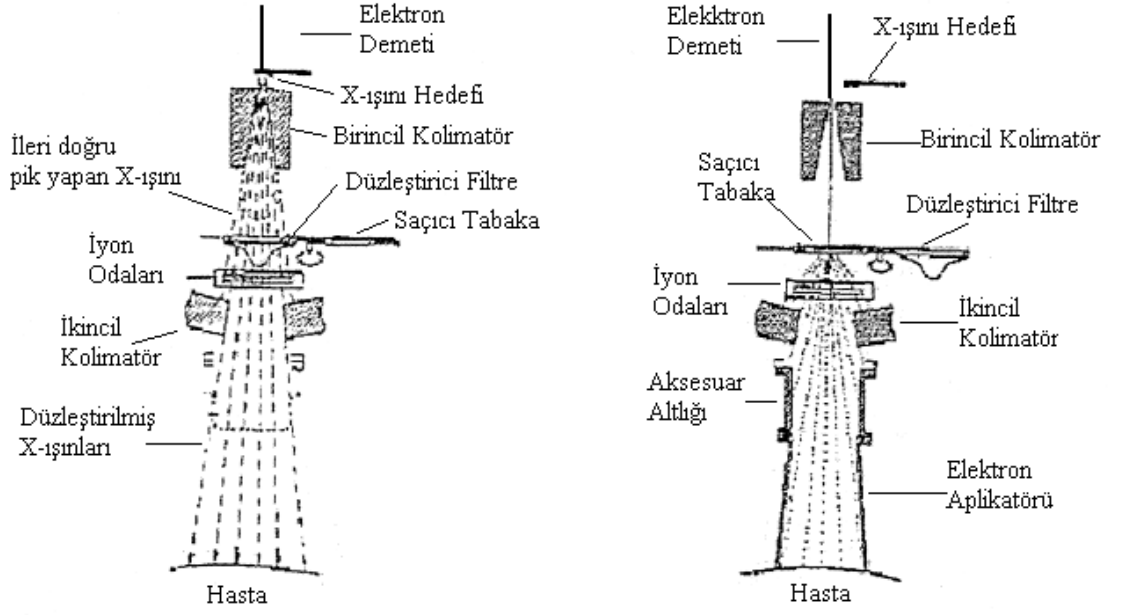
Lineer hızlandırıcılarda temel ve yardımcı sistemler, Şekil 2.1'deki şemada verilmektedir. Bu şemaya göre, güç kaynağı modülatöre DC (Direct Current) akım, modülatör ise şebekeye pulslu akım sağlamaktadır. Bu akım, modülatör içinde bulunan hidrojen thyatron lambaları ile elde edilmektedir. Modülatörden çıkan yüksek pulslu akım, magnetron ya da klystron ve eş zamanlı olarak elektron tabancasına gönderilmektedir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır ve yüksek güçlü bir osilatör gibi çalışmaktadır. Klystron ise mikrodalga yükselticidir ve var olan dalganın genliğini yükseltmektedir. Magnetron ya da klystron'dan çıkan mikrodalgalar, dalga kılavuzu sistemi ile hızlandırıcı tüpe gönderilmektedir. Bu arada elektron tabancasından fırlatılan elektronlar da hızlandırıcı tüpe girmektedirler. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri 50 keV civarında olmaktadır. Tüp içerisinde mikrodalğanın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar dalga üzerindeki bir sinüsel elektrik alanda enerji kazanırlar (Khan 1994, Dirican 2008).



Şekil 2.1 Lineer hızlandırıcı şeması (Khan 1994'ten değiştirilerek alınmıştır)

Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar doğrudan yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabileceği gibi yüksek erime noktasına sahip, yüksek atom numaralı metal disk şeklinde bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x-ışınları da elde edilebilmektedir. Elektron tedavilerinde elektron demeti bir saçıcı tabakaya çarptırılarak homojen elektron akımı sağlanacak şekilde genişletilmektedir. Hızlandırılmış elektronlar hedefte durdurulduğunda ise Bremsstrahlung x-ışınları oluşmaktadır. Foton demetleri tedavide kullanılmadan önce düzeltici filtrelerden geçirilmektedir. Düzeltici filtreler kurşun, tungsten, alüminyum, çelik ya da bunların kombinasyonundan yapılmaktadır (Khan 1994).

Işınlama kafası kurşun, tungsten ya da kurşun tungsten karışımından yapılmış kalın koruyucu tabaka içermektedir. Işınlama kafa yapısının içinde, hedef, birincil kolimatörler, düzeltirici filtre, saçıcı filtre, monitör iyon odaları, ikincil kolimatörler, kama filtre ve koruyucu blok tepsisi takılması için özel yerler bulunmaktadır. Şekil 2.2'de tedavi kafası görülmektedir (Khan 1994).



Şekil 2.2 Lineer hızlandırıcı ışınlama kafası (Khan 1994'ten değiştirilerek alınmıştır)

Bir lineer hızlandırıcıda, lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını ayarlamak için soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için iyon odası pompası, pnömatik sürücüler için basınç sistemi ve iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını artırmak için kullanılan gaz sistemi de diğer önemli sistemlerdir (Khan 1994).

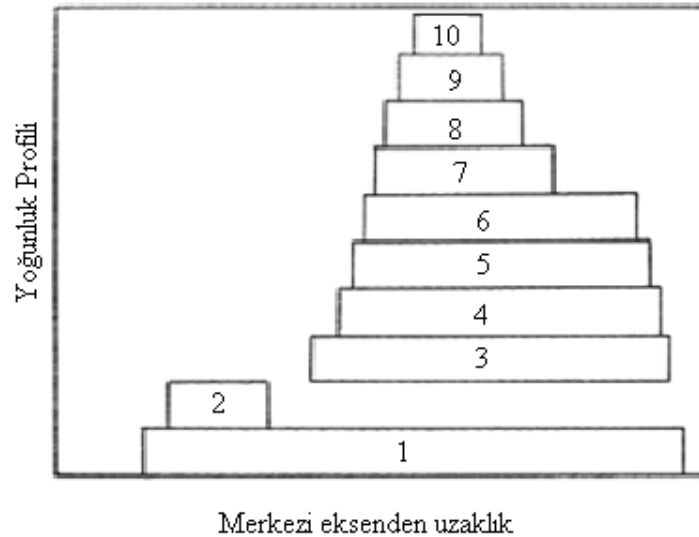
2.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Teknikleri

Yoğunluk ayarlı foton alanı, çok yapraklı kolimatör bulduran lineer hızlandırıcı ile gerçekleştirilmektedir. Yoğunluk ayarı, çene ve yaprakların hareketi ile sağlanan farklı şiddet dağılımları olarak tanımlanmaktadır. Homojen birçok farklı radyasyon alanının üst üste çakışması ile yoğunluk ayarı yapılmaktadır (Khan 2003).

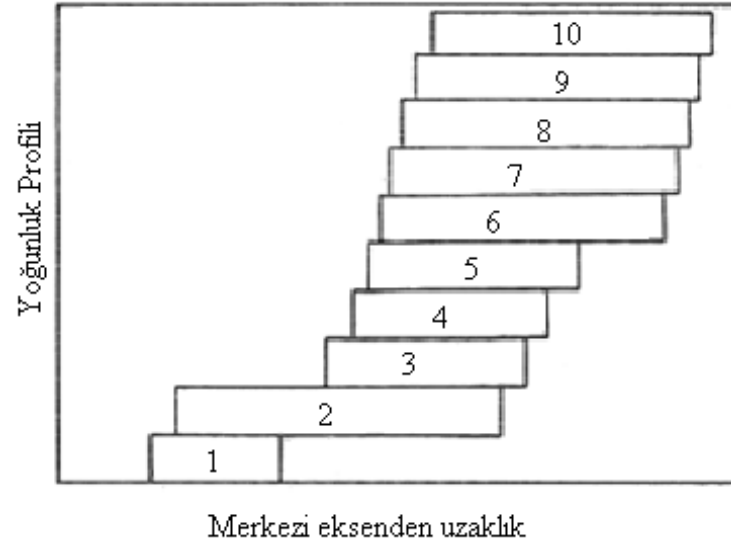
YART'da bir çok tedavi metodu bulunmaktadır. Bu nedenle YART uygulamaları gantri hareketine göre sabit ya da hareketli olarak sınıflandırılmaktadır. Sabit gantri açılarında, Step-and-Shoot ve Sliding Window tekniği bulunmaktadır. Hareketli gantri açılarında ise yoğunluk ayarlı ark terapi ve tomoterapi bulunmaktadır (Dirican 2008).

Şekil 2.4'de ÇYK'nın hareket ve yoğunluk profili, kapalı tekniğe göre verilmektedir. Bu şekilde gösterilen örnekte yoğunluk profili 10 segmente bölünmüştür. Klinik açıdan birçok tedavide segment sayısı 5-12 arasında olmaktadır. Birinci segmentte, sol yapraklar ilk pozitif noktalarına, sağ yapraklar da ilk negatif noktalarına geldiğinde gerekli doz verilip demet kapatılmaktadır. Daha sonra yapraklar ikinci segment konumuna gelmektedir ve aynı şekilde burası için gerekli doz verilip demet kapatılmaktadır. Kapalı teknikte, bu işlem tüm segmentler için tekrarlanıp istenilen doz profili elde edilmektedir (Khan 2003, Nill vd. 2006).

Şekil 2.5'de ÇYK'nın hareket ve yoğunluk profili, taramalı tekniğe göre verilmektedir. Bu örnek içinde ise yoğunluk profili 10 segmente bölünmüştür. Aynı şekilde birinci segment için, sol yapraklar ilk pozitif noktalarına, sağ yapraklar da ilk negatif noktalarına geldiğinde gerekli doz verilip demet kapatılmaktadır. Daha sonra sol ve sağ yapraklar soldan sağa doğru hareket ederek ikinci segment konumuna gelmektedir ve yine aynı şekilde burası için gerekli doz verilip demet kapatılmaktadır. Taramalı teknikte, yapraklar soldan sağa hareket ederek her bir segment için ışınlama gerçekleştirilir. Bu teknikte yaprak hareketi tek yönlü olduğundan tedavi süresi kapalı tekniğe göre daha kısadır (Khan 2003, Nill vd. 2006).



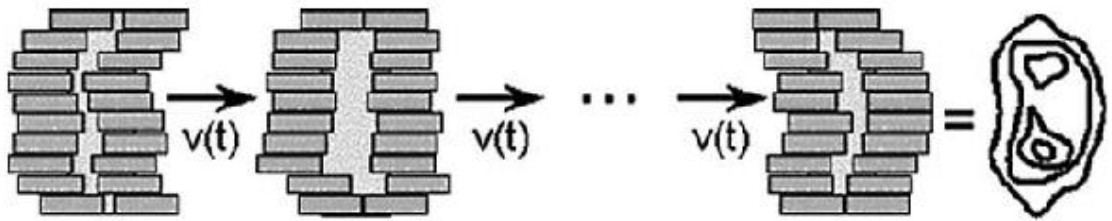
Şekil 2.4 ÇYK'nın kapalı tekniğe göre hareketi ve yoğunluk profili (Khan 2003)



Şekil 2.5 ÇYK'nın taramalı tekniğe göre hareketi ve yoğunluk profili (Khan 2003)

2.2.2 Sliding Window tekniği

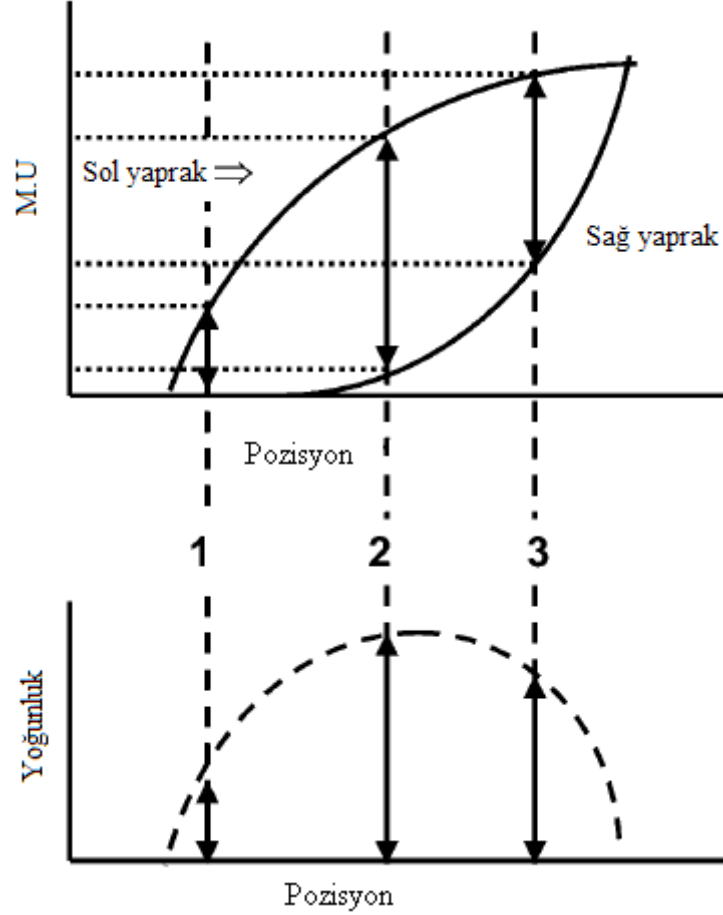
Yoğunluk ayarlı radyoterapide Sliding Window tekniği, demet kapatılmadan yaprakların her birinin farklı hızlarda hareket etmesi ile gerçekleşmektedir. Şekil 2.6'da Sliding Window tekniğinde ÇYK'nın farklı hızlarda hareketi şematik olarak verilmektedir (LoSasso vd. 2001, Nill vd. 2006).



Şekil 2.6 Sliding Window tekniğinde ÇYK hareketi

Şekil 2.7'de tek bir yaprak çiftinin hareketi boyunca ışınlama süreleri ve bu ışınlama sonunda oluşan yoğunluk dağılımı görülmektedir. Sliding Window tekniğinde ÇYK, taramalı tekniğe göre hareket etmektedir. Bu tedavi tekniğinde ÇYK hareketi boyunca

demet açık olduğundan, Step-and-Shoot tekniğine göre tedavi daha kısa sürede gerçekleşmektedir (Khan 2003, Williams 2003, Nill vd. 2006).



Şekil 2.7 Sliding Window tekniğinde karşılıklı yaprak çifti için pozisyona karşı MU ve yoğunluk profili (Williams 2003)

2.2.3 Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi

Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (YAART), ÇYK'nın dinamik olarak alan şekillendirildiği bir tedavi tekniğidir. Yöntem her bir alanın segmentlere bölünmesi yönünden Step-and-Shoot tekniğine benzemektedir. Fakat ÇYK'nın her bir segment pozisyonunu alması sırasında gantri dönmekte ve demet her aşamada açık olmaktadır. Çok sayıda üst üste çakışan arklar, yaprakların düzenli açılarla (örneğin 5 derece) yeni pozisyonlara hareket ettirilmesi ile sağlanır. Her ark her gantri açısındaki bir segmenti oluşturmak için

programlanır. Bir sonraki segmenti oluşturmak için yeni bir ark başlatılır ve tüm planlanan arklar ve onların segmentleri oluşturulana kadar devam eder (Khan 2003).

2.2.4 Tomoterapi

Tomoterapi, diğer bir adıyla kesit tedavi tekniği, ince bir demet ile tedavinin gerçekleştirildiği özel bir yoğunluk ayarlı radyoterapi yöntemidir. BT kesitlerinde olduğu gibi hasta, kesit kesit tedavi edilmektedir. Lineer hızlandırıcının kafa yapısına eksternal özel bir kolimatör sistemi takılmaktadır. Demet 2×20 cm²'lik bir alandan verilirken, gantrinin hasta etrafında dönmesi sırasında yaprakların açık ve kapalı olma durumuna göre istenilen doz dağılımı elde edilmektedir (Khan 2003).

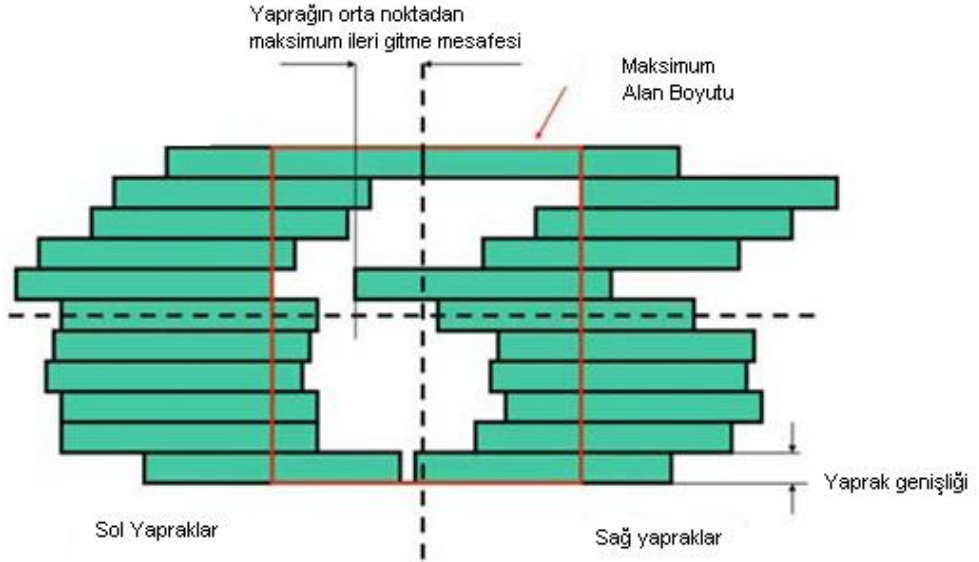
Tomoterapinin yeni tekniği, helikal tomoterapidir (Şekil 2.8). Gantrinin hasta etrafında dönüşü sırasında sürekli masa hareketi olmaktadır. Bu dönüşler sırasında ise ÇYK açılıp kapanarak yoğunluk ayarlı foton alanı oluşturmaktadır (Khan 2003).



Şekil 2.8 Tomoterapi

2.3 Çok Yapraklı Kolimatör

Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK), tümöre göre şekillendirmede ve riskli organların korunmasında hızlı ve esnek bir uygulama sunmaktadır. Çok Yapraklı Kolimatör, çok sayıda, yaprak olarak adlandırılan kolimatör bloğundan oluşmaktadır. Alan şekillendirme işlemi bilgisayar kontrolü ile otomatik olarak yapılır. ÇYK sayesinde foton demetleri için düşük bir geçirgenlik elde edilmektedir (Khan 2003, Jeraj 2004). Şekil 2.9’da ÇYK’nın en önemli geometrik özellikleri verilmektedir (Schlegel vd. 2006).



Şekil 2.9 ÇYK’nın geometrik özellikleri (Schlegel vd. 2006)

Çok Yapraklı Kolimatörler’de en önemli özellikler:

1. Yaprak Genişliği

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.

2. Maksimum Yaprak Hızı

Sliding Window tekniği için önemlidir. Tipik yaprak hızı 2-4 cm/s arasında olmaktadır.

3. ÇYK'nın Maksimum Alan Boyutu

YART uygulamaları için maksimum alan boyutu ile maksimum alan açıklığı aynı değildir. Kavram olarak ÇYK'nın orta noktadan ne kadar ileriye gidebildiğini ifade eder.

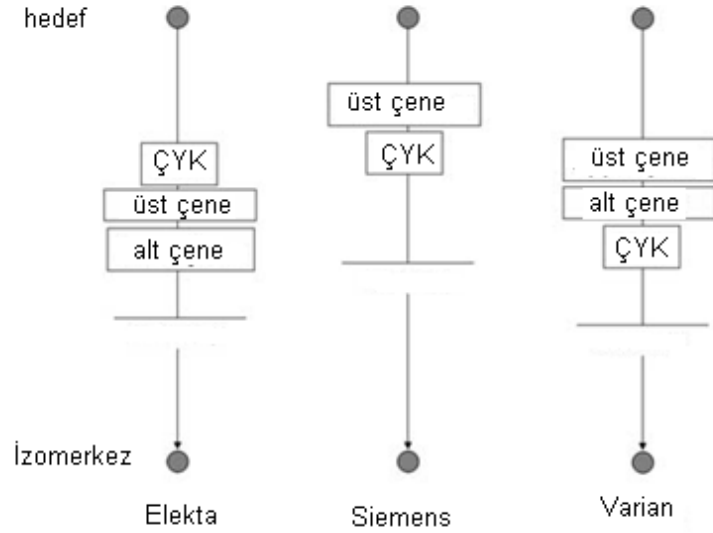
4. Sızıntı ve Geçirgenlik

Birçok tedavi alanı, kapalı yapraklarla olduğundan sızıntı radyasyon önemlidir.

5. Yaprak Pozisyon Doğruluğu

En önemli özelliklerden birisidir. YART'da çok sayıda küçük alan olduğundan, yaprak pozisyonu doğruluğu konvansiyonele göre daha önemli olmaktadır. YART'da 1 cm²'lik bir alanda 1 mm'lik bir hata her iki yönde de büyük bir hata kabul edilmektedir.

ÇYK'nın lineer hızlandırıcıdaki konfigürasyonları farklı olabilmektedir. ÇYK ve dörtgen kolimatör çenelerin farklı üreticilere göre yerleşimleri Şekil 2.10'da verilmektedir. Bu yerleşimlere göre farklı performans ve dozimetrik özellikler, sızıntı ve penumbra farklılıklar oluşmaktadır (Schlegel vd. 2006).

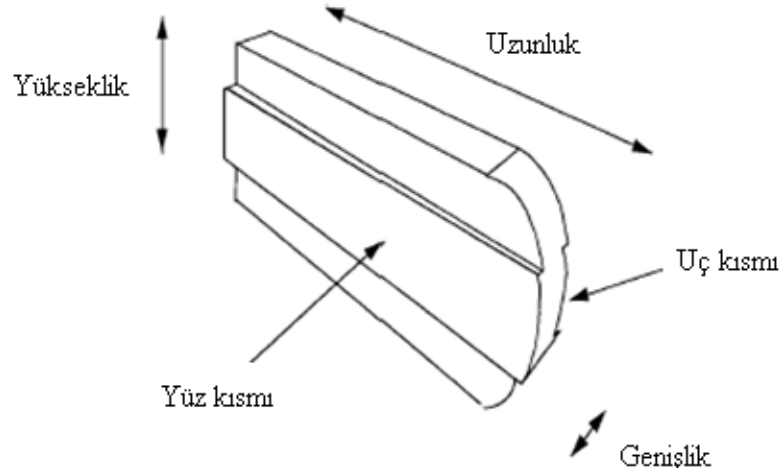


Şekil 2.10 ÇYK ve çenelerin farklı üreticilere göre yerleşimi (Schlegel vd. 2006)

2.3.1 Penumbra

Radyasyon demetinin en önemli özelliklerinden birisi penumbra'dır. 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. Kural olarak, küçük penumbra elde etmek için kaynak çapı 2-3 mm kadar olmalı ve kaynak-kolimatör mesafesi mümkün olduğu kadar geniş bırakılmalıdır. Penumbra, kolimatör kenarlarının tasarımına da bağlıdır. Şekil 2.11'de görüldüğü gibi küçük penumbra elde etmek için yaprakların sonları her zaman kaynağa doğru yönlendirilmelidir. Bu özelliğe odaklama denir (Khan 2003, Pasquino 2006, Schlegel vd. 2006).

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 edilememesinden kaynaklanmaktadır. Bu durumun nedenleri, yaprak kalınlığının ve kaynak boyutunun sınırlı olması ve saçılma etkisidir (Pasquino 2006).

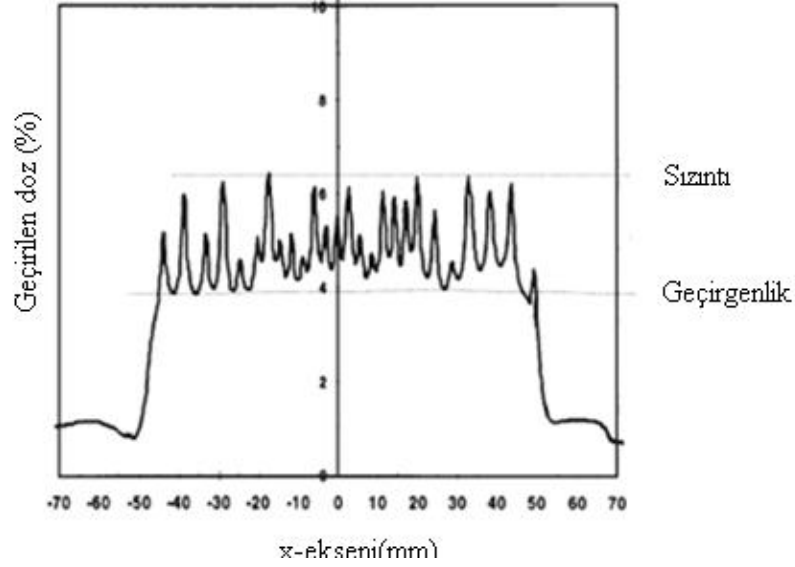


Şekil 2.11 Yuvarlak uçlu kolimatör (Brady vd. 2006)

2.3.2 Sızıntı ve geçirgenlik

Yüksek enerjili x-ışını kolime edildiğinde, her zaman az bir oranda x-ışını çeneleri ve yaprakları geçmektedir. Yaprak geçirgenliğini azaltmak için yaprak ve çene yapısında yüksek atom numaralı materyaller kullanılmalıdır. Geçirgenliğin %1'in altında olması için ÇYK'da 8-10 cm kalınlığında tungsten kullanılmaktadır (Khan 2003, Brady vd. 2006).

ÇYK'da geçirgenlik, fantomda, ÇYK kapalı durumdayken alınan doz/MU ölçümünün, açık durumdaki doz/MU ölçümüne oranı ile bulunmaktadır. Ölçümler göreceli olduğundan, dedektör yanıtının oranı dozların oranına eşitlenmektedir. Yaprak ve yaprak arası sızıntı farklı olacağından, dedektördeki (iyon odası) okuma ortalama bir okuma olmaktadır. Başka bir ölçme yöntemi ise verilen enerji için belirli bir fantom kalınlığında ışınlanan filmin değerlendirilmesidir. Şekil 2.12'de ÇYK tamamen kapalı iken ışınlanmış filmin, mesafeye karşın % 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 değişkenlik göstermektedir. ÇYK'da sızıntı radyasyon, IEC (International Electrotechnical Commission) 1998'e göre <%5 olmalıdır (Khan 2003, Schlegel vd. 2006).

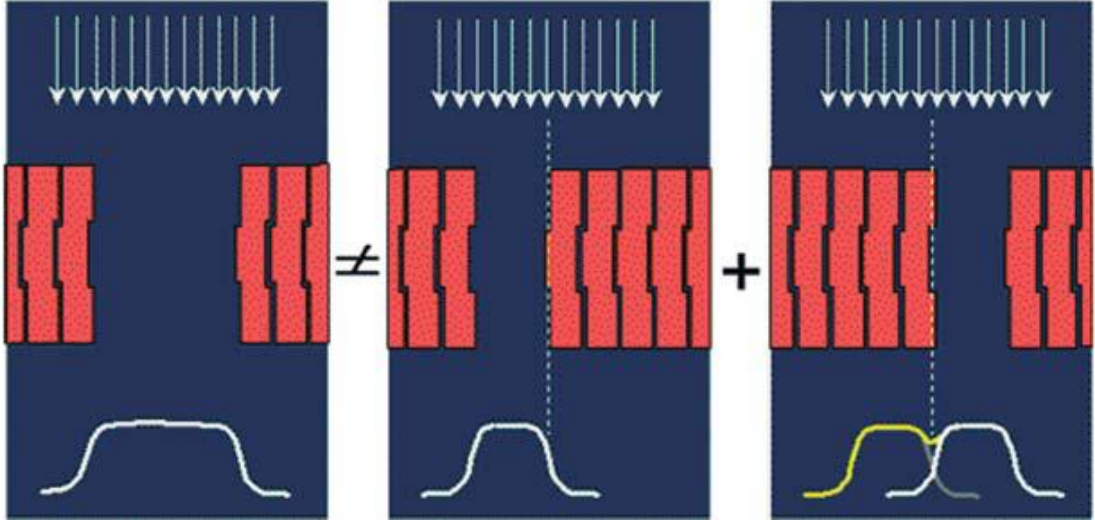


Şekil 2.12 ÇYK'da sızıntı ve yaprak geçirgenliği profili (Schlegel vd. 2006)

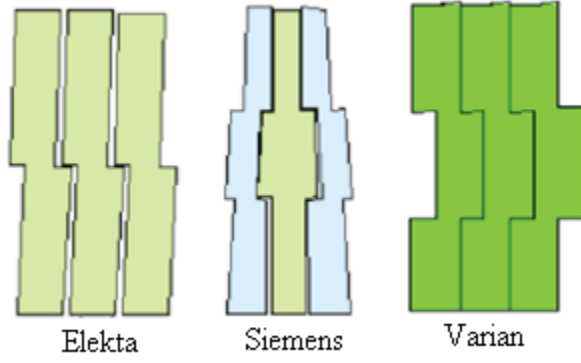
2.3.3 Tongue&Groove etkisi

ÇYK'da sürtünmeden sakınmak için, yapraklar arasında yaklaşık 0,1 mm boşluk bırakılmaktadır. Bu boşluk 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 dizaynda doz artifaktları oluşmaktadır. Bu doz artifaktlarına Tongue&Grove etkisi denmektedir (Khan 2003, Jeraj vd. 2004, Pasquino 2006, Schlegel vd. 2006).

Yaprak hareket yönüne dik, geniş bir alan, iki ayrı segmente bölündüğünde, kesişme noktalarında eksik doz etkisi gözlenmektedir (Şekil 2.13). Bu durum iki alanın kenarlarında Tongue&Groove dizaynından kaynaklı demet geçirgenliğinin farklı olmasındandır. Bu etki %20'lere kadar eksik doz etkisi yaratabilir. Bu etkiyi azaltmak için segment sayısını azaltmak gerekmektedir (Schlegel vd. 2006, Khan 2003). Şekil 2.14'de farklı üreticilere ait farklı Tongue&Groove dizaynları verilmektedir.



Şekil 2.13 Tongue&Groove etkisi (Schlegel vd. 2006)



Şekil 2.14 Sızıntı radyasyonu azaltmak için farklı Tongue&Groove tasarımları

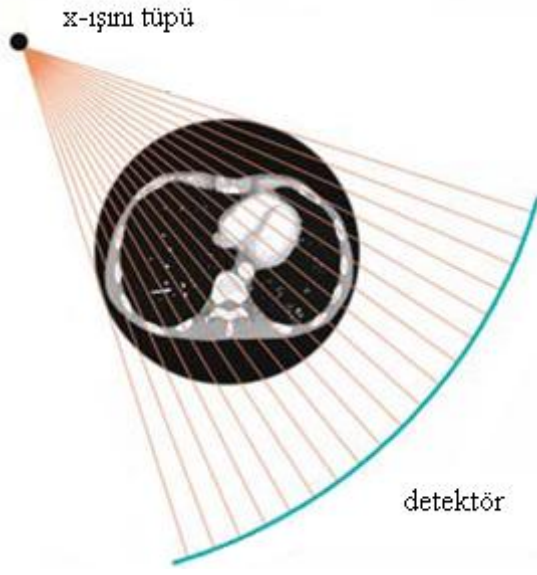
2.4 Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı Tomografi (BT), x-ışını tüpü kullanılarak düz bir çizgi boyunca dokudaki x-ışını soğurulmasının dedektör ile ölçülmesine dayanmaktadır. Dar bir demet veren x-ışın tüpü ve tam karşısında, hastadan çıkan radyasyonu ölçen dedektör bulunmaktadır (Şekil 2.15). Işınlama sırasında x-ışını tüpü hasta etrafında dönerken, eş zamanlı olarak dedektörde hastadan çıkan radyasyon ölçülmektedir (Şekil 2.16). Ölçülen radyasyonun seviyesi, her bir çizgiden elde edilen x-ışını soğurma bilgisini vermektedir. Toplanan bilginin geriye projeksiyonu ile uygun görüntüleme aralığında kesitteki organların yapıları gri skalaya aktarılarak görüntü elde edilmektedir. BT’de görüntü kalitesi yüksektir. Yeniden düzenlenmiş görüntü BT numarası ile ifade edilir. BT numarası, soğurma katsayılarının lineer bir fonksiyonudur. Bu lineer ilişki fonksiyonu, hava (-1000 HU) ile su (0 HU) arasındadır (Kachelries 2006). Hounsfield birimi ile ifade edilen BT numarası fonksiyonu

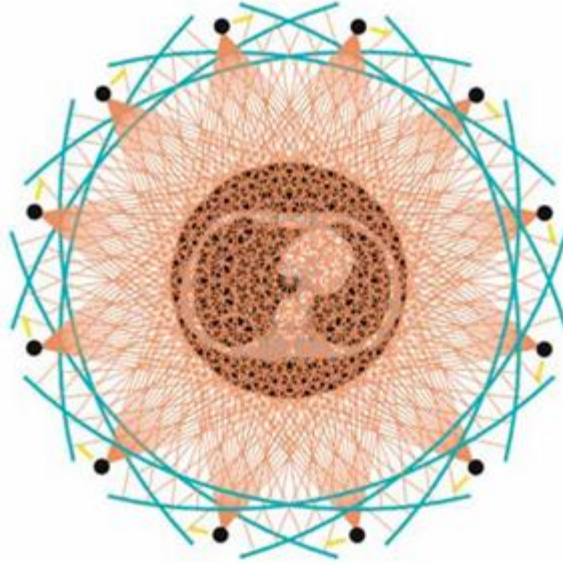
$$BT = \frac{\mu_{dokü} - \mu_{su}}{\mu_{su}} \times 1000 \text{ HU} \quad (2.1)$$

denklemleri ile hesaplanır. Burada μ , lineer soğurma katsayısını ifade etmektedir. Klinik olarak BT numarası -1000 HU ile 3000 HU arasında değişmektedir. Gri skalada BT numara penceresi değiştirilerek, istenilen organ görüntüsü elde edilebilmektedir (Kachelries 2006, Bor 2008).

Elde edilen kesit görüntüleri (transvers) birleştirilerek üç boyutlu görüntü oluşturulabilir. Bu üç boyutlu görüntüden sağıtal ve koronal kesitler elde edilebilmektedir. Radyoterapide planlama amacı ile çekilen BT görüntülerinin kesit kalınlığı genellikle 2-10 mm arasında değişmektedir. Hasta tedavisinde ilk basamak BT olduğundan tedavi planlamasında kaliteli bir görüntü istenmektedir. Görüntü kalitesini artırmak için hareketsizliğin sağlanması YART’da çok önemlidir. BT ve tedavide hasta hareketliliğini azaltmak için maske, yatak ya da eğik düzlem gibi sabitleyiciler kullanılmalıdır (Kachelries 2006).



Şekil 2.15 X-ışını tüpü ve hastadan çıkan radyasyonu ölçen dedektör (Kachelries 2006)



Şekil 2.16 X-ışını tüpü hasta etrafında dönerken, dedektörde hastadan çıkan radyasyonun ölçülmesi (Kachelries 2006)

2.5 Tedavi Planlama Sistemi

Tedavi Planlama Sistemi (TPS), hastada ya da fantomda doz dağılımını hesaplamak için kullanılan yazılım, bilgisayar ve çevre birimlerinden oluşmaktadır. Üç boyutlu konformal tedavi, brakiterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi birçok tedavi tekniğinde bilgisayar programı kullanarak hasta tedavi planı oluşturmak mümkündür.

TPS'de 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 tepsi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametrelerle doz hesabı yapmaktadır (Pelagade vd. 2007).

Üç boyutlu konformal radyoterapide ileri planlama tekniği, yoğunluk ayarlı radyoterapide ise ters planlama tekniği kullanılmaktadır.

2.5.1 İleri planlama

Bu tedavi planlamasında planlayıcı, önce demet parametrelerini (demet yönü, sayısı, genişliği), ÇYK ayarlarını (yaprak pozisyonunu), her bir demetin ağırlığını, kullanılacak kama filtre oranlarını, koruma bloğu ve bolus gibi malzemeleri tanımlar. Daha sonra, izodozlar ya da noktasal doz hesabı yapılır. Doz dağılımından, planın kabul edilip edilmeyeceğine karar verilmektedir. İstenilen doz dağılımını elde etmek için, planlayıcı, planın bazı parametrelerini değiştirerek planı modifiye edebilmektedir (Ouentcheu 2004, Dirican 2008).

2.5.2 Ters planlama

Ters planlama, hedef organ hacmine istenilen dozu sağlarken riskli organ hacmine izin verilen tolerans limitleri doğrultusunda otomatik hesap yapan planlama şeklidir. Algoritma daha iyi bir doz dağılımı elde etmek için demet parametrelerini başlangıçta belirlenen amaçlar doğrultusunda daha etkin kullanmaktadır. YART’da planlama yapan kişi blok, kama ya da demetlerin yönünü seçmez, sadece riskli bölgeleri ve sınırlamaları belirler. Plan elde etmek daha çok doz hacim histogramlarına dayanarak yapılmaktadır. Bilgisayar kontrollü ÇYK’lar, YART’da alan demetini sınırlamak ve demet şiddetinin modülasyonunu sağlamakta kullanılır. Doz optimizasyonu ile hastaya en uygun plan oluşturulmaktadır. Ters planlama sistemi, ileri planlama sisteminden daha etkilidir. Fakat tedavi doğrulama tekniklerinde çok dikkatli olunmalıdır (Weeb 2003, Ouentcheu 2004, Dirican 2008).

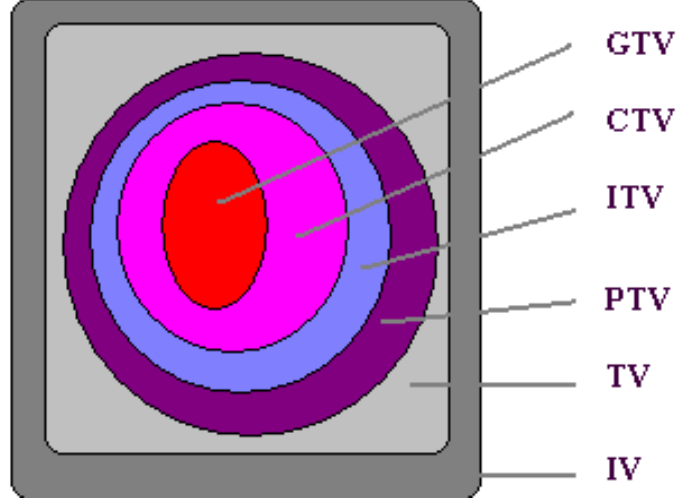
2.6 Radyoterapide Kullanılan Hacim Tanımları

Radyoterapide hasta planlaması yapmak için hedef hacim (tümör hacmi, riskli bölgeler vb.) ve sağlıklı dokuların (göz, böbrek, spinal kord gibi kritik organlar) radyasyon onkoloğu tarafından belirlenmesi gerekmektedir. Hasta tedavi planlamasında amaç, tümör hacmine homojen bir doz verilirken radyasyon alanı içindeki kritik organların mümkün yan etkilerden korunmasıdır.

BT, MRI ve PET-CT gibi sistemlerden elde edilen kesit görüntülere hedef hacim ve kritik organların çizilmesi ve bunların birleştirilmesi ile oluşan üç boyutlu görüntü üzerinde uygun tedavi tekniği kullanılarak tedavi planı oluşturulmaktadır. Tedavi tekniği seçiminde, ortaya çıkan tümör şekli, büyüklüğü, derinliği ve kritik organlarla olan yakınlığı temel alınan parametreler olmaktadır (Grosu vd. 2006, Kachelries 2006).

Radyoterapide iyi bir tedavi planlaması yapılabilmesi için ICRU 50 ve ICRU 62’de yayınlanan raporlara göre çeşitli tümör hacim kavramlarına ve riskli organ kavramlarına

standart tanımlar getirilmiştir. Tanımlanan hacim kavramları Şekil 2.17’de verilmiştir (Anonymous 1993, Anonymous 1999).



Şekil 2.17 ICRU 52 ve ICRU 62’ye göre tanımlanan hacim kavramları

2.6.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)

Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV), tanımlanabilir, sınırları belirgin, makroskopik kitlenin bulunduğu ve malign büyümenin gerçekleştiği bölgedir. GTV-P, primer tümör alanını ve GTV-N ise makroskopik lenf nodunu tanımlamaktadır. Genişliği ve büyüklüğü BT, MRI ve PET gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığı ile belirlenmektedir. GTV’nin uzantısı tedavi stratejisi için önemlidir. Birçok durumda boost hacmi GTV hacmini kapsadığından, GTV’de yüksek dozlara çıkılmaktadır (Grosu vd. 2006).

2.6.2 Klinik Hedef Hacim (CTV)

Klinik Hedef Hacim (CTV), GTV ve GTV’yi saran mikroskopik tümör yayılımını içeren doku hacmidir. GTV ve CTV arasındaki pay homojen değildir. Bu pay mikroskopik yayılımın mümkün olacağı alanı da içermektedir. Radyoterapi tedavisinin

başarıya ulaşabilmesi için ortaya çıkan CTV'nin tamamen tedavi edilmesi gerekmektedir (Grosu vd. 2006).

2.6.3 Internal Target Volume (ITV)

ITV, ICRU 62 raporunda tanımlanmış bir hacimdir. ITV, GTV/CTV ve GTV/CTV'ye organ hareketliliğinden kaynaklı eklenmiş iç payı birlikte kapsamaktadır (Grosu vd. 2006).

2.6.4 Planlanan Hedef Hacim (PTV)

Planlanan Hedef Hacim (PTV), hasta set-up hataları ve demet ayarlarından gelebilecek belirsizliklerden dolayı GTV/CTV'nin tedavi alanında kalmasını sağlamak amacıyla internal marjı içeren hacimdir. PTV, CTV'ye verilmek istenen doz için uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Set-up hatalarındaki belirsizlikleri azaltmak için hastada sabitleme yöntemleri kullanılmalıdır (Grosu vd. 2006).

2.6.5 Tedavi Hacmi (TV)

Tedavi Hacmi, tümör hacmi ve onu çevreleyen normal dokuya tedavi dozunun verildiği izodozun çevrelediği hacimdir. Kural olarak %95'lik izodoz eğrisine karşılık gelmektedir. Yani bir izodoz yüzeyi tarafından sınırlanmış hacimdir (Dirican 2008). İdealde tedavi hacminin PTV'ye karşılık gelmesi gerekirken, birçok durumda PTV'yi aşmaktadır (Grosu vd. 2006).

2.6.6 Işınlanan Hacim (IV)

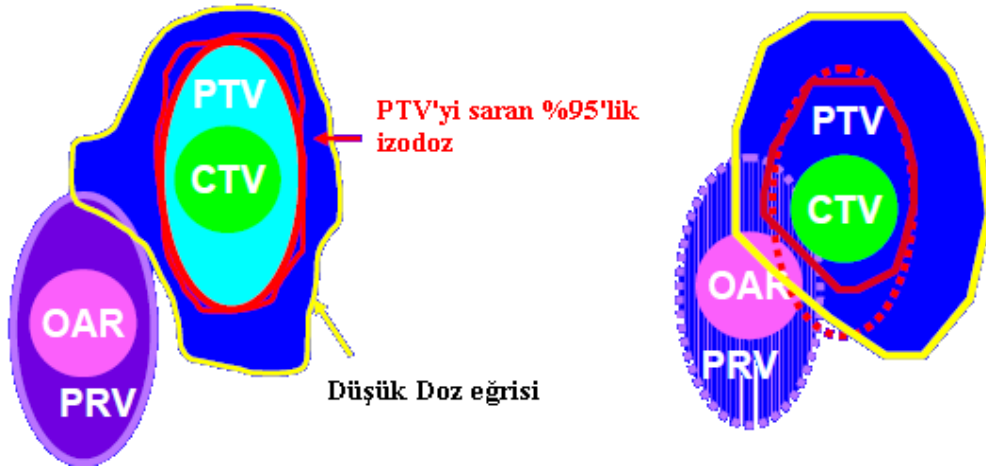
Işınlanan hacim, normal doku toleransına göre kayda değer miktarda doz alması beklenen doz hacmidir. Bu nedenden dolayı IV, seçilen izodoz eğrisine ve tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya bağlı olmaktadır (Grosu vd. 2006).

2.6.7 Riskli Organ (OR)

ICRU 62 raporunda tanımlanan yeni tanımlardan birisi de Riskli Organ tanımıdır. Riskli Organ diğer bir adıyla Kritik Normal Yapı, hedef organın çevresinde bulunan (göz, spinal kord, böbrek vb.) radyasyon duyarlılığı dikkate alınması gereken organlar olmaktadır. Riskli organlar, tedavi planlamada doz hesaplarına katılmalıdırlar. Doz-hacim histogramları ile üç boyutlu kritik organ dozları iki boyutta grafik olarak elde edilir ve kritik organ tolerans seviyeleri değerlendirilir (Grosu vd. 2006).

2.6.8 Planlanan Risk Hacmi (PRV)

ICRU 62 raporunda tanımlanan Planlanan Risk Hacmi (PRV), riskli organ ve organ hareketinden kaynaklı riskli organa verilen payın oluşturduğu hacimdir. Riskli organda yüksek ve tolerans seviyelerini aşan dozları engellemek için organın PTV içindeki hacmini belirlemek gerekmektedir. Şekil 2.18’de görüldüğü gibi PRV bazı durumlarda düşük doz eğrisi içinde iken bazı durumlarda yüksek doz eğrisinin altında da kalabilmektedir. Hasta planındaki doz düzenlemesinin, PTV/PRV ilişkisine göre yapılması gerekmektedir (Grosu vd. 2006).



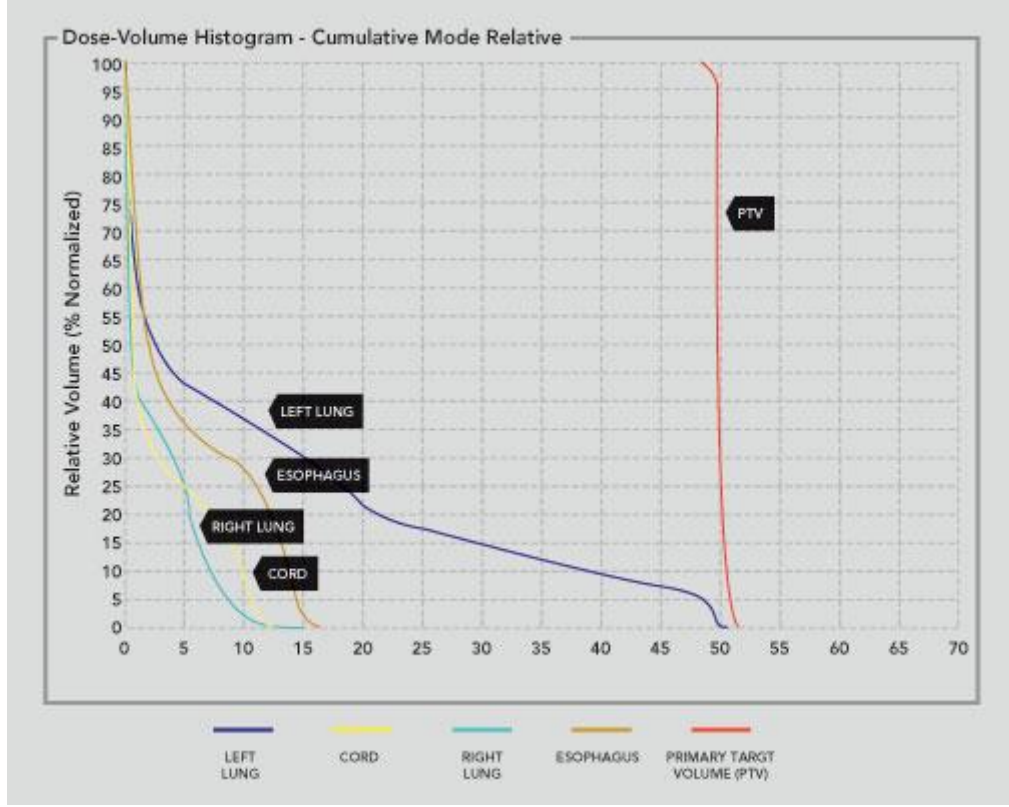
Şekil 2.18 Hasta planında PTV/PRV ilişkisi

2.7 Doz-Hacim Histogramı

Doz-Hacim Histogramı (DVH), üç boyutlu doz dağılımı hakkında bilgi veren en çok kabul edilmiş yöntem olmaktadır. DVH, üç boyutlu tedavi planlaması ve yoğunluk ayarlı radyoterapi planlamasında, hastanın anatomisine ait doz dağılım bilgilerinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Planlamada doz dağılımındaki bilgilerin özetini gösterir. Tümör dozunun ne kadar hacimde ne kadar doz soğurduğu bilgisini vermektedir. Aynı zamanda normal doku tolerans değerlerinin karşılaştırılmasında kullanılırlar. Bu nedenle, planın değerlendirilmesinde ve birden fazla planın karşılaştırılmasında büyük kolaylık sağlamaktadırlar.

Doz hacim histogramları diferansiyel DVH ve kümülatif DVH olmak üzere iki şekilde gösterilebilir. Diferansiyel DVH, tanımlanan dozun istenilen hacmin tamamına verildiğini gösteren DVH'dir. Kritik yapıların DVH'lerinde farklı dozların farklı hacimlere verilmesi durumunda çok pik gözlemlendiğinden bu yöntemle DVH incelenmesi zor olmaktadır.

Kümülatif DVH ise % izodoz eğrilerinin kapsadığı hacme ne kadar doz hesaplandığını vermektedir. DVH yoğunlukla kümülatif histogram olarak gösterilmektedir. Bu yöntemde, hedef hacim ve kritik yapıya verilen dozlar hesaplanmakta ve hacme karşı gelen dozları gösterilmektedir (Şekil 2.19).



Şekil 2.19 Örnek DVH dağılımı

2.8 Fotonlar için Soğurulan Doz Hesabı

Soğurulan doz tayiniyle kalibre edilmiş iyon odalarının IAEA protokolleri ile kullanılması radyasyon dozimetrisinde altın standarttır. Elektrometre ışınlama sırasında iyon odasının merkezi elektrotunda toplanan yükü ölçen bir cihazdır. İyon odasında toplanan yükün doza çevrilmesinde Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA)'nın Teknik Raporlar Serisi (TRS) 398 numaralı protokolü kullanılmıştır. TRS 398 protokolüne göre, suda referans derinlikte, Q foton demet kalitesinde soğurulan doz hesabı (IAEA, 2004):

$$D_{W,Q}(P_{EFF})=M_Q N_{D,WQ_0} k_{Q,Q_0} h_m \quad (2.2)$$

$$D_{W,Q}(d_{maks})=\frac{D_{W,Q}(P_{EFF})}{\%DD(d_{EFF})} \quad (2.3)$$

$$M_Q = M_1 C_{TP} k_{POL} k_S \quad (2.4)$$

$$C_{TP} = \frac{273,16+T}{273,16+T_0} \times \frac{P_0}{P} \quad (2.5)$$

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (2.6)$$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (2.7)$$

M_Q : Basınç-sıcaklık, polarite ve yeniden birleşme faktörleri ile düzeltilmiş elektrometre okuma değeri

N_{D,W,Q_0} : İkincil standart laboratuvarın göndermiş olduğu referans kalite Q_0 'da elektrometre için suda soğurulan doza kalibrasyon faktörü

%DD(d_{EFF}): Kullanılan enerjinin ölçüm yapılan derinlikteki %DD değeri. TRS 398'de tüm foton enerjileri için su eşdeğeri fantomda 10 cm derinlikte ölçüm yapılmaktadır.

k_{Q,Q_0} : İyon odasına özgü faktör. Referans demet kalitesinden (Q_0) kullanılan demet kalitesine (Q) farklılığı düzelten faktördür. TRS 398'de farklı demet kaliteleri (TPR_{20}^{10}) ve farklı iyon odaları için k_{Q,Q_0} Tablo 6.III'de verilmiştir.

C_{TP} : Sıcaklık-Basınç düzeltme faktörü. Buradaki P ve T ölçüm, P_0 ve T_0 ise referans basınç sıcaklık değerlerini göstermektedir.

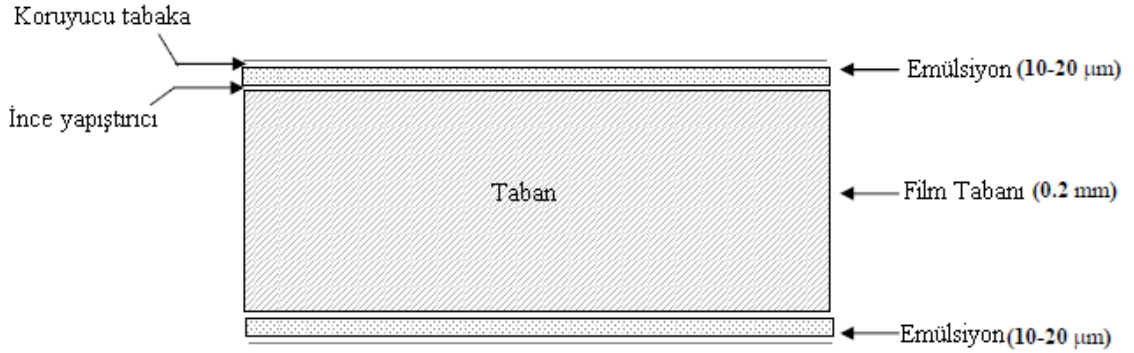
k_{pol} : Polarizasyon faktörü. Buradaki M_+ ve M_- elektrometrenin pozitif ve negatif voltaj değerlerindeki okuma değerleridir. M rutin olarak kullanılan polaritedeki okuma değeridir.

k_s : Yeniden birleşme faktörü. Buradaki M_1 ve M_2 değerleri elektrometrede V_1 ve V_2 voltaj değerleri için okuma değerleridir. Sabit katsayılar a_0 , a_1 ve a_2 ise V_1/V_2 'ye göre TRS 398'de tablo 4.VII'de verilmiştir.

h_m : Kullanılan fantom materyalinin su eşdeğeri olmaması durumunda dikkate alınan faktör (Acar 2006).

2.9 Radyografik Film

Film, üstünde koruyucu tabaka bulunan radyasyona duyarlı emülsiyon ve geçirgen polyester tabandan oluşmaktadır. Emülsiyon kısmı yaklaşık 10-20 µm kalınlığında olup, içinde gümüş kristalleri (yaklaşık %95 AgBr ve %5 AgI) ve jelatin bulunmaktadır (Şekil 2.20). Jelatinin amacı gümüş kristallerin kümelenmeden, homojen bir şekilde dağılması ve banyo işlemleri sırasında solüsyonların emilmesini sağlamaktır. Film tabanı, filme fiziksel dayanak sağlamaktadır. Yaklaşık 0,2 mm kalınlığında, yeteri kadar sert ve ışığı geçirgen polyester tipi bir malzemeden üretilmiştir (Ouentcheu 2004, Bor 2008).



Şekil 2.20 Çift emülsiyonlu x-ışın film kesit görüntüsü (Ouentcheu 2004)

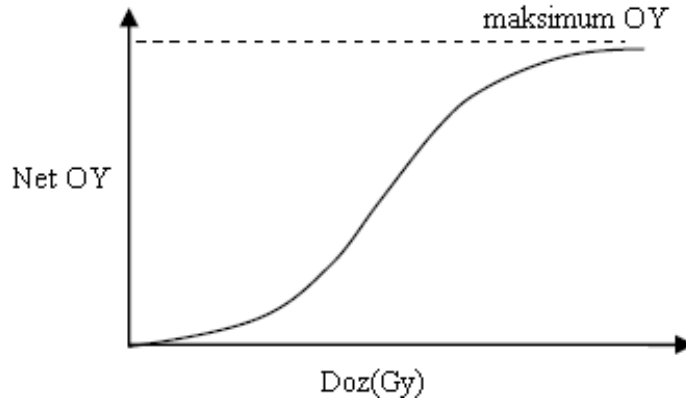
Film üzerinde görüntü grinin tonları ile elde edilmektedir. Bu gri tonlarının derecesi optik yoğunluk (OY) olarak tanımlanmakta ve densitometre ile ölçülmektedir. Bu ölçüm cihazının içinde bir ışık kaynağı ve küçük bir delikten gönderilen ışığın tam karşısında filmde geçen ışık şiddetini ölçen bir ışık dedektörü (fotosel) bulunmaktadır (Ouentcheu 2004). Optik yoğunluk aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır.

$$OY = \log \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (2.8)$$

I_0 = Film olmadan dedektörde toplanan ışık miktarı

I = Film varken filmi geçip dedektörde toplanan ışık miktarı

Dozimetride ilgilenilen “net optik yoğunluk” değeridir. Net optik yoğunluk değeri, optik yoğunluk değerinden taban optik yoğunluk değerinin çıkarılması ile elde edilmektedir. Net OY değerine karşı doz değerleri için elde edilen grafiğe “karakteristik eğri”, “H-D eğrisi” ya da “yanıt eğrisi” adı verilmektedir (Şekil 2.21). İdealde film dozimetrisinde, yanıt eğrisinin düz bir çizgi şeklinde olması gerekmektedir. Filmin mümkün olduğu kadar yüksek optik yoğunluk vermesi ve yavaşça doyuma ulaşması, istenilen bir özelliktir. Gerçekte filmin bir taban bölgesi ve filmin doyuma ulaştığı bir omuz bölgesi bulunmakta ve bu nedenle yanıt eğrisi “S” şeklinde görünmektedir (Ouentcheu 2004, Bor 2008).



Şekil 2.21 Film Yanıt Eğrisi (Ouentcheu 2004)

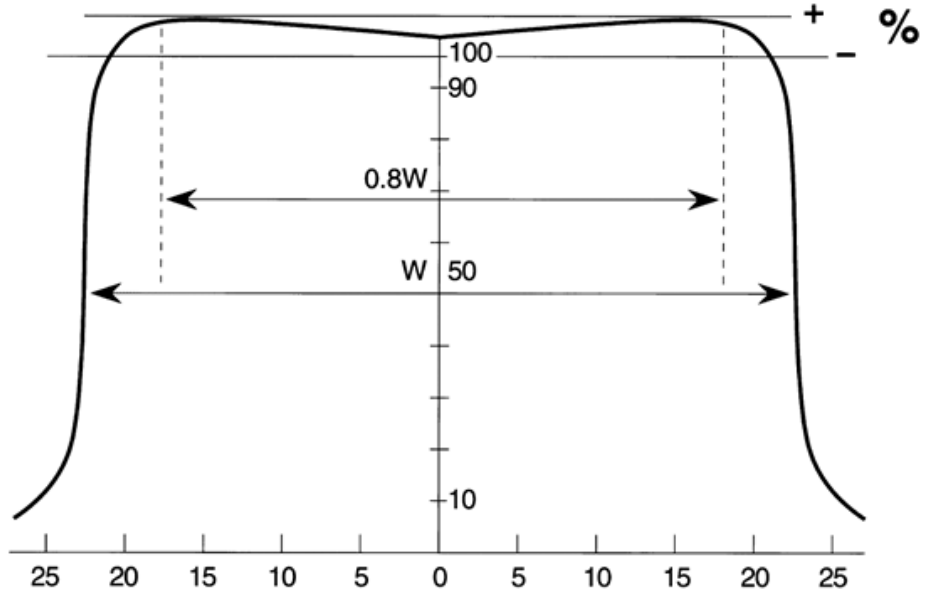
2.10 Simetri ve Düzgünlük

Foton demeti için simetri ve düzgünlük 10 cm derinlikte ölçülmekte ve $\pm\%3$ toleransı ile kabul edilmektedir. American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Task Group 45’e göre düzgünlük, elde edilen profildeki yarı yükseklikteki tam genişliğin $\%80$ ’inde görülen değişim olarak tanımlanır (Şekil 2.22). Bu değişim ya da düzgünlük (F) matematiksel olarak aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır.

$$F = \frac{M-m}{M+m} \times \%100 \quad (2.9)$$

M: Alanın $\%80$ ’indeki maksimum okuma değeri
m: Alanın $\%80$ ’indeki minimum okuma değeri

Düzgünlük için elde edilen profil, simetri için de kullanılır. Merkezi eksenden katlanarak iki yarı profil karşılaştırılır. Referans bölgesinde, simetrik olarak iki nokta çiftinin farkı $\pm\%3$ 'den büyük olmamalıdır (Nath vd. 2003).



Şekil 2.22 Radyasyon alanının oluşturduğu doz profili

2.11 YART'da ÇYK ve Hasta Dozimetrisi Kalite Kontrol Testleri

Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol işlemleri çok yapraklı kolimatör ve dozimetrik testler üzerinde odaklanmıştır. Çizelge 2.1'de bu testler, testlerin tolerans limitleri ve test sıklıkları verilmektedir (Nath vd. 1994, Bayouth vd. 2003, Ezzell vd. 2003, Khan 2003, LoSasso 2003, Rhein vd. 2006, Ezzell vd. 2009, Klein vd. 2009).

Çizelge 2.1 Yoğunluk ayarlı radyoterapide 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	<%5	Yıllık
Küçük MU için Linak Performansı	<5 MU için $\pm\%5$ ≥ 5 MU için $\pm\%2$	Aylık
Küçük MU için Monitör Sistem End-Effect	<1 MU	Aylık
Küçük Alan için Doz Verimi	%2	Yıllık
Küçük MU Simetri ve Düzgünlük	<% ± 3	Yıllık

Hastaya özgü ön tedavi doğrulama yöntemleri tek demet ya da toplam plan kontrolü ile yapılmaktadır. Tek demetteki doğrulama her bir demetteki hatayı ayrı ayrı gösterdiği için avantajları bulunmaktadır. Bu teknik daha çok Sliding Window tekniği için uygulanmaktadır. Step-and-Shoot tekniği birçok segmentten oluştuğu için tek demet doğrulama yöntemi zor olmaktadır. Toplam tedavi doğrulama tekniğinde hastaya uygulanan tedavinin birebir hali fantoma uygulanmaktadır.

YART’da hasta dozimetri kontrollerinde ortaya çıkan $\pm\%5$ ’lik bir fark genelde büyük bir fark olarak kabul edilmektedir. $\pm\%5$ ’den daha büyük bir fark oluştuğunda öncelikle ölçüm koşulları ve cihaz dozimetrik özellikleri kontrol edilmeli ve ölçüm tekrar edilmelidir. Fark $\pm\%3$ ile $\pm\%5$ arasında olup farklılıkların nedeni açıklanamaz ise ölçüm tekrar edilmelidir. Nokta doz ölçümlerinde önerilen tolerans seviyesi $\pm\%3$ ve müdahale seviyesi $\pm\%5$ ’dir. Çizelge 2.2’de hasta dozimetrisi için noktasal doz ölçümlerinde

ölçülen bölgeye göre tolerans limitleri ve müdahale seviyeleri verilmiştir. Tolerans limiti aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır (Palta vd. 2003, Ezzell vd. 2009).

$$\text{Tolerans Limiti} = \frac{D_{\text{hesaplanan}} - D_{\text{ölçülen}}}{D_{\text{hesaplanan}}} \times 100 \quad (2.10)$$

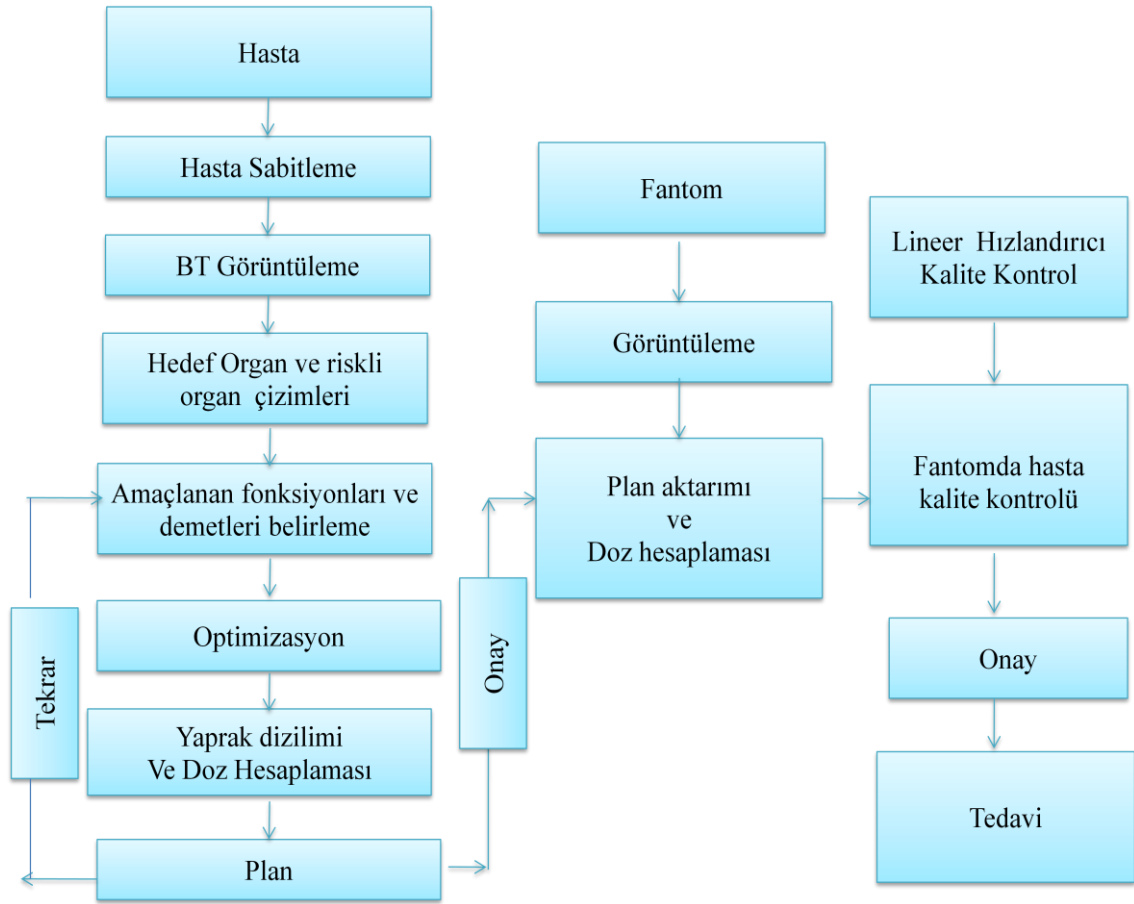
Çizelge 2.2 YART hasta dozimetri kontrollerinde önerilen tolerans limitleri ve müdahale seviyesi (Palta vd. 2003, Estroo Booklet:9 2008, AAPM Task Group 119 2009)

Bölge	Tolerans Limiti	Müdahale Seviyesi
Yüksek doz, düşük doz değişimi	±%3	±%5
Yüksek doz, yüksek doz değişimi	%10	%15
Düşük doz, düşük doz değişimi	%4	%7

2.12 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Hasta Tedavisi

Hasta tedavisi için izlenen yol Şekil 2.23'de verilmiştir. Buna göre her hasta tedavinin ilk aşaması için hazırlanmalıdır. Hasta tedavi planı hastanın BT görüntüleri üzerinde oluşturulduğu için, hasta BT çekiminde aynı tedavideki gibi yatırılmalı ve gerekli sabitleme araçları (maske, eğik düzlem ve yatak vb.) bu aşamada kullanılmalıdır. Elde edilen hasta görüntüleri üzerinde PTV ve riskli organlar çizilir. Daha sonra bu görüntüler planlama sistemine aktarılır. Tedavi planlama sisteminde, PTV için hedeflenen doz değerleri, kritik organlar için maksimum doz sınırlamaları ve demet hakkında istenilen gerekli bilgiler sisteme girilmektedir. Bilgilerin girilmesinden sonra optimizasyon işlemi gerçekleşmektedir. Bu işlemin sonucunda her segment için ÇYK dizaynları ve segment başına doz hesaplama işlemleri yapılmaktadır. Bu işlemler bittiğinde hasta tedavi planı oluşturulmuş olur. Ancak planda istenmeyen durumlar söz konusu olduğunda plan tekrar gözden geçirilmelidir.

Onaylanmış hasta planları, YART hasta dozimetrisi için tasarlanmış fantomların BT görüntüsü üzerine aktarılmakta ve fantom için doz hesabı yapılmaktadır. Hasta planı kontrollerinden önce lineer hızlandırıcı kontrolleri yapılmalıdır. Fantom hasta ile aynı koşullarda ışınlanarak iyon odası ya da film yanıtı gibi yöntemlerle dozimetrik olarak kontrol edilmelidir. Bu sonuçlar fantom için TPS’de hesaplanan dozlarla uyumlu ise hasta tedavisi başlatılmalıdır.



Şekil 2.23 Tedavi diyagramı

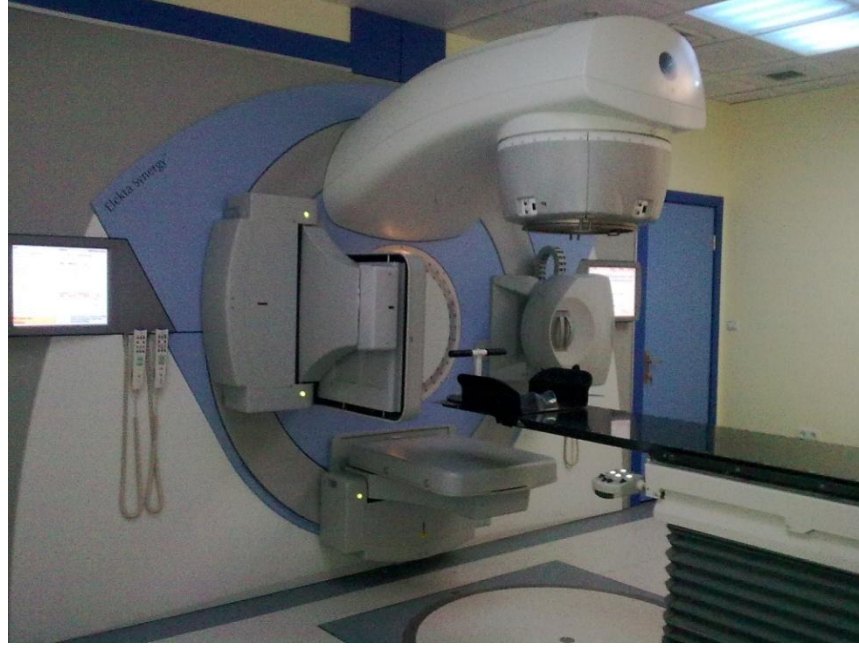
3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyaller

3.1.1 Lineer hızlandırıcı cihazı

Bu çalışmada Elekta marka Synergy® model lineer hızlandırıcı kullanılmıştır (Şekil 3.1). Elekta Synergy®, YART ve IGRT gibi tedavi tekniklerinin uygulanabileceği çok fonksiyonlu bir lineer hızlandırıcıdır. Bu hızlandırıcı, 6 MV ve 18 MV x-ışını enerjileri ve 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV elektron enerjileri üretmektedir. Elekta Synergy® marka lineer hızlandırıcılarda:

- Yaprığın orta noktadan karşıya geçme mesafesi 12,5 cm'dir.
- Yaprak sayısı, her bir tarafta 40 tane olmak üzere toplam 80 tanedir.
- Yaprak genişliği 1 cm'dir.
- Maksimum alan açıklığı $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ve minimum alan açıklığı $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'dir.
- Yaprak hareketinde tek odaklama bulunmaktadır.
- Yaprak ucu yuvarlak tasarlanmıştır.
- ÇYK yerleşimi kaynağa yakın olan taraftadır.
- Back-up diyagramları ÇYK ile birlikte hareket etmektedir.
- Yapraklar arasındaki minimum açıklık 5 mm'dir.
- Fiziksel yaprak uzunluğu 32,5 cm'dir.
- Üretici firma tarafından yaprak geçirgenliği %1,5, yapraklar arası sızıntı %1,5 ile %2,5 arasında beyan edilmiştir.
- Elektronik portal görüntüleme özelliği vardır.
- Yaprak hareket algoritması kapalı tekniğe göre tasarlanmıştır.



Şekil 3.1 Elekta Synergy® lineer hızlandırıcı

3.1.2 Bilgisayarlı tomografi

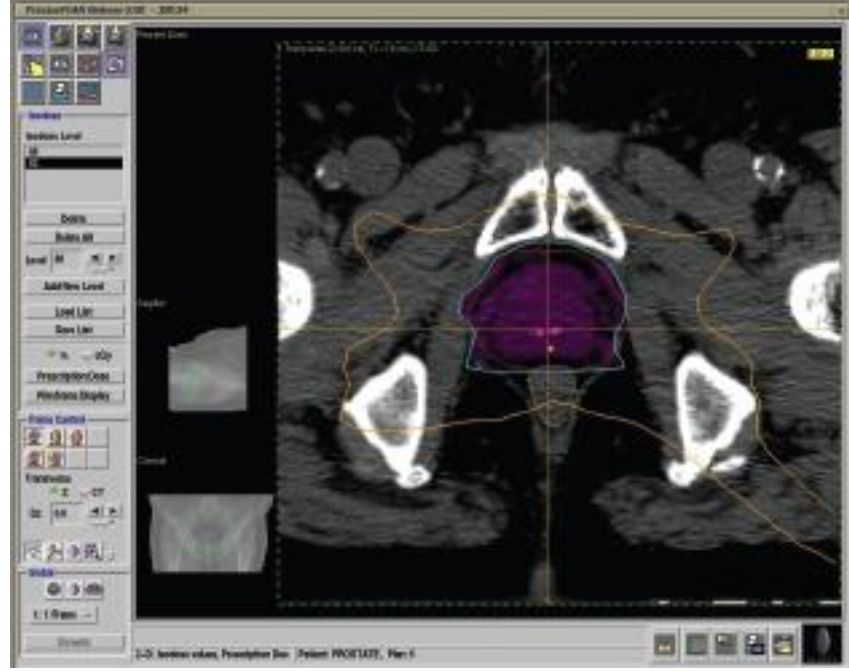
Bu çalışmada hasta görüntüleri ve fantom görüntüleri elde etmek için GE marka LightSpeed RT model bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.2). LightSpeed RT tomografi 3. kuşak 4 kesitli helikal tarama yapabilen bilgisayarlı tomografi cihazıdır. Gantri açıklığı 80 cm olup bu açıklık normalde diyagnostik amaçlı BT'ye göre daha geniştir. Tüpte maksimum güç 53,2 kW, maksimum akım 440 mA ve 120 kV'dur. Kullanıcıya yönelik skut, aksiyel ve helikal çalışma modları bulunmaktadır. Radyoterapide öncelikle ayrıntılı olarak taranacak bölgeyi belirlemek için "skut" görüntü alınmaktadır. Buradan belirlenen aralıkla ayrıntılı olarak helikal çalışma şeklinde aksiyel kesitler elde edilmektedir. Helikal taramada görüntü kalınlığı 0,63, 1,25, 2,5, 3,75, 5, 7,5 ve 10 mm olmaktadır. Masa hızı 1,25 ile 30 mm/dönme aralığında olabilmektedir. CT sayıları -31743 ile +31743 sayısı arasında değişmektedir. 256 farklı gri skalada görüntü oluşabilmektedir. Görüntüler "DICOM" ağ ile online olarak hasta konturu çizilecek bilgisayarlara aktarılmaktadır.



Şekil 3.2 GE Leightspeed RT Bilgisayarlı Tomografi

3.1.3 Tedavi planlama sistemi

Bu çalışmada yoğunluk ayarlı radyoterapi planı yapmak için PrecisePLAN kullanılmıştır. TPS’de planlama yapabilmek için Elekta Synergy lineer hızlandırıcıya ait cihaz donanımları, mekanik ve dozimetrik bilgiler daha önceden sisteme girilmiştir. Hesaplama algoritmasında gerekli parametreler: merkezi ekseninde farklı alanlarda açık ve 60° kama kullanılarak %DD eğrileri, inplane ve crossplane de farklı derinliklerde farklı alanlarda kamalı ve açık durumda doz profilleri, hava düzeltme faktörleri, fantom saçılma faktörleri ve kafa saçılma faktörleri gibi doz parametreleridir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi planı, hastadan alınan tomografi görüntülerinin online bir şekilde TPS’ye aktarılması ile başlamaktadır. Hazırlanan plan yine aynı şekilde “Mozaik” adı verilen online ağ aktarma sistemi ile lineer hızlandırıcı için kullanılan bilgisayar sistemine aktarılmaktadır. PrecisePLAN marka tedavi planlama sistemine ait genel bir görünüm Şekil 3.3’de verilmiştir.



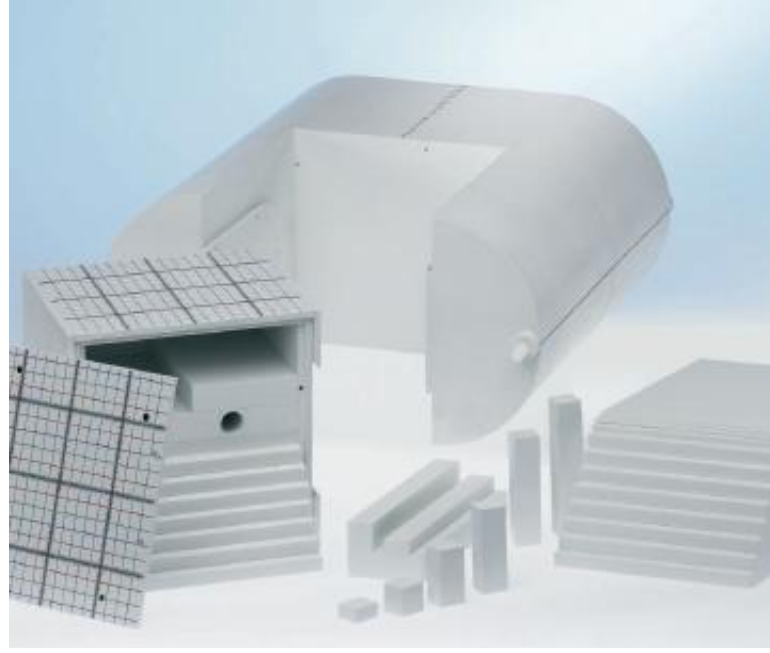
Şekil 3.3 PrecisePLAN marka Tedavi Planlama Sisteminin genel görünümü

3.1.4 YART fantomu

YART fantomu baş-boyun ve evrensel vücut yapısında bölümleri olan su eşdeğeri RW3 materyalinden yapılmış kesitlerden oluşan bir fantomdur. Şekil 3.4’de hasta dozimetrisinde kullanılacak fantom görünmektedir. Boyutları 33 cm uzunluğunda, 36 cm genişliğinde ve 18 cm yüksekliğinde olup yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$ ve toplam ağırlığı 22 kg’dan oluşmaktadır. Film ölçümleri filmlerin kesitler arasına yerleştirilmesi ile gerçekleştirilmektedir. TLD ve iyon odası gibi farklı ölçüm şartlarında olanak sağlayan plakalar ve iyon odası için özel tasarlanmış ek bölümleri içermektedir.

Vücut bölümü 1 cm kalınlığında toplam 15 kesitten oluşmakta ve minimum 1 cm aralıklarla 15 film bu kesitlerin arasına yerleştirilebilmektedir. Burada kullanılacak film hazır paketlenmiş radyoterapi filmidir. Film bu fantomda sadece transvers düzlemde elde edilir. Film üzerine her hangi bir işaretleme gerektirmez. Çünkü fantomun içerisinde 3 tane paslanmaz çelikten yapılmış işaretleme iğneleri bulunmaktadır.

Fantomun baş ve boyun bölümü ise 18 cm×18 cm×18 cm boyutlarında kübik bir yapıdan oluşmaktadır. Fantoma 16 cm×16 cm boyutlarında filmler istenilen geometride (transvers, koranal ve sajjital) yerleştirilebilir. Burada kullanılacak filmler banyoda karanlık odada kesilip yine karanlık oda içerisinde fantoma yerleştirilmelidir.



Şekil 3.4 YART’da hasta dozimetrisinde kullanılacak fantom

3.1.5 Elektrometre

Elektrometre iyon odasının merkezi elektrodunda toplanan yükün ölçülmesini sağlamaktadır. Okunulan değer suda soğurulan dozu hesaplamada kullanılır. Birlikte kullanılacak iyon odası ve elektrometrenin kalibrasyonu standart bir laboratuarda (SSDL) birlikte gerçekleştirilmelidir. Elektrometre kullanılan ölçümlerde, Farmer tipi 2570/1B elektrometre kullanılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Farmer tipi 2570/1B elektrometre

3.1.6 İyon odası

İyon odası, elektrik yükünün ölçülüp suda soğurulan doza çevrilmesi için kullanılmaktadır. Silindirik iyon odaları bir merkezi elektrot, onun çevresinde hava boşluğu ve boşluğu dış ortamdan ayıran iyon odası duvarından oluşmaktadır. Duvar materyali iyon odası içindeki havada elektronik dengenin kurulmasını sağlamaktadır. Duvar materyali farklı materyallerden oluşabilmektedir. Silindirik geometri tasarımlı iyon odaları ile yapılan ölçümlerde yöne bağımlılık yoktur. İyon odası yapısının olabildiğince homojen olması gerekmektedir. İyon odası kullanılan ölçümlerde Wellhöfer marka CC01 (Şekil 3.6), CC04 ve Farmer tipi FC65-P (Şekil 3.7) model iyon odaları kullanılmıştır. Bu iyon odalarına ait teknik bilgiler Çizelge 3.1’de verilmiştir.



Şekil 3.6 CC01 iyon odası



Şekil 3.7 Farmer tipi FC65-P iyon odası

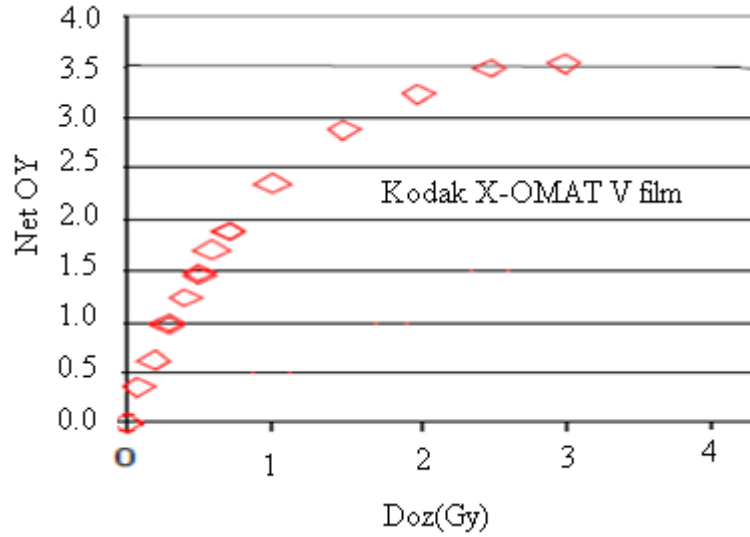
Çizelge 3.1 Wellhöfer marka CC01, CC04 ve FC65-P model iyon odalarının teknik özellikleri

Özellik	CC01	CC04	FC65-P
Boşluk Hacmi (cm ³)	0,01	0,04	0,65
Boşluk Uzunluğu (mm)	3,6	3,6	23,1
Boşluk yarıçapı (mm)	1	2	3,1
Duvar materyali	C552	C552	POM
Merkezi Elektrot	Çelik	C552	Alüminyum
Uzaysal ayırma gücü	E*	E	H**

* Evet ** Hayır

3.1.7 Radyografik film

Bu çalışmada Kodak marka X-OMAT V film kullanılmıştır. Kodak X-OMAT V film emülsiyonu, ortalama tanecik boyutlarının 2 μm olduğu düzensiz AgBr taneciklerinden oluşmaktadır. Gümüş miktarı yaklaşık 4,2 g/m^2 'dir. Filmde maksimum ışık soğurulumu 380-420 nm arasındadır. Film yaklaşık 3 Gy'lik bir dozda doyuma ulaşmaktadır. Kodak X-OMAT V filmi yavaş bir filmdir. Hazır paketli olarak kasesiz kullanılmaktadır. Kodak X-OMAT V film radyoterapide lineer hızlandırıcı kalite kontrollerinde ve hasta dozimetrisinde kullanılmıştır. Şekil 3.8'de Kodak X-OMAT V filmine ait doz yanıt eğrisi verilmektedir (Ouentcheu 2004).



Şekil 3.8 Kodak X-OMAT V film yanıt eğrisi (Ouentcheu 2004)

3.1.8 RW3 katı su fantomu

RW3 katı fantom, radyoterapide yüksek enerjili foton ve elektron demetleri için üretilmiş su eşdeğeri bir fantomdur. İyon odasının yerleştirilebileceği özel plaka kesiti bulunmaktadır. Bu plakalar her bir iyon odası hacmine göre özel üretilmektedir. 40×40 cm^2 'lik plakalar, 1 mm, 2 mm, 5 mm ve 10 mm gibi farklı kalınlıklarda üretilmektedir

(Şekil 3.9). Fotonlar için 70 kV-50 MV arasında, elektronlar için 1 MeV-50 MeV arasındaki enerjiler için ölçüm olanağı sunmaktadır.



Şekil 3.9 RW3 katı su fantomu

3.1.9 VIDAR Tarayıcı

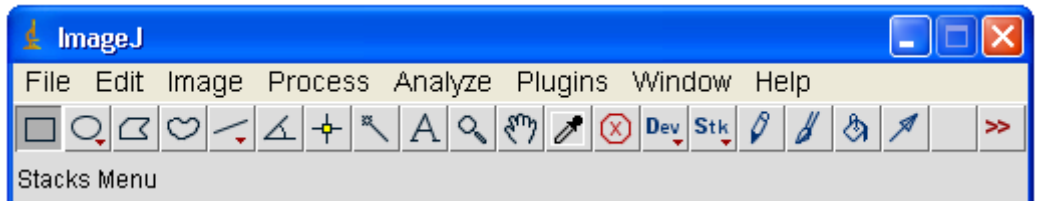
Bu çalışmada ışınlanan filmlerin dijital hale getirilmesi için VIDAR marka DosimetryPRO® *Advantage* model tarayıcı kullanılmıştır (Şekil 3.10). Klinik olarak ayırt edebileceği optik yoğunluk aralığı 0-4 arasındadır. 32-bit'lik bir görüntü 16-bit, 12-bit ya da 8-bit'lik gri skalaya dönüştürülebilir. Tarayıcı, genişliği 20 cm'den 35,6 cm'ye ve uzunluğu 20 cm'den 43,2 cm'ye kadar olan filmleri tarayabilmektedir. Her iki yönde de %1 ya da 2 piksel doğrulukla tarama yapabilmektedir. Tarama hızı 200 çizgi/s'dir.



Şekil 3.10 VIDAR marka DosimetryPRO® Advantage model tarayıcı

3.1.10 ImageJ

ImageJ Ulusal Sağlık Enstitüsü tarafından Java tabanlı olarak, görüntü işleme amacıyla geliştirilmiş bir programdır. ImageJ 8-bit, 16-bit ve 32-bit'lik görüntüleri analiz, işleme, kaydetme ve gösterme özelliklerine sahiptir (Şekil 3.11). TIFF, JPEG ve DICOM gibi görüntü formatlarını okuyabilmektedir. Seçilen bölgeye ait piksele karşı gri skala grafiği çizebilmekte, alan hesabı yaparak bu alandaki piksel yoğunluğunu hesaplayabilmektedir. ImageJ programı ÇYK pozisyon doğruluğu testi ve küçük MU değerlerinde simetri ve düzgünlük testi için ışınlanan filmlerin analizinde kullanılmıştır.

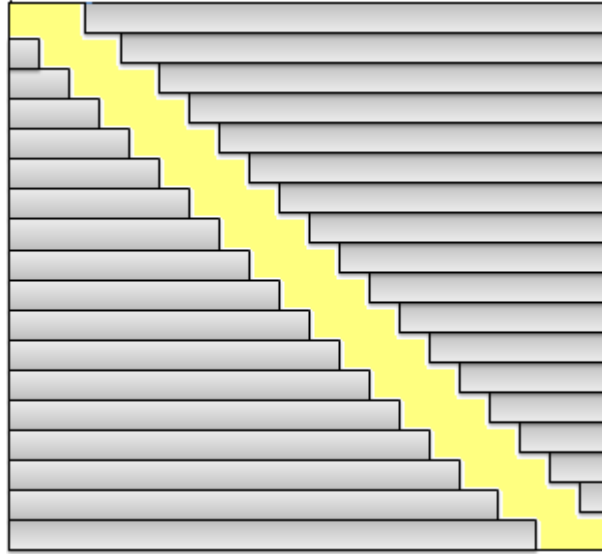


Şekil 3.11 ImageJ programından genel görünüm

3.2 Yöntem ve Teknikler

3.2.1 ÇYK pozisyon doğruluğu testi

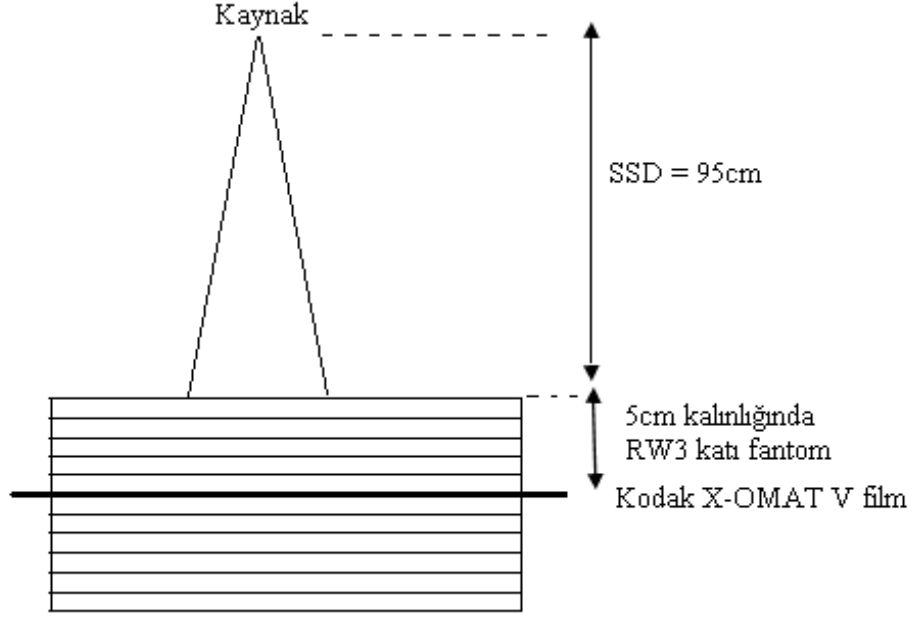
Elekta marka lineer hızlandırıcılarda minimum yaprak açıklığı 5 mm olduğundan, Varian ve Siemens marka lineer hızlandırıcılara göre daha farklı bir yaprak pozisyon doğruluğu testi uygulamak gerekmektedir. Elekta marka lineer hızlandırıcılarda ÇYK pozisyon doğruluğu testinde, Şekil 3.12’de görüldüğü gibi karşılıklı yaprak çiftleri arasında belirli bir mesafe bırakılarak, yaprakların farklı pozisyonlardaki doğruluğu incelenmiştir. Film VIDAR marka DosimetryPRO® *Advantage* tarayıcı ile taranıp ImageJ programı ile incelenmiştir. Karşılıklı yaprak çiftleri arasındaki mesafeye, açık alanda oluşan doz profili incelenerek karar verilmektedir. Bu mesafe, doz profilindeki maksimum değerin %50’ye düştüğü lateral genişliktir (Ezzell vd. 2003, Pasquino vd. 2006, Vieira 2006, Chaorungrit 2007).



Şekil 3.12 Elekta marka lineer hızlandırıcıda ÇYK pozisyon doğruluğu testinde yaprak dizaynı (Pasquino vd. 2006)

Test 6 MV x-ışını enerjisinde, 5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 95 cm’de ve 20×20 cm²’lik alanda yapılmıştır (Şekil 3.13). 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 içinde olmalıdır (Ezzell vd. 2003, Khan 2003, Vieira vd. 2006, Klein vd. 2009).

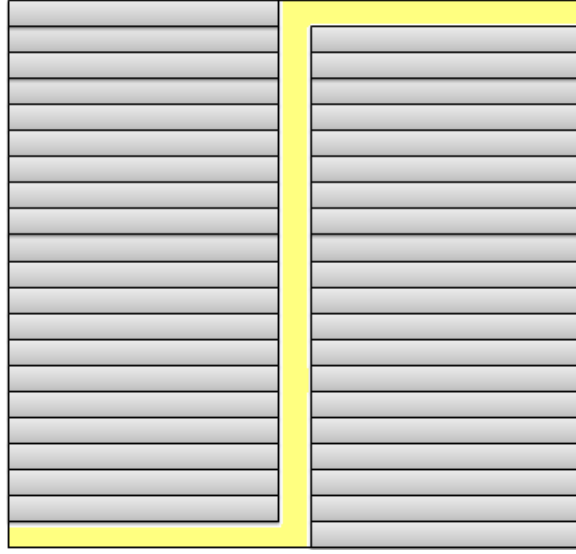


Şekil 3.13 Pozisyon doğruluğu testi için ışınlama geometrisi

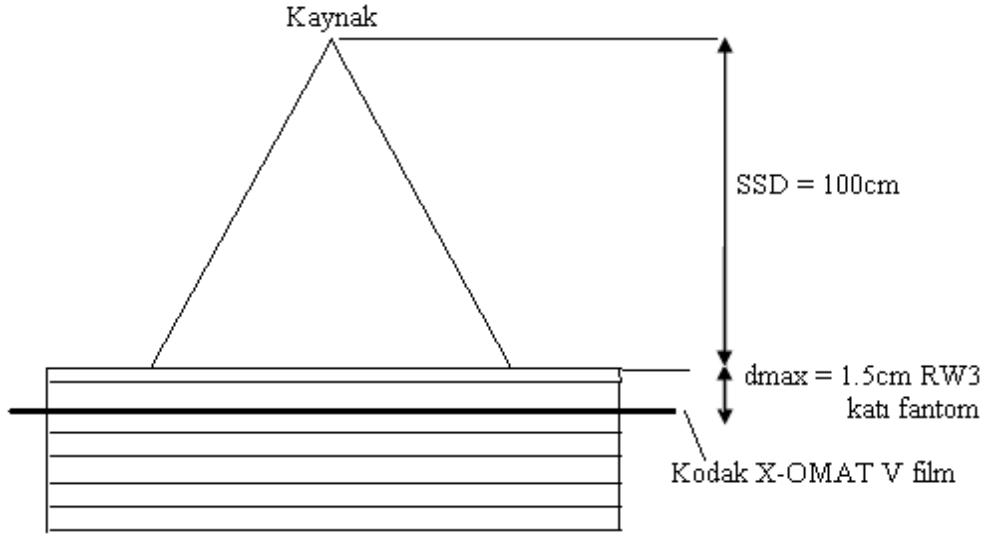
3.2.2 ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi

Yoğunluk ayarlı radyoterapide, alan şekillendirmesi ÇYK ile yapıldığından sızıntı ve geçirgenlik önemlidir. Elekta marka lineer hızlandırıcılarda yapraklar tamamen kapatılmadığından Şekil 3.14'deki yaprak dizaynı oluşturulmuştur. Test 6 MV x-ışını enerjisinde, 1,5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 100 cm'de, gantri = 0°'de ve 30×30 cm²'lik alanda yapılmıştır. Ölçüm dedektörü olarak Kodak X-OMAT V film kullanılmıştır. Film 200 MU verilerek ışınlanmıştır. ÇYK'da sızıntı ve geçirgenlik test ölçüm geometrisi Şekil 3.15'de verilmiştir.

Sızıntı ve geçirgenlik değerleri IEC 1998 raporuna göre %5 tolerans limitleri içinde olmalıdır. Ölçümlerin yılda bir defa yapılması önerilmektedir.



Şekil 3.14 Elekta marka lineer hızlandırıcılarda ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi yaprak dizaynı



Şekil 3.15 ÇYK’da sızıntı ve geçirgenlik test ölçüm geometrisi

3.2.3 Küçük MU için lineer hızlandırıcı performansı

Step-and-Shoot tekniğinde her bir segment başına düşen MU değeri küçük olduğundan, küçük MU değerlerinde lineer hızlandırıcı performansı test edilmelidir.

Ölçümler, 6 MV x-ışını enerjisinde, 5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 100 cm³'de, gantri = 0°'de ve 10×10 cm²'lik alanda yapılmıştır. Ölçümlerde Farmer 2570/1B elektrometre ve Wellhöfer marka FC65-P iyon odası kullanılmıştır. Ölçümlerde sırasıyla iyon odası 2, 3, 4, 5, 8, 10, 15, 20, 50 ve 100 MU ile ışınlanıp elektrometreden okuma değerleri elde edilmiştir.

Ölçümlerin ayda bir defa tekrarlanması önerilmektedir. AAPM Task Group 142 raporuna göre 5 MU ve daha büyük MU değerlerinde sapma ±%2, 5 MU'dan daha küçük değerlerde ise ±%5 limitleri içinde olmalıdır.

3.2.4 Küçük MU monitör sistem end-effect testi

Step-and-Shoot tekniğinde tedavide her bir segment başına düşen MU değeri küçük olduğundan, ardışık olarak ışınlanan küçük MU değerlerinin monitör sistem doğruluğu kontrol edilmelidir.

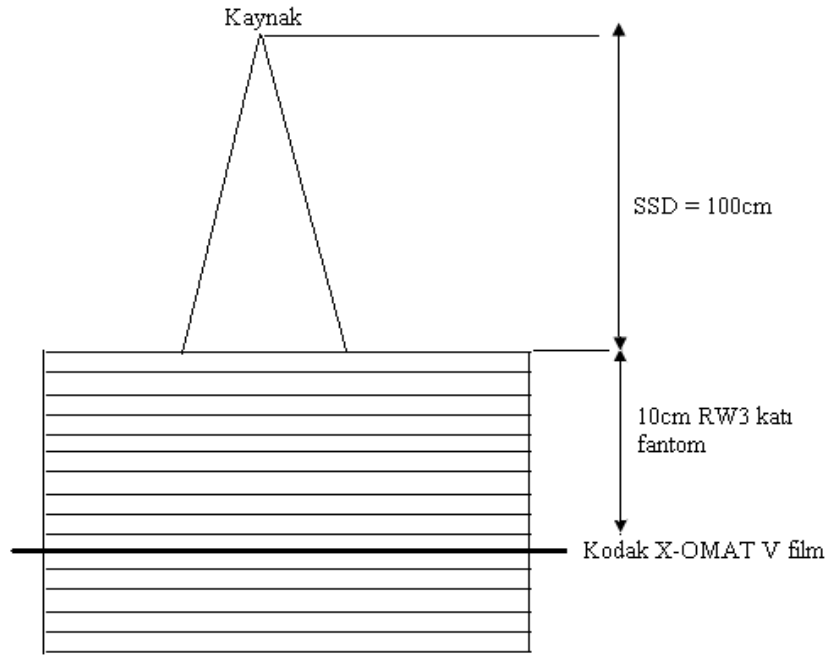
Ölçümler 6 MV x-ışını enerjisinde, 5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 100 cm³'de, gantri = 0°'de ve 10×10 cm²'lik alanda yapılmıştır. Ölçümlerde Farmer 2570/1B elektrometre ve Wellhöfer marka FC65-P iyon odası kullanılmıştır. Ölçümlerin ayda bir defa tekrarlanması önerilmektedir. Ölçüm tolerans limitleri AAPM Task Group 45'in 47 numaralı raporuna göre end-effect <1 MU olmalıdır.

3.2.5 Küçük MU simetri ve düzgünlük etkisi

Simetri ve düzgünlük normal uygulamalarda çoğunlukla su fantomu kullanarak ölçülmektedir. Ancak buradaki amaç, düşük MU değerlerinde oluşan demet profilinin incelenmesi olduğundan, bu ölçümlerde su fantomu kullanılamamaktadır. Bu nedenle bu ölçümlerde Kodak X-OMAT V film kullanılmıştır.

Ölçümler 6 MV x-ışını enerjisinde, 10 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 100 cm³'de, gantri = 0°'de ve 10×10 cm²'lik alanda yapılmıştır (Şekil 3.16). Ölçümler 5 MU

ve 10 MU için birer sefer, 5 MU için 10 sefer üst üste ve 10 MU için 5 sefer üst üste olmak üzere 4 farklı şekilde yapılmıştır. Ölçüm sonuçları VIDAR marka DosimetryPRO® *Advantage* tarayıcı ile taranarak ImageJ programı ile incelenmiştir. Ölçümlerin yılda bir defa yapılması önerilmektedir. Ölçüm sonuçları AAPM Task Group 45'in 47 numaralı raporuna göre simetri ve düzgünlük $\pm\%3$ tolerans limitleri içinde olmalıdır.



Şekil 3.16 Simetri ve düzgünlük ölçümü için test geometrisi

3.2.6 Küçük alan dozimetri doğruluğu

Step-and-Shoot tekniği ile uygulanan YART uygulamalarında $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ 'ye kadar küçük alanlar kullanılmaktadır. Kullanılabilecek minimum alan, lineer hızlandırıcı yaprak genişliğine bağlıdır. Elekta marka lineer hızlandırıcılarda minimum açıklık $1 \times 1 \text{ cm}^2$ olmaktadır. Bu testte $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $1,5 \times 1,5 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $2,5 \times 2,5 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $3,5 \times 3,5 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $4,5 \times 4,5 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $5,5 \times 5,5 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$, $9 \times 9 \text{ cm}^2$ ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanlarda doz verimlerine bakılmıştır.

Ölçümler, 6 MV x-ışını enerjisinde, 10 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 100 cm'de ve gantri = 0°'de yapılmıştır. Ölçümlerin yılda bir defa yapılması önerilmektedir. Ölçümlerde Farmer 2570/1B elektrometre ve Wellhöfer marka FC65-P, CC01 ve CC04 iyon odaları kullanılmıştır.

3.2.7 Hasta tedavi planı doğrulama teknikleri

Step-and-Shoot tekniğinde tüm tedavi doğruluğu test edilmiştir. Dozimetrik karşılaştırmalar, fantom için TPS'de hesaplanan doz ile fantomda ölçülen doz arasında yapılmıştır. Bu ölçümler için iyon odası, radyografik film ile birlikte özel dizayn edilmiş YART doğrulama fantomları kullanılmıştır.

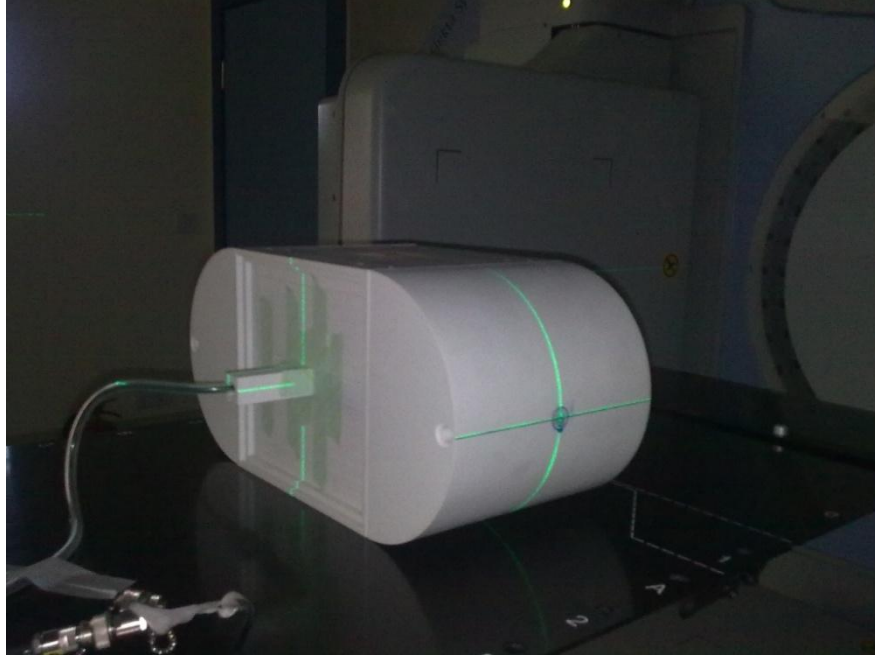
3.2.7.1 Hasta seçimi

Hasta dozimetri kontrollerinde uygulama için prostat hastası seçilmiştir. Hedef ve kritik organların kontur farklılığını ortadan kaldırmak için, konturlar aynı onkolog tarafından girilmiştir. Hasta konturunda PTV1, PTV2, Bone (sağ ve sol femur başları), rektum, seminal vesicles ve mesane girilmiştir. Hasta dozimetrik kontrolleri, iyon odası ve film yanıtı olmak üzere iki farklı yöntemle kontrol edilmiştir.

3.2.7.2 İyon odası

YART'da hasta dozimetri kontrollerinde kullanılacak iyon odası seçiminde dikkatli olunmalıdır. Kullanılan iyon odası, büyük hacimli farmer tipi iyon odasından küçük hacimde olmalıdır. Ölçümlerde Wellhöfer marka CC04 iyon odası, Farmer marka 2570/1B elektrometre ve YART fantomunun gövde kısmı kullanılmıştır. TPS'de oluşturulan hasta planı fantoma aktarılıp, fantom için doz hesabı yapılmıştır. İyon odası fantomda kontrol edilmek istenen noktaya yerleştirilerek, fantom planlanan tüm gantri ve kolimatör açılarında ışınlanarak doz ölçümü yapılmıştır (Şekil 3.17). Ölçümler en az iki noktada, biri merkezde diğeri kritik organların olduğu düşük doz bölgesinde tekrar

edilmelidir (Ezzell vd. 2009). Burada hedef organın merkezinde ve rektum bölgesinde ölçüm yapılmıştır.



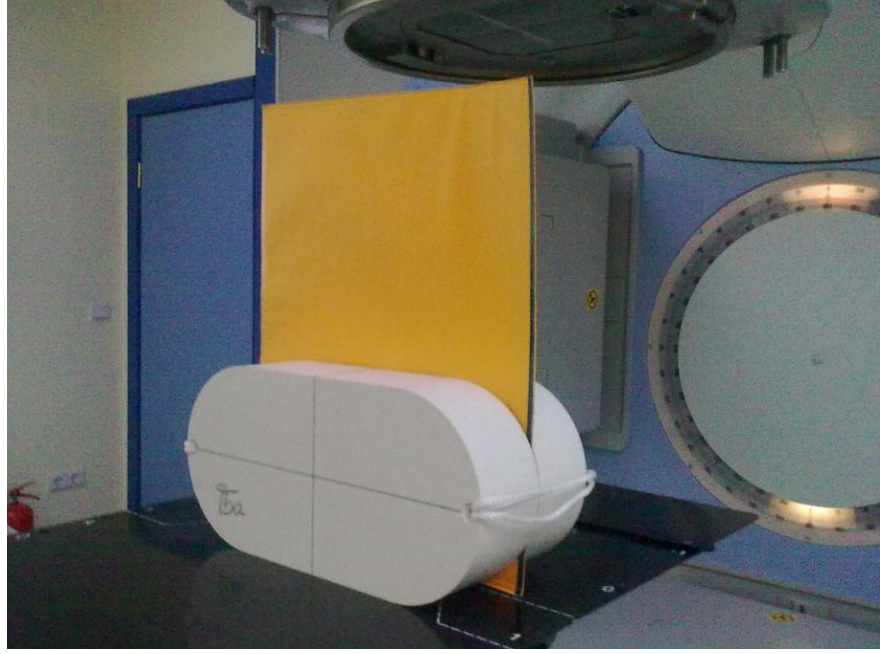
Şekil 3.17 İyon odası ile hasta dozimetri kontrolünde fantom görüntüsü

3.2.7.3 Film yanıtı

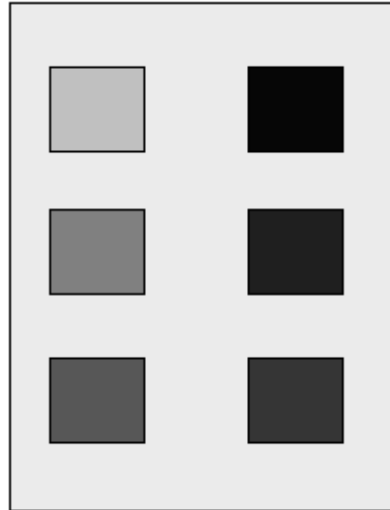
Dozimetrik doğrulama elle mümkün olmadığından, film yanıtı, 2B tedavi doğrulama tekniklerinden en kolay olanıdır. Film yanıtı yönteminde Şekil 3.18’de görüldüğü gibi film, fantom materyali içine yerleştirilmiştir. TPS’de oluşturulan hasta planı fantoma aktarıldıktan sonra fantom için doz hesabı yapılmıştır. Film yerleştirilmiş fantom linak masasına yerleştirilerek, hasta planı fantoma uygulanmıştır. Film ışınlandıktan sonra banyo edilip optik yoğunlukları belirlenmiştir.

Filmde oluşan optik yoğunluk dağılımını doz olarak değerlendirebilmek için, optik yoğunluk değerlerine karşı doz yanıt eğrisinin oluşturulması gerekmektedir.

Bu nedenle aynı film üzerinde, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik alanlarda, 5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 100 cm'de 50, 100, 150, 200, 250 ve 300 cGy'lik ışınlamalar yapılmıştır. Şekil 3.19'da filmde beklenen kararmaların görüntüsü verilmiştir.



Şekil 3.18 Film yanıtı yöntemi ile hasta dozimetrisi için fantom görüntüsü



Şekil 3.19 Kalibrasyon eğrisinde beklenen film görüntüsü

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

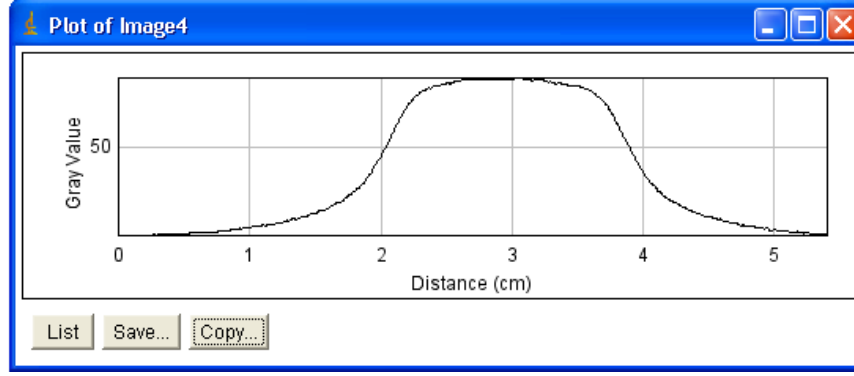
4.1 Çok Yapraklı Kolimatör Pozisyon Doğruluğu Testi

Test 6 MV x-ışını enerjisinde, 5 cm katı su fantomu derinliğinde, SAD = 100 cm'de Kodak X-OMAT film kullanarak yapılmıştır. Işınlanmış filmin görüntüsü Şekil 4.1'de verilmektedir. Film, VIDAR marka DosimetryPRO® *Advantage* tarayıcıda taranarak JPEG formatına getirilip, görüntü ImageJ programında incelenmiştir. Şekil 4.2'de 11. yaprağa ait doz profili verilmiştir.

Çizelge 4.1'de planlamada elde edilen her bir yaprak çifti arasındaki mesafe ile ImageJ'de hesaplanan mesafeler karşılaştırılmıştır (Chaorungrit 2007).



Şekil 4.1 Yaprak pozisyon doğruluğu testinde ışınlanmış filmin görüntüsü



Şekil 4.2 ImageJ’de karşılıklı yaprak çiftine ait doz profili

Çizelge 4.1 TPS’deki mesafe, ImageJ de hesaplanan mesafe ve ikisi arasındaki fark

Yaprak	TPS’deki mesafe (mm)	ImageJ’deki mesafe (mm)	Fark (mm)
1	9,90	10,368	-0,468
2	19,6	18,965	0,635
3	20,1	19,849	0,251
4	20,0	20,184	-0,184
5	19,9	19,890	0,010
6	19,8	19,602	0,198
7	19,9	19,801	0,099
8	20,2	19,889	0,311
9	20,2	19,429	0,771
10	20,1	19,859	0,241
11	19,8	20,031	-0,231
12	19,6	20,344	-0,744
13	20,1	20,000	0,100
14	20,0	20,096	-0,096
15	20,0	20,036	-0,036
16	20,3	19,759	0,541
17	20,3	19,899	0,401
18	20,0	19,877	0,123
19	20,1	19,559	0,541
20	9,60	10,207	0,607

4.2 Çok Yapraklı Kolimatör Sızıntı ve Geçirgenlik Testi

Ölçümler 6 MV x-ışın enerjisinde, 1,5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 100 cm'de, gantri = 0°'de ve 30×30 cm²'lik alanda yapılmıştır. Ölçüm dedektörü olarak Kodak X-OMAT V film kullanılmıştır. Film 200 MU verilerek ışınlanmıştır. Elde edilen filmde açık alanların etkisini azaltmak için merkezdeki 20 yaprak sonucu değerlendirilmiştir. Sızıntı iki yaprak arasındaki bölgede, geçirgenlik ise yaprağın tam altında kalan bölgede Victoreen marka densitometre kullanılarak okunmuştur (Şekil 4.3).



Şekil 4.3 Sızıntı ve geçirgenlik testi için ışınlanmış filmin görüntüsü

Yaprak açık durumdayken okunan net optik yoğunluk değeri 2,60'tır. Sızıntı ve geçirgenlik yaprakların kapalı olduğu durumdaki okumaların yaprak açık olduğu okuma değerlerine bölünmesi ile bulunur. Sızıntı ve geçirgenlik için filmde elde edilen net optik yoğunluk okuma değerleri ve hesaplanan %geçirgenlik ve %sızıntı değerleri Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3'te verilmiştir.

$$\%geçirgenlik = \frac{\text{Yaprak kapalı durumda OY}}{\text{Yaprak açık durumda OY}} \times 100 \quad (4.1)$$

$$\%sızıntı = \frac{\text{Yaprak kapalı durumda iki yaprak arası OY}}{\text{Yaprak açık durumda OY}} \times 100 \quad (4.2)$$

Çizelge 4.2 Sol ve sağ yapraklar için filminden okunan yaprak altındaki net OY değeri ve hesaplanan %geçirgenlik

Yaprak Numarası	Sol Yapraklar		Sağ Yapraklar	
	Net OY	%geçirgenlik	Net OY	%geçirgenlik
1	0,04	1,54	0,06	2,30
2	0,04	1,54	0,06	2,30
3	0,04	1,54	0,05	1,92
4	0,04	1,54	0,05	1,92
5	0,05	1,92	0,05	1,92
6	0,05	1,92	0,05	1,92
7	0,05	1,92	0,05	1,92
8	0,05	1,92	0,05	1,92
9	0,05	1,92	0,05	1,92
10	0,05	1,92	0,05	1,92
11	0,05	1,92	0,05	1,92
12	0,06	2,30	0,05	1,92
13	0,06	2,30	0,05	1,92
14	0,06	2,30	0,05	1,92
15	0,06	2,30	0,05	1,92
16	0,06	2,30	0,05	1,92
17	0,06	2,30	0,05	1,92
18	0,06	2,30	0,04	1,54
19	0,06	2,30	0,04	1,54
20	0,06	2,30	0,04	1,54

Çizelge 4.3 Sol ve sağ yapraklar için filminden okunan iki yaprak arası sızıntı net OY değeri ve hesaplanan %sızıntı

Yaprak Numarası	Sol Yapraklar		Sağ Yapraklar	
	Net OY	%sızıntı	Net OY	%sızıntı
1	0,07	2,69	0,09	3,46
2	0,09	3,46	0,08	3,08
3	0,09	3,46	0,08	3,08
4	0,10	3,85	0,10	3,85
5	0,09	3,46	0,07	2,69
6	0,09	3,46	0,08	3,08
7	0,08	3,08	0,08	3,08
8	0,08	3,08	0,07	2,69
9	0,09	3,46	0,08	3,08
10	0,08	3,08	0,07	2,69
11	0,06	2,31	0,06	2,31
12	0,08	3,08	0,07	2,69
13	0,07	2,69	0,07	2,69
14	0,09	3,46	0,07	2,69
15	0,07	2,69	0,08	3,08
16	0,07	2,69	0,07	2,69
17	0,09	3,46	0,08	3,08
18	0,08	3,08	0,08	3,08
19	0,09	3,46	0,08	3,08
20	0,08	3,08	0,06	2,31
21	0,07	2,69	0,06	2,31

4.3 Küçük MU için linak performansı

Ölçümler 6 MV x-ışını enerjisinde, 5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 100 cm'de, gantri = 0° de ve 10×10 cm²'lik alanda yapılmıştır. Ölçümlerde Farmer 2570/1B elektrometre ve Wellhöfer marka FC65-P iyon odası kullanılmıştır. Lineer hızlandırıcılarda, 10×10 cm²'de, SSD = 100 cm'de ve dmaks derinliğinde 100 MU = 100 cGy kalibrasyonu yapıldığı için, bu değere karşılık gelen nC/MU değeri karşılaştırmada kullanılmıştır. Sonuçlar Çizelge 4.4'de verilmiştir.

Çizelge 4.4 6 MV x-ışını için farklı MU değerlerine karşın elde edilen okuma (nC), hesaplanan nC/MU ve elde edilen %farkları

MU	nC	nC/MU	%fark
100	16,595	0,16595	0
50	8,300	0,16600	0,03
20	3,325	0,16625	0,18
15	2,500	0,16667	0,43
10	1,670	0,16700	0,63
8	1,340	0,16750	0,93
5	0,840	0,16800	1,24
4	0,675	0,16875	1,69
3	0,510	0,17000	2,44
2	0,340	0,17000	2,44

4.4 Küçük MU Monitör Sistem End-effect Testi

Ölçümler 6 MV x-ışını enerjisinde, 5 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 100 cm²'de, gantri = 0°'de ve 10×10 cm² lik alanda yapılmıştır. Ölçümlerde Farmer tipi 2570/1B elektrometre ve Wellhöfer marka FC65-P iyon odası kullanılmıştır. Sonuçlar için end-effect hesabı aşağıdaki formüle göre yapılmıştır.

$$\text{End-Effect} = \frac{R_4 - R_1}{4R_1 - R_4} \times 100 \text{MU} < 1 \text{MU} \quad (4.3)$$

R1: Tek seferdeki ışınlama değeri

R4: Dört seferdeki ışınlama değeri

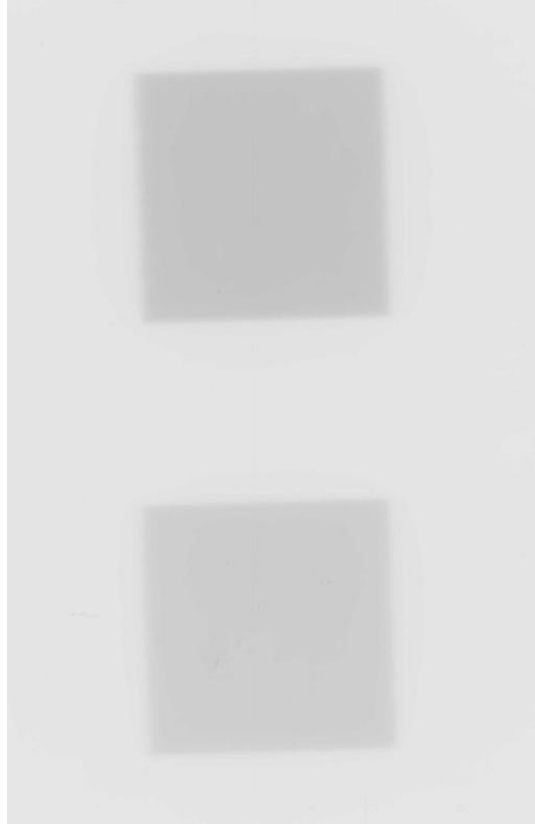
Çizelge 4.5 6 MV x-ışını enerjisinde küçük MU için okuma (nC) ve hesaplanan End-Effect değerleri

MU	Okuma (nC)	End-Effect
2 MU × 4	1,350	0,249
8 MU	1,340	
3 MU × 4	2,035	0,587
12 MU	2,000	
4 MU × 4	2,700	0,504
16 MU	2,660	
5 MU × 4	3,360	0,352
20 MU	3,325	
6 MU × 4	4,030	0,335
24 MU	3,990	
10 MU × 4	6,680	0,025
40 MU	6,675	

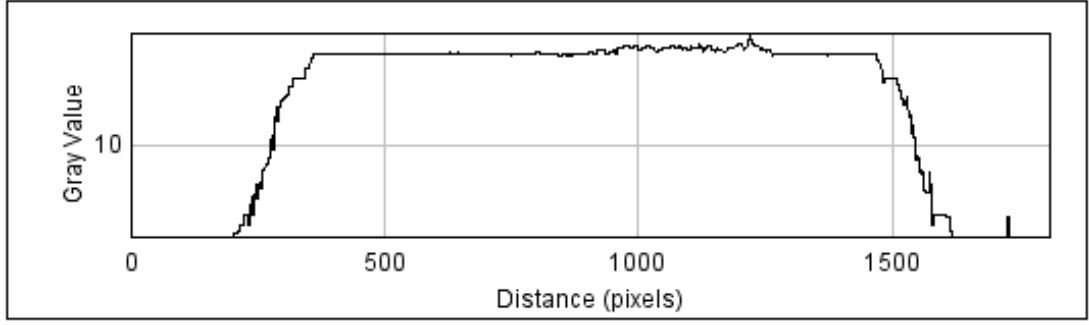
4.5 Küçük MU Simetri ve Düzgünlük Testi

Ölçümler 6 MV x-ışını enerjisinde, 10 cm RW3 katı su fantom derinliğinde, SSD = 100 cm'de, gantri = 0°'de ve 10×10 cm²'lik alanda yapılmıştır. Ölçüm dedektörü olarak Kodak X-OMAT V film kullanılmıştır. Ölçümler 5 MU ve 10 MU için birer sefer (Şekil 4.4), 5 MU için 10 sefer üst üste ve 10 MU için 5 sefer üst üste olmak üzere 4 farklı şekilde yapılmıştır.

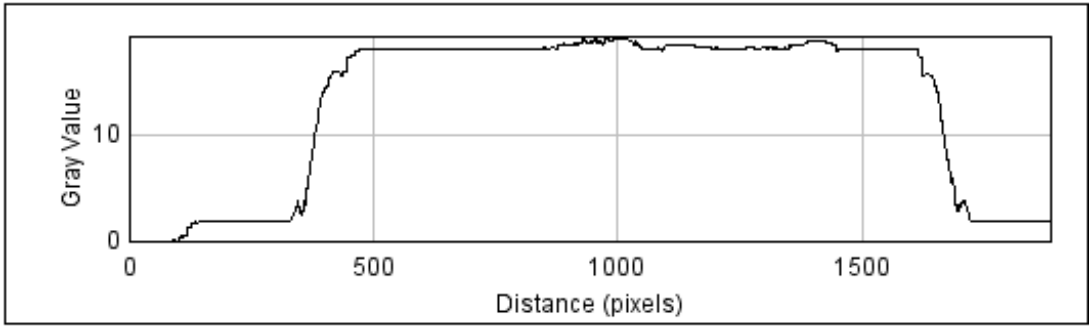
5 MU ile ışınlama sonucunda oluşan filmin AB yönündeki profili Şekil 4.5'de ve GT yönündeki profili Şekil 4.6'da verilmiştir. Filmler, VIDAR marka DosimetryPRO® *Advantage* tarayıcı ile taranak ImageJ programı ile incelenmiştir. Ölçüm sonuçları Çizelge 4.6'da verilmiştir (Chaorungrit 2007).



Şekil 4.4 Küçük MU simetri ve düzgünlük testi için 5 MU ve 10 MU ile ışınlanmış film



Şekil 4.5 5 MU ile ışınlama sonucu oluşan filmin ImageJ’de AB yönündeki profili



Şekil 4.6 5 MU ile ışınlama sonucu oluşan filmin ImageJ’de GT yönündeki profili

Çizelge 4.6 6 MV x-ışını için, 5 MU, 10 MU, 5 MU×10 ve 10 MU×5 ile ışınlanan filmde elde edilen AB ve GT yönlerinde simetri ve düzgünlük değerleri

	5 MU	10 MU	5 MU×10	10 MU×5
Düzgünlük AB	4,51	3,62	2,61	2,04
Düzgünlük GT	3,87	3,45	2,58	1,96
Simetri AB	9,44	6,39	2,85	2,62
Simetri GT	8,05	5,76	2,73	2,57

4.6 Küçük Alan Dozimetri Doğruluğu

Ölçümler 6 MV x-ışını enerjisinde, 10 cm RW3 katı su fantomu derinliğinde, SSD = 100 cm'de, gantri = 0°'de üç farklı iyon odası ile yapılmıştır. Her ışınlamada 100 MU verilmiştir. Her iyon odası için 1×1 cm²'den 5,5×5,5 cm²'ye kadar 0,5 cm artışlarla ve 6×6 cm²'den 10×10 cm²'ye kadar 1 cm'lik artışlarla ölçümler yapılmıştır. Her bir ışınlamada 100 MU verilmiştir.

Doz hesaplamalarında IAEA TRS 398 numaralı protokol kullanılmıştır. TRS 398'e göre CC01, CC04 ve FC65-P iyon odaları için SSDL laboratuvarı tarafından verilen kalibrasyon faktörleri ve iyon odalarına ait k_{Q,Q_0} değerleri Çizelge 4.7'de verilmiştir.

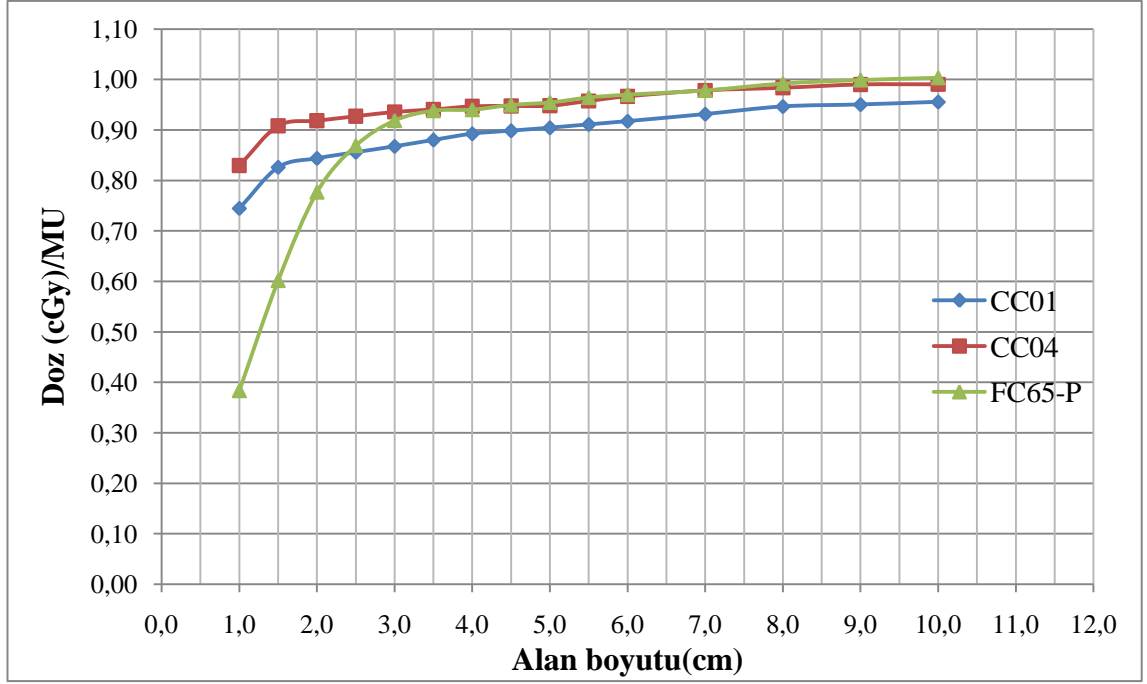
Üç ayrı iyon odası için Farmer tipi 2570/1B elektrometreden elde edilen okuma değerleri (nC), farklı alanlarda 6 MV için %DD değerleri ve TRS 398'e göre d_{maks} 'da hesaplanan soğurulan doz değerleri Çizelge 4.9'da verilmiştir. FC65-P, CC01 ve CC04 iyon odaları için d_{maks} 'da hesaplanan soğurulan doz değerlerinden Doz(cGy)/MU'ya karşı farklı alanlara göre grafiği Şekil 4.7'de verilmiştir.

Çizelge 4.7 TRS 398'e göre CC01, CC04 ve FC65-P için kalibrasyon faktörleri

İyon Odası	N_{D,w,Q_0} (mGy/nC)	k_{Q,Q_0}
CC01	2971,744	0,9963
CC04	925,052	0,9952
FC65-P	47,873	0,9932

Çizelge 4.8 6 MV x-ışını enerjisinde, FC65-P, CC04 ve CC01 iyon odaları için okuma (nC) değerleri ve TRS 398'e göre d_{maks} 'da hesaplanan doz değerleri

Alan (cm ²)	10 cm'de % DD	Elektrometre okuma (nC)			d_{maks} 'da hesaplanan doz		
		CC01	CC04	FC65-P	CC01	CC04	FC65-P
1×1	53,30	0,120	0,430	3,850	74,48	82,98	38,37
1,5×1,5	56,05	0,140	0,495	6,350	82,63	90,84	60,18
2×2	58,80	0,150	0,525	8,600	84,39	91,84	77,70
2,5×2,5	59,90	0,155	0,540	9,800	85,60	92,73	86,91
3×3	61,00	0,160	0,555	10,550	86,77	93,58	91,88
3,5×3,5	62,00	0,165	0,567	10,950	88,03	94,06	93,82
4×4	63,00	0,170	0,580	11,150	89,26	94,69	94,02
4,5×4,5	63,50	0,1725	0,585	11,350	89,86	94,76	94,95
5×5	64,00	0,175	0,590	11,500	90,45	94,82	95,46
5,5×5,5	64,45	0,1775	0,600	11,700	91,10	95,76	96,44
6×6	64,90	0,180	0,610	11,850	91,75	96,68	97,00
7×7	65,70	0,185	0,625	12,100	93,15	97,85	97,84
8×8	66,40	0,190	0,635	12,400	94,66	98,37	99,21
9×9	67,00	0,1925	0,645	12,600	95,04	99,02	99,90
10×10	67,50	0,195	0,650	12,750	95,56	99,05	100,34



Şekil 4.7 6 MV x-ışını için CC01, CC04 ve FC65-P iyon odaları ile farklı alanlarda doz verimlerinin karşılaştırılması

4.7 Hasta Tedavi Planı Doğrulama Teknikleri

Şekil 4.8’de planlama yaparken kullanılan kritik organ ve hedef organ için verilen doz sınırlamaları ve bu doğrultuda oluşan doz hacim histogramının PrecisePLAN’dan elde ettiğimiz sonuçları bulunmaktadır. Şekil 4.9’da planlama sisteminin her segment için ÇYK dizaynları ve segment başına düşen MU değerleri için ilk 4 demete ait ilk 4 segment verilmiştir.

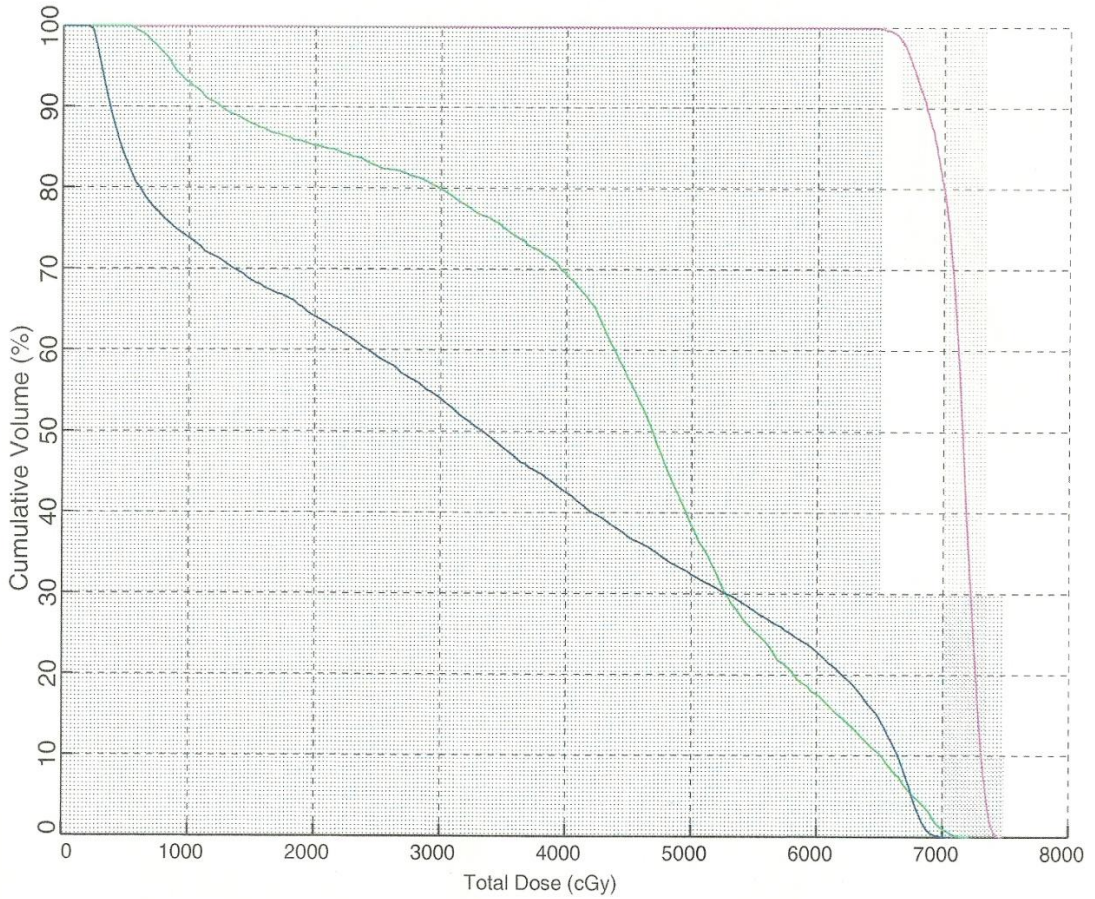


Patient ID	1234	Print Date	01-MAR-2010 13:33
Patient Name	prostat test	Image Dataset	reference prostate
Plan: 30	opt 1 dose calculated - approved son	Plan Date	01-MAR-2010 13:20
Signature			

Dose Volume Objectives

Structure Name	Type	Pri- ority	Rx (cGy)	Mean Dos (cGy)	Underdose (cGy)	Underdose Volume (%)	Overdose Nominal(cGy)	Overdose Max (cGy)	Overdose Volume (%)
PTV2	Target	1000	7000		6650	10.0%	7350	7490	10.0%
Rectum	Critical	800		5000			6000	7490	30.0%
Bladder	Critical	800		5000			6000	7490	30.0%
Rectum V65	Critical	800					6500	7490	10.0%
Bladder V65	Critical	800					6500	7490	10.0%

Key	Structure	Plan	Min Dose (cGy)	Max Dose (cGy)	Mean Dose (cGy)	Total Vol (cc)	Underdose Vol (%)	Overdose Vol (%)
---	PTV2	reference_prostate_2.	6474	7463	7119	184.9	19.5%	4.3%
---	Rectum	reference_prostate_2.	535	7158	4361	76.6		17.3%
---	Bladder	reference_prostate_2.	216	7007	3399	154.2		22.6%
---	Rectum V65	reference_prostate_2.	535	7158	4361	76.6		9.8%
---	Bladder V65	reference_prostate_2.	216	7007	3399	154.2		13.6%



Şekil 4.8 PrecisePLAN’da planlama yaparken kullanılan prostat hastasının kritik organ ve hedef organ için verilen doz sınırlamaları ve oluşan doz hacim histogramı



Patient ID	1234	Print Date	01-MAR-2010 13:33
Patient Name	prostat test	Image Dataset	reference prostate
Plan: 30	opt 1 dose calculated - approved son	Plan Date	01-MAR-2010 13:20
Signature			

Modifier Thumbnails DRR Background

Beam Nr	FG	Beam Summary	Seg (#1)	Seg (#2)	Seg (#3)	Seg (#4)
1	1	Beam1 12 Segments Gantry= 0.0 Energy=6 MV MU=45.6	CL= 45.0 MU= 4.2	CL= 45.0 MU= 3.9	CL= 45.0 MU= 1.2	CL= 45.0 MU= 5.9
2	1	Beam2 13 Segments Gantry= 51.4 Energy=6 MV MU=44.6	CL= 45.0 MU= 4.8	CL= 45.0 MU= 4.5	CL= 45.0 MU= 4.6	CL= 45.0 MU= 2.3
3	1	Beam3 13 Segments Gantry=102.9 Energy=6 MV MU=67.3	CL= 45.0 MU= 6.6	CL= 45.0 MU= 4.7	CL= 45.0 MU= 5.6	CL= 45.0 MU= 5.6
4	1	Beam4 17 Segments Gantry=154.3 Energy=6 MV MU=82.2	CL= 45.0 MU= 9.4	CL= 45.0 MU= 4.8	CL= 45.0 MU= 2.2	CL= 45.0 MU= 4.0

Şekil 4.9 Hasta planının ilk dört demetine ait ilk dört segmentinin ÇYK dizaynı

4.8 İyon Odası

TPS’de hasta için oluşturulan plan, hasta dozimetrisinde kullanılacak fantomun BT görüntülerine aktarılarak, fantom için doz hesabı yapılmıştır. İyon odasının yerleştirileceği PTV merkezi ve rektum bölgesi için TPS’de hesaplanan dozlar, iyon odası ile ölçüm sonucuna göre hesaplanmış dozlar ve %farkları Çizelge 4.9’da verilmiştir.

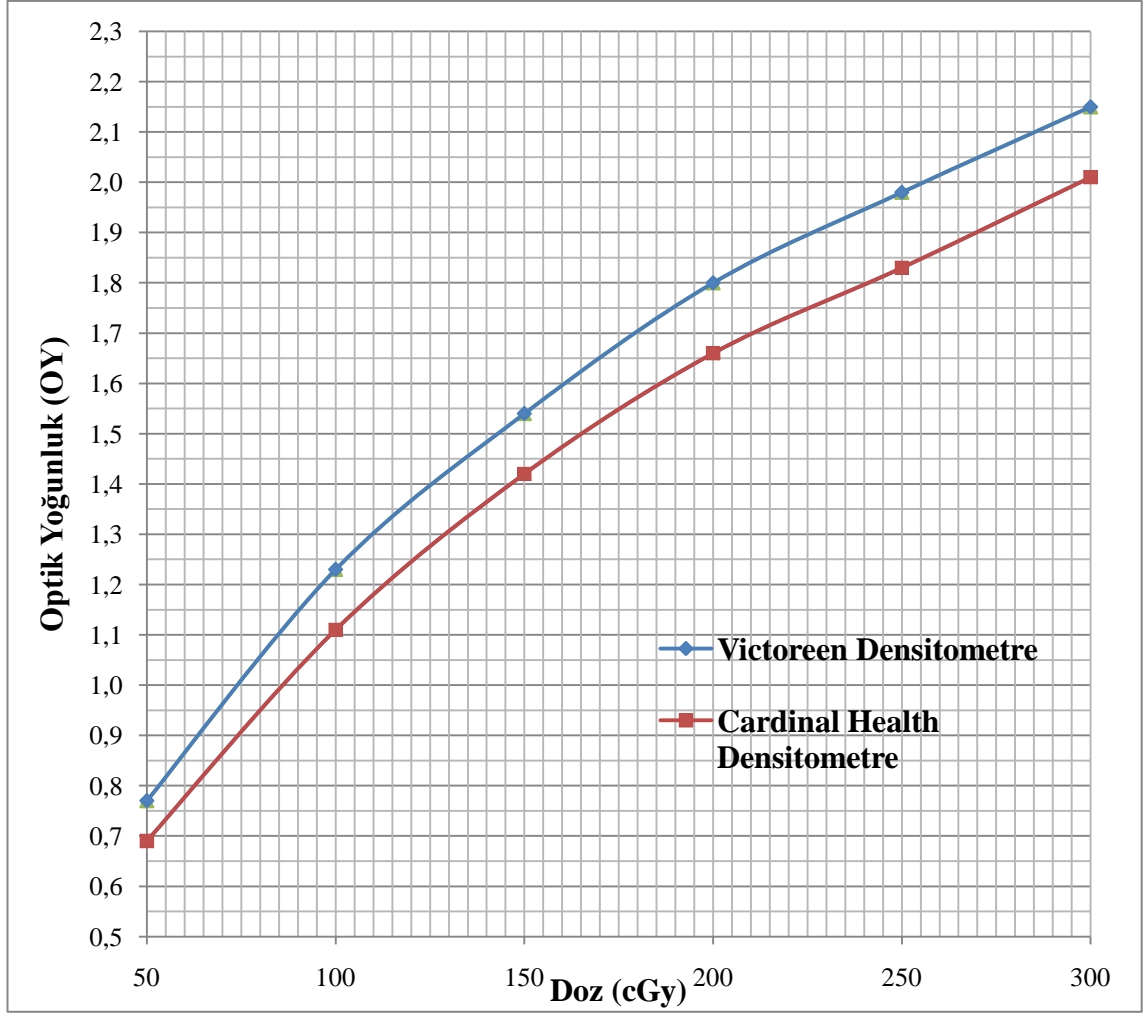
Çizelge 4.9 PTV merkezi ve Rektum için TPS’de hesaplanan dozlar, iyon odası ile hesaplanan dozlar ve %farkları

Bölge	TPS de hesaplanan doz (cGy)	İyon odası ile ölçülen doz (cGy)	%fark
PTV merkezi	201,75	204,85	1,54
Rektum	121,45	123,74	1,89

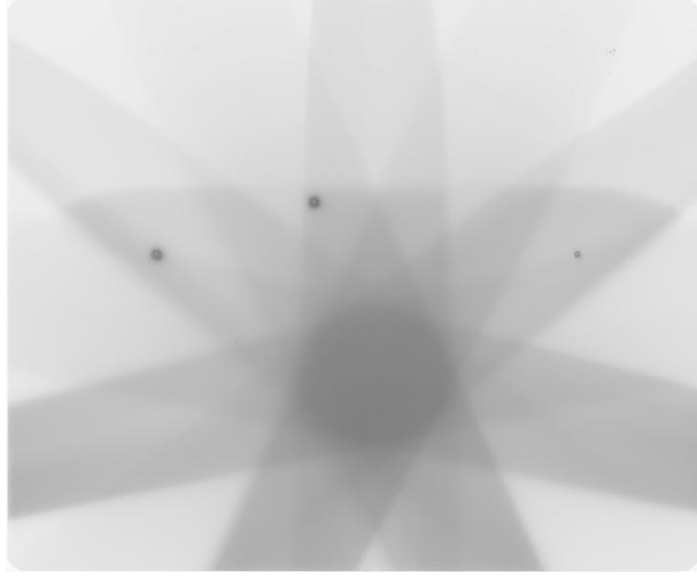
4.9 Film Yanıtı

TPS’de hasta için oluşturulan plan, hasta dozimetri fantomuna aktarılıp film yanıtı yöntemi için TPS’de doz hesabı yapılmıştır. Fantomda TPS’de yapılan doz hesabına göre merkezde 206,6 cGy ve merkezin 4,5 cm altında rektum bölgesinde 121,9 cGy doz hesaplanmıştır. Filmde değerlendirme yapmak için öncelikle filme ait doz yanıt eğrisi oluşturulmuştur.

Şekil 4.10’da Kodak X-OMAT V filminin Cardinal Health ve Victoreen marka iki farklı densitometre ile elde edilmiş doz yanıt eğrisi verilmektedir. Şekil 4.11’de fantoma yerleştirilmiş filmin banyo edildikten sonraki görüntüsü verilmektedir. Çizelge 4.10’da filmde iki farklı densitometre ile okunan OY değerleri ve doz yanıt eğrisinden elde edilen dozlar ve TPS’deki dozlar ile %farkları verilmektedir.



Şekil 4.10 Kodak X-OMAT V filminin iki farklı densitometre ile doz yanıt eğrisi



Şekil 4.11 Film yanıtı yönteminde fantoma yerleştirilen filmin görüntüsü

Çizelge 4.10 Filmde tedavi merkezi ve rektum için iki farklı densitometre ile okunan OY değerleri, doz yanıt eğrisinden elde edilen dozlar ve TPS ile %farkları

	Victoreen Densitometre	Cardinal Health Densitometre
Merkezde OY	1,85	1,70
Rektumda OY	1,39	1,27
Merkez Dozu	212	211
Rektum Dozu	124	123
Merkezde TPS ve film %farkı	2,61	2,13
Rektumda TPS ve rektum için %farkı	1,72	0,90

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

5.1 Çok Yapraklı Kolimatör Pozisyon Doğruluğu Testi

ÇYK pozisyon doğruluğu testi için, yaprak çiftleri arasında TPS’de bilinen mesafeler bırakılarak film ışınlanmıştır. Filmde, karşılıklı her yaprak çifti arasında oluşan doz profili ImageJ programı kullanılarak değerlendirilmiştir. Yaprak pozisyon doğruluğu, maksimum değerinin %50’ye düştüğü sol ve sağ yaprak çifti için hesaplanan mesafelerin farkı ile elde edilmiştir. Bu farklar ile TPS’de bilinen farklar Çizelge 4.1’de karşılaştırılmıştır. Bu çizelgeye göre izomerkezden karşılıklı 20 yaprak çifti için, AAPM Task Group 142’ye göre sonuçların 1 mm tolerans limitleri içinde olduğu görülmüştür.

5.2 Çok Yapraklı Kolimatör Sızıntı ve Geçirgenlik Testi

Farklı marka lineer hızlandırıcılarda, farklı çok yapraklı kolimatör dizaynları olduğu için sızıntı ve geçirgenlik sonuçları farklıdır. Elekta marka lineer hızlandırıcıda yapraklar karşılıklı minimum 0,5 cm’ye kadar kapanabilmektedir. Yaprak ve çeneler birlikte hareket ettiğinden kapalı alanın sadece yapraklar tarafından oluşturulabilmesi için üst sıra ve alt sıradan çapraz şekilde birer yaprak açık bırakılmıştır. Bu nedenle Varian cihazında 10×10 cm²’lik bir alandan ÇYK sızıntı ve geçirgenlik ölçülebilirken, Elekta cihazında 0,5 cm’lik açıklığın ve açık yaprakların etkisini azaltmak için 30×30 cm²’lik bir alanda ölçüm yapmak tercih edilmiştir. Açık yaprakların etkisini azaltmak için, ölçüm sonuçları karşılıklı 20 yaprak çifti için değerlendirilmiştir.

Sol ve sağ yapraklar için geçirgenlik %1,54 ile %2,30 arasında değişmektedir (Çizelge 4.2). Geçirgenlik sonuçları incelendiğinde açık yapraklar yönünde saçılmalardan dolayı düzenli bir artış görülmektedir. Sol ve sağ yapraklar arası sızıntı ise %2,31 ile %3,85 arasında değişmektedir (Çizelge 4.3). Sızıntı ve geçirgenlik için tüm ölçüm sonuçların IEC 1998’e göre %5’lik tolerans limitinin altında kaldığı görülmüştür.

5.3 Küçük MU için Linak Performansı

Küçük MU etkisi dozimetrik olarak YART'da en önemli parametrelerden biridir. Tedavi 5-10 demet arası, yaklaşık her demet için 5-10 segmentten hesaplanırsa kabaca her segment başına 2-8 MU arası değer düşmektedir. Bu nedenle lineer hızlandırıcının doğrulukla vermesi gereken en küçük MU, segment sayısının yanında demet sayısını da etkilemektedir. Bu durum hedef hacmin homojenitesini ve kritik organın alacağı dozu da etkiler. Bir diğer problem ise çok küçük MU değerlerinde artan doz hataları ile tedavinin belirsizliğinin de artmasıdır.

Çizelge 4.4 incelendiğinde kullanılmakta olan Elekta Synergy® marka lineer hızlandırıcıda 5 MU'dan daha küçük değerlerde %1,69 ve %2,44 değerleri arasında, 5 MU ve daha büyük değerlerde ise %1,24 ve %0,03 değerleri arasında değişmektedir. Sonuçlara bakıldığında AAPM Task Group 142 raporuna göre 2-4 MU arası $\pm 5\%$, 5 MU ve daha büyük MU değerleri için $\pm 2\%$ değişim kabul sınırları içindedir.

5.4 Küçük MU Monitör Sistem End-Effect Testi

Ardışık olarak küçük MU değerlerinin ölçüldüğü monitör sistemlerinin <1 MU doğrulukla radyasyon dozunu ölçmesi istenmektedir. YART'da tedavi birçok segmentten oluştuğu için iyon odası ile hasta dozimetri kontrollerinde bu etki önem kazanmaktadır. Ölçüm sonuçlarına Çizelge 4.5'den bakıldığında sonuçlar 0,025 ile 0,587 MU arasında görünmektedir. Genel segment başına MU değeri arttıkça end-effect azalmaktadır. Bu testte tipik bir YART tedavi planında segment başına düşecek MU değerlerinin end-effectine bakılmış ve kabul sınırı olan 1 MU değerinin altında bulunmuştur.

5.5 Simetri ve Düzgünlük

Rutin uygulamalarda simetri ve düzgünlük ölçümleri su fantomu ile yapılmaktadır. Ancak burada ölçülmesi istenen küçük MU değerlerinde simetri ve düzgünlük olduğu

için film yöntemi ideal tekniktir. Bir başka araç ise iki boyutlu matris dedektörüdür. Bu dedektöre sahip klinikler için elde edilen doz değerlerinin değerlendirilmesi çok daha kolay olmaktadır.

Tedavide alan başına uygulanan MU süresi azaldıkça, küçük MU'lar için dozimetrik özellikler teker teker kontrol edilmelidir. Simetri ve düzgünlük de dozimetrik özellikler açısından küçük MU değerlerinde kontrol edilmesi gereken iki parametredir. Bu nedenle küçük MU değerlerinde simetri ve düzgünlük incelenirken film, 5 MU ve 10 MU'luk tek seferlik, 5 MU'luk 10 sefer ve 10 MU'luk 5 sefer ışınlama yapılarak incelenmiştir. Film sonuçları ImageJ programı ile incelendiğinde Çizelge 4.6'daki sonuçlar bulunmuştur. Buna göre,

- 5 MU ile ışınlanan filmde, düzgünlük AB yönünde %4,51, GT yönünde %3,87 ve simetri AB yönünde %9,44, GT yönünde %8,05 bulunmuştur.
- 10 MU ile ışınlanan filmde, düzgünlük AB yönünde %3,62, GT yönünde %3,45 ve simetri AB yönünde %6,35, GT yönünde %5,76 bulunmuştur.
- 5 MU ile 10 sefer ışınlanan filmde, düzgünlük AB yönünde %2,61, GT yönünde %2,58 ve simetri AB yönünde %2,85, GT yönünde %2,73 bulunmuştur.
- 10 MU ile 5 sefer ışınlanan filmde, düzgünlük AB yönünde %2,04, GT yönünde %1,96 ve simetri AB yönünde %2,02, GT yönünde %2,57 bulunmuştur.

Sonuçlar AAPM Task Group 45'in 47 numaralı raporuna göre değerlendirildiğinde, 5 MU ve 10 MU'luk tek seferlik ışınlamalarda simetri ve düzgünlük $\pm\%3$ tolerans limitlerinden büyük iken, 5 MU'luk 10 sefer ve 10 MU'luk 5 seferlik ışınlamalarda simetri ve düzgünlük $\pm\%3$ tolerans limitlerinin altında bulunmuştur.

5.6 Küçük Alan Dozimetri Doğruluğu

Küçük alan dozimetrisinde doz verimi ölçmek için yüksek ayırma gücü olan dedektörler kullanılmalıdır. ESTROO Booklet:9'da yapılan çalışmalarda büyük hacimli Farmer tipi iyon odalarının bu ölçüm için yeterli olmadığı ve alan boyutu küçüldükçe doz

farklılıklarının ciddi boyutta azaldığı görülmüştür. Rice'in 1987'de yaptığı çalışmaya göre, 3 cm'den daha küçük alanlarda problem iki şekilde açıklanmıştır. Birincisi merkezi ekseninde ölçüm yapılırken, lateral elektronik dengenin kurulamamasıdır. Küçük alanlarda dedektör boyutu sınırlı olduğundan, doz merkezden dedektör kenarına doğru hızlı bir şekilde değişecektir. Bu etkiyi azaltmak için küçük hacimli iyon odası kullanılmalıdır. Diğer bir neden ise büyük doz değişimlerinde yüksek uzaysal ayırma gücüne sahip dedektörler kullanılmalıdır.

Bu uygulamada yapılan ölçüm sonuçlarına göre, FC65-P ile alınan ölçüm sonuçlarının $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ve daha küçük alanlarda diğer iki iyon odasına göre farklılığı artmaktadır. Bu nedenle tedavi planında $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 'den daha küçük alanlardan oluşacak segmentler var ise, FC65-P iyon odası için soğurulan doz ölçümlerinde büyük bir hataya neden olacaktır. FC65-P ve CC04 iyon odaları için $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 'ye kadar doz farklılıkları %2'den küçüktür. Bu nedenle en küçük segment $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alanından büyük ise CC04 ve FC65-P iyon odalarının ikisi de bu ölçümlerde kullanılabilir.

CC01 ve CC04 iyon odaları için yapılan ölçüm sonuçlarına bakıldığında, genel olarak doz eğrilerinin benzer olduğu ancak CC01'in eksik doz ölçtüğü görülmüştür. Normalde CC01 iyon odasının uzaysal ayırma gücü küçük hacme sahip olmasından dolayı daha büyüktür. Bu durumun nedeni, CC01 iyon odasının kalibrasyon değeri büyük, dolayısıyla ölçme hızı yavaş olduğunu için küçük farklılıkları hassas ölçememesidir. Bu durumda küçük alan dozimetrisinde, bu üç iyon odasından CC04 kullanılmalıdır.

5.7 Hasta Tedavi Planı Doğrulama Teknikleri

Hastaya özgü ön tedavi doğrulama işlemleri her hasta için yapılması gerektiğinden hasta dozimetri kalite kontrol işlemleri basit uygulanabilir olmalıdır. Yapılacak kalite kontrol sayısı ve bu testler için gerekli süre hasta sayısı ile direkt orantılıdır. Diğer bir yandan uygulanan yöntem, hataları ve problemleri dedekte edebilmelidir. Tolerans doz limitleri için Çizelge 2.2'de verilen sınırlandırmalar kullanılmıştır.

5.8 İyon Odası

Hasta dozimetri kontrollerinde fantomda hedef organın izomerkezinde TPS'de hesaplanan doz ve iyon odası kullanılarak ölçülen doz arasında %1,54'lük bir fark bulunmuştur. Bu fark, Estroo Booklet:9 ve AAPM Task Group 119'da belirtilen $\pm\%3$ tolerans limitinin altındadır.

Kritik organ rektum için fantomda hedef merkezinin 4,5 cm altında TPS'de hesaplanan doz ve iyon odası kullanarak ölçülen doz arasında %1,89'luk bir fark bulunmuştur. Bu fark, Estroo Booklet:9 ve AAPM Task Group 119'da belirtilen $\pm\%4$ tolerans limitinin altındadır.

5.9 Film Yanıtı

İki boyutlu doz ölçümlerinden film en yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biridir. Film dozimetre programları kullanarak iki boyutlu doz karşılaştırmaları yapılabileceği gibi film üzerinde densitometre kullanarak noktasal doz ölçümleri yapılabilmektedir. Bu tez çalışmasında ölçümler noktasal doz ölçümleri yapılarak kontrol edilmiştir.

Merkez ve rektum için yapılan noktasal doz ölçümlerinde optik yoğunluklar belirlenirken Victoreen ve Cardinal Health marka iki farklı densitometre kullanılmıştır. Optik yoğunlukların doz olarak değerlendirilmesi için iki farklı densitometreye ait doz yanıt eğrileri Şekil 4.10'da birlikte verilmiştir. Bu iki densitometre ile merkez ve rektum dozu için alınan optik yoğunluk okumaları farklı bulunsa da bu optik yoğunluk değerlerine karşı gelen doz değerleri aynıdır.

Hasta dozimetri kontrollerinde fantomda hedef organın izomerkez kesitine yerleştirilen Kodak X-OMAT V filminden elde edilen doz değerleri ve TPS'de hesaplanan doz değerleri Çizelge 4.9'da karşılaştırılmıştır. Victoreen marka densitometre kullanılarak filminden elde edilen dozlar ve TPS'de hesaplanan dozlar karşılaştırıldığında, merkezde %2,61 ve rektumda %1,72'lik fark bulunmuştur. Cardinal Health marka densitometre

kullanılarak filmde elde edilen dozlar ve TPS’de hesaplanan dozlar karşılaştırıldığında merkezde %2,13 ve rektumda %0,90’lık fark bulunmuştur. Bu farklar incelendiğinde hedef organın merkezi için, Estroo Booklet:9 ve AAPM Task Group 119 raporuna göre $\pm\%3$ ’ün tolerans limiti altındadır. Bu farklar kritik organ rektum için incelendiğinde, Estroo Booklet:9 ve AAPM Task Group 119 raporuna göre $\pm\%4$ ’ün tolerans limiti altındadır.

KAYNAKLAR

- Acar, H., Grdallı, S., Yapıcı, B. Doğan, A. 2006. Farklı foton enerjilerin absorbe doz ölçümlerinin UAEA protokolleri TRS 277 ve TRS 398'e göre karşılaştırılması. Türk Onkoloji Derneđi, 21(3), 137-142.
- Alfredo, R., Siochi, C., Celi, J.C. 2004. IMRT Basics.
- Anonymous. 1993. International Comission for Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy Report No. 50 ICRU, Bethesda, MD
- Anonymous. 1999. International Comission on Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Suplement to ICRU Report 50).
- Bayouth, J.E., Wendt, D. and Morrill, S.M. 2003. MLC quality assurance techniques for IMRT applications. Med. Phys, 30(5), 743-750.
- Bor, D. 2008. Grntleme Teknikleri 1 Ders Notları. Ankara.
- Brady L.W., Heilmann H.P., Molls, M. 2006. New Technologies in Radiation Oncology, Germany.
- Chaonungrit, M. 2007. The Study of Kodak X-OMAT V film for dosimetry utilization in a 6 MV photon beam, Mahidol University, Thailand.
- Chui, C.S., Spirou, S., LoSasso, T. 1996. Testing of dynamic multileaf collimation. Med. Phys. 23, 635-641.
- Chui, C.S., Chan, M.F., Yorke, E., Spirou, S., Ling, C.C. 2001. Delivery of intensity-modulated radiation therapy with conventional collimator: Comparision of dynamic and segmental methods. Med. Phys. 28(12), 2441-2449.
- Dirican, B. 2008a. Radyoterapi Fiziđi Ders Notları, Ankara.
- Dirican, B. 2008b. İleri Radyoterapi Fiziđi 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. 36(11), 5359-5373.

- Grosu, A.L., Sprague, L.D., Molls, M. 2006. Definition of Target Volume and organs at Risk. Biological Target Volume. Germany.
- IAEA. 1987. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. Technical Reports Series No. 277 (TRS No. 277), Vienna.
- IAEA. April 2004. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water (TRS No. 398), Vienna.
- Jeraj, M., Robar, V. 2004. Multileaf collimator in radiotherapy. *Radiol Oncol.* 38(3), 235-240, Slovenia.
- Kachelries, M. 2006. Clinical X-Ray Computed Tomography, Germany
- Khan, F.M. 1994. The Physics of Radiation Therapy. USA, Second Edition, 51-57.
- Khan, F.M. 2003. The Physics of Radiation Therapy Third Edition.
- Klein, E. E, Hanley, J., Bayouth, J., Simon, W., Dresser, S., Serago, C., Aguirre, F., Ma, L., Arjomandy, B., Liu, C. 2009. Task Group 142: Quality assurance of medical accelerators, AAPM, 4197-4212.
- Lemke, M., Mehran, P., Djouguela, A. F. 2003. Application of the 2D-Array for Quality Assurance in Conformal and Intensity Modulated Radiation Therapy.
- 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. *Med. Phys.* 28(11), 2209-2219.
- LoSasso, T.J. 2003. IMRT Delivery System QA, New York
- Nath, R., Biggs, P., Bova, F. J., Ling, C. C., Purdy, J. A., Geijn, J., Weinhaus, M. S. 1994. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. 1093-1121.
- Nill, S., Hinderer, R., Oelfke, U. 2006. X-IMRT. Germany
- Nopnop, W., Wanwilairat, S., Lorvidhaya, V., Kamnerdsupaphon, P. 2008. Dose Verification and Statistics for Step-and-Shoot Intensity Modulated Radiation Therapy in Chiang Mai University Hospital, Thailand.
- Palta, J. R., Kim, S., Li, J. G., Liu C. 2003. Tolerance limits and action levels for planning and delivery of IMRT. In: Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State Of The Art. American Association of Physicists in Medicine Medical Physics Monograph No. 29, pp. 593-612, Medical Physics Publishing, Madison, WI, USA.
- 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. *Tumori*, 92, 511-516.
- Pelagade, S., Thakur, K., Bopche, T., Bhavsar, D., Patel, D., Shah, R., Vyas, R. 2007. Commissioning and quality assurance of a commercial intensity modulated radiotherapy (IMRT) treatment planning system PreceisePLAN. *Turkish Journal of Cancer*, Volume 37. No.1. 22-26, India
- Ouentcheu, D. A. F. 2004. Film dosimetry-physical aspects, working conditions and applications in modern radioterapy, Germany.
- Rhein, B., Haring, P., 2006. 3D Quality Assurance Systems. Germany.
- Rice, R. K., Hansen, J. L., Svensson, G. K., Siddon, R. L. 1987. Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays. *Phys. Med. Biol.* 32(9), 1087-1099, UK.
- Schlegel,W., Grosser, K.H., Haring, P., Rhein, B. 2006. Beam Delivery in 3D Conformal Radiotherapy Using Multi-leaf Collimators. Germany.
- Vieira, S. C., Bolt, A. B., Maarten, L.P., Visser, A. G., Heijmen B. J. M. 2006. Fast, daily liac verification for segmented IMRT using electronic portal imaging. *Radiotherapy and Oncology*, 80, 86-92.
- Wang, X., Spirou, S., LoSasso, T., Stein, J., Chui, C. S., Mohan, R. 1995. Dosimetric verification of intensity-modulated fields. *Med. Phys.*, 23(3), 317-327.
- Weeb, S. 2003. The physical basis of IMRT and inverse planning. *The British Journal of Radiology*, 76, 678-689.
- Williams, P.C. 2003. IMRT: delivery techniques and quality assurance. *The British Journal of Radiology*, 76, 766-776.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Gülnar Tülek

Doğum Yeri: Ankara

Doğum Tarihi: 03/07/1981

Medeni Hali: Evli

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu (Yer ve Yıl)

Lise: Ankara Başkent Süper Lisesi, 1999

Lisans: Ortadoğu Teknik Üniversitesi, Fen Fakültesi Fizik Bölümü, 2006

Yüksek Lisans: Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı, 2010