

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİNDE
YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ
PLANLAMALARININ KALİTE KONTROLÜ VE
3 BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ İLE
DOZ DAĞILIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Emine Burçin İSPİR

**Radyoterapi Fiziği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ANKARA

2010

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİNDE
YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ
PLANLAMALARININ KALİTE KONTROLÜ VE
3 BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ İLE
DOZ DAĞILIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI

Emine Burçin İSPİR

Radyoterapi Fiziki Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Fadıl AKYOL

ANKARA
2010

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Radyoterapi Fiziği Programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Fadıl AKYOL
Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi

Danışman: Prof. Dr. Fadıl AKYOL
Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi

Üye: Prof. Dr. Ferah YILDIZ
Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi

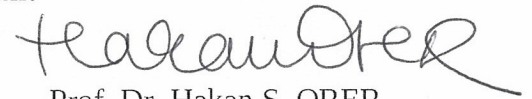
Üye: Prof. Dr. Mustafa CENGİZ
Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi

Üye: Doç. Dr. Gökhan ÖZYİĞİT
Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi

Üye: Yrd. Doç. Dr. Şeyda ÇOLAK
Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği

ONAY:

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Hakan S. ORER

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılardan dolayı danışmanım Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkoloji Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Fadıl AKYOL' a ve Anabilim dalında görevli diğer tüm hocalarıma,

İşe başladığım günden itibaren bilgilerini sevgiyle bana aktaran hep yanımda olan yol gösteren ve yüksek lisans yapmama destek olan Gaziantep Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim dalında görev yapan tüm hocalarıma ve çalışma arkadaşlarıma,

Tezimin istatistiksel analizinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen Hacettepe Üniversitesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda görev yapan Sayın Doç. Dr. Erdem KARABULUT'a,

Tezimin ölçümleri sırasında beni yalnız bırakmayarak desteğini esirgemeyen arkadaşım ve meslektaşım Sayın Ali DEMİRCİ'ye,

Tez çalışmam sırasında bilgilerini benimle paylaşan Ege Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında çalışmakta olan hocalarım Sayın Nezahat OLACAK, Sayın İbrahim OLACAK ve arkadaşım Murat KÖYLÜ'ye,

Öğrenciliğim boyunca bana her zaman destek veren, bilgilerini paylaşan Sayın Hayati AYTAÇ'a ve Sayın Ali DOĞAN' a,

Yapmış olduğu fedakar yardımlarla tez ölçümlerimi kısa sürede bitirmemi sağlayan, her zaman yanımda olan, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen çok sevdiğim arkadaşım Sayın Ertuğrul ERTÜRK'e,

Tezimin hazırlanması esnasında manevi desteklerini her zaman yanımda hissettiğim arkadaşlarım Fatma ÇOLAK, Demet YILDIZ, Gülay KARAGÖZ, Tamer BAŞER, Nur KODALOĞLU, Talip YOLCU, Mehmet KARABUGA ve Yücel AKDENİZ'e

Başarılarımı her zaman destekleyen ve daha fazlası için teşvik eden nişanlım Sayın Arda AYDINLIOĞLU'na,

Tüm yaşamım boyunca hep yanımda olan ve attığım her adımda beni destekleyen çok sevgili aileme,

En içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

İspir, E. B. Prostat Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlamalarının Kalite Kontrolü ve 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi ile Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2010.

Prostat kanseri tedavisinde 3 boyutlu konformal radyoterapinin (3BKRT) gelişmiş bir formu olan yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği ile dozun arttırılması sağlanarak kritik organların alacağı doz azaltılabilmektedir. Bu çalışmada ilk olarak prostat kanseri tedavisinde kullanılan 7 alanlı 3BKRT tekniği ile 5 alanlı YART tekniklerinin hedef hacimdeki dozlarını incelenmiş ve kritik organların almış olduğu dozlar doz hacim grafiği (DVH) yardımıyla analiz edilmiştir. Her iki teknik için 56 Gy doza kadar aynı hedef hacimler tanımlanmış ve kritik organların (mesane, rektum, sağ ve sol femur başları) aldığı dozlar karşılaştırılmıştır. Daha sonra YART tekniği kullanılarak yapılan tedavi planlamalarının kalite kontrolü iyon odası, iki boyutlu iyon odası ve film dozimetresi sistemleri kullanarak tedavi planlama sistemi (TPS) verileri ile karşılaştırılmıştır. İlk olarak 20 hastanın bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri mesanesi dolu ve boş olacak şekilde iki eşit gruba ayrılarak 3 mm kesit aralıkları ile taranmıştır. BT kesitleri Precise tedavi planlama sistemine (TPS) aktararak hedef hacimler ve kritik organlar tanımlanmıştır. 3BKRT tekniğinde 18 MV foton enerjisi kullanılarak 7 alandan %95'lik izodoza 70 Gy doz verecek şekilde tanımlanmıştır. YART tekniğinde 18 MV foton enerjisi kullanılarak 5 alandan toplamda 76 Gy doz tanımlanmıştır. BT kesitleri incelendiğinde 3BKRT planlamalarında hedef hacim tanımlanan dozun $\pm\%5$ 'ini alırken YART planlamalarında hedef hacim tanımlanan dozun $-\%5$ ile $+\%7$ 'sini almaktadır. 3BKRT ve YART planlamaları karşılaştırıldığında mesanesi dolu olan hastaların YART planlamaları mesane için 40 Gy'e kadar ($p= 0.037$), rektum için 45 Gy'den sonra ($p= 0.011$), sol femur başı için 40 Gy'de ($p=0.005$) anlamlı bir farka neden olmuştur. Mesanesi boş olan hastaların YART planlamaları mesane için 50 Gy'e kadar ($p=0.017$), rektum için 50 Gy'den sonra ($p=0.008$), sol femur başı için 40 Gy'de ($p=0.024$) anlamlı bir farka neden olmuştur. Sağ femur için iki tekniğin arasında anlamlı bir fark yoktur. 3BKRT ve YART planlamalarını kendi aralarında mesanesi dolu ve boş olmasına göre karşılaştırdığımızda mesanenin dolu olması mesane dozunda 3BKRT planlamalarında 50 Gy'e ($p= 0.047$), YART planlamalarında 60 Gy'e ($p=0.022$) kadar anlamlı bir farka neden olmuştur. Son olarak YART planlamalarının kalite kontrolü için iyon odası ile noktasal doz karşılaştırması yapılırken iki boyutlu doz analizi için iki boyutlu iyon odası ve film dozimetresi kullanılarak gama analizleri yapılmıştır. İyon odası, film ve 2B iyon odasından elde edilen sonuçların planlama sisteminden elde edilen sonuçlarla karşılaştırıldığında, her üç ölçüm cihazının da klinik açıdan uygun olduğu tespit edilmiştir. DVH'ler ve istatistiksel veriler incelendiğinde hastanın mesanesinin dolu olması 3BKRT ve YART planlamalarında mesane dozunun düşmesine neden olmuştur. Ayrıca kritik organların YART planlamaları ile daha iyi korunduğu gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Prostat kanseri, 3 boyutlu tedavi planlaması, YART kalite kontrol testleri, gafkromik film, 2B iyon odası.

ABSTRACT

İSPİR, B. Quality Assurance of Intensity Modulated Radiation Therapy and Comparison of Dose Distribution Three Dimension Conformal Radiotherapy For Prostate Cancer. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Msc. Thesis in Radiotherapy Physics Program, Ankara, 2010. It is possible to decrease the dose of critical organs through increasing the dose by using YART technique, developed model of 3D conformal radiation therapy in the treatment of prostate cancer. For the first part of this study, doses of the target volumes used in 7 fields 3DCRT and 5 fields IMRT for prostate cancer treatment was investigated and critical organ doses were analyzed by using dose volume histograms (DVH). For each technique, same target volumes up to 56 Gy were defined and critical organ doses (bladder, rectum, left and right femur heads) were compared. Next, quality control of the treatment plans done by IMRT technique were compared with treatment planning system data by using ion chamber, two dimensional ion chamber and film dosimeter. Computerized tomography (CT) images of the first 20 patient were taken with two equal separated group as empty and full bladder with 3 mm slices intervals. CT slices with 3 mm slices intervals. CT slices were transferred to Precise TPS and target volumes, critical organs were defined. In 3DCRT technique, by using 18 MV photon beam 70 Gy were defined from 7 fields towards % 95 isodose. In IMRT technique, by using 18 MV photon beam totally 76 Gy were defined from 5 fields. When CT slices were investigated it is observed that while target volume was taking $\pm 5\%$ of the defined dose in 3DCRT, in IMRT target volume was taking -5% and $+7\%$ of the defined dose. When 3DCRT and IMRT was compared, patients with full bladder IMRT plans cause significant difference up to 40 Gy ($p = 0.037$) for bladder, after 45 Gy ($p = 0.011$) for rectum, at 40 Gy ($p = 0.005$) for left femur head. Patients with empty bladder IMRT plans cause significant difference up to 50 Gy ($p = 0.017$) for bladder, after 50 Gy ($p = 0.008$) for rectum, at 40 Gy ($p = 0.024$) for left femur head. For both two techniques there is no significant difference for right femur head. When we compare 3DCRT and IMRT techniques according to including full and empty bladder, having full bladder causes significant difference in bladder dose up to 50 Gy ($p = 0.047$) in 3DCRT, up to 60 Gy ($p = 0.022$) in IMRT. To conclude, when point dose was investigated for quality control of the IMRT plans, two dimensional ion chamber used for two dimensional dose analyze and film dosimeter used for gamma analyses. When each of the results from ion chamber, film and two dimensional ion chamber were compared with the results of the TPS, it is observed that each measurement device is proper in clinical use. When DVHs and statistical data were investigated, having full bladder reduces bladder dose in both 3DCRT and IMRT techniques. Besides it is proven that critical organs in IMRT plans get less dose.

Key words: Prostate cancer, Three Dimension Conformal Radiotherapy, Quality assurance of intensity modulated radiation therapy, Gafchromic film, 2D ion chamber.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
TABLolar DİZİNİ	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Prostat ve Anatomik Yerleşimi	3
2.2. Prostat Kanseri	4
2.3. Prostat Kanserinde Risk Faktörleri	4
2.3.1. Kalıtım	4
2.3.2. Yaş	5
2.3.3. Irk	5
2.3.4. Diyet	5
2.3.5. Kimyasal Maddeler	5
2.4. Prostat Kanserinin Oluşumu	5
2.5. Klinik Bulgular ve Tanı	6
2.6. Prognostik Faktörler	7
2.7. Prostat Kanserinin Evrelemesi	7
2.8. Prostat Kanseri Tedavisinde Radyoterapi Doz Değerleri	9
2.9. Prostat Kanserinin Tedavisi	9
2.10. Prostat Kanseri Radyoterapisi	11
2.10.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tekniği	12
2.10.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniği	13
2.11. Radyoterapinin Kalite Kontrol Testleri	14
2.11.1. Lineer Hızlandırıcı Cihazının Kalite Kontrol Testleri	14

2.11.2.	Çok Yapraklı Kolimatör Kalite Kontrol Testleri	15
2.11.3.	Hastaya Özel Kalite Kontrol Testleri	16
2.12.	İyon Odaları	16
2.13.	İki Boyutlu İyon Odası	17
2.14.	Film Dozimetrisi	18
2.14.1.	Radyokromik Film	19
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	20
3.1.	Araç ve Gereçler	20
3.1.1.	Philips Marka Brilliance Bilgisayarlı Tomografi	20
3.1.2.	Precise Tedavi Planlama Sistemi	21
3.1.3.	Elekta Marka Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı	22
3.1.4.	Scanditronix Wellhofer Marka Dose 1 Elektrometre	23
3.1.5.	Scanditronix Wellhöfer Marka RW3 Katı Su Fantomu	24
3.1.6.	Scanditronix Wellhöfer Marka 0.65 cc Farmer Tipi İyon Odası	24
3.1.7.	Scanditronix Wellhofer Marka 8905 0.13 cc İyon Odası	25
3.1.8.	Scanditronix Wellhofer Marka Matrix 2 Boyutlu İyon Odası	26
3.1.9.	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Fantomu	26
3.1.10.	Kodak Marka X-Omat Film	27
3.1.11.	Gafkromik EBT Radyokromik Film	28
3.1.12.	Vidar Marka DosimetryPRO Advantage Film Tarayıcısı	28
3.1.13.	Omni-Pro I'mRT Programı	29
3.1.14.	Veri Analizi	29
3.2.	Yöntem	30
3.2.1.	Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler	30
3.2.2.	YART Tekniğinin Kalite Kontrol Testleri	33
3.2.2.1.	Lineer Hızlandırıcının Kalite Kontrol Testleri	34
3.2.2.1.1.	Doğrusallık Testi	34
3.2.2.1.2.	Düşük MU Değerleri İçin Linak Cihazının Performans	36

	Testleri	
3.2.2.1.3.	Üst üste binme testi (Overlap)	38
3.2.2.2.	Çok Yapraklı Kolimatör Sistemi	39
	Testleri	
3.2.2.2.1.	ÇYK Pozisyon Testi	39
3.2.2.2.2.	ÇYK Doz Testi	42
3.2.2.2.3.	ÇYK Girinti ve Çıkıntı Testi	43
3.2.2.2.4.	ÇYK Sızıntı Testi	44
3.2.2.3.	Hastaya Özel Kalite Kontrol Testleri	44
3.2.2.3.1	Kullanılacak Dozimetrik Sistemlerin Kalibrasyonu	45
3.2.2.3.2.	Gafkromik Film Kalibrasyonu	45
3.2.2.3.3	İyon Odası ve Gafkromik Film Ölçümleri İçin Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler	47
3.2.2.3.4.	Lineer Hızlandırıcı Cihazında Yapılan İşlemler	51
3.2.2.3.5.	2 Boyutlu İyon Odası İçin Yapılan İşlemler	51
4.	BULGULAR	53
4.1.	Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Sonuçlar	53
4.1.1.	Mesanesi Boş Olan Hastaların 3BKRT ve YART Tekniklerine Göre Doz Değerleri	54
4.1.1.1.	3BKRT Tekniğine Göre Doz Değerleri	54
4.1.1.2.	YART Tekniğine Göre Doz Değerleri	56
4.1.2.	Mesanesi Dolu Olan Hastaların 3BKRT ve YART Tekniklerine Göre Doz Değerleri	59
4.1.2.1.	3BKRT Tekniğine Göre Doz Değerleri	59
4.1.2.2.	YART Tekniğine Göre Doz Değerleri	61
4.1.3.	Kritik Organ Doz Verilerinin Değerlendirilmesi	64
4.1.3.1.	3BKRT Planlarının Analizi	64
4.1.3.2.	YART Planlarının Analizi	65
4.1.4.	3BKRT ile YART Tekniklerinin Karşılaştırılması	67
4.1.4.1.	Mesanesi Boş Olan Hastaların Planlamalarının Analizi	67

4.1.4.2	Mesanesi Dolu Olan Hastaların Planlamalarının Analizi	68
4.1.5.	Kritik Organlar İçin Oluşturulan Doz Hacim Grafikleri	69
4.2.	YART Kalite Kontrol Testleri	72
4.2.1.	İyon Odası Ölçüm Sonuçları	72
4.2.2.	İki Boyutlu İyon Odası Ölçüm Sonuçları	73
4.2.3.	Gafkromik Film Ölçüm Sonuçları	76
5.	TARTIŞMA	79
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	83
	KAYNAKLAR	85

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2B	2 boyutlu
3BKRT	3 boyutlu konformal radyoterapi
ABS	Akrilonitril Butadien Stiren
BT	Bilgisayarlı tomografi
cGy	Santi gray
ÇYK	Çok yapraklı kolimatör
Dmaks	Dozun maksimum olduğu derinlik
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
dpi	İnç başına nokta sayısı (Dot per inch)
DRR	Dijital yolla yaratılmış görüntüler (Digitally Reconstructed Radiograph)
DVH	Doz hacim grafiği
EBT	Eksternal ışın tedavisi (External beam therapy)
GS	Gleason skoru
GTV	Gross tümör hacmi
IAEA	Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (International Atomic Energy Agency)
ICRU	Uluslar Arası Birimler ve Ölçümler Komisyonu
KTV	Klinik target volüm (CTV)
Linak	Lineer Hızlandırıcı (Linear Acceleratör)
MR	Magnetik rezonans
MU	Monitor birimi
MV	Milyon volt
OD	Optik yoğunluk
PMMA	Polimetil metakrilat (akrilik)
PRM	Parmakla rektal muayene
PSA	Prostat spesifik antijen
PTV	Planlama hedef hacmi
RT	Radyoterapi
SAD	Kaynak eksen mesafesi

SSD	Kaynak cilt mesafesi
Sv	Sievert
TD	Tolerans doz
TPS	Tedavi planlama sistemi
TRUS	Transrektal ultrasonografi
YART	Yoğunluk ayarlı radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Prostatın anatomik yapısı	3
Şekil 2.2. Lineer hızlandırıcının kafası	15
Şekil 2.3. İyon odalarının şematik gösterimi	17
Şekil 3.1. Philips Marka Brilliance bilgisayarlı tomografi cihazı	21
Şekil 3.2. Precise tedavi planlama sistemi	22
Şekil 3.3. Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı	23
Şekil 3.4. Scanditronix Wellhofer marka Dose 1 elektrometre	24
Şekil 3.5. RW3 katı su fantomu	24
Şekil 3.6. Scanditronix Wellhöfer marka 0.65 cc farmer tipi iyon odası	25
Şekil 3.7. Scanditronix Wellhofer marka 0.13 cc iyon odası	25
Şekil 3.8. Scanditronix Wellhöfer marka MatriXX 2 boyutlu iyon odası	26
Şekil 3.9. Scanditronix Wellhöfer marka YART fantomu	27
Şekil 3.10. Kodak marka XV2 filmi	27
Şekil 3.11. Gafkromik EBT filmin yapısı	28
Şekil 3.12. Vidar marka DosimetryPRO Advantage film tarayıcısı	29
Şekil 3.13. 3BKRT tekniği ile prostat kanseri tedavi planı	31
Şekil 3.14. YART tekniği ile prostat kanseri tedavi planı	32
Şekil 3.15. 2 Boyutlu iyon odası ile ölçüm düzeneği	33
Şekil 3.16. Linak doğrusallık testi grafiği	35
Şekil 3.17. Düşük MU değeri için simetri ve profil ölçüm düzeneği	37

Şekil 3.18.	2 MU değeri için ışınlanan x-omat filmi	37
Şekil 3.19.	3 MU değeri için ışınlanan x-omat filmi	37
Şekil 3.20.	Üst üste binme testi için planlamada oluşturulan segment 1	38
Şekil 3.21.	Üst üste binme testi için planlamada oluşturulan segment 2	38
Şekil 3.22.	Üst üste binme testi için ışınlanan XV2 filmi	39
Şekil 3.23.	Picket fence testi için oluşturulan birinci segment alanı	40
Şekil 3.24.	Picket fence testi için oluşturulan ikinci segment alanı	40
Şekil 3.25.	Picket fence testi için oluşturulan üçüncü segment alanı	41
Şekil 3.26.	Picket Fence testi düzeneği	41
Şekil 3.27.	Picket Fence testi için ışınlanan XV2 filmi	42
Şekil 3.28.	ÇYK sisteminde girinti ve çıkıntı	43
Şekil 3.29.	Girinti ve çıkıntı testi için oluşturulan alan	43
Şekil 3.30.	Girinti ve çıkıntı testi için ışınlanan XV2 filmi	44
Şekil 3.31.	Film kalibrasyonu deney düzeneği	45
Şekil 3.32.	Kalibrasyon için ışınlanan gafkromik film	46
Şekil 3.33.	BT cihazında taranan YART fantomu	47
Şekil 3.34.	TPS aktarılan YART fantomu	48
Şekil 3.35.	YART fantomuna yerleştirilen orjin noktası	48
Şekil 3.36.	YART planının fantom üzerindeki doz dağılımı	49
Şekil 3.37.	İyon odası ve gafkromik filmin fantoma yerleştirildiği koordinatlar	49
Şekil 3.38.	İyon odasına ait doz hacim grafiği	50
Şekil 3.39.	YART fantomunun linak cihazındaki pozisyonu	51

Şekil 3.40.	Planlama sisteminin iki boyutlu iyon odası için Dose QA bölümü	52
Şekil 3.41.	2 boyutlu iyon odası ölçüm düzeneği	52
Şekil 4.1.	Mesaneinin DVH ve standart sapma grafiği	70
Şekil 4.2.	Rektumun DVH ve standart sapma grafiği	70
Şekil 4.3.	Sağ femur başının DVH ve standart sapma grafiği	71
Şekil 4.4.	Sol femur başının DVH ve standart sapma grafiği	71
Şekil 4.5.	Gama değerinin gösterimi	74
Şekil 4.6.	Planlanan ve ölçülen verilerin gama değerleri analizi	75
Şekil 4.7.	Işınlanan filmin görüntüsü	76
Şekil 4.8.	Planlanan ve film dozimetresi ile ölçülen verilerin gama değeri analizi	77

TABLOLAR DİZİNİ

		Sayfa
Tablo 3.1.	Kalibrasyon ölçümleri için yapılan doğrusallık testi	35
Tablo3.2.	Düşük MU’de TPS ve Linak okuma değerleri	36
Tablo 3.3.	ÇYK alanı okuma değeri ile kolimatör okuma değeri	42
Tablo 3.4.	ÇYK sızıntı testi için iyon odası ile alınan değerler	44
Tablo 3.5.	18 MV foton enerjisi için gafkromik filmlere verilen MU değerleri ve bu değerlere karşılık gelen dozlar	46
Tablo 4.1.	3BKRT tekniği hasta verilerinin KTV ve PTV doz değerleri	54
Tablo 4.2.	3BKRT tekniğinde rektumun aldığı % doz değerleri	55
Tablo 4.3.	3BKRT tekniğinde mesanenin aldığı % doz değerleri	55
Tablo 4.4.	3BKRT tekniğinde femur başlarının aldığı % doz değerleri	56
Tablo 4.5.	YART tekniği hasta verilerinin KTV1 ve PTV1 doz değerleri	56
Tablo 4.6.	YART tekniği hasta verilerinin KTV2 ve PTV2 doz değerleri	57
Tablo 4.7.	YART tekniğinde rektumun aldığı % doz değerleri	57
Tablo 4.8.	YART tekniğinde mesanenin aldığı % doz değerleri	58
Tablo 4.9.	YART tekniğinde femur başlarının aldığı % doz değerleri	58
Tablo 4.10.	3B-KRT tekniği hasta verilerinin KTV ve PTV doz değerleri	59
Tablo 4.11.	3BKRT tekniğinde rektum aldığı % doz değerleri	60
Tablo 4.12.	3BKRT tekniğinde mesanenin aldığı % doz değerleri	60
Tablo 4.13.	3BKRT tekniğinde femur başlarının aldığı % doz değerleri	61

Tablo 4.14.	YART tekniği hasta verilerinin KTV1 ve PTV1 doz değerleri	61
Tablo 4.15.	YART tekniği hasta verilerinin KTV2 ve PTV2 doz değerleri	62
Tablo 4.16.	YART tekniğinde rektumun aldığı % doz değerleri	62
Tablo 4.17.	YART tekniğinde mesanenin aldığı % doz değerleri	63
Tablo 4.18.	YART tekniğinde femur başlarının aldığı % doz değerleri	63
Tablo 4.19.	Mesanenin durumuna göre V_{40Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	64
Tablo 4.20.	Mesanenin durumuna göre V_{50Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	64
Tablo 4.21.	Mesanenin durumuna göre V_{60Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	65
Tablo 4.22.	Mesanenin durumuna göre V_{65Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	65
Tablo 4.23.	Mesanenin durumuna göre V_{70Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	65
Tablo 4.24.	Mesanenin durumuna göre V_{40Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	65
Tablo 4.25.	Mesanenin durumuna göre V_{50Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	66
Tablo 4.26.	Mesanenin durumuna göre V_{60Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	66
Tablo 4.27.	Mesanenin durumuna göre V_{65Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	66
Tablo 4.28.	Mesanenin durumuna göre V_{70Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	66
Tablo 4.29.	3BKRT ve YART planlarının V_{35Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	67
Tablo 4.30.	3BKRT ve YART planlarının V_{40Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	67

Tablo 4.31.	3BKRT ve YART planlarının V_{45Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	68
Tablo 4.32.	3BKRT ve YART planlarının V_{50Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	68
Tablo 4.33.	3BKRT ve YART planlarının V_{35Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	68
Tablo 4.34.	3BKRT ve YART planlarının V_{40Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	69
Tablo 4.35.	3BKRT ve YART planlarının V_{45Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	69
Tablo 4.36.	3BKRT ve YART planlarının V_{50Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri	69
Tablo 4.37.	Planlamada hesaplanan ve cihazda ölçülen iyon odası sonuçları	73
Tablo 4.38.	MatriXX ölçümleri ile TPS verilerinin analizi	75
Tablo 4.39.	Film ölçümleri ile TPS verilerinin analizi	77

1. GİRİŞ

Prostat kanseri yavaş ilerleyen bir kanser olmasına rağmen her yıl binlerce insan prostat kanseri nedeniyle ölmektedir (1). Günümüzde hasta bilincinin artması, prostat spesifik antijen (PSA) taraması ve ultrason eşliğinde yapılan biyopsi yöntemlerinin kullanılması ile prostat kanserine erken evrede tanı konulabilmektedir. Bu yöntemler hastanın tedavisinde ve mortalitenin azaltılmasında yüksek oranda katkıda bulunmaktadır.

Erken evre prostat kanseri tedavisinde radikal prostatektomi, eksternal radyoterapi veya brakiterapi tedavi seçenekleri sunulmaktadır. Üç tedavi şekline göre klinik sonuçlar aynı olmasına rağmen tedaviye bağlı yan etkilerde farklılıklar görülmektedir.

Son yıllarda radyoterapideki teknolojik gelişmelerle birlikte prostat kanseri tedavisinde kullanılan teknikler de hızla ilerlemiştir. Özellikle modern görüntüleme yöntemleri olan bilgisayarlı tomografi (BT) ve magnetik rezonans görüntüleme (MR) ile hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesi ve tümörün normal doku ile ilişkisinin daha net ortaya konulmasıyla birlikte 3BKRT tekniği kullanılmaya başlanmıştır. Son yıllarda 3BKRT'nin gelişmiş bir tekniği olan YART tekniği de yaygın bir şekilde uygulanmaya başlanmıştır. Yeni radyoterapi (RT) tekniklerinin kullanımı, toksisiteyi arttırmadan RT'nin yüksek dozlarının güvenle uygulanmasına izin vermektedir (2).

3BKRT ve YART teknikleri hedef organ olan prostatu tam olarak kapsarken çevresindeki normal dokuları daha iyi korur, böylece RT'de verilen toplam doz bu iki tedavi tekniği kullanıldığında daha da yükseltilebilir. Dozun yükseltilmesi biyokimyasal yinelemesiz sağ kalım süresini (BYSS) arttırır (3).

Prostat kanseri tedavisi için Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 7 alanlı 3BKRT tekniği protokolü uygulanmaktadır. Böylece kritik organ dozları azaltılmakta ve hedef hacimde maksimum ve homojen doz dağılımı sağlanmaktadır. Kritik organ olarak mesane, rektum, femur başları çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemi kullanılarak korunmaktadır.

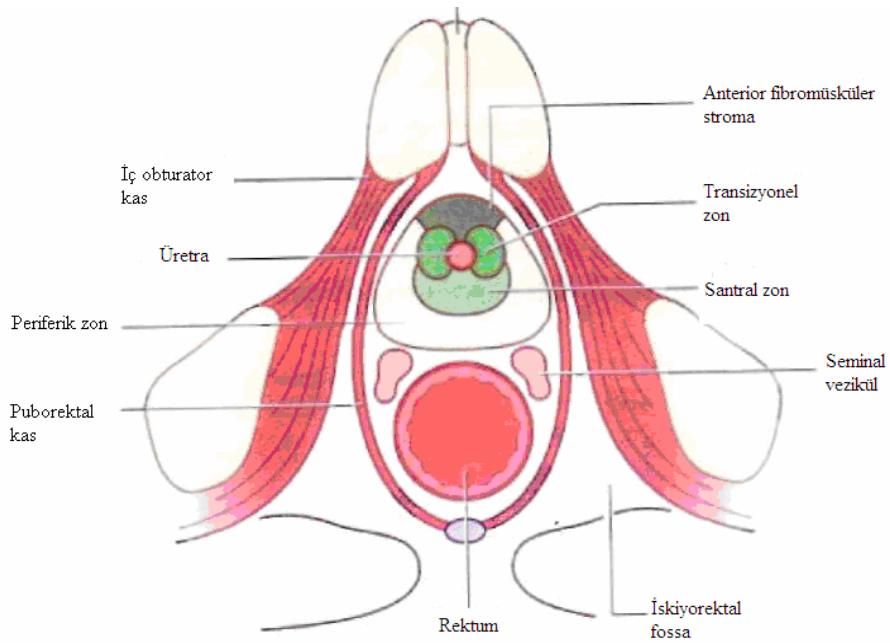
Bu çalışmanın iki ayrı amacı bulunmaktadır. Birinci amacı, prostat kanseri tedavisinde kullanılan 7 alanlı 3BKRT tekniği ile 5 alanlı YART tekniklerinin hedef hacimdeki dozlarını incelemek ve kritik organların almış olduğu dozların DVH yardımıyla karşılaştırmaktır.

İkinci amacı ise, YART tekniği kullanılarak yapılan tedavi planlamasının kalite kontrolünün farklı dozimetrik sistemler kullanılarak TPS verileri ile karşılaştırılarak değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Prostat ve Anatomik Yerleşimi

Kranio-kaudal ve antero-posterior boyutları yaklaşık 4 cm ve 2.5 cm, genişliği ise ortalama 3 cm olan prostat, mesanenin inferior kısmında yerleşmiş olan ve erkek üretrasının proksimal kısmını çevreleyen fibromusküler ve glandüler bir organdır (4). Şekli ters çevrilmiş ve sıkıştırılmış koni olarak da tarif edilebilir (5). Ovoid şekilli olmasına rağmen altta daralmış bir apeks ve üstte mesane tabanı ile devam eden geniş bir tabana sahiptir. Prostat kollajen, elastin ve yoğun düz kas yapısından oluşan bir kapsülle çevrilidir. Anatomik olarak gerçek pelvis içinde simfizis pubis ile rektumun ampullası arasında bulunur. Erişkinde normal ağırlığı 20 gram kadardır (6). Apeksi inferiorda, ürogenital diyaframın superior fasyası üzerine uzanır.



Şekil 2.1. Prostatın anatomik yapısı

Prostatın posterior, anterior ve 2 adet infero-lateral yüzeyi vardır. Posterior yüzey rektum ampullası önünde bulunur ve rektumdan kendi fasyası ve Denonvillier fasyası ile ayrılır (7). Posterior yüz ayrıca üst kısımda seminal veziküller ve vas

deferenslerin ampullası ile komşuluk gösterir. Anterior yüz simfizis pubisin yaklaşık 2 cm arkasında bulunur ve bu iki yapı arasında gevşek yağ dokusu ve zengin bir venöz pleksus bulunur. Prostatın anterior ve antero-lateral yüzeylerinde kapsül endopelvik fasya ile karışır. Anterior yüz apekse yakın kısımda iki adet puboprostatik ligaman ile pubik kemiğe bağlanır. İnfero-lateral yüzler levator ani kasının ön kısımları ile ilişki içindedir ve aralarında zengin venöz pleksus yapıları vardır.

2.2. Prostat Kanseri

Günümüzde prostat kanseri erkekler için önemli bir sağlık sorununu teşkil etmektedir. 2006 yılında Avrupa da 345.900 yeni prostat kanserli hasta tespit edilmiş olup, yine 87.400 hasta prostat kanserini nedeniyle kaybedilmiştir (8). Prostat kanserinin insidansı yaşla birlikte artmaktadır. Prostat kanserine nadiren 40 yaşın altında tanı konulmaktadır ve genellikle de 50 yaşından genç kişilerde sık olarak tespit edilememektedir. Prostat kanserini 40 yaşın altında görülme olasılığı 1/10.000, 40-59 yaş arasında 1/103 iken, bu oran 60-79 yaşları arasında ise 1/8'dir (1).

2.3. Prostat Kanserinde Risk Faktörleri

Prostat kanseri gelişmesinde etkili faktörler kesin bir şekilde belirlenememekle beraber prostat kanserinin oluşumunda etkili olan bazı risk faktörleri tanımlanmıştır. Bu faktörleri kalıtım, yaş, ırk, diyet ve kimyasal maddeler olarak sıralamak mümkündür.

2.3.1. Kalıtım

Birinci derece akrabalarında prostat kanseri bulunan kişilerde risk 2-3 kat artar. Prostat kanserlerinin %9' unda genetik yatkınlık saptanmıştır (9).

2.3.2. Yaş

Prostat kanseri tanısı alan hastaların yaklaşık %95'inde tanı 45 ile 89 yaşları (ortalama 72 yaş) arasında konulmaktadır (10).

2.3.3. Irk

Siyah ırkta beyaz ırka göre daha fazla görülme olasılığı vardır (11).

2.3.4. Diyet

Hayvansal yağlardan zengin diyetin kolesterol dengesini değiştirerek prostat kanserine yol açtığı düşünülmektedir. Prostat kanserinin, yüksek yağ içerikli diyetle beslenme alışkanlığı olan toplumlarda daha sık, soya ürünlerinin bol tüketildiği uzak doğu ülkelerinde ise daha az görüldüğü gözlenmiştir. Ayrıca vitamin E, selenyum, özellikle domateste bol miktarda bulunan bir antioksidan bir madde olan likopen ve yeşil çay tüketiminin prostat kanseri olasılığını azalttığı öne sürülmüştür (11).

2.3.5. Kimyasal Maddeler

Kimyasal maddelerden kadmiyumlu maddelerle çalışılırken kadmiyum buharının solunmasının prostat kanserine yol açtığı bildirilmiştir (11). Prostat kanserinin neden ortaya çıktığı kesin olarak bilinmemekle beraber, cinsiyet hormonları ile ilgilidir. Günümüzde elde edilen bilgiler doğrultusunda testosteronun prostat bezindeki hücrelerde aşırı uyarı yaparak kansere yol açabileceği söylenmekte, ancak tek etkenin bu hormon olmadığı düşünülmektedir (11) .

2.4. Prostat Kanserinin Oluşumu

Prostat kanseri hücreleri prostat bezi hücrelerinden gelişir. Prostat kanserinde ilk odak bez içerisinde küçük bir nodül şeklindedir. Daha sonraki aşama da tümör prostat bezini kaplar ve prostat bezi kapsülünü geçerek çevreye yayılır. Seminal

veziküllere ilerler. Ayrıca kan ya da lenf yoluyla vücudun diğer organlarına yayılır. Kan veya lenf yoluyla sıklıkla vertebralalar, pelvik kemikler, kafatası ve diğer kemiklere, karaciğer ve akciğerlere yayılır (12).

2.5. Klinik Bulgular ve Tanı

Çoğunlukla biyolojik karakteri nedeni ile yavaş ilerleyen bir hastalık olduğundan prostat kanseri geç klinik belirti vermektedir. Hastalık ilerleyince belirtileri gözlenmeye başlanmaktadır. Hastaların %75' inde zor idrar yapma şikayeti bulunmaktadır. İleri evre prostat kanserlerinin belirtileri büyüyen prostat bezinin üretrada yaptığı darlıktan kaynaklanmaktadır.

Belirtileri:

- Sık idrara çıkma,
- İdrar yaparken zorlanma,
- Gece idrara sık çıkma,
- İdrarın kalibrasyonunda azalma,
- İdrarda bazen kan görülmesi

Bazen ilk belirti, tümörün uzak organlara yayılımı ile ilgili olarak, karnın alt kısımlarında, bacaklarda ve bel bölgelerinde ağrı, halsizlik, kilo kaybı olabilmektedir (12).

Erken evrede tanı konabilen prostat kanseri doğru ve yerinde bir tedavi ile kür şansı yüksek bir hastalıktır. Lokal hastalığın kesin tedavisi mümkündür. Bu nedenle 55 yaş üstü erkeklerin yılda bir kez prostat kontrolünden geçmesi çok büyük önem taşımaktadır (13).

Prostat kanserini tanısı için kullanılan üç temel tanı aracı vardır. Bunlar parmakla rektal muayene (PRM), prostat spesifik antijen (PSA) düzeyi belirlenmesi ve transrektal ultrasonografidir (TRUS). Bu yöntemlerle şüpheli olgularda biyopsi alınarak prostat kanseri tanısı koyulur.

2.6. Prognostik Faktörler

Prostat kanseri hastaları üç parametre (tedavi öncesi PSA, Gleason skoru (GS) ve klinik tümör evresi) kullanılarak düşük-orta ve yüksek risk gruplarına ayrılır (14).

Prostat kanserinde risk gruplarına göre sınıflandırma aşağıdaki şekildedir (14).

- Düşük risk grubu; PSA ≤ 10 ng/mL GS 2-6 ve klinik tümör evresi T1 veya T2b
- Orta risk grubu; PSA $>10-20$ ng/mL veya GS 7 veya klinik tümör evresi $\geq T2c$
- Yüksek risk grubu; PSA >20 ng/mL veya GS 8-10 veya klinik tümör evresi $\geq T3a$

2.7. Prostat Kanserinin Evrelemesi

Prostat kanseri evrelemesinde iki amaç vardır: Prognozu tahmin etmek ve hastalığın yaygınlığına göre uygun tedaviyi belirlemektir (15). Prostat kanseri için ilk klinik evreleme sınıflaması 1956'da Whitmore tarafından yapılmıştır ve Jewett tarafından 1975'te modifiye edilmiştir. "American Joint Committee for Cancer Staging" (AJCC) ve "International Union Against Cancer" (UICC) 1992 yılında prostat kanseri için yeni bir TNM sınıflaması uyarlamışlardır. Bu sistem 1997 ve 2003'de modifiye edilmiştir.

Klinik evreleme, genellikle ilk değerlendirmeyi yapan klinisyen tarafından, parmakla rektal muayene, serum tümör belirleyicileri, tümör derecesi ve görüntüleme yöntemleri ile değerlendirilmesidir.

Prostat kanserinin 2003 TNM evreleme sistemi (14);

Primer tümör (T)

TX Primer tümör değerlendirilemiyor

T0 Primer tümör bulgusu yok

T1 Palpasyonla ya da görüntüleme yöntemleri ile klinik olarak belirgin olmayan tümör

T1a Histolojik incelemede rezeke edilen dokunun %5 veya daha azında tümör

T1b Histolojik incelemede rezeke edilen dokunun %5 veya daha fazlasında
tümör

T1c Yükselmiş PSA gibi nedenlerle yapılan iğne biopsilerinde saptanan
tümör

T2 Prostat içinde palpabl veya görüntülenebilen sınırlı tümör*

T2a Bir lobun yarısını veya daha azını tutan tümör

T2b Bir lobun yarısından fazlasını tutan fakat iki lobu tutmayan tümör

T2c Her iki lobu tutan tümör

T3 Prostat kapsülü boyunca yayılan tümör**

T3a Eksrakapsüler yayılım (tek ya da iki taraflı)

T3b Seminal veziküllere yayılan tümör

T4 Tümör, Seminal veziküller dışındaki komşu yapılara da fikse olmuş veya
yayılmıştır.

T4a Mesane boynu, eksternal sfinkter veya rektuma yayılan tümör

T4b Levator kası ve/veya pelvik duvara yayılan tümör.

* İğne biyopsisi ile bir ya da iki lobda saptanan tümör, palpe edilemiyor veya
görüntüleme ile güvenilir olarak gösterilemiyorsa T1c olarak sınıflandırılır

** Prostat apeksine ya da kapsül içine invazyon (dışına değil), T3 olarak değil T2
olarak sınıflandırılır

Bölgesel Lenf Nodları (N)

NX Bölgesel lenf nodu değerlendirilemez

N0 Bölgesel lenf nodu metastazı yok

N1 2 cm'den küçük tek bir lenf nodunda metastaz ve

N2 2 cm'den büyük 5 cm'den küçük tek bir lenf nodunda metastaz

N3 5 cm'den büyük lenf nodunda metastaz

Uzak Metastazlar (M)

MX Uzak metastazlar değerlendirilemez

M0 Uzak metastaz yok

M1 Uzak metastaz var

M1a Bölgesel olmayan lenf nodlarına metastaz

M1b Kemik metastazı

M1c Başka yerlere metastaz

2.8. Prostat Kanseri Tedavisinde Kritik Organlar İçin Radyoterapi Doz Değeri

Prostat ışınlamasında verilen doz miktarını kısıtlayan kavramlar minimum ve maksimum tolerans dozlarıdır. Normal doku ve organların tolerans sınırlarının çok üzerinde doz verilmemelidir. Minimum tolerans dozu (TD 5/5) ışınlanan doku veya organda 5 yıl içerisinde % 5 oranında geç radyasyon hasarına neden olabilecek doz miktarıdır ve doz limiti değerlerini belirlemektedir. Maksimum tolerans dozu (TD 50/5) ise, 5 yıl içerisinde ışınlanan doku veya organda % 50'nin üzerinde komplikasyona neden olabilecek doz miktarıdır.

Prostat ışınlamasında kritik organlardan biri olan rektumun (100 cm^3) TD 5/5 değeri 60 Gy, TD 50/5 değeri 80 Gy' dir. Mesanenin TD 50/5 değeri 80 Gy ve mesanenin 2/3 ' ü için TD 5/5 değeri 80 Gy iken; 3/3 ' ü için 65 Gy' dir. Femur başları için tek dozda 30 Gy üzerindeki dozlarda, fraksiyone dozlarda 70 Gy üzerindeki dozlarda nekroz görülür (14) . Bağırsaklarda 400 cm^2 ' lik ışın alanında TD 5/5 değeri 45 Gy; TD 50/5 değeri 55 Gy ve 100 cm^2 ' lik ışın alanında TD 5/5 değeri 50 Gy; TD 50/5 değeri 65 Gy' dir (11) .

2.9. Prostat Kanseri Tedavisi

Prostat kanserinde en uygun tedavi yaklaşımı tartışmalıdır (16). Klinik olarak lokalize prostat kanserinde uygulanan tedavi yöntemleri radikal prostatektomi, eksternal radyoterapi veya interstisiyel brakiterapidir. Ancak bu tedavi yöntemlerinden hangisini seçeceğimizin kararında birçok faktör göz önünde bulundurulur. Hastada beklenen yaşam süresi, uygulanacak tedavinin yan etkileri, yaşam kalitesi, tümörün özellikleri (grad'ı, evresi, PSA değeri), doktorun tecrübesi ve hastanın tercihi tedavi seçiminde yol gösterecektir (17). Bu faktörlerin içerisinde en önemlileri hastanın yaşı ve evresidir. Lokal ileri hastalık ve ileri yaş gibi durumlarda eksternal radyoterapi primer tedavi olarak yerini almıştır (16). Medikal

problemler yaşıyan, yaşlı, gleason skoru düşük olgularda dikkatli izlem de önerilmektedir (18). Yapılan randomize çalışma olmamasına rağmen erken evre prostat kanserinde hem biyokimyasal nüks, hem hastalıksız sağkalım sonuçlarında radikal prostatektomi, yüksek doz eksternal radyoterapi ve interstisiel brakiterapi arasında fark olmadığı görülmektedir (19).

Yapılan cerrahi uygulama, geç yan etkileri nedeniyle hastaların yaşam kalitesini etkileyebilmektedir. Bunların en önemlilerinden biri anastomoz yerinde gelişen striktürün hastalarda idrar yapma güçlüğü çekmesine neden olmasıdır (20). Diğer komplikasyonu ise daha sıklıkla görülen ve hastalarda ciddi boyutta rahatsızlık veren idrar inkontinansıdır (21). Hastalarda operasyon sonrası erektil disfonksiyon görülmekle birlikte sıklıkla koruyucu cerrahi teknikleri geliştirilmesi ile bu komplikasyonun azaldığı bildirilmektedir (22). Eksternal radyoterapide prostat kanserinin lokal kontrolünü sağlamak için 70 Gy üzeri dozlar sıklıkla tercih edilmektedir (16). Hanks ve arkadaşlarının 624 T3 prostat kanserli olgu ile yaptığı çalışmada 7 yıllık lokal nüks oranları 60-65 Gy radyoterapi alanlarda %36, 65-70 Gy radyoterapi alanlarda % 32, 70 Gy üzerinde radyoterapi alanlarda %24 olarak belirlenmiştir (23). Hem daha yüksek radyasyon dozlarına çıkma ihtiyacı hem de çevredeki normal organlara daha az zarar verme gerekliliği daha kompleks radyoterapi tekniklerinin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur (16).

İki boyutlu radyoterapi tekniği hedef hacmi kaçırmamak için belirlenen geniş marjinli radyoterapi alanları ile pelvik bölgedeki normal dokuların fazla dozda radyoterapi almasına neden olmaktadır. Bu da normal doku toksisitesinin 2 boyutlu radyoterapide 70 Gy üzerine çıkılmasını sınırladığı anlamına gelmektedir (24).

3BKRT’de, BT ile hedef hacim rahatlıkla belirlenebildiği için daha sınırlı bir marjinle daha yüksek radyoterapi dozlarına çıkmak mümkün olabilmektedir (16). Bu tekniğin daha gelişmiş olan YART ile her bir alanda doz yoğunluğu ayarlanarak çevrede bulunan risk altındaki organlara minimum doz verilmesi mümkün kılınmaktadır. Bu sayede Leibel ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, 907 prostat kanserli hasta 3BKRT ve YART ile tedavi edilmiştir. 5 yıllık lokal nüksüz sağkalım oranları 81-86 Gy doz alanlarda %96, 75 Gy doz alanlarda %86 ($p=0.01$), 64.8-70.1 Gy doz alanlarda %65 ($p=0.008$) olduğu görülmüştür (25). Bu çalışma en iyi kür oranlarının 81 Gy ve üzeri radyoterapi dozları ile mümkün olduğunu göstermektedir.

Prostat kanseri hormonla ilişkili birkaç kanserden birisidir. Bu kanserin oluşum mekanizmasında androjenin rol oynaması nedeniyle antiandrojen ajanlar tedavinin önemli bir parçasını oluşturmaktadır. Prostat kanserinin hormonal ilişkisi baskın olsa bile, diğer taraftan antiandrojenlerden bağımsız, kemoterapi ve radyoterapiye dirençli tedaviden istenilen yanıtın alınamadığı tümörler de vardır. Sağlanacak kür oranları ya ileri radyoterapi teknikleri kullanarak radyasyonun dozunu arttırarak veya son yıllarda sıkça gündemde olan radyasyonun etkinliğini arttıran ajanlar kullanarak mümkün olmaktadır (26).

2.10. Prostat Kanseri Radyoterapisi

Prostat kanseri ışınlaması, eksternal ve brakiterapi radyoterapi olarak iki alt guruba ayrılır. Eksternal radyoterapi de lineer hızlandırıcılardan elde edilen yüksek enerjili radyasyon demetleri (6-25MV) kullanılır. Eksternal tedavide ışınlar, dışarıdan verildiği için, sağlam dokular da radyoterapi sahası içinde kalmaktadır (27). Brakiterapi ise prostat kanserinin, prostat dokusu içerisine yerleştirilen radyoaktif maddeler ile tedavi edilmesi yöntemidir. Brakiterapi de verilen doz komşu organlara zarar vermeden prostat ile sınırlıdır.

Prostat kanserinin eski dönemdeki radyoterapisi 4 alandan, 30–35 fraksiyonda 60–70 Gy dozlar uygulamaktır. 1980’lerin sonlarında 3BKRT bu yaklaşımın yerini almaya başlamıştır. 3BKRT tümöre yüksek dozu vererek buna karşılık tümöre komşu organlarda en düşük dozun elde edilmesini sağlayan ve 2 boyutlu (2B) tedavi planlamalarının eksikliklerini ortadan kaldıran bilgisayar destekli modern bir radyoterapi teknolojisidir (16).

Radyoterapideki son gelişmelerden biri de YART’dır. YART tekniği, homojen olmayan ışın yoğunluk dağılımları sağlayan bilgisayar destekli optimizasyon temeline dayalı daha gelişmiş bir 3BKRT şeklidir.

Cerrahi gerektiren veya cerrahisi mümkün olmayan tümörlerin tedavisi için alternatif olarak geliştirilen radyoterapi tekniği ise robotik radyocerrahi sistemidir. Robot koluna monte edilmiş 6 MV enerjili lineer hızlandırıcısı sayesinde üstün manevra yeteneği ve tüm vücutta çerçevesiz robotik radyocerrahi yapma özelliğine sahiptir. Geleneksel radyocerrahi olarak bilinen stereotaktik radyocerrahi

sistemlerinden farklı olarak yalnızca beyin ve baş-boyun tümörlerinin tedavisinde değil tüm vücuttaki tümörlerin tedavisinde de kullanılmaktadır. Prostat kanseri tedavisinde de kullanılmakta olan robotik radyocerrahi sistemi görüntü kılavuzluğunda tümör hareketlerini tedavi süresince devamlı izleyerek gerektiğinde düzeltme yapabilme özelliğine sahiptir. Tedaviyi milimetrenin altında bir hassasiyetle yaparak tümör etrafındaki sağlıklı dokulara verilen hasarı minimumda tutar.

2.10.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tekniği

Teknolojideki ve bilgisayar alanındaki gelişmeler radyasyon onkolojisini 3BKRT çağına taşımıştır. BT ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tümörün ve hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesini sağlamaktadır. Radyasyon onkoloğuna hedef hacimleri her bir kesit üzerinde çizibilme imkan verir. Hedeflerin ve ilgili anatomik yapıların çizilmesindeki bu işlem “konturlama” olarak adlandırılır (28).

3BKRT tekniğinde hasta BT taramasına alınır. Radyasyon onkoloğu BT görüntüleri üzerinden kritik organları (mesane, rektum, sağ ve sol femur başları) ve hedef organları (prostat ve seminal veziküller) belirler. Ayrıca “International Commission on Radiotherapy Units and Measurement” (ICRU) 50 ve 62 kriterlerine uygun olarak klinik hedef hacim (KTV) ve planlanan hedef hacim (PTV) de tanımlanır.

Prostat kanserinin tedavisi için kullanılan konformal tedavi planı 6 alanlı veya 7 alanlı yapılabilir. 6 alanlı konformal tedaviler için ışınlar 60° , 90° , 120° , 240° , 270° , 300° gantri açılarındaki konumlandırılır. 7 alanlı konformal tedaviler için ise mevcut açılardaki demetlere ek olarak 0° gantri açısında bir demet yerleştirilir. Alan şekillendirici olarak çok yapraklı kolimatör sistemi veya konvansiyonel bloklar kullanılır. Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) kullanımı ile alan şekilleri tedavi planlama sistemleri tarafından otomatik olarak oluşturulabilmektedir. Bu durumda serobend blokların kullanımı, blok maliyeti, yapımları ve günlük set- up’ lar için harcanan zaman ortadan kaldırılmış olur (29,30).

Tedavinin uygunluğuna karar vermek için, PTV, KTV, rektum, mesane ve

femur başları için doz hacim histogramları oluşturulur. Uygun doz dağılımını elde edebilmek için alan boyutları, korumalı alanlar için kullanılan çok yapraklı kolimatörler ve kama açıları değiştirilerek optimal plan elde edilir.

2.10.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniği

3BKRT'nin geliştirilmiş bir formu olan YART'de ana demet, hedef bölgede farklı yoğunluklar oluşturacak şekilde ayarlanmış daha küçük demetçiklere veya segmentlere bölünür. Bu şekilde oluşan doz dağılımının konvansiyonel tedavilerden en önemli farkı çevre kritik organların daha iyi korunabilmesidir. Bu nedenle YART hedef bölgede daha yüksek dozlara çıkabilme imkanı sağlar. Ayrıca eş zamanlı olarak farklı hedef bölgelere farklı tedavi dozları uygulanabilir (31). Bu özellikler göz önüne alındığında, uzun sağkalım sağlanan hasta gruplarında YART'nin tümör kontrolünü arttırırken tedaviye bağlı yan etkilerin en aza indirgenmesi açısından önemi ve buna bağlı olarak yaşam kalitesine katkısı olabilir.

Günümüzde iki temel YART uygulama tekniği kullanılmaktadır. Bunlar statik YART ve dinamik YART teknikleridir. Statik teknikte tedavi planlama sisteminde (TPS) önceden belirlenen sabit lif pozisyonlarında ışınlama yapılır. Liflerin hareketi sırasında ise ışınlama yapılmaz. Dinamik teknikte ise lifler sürekli hareketlidir ve ışınlama bu sırada yapılır.

TPS'de YART tedavi planlamaları düz (forward) veya ters (inverse) planlama yöntemleri ile yapılır. Düz tedavi planlamasında (forward treatment planning) kullanıcı olası çözümü tanımlar ve planlama sistemi bu çözümü sunmaya çalışır. Ters tedavi planlaması (inverse treatment planning) ise istenilen amaç kullanıcı tarafından tanımlanır ve planlama sistemi de istenilen amaca uygun "optimal çözümü" bulur. Ters tedavi planlamasının avantajı, demet sayısı çok fazla olduğu için planlama yaparken 'deneme-yanılma' işlemine gerek kalmaz ve mümkün olan en 'optimal' plan bulunmaya çalışılır.

YART uygulanan hastanın koopere olması, uzun planlama ve tedavi sürecini tolere edebilmesi ve tedavinin aciliyet taşınamaması gerekmektedir. Tümörün düzensiz sınırlı veya konkav kenarlı olması, kritik organlara yakın olması, iyi bir immobilizasyon sağlanabilmesi ve organ hareketlerinin minimal olması ise başlıca

seçim kriterleridir (31). YART uygulama basamakları aşağıda belirtilmiştir.

- a) Hasta seçimi
- b) İmmobilizasyon ve BT simülasyon
- c) Hedef bölge ve normal dokuların belirlenmesi ve çizimi
- d) Tedavi planlaması ve optimizasyonu
- e) Plan değerlendirmesi
- f) Kalite kontrol
- g) Tedavinin verilmesi

Tedavi için seçilen hastaların YART planlamaları yapıldıktan sonra DVH'ları ve izodozları radyasyon onkoloğu tarafından değerlendirilir. YART planına onay verildikten sonra tedavide yüksek dozlara çıkıldığı için planın doğru bir şekilde hastaya uygulanması gerekmektedir. Bu sebepten dolayı ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli kalite kontrol testlerinin yapılması YART'de çok önem taşımaktadır.

2.11. Radyoterapinin Kalite Kontrol Testleri

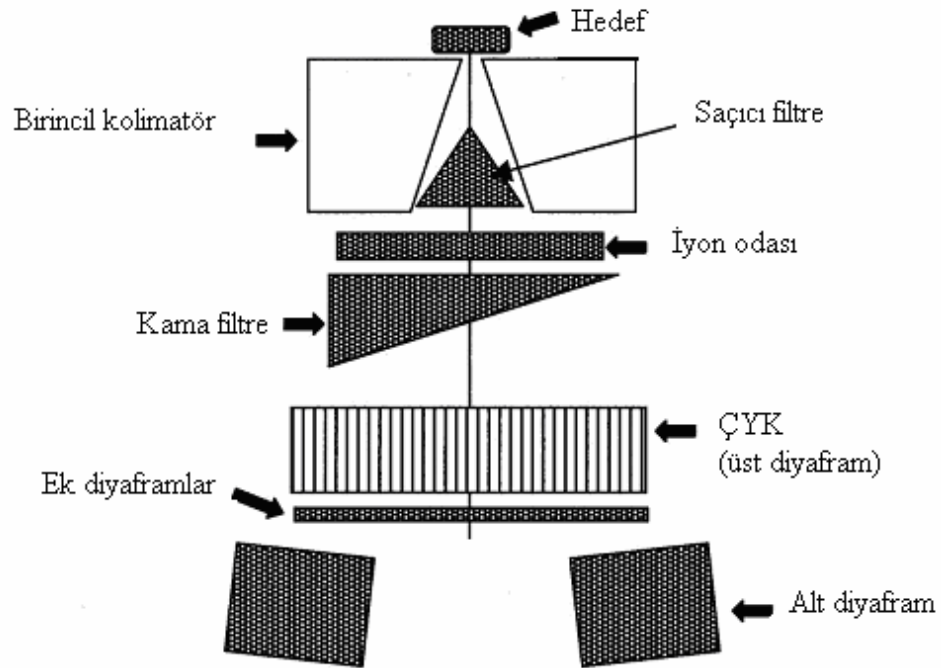
Radyoterapi uygulamalarının başarısı hedef hacime ve normal dokulara verilen dozların planlanan tedavi dozları ile aynı olmasına bağlıdır. Hedeflenen tedavi planlama dozunun aynı doğrulukta hastaya verilmemesi tümör kontrol oranının azalmasına, yeni rekürenslerin ortaya çıkma olasılığının artmasına veya normal dokularda komplikasyon gelişmesine neden olmaktadır. Tedavilerin doğruluğu için doz hesabında kullanılan parametrelerin hassas bir şekilde ölçülmesine ek olarak ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli yöntemlerle kalite kontrol testlerinin yapılması gerekmektedir.

2.11.1. Lineer Hızlandırıcı Cihazının Kalite Kontrol Testleri

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

2.11.2. Çok Yapraklı Kolimatör Sisteminin Kalite Kontrol Testleri

Modern lineer hızlandırıcılarda ikincil hareketli kolimatör yapısının yerine artık çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) kullanılmaktadır. ÇYK'lerin yanı sıra ÇYK'lerin altında sızıntıyı önlemek için ek diyaframlar bulunmaktadır (Şekil 2.2). Demet şekillendirmede kullanılan ÇYK sistemi 3BKRT için iki önemli sebepten dolayı gereklidir. Birincisi, sadece hedef hacmi ışınlarken ışınlanan sağlıklı dokuların hacmini azaltmak ve bununla beraber tolerans dozlarını arttırmaktır. İkincisi ise normal doku komplikasyonlarını azaltmaktır. Çok yapraklı kolimatör sadece konformal tedavi için geliştirilmiş bir teknoloji değildir. Çoklu alanlar, küçük alanlar, eş zamanlı ek doz alanları ve serrobend blokların kullanıldığı tüm alanlar için demet şekillendirmede kullanılabilmektedir (32).



Şekil 2.2. Lineer hızlandırıcının kafası

ÇYK' ler aynı zamanda YART'de kullanılmaktadır (33). YART için gerekli olan dinamik kolimatör hareketi bilgisayarlı ÇYK kontrolü sayesinde sağlanmaktadır (33,34). Üç boyutlu yoğunluk ayarlı doz ve kolimatör hareketi hesabı yapabilme yeteneğine sahip tedavi planlama sistemi ile doz dağılımı oluşturulduktan sonra ÇYK

pozisyon ve durma süresi bilgileri lineer hızlandırıcıya aktarılır ve tedaviye başlanır.

YART tekniğinde kullanılan ÇYK'lerin penumbra genişliğindeki hareketi minimuma indirebilmek için uçları yuvarlatılmıştır (35). Bağımsız hareketleri sonucunda oluşacak sürtünmeyi en aza indirmek için aralarında boşluk bulunmaktadır. Radyasyona dik doğrultudaki yüzeyleri sızıntı radyasyonunu en aza indirebilmek için düz olmak yerine girintili çıkıntılı tasarlanmıştır. Aynı zamanda ek diyaframları ÇYK'lerin hemen altında ÇYK'lerle beraber hareket ederek aralarındaki boşluklardan doğacak sızıntıları en aza indirme görevine sahiptirler. Özellikle ÇYK'lerin yapısı nedeni ile ÇYK'lerin kalite kontrol testleri çok önem taşımaktadır. Bu testler kapsamında 'Picket Fence Testi' olarak bilinen ÇYK pozisyon testi, ÇYK sızıntı testi, ÇYK'nin yapısından kaynaklanan girinti ve çıkıntı (Tongue ve Groove) testi, ÇYK doz testleri yapılmaktadır.

2.11.3. Hastaya Özel Kalite Kontrol Testleri

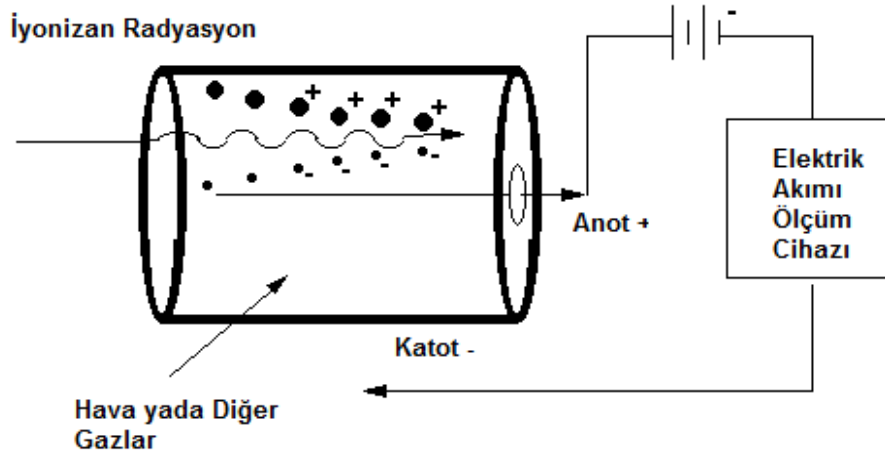
YART tekniği ile yapılan planlamaların doğruluğunu kontrol etmek için daha önceden BT'de taranan YART fantomu üzerine hastanın planı taşınır. Farklı dozimetre sistemleri ile ölçümler alınarak TPS'den elde edilen planla karşılaştırılır. Böylece TPS'de planlanan doz ile cihazda ölçülen doz arasındaki fark bulunur. Tedavinin uygunluğuna bu farka bakılarak karar verilir.

Hesaplanan ile ölçülen doz dağılımlarının birbiri ile uyumunu 2 boyutlu değerlendirmek için gama metodu kullanılır. Gama metodu tedavi planlamasından alınan verileri referans alarak ölçülen değerler ile karşılaştır. Bu iki değeri karşılaştırmak için izodozları arasındaki mesafeyi ve dozları arasındaki farkı kullanır. Ancak yüksek veya düşük gradiyentli bölgelerde ayrı ayrı izodozları ve mesafeleri karşılaştırmak yanıltıcı sonuçlar verebileceği için karşılaştırılan değerleri birleştirerek belirlenen kriterlere göre en doğru sonuca ulaşmamızı sağlar (54).

2.12. İyon Odaları

Radyasyon dedektörlerinin pek çoğu dedektöre gelen radyasyonun oluşturduğu iyonları veya elektronları ayırmak ve saymak için bir elektrik alan

kullanır. Bu dedektörlere en basit örnek iyon odalarıdır. Bunlar plakalarının arasına gaz doldurulmuş paralel düzlem kondansatörlerdir. Plakalar arası elektrik alanı ile iyonların elektronlarla tekrar birleşmesini engeller. Radyasyona maruz kalan gaz iyonize olur. İyonize olan gazın iyon çiftleri elektrik alanın etkisiyle zıt yönlerde hareket ederler ve detektörün katodu ile anodunda toplanırlar (Şekil 2.3). Katoda ve anoda ulaşan iyonlar sinyal ve akım oluşmasına neden olurlar. Oluşan akımın bir elektrik akım ölçüm cihazı tarafından kaydedilmesi ile radyasyonun oluşturduğu iyonlaşma tespit edilmiş olur.



Şekil.2.3. İyon odalarının şematik gösterimi

2.13. İki Boyutlu İyon Odası

Yeni teknolojilerin radyoterapiye girmesiyle birlikte tedavi cihazlarının ve hasta planlamalarının kalite kontrol testleri daha fazla önem kazanmış ve kullanılan dozimetre sistemleri yetersiz kalıp geliştirilmeye başlanmıştır. Özellikle YART gibi kompleks tedavilerde verilen tedavi dozunun noktasal doz ölçümünden alansal doz ölçümüne kaydırmıştır. Bu yönelimin sebebi YART’de alanın ters planlama algoritması kullanan yazılımca üretilen alt alanlardan oluşmasıdır. Alan alt alan segmentlerinin birleşimi ile elde edilir. Bu birleşimin güvenilirliğinin tespiti ise iki boyutlu incelemeler ile mümkündür (36). Ayrıca YART’de oluşan keskin doz değişimi bitişik, çakışık alanların neden olduğu doz dağılımının tespitinde iyon odaları yetersiz kalmaktadır. Bundan dolayı iki boyutta ölçüm yapma ihtiyacını

karşlamak amacıyla iki boyutlu iyon odaları geliştirilmiştir. İki boyutlu iyon odaları, çok sayıda iyon odasının düz bir levha üstüne yerleştirilmesiyle oluşturulan sistemlerdir. Firmalar tarafından üretilmiş çeşitli ticari modelleri mevcuttur.

2.14. Film Dozimetrisi

Film dozimetrisi bilinen dozlarla filmin ışınlanmasından sonra meydana gelen kararma miktarlarının oluşturduğu kalibrasyon eğrisini kullanarak verilen dozu ve dozun iki boyutlu dağılımını belirleme yöntemidir. Işınlanan doz değerleri ile buna karşılık gelen optik yoğunluk film dozimetrisinin temelini oluşturur. Filmin kararma miktarı optik yoğunluk hesaplanarak ölçülür. Optik yoğunluk (OD) Formül 2.1'de verilen bağıntıya göre hesaplanır.

$$OD = \log_{10} (I_0/I) \quad (2.1)$$

I_0 = Başlangıçtaki ışık şiddeti

I = Filmden geçen ışık şiddeti

Dozimetrik ölçümler için film kullanmak pratik olmanın yanında maliyeti açısından da avantajlıdır. Sonuçların doğru çıkması için ölçümlerde ve film seçiminde dikkat edilmesi gereken bazı hususlar vardır. Ölçüm sonuçları gelen ışının enerjisine, filmin ışın demetinin yönüne göre konumlandırılmasına, alınan derinliğe ve alanın boyutlarına bağlıdır. Ölçümler alınırken kullanılan filmlerin aynı paketten olmaması, ölçüm şartlarının basınç ve sıcaklığa göre değişimi, cihazın kalibrasyonundaki değişimi, kullanılan geometrinin tutarsızlığı, film banyosundan gelen parametreler (sıcaklık, süre, kullanılan kimyasalların durumu) ve film tarayıcısının çözünürlüğünün kötü olması sonuçları olumsuz etkileyen faktörlerdir.

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

2.14.1. Radyokromik Film

Radyasyon dozimetrisi için ilk radyokromik film 1965 yılında McLaughlin ve Chalkley tarafından kullanılmıştır (37). En yaygın olarak kullanılan türü gafkromik filmidir. Radyokromik film radyasyona maruz kaldığında polimerleşen özel bir boya içerir. Polimer ışığı soğurur ve filminden geçen ışık uygun bir dansitometre ile ölçülebilir. Radyokromik film kendinden gelişen ve herhangi bir cihaz ya da kimyasala ihtiyaç duymayan bir film türüdür. Radyokromik film taneciksiz olduğu için yüksek çözünürlüğe sahiptir ve dozun keskin değişim gösterdiği bölgelerde dozimetrik amaçlı kullanılabilir (36). Renk değişikliği soğrulan dozla orantılıdır ve bu doz spektrofotometre, dansitometre veya film tarayıcı gibi optik ölçüm sistemleri ile ölçülebilir (38). Gafkromik filmlerin renkleri zamana bağlı olarak değişim gösterdiği bilinmektedir. Sağlıklı kalibrasyon yapılabilmesi için üretici firma tarafından tavsiye edilen ışınlama ile okuma arasındaki süre en az 6 saattir. Bu çalışmada, deneyler sırasında ışınlanan her film 24 saat bekletildikten sonra okunmuştur.

Radyokromik filmler yaklaşık doku eşdeğeridir (efektif atom numarası 6 ile 6.5 arasındadır). Enerji bağımlılığı düşüktür. Görünür ışığa duyarlı olmamasına karşın ultraviyole ışığa ve sıcaklığa duyarlıdır. Dozimetre olarak kullanılacakları ortam sıcaklığında ve neminde muhafaza edilmeleri önerilir (39). Yaklaşık doku eşdeğeri (%9 hidrojen, %60.6 karbon, %11.2 azot ve %19.2 oksijen) yapısı ile radyasyona maruz kaldığında maviye dönüşen renkli bir filmidir. Duyarlı olduğu doz aralığı 1 cGy - 800 cGy'dir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

1. Philips marka bilgisayarlı tomografi
2. Elekta Precise tedavi planlama sistemi
3. Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı
4. Scanditronix Wellhöfer marka Dose 1 elektrometre
5. Scanditronix Wellhöfer marka RW-3 katı su fantomu
6. Scanditronix Wellhöfer marka 1126 0.65 cc farmer tipi iyon odası
7. Scanditronix Wellhöfer marka 8905 0.1 cc iyon odası
8. Scanditronix Wellhöfer marka Matrix 2 boyutlu iyon odası
9. Scanditronix Wellhöfer marka YART fantomu
10. Kodak marka X-Omat film
11. Gafkromik EBT radyokromik film
12. Vidar Marka DosimetryPRO Advantage film tarayıcısı
13. Omni-Pro I'mRT programı
14. Veri analizi

3.1.1. Philips Marka Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografide (BT), x-ışını tüpü kullanılarak, belirli bir derinlikteki obje görüntülenmektedir. Temelde dar ışın veren x-ışını tüpü ile hastanın karşısındaki radyasyon dedektörü beraber hareket ederek tarama yapmaktadır. BT'de yüksek kalitede görüntü elde edilebilmektedir (Şekil 3.1).

Çalışmamızda Philips marka bilgisayarlı tomografi (BT) kullanılmıştır. 20 hastanın bilgisayarlı tomografi görüntüsü, sırt üstü (supin) pozisyonda çekilmiştir. BT kesitleri 3 mm kalınlıkta, beşinci lumbal vertebradan trokanter minör seviyesine kadar alınmıştır.

Tedavi planlaması için BT masası düz olmalı ve hasta asıl tedavideki pozisyonda yatırılabilmelidir. Hasta cildine yapıştırılan kurşun işaretleyiciler, plastik

kateter ve radyo opak gibi maddeler kullanıldığında BT kesitlerinde görülebilir olması gerekmektedir.

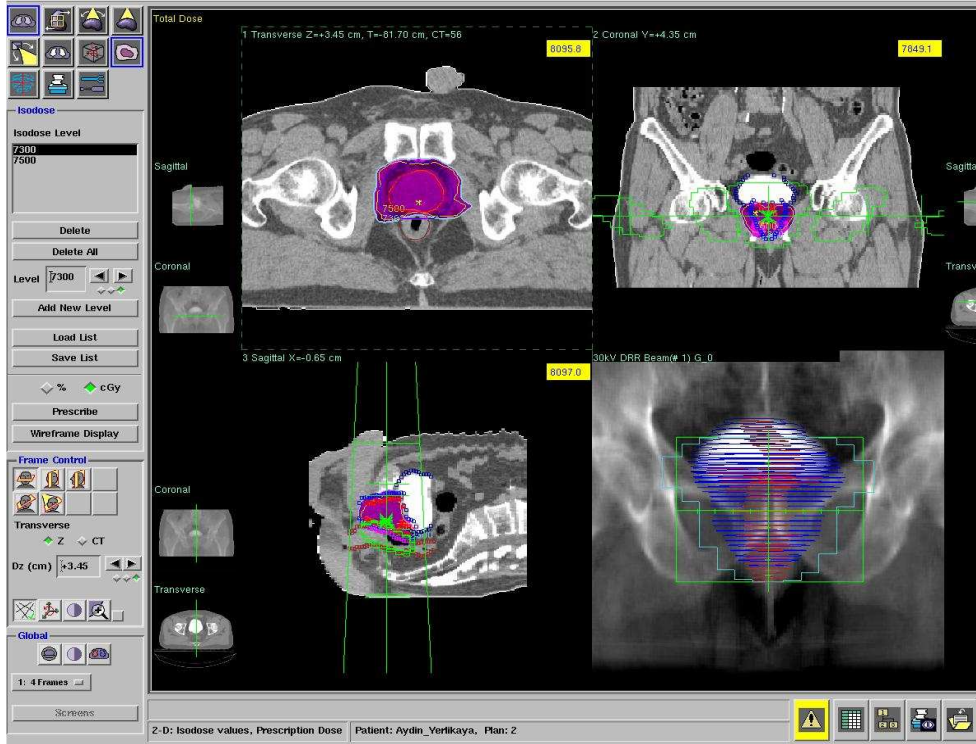


Şekil 3.1. Philips Marka bilgisayarlı tomografi cihazı

3.1.2. Precise Tedavi Planlama Sistemi

Precise 2.15, Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemidir. İşletim sistemi olarak Linux ile çalışmakta, network sistemi olarak IMPAC sistemini kullanmakta ve DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlar (40) (Şekil 3.2).

Precise Plan 2.15 planlama sistemi doz hesaplamalarında fotonlar için “Full Area Integration” algoritmasını, elektronlar için “Hogstrom’s Pencil Beam” algoritmasını, YART için ise “aperture based inverse planning” algoritması kullanmaktadır.



Şekil 3.2. Precise tedavi planlama sistemi

3.1.3. Elekta Marka Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Elekta marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı, 6 MV ve 18 MV değerinde iki foton, 6, 8, 10, 12, 15 ve 18 MeV değerinde altı farklı elektron enerjisi bulunan 40 çift çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemine sahip lineer hızlandırıcıdır (Şekil 3.3).

ÇYK sistemi sayesinde özellikle koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan tümörün şekline uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. SSD= 100 cm mesafede açılabilen alan boyutları minimum 0.5x0.5 cm, maksimum ise 40x40 cm dir. İzomerkez de yaprakların izdüşümüne bakıldığında bir yaprağın genişliği 1 cm'dir.

Cihaz kafası içinde yer alan yaprak kolimatörlerin kalınlığı 75 mm, ÇYK'ler arasındaki sızıntıyı azaltma görevi gören X diyaframlarının kalınlığı 30 mm, Y kolimatörlerinin kalınlığı ise 78 mm'dir. Yaprakların merkezi ekseninden karşı tarafa geçme mesafesi 12.5 cm'dir. Yaprakların hareketi, her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız motorlar tarafından sağlanır. Konformal radyoterapi için planlanan bu cihaz

aynı zamanda yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) opsiyonuna da sahiptir. Elektronik portal görüntüleme (EPG) sistemi ile port kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır. Cihaz motorize kama filtreye (wedge) sahiptir. Karbon fiber masası sayesinde tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir (41) (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı

3.1.4. Scanditronix Wellhofer Marka Dose 1 Elektrometre

Radyasyon demetinin kalitesinin tespitinde kullanılan “Dose 1” elektrometre R, R/min, Gy, Gy/min, Sv/h amper, columb cinsinden doz, doz hızı, akım değerlerini okuyabilen bir dozimetredir. Polarite voltajı 0-500 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir. Geniş kütüphanesi sayesinde 30 tane iyon odasının kalibrasyon faktörleri elektrometre hafızasına girilebilir (42) (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Scanditronix Wellhofer marka Dose 1 elektrometre

3.1.5. Scanditronix Wellhöfer Marka RW3 Katı Su Fantomu

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresinde standart referans materyal sudur. Rutin kontrollerde ise pratik bir yöntem olmamasından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri fantom materyali kullanılır. RW3 katı su fantomu beyaz polystrenden, 30x30 cm boyutlarında ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Kullanılan iyon odalarına göre uygun derinlikler içerir (43). Yoğunluğu 1.045g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.386 \times 10^{23} \text{ e}^-/\text{cm}^3$ dür.



Şekil 3.5. RW3 katı su fantomu

3.1.6. Scanditronix Wellhöfer Marka 0.65 cc Farmer Tipi İyon Odası

İyon odaları radyoterapide radyasyon dozunun belirlenmesinde kullanılır. Kullanım amaçlarına uygun değişik hacimlere sahiptirler. Çalışmamızda kullanılan

1126 seri numaralı Scanditronix Wellhofer marka iyon odasının doz ölçümünde kullanılan efektif hacmi 0.65 cm^3 ve iç yarıçapı 3.1 mm'dir. Duvar materyali grafit olup, alüminyumdan yapılmış olan elektrodun çapı 1mm, uzunluğu 20.5 mm' dir (44).



Şekil 3.6. Scanditronix Wellhöfer marka 0.65 cc farmer tipi iyon odası

3.1.7. Scanditronix Wellhofer Marka 8905 0.13 cc İyon Odası

0.6 cc lik farmer tipi iyon odası küçük alanların ölçümü için çok büyük olduğu için ortalama değer verirken, 0.01 cc'lik iyon odasının sinyal gürültü oranı çok düşük olduğu için hataya neden olabilir. Bundan dolayı genellikle 0.1cc, 0.125cc, 0.13 cc hacimli iyon odaları tercih edilir.

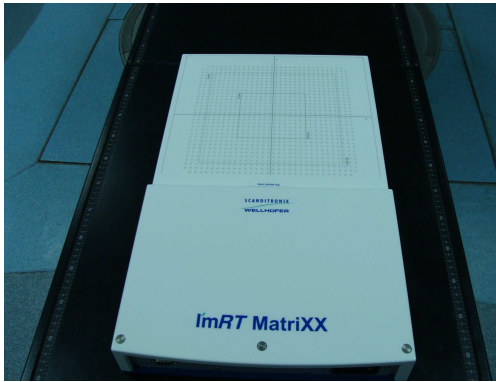
Çalışmamızda Scanditronix Wellhofer marka 8905 seri numaralı 0.13 cc iyon odası, YART tekniğinin kalite kontrol ölçümlerinde kullanılmıştır (44) (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Scanditronix Wellhofer marka 0.13 cc iyon odası

3.1.8. Scanditronix Wellhofer Marka MatriXX 2 Boyutlu İyon Odası

Ticari ismi I'mRT MatriXX olan 2-boyutlu iyon odası, 52 cm x 6 cm x 32 cm boyutlarında ve 32 x 32 cm lik bir levha üzerine yerleştirilmiş 1020 adet iyon odasından oluşmaktadır. İki iyon odasının merkezi arasındaki mesafe 7.62 mm'dir. En fazla 24.4 cm x 24.4 cm lik bir alanda ölçüm alınabilmektedir. Etrafı ABS (yoğunluğu 1.06 g/cm^3) ile kaplıdır. Ağırlığı 10.5 kg olup her bir iyon odasının derinliği 5 mm'dir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Scanditronix Wellhöfer marka MatriXX 2 boyutlu iyon odası

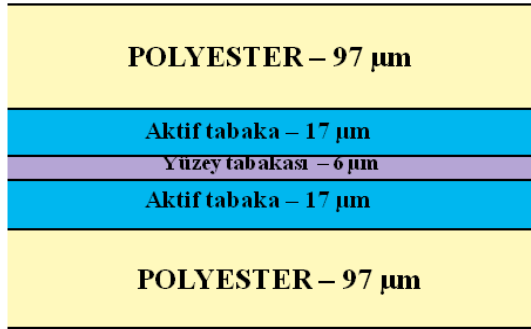
2 boyutlu iyon odası ile alınan ölçümler Omni-Pro I'mRT programında analiz edilerek radyasyon demetinin düzgünlüğü, simetrisi, profili incelenebilir (45). Kullanılan Omni-Pro I'mRT programı, tedavi planlama sistemi tarafından verilen doz ile YART cihazından verilen dozu karşılaştırarak sonuçlarını görsel ve istatistiksel olarak kullanıcıya verebilmektedir (45).

3.1.9. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Fantomu

Ticari ismi “ I'mRT Phantom” olan YART fantomu, YART'de kalite kontrolü sağlamak amacıyla geliştirilmiştir. YART fantom ile iyon odası, termoluminesans dozimetre (TLD) ve filmlerle kullanılabilir. YART fantomun genel yapısı Şekil 3.9'da gösterilmiştir. YART fantomu, yoğunluğu 1.045 g/cm^3 olan RW3 materyalinden üretilmiştir. Fantomun boyutları 33cm x 36cm x

3.1.11. Gafkromik EBT Radyokromik Film

Radyasyona maruz kaldığında polimer yapısı nedeniyle görüntüsü mavi renk olan filmidir. Gafkromik EBT (External Beam Therapy) filmler toplam kalınlığı 34 μm olan iki aktif katmandan oluşmaktadır. Arada 6 μm kalınlığında yüzey tabakası vardır. Bu katmanlar kalınlığı 97 μm olan iki tane polyester tabaka ile sarılıdır. Filmin toplam kalınlığı 234 μm 'dir (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Gafkromik EBT filmin yapısı

Film malzemesinin atomik yapısı % 42.3 C, % 39.7 H, %16.2 O, %1.1 N, % 0.3 Li, % 0.3 Cl içermektedir. Efektif atom numarası 6.98 dir (38,47). Duyarlı olduğu doz aralığı 1-800 cGy'dir. Kendinden gelişen, görünür ışıktan etkilenmeyen, yaklaşık doku eşdeğeri radyokromik filmidir (48). Gümüş tanecikleri içermediği için radyografik filmlere göre enerji bağımlılığı daha azdır ve yüksek çözünürlüğe sahiptir. İstenilen şekilde kesilip kullanılabilme avantajı vardır. Gafkromik filmler dalga boyu 600-700 nm arasında olan bölgede maksimum soğurma gösterirler. Bu yüzden dansitometre ile çalışılırken kırmızı kanal tercih edilmelidir (38).

3.1.12. Vidar Marka DosimetryPRO Advantage Film Tarayıcısı

YART planlamalarının kalite kontrolü için ışınlanmış olan gafkromik filmleri Omni-Pro I'mRT" programına yükleyip analizlerinin yapılabilmesi için Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan bir adet "Vidar marka DosimetryPRO Advantage film tarayıcısı kullanılmıştır (Şekil 3.12).

Özellikle gafkromik filmleri taramak için tasarlanmış olup 285 dpi çözünürlüğe ve 4.0 DMaks optik yoğunluğa sahiptir. Maksimum tarama alanı 35.6

cm x 43.2 cm'dir (49). Ksenon gazlı floresan lamba ışık kaynağına sahiptir. Ön izleme hızı 12.2 sn'dir. Çalışmamızda film taramak için kullanılan bu cihaz aynı zamanda dansitometre özelliğine de sahiptir.



Şekil 3.12. Vidar marka DosimetryPRO Advantage film tarayıcısı

3.1.13. Omni-Pro I'mRT Programı

YART tekniği ile yapılan tedavi planlamalarının kalite kontrolünde kullanılan filmlerin ve iki boyutlu iyon odasından elde edilen verilerin incelenmesinde ve bu değerlerin TPS'den elde edilen verilerle karşılaştırılması amacıyla "OmniPro I'mRT" yazılımı kullanılmıştır. Verilerin işlenmesinde ve analizinde kolaylık sağladığı gibi bunların görselleştirilmesini de içerdiği çeşitli fonksiyonlarla sağlamaktadır. Ayrıca OmniPro I'mRT yazılımıyla TPS tarafından hesaplanan doz veya doz haritalarının, ölçülen tekli noktalarda mutlak doz, doz haritası ve rölatif doz değerleriyle karşılaştırılmasına da olanak sağlar.

3.1.14. Veri Analizi

Çalışma kapsamında 20 hastanın tedavi planlamalarından elde edilen verileri değerlendirmek için istatistiksel testler kullanılmıştır. Aynı hastaların farklı tekniklerde kritik organlarının aldığı dozları karşılaştırmak için SPSS 13.0 (SPSS Inc., Chicago) paket programının wilcoxon testi kullanılmıştır. Hedef hacimler için ortanca, minimum ve maksimum değerler verilerek analiz edilmiştir.

3.2. YÖNTEM

Bu çalışmada 7 alanlı 3BKRT tekniği ile 5 alanlı YART tekniği kullanılarak erken evre prostat kanseri tedavi planlamaları yapılmıştır. Hedef hacimlerden KTV, PTV, KTV1, PTV1, KTV2 ve PTV2'nin almış olduğu minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri incelenmiştir. Kritik organlar olarak tanımlanan mesane, rektum, sağ ve sol femur başlarının almış olduğu dozların doz hacim grafikleri (DVH) analiz edilmiştir. YART tekniği kullanılarak yapılan tedavi planlamalarının kalite kontrolü için film dozimetresi, iyon odası ve 2 boyutlu iyon odası kullanılmış ve elde edilen bu değerler tedavi planlama sistemi verileri ile karşılaştırılmıştır.

3.2.1. Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler

Cerrahi uygulanmamış 20 hastanın BT görüntüleri 3 mm kesit aralıkları ile taranarak TPS'ne aktarılmıştır. Bunlardan 10 hastanın BT görüntüsü sırt üstü pozisyonda mesane, rektumu boş ve mesaneye 50 cc radyo opak madde verildikten sonra taranmıştır. Diğer 10 hastanın BT görüntüsü ise sırt üstü pozisyonda rektum boş mesane dolu ve mesaneye 50 cc radyo opak madde verildikten sonra çekilmiştir. Çekilen BT kesitleri DICOM aracılığıyla Precise 2.15 TPS'ne aktarılmıştır.

Prostat ve seminal veziküllerin proksimalinden 1.5 cm'i kapsayacak şekilde klinik hedef hacim (KTV), planlanan hedef hacim (PTV) ve kritik organlardan rektum, mesane, sağ ve sol femur başları ICRU 50 ve 62 kriterlerine uygun olarak BT kesitlerinde konturlanmıştır.

3BKRT için tanımlanan hedef hacimler;

KTV= Prostat + Seminal vezikül (proksimal 1.5 cm) ve

PTV= KTV + 1 cm (posterior 0.8 cm) marjinler çerçevesinde radyasyon onkoloğu tarafından çizilmiştir.

YART için tanımlanan hedef hacimler 56 Gy'e kadar KTV1 ve PTV1 ;

KTV1 = Prostat + Seminal vezikül (proksimal 1.5 cm)

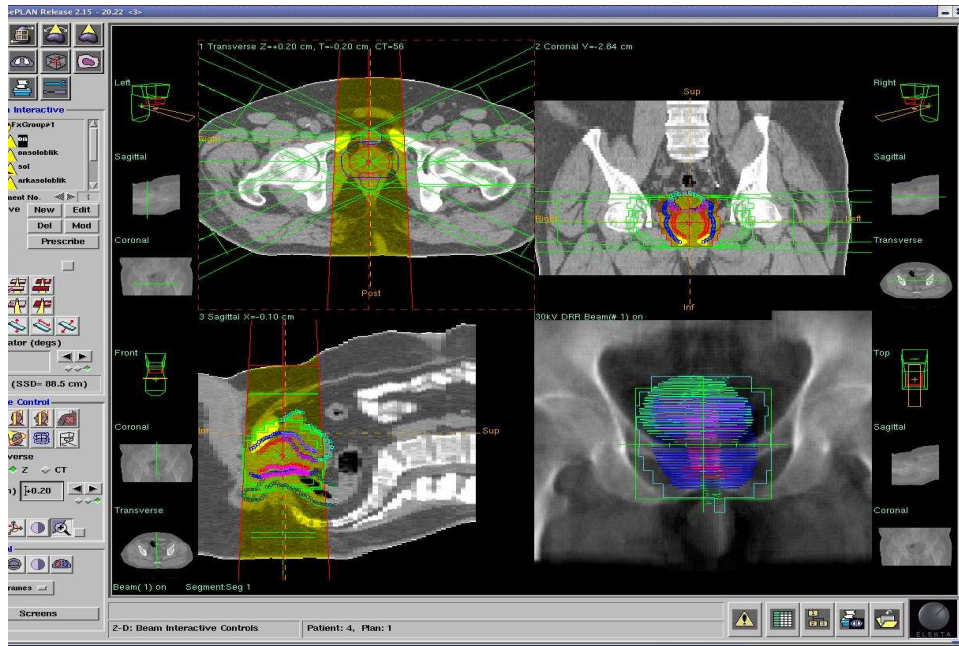
PTV1 = KTV1 + 1 cm (posterior 0.8 cm)

76 Gy'e kadar ise KTV2 ve PTV2;

KTV2 = Prostat

$PTV2 = KTV2 + 1 \text{ cm}$ (post 0.8 cm) olarak radyasyon onkoloğu tarafından çizilmiştir.

20 hastanın 3BKRT planı Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde erken evre prostat kanseri tedavi protokolü kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.13). Kullanılan bu tedavi protokolü ile hastaların tedavi planları 18 MV foton enerjisi kullanılarak 7 alandan (0° , 60° , 90° , 120° , 240° , 270° ve 300°) planlanmıştır. Her alana ÇYK ile mesane ve rektum koruması yapılmıştır. Yapılan bu tedavi planlamalarında 2 alanda (90° ve 270°) ışın düzenleyici kama filtreler kullanılmıştır. Her bir demet eşit ağırlıkta olup planlama dozu %95'lik izodoza 2 Gy fraksiyon dozu ile toplam 70 Gy verecek şekilde ayarlanmıştır. İzosenter dozu 73.6 Gy'dir.



Şekil 3.13. 3BKRT tekniği ile prostat kanseri tedavi planı

Sonraki aşamada aynı hastaların BT kesitleri üzerinde tanımlanan KTV1, PTV1, KTV2 ve PTV2 hedef hacimlere göre YART tekniği kullanılarak tedavi planlamaları yapılmıştır. YART tekniğinde 18 MV foton enerjili 5 alan tekniği uygulanmıştır. Gantri açıları için 0° , 80° , 130° , 240° , 28° lik karşılıklı olmayan açılar tercih edilmiştir (Şekil 3.14). PTV1'e günlük 2 Gy'lik fraksiyonlarla toplam 56 Gy doz, PTV2'ye ise 20 Gy ek doz tanımlanmıştır.



Şekil 3.14. YART tekniği ile prostat kanseri tedavi planı

Mesannenin dolu veya boş olması durumuna göre iki farklı tedavi tekniği kullanılarak planlamalar yapılmıştır. Bu tedavi planlamaları ile hedef hacimlerin almış oldukları minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablolar haline getirilerek değerlendirilmiştir.

Tanımlanan hedef hacimler (PTV ve PTV1) 3BKRT ve YART planlamalarında 56 Gy'lik doza kadar aynı marjinle çizilmiştir. İki tekniği aynı şartlarda karşılaştırmak için toplamda 56 Gy doz alacak şekilde yeni 3BKRT ve YART planlamaları yapılmıştır. Mesannenin durumuna göre kritik organlardan mesane ve rektum için V_{35Gy} , V_{40Gy} , V_{45Gy} ve V_{50Gy} 'e karşılık gelen hacimler, sağ ve sol femur başları için V_{45Gy} 'e karşılık gelen hacimler karşılaştırılmıştır.

Kritik organların belirli hacimlerde almış olduğu dozlara karşılık gelen yüzdeli değerler incelenmiştir. Bu hacimlerdeki değerleri istatistiksel olarak analiz edebilmek için tablolar hazırlanmıştır. Ayrıca kritik organların DVH'ları oluşturulmuştur. Bu grafikler mesannenin dolu veya boş olması durumuna göre yapılan iki farklı tedavi tekniği planlamalarına aittir. Böylece DVH'li oluşturulan her bir kritik organın doz değerleri tek bir grafikte incelenebilmiştir. Son olarak ise tedavi planlama sisteminde, YART tekniği kullanılarak yapılan planlamaların

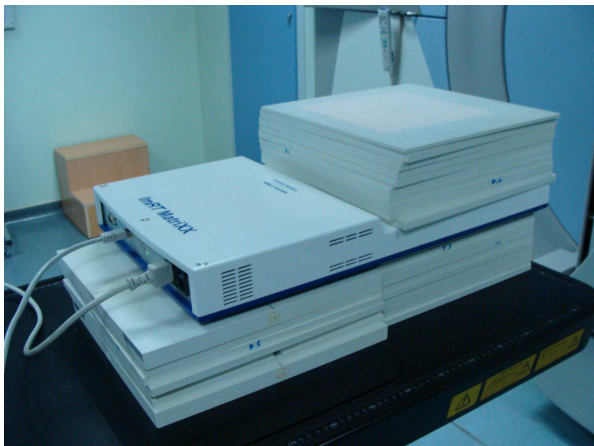
doğruluğu ve uygulanabilirliği farklı dozimetre sistemleri kullanılarak değerlendirilmiştir.

3.2.2. YART Tekniğinin Kalite Kontrol Testleri

YART tekniği kullanılarak yapılan planların doğrulunun kontrol edilebilmesi için yapılması gereken bazı kalite kontrol testlerinin bulunmaktadır. Bunun için ilk önce kullanılacak Linak cihazının mekanik ve dozimetrik kontrolleri yapılmıştır. Mekanik kontroller kapsamında, izomerkezin gantri dönüşü, kolimatör dönüşü ve lazerlerle uyumuna bakılmıştır. Gantri ve kolimatör dönüşü göstergelerinin mekanik ve sayısal olarak uyumluluğu karşılaştırılmıştır. Son olarak kolimatör alan büyüklüğünün doğruluğu kontrol edilmiştir. Bütün değerlerin limitler içerisinde olmasına dikkat edilmiştir.

Dozimetrik ölçümler kapsamında ise cihazın ürettiği radyasyonun verimi kontrol edilmiştir. İlk olarak cihaz SSD=100 cm ve 10x10 cm' lik alan boyutlarında maksimum doz derinliğinde (d_{maks}) (6 MV foton enerjisi için $d_{maks} = 1.5$ cm, 18 MV foton enerjisi için $d_{maks} = 3.2$ cm), 1 MU=1 cGy verecek şekilde kalibre edilmiştir.

Kalibrasyon için RW3 katı su fantomu ve 0.6 cc farmer tipi iyon odası kullanılmıştır ve ölçümler IAEA Technical Report Series (TRS) 277 (50) numaralı doz protokolü çerçevesinde yapılmıştır. Daha sonra lineer hızlandırıcı cihazının demet düzgünlüğü ve simetri değerlerine bakılmıştır.



Şekil 3.15. 2 Boyutlu iyon odası ile ölçüm düzeneği

Bunun için Scanditronix Wellhöfer marka MatriXX model iki boyutlu iyon odası ve RW3 katı su fantomu kullanılmıştır (Şekil 3.15). Ölçüm SSD=100 cm’de 20x20 cm’ lik alanda, 18 MV foton enerjisi için 10 cm referans derinlikte profil ölçümü alınmış ve sonuçlar Omni-Pro I’ mRT programında değerlendirilmiştir. Yapılan analiz sonucunda 18 MV foton enerjisi için demet düzgünlüğü ve simetri değerleri $\pm \%3$ ‘ten küçük bulunmuştur.

Omni-Pro I’ mRT programı ile demet düzgünlüğü, profil boyunca alan genişliğinin $\%80$ ’i içindeki bölgede maksimum (D_{max}) ve minimum (D_{min}) doz noktaları bulunup Formül 3.1 kullanılarak hesaplanmıştır. Demet düzgünlüğü için kabul edilebilir sınır $\pm \%3$ ’tür (51).

$$F = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \times 100 \quad (3.1)$$

Demet simetrisi, doz profilinin merkezi ekseninin sağında ve solundaki bölgedeki dozların homojenitesini gösterir. Omni-Pro I’ mRT programı ile demet simetrisi hesaplanırken, demet profilinin merkezi ekseninde $\%50$ doz seviyesinin altında kalan sağ ve sol alanlar kullanılarak Formül 3.2 ile hesaplanmıştır. Demet simetrisi için kabul edilebilir sınır $\pm \%3$ ’dir (51).

$$\%S = \frac{Alan_{sol} - Alan_{sağ}}{Alan_{sol} + Alan_{sağ}} \times 100 \quad (3.2)$$

3.2.2.1. Lineer Hızlandırıcının Kalite Kontrol Testleri

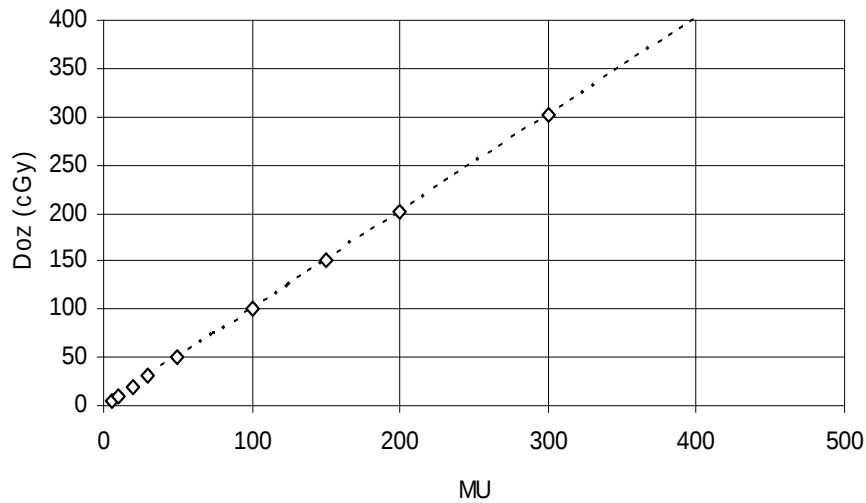
3.2.2.1.1. Doğrusallık Testi

Linak cihazı ile ilgili doğrusallık testi yapılmıştır. Yapılan testte uygulanan MU değerleri, elde edilen okuma değerleri ve karşılık gelen doz değerleri Tablo 3.1’de verilmiştir. Her MU değeri için üç ölçüm yapılmıştır ve ortalaması alınmıştır.

Tablo 3.1. Kalibrasyon ölçümleri için yapılan doğrusallık testi

MU	Okuma (cGy)	Doz (cGy)
5	4.08	5.04
10	8.13	10.04
20	16.22	20.04
30	24.54	30.32
50	40.56	50.11
100	81.06	100.10
150	121.70	150.40
200	162.20	200.30
300	243.50	300.80
400	325.10	401.70

Yapılan doğrusallık testi sonucunda elde edilen bulgular grafik halinde Şekil 3.16’de verilmiştir.

**Şekil 3.16.** Linak doğrusallık testi grafiği

3.2.2.1.2. Düşük MU Değerleri İçin Linak Cihazının Performans Testleri

YART tekniğinde ile yapılan planlamaların uygulanacağı cihazın performansının bilinmesi gerekmektedir. Özellikle düşük MU değerlerinde cihazda okunan doz ile TPS'nin vermiş olduğu doz değerlerin karşılaştırılması ve iki değer arasındaki farkın $\pm \%2$ 'i aşmaması gerekmektedir (52).

Linak cihazında, 10x10 cm alanda ve 10 cm derinlikte katı fantom ve 0.6 cc lik iyon odası kullanılarak farklı MU değerlerinde 3 adet okuma alınmıştır. Bu okumaların ortalaması ile TPS'de aynı koşullar oluşturularak elde edilen verilerin değerleri aşağıda Tablo 3.2'de verilmiştir.

Tablo 3.2. Düşük MU'de TPS ve Linak okuma değerleri

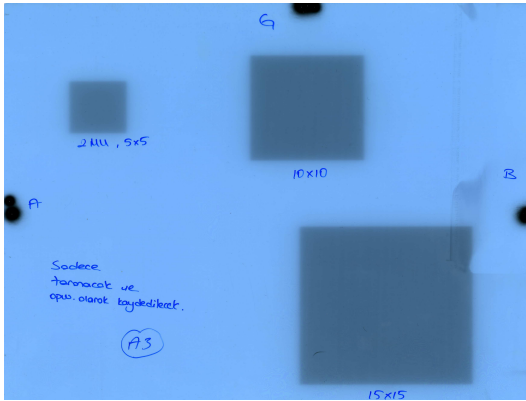
MU	TPS doz (cGy)	Linak doz (cGy)	Fark (%)
1	0.99	1.01	2.0
2	1.98	2.02	1.9
3	2.95	3.01	1.9
4	3.95	4.02	1.7
5	4.94	5.02	1.6
6	5.96	6.05	1.5
8	7.90	8.02	1.5
10	9.97	10.10	1.3

YART tekniğinde oluşan segmentlerin meydana getirdiği alanlarda düşük MU değerleri de kullanılmaktadır. Ancak cihazın düşük MU değerlerindeki profil ve simetri değerleri bilinmeli ve kullanılacak en düşük MU değeri bu test kullanılarak belirlenmelidir. Bu kontroller için, kodak marka x-omat film kullanılarak düzgünlüğe ve simetriye bakılmıştır (Şekil 3.17).

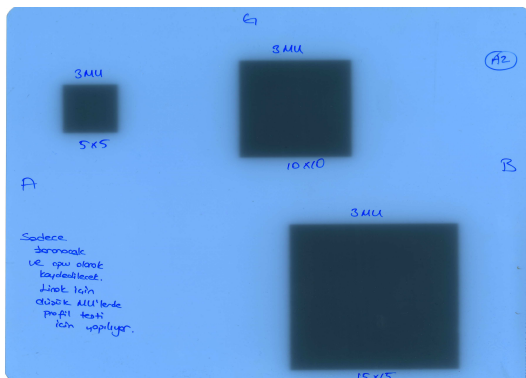


Şekil 3.17. Düşük MU değeri için simetri ve profil ölçüm düzeneği

Ölçüm, gantri açısı 0° iken x-omat filmleri Şekil 3.17'deki gibi yerleştirilmiştir. 2 MU ve 3 MU değerlerinde 5x5 cm, 10x10 cm ve 15x15 cm'lik alanlar için ışınlama yapılmıştır (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. 2 MU değeri için ışınlanan x-omat filmi



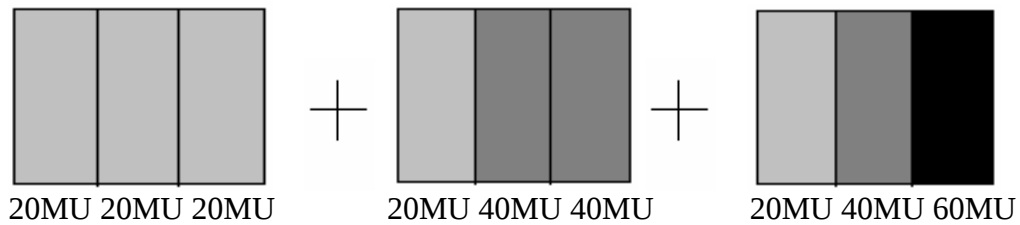
Şekil 3.19. 3 MU değeri için ışınlanan x-omat filmi

Sonuçlar Omni-Pro I'mRT programında değerlendirilmiştir. Yapılan analiz sonucunda 2 MU ve 3 MU değerleri için 18 MV foton enerjisinin demet düzgünlüğü ve simetri değerleri $\pm \%2$ 'ten küçük bulunmuştur.

3.2.2.1.3. Üst üste binme (Overlap) testi

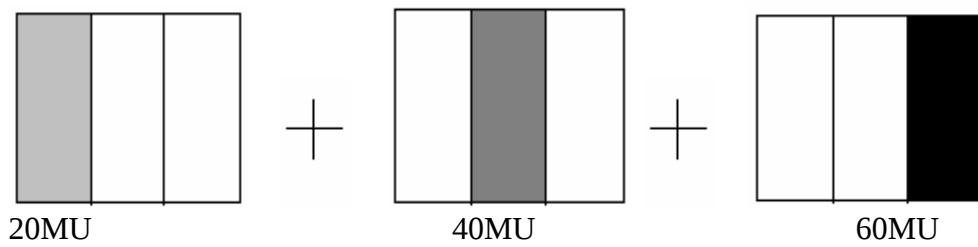
Cihaz ölçümleri için yapılan diğer bir test ise üst üste binme (overlap) testidir. Bu testin yapılmasını amacı tek bir ışınlama ile verdiğimiz MU değerini, farklı MU değerleri vererek elde etmek ve bu iki veriyi karşılaştırmaktır.

İlk aşamada TPS de Şekil 3.20 biçiminde alanlar yaratıldı ve tedavi cihazına aktarıldı.



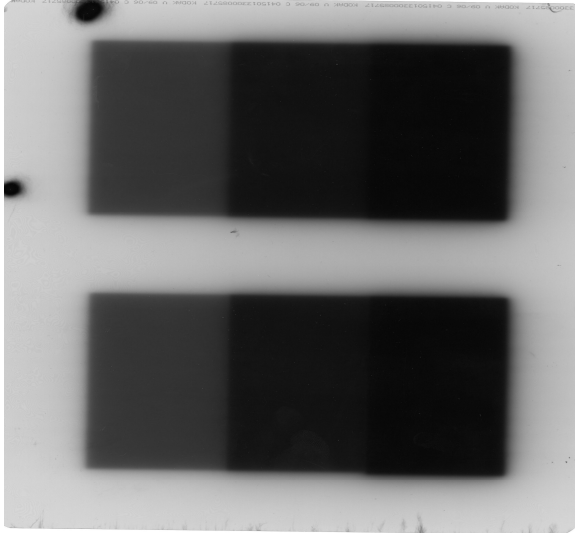
Şekil 3.20. Üst üste binme testi için planlamada oluşturulan segment 1

İkinci aşamada ise Şekil 3.21 biçiminde alanlar yaratıldı ve tedavi cihazına aktarıldı.



Şekil 3.21. Üst üste binme testi için planlamada oluşturulan segment 2

Ölçüm, 18 MV foton enerjisi için gantry 0° iken derinlik (d_{max}) 3.2 cm'de XV2 filmleri kullanılarak yapıldı. Sonuçlar Omni-Pro I'mRT programında analiz edildi (Şekil 3.22). Sonuçlar incelendiğinde üst üste bindirme yöntemiyle yapılan cihazın MU değerlerindeki fark $\pm \%2$ 'den az bulunmuştur.



Şekil 3.22. Üst üste binme testi için ışınlanan XV2 filmi

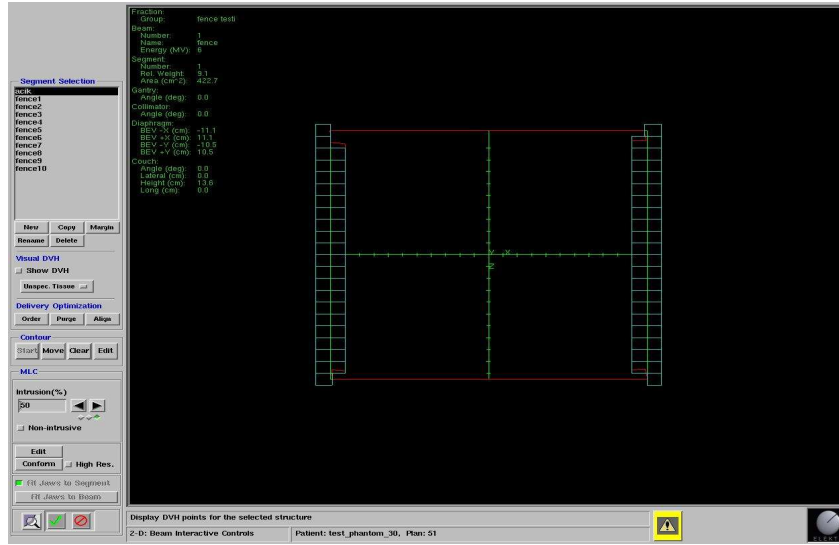
3.2.2.2. Çok Yapraklı Kolimatör Sistemi Testleri

3.2.2.2.1. ÇYK Pozisyon Testi

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

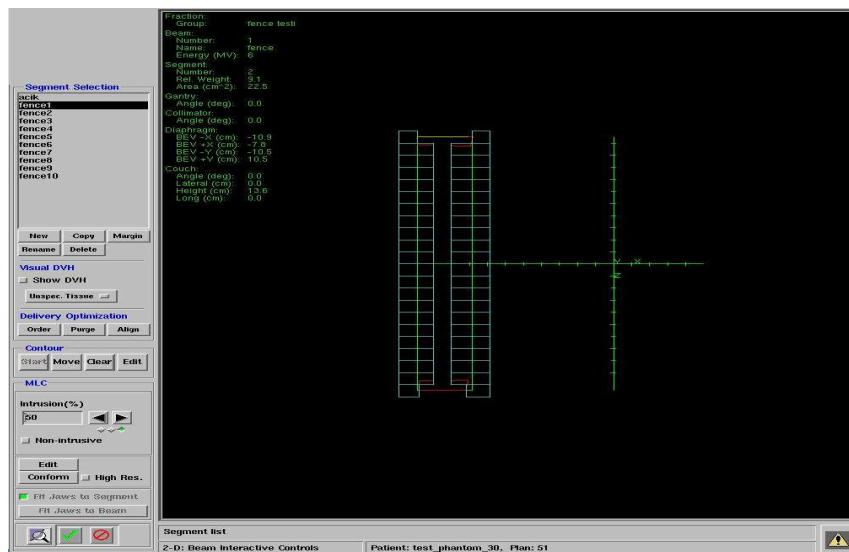
Picket fence olarak bilinen ÇYK pozisyon testi için, ilk önce tedavi planlama sisteminde gantri 90° veya 270° 'de iken kolimatör 0° 'da 11 adet segment alanı oluşturulmuştur.

İlk segment 20×20 cm'lik açık alandır. Alanın üst tarafında 0.5 cm lik bir çentik çıkıntı oluşturuldu (Şekil 3.23).



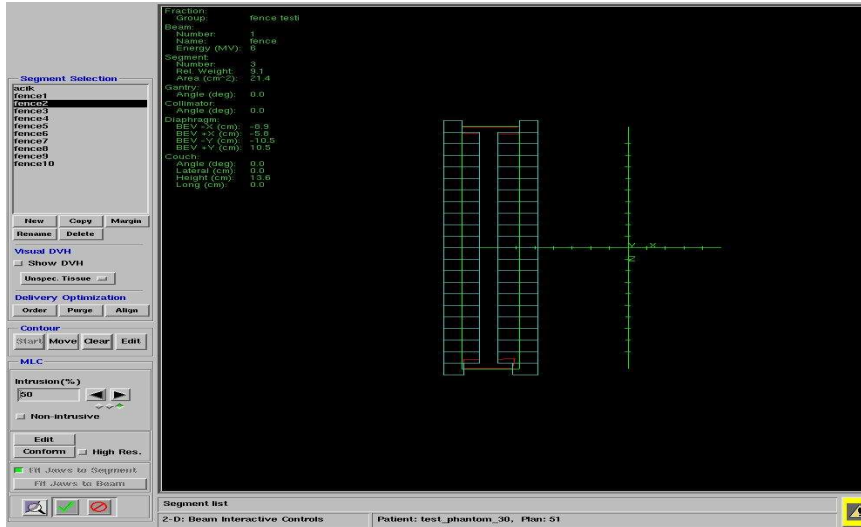
Şekil 3.23. Picket fence testi için oluşturulan birinci segment alanı

İkinci segment 20 x 1 cm boyutundadır. Alanın en solundan başlatılarak sağına doğru 1 cm genişletilmiştir. Yine üstte ve altta küçük çentik çıkıntıları yaratılmıştır (Şekil 3.24).



Şekil 3.24. Picket fence testi için oluşturulan ikinci segment alanı

Üçüncü segmentte ise 20 x 1 cm alan açılarak 2. segmentten 1 cm lik kaydırma yapıldı. Yani kaydırılan alanın başlama yeri alanın solundan itibaren 1.cm'den başlayıp 2. cm'ye dek uzamaktadır (Şekil 3.25).



Şekil 3.25. Picket fence testi için oluşturulan üçüncü segment alanı

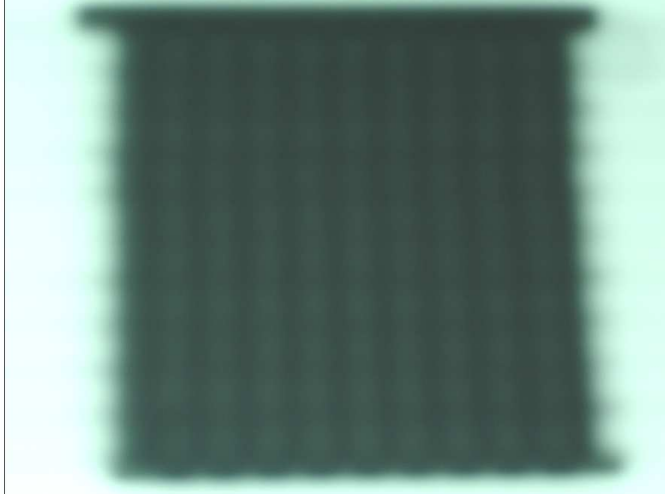
Dördüncü segment yine 1 cm lik boşluktan hemen sonra yani alanın solundan itibaren 2. cm den başlayıp 1 cm uzamaktadır. Beşinci segmentten on birinci segmente kadar 1 cm'lik kaydırma yapılarak tüm alanlar tedavi planlama sisteminde oluşturuldu.

TPS'de oluşturulan piket fence testi için her bir segment alanı için 30 MU'den toplamda 330 MU verildi. Böylece TPS'de ÇYK sisteminin kalite kontrolü için gerekli veri yaratılmış oldu. Daha sonra oluşturulan görüntü linak cihazında aktarıldı ve 6 MV foton enerjisi kullanılarak kodak x-omat filmi cihazın kafasına yapıştırılarak ışınlandı (Şekil 3.26).



Şekil 3.26. Picket Fence testi düzeneği

Işınlama sonucunda film üzerinde oluşan karanlık bölgeler karşılıklı lifler arasındaki boşluğu, ışıklı bölge ise liflerin olması gereken konumdan sapmış olduğunu ifade etmektedir (Şekil 3.27).



Şekil 3.27. Picket Fence testi için ışınlanan XV2 filmi

3.2.2.2.2. ÇYK Doz Testi

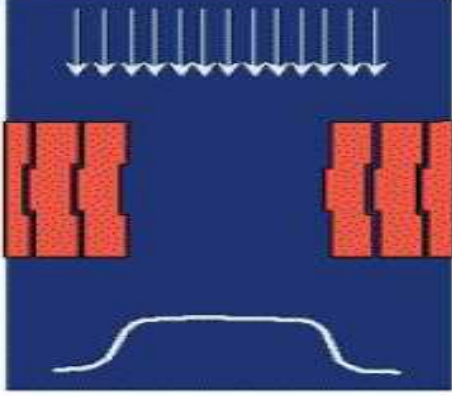
ÇYK sisteminin kalite kontrolü için yapılan diğer bir test ise ÇYK sistemi kullanılarak oluşturulan alanın okuma değeri ile sadece kolimatör sistemi kullanılarak oluşturulan alanın okuma değerleri arasındaki fark %2 'yi geçmemelidir (52). Bu ölçüm için ilk önce ÇYK sistemi tarafından oluşturulan 10x10 cm'lik alanda SSD= 100 cm'de katı fantomun içine derinlik 10 cm'e yerleştirilen 0.6 cc'lik iyon odası ile üç kez okuma değeri alındı. Daha sonra aynı koşullarda kolimatör sistemiyle oluşturulan 10x10 cm'lik alan için de üç kez okuma değeri alındı. Okuma değerlerinin ortalaması Tablo 3.3'de gösterilmiştir.

Tablo 3.3. ÇYK alanı okuma değeri ile kolimatör okuma değeri

MU	ÇYK alanı okuma değeri (cGy)	Kolimatör alanı okuma değeri (cGy)	Fark (%)
100	80.98	82.25	1.5

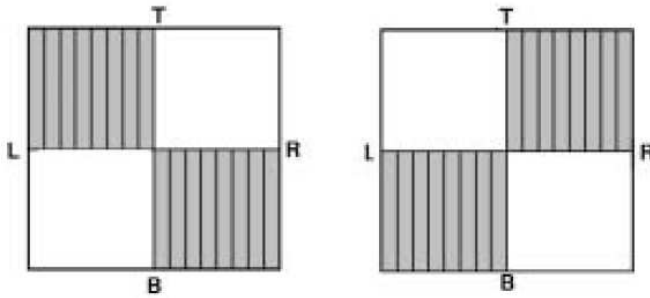
3.2.2.2.3. ÇYK Girinti ve Çıkıntı Testi (Tongue ve Groove)

ÇYK sistemler sızıntı radyasyonunu en aza indirebilmek için düz değildir ve girintili çıkıntılı tasarlanmıştır (Şekil 3.28).



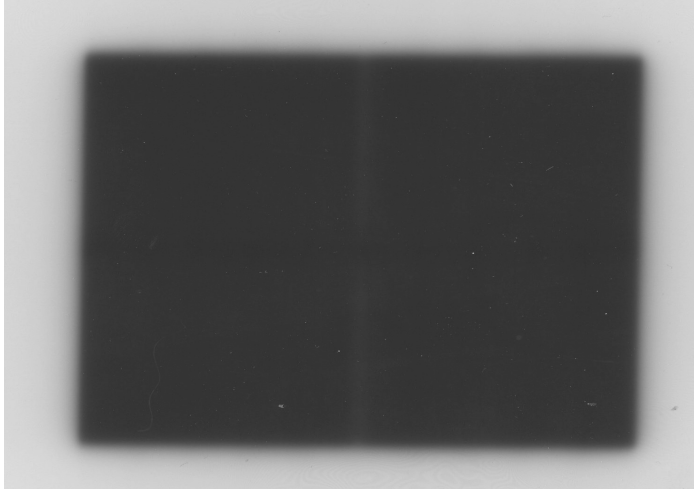
Şekil 3.28. ÇYK sisteminde girinti ve çıkıntı

ÇYK'ler arasındaki sızıntıyı ölçmek için yapılan bu test için gantri açısı 0° ve kolimatör açısı 90° iken SSD=98.5 cm'e yerleştirilen x-omat filmi Şekil 3.29'deki gibi linak cihazında oluşturuldu ve 6 MV foton enerjisi kullanılarak ışınladı.



Şekil 3.29. Girinti ve çıkıntı testi için oluşturulan alan

İşnlama sonucunda oluşan yatay çizgiler lifler arası sızıntıdan, dikey çizgi girinti ve çıkıntı etkisinden kaynaklanır (Şekil 3.30).



Şekil 3.30. Girinti ve çıkıntı testi için ışınlanan XV2 filmi

3.2.2.2.4. ÇYK Sızıntı Testi

ÇYK sisteminin altında bulunan ek diyaframlar tamamen açıkken ÇYK'ler alanın ortasında kapatıldı ve 18 MV için SSD= 90 cm'de 0.6 cc'lik iyon odası kullanılarak üç kez okuma değeri alınmıştır. Daha sonra aynı koşullarda 40x40 cm'lik açık alanda üç kez okuma değeri alınmıştır. Her iki ölçüm için ortalama okuma değerleri Tablo 3.4'de verilmiştir. ÇYK'ler arasından sızan doz $\pm$ %5 i geçmemelidir (53).

Tablo 3.4. ÇYK sızıntı testi için iyon odası ile alınan değerler

MU	ÇYK kapalı (cGy)	ÇYK açık (40x40 cm) (cGy)	% Fark
100	2.38	105.40	2.3

3.2.2.3. Hastaya Özel Kalite Kontrol Testleri

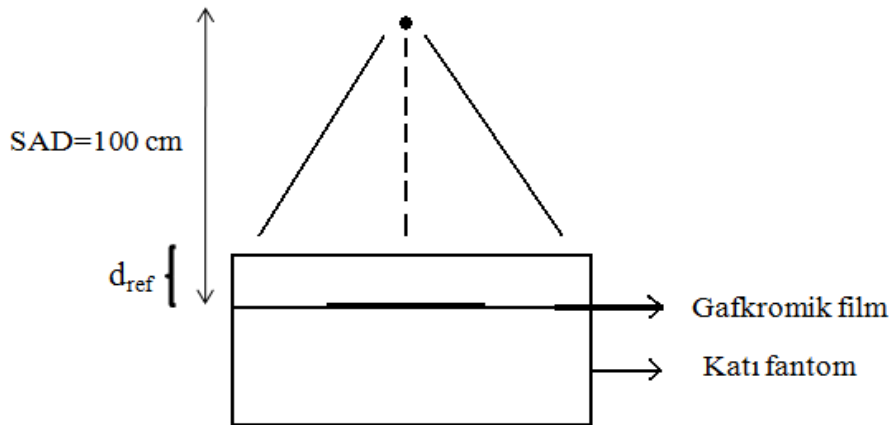
YART için gerekli olan son ve en önemli test ise hastaya özel kalite kontrol testlerinin yapılmasıdır. Bunun için çalışmamızda 3 farklı dozimetre sistemi olan mutlak doz ölçümü için kullanılan iyon odası, hem mutlak hem de rölatif ölçümler için kullanılan film dozimetresi ve 2 boyutlu iyon odası kullanılmıştır. Böylece üç

ayrı dozimetrik sistemden hangisinin YART'nin kalite kontrol testlerinde daha kolay ve pratik kullanıma sahip olduğu değerlendirilmiştir.

3.2.2.3.1. Kullanılacak Dozimetrik Sistemlerin Kalibrasyonu

3.2.2.3.2. Gafkromik Film Kalibrasyonu

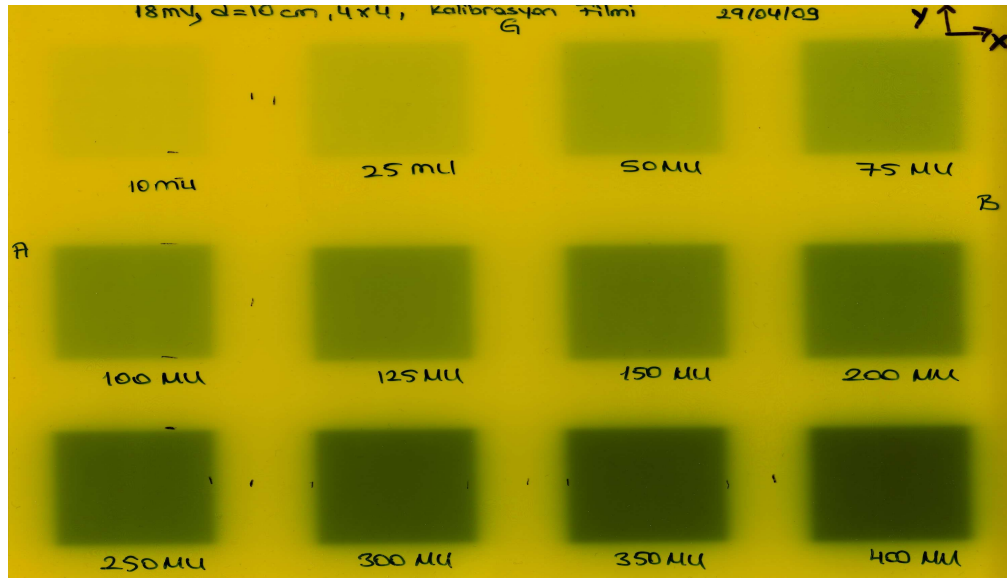
Film dozimetresi için gafkromik film tercih edilmiştir. Böylece filmin banyo ettirilmesi sırasında oluşabilecek hatalar ortadan kaldırılmıştır. Film kalibrasyonundan önce lineer hızlandırıcı cihazı, SSD=100 cm mesafede 18 MV foton enerjileri için maksimum doz derinliğinde 1 MU=1 cGy olacak şekilde kalibre edilmiştir. Daha sonra RW3 katı su fantomlarıyla Şekil 3.31'de görülen düzenek hazırlanmıştır. Gafkromik filmler 18 MV için 10 cm derinliğe(d_{ref}) yerleştirilmiş, SAD=100 cm mesafede 4x4 cm'lik alanlar için Tablo 3.5'te belirtilen MU değerleri ile ışınlanmıştır (Şekil 3.32).



Şekil 3.31. Film kalibrasyonu deney düzeneği

Tablo 3.5. 18 MV foton enerjisi için gafkromik filmlere verilen MU değerleri ve bu değerlere karşılık gelen dozlar

MU	Doz (cGy)
10	8.37
25	20.90
50	41.80
75	62.70
100	83.70
125	104.60
150	125.50
200	167.30
250	209.10
300	251.00
350	292.80
400	334.60

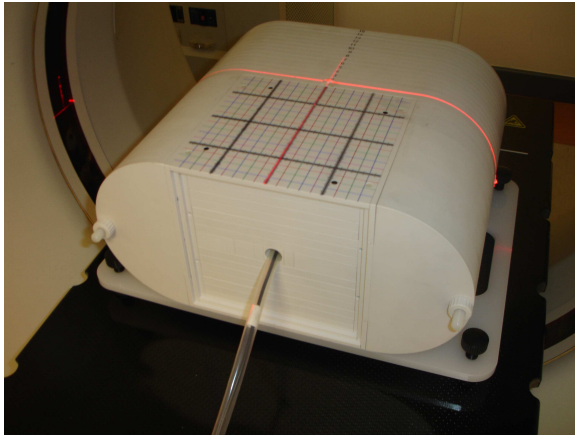


Şekil 3.32. Kalibrasyon için ışınlanan gafkromik film

Literatürde Gafkromik EBT (External Beam Therapy) filmler için tavsiye edilen ışınlama ve okuma arasındaki süresinin en az 6 saat olması gerektiği vurgulanmaktadır (39). Gafkromik filmler ışılandıktan 24 saat sonra Vidar marka DosimetryPRO Advantage film tarayıcısında taratılmıştır. Görüntüler *.opf (OmniPro film verisi) format uzantısıyla kaydedilmiştir. Daha sonra bu görüntüler Omni-pro I'mRT programına aktarılmıştır. Taranan filminden elde edilen optik yoğunluk değerine karşılık gelen dozlar girilmiş ve filmin kalibrasyon eğrisi oluşturulmuştur. Böylece film dozimetresi kullanılarak yapılacak olan kalite kontrol testlerinde ışınlanan filmin aldığı doz belirlenebilecektir.

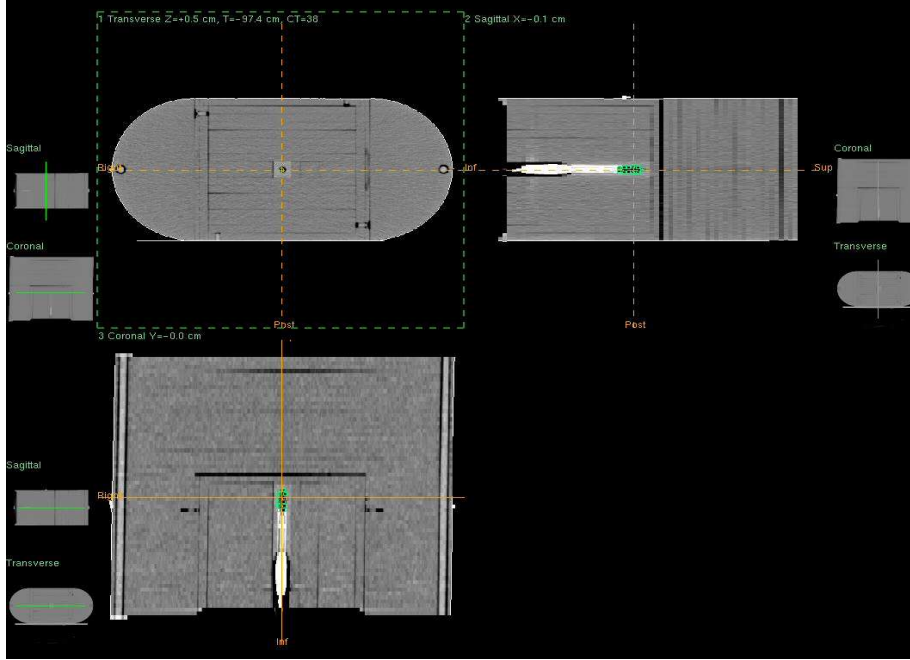
3.2.2.3.3. İyon Odası ve Gafkromik Film Ölçümleri İçin Tedavi Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler

Hastaya özel kalite kontrol testleri için ilk olarak, Scanditronix Wellhöfer marka YART fantomunun merkezi orijin olarak işaretleyiciler (marker) yerleştirildikten sonra BT'nin hareketli lazerleri ile çakıştırılmıştır. Fantomun merkezine yerleştirilen 0.13 cc'lik iyon odası ile birlikte 3 mm aralıklarla BT kesitleri taranmıştır (Şekil 3.33). Çekilen YART fantomu DICOM vasıtasıyla Precise 2.15 TPS'e transfer edilmiştir.



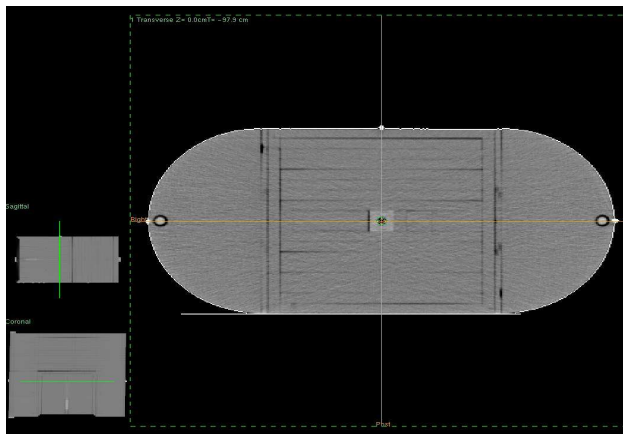
Şekil 3.33. BT cihazında taranan YART fantomu

Planlamadan, YART planı yapılan hasta seçildikten sonra her hastaya özel “Dose QA” kısmı aktif hale getirilmiştir. Daha sonra YART fantomu penceresi açılmıştır (Şekil 3.34).



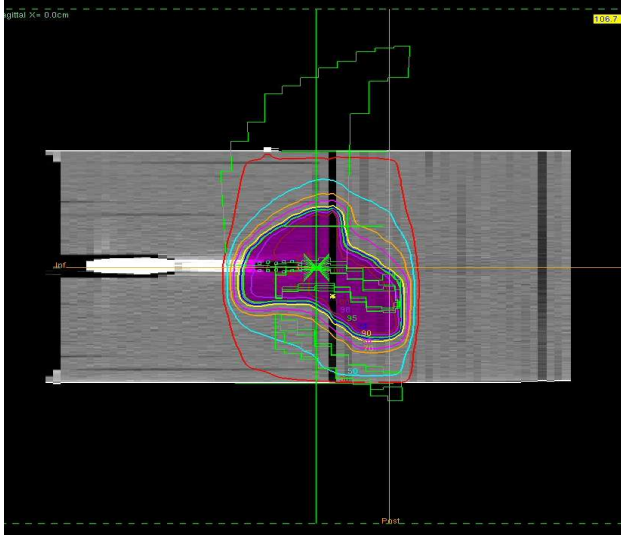
Şekil 3.34. TPS aktarılan YART fantomu

Şekil 3.34’de gösterildiği gibi fantomun merkezinde bulunan iyon odası çizilmiştir. Çizilen iyon odası hacminin fantomun içine yerleştirilen iyon odası hacmi ile aynı olması gerekmektedir. BT’de yerleştiren işaretleyiciler referans alınarak orijin noktası belirlenmiştir (Şekil 3.35).



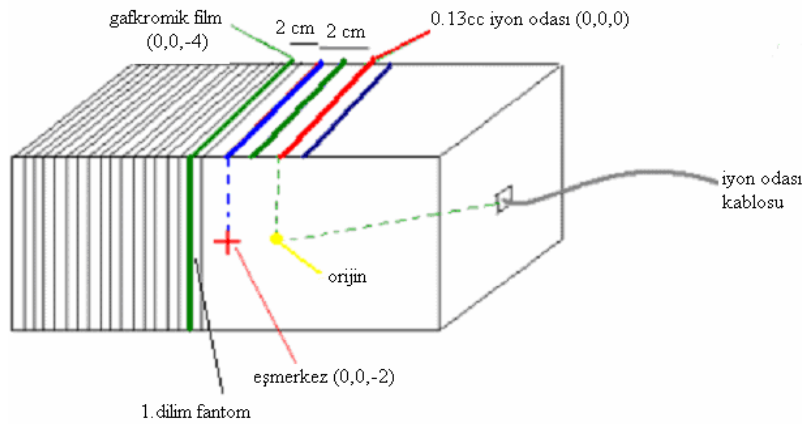
Şekil 3.35. YART fantomuna yerleştirilen orjin noktası

Bu işlemlerden sonra hastaya ait YART planı YART fantomunun üzerine aktarılmıştır (Şekil 3.36).



Şekil 3.36. YART planının fantom üzerindeki doz dağılımı

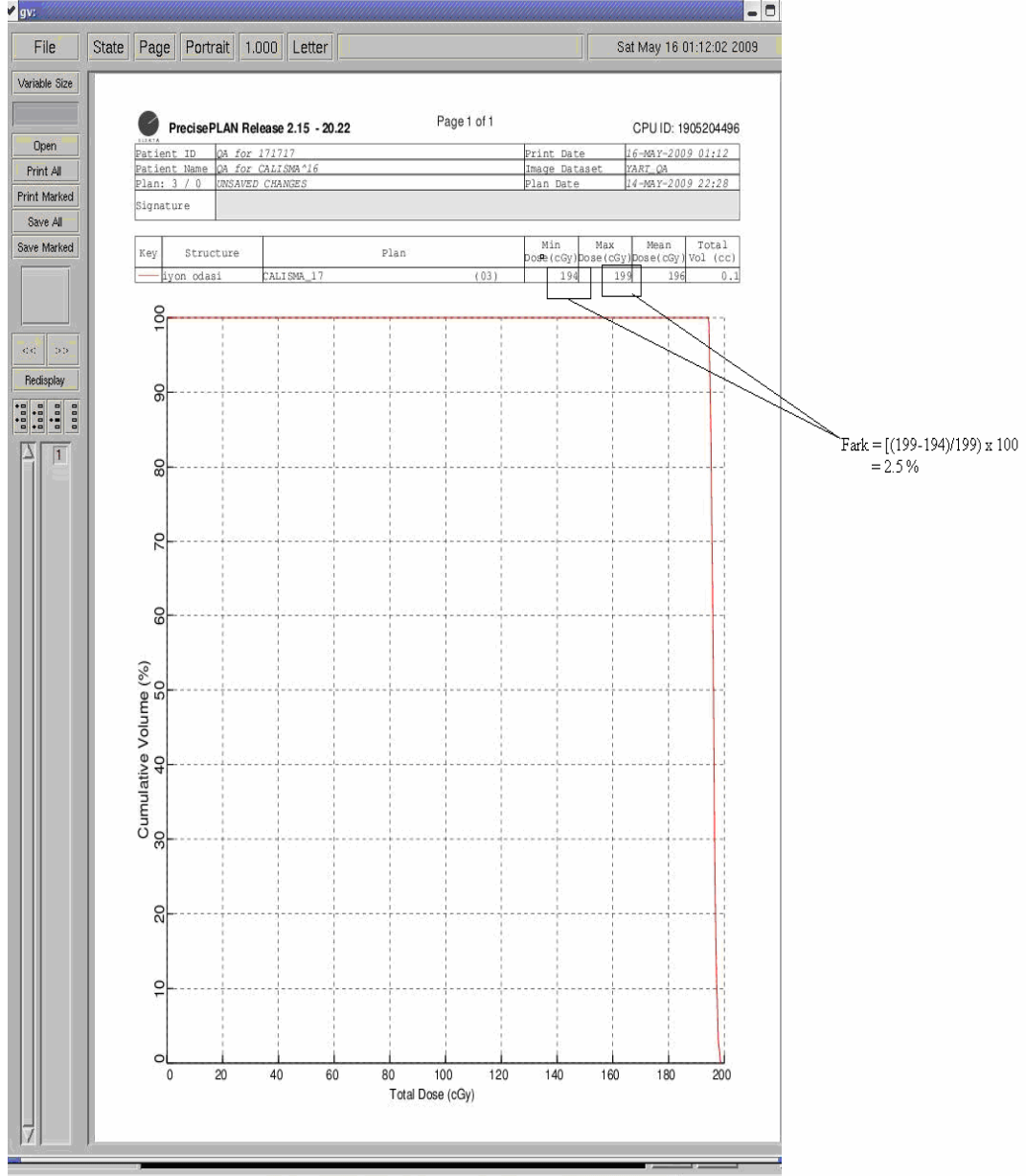
İyon odasının maksimum ve minimum aldığı dozlar arasındaki fark %5 ten az olacak şekilde masa pozisyonları değiştirilerek izomerkez ve filmin yerleştirileceği fantom dilimi belirlenmiştir. Şekil 3.37’de iyon odasının ve gafkromik filmin YART fantomuna yerleştirildiği koordinatlar gösterilmiştir.



Şekil 3.37. İyon odası ve gafkromik filmin fantoma yerleştirildiği koordinatlar

YART planının uygulanabilir olabilmesi için kalite kontrolünde kullanılan iyon odası için DVH’den elde edilen minimum ve maksimum doz değerleri arasındaki fark %5’ten küçük olmalıdır (53). Şekil 3.38’de minimum doz ile

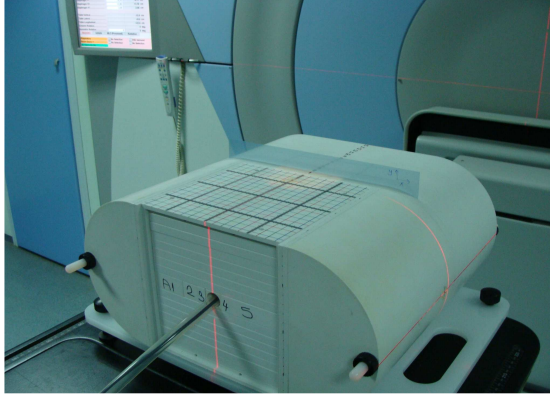
maksimum doz arasındaki fark doz hacim grafiği üzerinde gösterilmiştir. Bu kontrolden sonra 20 adet hasta için yapılmış YART planlamaların, ölçülen doz değerlerini ile planlanan doz değerlerini karşılaştırmak için veriler hem Impac sistemine hem de Omni-Pro I'mRT programına gönderilmiştir.



Şekil 3.38. İyon odasına ait doz hacim grafiği

3.2.2.3.4. Lineer Hızlandırıcı Cihazında Yapılan İşlemler

YART planları TPS'den Impac sistemine aktarıldıktan sonra linak cihazına YART fantomu yerleştirilmiştir (Şekil 3.39). Lazerler fantom üzerindeki işaretleyicilerle (marker) çakıştırılmıştır.

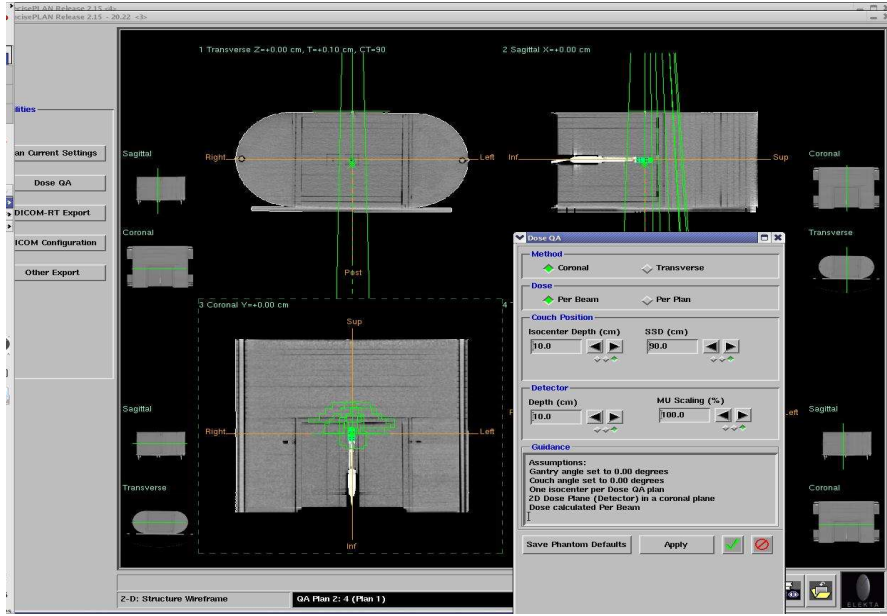


Şekil 3.39. YART fantomunun linak cihazındaki pozisyonu

YART planı için hazırlanan “Dose QA” planda bulduğumuz masa değerlerine göre masaya pozisyon verilerek lazerler fantomun izomerkezine kaydırılmıştır. YART planının Impac sistemi üzerindeki bilgilerine göre her gantri açısındaki her bir segment film üzerine ışınlanmıştır. Aynı anda mutlak dozimetre için kullanılan 0.13 cc'lik iyon odası ve Wellhöfer marka Dose 1 elektrometresi ile tüm ışınlama boyunca ölçüm alınmıştır. Elektrometreden okunan toplam doz değeri kaydedilmiştir.

3.2.2.3.5. 2 Boyutlu İyon Odası İçin Yapılan İşlemler

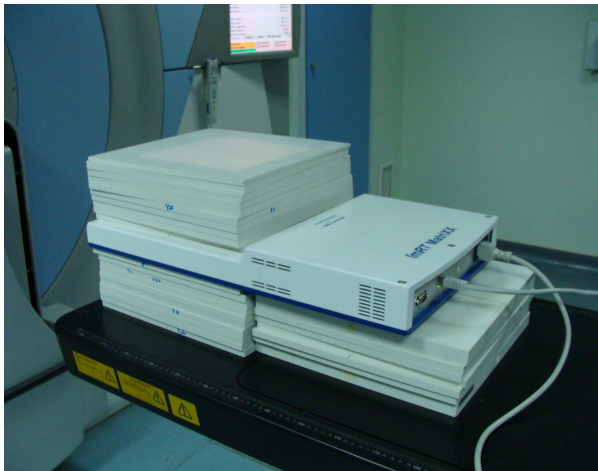
2 boyutlu iyon odası (matrix) için TPS'de kontrol testleri için kullanılan “Dose QA” (YART fantomu üzerine planın taşınması) kısmında ölçüm düzeneği tanımlanmıştır (Şekil 3.40). Ölçüm düzeneği, SSD= 90 cm'de tüm gantri açıları 0° olacak şekilde ayarlanmıştır.



Şekil 3.40. Planlama sisteminin iki boyutlu iyon odası için Dose QA bölümü

Bu işlemlerden sonra hasta planı değerlendirilip ölçülen ve planlanan verilerinin karşılaştırılabilmesi için hem Impac sistemine hem de Omnipro I'mRT programına gönderilmiştir.

Impac sistemine gönderilen veriler doğrultusunda linak cihazında ölçüm düzeneği kurulmuştur (Şekil 3.41). Alan merkezi iki boyutlu iyon odasının merkezine yerleştirilmiştir. İki boyutlu iyon odasının efektif hacmi 0.3 cm'de olduğu için üzerine 9.7 cm kalınlığında RW3 katı fantom yerleştirilmiştir.



Şekil 3.41. 2 boyutlu iyon odası ölçüm düzeneği

4. BULGULAR

Çalışma sonucu elde ettiğimiz bulgular gereç ve yöntemler bölümündeki sıra takip edilerek verilmiştir.

4.1. Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Sonuçlar

Bu çalışmada prostat ve seminal vezikülün bir kısmı hedef organ olarak belirlenmiş ve bu organları içine alan KTV, PTV, KTV1, PTV1, KTV2 ve PTV2 yapıları çizilmiştir. Kritik organlar ise prostat ışınlamalarında alanlar içine giren mesane, rektum, sağ ve sol femur başlarıdır. Uygulanan iki teknikte de hedef organ ve kritik organ dozlarının değerlendirilebilmesi için tedavi planlama sisteminde doz hacim grafikleri çizdirilmiştir. Bu doz hacim grafikleri kullanılarak hedef ve kritik organların sayısal analizi için tablolar oluşturulmuştur.

Mesanesi boş olan 10 hastanın 3BKRT ve YART planlamalarına ait KTV, PTV, KTV1, PTV1, KTV2 ve PTV2 için minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri Tablo 4.1, Tablo 4.5 ve Tablo 4.6'da verilmiştir. Bu hastaların kritik organlarının belirli doz değerlerine karşılık gelen yüzdelik değerleri Tablo 4.2, Tablo 4.3, Tablo 4.4, Tablo 4.7, Tablo 4.8 ve Tablo 4.9'da gösterilmiştir.

Mesanesi dolu olan 10 hastanın 3BKRT ve YART planlamalarına ait KTV, PTV, KTV1, PTV1, KTV2 ve PTV2 için minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri Tablo 4.10, Tablo 4.14 ve Tablo 4.15'de verilmiştir. Bu hastaların kritik organlarının belirli doz değerlerine karşılık gelen yüzdelik değerleri Tablo 4.11, Tablo 4.12, Tablo 4.13, Tablo 4.16, Tablo 4.17 ve Tablo 4.18'de görülmektedir.

Ayrıca mesanesi dolu ve boş olan hastalara toplamda 56 Gy doz alacak şekilde 3BKRT ve YART planlamaları yapılmış ve kritik organların belirli dozlarda aldığı yüzdelik hacimler karşılaştırılmıştır. Bu değerler Tablo 4.29, Tablo 4.30, Tablo 4.31, Tablo 4.32, Tablo 4.33, Tablo 4.34, Tablo 4.35 ve Tablo 4.36'da verilmiştir.

Kritik organlardan rektum için 40 Gy, 50 Gy, 60 Gy, 65 Gy ve 70 Gy, mesane için 40 Gy, 50 Gy, 60 Gy, 65 Gy ve 70 Gy, sağ ve sol femur başı için 45 Gy, 50 Gy doz değerleri incelenmiştir. Ayrıca bu değerler istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Kritik organlar için doz hacim grafikleri oluşturulmuştur. Bu grafikler mesanenin dolu veya boş olmasına durumuna göre uygulanan farklı iki tekniğin planlama DVH'lerini tek bir grafikte değerlendirilmesini sağlamıştır (Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4).

DVH' ler de minimum olarak verilen doz değerleri ilgili hacim içinde en düşük dozu alan hacmin % doz değerini, maksimum olarak verilen % doz değerleri ilgili hacim içinde en yüksek dozu alan hacmin % doz değerini, ortalama olarak verilen % doz değerleri girilen tüm hacmin ortalama olarak aldığı dozu ifade eder.

4.1.1. Mesanesi Boş Olan Hastaların 3BKRT ve YART Tekniklerine Göre Doz Değerleri

4.1.1.1. 3BKRT Tekniğine Göre Doz Değerleri

Mesanesi boş olan 10 hastaya ait 3BKRT planlarının KTV, PTV ve kritik organlarının aldığı doz değerleri Tablo 4.1, Tablo 4.2, Tablo 4.3 ve Tablo 4.4'de belirtilmiştir. Tablo 4.1 incelendiği zaman KTV ve PTV'nin maksimum ve minimum doz değerleri tanımlanan dozun $\pm$ % 5 sınırları içerisinde bulunmuştur.

Tablo 4.1. 3BKRT tekniği hasta verilerinin KTV ve PTV doz değerleri

Hasta numarası	KTV			PTV		
	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)
1	7066	7429	7330	6649	7436	7256
2	7001	7397	7263	6683	7396	7197
3	7082	7417	7302	6751	7418	7239
4	7068	7449	7307	6770	7445	7240
5	7075	7380	7300	6707	7376	7211
6	7101	7393	7314	6829	7389	7255
7	7112	7455	7340	6765	7458	7285
8	7090	7376	7301	6721	7373	7213
9	7052	7448	7308	6785	7438	7244

10	7123	7499	7337	6888	7515	7299
----	------	------	------	------	------	------

Tablo 4.2. 3BKRT tekniğinde rektumun aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik organ				
	Rektum				
	V _{40Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{60Gy} (%)	V _{65Gy} (%)	V _{70Gy} (%)
1	61.1	52.4	41.9	37.0	28.1
2	68.5	55.0	38.5	31.0	19.5
3	68.5	59.0	47.5	40.0	26.3
4	70.0	56.3	40.5	32.0	18.8
5	50.0	43.5	33.1	25.0	15.0
6	48.2	36.5	25.5	20.0	11.0
7	65.0	51.2	37.3	28.0	14.5
8	50.0	44.0	34.5	25.0	16.0
9	47.5	36.5	25.5	18.0	8.0
10	72.0	60.5	45.5	35.0	19.5

Tablo 4.3. 3BKRT tekniğinde mesanenin aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik organ				
	Mesane				
	V _{40Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{60Gy} (%)	V _{65Gy} (%)	V _{70Gy} (%)
1	55.5	45.0	34.5	28.0	9.0
2	62.5	51.5	40.0	32.0	19.4
3	46.5	38.5	30.0	23.0	11.5
4	41.3	36.0	28.0	22.0	11.3
5	67.5	56.2	45.0	37.0	22.5
6	34.5	27.5	20.0	16.0	11.0
7	42.0	34.0	25.0	20.0	12.0
8	67.5	57.5	45.0	38.0	22.5
9	34.0	27.0	20.0	15.0	11.0
10	47.5	39.0	30.0	25.0	18.0

Tablo 4.4. 3BKRT tekniğinde femur başlarının aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik organlar			
	Sağ femur başı		Sol femur başı	
	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)
1	13.8	3.0	17.0	4.0
2	1.0	0.0	3.0	0.0
3	10.0	1.3	9.0	1.3
4	5.0	1.5	5.0	1.7
5	16.0	4.0	15.0	2.0
6	5.0	1.0	10.0	2.0
7	7.5	0.0	10.0	4.5
8	25.0	5.0	20.0	3.0
9	10.0	1.5	10.0	2.0
10	11.0	0.0	20.0	7.5

4.1.1.2. YART Tekniğine Göre Doz Değerleri

Mesanesi boş olan 10 hastaya ait YART planlarının KTV1, PTV1, KTV2, PTV2 ve kritik organlarının aldığı doz değerleri Tablo 4.5, Tablo 4.6, Tablo 4.7, Tablo 4.8 ve Tablo 4.9’da belirtilmiştir. Tablo 4.5 ve Tablo 4.6 incelendiği zaman KTV1, PTV1, KTV2 ve PTV2’nin maksimum ve minimum doz değerleri tanımlanan dozun $\pm$ % 10 arasında değişmektedir. Bu farkın nedeni ise hedef hacimlerin minimum doz değerindeki noktasal doz düşüşlerinden kaynaklanmaktadır.

Tablo 4.5. YART tekniği hasta verilerinin KTV1 ve PTV1 doz değerleri

Hasta numarası	KTV1			PTV1		
	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)
1	6762	7861	7674	5519	7868	7433
2	5769	7783	7499	5389	7781	7259

3	6598	7907	7657	5836	7901	7453
4	6929	7798	7602	5570	7835	7383
5	7242	7859	7683	5986	7853	7501
6	5991	7916	7562	5574	7917	7311
7	5894	7902	7623	5279	7913	7420
8	7267	7850	7675	5990	7865	7503
9	5971	7869	7542	5577	7863	7303
10	5912	7830	7578	5098	7835	7382

Tablo 4.6. YART tekniği hasta verilerinin KTV2 ve PTV2 doz değerleri

Hasta numarası	KTV2			PTV2		
	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)
1	7490	7871	7715	7085	7872	7647
2	7429	7785	7684	6941	7783	7611
3	7386	7911	7697	6627	7912	7595
4	7434	7805	7639	6747	7837	7587
5	7328	7865	7688	7001	7852	7601
6	7439	7912	7721	7173	7916	7660
7	7376	7903	7737	6889	7915	7658
8	7351	7854	7680	6991	7870	7599
9	7459	7863	7697	7243	7868	7640
10	7480	7839	7686	6659	7830	7624

Tablo 4.7. YART tekniğinde rektumun aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik organ				
	Rektum				
	V _{40Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{60Gy} (%)	V _{65Gy} (%)	V _{70Gy} (%)
1	57.0	47.5	35.0	29.0	18.5
2	69.0	52.0	35.0	25.0	15.0
3	70.5	58.0	39.5	29.0	12.0

4	65.0	47.5	26.0	15.0	7.0
5	50.5	42.5	33.0	25.0	15.0
6	42.5	29.3	28.5	15.0	10.0
7	57.5	39.5	20.5	12.0	5.5
8	52.5	43.5	32.5	25.0	12.5
9	44.0	30.5	19.5	15.0	10.5
10	57.5	36.0	17.0	8.0	3.5

Tablo 4.8. YART tekniğinde mesanenin aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik organ				
	Mesane				
	V _{40Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{60Gy} (%)	V _{65Gy} (%)	V _{70Gy} (%)
1	52.5	41.5	28.0	20.0	16.0
2	65.0	50.5	29.5	23.0	17.0
3	55.0	45.0	34.0	27.0	19.0
4	46.5	38.5	28.0	22.0	16.5
5	78.0	60.5	45.0	37.0	20.0
6	34.0	26.0	16.0	12.0	8.5
7	45.0	36.5	25.0	20.0	13.5
8	78.5	61.0	46.0	38.0	21.0
9	35.0	27.0	18.0	13.0	9.0
10	47.0	38.0	28.0	20.0	14.5

Tablo 4.9. YART tekniğinde femur başlarının aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik Organlar			
	Sağ femur başı		Sol femur başı	
	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)
1	13.5	6.5	10.0	5.0
2	0.0	0.0	10.0	0.0
3	1.0	0.0	10.0	0.0
4	3.0	1.0	3.0	0.0

5	17.0	11.0	9.0	1.0
6	6.5	2.5	15.0	1.0
7	10.0	2.5	7.0	0.0
8	14.0	8.5	3.0	1.0
9	4.0	2.0	10.0	0.0
10	5.0	0.0	6.0	0.0

4.1.2. Mesanesi Dolu Olan Hastaların 3BKRT ve YART Tekniklerine Göre Doz Değerleri

4.1.2.1. 3BKRT Tekniğine Göre Doz Değerleri

Mesanesi dolu olan 10 hastaya ait 3BKRT planlarının KTV, PTV ve kritik organlarının aldığı doz değerleri Tablo 4.10, Tablo 4.11, Tablo 4.12 ve Tablo 4.13’de belirtilmiştir. Tablo 4.10 incelendiği zaman KTV ve PTV’nin maksimum ve minimum doz değerleri tanımlanan dozun $\pm$ % 5 sınırları içerisinde bulunmuştur.

Tablo 4.10. 3BKRT tekniği hasta verilerinin KTV ve PTV doz değerleri

Hasta numarası	KTV			PTV		
	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)
11	7172	7382	7318	6946	7382	7257
12	7068	7418	7312	6745	7419	7235
13	7196	7403	7340	6946	7409	7302
14	7026	7417	7314	6643	7415	7248
15	7169	7457	7342	6825	7470	7277
16	7075	7479	7312	6667	7481	7246
17	7085	7404	7284	6733	7402	7193
18	7070	7336	7257	6725	7365	7209
19	7107	7411	7316	6752	7410	7266

20	6999	7442	7287	6752	7451	7223
----	------	------	------	------	------	------

Tablo 4.11. 3BKRT tekniğinde rektum aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik organ				
	Rektum				
	V _{40Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{60Gy} (%)	V _{65Gy} (%)	V _{70Gy} (%)
11	60.0	53.0	40.5	33.0	21.5
12	67.5	57.5	42.5	35.0	20.0
13	42.5	35.0	26.0	22.0	14.5
14	68.5	55.0	40.0	32.0	21.5
15	66.5	60.0	50.5	44.0	32.0
16	68.5	56.0	41.0	34.0	20.5
17	62.5	53.0	41.0	33.0	15.0
18	68.7	57.5	45.0	37.0	22.5
19	70.0	56.0	40.0	30.0	18.5
20	60.5	51.5	40.5	32.0	13.5

Tablo 4.12. 3BKRT tekniğinde mesanenin aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik organ				
	Mesane				
	V _{40Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{60Gy} (%)	V _{65Gy} (%)	V _{70Gy} (%)
11	44.0	37.0	30.0	25.0	19.0
12	15.0	11.0	9.0	7.0	5.0
13	23.0	18.5	13.0	10.0	6.5
14	48.0	39.0	30.0	23.0	15.0
15	20.0	16.0	11.0	9.0	5.5
16	14.0	11.0	9.0	6.0	3.5
17	30.0	24.5	19.0	15.0	9.0
18	18.0	14.5	10.0	7.0	2.5
19	36.0	19.5	22.0	18.0	12.0
20	74.0	62.5	50.0	43.0	30.0

Tablo 4.13. 3BKRT tekniğinde femur başlarının aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik organlar			
	Sağ femur başı		Sol femur başı	
	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)
11	7.0	3.0	15.0	7.5
12	20.0	7.5	30.0	10.0
13	40.0	16.5	50.0	19.5
14	20.0	7.5	12.5	2.0
15	10.0	3.5	7.5	2.0
16	48.0	18.0	30.0	12.0
17	3.0	0.0	10.0	1.5
18	50.0	33.5	41.0	27.5
19	20.0	9.7	20.0	9.7
20	20.0	6.0	20.0	2.5

4.1.2.2. YART Tekniğine Göre Doz Değerleri

Mesanesi dolu olan 10 hastaya ait YART planlarının KTV1, PTV1, KTV2, PTV2 ve kritik organlarının aldığı doz değerleri Tablo 4.14, Tablo 4.15, Tablo 4.16, Tablo 4.17 ve Tablo 4.18’de belirtilmiştir. Tablo 4.14 ve Tablo 4.15 verileri incelendiği zaman KTV1, PTV1, KTV2 ve PTV2’nin maksimum ve minimum doz değerleri tanımlanan dozun $\pm$ % 10 arasında değişmektedir. Bu farkın nedeni ise hedef hacimlerin minimum doz değerindeki noktasal doz düşmelerinden kaynaklanmaktadır.

Tablo 4.14. YART tekniği hasta verilerinin KTV1 ve PTV1 doz değerleri

Hasta numarası	KTV1			PTV1		
	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)
11	7218	7869	7719	6196	7876	7562
12	6718	7967	7720	5785	7969	7516

13	6920	7841	7697	5654	7855	7548
14	6304	7844	7640	5224	7866	7430
15	6057	7974	7600	5411	7980	7338
16	7083	7884	7708	5762	7907	7552
17	7158	7835	7679	6053	7838	7539
18	6382	7892	7607	5430	7920	7392
19	6816	7971	7677	5249	7971	7479
20	7277	7877	7747	6124	7876	7570

Tablo 4.15. YART tekniği hasta verilerinin KTV2 ve PTV2 doz değerleri

Hasta numarası	KTV2			PTV2		
	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)	Min. doz (cGy)	Max.doz (cGy)	Ort. doz (cGy)
11	7548	7874	7731	7317	7878	7678
12	7416	7967	7749	6550	7971	7669
13	7439	7851	7716	6711	7869	7659
14	7448	7843	7685	6799	7868	7622
15	7622	7980	7808	7028	7986	7736
16	7432	7886	7716	6846	7910	7665
17	7466	7837	7689	6816	7840	7625
18	7236	7889	7675	6452	7918	7622
19	7386	7936	7693	6757	7965	7605
20	7481	7877	7757	6896	7880	7650

Tablo 4.16. YART tekniğinde rektumun aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik organ				
	Rektum				
	V _{40Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{60Gy} (%)	V _{65Gy} (%)	V _{70Gy} (%)
11	58.5	50.0	35.0	27.0	16.5
12	65.0	50.5	35.0	25.0	15.0
13	39.0	30.0	20.5	13.0	6.5

14	66.0	50.0	37.5	21.0	10.0
15	62.0	49.0	29.0	21.0	14.0
16	62.5	47.5	33.0	22.0	12.5
17	57.5	47.0	32.5	22.0	10.5
18	75.0	60.0	36.5	21.0	12.0
19	67.0	45.0	22.5	12.0	6.0
20	55.0	49.0	38.5	30.0	16.5

Tablo 4.17. YART tekniğinde mesanenin aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik organ				
	Mesane				
	V _{40Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{60Gy} (%)	V _{65Gy} (%)	V _{70Gy} (%)
11	46.5	38.0	30.0	25.0	20.0
12	18.5	13.5	9.0	7.0	5.0
13	24.0	18.0	11.0	9.0	6.5
14	18.0	15.0	29.0	23.0	7.0
15	24.5	18.0	10.0	8.0	4.5
16	18.0	15.0	10.0	8.0	7.0
17	35.0	29.0	23.0	20.0	17.0
18	23.0	17.0	10.5	8.0	7.0
19	49.5	37.0	28.0	21.0	13.5
20	69.0	57.0	44.0	31.0	18.5

Tablo 4.18. YART tekniğinde femur başlarının aldığı % doz değerleri

Hasta numarası	Kritik Organlar			
	Sağ femur başı		Sol femur başı	
	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)
11	3.0	1.0	1.0	0.0
12	9.0	6.5	3.0	1.0
13	35.0	18.0	10.0	6.5
14	17.0	10.0	8.0	1.0

15	2.0	1.0	1.0	0.0
16	24.0	16.0	65.0	16.5
17	30.0	10.0	10.0	0.0
18	23.0	9.0	18.0	11.5
19	12.0	8.5	5.0	3.0
20	24.0	15.0	21.0	7.5

4.1.3. Kritik Organ Doz Verilerinin Analizi

4.1.3.1. 3BKRT Planlarının Analizi

3BKRT planları yapılan hastaların mesanelerinin durumuna göre belirli doz değerlerine karşılık gelen hacimleri tabloları halinde verilmiştir.

Tablo 4.19. Mesanenin durumuna göre V_{40Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	Mesane boş V_{40Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	Mesane dolu V_{40Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	47.0 (34.0-67.5)	26.5 (14.0-74.0)	0.023
Rektum	63.1 (47.5-72.0)	67.0 (42.5-70.0)	0.799

Tablo 4.20. Mesanenin durumuna göre V_{50Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	Mesane boş V_{50Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	Mesane dolu V_{50Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	38.8 (27.0-57.5)	19.0 (11.0-62.5)	0.047
Rektum	51.8 (36.5-60.5)	55.5 (35.0-60.0)	0.284
Sag femur	1.4 (0.0-5.0)	7.5 (0.0-33.5)	0.017
Sol femur	2.0 (0.0-7.5)	8.6 (1.5-27.5)	0.050

Tablo 4.21. Mesanenin durumuna göre V_{60Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	Mesane boş V_{60Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	Mesane dolu V_{60Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	30.0 (20.0-45.0)	16.0 (9.0-50.0)	0.074
Rektum	37.9 (25.5-47.5)	40.8 (26.0-50.5)	0.333

Tablo 4.22. Mesanenin durumuna göre V_{65Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	Mesane boş V_{65Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	Mesane dolu V_{65Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	24.0 (15.0-38.0)	12.5 (6.0-43.0)	0.083
Rektum	29.5 (18.0-40.0)	33.0 (22.0-44.0)	0.192

Tablo 4.23. Mesanenin durumuna göre V_{70Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	Mesane boş V_{70Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	Mesane dolu V_{70Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	11.8 (9.0-22.5)	7.8 (2.5-30.0)	0.285
Rektum	17.4 (8.0-28.1)	20.3 (13.5-32.0)	0.386

4.1.3.2. YART Planlamalarının Analizi

YART planları yapılan hastaların mesanelerinin durumuna göre belirli doz değerlerine karşılık gelen hacimleri tabloları halinde verilmiştir.

Tablo 4.24. Mesanenin durumuna göre V_{40Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	Mesane boş V_{40Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	Mesane dolu V_{40Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	49.8 (34.0-78.5)	24.3 (18.0-69.0)	0.034
Rektum	57.3 (42.5-70.5)	62.3 (39.0-75.0)	0.441

Tablo 4.25. Mesanenin durumuna göre V_{50Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	Mesane boş V_{50Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	Mesane dolu V_{50Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	38.8 (27.0-57.5)	19.0 (11.0-62.5)	0.030
Rektum	43.0 (29.3-58.0)	49.0 (30.0-60.0)	0.092
Sag femur	1.5 (1.0-5.0)	7.5 (3.0-33.5)	0.265
Sol femur	2.0 (1.3-7.5)	8.6 (1.5-27.5)	0.188

Tablo 4.26. Mesanenin durumuna göre V_{60Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	Mesane boş V_{60Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	Mesane dolu V_{60Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	28.0 (16.0-46.0)	17.0 (9.0-44.0)	0.022
Rektum	30.5 (17.0-39.5)	34.0 (20.5-38.5)	0.233

Tablo 4.27. Mesanenin durumuna göre V_{65Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	Mesane boş V_{65Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	Mesane dolu V_{65Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	21.0 (12.0-38.0)	14.5 (7.0-31.0)	0.125
Rektum	20.0 (8.0-29.0)	21.5 (12.0-30.0)	0.594

Tablo 4.28. Mesanenin durumuna göre V_{70Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	Mesane boş V_{70Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	Mesane dolu V_{70Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	16.3 (8.5-21.0)	7.0 (4.5-20.0)	0.195
Rektum	11.3 (3.5-18.5)	12.3 (6.0-16.5)	0.767

4.1.4. 3BKRT ile YART Tekniklerinin Karşılaştırılması

Mesane durumuna göre 3BKRT ve YART planları 56 Gy doz alacak şekilde yeniden planlanmıştır. Bunun nedeni 56 Gy doza kadar hedef hacimlerin her iki teknik için aynı olmasıdır. Böylece kritik organların almış olduğu belirli dozlardaki hacimler karşılaştırılabilmektedir.

4.1.4.1. Mesanesi Boş Olan Hastaların Planlamalarının Analizi

Mesanesi boş olan 10 hastanın 3BKRT ve YART planlamaları karşılaştırılmıştır. Kritik organların aldığı dozlar istatistiksel verilerle değerlendirilmiştir. Tablo 4.29, Tablo 4.30, Tablo 4.31 ve Tablo 4.32’de bu değerler verilmiştir.

Tablo 4.29. 3BKRT ve YART planlarının V_{35Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	3BKRT V_{35Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	YART V_{35Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	47.0 (33.0-77.0)	41.5 (29.0-60.0)	0.008
Rektum	57.5 (41.0-66)	52.5 (45.0-70.0)	0.475

Tablo 4.30. 3BKRT ve YART planlarının V_{40Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	3BKRT V_{40Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	YART V_{40Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	41.0 (28.0-66.0)	37.0 (26.0-54.0)	0.005
Rektum	49.0 (33.0-58.0)	36.0 (35.0-60.0)	0.593
Sag femur	0.5 (0.0-3.0)	1.0 (0.0-5.0)	0.865
Sol femur	1.0 (0.0-3.0)	0.0 (0.0-2.0)	0.024

Tablo 4.31. 3BKRT ve YART planlarının V_{45Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	3BKRT V_{45Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	YART V_{45Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	35.0 (26.0-58.0)	30.5 (21.0-46.0)	0.008
Rektum	38.5 (26.0-49.0)	34.5 (19.0-47.0)	0.722

Tablo 4.32. 3BKRT ve YART planlarının V_{50Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	3BKRT V_{50Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	YART V_{50Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	27.0 (16.0-42.0)	23.5 (16.0-37.0)	0.017
Rektum	28.0 (18.0-38.0)	19.0 (6.0-27.0)	0.008

4.1.4.2. Mesanesi Dolu Olan Hastaların Planlamalarının Analizi

Mesanesi dolu olan 10 hastanın 3BKRT ve YART planlamaları karşılaştırılmıştır. Kritik organların aldığı dozlar istatistiksel verilerle değerlendirilmiştir. Tablo 4.33, Tablo 4.34, Tablo 4.35 ve Tablo 4.36’da bu değerler verilmiştir.

Tablo 4.33. 3BKRT ve YART planlarının V_{35Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	3BKRT V_{35Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	YART V_{35Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	26.0 (17.0-61.0)	23.0 (12.0-66.0)	0.031
Rektum	60.0 (38.0-63.0)	60.0 (35.0-65.0)	0.932

Tablo 4.34. 3BKRT ve YART planlarının V_{40Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

Kritik organ	3BKRT V_{40Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	YART V_{40Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	23.0 (13.0-54.0)	20.0 (10.0-59.0)	0.037
Rektum	50.5 (32.0-59.0)	51.0 (29.0-56.0)	0.256
Sag femur	5.0 (0.0-28.0)	3.5 (0.0-18.0)	0.106
Sol femur	8.0 (1.0-22.0)	0.0 (0.0-17.0)	0.005

Tablo 4.35. 3BKRT ve YART planlarının V_{45Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

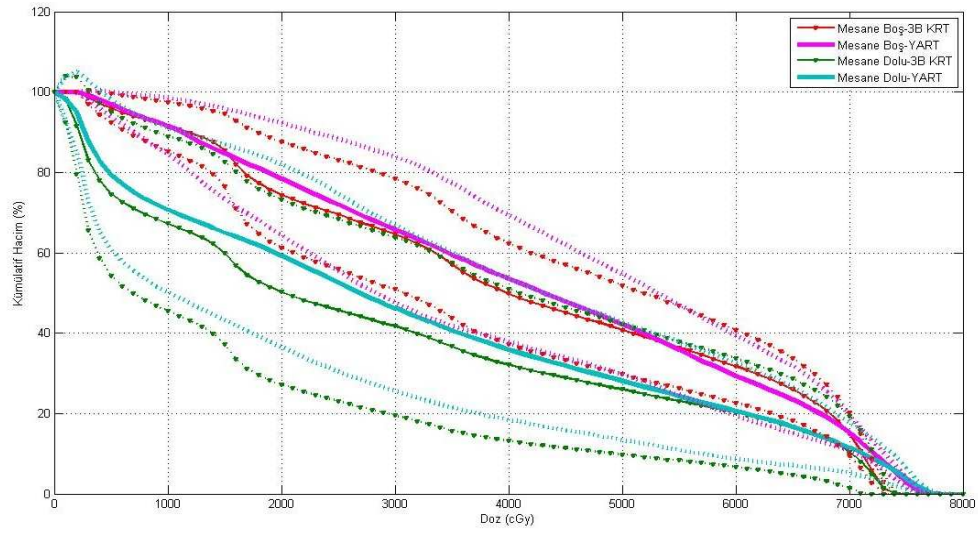
Kritik organ	3BKRT V_{45Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	YART V_{45Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	19.5 (11.0-42.0)	16.5 (9.0-51.0)	0.107
Rektum	42.0 (28.0-51.0)	38.0 (21.0-47.0)	0.011

Tablo 4.36. 3BKRT ve YART planlarının V_{50Gy} doza karşılık gelen % hacim değerleri

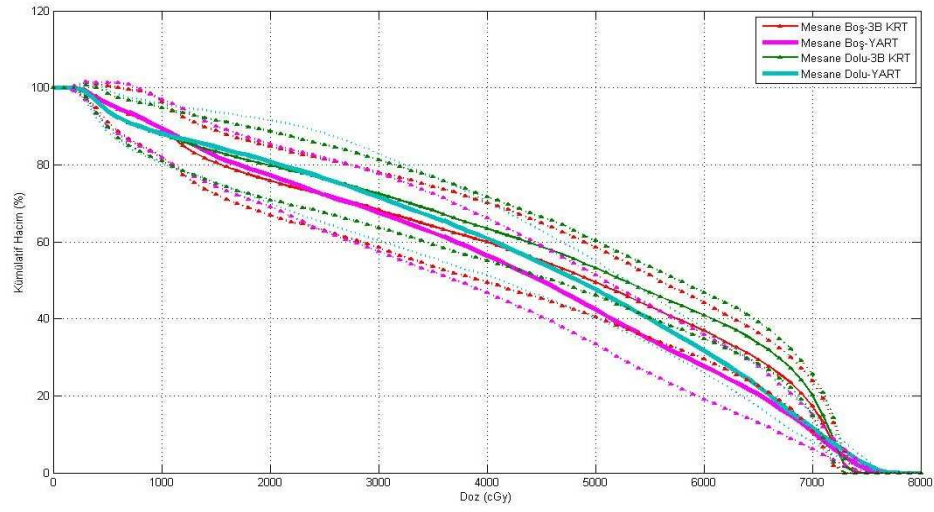
Kritik organ	3BKRT V_{50Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	YART V_{50Gy} (%) Medyan (Min-Maks)	p değeri
Mesane	12.5 (6.0-42.0)	14.5 (8.0-29.0)	0.233
Rektum	32.0 (21.0-42.0)	18.0 (8.0-30.0)	0.005

4.1.5. Kritik Organlar İçin Oluşturulan Doz Hacim Grafikleri

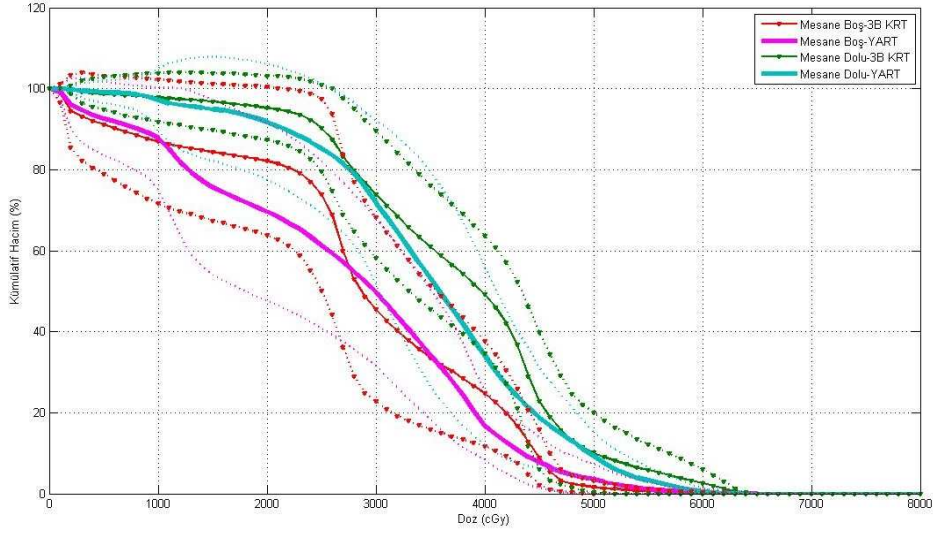
3BKRT ve YART tedavi planlamaları yapılan hastaların mesanesi boş ve dolu durumdaki doz dağılımlarının DVH'leri her bir kritik organ için ayrı ayrı oluşturulmuştur.



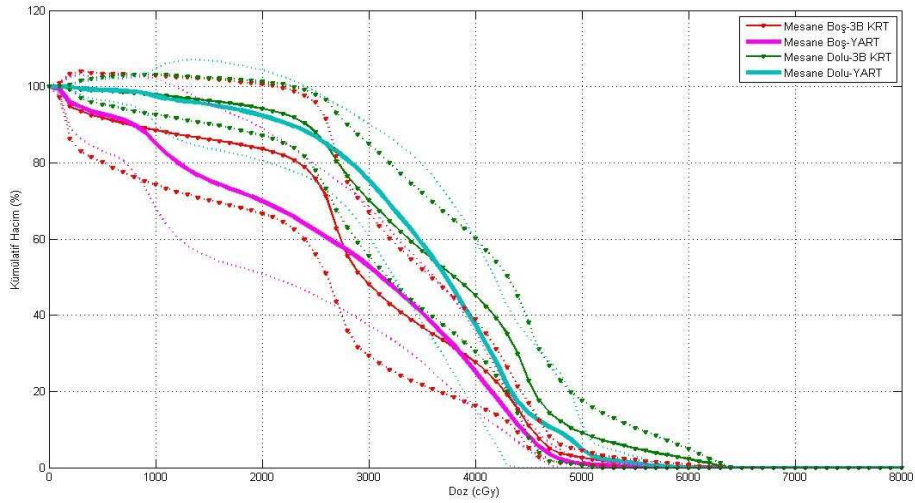
Şekil 4.1. Mesanenin DVH ve standart sapma grafiği



Şekil 4.2. Rektumun DVH ve standart sapma grafiği



Şekil 4.3. Sağ femur başının DVH ve standart sapma grafiği



Şekil 4.4. Sol femur başının DVH ve standart sapma grafiği

3BKRT planlarına ait Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4 arasındaki DVH'ler analiz edildiğinde mesanesi boş olan hastaların rektum doz değerleri 50 Gy için % 49, 60 Gy için %37, 70 Gy için %18, mesane doz değerleri 65 Gy için %26, 78 Gy için %0, sağ femur başı doz değerleri 50 Gy için %2, sol femur başı doz değerleri 50 Gy için % 3 bulunmuştur. Mesanesi dolu olan hastaların rektum doz değerleri 50 Gy için %54, 60 Gy için %41, 70 Gy için %20, mesane doz değerleri 65 Gy için %16, 78 Gy için % 0, sağ femur başı doz değerleri 50 Gy için %8.9, sol femur başı doz değerleri 50 Gy için ise %8.2 bulunmuştur.

YART planlarına ait Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4 arasındaki DVH'ler analiz edildiğinde mesanesi boş olan hastaların rektum doz değerleri 60 Gy için %29, 65 Gy için %20, 70 Gy için %11, mesane doz değeri 65 Gy için %23, 70 Gy için %16, sağ femur başı doz değeri 50 Gy için %3.4, sol femur başı doz değeri %0.8 bulunmuştur. Mesanesi dolu olan hastaların rektum doz değeri 60 Gy için %32, 65 Gy için %21, 70 Gy için %12, mesane doz değeri 65 Gy için %16, 70 Gy için %11, sağ femur başı doz değeri 50 Gy için %9.5, sol femur başı doz değeri 50 Gy için %4.7 bulunmuştur.

4.2. YART Kalite Kontrol Testleri

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tekniği kullanılarak TPS de yapılan planlamaların doğru olarak hastaya uygulanabilmesi için üç parametre kontrol edilmiştir. Bunlardan birincisi cihaza ait parametreler (doğrusallık, simetri, profil, verim ve mekanik değerler), ikincisi ÇYK sisteminin kontrolü için yapılan testler, üçüncüsü ise hastaya özel kalite kontrol testleridir. İlk iki parametre için gerekli olan testler yapılmış ve tedavinin uygulanabilirliği için gerekli olan sınırların içerisinde bulunmuştur. Bu aşamadan sonra üçüncü parametre testleri için YART fantom, iyon odası, film ve iki boyutlu iyon odası dozimetre sistemleri kullanılmıştır.

4.2.1. İyon Odası Ölçüm Sonuçları

YART planının doğruluğunu kontrol etmek için kullanılan noktasal doz değeri ölçümü küçük hacimli iyon odası kullanılarak yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar Tablo 4.37'de verilmiştir. Planlanan iyon odası ortalama doz değeri ile ölçülen iyon odası doz değeri arasındaki fark %2'i geçmemiştir.

Tablo 4.37. Planlamada hesaplanan ve cihazda ölçülen iyon odası sonuçları

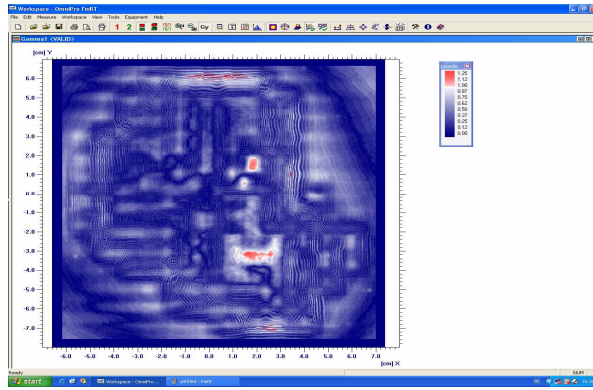
Plan numarası	TPS'deki iyon odası ortalama doz değeri (cGy)	Linak ölçüm sonucundaki iyon odası doz değeri (cGy)	Fark (%)
1	210.00	205.83	1.98
2	200.00	197.04	1.48
3	197.00	193.89	1.58
4	216.00	213.37	1.22
5	213.00	210.98	0.94
6	212.00	210.02	0.93
7	203.00	199.05	1.95
8	196.00	193.98	1.03
9	216.00	214.32	0.77
10	213.00	210.60	1.12
11	206.00	204.76	0.60
12	210.00	208.45	0.74
13	203.00	199.56	1.69
14	205.00	202.76	1.09
15	208.00	205.65	1.13
16	201.00	197.35	1.81
17	209.00	206.32	1.28
18	202.00	200.55	0.72
19	204.00	201.85	1.05
20	210.00	207.48	1.20

4.2.2. İki Boyutlu İyon Odası Ölçüm Sonuçları

YART planı yapılan 20 hastanın planlaması için 2 boyutlu iyon odası (MatriXX) kullanılarak ölçümler alınmıştır. Her hasta için TPS de yapılan YART planı ile linak cihazında matrix kullanılarak alınan ölçüm değerleri Omni-Pro I'mRT

programında karşılaştırılarak analiz edilmiştir. Analiz için gama metodu kullanılmıştır. Gama metodu planlamada hesaplanan ve cihazda ölçülen doz dağılımlarının birbiriyle uyumunu kontrol etmek için kullanılan bir metottur. Gama metodu, izodozlar arası mesafe ile dozlar arasındaki farkı birleştirerek en doğru sonuca ulaşabilmektedir.

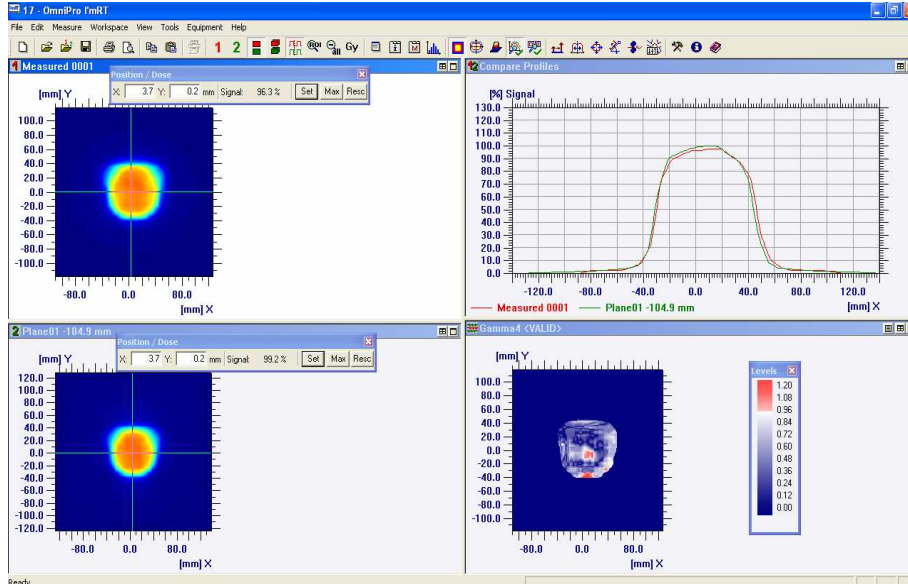
Low ve ark. (54)'nin çalışması referans alınarak gama metodu için kullanılacak değerler belirlenmiştir. Buna göre gama metodunun izodozlar arasındaki mesafe 3 mm ve dozlar arasındaki fark ise %3 olarak ayarlanmıştır. Planlanan ve ölçülen değerler karşılaştırılmıştır. Veriler Şekil 4.5'de görüldüğü gibi harita şeklinde oluşturulmuştur.



Şekil 4.5. Gama değerinin gösterimi

Oluşan haritalar renklerle kodlanmıştır. Mavi, yeşil ve sarı renklerin bulunduğu bölgeler için gamma değeri 1'den küçüktür ve tedavi için uygun sınırlardadır. Kırmızı renklerin bulunduğu bölgenin gama değeri 1'den büyüktür ve tedavi için uygun sınırlarda değildir. Yapılan YART planının hastaya uygulanabilmesi için gama değeri 1'den büyük olan doz noktalarının % 5'ün altında olması gerekmektedir (54).

Şekil 4.6.'de planlamadan gelen veri ile MatriXX ölçümünden elde edilen veri değerinin karşılaştırılması ile oluşan gama analizi sonucu görülmektedir.



Şekil 4.6. Planlanan ve ölçülen verilerin gama değerleri analizi

YART planı yapılan tüm hastalar için MatriXX ile ölçüm alınmıştır. Alınan bu ölçümler ile planlamadan gelen veriler karşılaştırıldığında gama değerleri %4'ün altında bulunmuştur. Bulunan bu değerler sayısal olarak Tablo 4.38'de verilmiştir.

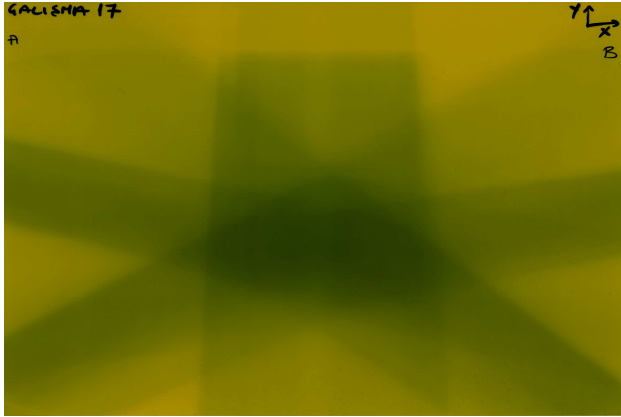
Tablo 4.38. MatriXX ölçümleri ile TPS verilerinin analizi

Hasta numarası	Gama değeri
1	1.83
2	2.12
3	3.41
4	2.27
5	2.46
6	0.73
7	3.97
8	1.79
9	3.16
10	1.73
11	1.23
12	2.87
13	1.96
14	1.03

15	3.43
16	0.98
17	2.32
18	1.54
19	2.97
20	1.36

4.2.3. Gafkromik Film Ölçüm Sonuçları

Işınlanmış film, ışınlama işleminden bir gün sonra 16 bit ölçek kullanılarak aynı pozisyonda ve aynı yönde taranmıştır (Şekil 4.7).

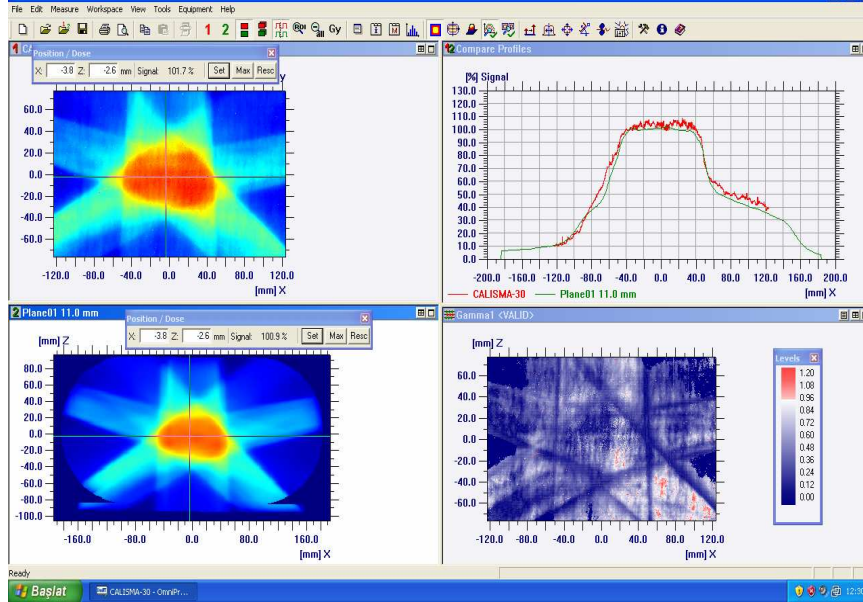


Şekil 4.7. Işınlanan filmin görüntüsü

Tüm filmler tarama işleminden sonra TPS'den aktarılan planlarla karşılaştırmak için Omni-Pro I'mRT programına aktarılmıştır. Işınlanan filmlerin çözünürlüğü planlamadan gelen görüntünün çözünürlüğü ile uyumlu olması için gerekli düzeltmeler yapılmıştır. Planlama sisteminin çözünürlüğü 0.1 cm olarak ayarlandığı için filmlerin çözünürlüğü de 0.1 cm olarak değiştirilmiştir.

Aziz ve arkadaşlarının gafkromik film kullanarak yaptıkları çalışma referans alınarak gama metodu için kullanılacak değerler belirlenmiştir (55). Buna göre gama metodunun izodozlar arasındaki mesafe 3 mm ve dozlar arasındaki fark ise %3

olarak ayarlanmıştır. Bu işlemlerden sonra iki veri değeri karşılaştırılmıştır (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Planlanan ve film dozimetresi ile ölçülen verilerin gama değeri analizi

Film dozimetresi kullanılarak 20 hastanın verileri tedavi planlama verileri ile karşılaştırılmıştır. Gama değeri sonuçları %5'in altında bulunmuştur (Tablo 4.39).

Tablo 4.39. Film ölçümleri ile TPS verilerinin analizi

Hasta numarası	Gama değeri
1	3.65
2	1.98
3	4.57
4	2.49
5	1.78
6	2.27
7	1.65
8	2.94
9	3.64
10	2.85

11	3.37
12	0.92
13	1.99
14	1.63
15	3.43
16	1.37
17	2.56
18	1.83
19	4.83
20	2.32

5. TARTIŞMA

Prostat kanseri tedavisinde kullanılan 3BKRT’de BT ile hedef hacim rahatlıkla belirlenebildiği için daha sınırlı bir marjinle daha yüksek radyoterapi dozlarına çıkmak mümkün olabilmektedir. Bu tekniğin daha gelişmiş olan YART ile her bir ışının yoğunluğu ayarlanarak daha homojen bir doz dağılımı elde edilebilmektedir. Bu sayede çevrede bulunan kritik organların minimum tümörün ise maksimum doz alması sağlanabilmektedir.

3BKRT tekniği kullanılarak yapılan planlamaların kritik organ doz sınırları Zelefsky ve ark. (56) çalışması referans alınarak değerlendirilmiştir. Buna göre doz sınırları mesane için $V_{65\text{ Gy}} < \%100$, $V_{78\text{ Gy}} < \%2.9$, rektum için $V_{50\text{ Gy}} < \%60-65$, $V_{60\text{ Gy}} < \%40-50$, $V_{70\text{ Gy}} < \%25-30$, femur başlarının ortalama dozu ise 50 Gy’i geçmemelidir. Çalışmamızda 3BKRT planlamalarımızın kritik organ dozları referans alınan doz değerlerinin altında bulunmuştur.

YART tekniği kullanılarak yapılan planlamaların kritik organ doz sınırları RTOG 0126 referans alınarak değerlendirilmiştir (57). RTOG 0126’ya göre doz sınırları mesane için 70 Gy $< \%35$, 65 Gy $< \%50$, rektum için 70 Gy $< \%25$, 65 Gy $< \%35$, femur başı için maksimum doz 52.5 Gy olarak verilmiştir. Çalışmamızda YART planlamalarımızın kritik organ dozları referans alınan RTOG 0126’nin doz değerlerinin altında bulunmuştur.

Ayrıca Price ve ark. (58)’ın çalışmasında belirtilen M.D.Anderson, Fox Chase ve Memorial Sloan Kettering kanser merkezlerinin YART planlamalarındaki doz sınırları rektum için 65 Gy $< \%17$, 40 Gy $< \%35$, mesane için 65 Gy $< \%25$, 40 Gy $< \%50$ ve femur başı için 50 Gy $< \%10$ olarak verilmiştir. Ek olarak BT kesitleri tek tek incelenerek %50’lik izodozun rektum içinde kalması ve %90’lık izodozun hiçbir kesitte rektumun yarıçapını geçmemesi belirtilmiştir.

YART tekniği kullanılarak yapılan planlamalarımızın kritik organ doz değerlerinin sonuçları RTOG 0126 protokolünde belirtilen doz sınırlarının altında olmasına rağmen Price ve ark. (58) belirttiği doz sınırlarının üzerinde bulunmuştur.

Pinkawa ve ark. (59)’ın yapmış olduğu çalışmada mesanenin dolu veya boş olmasının mesane dozunda istatistiksel olarak bir anlam ifade ettiğini belirtmişlerdir. Ayrıca mesanesi boş olarak tedavi planlaması yapılan hastaların yüksek doz bölgelerindeki mesane hacminin bir miktar arttığı gözlemlenmiştir (59).

Çalışmamızda mesanenin dolu veya boş olması mesane dozunda 3BKRT planlamaları için 50 Gy'e, YART planlamalarında 60 Gy'e kadar anlamlı bir farka neden olmuştur. Ayrıca 3BKRT planlamaları için 50 Gy'den, YART planlamaları için 60 Gy'den sonra istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. 3BKRT ve YART planlamalarımızın DVH ve standart sapma grafiği incelendiğinde mesanesi dolu olan hastaların mesane dozunda önemli bir azalmanın olduğunu görülmüştür. Ayrıca 3BKRT planlamalarında sağ ve sol femur başı için mesanenin boş olması 50 Gy doza karşılık gelen yüzdelik hacimlerde anlamlı bir farka neden olmuştur. Fakat YART planlamalarında sağ ve sol femur için istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Diğer kritik organ rektum için 3BKRT ve YART planlamalarında mesanenin dolu veya boş olması istatistiksel olarak bir anlam ifade etmemektedir.

Wolff ve ark.(60)'nın yapmış olduğu çalışmada 3BKRT tekniği ile YART tekniğini karşılaştırmış ve kritik organların almış olduğu doz verilerini incelemiştir. Buna göre YART'ye ait planlamaların rektum dozu 3BKRT' ye ait planlamalarındaki rektum dozundan çok daha düşük bulunmuştur.

Çalışmamızda mesanesi dolu olan hastaların 3BKRT ve YART planlamaları karşılaştırıldığı zaman mesane dozlarında 40 Gy'e kadar YART planlamalarının anlamlı bir farka neden olduğu görülmüştür. Ancak 40 Gy'den sonra istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Rektum dozları için YART planlamalarının 3BKRT planlamalarına üstünlüğü 40 Gy'den sonra istatistiksel olarak gösterilebilmiştir. Sağ femur başı için 3BKRT ve YART planlamaları arasında herhangi bir fark bulunamamıştır. Fakat sol femur başı için YART planlamalarının 3BKRT planlamalarına göre anlamlı bir farka neden olduğu görülmüştür.

Mesanesi boş olan hastaların 3BKRT ve YART planlamalarının mesane doz değerleri karşılaştırıldığında YART planlamalarından elde edilen doz değerlerinin istatistiksel açıdan daha anlamlı olduğu bulunmuştur. Rektum dozları için YART planlamalarının sadece 50 Gy doza karşılık gelen yüzdelik hacimlerinde anlamlı bir farka bulunmuştur. Sağ femur başı için 3BKRT ve YART planlamaları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Fakat sol femur başı için YART planlamalarının 3BKRT planlamalarına göre istatistiksel açıdan anlamlı olduğu bulunmuştur.

Çalışmamızda mesanesi boş olan hastaların 3BKRT ve YART planlamaları karşılaştırıldığı zaman mesane dozları için YART planlamalarının 3BKRT

planlamalarına göre istatistiksel açıdan anlamlı olduğu gözlenmiştir. Rektum dozları için YART planlamalarının sadece 50 Gy doza karşılık gelen yüzdelik hacimlerinde anlamlı bir farka bulunmuştur. Sağ femur başı için 3BKRT ve YART planlamaları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Fakat sol femur başı için YART planlamalarının 3BKRT planlamalarına göre istatistiksel açıdan anlamlı olduğu bulunmuştur.

Mesanesi dolu olan hastaların 3BKRT ve YART planlamaları karşılaştırıldığı zaman mesane dozlarında 40 Gy'e kadar YART planlamalarının anlamlı bir farka neden olduğu görülmüştür. Ancak 40 Gy'den sonra istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Rektum dozları için YART planlamalarının 3BKRT planlamalarına üstünlüğü 40 Gy'den sonra istatistiksel olarak gösterilebilmiştir. Sağ femur başı için 3BKRT ve YART planlamaları arasında herhangi bir fark bulunamamıştır. Fakat sol femur başı için YART planlamalarının 3BKRT planlamalarına göre anlamlı bir farka neden olduğu görülmüştür.

Çalışmamızın diğer bir amacı olan YART tekniği kullanılarak TPS'de yapılan planlamaların doğruluğunu kontrol etmektir. Bundan dolayı daha önce de bulgular kısmında belirtildiği gibi üç parametre kontrol edilmiştir.

1- Cihaza ait parametrelerdir. Cihaz için yapılan demet simetrisi, düzgünlüğü, verimi, doğrusalılığı ve mekanik değerleri literatürde (50) belirtildiği gibi $\pm \% 2$ sınırları içerisinde bulunmuştur.

2- ÇYK sisteminin kontrolü için yapılan testlerdir. Bu testlerden ÇYK pozisyon testi ve ÇYK girinti ve çıkıntı testleri için x-omat film kullanılmıştır. Sonuçlar literatürde (52,53) belirtildiği gibi 1 mm'yi geçmemiştir. ÇYK için yapılan sızıntı testi değeri literatürde (52) belirtildiği gibi %5'ten küçük bulunmuştur. ÇYK için yapılan doz testi de literatürde (52,53) belirtildiği gibi %2'den küçük bulunmuştur.

İlk iki parametre için gerekli olan testler yapılmış ve tedavinin uygulanabilirliği için gerekli olan sınırların içerisinde bulunmuştur.

3- Hastaya özel kalite kontrol testleridir. Bu testler için YART fantomu, iyon odası, film ve iki boyutlu iyon odası dozimetre sistemleri kullanılmıştır. Ayrıca hastaya özel testlere başlamadan önce kullanılacak gafkromik filmin kalibrasyonu da yapılmıştır.

Dong ve ark. (61)'nin 2003 yılında yaptıkları bir çalışma da YART planlarının noktasal doz ölçümü sonuçları %3.5 bulmuşlardır. Çalışmamızda 0.13cc'lik farmer tipi iyon odası ile yaptığımız ölçümlerin sonucu %2'den küçük bulunmuştur. YART planının uygulanabilmesi için elde edilen değerin %5'in altında olması yeterlidir. Ancak planı hastaya uygulamak için yalnızca iyon odası ölçümü verileri yeterli değildir.

Wiezorek ve ark. (62)'lerinin 2005 yılında yaptıkları bir çalışmada YART planlarının dozimetrik kalite kontrolünde kullanılan 2B iyon odasının en büyük avantajının ek bir kalibrasyon prosedüründen sonra mutlak doz ölçümlerine olanak sağladığını ve 2B iyon odasının içindeki dedektörler sayesinde en geniş alanda en iyi uzaysal çözünürlüğü verdiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız 2B iyon odasının verileri ile TPS değerleri ile karşılaştırılmış ve gama değerleri belirlenen %5'lik sınırın altında bulunmuştur.

Cheung ve ark. (63)'lerinin yapmış oldukları bir çalışmada gafkromik filmlerin enerji bağımlılığının düşük olması ve yüksek çözünürlüğe sahip olmasından dolayı keskin doz değişimleri olan alanlarda dozimetrik olarak kullanılabilmesini belirtmişlerdir. Çalışmamızda keskin doz değişimlerinin olduğu YART tekniğinin kalite kontrolünde kullandığımız gafkromik filmler kullanım kolaylığı açısından avantajlıdır. Fakat bu filmlerin okuma süreleri en az 6 saat olduğu için yoğun çalışan bir merkezde YART'nin kalite kontrol testi olarak tercih etmek dezavantajdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- 1) 3BKRT ve YART planlamaları BT kesitleri üzerinde incelendiğinde hedef hacimlerin maksimum ve minimum doz değerleri tanımlanan dozun - % 5 ile + % 7 sınırları içerisinde bulunmuştur. Ayrıca kritik organlar için oluşturulmuş DVH'ler incelendiği zaman mesanenin dolu olması hem 3BKRT hem de YART planlamalarında mesane dozunda önemli bir doz düşmesine neden olmuştur. Ancak diğer kritik organlardan rektum, sağ ve sol femur başı için bir fark yaratmamıştır. Özellikle YART planlarında yüksek dozlara çıkıldığı düşünülürse mesanenin belirli bir oranda dolu olması tavsiye edilebilir.
- 2) Hedef hacimler toplamda 56 Gy doz alacak şekilde 3BKRT ve YART planlamaları yapılarak kritik organların aldığı dozlar karşılaştırılmıştır. İki tedavi tekniği arasında mesane, rektum ve sol femur başı için anlamlı farklar bulunmuştur.
- 3) YART planlamalarında ışına yoğunluk kazandıran ÇYK hareketlerinin doğru şekilde çalıştığını anlayabilmek için mutlaka kalite kontrol testlerinin rutin bir şekilde yapılması gerekmektedir.
- 4) YART planlamalarının TPS verileri ile farklı dozimetre sistemlerinden elde edilen ölçüm verileri arasındaki fark en az iyon odası ölçümlerinde bulunmuştur. Ancak iyon odası ölçüm sonuçları sadece tek bir noktadaki dozu verdiği için iki boyutlu karşılaştırma yapmak mümkün değildir. İki boyutlu karşılaştırma yapabilen film dozimetresi kullanım esnekliği açısından 2 boyutlu iyon odasına göre daha uygundur. Fakat 2 boyutlu iyon odası ile anında okuma yapılabilmesine rağmen gafkromik filmleri değerlendirebilmek için ışılandıktan en az 6 saat geçmesi gerektiğinden 2 boyutlu iyon odasının sonuç verme hızı yönünden üstünlüğünü vardır.
- 5) Çalışmada kullanılan gafkromik filmlerin en büyük özelliği doku eşdeğerine yakın olması ve taneciksiz olduğu için diğer filmlere göre uzaysal çözünürlüğünün yüksek olmasıdır. Fakat görünür ışıktan etkilenmedikleri için herhangi bir koruyucu kap içinde bulunmayan gafkromik filmler kolayca çizilebilmekte ve statik elektrik nedeniyle çok çabuk tozlanmaktadır. Bu

durum doz okunmasında hassasiyeti azaltarak olumsuz olarak etki etmektedir. Bu nedenle filmler ışılandıktan sonra çok iyi muhafaza edilmelidir.

- 6) 2 boyutlu iyon odasından okuma elde etmek ve bunları değerlendirmek çok daha kolay olmasına rağmen bu dozimetre sistemi ile beraber kullanılan bilgisayar yazılımı iyon odaları arasındaki 7.62 mm'lik boşluklarda dozun nasıl davrandığı hakkında bilgi vermemektedir.
- 7) Çalışmada iyon odası, 2 boyutlu iyon odası ve film dozimetri sistemlerinin sonuçları tedavi planlama sistemi değerleriyle karşılaştırıldığında aradaki farklar literatür bulgularıyla uyum içindedir. İyon odası nokta doz ölçümü sağlarken film dozimetri ve 2 boyutlu iyon odası ile iki boyutta doz analizi yapmak mümkündür. Bu nedenle doz kontrolü yaparken bu üç sistemden en az ikisini bir arada kullanmak daha sağlıklı sonuç verecektir.

KAYNAKLAR

1. Prostat Kanseri. (t.y). Eriřim: 24.01.2009
http://www.akdeniz.edu.tr/tip/web/eng/ders_form/UROLOJI/pkanser.htm
2. Boehmer, D., Bohsung, J., Eichwurz, I., Moys, A., Budach, V. (2004). Clinical and Physical Quality Assurance for Intensity Modulated Radiotherapy of Prostate Cancer. Radiotherapy and Oncology., 71(3), 319-325.
3. Buyyounouski, M.K., Pollack, A. (2009). Prostat Kanseri Eksternal Radyoterapi. (M. Koç ve M. Adlı, Çev.). Ankara: Güneř Tıp Kitapevleri (2009).
4. Horoz R. (2006). Prostat Kanseri Tanısında Prostat Masajı Sonrası PSA Dinamiğinin Diagnostik Değeri, Uzmanlık tezi, Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul
5. Tanagho, E.A. (1992). Anatomy of the lower urinary tract. Walsh, P.C., Retik, A.B., Stamey, T.A. ve Vaughan, E.D.(Ed.). Campbell's Urology (s. 40-69). Philadelphia: W.B. Saunders Co.
6. Tanagho, E.A. (1995). Anatomy of the genitourinary tract. Tanagho, T.A., McAninch, J.E. (Ed.). Smith's General Urology (s. 1-16). Nonvalk: Appleton & Lange
7. Hinman, F. (1993). Atlas of Urosurgical Anatomy, Philadelphia: W.B Saunders Co.
8. Ferlay, J., Autier, P., Boniol, M., ve diğeri. (2007). Estimates of the cancer incidence and mortality in Europe in 2006 .Ann Oncol., 18, 581-592.
9. Carter, B.S., Beaty, T.H., Bova, G.S. (1993). Hereditary prostate cancer epidemiologic and clinical features. J Urol., 150, 797-802.
10. Begun, F.P. (1993). Epidemiology and natural history of prostate cancer. Lepor, H., Lawson, R.K. (Ed.). Prostate Disease (s. 257-268). Philadelphia: WB Saunders Company.
11. Dalsuna, S. (2007). Prostat Kanseri Tedavisinde Konvansiyonel ve Konformal Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.

12. Doll, R. (1980). The Epidemiology of Cancer. *Cancer*, 2475- 2485.
13. Dobbs, J., Barrett, A. ve Ash, D. (1999). *Practical Radiotherapy Planning* Third Edition (s. 271- 280). London: Arnold.
14. Perez, C.A., Halperin, E.C., Brady, L.W. (2008). *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*. Fifth Edition. Philadelphia, USA: Lippincott Williams and Wilkins.
15. Carter, H.B. (2002). Diagnosis and staging of prostate cancer. Walsh, P.C., Retik, A.B., Vaughan, E.D. ve Wein, A.J. (Ed.). *Campbell's Urology* (s. 3055-3079). Philadelphia, London, New York, St. Louis, Sydney, Toronto: W.B. Saunders Co.
16. Coşkun, N. (2008). Prostat Bezi İmplant Edilmiş Altın Çekirdeklerini Ve Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı Kullanarak Prostat Kanseri Hastalarının Yeniden Pozisyonlandırılması, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
17. American Urological Association Prostate Cancer Clinical Guidelines Panel. (1995). Report on the management of clinically localized prostate cancer. Baltimore: American Urological Association Inc.
18. Yagoda, A., Petrylak, D. (1993). Cytotoxic chemotherapy for advanced hormone resistant prostate cancer. *Cancer*, 71, 1098-109.
19. D'Amico, A.V., Whittington, R., Kaplan, I. (1997). Equivalent biochemical failure-free survival after external beam radiation therapy or radical prostatectomy in patients with pretreatment prostate specific antigen of 4-20 ng/mL. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 37, 1053-58.
20. Potosky, A.L., Harlan, L.C., Stanford, J.L. ve diğerleri. (1999). Prostate cancer practice patterns and quality of life: the prostate cancer outcomes study. *J Natl Cancer Inst.*, 91, 1719.
21. Eastham, J., Kattan, M.W., Rogers, E. ve diğerleri. (1996). Risk factors for urinary incontinence after radical prostatectomy. *J Urol.*, 156, 1707.
22. Litwin, M. S., Hays, R.D., Fink, A. ve diğerleri. (1995). Quality-of-life outcomes in men treated for localized prostate cancer. *JAMA*, 273, 129.
23. Hanks, G.E., Hanlon, A.L., Schultheiss, T.E. ve diğerleri. (1998). Dose

escalation with 3D conformal treatment: five year outcomes, treatment optimization, and future directions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 41, 501.

24. Lawton, C.A., Wong, M., Pilepich, M.V. ve diğerleri. (1991). Long-term sequelae following external beam irradiation for adenocarcinoma of the prostate: analysis of RTOG studies 7506 and 7706. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 21, 935.
25. Leibel, S.A., Fuks, Z., Zelefsky, M.J. ve diğerleri. (2003). Technological advances in external-beam radiation therapy for the treatment of localized prostate cancer. *Semin Oncol.*, 30, 596.
26. Xu, L., Yang, D., Wang, S. ve diğerleri. (2005). Gossypol enhances response to radiation therapy and results in tumour regression of human prostate cancer. *Mol Cancer Ther.* 4(2), 197-205.
27. Battermann, J.J. (2000). I-125 implantation for localized prostate cancer: The Utrecht University Experience *Radiotherapy and Oncology*, 57, 269-272.
28. Khan, F.M. (2003). *The Physics of Radiation Therapy*. Third Edition. (s. 467-475). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
29. Malone, S. (2004). Dose-escalated 3D conformal radiotherapy in prostate cancer. *Expert Review of Anticancer Therapy*, 4(4), 663-668.
30. Tai, K-H., Duchesne, G., Turner, S., Kneebone, A., See, A., Gonga, K., Berry, M. (2004). Three dimensional conformal radiotherapy in the treatment of prostate cancer in Australia and New Zealand: Report on a survey of radiotherapy centres and the proceedings of a consensus workshop. *Radiation Oncology*, 48, 502-508.
31. Chao KSC, Apisarnthanarax S, Ozyigit G. (2005). *Practical essentials of intensity modulated radiation therapy* (Ed. 2nd). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
32. Görkem, G. (2007). 6 ve 18 MV Foton Enerjilerinde Çok Yapraklı Kolimatör İle Serrobend Alaşım Blokların Geometrik Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
33. Palta R. J., Mackie R. T. (2003). *Intensity Modulated Radiation Therapy State of Art*. AAPM Medical Physics Monograph No:29, 888.

34. Ma, L., Chang, W., Tate, M. E., Boyer, L. A. (1998). Using static $\dot{\gamma}$ fields to replace partial transmission cerrobend blocks in treatment planning of rectal carcinoma case. *Medical Dosimetry*, 23(4), 263-266.
35. Reference Material of Elekta Synergy Linear Accelerator Manual, 2001 Elekta Inc.
36. Ertürk, M. E. (2008). Film Dozimetre ve İki Boyutlu İyon Odası Kullanılarak oz Haritalarının Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Haritaları İle Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
37. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) (2006). Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. Van Dam, J., Marinello, G. Booklet no:1. Second Edition. Belgium. 37-51.
38. Sankar, A., Komanduri, M., Nehru, R., Kurup, G., Murali, V., Enke, C. ve digerleri. (2006). Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity modulated radiation therapy dose distribution verification. *Medical Dosimetry*, 31(4), 273-282.
39. Yıldız, D. (2008). Precise Tedavi Planlama Sisteminin 6 MV ve 18 MV Foton Enerjilerinde Toraks Tümörleri Tedavisindeki Doz Dağılımının Film Dozimetri, Elektronik Portal Görüntüleme Ve İn-vivo Dozimetrik Sistemleriyle Kalite Kontrolü, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
40. User Manual of Presice 2.15 Treatment Planning System. (2006). Elekta Limited.
41. Reference Material of Elekta Synergy Linear Accelerator Manual. (2005). Elekta Limited.
42. User Manual of High Performance Reference Class Electrometer Dose 1. (2003). Scanditronix Wellhöfer- Germany.
43. User's Guide to the SP34 QA Phantom. (2003). Scanditronix Wellhöfer- Germany.
44. Detectors for Relative and Absolute Dosimetry. (2001). Scanditronix Wellhöfer- Germany.
45. User Manual of I'mRT MatriXX .(2003). Scanditronix Wellhöfer- Germany.
46. User Manual of I'mRT Phantom. (2003). Scanditronix Wellhöfer- Germany.

47. Bilge, H., Çakır, A., Okutan, M., Acar, H. (2008). Surface dose measurements with Gafchromic EBT film for 6 and 18 MV photon beams. *Physica Medica*, 1-4.
48. Martisikova, M., Ackermann, B., Klemm, S., Jakel, O. (2008). Use of Gafchromic EBT films in heavy ion therapy. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A* 591, 171-173.
49. User Manual of Vidar DosimetryPRO Advantage Film Scanner. (2005). Scanditronix Wellhöfer- Germany.
50. International Atomic Energy Agency (IAEA). (1987). Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice Technical Reports Series No: 277, Second Edition. Vienna.
51. Podgorsak, E.B. (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna, Austria: IAEA
52. Ting, J. (2005). Commissioning and Dosimetric Quality Assurance. Mundt, A. J., Roeske J.C. (Ed.). (s.186). Intensity Modulated Radiation Therapy. London: BC Decker Inc.
53. Ezzell, G.A., Galvin, J.M., Low, D., Patla, J.R., ve diğerleri. (2003). Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med. Phys.*, 30(8), 2089.
54. Low, D.A., Dempsey, J.F. (2003). Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med. Phys.*, 30 (9), 2455-2464.
55. Aziz, T., Budgell, G.J., Mackay, R.I. (2007). Evaluation of Gafchromic EBT Film for Prostate IMRT Verification. *Clinical Oncology*, 19(3), 24.
56. Zelefsky, M.J., Valicenti, R.K., Hunt, M., Perez, C.A. (2008). Low-Risk Prostate Cancer. Halperin, E.C., Perez, C.A., Brady, L.W. (Ed.). *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*. Fifth Edition. Philadelphia, USA: Lippincott Williams and Wilkins.
57. Radiation Therapy Oncology Group (RTOG 0126). (2007). A Phase III Randomized Study Of High Dose 3D-CRT/IMRT Versus Standard Dose 3D-CRT/IMRT in Patients Treated For Localized Prostate Cancer. St. Louis, USA.

58. Price, R.A., Horwitz, E.M., Feigenberg, S.J., Pollack, A. (2005). Intact Prostate Cancer. Mundt, A. J., Roeske J.C. (Ed.). (s. 459). Intensity Modulated Radiation Therapy. London: BC Decker Inc.
59. Pinkawa, M., Asadpour, B., Gagel, B., Piroth, M.D., ve diğerleri. (2006). Prostate Position Variability and Dose–Volume Histograms in Radiotherapy for Prostate Cancer With Full and Empty Bladder. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 64(3), 856–861.
60. Wolff, D., Stieler, F., Welzel, G., Lorenz, F., ve diğerleri. (2009). Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) vs. Serial Tomotherapy, Step-and-Shoot IMRT and 3D-Conformal RT for Treatment of Prostate Cancer. *Radiotherapy and Oncology* ,93, 226–233.
61. Dong, L., Antolak, J., Salehpour, M., Forster, K., ve diğerleri. (2003). Patient-Specific Point Dose Measurement for IMRT Monitor Unit Verification. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 56(3), 867–877.
62. Wiezorek, T., Banz, N., Schwedas, M., Scheithauer, M., ve diğerleri. (2005). Dosimetric Quality Assurance for Intensity-Modulated Radiotherapy. *Strahlenther Onkol.*, 181, 468–474.
63. Cheung, T., Butson, M.J., Yu, P.K.N. (2006). Measurement of high energy x-ray beam penumbra with Gafchromic EBT radiochromic film. *Med. Phys.*, 33(8), 2912.