

**T.C.**  
**İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**PROSTAT KANSERİ İÇİN ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ,  
VOLÜMETRİK YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ VE YOĞUNLUK  
AYARLI RADYOTERAPİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İdil Merve MUZAYIK**

**Sağlık Fiziği Anabilim Dalı**

**Sağlık Fiziği Programı**

**TEMMUZ 2018**



**T.C.**  
**İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**PROSTAT KANSERİ İÇİN ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ,  
VOLÜMETRİK YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ VE YOĞUNLUK  
AYARLI RADYOTERAPİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İdil Merve MUZAYIK**

**(Y1516.020015)**

**Sağlık Fiziği Anabilim Dalı**

**Sağlık Fiziği Programı**

**Tez Danışmanı: Dr.Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK**

**TEMMUZ 2018**





T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

**Yüksek Lisans Tez Onay Belgesi**

Enstitümüz Sağlık Fiziği Ana Bilim Dalı Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans Programı Y1516.020015 numaralı öğrencisi **İlül Merve MUZAYIK**'in "PROSTAT KANSERİ İÇİN ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ, VOLÜMETRİK YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ VE YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİNİN KARŞILAŞTIRILMASI" adlı tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 27.02.2017 tarih ve 2017/03 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından **aybırılığa** ile Tezli Yüksek Lisans tezi olarak **kabul** edilmiştir.

Öğretim Üyesi Adı Soyadı

İmzası

Tez Savunma Tarihi :26/07/2018

1)Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK

2)Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Aydın ÇAKIR

3)Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Füsun ÇETİN

Not: Öğrencinin Tez savunmasında **Başanlı** olması halinde bu form imzalanacaktır. Aksi halde geçersizdir.



## **YEMİN METNİ**

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum “Prostat Kanseri İçin Üç Boyulu Konformal Radyoterapi, Volümetrik Yoğunluk Ayarlı ARK Terapi ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Karşılaştırılması” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Bibliyografya’da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim. (26/07/20018)

**İdil Merve MUZAYIK**





*Değerli annem Faika MUZAYIK, babam M. Ali MUZAYIK, teyzem Safinaz  
CANBOLAT ve kardeşim N. Atakan MUZAYIK'a ithaf ediyorum.*



## ÖNSÖZ

Tez çalışmamın hazırlanma sürecinin her aşamasında değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, yönlendirme ve bilgilendirmeleri ile çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren tez danışmanım Dr.Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK'e, Klinik çalışmalarımda tecrübe ve bilgisini esirmeyen, çalışmamın tüm aşamalarında bana sabır gösteren, her zaman ilgi ve desteğini üzerimde tutan, engin bilgi ve tecrübelerinden yaralandığım değerli hocam ve biricik dostum Medikal Fizik Uzmanı Gizem VAR'a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini bizden esirgemeyen, verdiği desteğe ve öğrettiklerine her zaman minnettar kalacağım Sağlık Fiziği Ana Bilim Dalı Başkanı Dr.Öğr. Üyesi Fisun ÇETİN'e,

Klinik tecrübe ve eğitim sürecimde desteğini esirgemeyen Sayın Baki TEMEL'e, eğitimim boyunca sabır gösterip değerli bilgilerini benimle paylaşan Uzm. Dr. Ayşen DİZMAN ve Uzm. Dr. Gökhan YILMAZER'e,

Bu zorlu süreçte hep yanımda olan, her zaman motive eden, sabır gösteren, klinik eğitimim sürecinde büyük paya sahip olan değerli dostum ve meslektaşım Sevnur TANER'e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden yaralandığım tüm hocalarıma,

Tanıştığım günden beri her zaman yanımda olan, eğitimim ve tez çalışmam sürecindeki en büyük destekçim, dostum ve meslektaşım Nurgül GÜLMEZ'e

Bu süreçte yüreğindeki sınırsız sevgi, destek ve sabrı benden esirgemeyen Umut ATACAN'a ve aileme teşekkür ederim.

**Temmuz 2018**

**İdil Merve MUZAYIK**



## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>ix</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>xi</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>xiii</b>
<b>ÇİZELGE LİSTESİ</b> .....	<b>xv</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>xvii</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>xix</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>xxi</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1 Araştırmanın Amacı .....	2
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1 Prostat Kanseri ve Tanımı .....	3
2.2 Prostat Kanserinin Risk Faktörleri .....	3
2.2.1 Yaş .....	3
2.2.2 Kalıtım .....	4
2.2.3 Irk .....	4
2.2.4 Diyet .....	4
2.3 Prostat Kanserinin Oluşumu ve Belirtileri .....	4
2.3.1 Prostat kanserinin belirtileri .....	4
2.3.2 Prostat kanserinin tanısı .....	5
2.4 Prostat Kanserinde Evreleme .....	6
2.5 Prostat Kanserinde Tedavi Seçenekleri.....	7
2.5.1 Radikal prostatektomi .....	7
2.5.2 Kemoterapi .....	7
2.5.3 Hormonal tedavi .....	7
2.5.4 Radyoterapi .....	7
2.5.5 Radyoterapide volüm tanımlamaları .....	14
2.6 Radyoterapinin Kullanıldığı Tedavi Yöntemleri .....	16
2.7 Radyoterapi Etkileri .....	17
2.7.1 Akut etkiler.....	17
2.7.2 Subakut etkiler .....	17
2.7.3 Geç etkiler .....	18
2.8 Prostat Kanserinde Hedef Ve Kritik Organlar .....	18
2.8.1 Prostat kanserinde hedef organlar .....	18
2.8.2 Prostat kanserinde kritik organlar .....	20
<b>3. YÖNTEM</b> .....	<b>23</b>
3.1 Araç ve Gereçler .....	23
3.1.1 Toshiba Aquilion™ / LB bilgisayarlı tomografi (BT).....	23
3.1.2 Varian Rapid-arc Lineer Hızlandırıcı Cihazı .....	24
3.1.3 Varian Eclipse™ tedavi planlama sistemi (v.13.7).....	26
3.2 Araştırmanın Evreni ve Yöntem .....	26
3.2.1 Hasta verilerinin elde edilmesi.....	26

3.2.2 Konturlama.....	26
3.2.3 Üç boyutlu konformal radyoterapi (3D-CRT) tedavi planları .....	27
3.2.4 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) tedavi planları.....	28
3.2.5 Volümetrik ark terapi (VMAT) tedavi planları.....	30
3.2.6 Tedavi planlarının değerlendirilmesi .....	31
3.2.7 Bulguların istatistiksel anlamlılığının araştırılması.....	32
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>33</b>
<b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>53</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>59</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>65</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>69</b>

## KISALTMALAR

<b>3DCRT</b>	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (Three Dimensional Conformal Radiation Therapy)
<b>3D</b>	: 3 Boyutlu
<b>AAA</b>	: Anisotropic Analytical Algorithm
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>CTV</b>	: Klinik hedef hacim (Clinical target volume)
<b>FRK</b>	: Fraksiyon
<b>DC</b>	: Doğru Akım
<b>DICOM</b>	: The Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>Dmax</b>	: Maksimum Doz
<b>Dmin</b>	: Minimum Doz
<b>Dmean</b>	: Ortalama Doz
<b>DVH</b>	: Doz-Volüm Histogramı
<b>ED</b>	: Eretil Disfonksiyon
<b>EPID</b>	: Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı
<b>GTV</b>	: Büyük tümör hacmi ( <i>Gross tumor volume</i> )
<b>GY</b>	: Gray
<b>HT</b>	: Hormon Tedavisi
<b>ICRU</b>	: <i>International Commission on Radiation Units and Measurement</i>
<b>IGRT</b>	: Görüntü Eşliğinde Radyoterapi
<b>IMAT</b>	: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi ( <i>Intensity Modulated Arc Therapy</i> )
<b>ITV</b>	: Dahili hedef hacim (Internal Target Volume)
<b>IV</b>	: Radyasyon verilen hacim (Irradiated volume)
<b>IMRT</b>	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ( <i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i> )
<b>KT</b>	: Kemoterapi
<b>LİNAK</b>	: Lineer Aksilatör
<b>MeV</b>	: Mega Elektron Volt
<b>MLC</b>	: Çok Yapraklı Kolimatör
<b>MRI</b>	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>MV</b>	: Megavoltage
<b>NTCP</b>	: Normal Doku Komplikasyon Olasılığı
<b>OAR</b>	: Riskli organ ( <i>Organ at Risk</i> )
<b>PBC</b>	: Pencil Beam Convolution
<b>PET</b>	: Pozitron Emisyon Tomografi
<b>PLUNC</b>	: <i>Plan University of North Carolina</i>
<b>PSA</b>	: Prostat Spesifik Antijen
<b>PTV</b>	: Planlanan Hedef Hacim ( <i>Planning Target Volume</i> )
<b>RT</b>	: Radyoterapi
<b>SM</b>	: Kurulum marjı ( <i>Set-up margin</i> )
<b>TPS</b>	: Tedavi Planlama Sistemi
<b>TV</b>	: Tedavi yapılan hacim ( <i>Treated volume</i> )
<b>TCP</b>	: Tümör Kontrol Olasılığı

<b>V<sub>65</sub></b>	: Tanımlanan Hacmin 65 Gy Doz Alan Hacmi
<b>V<sub>60</sub></b>	: Tanımlanan Hacmin 60 Gy Doz Alan Hacmi
<b>V<sub>50</sub></b>	: Tanımlanan Hacmin 50 Gy Doz Alan Hacmi
<b>V<sub>45</sub></b>	: Tanımlanan Hacmin 45 Gy Doz Alan Hacmi
<b>V<sub>40</sub></b>	: Tanımlanan Hacmin 40 Gy Doz Alan Hacmi
<b>V<sub>30</sub></b>	: Tanımlanan Hacmin 30 Gy Doz Alan Hacmi
<b>VMAT</b>	: Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (Volumetric Modulated Arc Therapy)



## ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
<b>Çizelge 2.1:</b>	Prostat Kanserinde TNM Sınıflaması..... 6
<b>Çizelge 3.1:</b>	Kritik organlar için doz hacim histogramı değerleri (RTOG)..... 31
<b>Çizelge 4.1</b>	PTV'ye ait $D_{min}$ değerleri..... 35
<b>Çizelge 4.2:</b>	PTV'ye ait $D_{max}$ değerleri..... 36
<b>Çizelge 4.3:</b>	PTV'ye ait $D_{mean}$ değerleri..... 36
<b>Çizelge 4.4:</b>	3D-CRT, IMRT, ve VMAT teknikleri için ortalama PTV doz değerleri..... 37
<b>Çizelge 4.5:</b>	Mesane'ye ait $D_{min}$ değerleri..... 37
<b>Çizelge 4.6:</b>	Mesane'ye ait $D_{max}$ değerleri..... 38
<b>Çizelge 4.7:</b>	Mesane'ye ait $D_{mean}$ değerleri..... 38
<b>Çizelge 4.8:</b>	3DCRT IMRT VMAT teknikleri için ortalama mesane doz değerleri..... 39
<b>Çizelge 4.9:</b>	Rektum'a ait $D_{min}$ değerleri..... 39
<b>Çizelge 4.10:</b>	Rektum'a ait $D_{max}$ değerleri..... 40
<b>Çizelge 4.11:</b>	Rektum'a ait $D_{mean}$ değerleri..... 40
<b>Çizelge 4.12:</b>	3D-CRT, IMRT ve VMAT teknikleri için ortalama rektum doz değerleri..... 41
<b>Çizelge 4.13:</b>	Penile Bulb'a ait $D_{min}$ değerleri..... 41
<b>Çizelge 4.14:</b>	Penile Bulb'a ait $D_{max}$ değerler..... 42
<b>Çizelge 4.15:</b>	Penile Bulb'a ait $D_{mean}$ değerleri..... 42
<b>Çizelge 4.16:</b>	3DCRT, IMRT ve VMAT teknikleri için ortalama penile bulb doz değerleri..... 43
<b>Çizelge 4.17:</b>	Sağ Femur'a ait $D_{min}$ değerleri..... 43
<b>Çizelge 4.18:</b>	Sağ Femur'a ait $D_{max}$ değerleri..... 44
<b>Çizelge 4.19:</b>	Penile Bulba ait $D_{min}$ değerleri..... 44
<b>Çizelge 4.20:</b>	3D-CRT, IMRTve VMAT teknikleri için ortalama sağ femur doz değerleri..... 45
<b>Çizelge 4.21:</b>	Sol femura ait $D_{min}$ değerleri..... 45
<b>Çizelge 4.22:</b>	Sol femura ait $D_{max}$ değerleri..... 46
<b>Çizelge 4.23:</b>	Sol femura ait $D_{mean}$ değerleri..... 46
<b>Çizelge 4.24:</b>	3DCRT, IMRT ve VMAT teknikleri için ortalama sol femur doz değerleri..... 47
<b>Çizelge 4.25:</b>	Mesane'ye ait $V_{65}$ Doz Değerleri..... 47
<b>Çizelge 4.26:</b>	Mesane'ye ait $V_{60}$ Doz Değerleri..... 48
<b>Çizelge 4.27:</b>	Mesane'ye ait $V_{50}$ Doz Değerleri..... 48
<b>Çizelge 4.28:</b>	Mesane'ye ait $V_{40}$ Doz Değerleri..... 49
<b>Çizelge 4.29:</b>	3D-CRT, IMRT ve VMAT teknikleri için mesane'ye ait ortalama $V_{65}, V_{60}, V_{50}, V_{40}$ doz değerleri..... 49
<b>Çizelge 4.30:</b>	Rektuma ait $V_{65}$ Doz Değerleri..... 50
<b>Çizelge 4.31:</b>	Rektuma $V_{60}$ Doz Değerleri..... 50
<b>Çizelge 4.32:</b>	Rektuma ait $V_{50}$ Doz Değerleri..... 51
<b>Çizelge 4.33</b>	Rektuma e ait $V_{40}$ Doz Değerleri..... 51
<b>Çizelge 4.34:</b>	3DCRT, IMRT ve VMAT teknikleri için rektum'a ait ortalama $V_{65}, V_{60}, V_{50}, V_{40}$ doz değerleri..... 52



## ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1: Radyoterapide Volümler.....	16
Şekil 2.2: Prostatın Anatomik Yerleşimi.....	19
Şekil 2.3: Seminal Veziküller ve Komşuları.....	20
Şekil 2.4: Mesane ve Komşuları.....	21
Şekil 2.5: Rektum ve Komşuları.....	21
Şekil 3.1: Thoshiba Aquilion™ / LB Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	24
Şekil 3.2: Varian Rapidark Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	25
Şekil 3.3: Varian Eclipse™ Kontrolama Sistemi.....	27
Şekil 3.4: 7 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan 3D.CRT tedavi planı doz dağılımı.....	28
Şekil 3.5: 5 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı doz dağılımı.....	29
Şekil 3.6: 7 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı doz dağılımı.....	29
Şekil 3.7: 9 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı doz dağılımı.....	29
Şekil 3.8: 6 MV foton enerjisiyle yapılan Tek Ark Vmat tedavi planı doz dağılımı.....	30
Şekil 3.9: 6 MV foton enerjisiyle yapılan Çift Ark Vmat tedavi planı doz dağılımı.....	30
Şekil 3.10: DVH'lerde hacimlere tanımlanan renkler.....	32
Şekil 4.1: 7 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan 3D-CRT tedavi planı DVH'i.....	33
Şekil 4.2: 5 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı DVH'i.....	33
Şekil 4.3: 7 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı DVH'i.....	34
Şekil 4.4: 9 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı DVH'i.....	34
Şekil 4.5: 6 MV foton enerjisiyle yapılan tek ark VMAT tedavi planı DVH'i.....	34
Şekil 4.6: 6 MV foton enerjisiyle yapılan çift ark VMAT tedavi planı DVH'i.....	35



# PROSTAT KANSERİ İÇİN ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ, VOLÜMETRİK YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ VE YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

## ÖZET

Çalışmada 20 prostat kanserli için yapılan 3D-CRT, IMRT ve VMAT planları karşılaştırılmıştır. 20 prostat kanserli hastaya ait tomografi görüntülerinde hedef ve kritik organlar tek bir radyasyon onkoloğu tarafından kontrolünü her bir hastaya 3 farklı tedavi yöntemi uygulanmıştır. Planlar 6 MV enerji kullanılarak birinci fazda 28 fraksiyonda 56 Gy üzerine ikinci fazda 10 fraksiyonda 20 Gy olmak üzere toplamda 76 Gy doz ile yapılmıştır. Çalışma Evliya Çelebi Eğitim Araştırma Hastanesi'nde Eclipse planlama sistemi ile 7 alanlı 3D-CRT, 5-7-9 alanlı IMRT, tek ve çift ark VMAT planları oluşturulmuştur. Hedef ve risk altındaki organların almış oldukları dozlar doz volüm histogramı yardımı ile karşılaştırılmıştır. Planların karşılaştırmasında hedef hacimde  $D_{mean}$ ,  $D_{max}$ ,  $D_{min}$ , kritik organlarda ise  $D_{max}$ ,  $D_{mean}$ ,  $D_{min}$ ,  $V_{65}$ ,  $V_{60}$ ,  $V_{50}$ ,  $V_{45}$ ,  $V_{40}$ ,  $V_{30}$  gibi hacim yüzdeleri değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler sonucunda VMAT tekniğinin IMRT ve 3BKRT tekniğine göre hedef organa en yüksek dozu vererek homojen bir doz dağılımı oluşturup, kritik organlar ile sağlıklı dokuların almış olduğu doz değerlerine göre üstünlük taşıdığı belirlenmiştir.

**Anahtar kelimeler:** *Prostat kanseri, Radyoterapi, VMAT, IMRT, 3D-CRT*



## **COMPARISON OF THREE DIMENSIONAL CONFORMAL RADIOTHERAPY, VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY AND INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY FOR PROSTATE CANCER**

### **ABSTRACT**

In the study, 3D-CRT, IMRT and VMAT plans for 20 prostate cancer patients were compared. In 20 patients with prostate cancer, target and critical organs were contoured by a single radiation oncology and 3 treatment methods were applied to each patient. Plans were performed with a total of 76 Gy doses using 6 MV energy, with 56 Gy in 28 fractions in the first phase and 20 Gy in 10 fractions in the second phase. Study was conducted in Evliya Çelebi Educational Research Hospital and developed by Eclipse planning system including 7-area 3D-CRT, 5-7-9 area IMRT, single and double-arc VMAT plans. The doses of target and at-risk organs were compared with the dose volume histograms. In the comparison of the plans, volume percentages such as Dmean, Dmax, Dmin were evaluated in target volume and Dmax, Dmean, Dmin, V65, V60, V50, V45, V40, V30 volume percentages were evaluated in critical organs. As a result of the evaluations, it was determined that the VMAT technique produced a homogeneous dose distribution with the highest dose of the target organ compared to the IMRT and 3BKRT technique, and superior to the dose values of critical organs and healthy tissues.

**Key Words:** *Prostate cancer, radiotherapy, VMAT, IMRT, 3D-CRT*





## 1. GİRİŞ

Prostat kanseri, tüm kanserler içerisinde erkeklerde en sık görülen türlerden olup prostat bezinin kontrolsüz bir şekilde büyümesi ile gelişen bir hastalıktır. Etiyolojisi tam olarak olarak bilinmemekle birlikte kalıtım, ırk, diyet ve çevresel faktörlerin etkisini ortaya koyan çalışmalar oldukça fazladır. En önemli risk faktörleri arasında yaş dikkat çekmektedir. Prostat kanseri 40 yaş altı kişilerde nadiren görülmekte olup, ileri yaş hastalığı olarak değerlendirilmektedir. Bu hastalık ile ilgili genetik yatkınlık, birinci dereceden akrabalarında mevcut olan kişiler için 2 ila 3 kat daha fazla risk teşkil etmektedir. [1,2,3] Prostat kanseri tedavisinde yöntem seçimi yapılırken hastayla ilgili, prostat ile ilgili ve tümörle ilişkili etkenler göz önünde bulundurulmaktadır. Tedavideki hedef organlar başlıca prostat ve seminal veziküller iken kritik organlar, mesane, rektum ve penile bulb olarak bilinmektedir. [5,6,7]

Kanserli bireylerin yaklaşık olarak %60'ının tedavisinin herhangi bir aşamasında radyoterapi aldığı bildirilmektedir. Kanserli bireylerde yayılımın olduğu bölgeye tümörü kontrol altına alabilecek miktarda ışın homojen bir şekilde verilmektedir. Tümörü etkileyen dozu, normal dokuları koruyarak vermek en önemli amaçtır. Radyoterapi, hastalığı tedavi etmek veya hastalığı tümünden yok etmenin mümkün olmadığı durumlarda bireyin şikayetlerini hafifletmek ve hayatta kalım süresini uzatmak amacıyla kullanılmaktadır. [7] Amaca göre hedef volümler ve dozlar değişmektedir. Merkezler arası ortak bir terminoloji sağlanması amacıyla Uluslararası Radyasyon ve Ölçüm Komisyonu (ICRU) tanımlamalarından yararlanılmakta ve günümüzde eksternal radyoterapide ICRU 50 ve 62, jinekolojik intrakaviter uygulamalarda da ICRU 38 kullanımı önerilmektedir. [8]

Tek başına veya hormon tedavisi (HT) ile kombinasyon halinde radyoterapi (RT) yaygın olarak metastatik olmayan prostat kanseri olan hastaları tedavi etmek için kullanılmaktadır. Ayrıca lokalize prostat kanserinde, lokal ileri evre prostat kanserinde, post-operatif ya da metastatik olgularda da tercih edilmektedir. Başlıca uygulanan radyoterapiler eksternal ışın radyasyonu ve brakiterapidir. Son yıllarda gelişen teknolojilerle beraber çevre organlara daha düşük maruziyet yaratan

radoterapi teknikleri geliştirilmiştir. IMRT, hedef bölgede 80 Gy'e ulaşan yüksek doz, çevredeki kritik organlara çok düşük doz uygulaması, morbiditenin az olması ve lokal kontroldeki yararlanımı ile etkili bir tekniktir.[9] Üç boyutlu konformal radyoterapi anatomik bilgi kullanan, hedef hacmi mümkün olduğunca yakın bir şekilde sararken, tümöre istenilen dozu verip normal doku dozunu minimize etmeyi amaçlayan bir tedavi şeklidir. Tümör kontrol olasılığını (TCP) maksimum düzeyde hedeflerken, normal doku komplikasyon olasılığını (NTCP) minimize etmeyi içerir. [10] Konvansiyonel radyoterapi ise iki boyutlu uygulanan, tek bir ışının kullanıldığı ancak sadece ışın yönündeki hedef volüm ve etrafındaki dokuları belirlediği için kullanımı kısıtlı olup teknolojik ilerlemeler karşısında tercih edilmemeye başlanmıştır. Yoğunluk ayarlı radyoterapide olduğu gibi Volümetrik ark tedavisi de riskli organ toksitelerinin en aza indirilmesini hedefleyen ark tabanlı bir tekniktir. [11,12]

### **1.1 Araştırmanın Amacı**

Bu bilgilere dayanarak bu çalışmada prostat kanserli hastalara 3D-CRT, IMRT ve VMAT planlama teknikleri uygulanarak, hastaların hedef ve kritik organlarının aldığı dozlar değerlendirilmiştir. Bu çalışma akut ve özellikle hastanın yaşam kalitesini etkileyen geç etkilere sebep olan radyoterapi planlamalarından, normal dokuya minimum, hedef hacime maksimum etki gösteren optimizasyona yardımcı olacaktır.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1 Prostat Kanseri ve Tanımı**

İnsan vücudunda yer alan ve belirli bir düzen içerisinde çalışmasını sürdüren organ ve dokuları meydana getiren hücrelerin büyüme, bölünme, çoğalma ve ölümleri de bir düzen içerisinde gerçekleşmektedir. Organ ve doku hücrelerinin çoğalmaları sırasında kontrol mekanizmasının görevini yerine getirememesi durumunda ise anormal hücrelerin oluşması mümkün olur. Vücut hücrelerinin kontrolsüz bir şekilde üremeleri, komşu dokuları işgal etmeleri ya da kaynağını aldıkları organdan uzak bir bölgeye, kan ya da lenfler aracılığı ile yayılmaları şeklinde ortaya çıkan hastalık kanser olarak adlandırılmaktadır. [13,14]

Prostat kanseri, diğer kanser türleri gibi vücuttaki normal hücre büyümesinin bozularak prostat bezinin kötü huylu büyümesi olarak bilinir. Prostat, sadece erkeklerde bulunan ve meninin bir bölümünü teşkil eden salgıyı üreten bezdir. Çoğunlukla 50 yaş üzeri erkeklerde görülen prostat kanseri, kanser vakalarının %10'luk kısmını oluşturmaktadır ve en çok görüldüğü yaş dilimi 70 üzeridir. [15,16]

### **2.2 Prostat Kanserinin Risk Faktörleri**

Erkeklerde en sık tanı konan kanser türü olan prostat kanseri, akciğer kanserinin ardından en çok ölüme neden olan ikinci kanser türü olması nedeniyle önem taşımaktadır. [17]

Prostat kanserinin risk faktörlerini belirlemeye yönelik bir araştırmada yaş, ırk ve aile hikayesinin en etkili üç unsur olarak ortaya konduğu görülmektedir. Günümüzde prostat kanserinin nedenleri kesin olarak bilinmemekle birlikte kalıtım, ırk, diyet ve çevresel faktörlerin etkisini ortaya koyan çalışmalar da oldukça fazladır. [2,18]

#### **2.2.1 Yaş**

Prostat kanserinin demografik risk faktörleri arasında ilk sırada yaş faktörü değerlendirilmektedir. %95'i 45 yaş ve üzeri olan prostat kanseri tanısı konmuş hastaların yaş ortalaması 72'dir. 40 yaş altı erkeklerde nadiren görülen prostat

kanseri daha çok ileri yaşlarda görülmektedir. Yaşa bağlı olarak artan risk değerine sahip bu hastalığın bulunduğu kişilerin %85'i 65 yaş altındadır. [3,15]

### **2.2.2 Kalıtım**

Prostat kanseri ile ilişkilendirilen diğer bir risk faktörü kalıttır. Birinci derece akrabalarında prostat kanseri bulunan kişilerde prostat kanseri görülme olasılığı 2 ila 3 kat artmaktadır. Prostat kanserlerinin %9'unda genetik yatkınlık tespit edilmiştir. [3]

Birinci ya da ikinci derece yakınlarında kanser hikayesinin olması, bu hastalığa ilişkin risk değerinin önemli derecede artmasına neden olmakta ve bu durum genetik yatkınlık olarak ifade edilmektedir. Genetik yatkınlık, kanser türleri genelinde en güçlü risk faktörü olarak kabul edilmektedir. [19]

### **2.2.3 Irk**

Siyah ırkta beyaz ırka göre prostat kanseri görülme olasılığı daha yüksektir. [19]

### **2.2.4 Diyet**

Amerika'daki prostat kanseri sıklığını ele alan araştırmaların ortaya koyduğu bulgulara göre beslenme alışkanlıkları bu hastalık üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Uzak doğu ve Amerika'da yaşayan erkekler arasında karşılaştırmalı olarak verilen bulgular, Asya halkında prostat kanseri sıklığının Amerikalılara kıyasla daha düşük olduğunu gösterirken, Amerika'da doğmuş ve Amerika'da yaşamakta olan Asyalı erkeklerin, Asya'da yaşayan erkeklere oranla daha yüksek prostat kanserine sahip olduklarını göstermektedir. Bu durum, Amerika'daki beslenme alışkanlıklarının prostat kanseri ile ilişkisini belirgin derecede ortaya koymaktadır. [20]

## **2.3 Prostat Kanserin Oluşumu ve Belirtileri**

### **2.3.1 Prostat kanserinin belirtileri**

Diğer pek çok kanser türünün biyolojik karakteri ile benzer şekilde yavaş ilerleyen bir hastalık olan prostat kanserinde klinik belirtilerin görülmesi nispeten geç olmaktadır. Belirtiler, hastalığın ilerlemesi ile gözlenebilmektedir. En yaygın şikayet konusu olan idrarda zorlanma, başvuruların %75'ini teşkil etmektedir. İdrarda zorlanma, sık idrara çıkma, gece sık idrara çıkma, idrar kalibrasyonunun azalması, kanlı idrar gelmesi gibi ileri evre belirtilerin temelinde, üretranın büyümekte olan

prostat bezinden aldığı baskı yer almaktadır. Hastanın hissedeceği belirti kimi zaman alt karın bölgesi, bacaklar ya da bel bölgesinde ağrılar, kilo kaybı ya da halsizlik gibi şikayetler olabilmektedir. Prostatın kanserli dokusunun böbreklerden çıkan idrar kanallarına baskı yaparak tıkanmasına neden olması ve böylelikle böbrek yetmezliğinin görülmesi ise karşılaşılabilecek diğer belirtilerdendir. [21]

Prostat kanserinin ilk belirtilerinin ortaya çıkması için çoğunlukla kanser hücrelerinin idrar kesesini penise bağlayan üretrayı etkileyecek kadar büyümesi gerekmektedir. Bu aşamaya kadar prostat kanserinin belirtileri genellikle ortaya çıkmamaktadır. Büyüyen kanserin üretraya baskı yapması öncelikle idrara çıkmada sıklık ve idrar sırasında ağrıya neden olurken, idrar akışında düzensizlik ya da zayıflık gibi belirtilerin de ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Prostatın ileri yaşlarda büyümesi normal olduğundan prostat kanserinin bazı belirtileri, kanser olmadan da görülebilir. Dolayısı ile sayılan belirtiler prostat kanseri varlığını kesinleştirmemektedir. Hastalığın daha ileri aşamalarında ise zayıflama, iştah kaybı ve süreklilik arz eden kemik ağrıları önemli belirtiler olarak ortaya çıkmaktadır. [5]

### **2.3.2 Prostat kanserinin tanısı**

Prostat kanserinin tanısı nispeten kolaydır. Prostat kanseri tanısında sıklıkla kullanılan yöntemler; parmakla rektal muayene, prostat spesifik antijen ve transrektal ultrasonografi şeklinde sıralanabilir. Cerrahi örnekler, prostat biyopsisi ya da ince iğne aspirasyonlarda adenokarsinom görülmesi prostat kanseri tanısının konması için yeterlidir. Tümörün derecelendirilmesinde histopatolojik değerlendirme kullanılmaktadır. [22]

Prostat kanserinin tanısında değerlendirilen parmakla rektal muayene, prostat spesifik antijen veya transrektal ultrasonografi yöntemlerinin sonuçlarından şüphe duyulması durumunda kullanılan transrektal ultrasonografi kılavuzluğunda yapılan prostat biyopsisi altın standart olarak değerlendirilmektedir. [23] Prostat kanseri tedavisinde kullanılacak yöntemlerin seçiminde belirleyici olan etkenler hasta, prostat ve tümörle ilgili olarak sınıflandırılmaktadır. Hastayla ilgili etkenler olarak hastanın yaşı, komorbiditeleri, genel sağlık durumu, kontinans ve erektil durumlarının yanı sıra hastanın tercihi yer almaktadır. Prostatla ilgili etkenler arasında üriner sisteme ilişkin yakınmalar ve prostatın boyutu bulunmaktadır. Son

olarak tümörle ilgili etkenler olarak PSA değeri, gleason skoru ve klinik evresi belirleyicidir. [4]

## 2.4 Prostat Kanserinde Evreleme

TNM sınıflandırması prostat kanserinin evrelemede kullanılır. T evresi birincil tümörün boyutunu ve konumunu, N evresi yakındaki lenf nodlarına olan yayılımı, M evresi ise metastaz varlığını ya da yokluğunu tanımlar. Klinik evre, ameliyat olmaksızın edinilen bilgilerden oluşmaktadır. Patolojik evre, tüm prostat bezi, seminal veziküller ve çevreleyen yapılar ile varsa pelvik lenf düğümlerinin cerrahi olarak çıkartılıp histolojik olarak incelenmesine dayanır. Prostat kanserinin yönetimi, prognostik değeri olan hem biyokimyasal bilgi (ör. PSA) hem de patolojik bilgi (örneğin, Gleason skoru) yanı sıra hastalığın TNM safhasına da bağlı olacaktır. Prostat kanseri olan bir erkeğin en uygun tedavisi, metastatik yayılım riskinin yanı sıra lokal rekürrens riskini de getirir. Bunun için görüntüleme sonuçları klinik nomogramlardan elde edilen bilgiler ışığında değerlendirilebilir. Prostat kanserindeki TNM sınıflaması Çizelge 2.1’de yer almaktadır. [24]

**Çizelge 2.1:** Prostat Kanserinde TNM Sınıflaması

<b>Primer Tümör (T)</b>	
TX	Primer tümör değerlendirilemiyor.
T0	Primer tümör kanıtı mevcut değil.
T1	Klinik olarak belirlenen tümör palpe edilemiyor veya görüntülenemiyor
T1a	Rezekte edilen dokunun %5 ya da azında rastlantısal histolojik tümör bulgusu
T1b	Rezekte edilen dokunun %5 ya da fazlasında rastlantısal histolojik tümör bulgusu
T1c	İnce iğne biyopsisi ile tümör tespiti (örn. artan PSA düzeyi nedeniyle)
T2	Prostat içerisinde palpe edilebilir tümör
T2a	Bir lobda tümör varlığı
T2b	Her iki lobda da tümör varlığı
T3	Prostat kapsülüne doğru uzayan tümör
T3a	Ekstrakapsüler genişleme (unilateral veya bilateral)
T3b	Seminal vezikül(ler)e yayılan
<b>Bölgesel Lenf Nodu (N)</b>	
NX	Bölgesel lenf nodu değerlendirilemiyor
N0	Bölgesel lenf nodu metastazı bulunmuyor
N1	Bölgesel lenf nodu ya da nodlarında metastaz varlığı
<b>Uzak Metastaz (M)</b>	
MX	Uzak metastaz değerlendirilemiyor
M0	Uzak metastaz bulunmuyor
M1	Uzak metastaz varlığı
M1a	Bölgesel olmayan lenf nodları
M1b	Kemik(ler)
M1c	Diğer alan(lar)

## **2.5 Prostat Kanserinde Tedavi Seçenekleri**

Uygulanacak tedavi yöntemi seçilirken hastaya ve hastalığa ait etkenler göz önünde bulundurulmalı, her hasta için ayrı karar verilip uygun tedavi şekli uygulanmalıdır. Prostat kanseri sık tanı konulan bir hastalık olmasına rağmen, tedavi ve takip konusunda tartışmalar devam etmektedir. [25]

### **2.5.1 Radikal prostatektomi**

Lokalize prostat kanserli hastaların cerrahi tedavisinde radikal prostatektomi altın standart olarak kabul edilmektedir. Radikal prostatektomide amaç kanseri tamamıyla yok etmek, dışkılama kontrol yetisini ve ereksiyonu korumaktır. Retropubik, perineal, laparoskopik ve robotik olarak uygulanabilmektedir. Uzun dönem yüksek morbidite ile seyreden bu cerrahi girişimin, prostat anatomisinin daha iyi anlaşılması ile komplasyon oranı azalmıştır. [25,26]

### **2.5.2 Kemoterapi**

Prostat kanseri ilaca duyarlı tümörler arasında yer almaktadır. Kemoterapi, metastas varlığında vücuda yayılmış kanser hücrelerini ortadan kaldırılmak, daha erken evrelerde ise hastalığın tekrarlama olasılığını önlemek adına oral olarak veya damar yolu ile uygulanan ilaç tedavisidir. Kemoterapi, hormona dirençli hastalarda kullanıldığı gibi yüksek riskli lokalize prostat kanserinde radyoterapi ve radikal prostatektomi sonrası ya da öncesi yineleme riskini azaltmak için hormonal tedaviye eklenerek kullanılabilir. [27,28]

### **2.5.3 Hormonal tedavi**

Erken evre prostat kanserli hastalarda radikal tedavi uygulanmaktadır. Radikal tedavinin yeterli olmadığı hastalar için ilk tedavi seçeneği hormon tedavisidir. Hormonal ajanlar testosteron baskılayarak etki eder. Prostat kanserinde hormon tedavisi radyoterapi ile uygulanabildiği gibi metastas varlığında radikal prostatektomi ve sonrasında oluşan nüks durumlarında da uygulanabilmektedir. [28]

### **2.5.4 Radyoterapi**

Radyasyon, enerjinin elektromanyetik dalga veya parçacık şeklinde yayılması veya aktarılmasıdır. Çevreye alfa, beta, gama gibi ışın yayan maddelere radyoaktif madde, yayılan bu ışınlara ise radyasyon denir. Radyasyon tıpta hastalıkların teşhis edilmesinde ve tedavisinde kullanılır. Hastalıkların teşhisi için radyasyon ile insan

vücudunun görüntüleri elde edilebilir. Malign hastalıkların tedavisinde radyasyonun tümör hücrelerinde ölüme yol açan özelliği kullanılır. Radyasyon temel olarak parçacık ve dalga tipi radyasyon olarak ikiye ayrılır. Parçacık radyasyonların belli bir kütlesi vardır. Belli bir enerjide çok hızlı hareket eden küçük parçacıklardır. Dalga tipi radyasyon ise belli bir enerjiye sahiptir, ancak kütlesi yoktur. [29]

Kanserli bireylerin yaklaşık olarak %60'ının hastalığının tedavisinin herhangi bir aşamasında radyoterapi aldığı bildirilmektedir. Kanserli bireylerde yayılımın olduğu bölgeye tümörü kontrol altına alabilecek miktarda ışın, homojen bir şekilde verilmektedir. Günümüzde radyoterapi en yüksek yararlar, minimum yan etkiyle ve sağlam dokuları koruyucu özellikte uygulanabilmektedir. Kanserlinin sağaltımında radyoterapi, primer (tedavi edici), kombine (diğer tedavi yöntemleriyle birlikte), adjuvan (yardımcı) ve palyatif (destekleyici) tedavi yöntemi olarak kullanılmaktadır. [7]

Prostat kanseri radyoterapisi 1980'lerin başına kadar 30-35 fraksiyonda 60-70 Gy doz alacak şekilde 4 alanlı olarak planlanmakta iken, 1980'lerin sonunda bunun yerini tümöre maksimum doz verirken, tümör çevresindeki kritik organların minimum doz almasını sağlayan 3D-CRT almıştır. Bilgisayar tabanlı bir teknoloji olan 3D-CRT, 2 boyutlu planlamaların eksiklerini ortadan kaldırmıştır. 3D-CRT'nin gelişmiş şekli olan IMRT tekniği, homojen olmayan yoğunlukta doz dağılımları sağlayan bilgisayar destekli optimizasyon temeline dayalıdır. [3] IMRT, 3 boyutlu konformal radyoterapiye oranla kritik organları çevreleyen radyasyon dozunu düşürürken hedefe istenilen dozun iletilmesini sağlayan bir tekniktir. IMRT tekniğinde her bir ışın alt ışın parçalarına bölünerek bunların akı ve ağırlıklarının optimum düzeyini belirlenir. Teknolojik gelişmeler ışığında görüntüye dayalı radyoterapiden sonra zamanın 4. boyut olarak eklenmesi ile geliştirilen volümetrik ark terapi, sağlam dokular daha iyi korunurken tümörün daha iyi kapsanmasına ve yüksek dozların verilebilmesine olanak sağlamıştır. Aynı zamanda volümetrik ark terapide lineer hızlandırıcının hasta etrafında hızla dönmesi, daha hızlı ve hasta açısından daha konforlu bir tedavi şekli sunmuştur. [25]



#### 2.5.4.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi

3D-CRT; 3 Boyutlu (3B) anatomik bilgi kullanan, hedef hacmi mümkün olduğunca yakın bir şekilde sararken, tümöre istenilen dozu verip normal doku dozunu minimize etmeyi amaçlayan bir tedavi şeklidir. Konformal doz dağılımı konsepti tümör kontrol olasılığını (TCP) maximize ederken normal doku komplikasyon olasılığını (NTCP) minimize etmeyi içerir. Bu yüzden 3D-CRT tekniği istenilen klinik sonuca ulaşmak için hem fiziksel hemde biyolojik gerekçeleri kapsar. 3D-CRT optimal doz dağılımıyla tanımlansa da bu amaca ulaşmayı zorlaştıran birçok engel vardır. En temel engel tümör uzanımıdır. Görüntüleme modern gelişmelere rağmen CTV (klinik hedef volümü) gözle görülmez. CTV, 3Blu görüntüleme göre çizilmiş ama hastalığın mikroskobik yayılımını içermiyorsa, 3D-CRT konformal tedavi amacını yitirir. Eğer hastalıklı dokunun herhangi bir kısmı kaçırılır veya yetersiz doz alırsa, tedavi anlamını kaybeder.

CTV lokalizasyon ve değerlendirmesindeki zorluklara ek olarak, 3D-CRT planlaması öncesi göz önüne alınması gereken potansiyel hatalar vardır. Hasta hareketi, organ hareketi, görüntüleme sırasında konulan işaretleyiciler, simülasyon sistematik veya random hatalara yol açabilir. Planlanan hedef hacim (PTV) bütün bu hatalar göz önünde bulundurularak çizilmelidir. Konformal alanların tasarımında demet profili, yarı gölge, derinliğe bağlı lateral saçılmalar, radyal mesafe ve doku yoğunluğu göz önünde bulundurulmalı, PTV ve alan kenarı arasına yeterli miktarda emniyet sınırı bırakılmalıdır. Alanlar optimal bir şekilde düzenlenmiş olsa bile tümörün biyolojik cevabı ve normal dokular 3D-CRT'nin amacı göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir. Diğer bir deyişle, tedavi planı sadece doz dağılımı olarak değerlendirilmemeli, hastalığın ve ışınlanan normal dokuların doz cevap karakteristikleri göz önünde bulundurulmalıdır. [30]

Üç boyutlu tedavi planlaması genel anlamda planlama sürecinde üç boyutlu verinin kullanımını içeren araçları ve prosedürleri içermektedir. Bu sürece dair farklı yaklaşımlar bulunmaktadır. 1980 'li yıllarda Kuzey Carolina Üniversitesi tarafından geliştirilen süreç şu şekildedir:

- (1) Tedavi boyunca kullanılan bir immobilizasyon cihazında hastadan üç boyutlu görüntüleme (örneğin BT) elde edilir. Immobilizasyon cihazında bir

referans koordinat sistemi tanımlanır ve işaretlenir (ve muhtemelen de hasta üzerinde).

- (2) Görüntüleme ardından hasta eve geri döner ve tedavi planlaması 3D görüntüleme veri setleri üzerinden devam eder.
- (3) İlgilenilen yapılar, hedefler ve normal dokular görüntüler üzerinde tanımlanarak etrafi çizilir. Bu çizim manuel olabildiği gibi bilgisayar ortamında da çizilebilmektedir. Radyoterapi teknisyeni tarafından normal dokuların sınırları çizilebilirken, tümöre yönelik belirlemeler radyasyon onkoloğu tarafından yapılmalıdır.
- (4) Tedavi planlama yazılımı (başlangıçta GRATIS [*Sherouse Systems Incorporated*] ve son zamanlarda PLUNC [*Plan University of North Carolina*]), ilgilenilen yapılar arasındaki 3D ilişkiyi her yönden görüntülemek için kullanılmaktadır. Farklı tanı görüntülemelerinden gelen bilgiler izlenebilmektedir.
- (5) Işın yönelimleri seçilir ve ilgilenilen yapılarının göze projeksiyonuna dayanarak ışınlar şekillendirilir. Hedef hacim ile ışınların ilişkisi planlanırken ışın gözü gösterimi, ışın şekillendirme, ışın adlandırılması ve ışın şablonu parametreleri göz önünde bulundurulur.

**Işın Gözü Gösterimi:** Radyoterapinin en önemli parametrelerinden olan ışın gözü gösterimi, BT görüntüleri ile hasta için uygun olan ışın açısını oluşturmayı sağlar. Doğru ışın açısı ile hedef ve önemli yapıların üç boyutlu olarak görünür hale gelmesi sağlanır. Bu durum radyasyon kaynağı açısından ışın eksenini boyunca görüntü elde edilebilir.

**Işın Şekillendirme:** Bir optik radyasyon ışınının, ışınım yoğunluğu ve fazının yeniden dağıtılması işlemidir. Işın şekli, ışınım dağılımı ve şekillendirilmiş ışının fazı olarak tanımlanmakta ve ışık profiline özelliklerinin belirlenmesinde önemli bir faktördür. Işın şekillendirmesinin uygulamaları arasında lazer / materyal işleme, lazer /malzeme etkileşimi çalışmaları, lazer silahları, optik veri boyut işleme, litografi, baskı ve lazer sanatı kalıpları bulunur.

**Işın Adlandırılması:** Işının adlandırılmasında en yakın birincil eksene göre anterior, posterior, süperior gibi adlandırma yapılmaktadır.

Işın Şablonu: En uygun ışın düzenlemesini en uygun ışın konformal planına dayanarak sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Bu anlamda uzaya maksimum ışın dağılımı temel alınır ve özellikle intrakraniyal tümörlerin tedavisinde mümkün olan en fazla dağılım hedeflenmektedir.

- (6) Dozlar hesaplanır ve ışın ağırlıkları, kamalar, bloklar ve ışın yönelimleri yinelemeli olarak arzu edildiği gibi ayarlanır. Bu değerlendirmelerde temel olarak şu adımlar izlenmektedir:

İzodoz Değerlendirilmesi: Üç boyutlu doz değerlendirilmesini içeren bu adımda, önce hedef hacim ve normal doku; ardından koronal ve sagittal eksenler BT görüntü kesitlerinde değerlendirilir. Bu sayede hedef hacmin aldığı ışının oranı anlaşılmaktadır.

Doz-Hacim Histogramı: Histogram hesabı için her hacim eşit “voxel”lere ayrılır ve dozun bu voxellerden homojen geçebilmesi için küçük aralıklar kullanılır. Bu sayede üç boyutlu konformal plan, tümör ve normal doku hacmindeki doz oran dağılımları ile anlaşılmış olur. Bu histogramlar “diferansiyel doz-hacim histogramı” ve “kümülatif doz-hacim histogramı” olmak üzere iki çeşittir.

Tümör Kontrol Olasılığı: Uygulanan doz ile tümörün kontrol edilebilme olasılığını ifade etmektedir.

Normal Doku Komplikasyon Olasılığı: Normal dokunun almış olduğu ışın sonucu ortaya çıkabilecek komplikasyonların, normal dokunun hacmi ve aldığı ışın dozu ile birlikte değerlendirilmesidir.

- (7) Her bir ışının dijital olarak yeniden oluşturulmuş radyografileri üretilir (blok şekli ve istenen yapılar dahil) ve fiziksel simülatör filmleri yerine kullanılabilir.
- (8) Tedavi planlamasının doğrulanması için bir simülatörün yardımıyla hastanın tedavi alanları tespit edilir ve radyografik filmi ile elde edilen veriler üç boyutlu planlama verileri ile kıyaslanır. [31,32]

Görüntü veri setinde tedavi planlamasının yapılması, hastanın simülatör masasında bulunması ile ilgili stres ve ilişkili pratik sınırlamaları azaltır. Işınları herhangi bir oryantasyonda göz önünde bulunduran planlama, rahat bir hızda yapılabilir. Tedavi planlama sistemi tarafından sağlanan bilgiler fiziksel simülatör tarafından sağlanan bilgiler ile paraleldir. Böylece fiziksel simülasyon atlanabilir. [33]

#### 2.5.4.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT )

PTV'yi (Planlanan Tedavi Hacmi) homojen sarmak ve normal dokuları daha iyi korumak bazı lokalizasyonlarda yer alan tümörlerde çok mümkün olmamaktadır. Özellikle riskli normal dokulara yakın yerleşimli tümörlerde tedavinin başarı şansı azalmaktadır. Özellikle konkav şekilli tümörlerde klasik yöntemlerle tedavi şansı yeterli olmamaktadır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi tedavi yönteminde her bir alan kendi içinde daha küçük alancıklara bölünerek ve her bir alancığın radyasyon miktarı değiştirilerek ışınlanır. Her bir alancık segment olarak isimlendirilir ve birçok segmentten oluşan tedavi alanları sayesinde tümörün şekline ve yoğunluğuna uygun şekilde daha hassas tedavi olanağı oluşur. Bu şekilde alanların segmentlere bölünerek uygulandığı tedavilere yoğunluk ayarlı radyoterapi denilir. [34]

Yoğunluk ayarlı radyoterapi konsepti tedavi planlama optimizasyon algoritmalarının optimal radyasyon davranışının nonuniform olduğunu öngörmesinden doğmuştur. Birçok yönden uygulanan yoğunluk ayarlı demetler, tümörde 3D-CRT e benzer doz homojenitesi oluşturabilir ancak daha üstün bir konformalite meydana getirir. Özellikle konkav veya diğer kompleks şekilli hedef hacimlerde bu konformalite üstünlüğü normal dokuların korunmasını kolaylaştırmıştır. Ek olarak IMRT, tedavi hacmi içerisinde başka tanımlı hacim olması durumunda nonuniform absorbe doz oluşumunu daha kolay gerçekleştirir. Uniform veya devamlı değişen yoğunluk dağılımları kullanmak yerine, IMRT her tedavi demetinde demet akısını değiştirerek daha optimal bir doz dağılımına ulaşmayı hedefler. Bunu demeti daha küçük segmentlere bölerek ve bu segmentleri seçilen doz dağılımını oluşturması için modifiye ederek yapar. Demet modülasyonu çok yapraklı kolimatörlerle (ÇYK) veya hareket eden bir masa ile eş zamanlı kullanılan binary kolimatörlerle yapılır. [30]

IMRT, normal dokulara mümkün olan en düşük dozu verecek ve hedef hacime de maksimum dozu uygulayabilecek homojen olmayan haritalar ile hastanın tedavisini sağlamaktadır. Işın demetinin yoğunluğunun ayarlanma şekline göre ileri (forward) ya da ters (invers) olarak planlama yapılmaktadır. İleri planlamada kullanıcı ışın demetinin yoğunluğunu kendisi belirlemektedir. Sonuçları önceden tespit edilmiş olan planlama şekline ters planlama denir. Tedaviyi planlayan kişi tarafından plan optimizasyon kriterleri belirlenmektedir. Tümör için hedeflenen en uygun doz dağılımını sağlamak için ışın optimizasyonları tedavi planlama bilgisayar yazılımlarından yararlanılmakta ve ters (inverse) planlama algoritması

kullanılmaktadır. Planlar dahilinde ilgili veriler elektronik olarak lineer hızlandırıcıya aktarıldıktan sonra özel yazılım ve donanımlara sahip ekipmanlar kullanılarak hesaplamalara uygun olarak yoğunluğu belirlenmiş ışınların iletilmesi sağlanır. Optimizasyon sırasında PTV için DVH kriterleri sisteme girilir. Kritik organlar için de limit dozlar girilmektedir. Maksimum optimizasyonun ardından uygulanabilir bir IMRT planı oluşturulmuş ve akı haritaları da tedavi cihazına iletilebilir olmaktadır. [35,36]

#### **2.5.4.3 Volümetrik ark terapi (VMAT)**

Yoğunluk ayarlı radyoterapide olduğu gibi volümetrik ark tedavi tekniğinin hedefi de riskli organ toksitelerinin en aza indirilmesidir. Bu amaçla doz hesaplamasını volümetrik olarak gerçekleştiren ve ark tabanlı olan bu radyoterapi tekniği, planlamanın ihtiyaç duyduğu doz artırımını sırasında oluşacak risklerin azaltılmasına yönelik olarak geliştirilmiştir. Volümetrik radyoterapide dört boyutlu hesaplamaya olanak sağlayan değişkenler Gantry dönüş hızı, çok yapraklı kolimatörlerin bireysel hızları ve doz çıkış hızı şeklinde sıralanmaktadır. [12]

Volümetrik ark terapisi (VMAT), sabit alanlı IMRT 'ne kıyasla çok daha iyi bir aktarım verimi nedeniyle dikkat çekmektedir. Tipik olarak 10'dan az sabit alan ışın açısı içeren IMRT 'nin aksine, VMAT, bir ark yörüngesinden çok sayıda ışın yönü içerir ve gantrinin dönüşü sırasında dinamik dozlar gönderir. Bununla birlikte, her yönden ÇYK 'ler tarafından herhangi bir ışın modülasyonu yoktur, böylece her bir ışın yönünden yoğunluk VMAT 'de aynıdır. Bazı durumlarda VMAT 'de birden fazla ark kullanılırken, her bir ışın yönünden gelen modülasyon seviyesi, sabit alanlı IMRT'deki her ışınkinden çok daha düşüktür. VMAT, daha önce farklı bölgelerdeki kanser türleri için IMRT ile karşılaştırılmıştır. VMAT 'ın IMRT 'den daha iyi alım verimliliği ile sonuçlandığı halde, VMAT 'in prostat kanseri tedavi planlaması için IMRT 'den daha iyi bir plan kalitesi oluşturup oluşturmadığı halen net değildir. Tüm bu çalışmalar, IMRT 'de 5-9 sabit gantry alanı ve VMAT 'de bir veya daha fazla tam ark kullanmıştır. Bu çalışmaların çelişkili sonuçlarının gösterdiğine göre, VMAT 'ın prostat kanseri radyasyon tedavisi için IMRT 'den daha iyi plan kalitesi üretilip üretilmediği konusunda hala bir kabul edilmezlik bulunmaktadır. Ayrıca, yayınlanmış literatürde ters planlama sürecinde harcanan zaman ve emek üzerine veya IMRT ve VMAT planlarının kalitesinin nasıl kontrol

edildiği ve böylece planlama sonuçlarını ve dolayısıyla plan kalitesinin karşılaştırılmasını önemli ölçüde etkileyen küçük detaylar bulunmuştur. [37]

### **2.5.5 Radyoterapide volüm tanımlamaları**

Tedavi etkinliğini değerlendirebilmek için kullanılan tedavi tekniği ile toplam dozun kaç fraksiyonda verildiği bilinmelidir. Tümör dozunun bilinmesi tek başına yeterli değildir. Radyoterapinin amacına göre hedef volümler ve tedavi dozları değişmektedir. Volüm tanımlamaları tedavinin tanımlanması, kaydedilmesi ve raporlanması için gereklidir. Radyoterapide merkezler arası ortak dil oluşturabilmek amacıyla ICRU (International Commission on Radiation and Measurements) tanımları kullanılır. Gelişen teknolojiler ile birlikte günden güne gelişmekte olan ICRU raporlarının gelişimi şöyledir:

- 1973 ICRU 23: Tek yönlü fotonla fantom ışınlaması
- 1976 ICRU 24: Fotonla hasta ışınlamasında doz tanımlamaları
- 1978 ICRU 29: Foton ve elektron ışınlamaları doz tanımlaması
- 1985 ICRU 38: Jinekolojik brakiterapi
- 1984 ICRU 35: 1-50 MeV elektron dozimetrisi
- 1987 ICRU 42: Yüksek enerji foton elektron ışınlamada bilgisayar kullanımı
- 1993 ICRU 50

GTV: Büyük tümör hacmi (Gross tumor volume)-TNM sınıflamasına göre tanımlanır. GTV tümörün görülebilir lokalizasyonu ve kapladığı yerdir. Birincil tümörler dışında, metazaslarda olabilmektedir. GTV'nin çizilebilmesi için tümörün çıplak gözle görülebilir olması ya da görüntüleme yöntemleri ile gösterilebilmesi gerekmektedir. Cerrahi ile tümörün tamamen alındığı durumlarda, ameliyat öncesi ve sonrası tumor kalıntısı kalmamış ise GTV tanımlanamaz.

CTV: Klinik hedef hacim (Clinical target volume)- TNM sınıflaması yeterli değildir, topografik anatomik tanımlar gerekmektedir. Görülebilen tümörleri veya tümörün bulunması muhtemel yayılım bölgelerini kapsamaktadır. CTV'nin volümü çizilmesi ile bu volümün dışında GTV volümü olmadığı kabul edilir.

PTV: Planlanan hedef hacim (Planning target volume) - Geometrik bir kavram olarak boyutu tanımlamaktadır ve ITV'ye hasta hareketleri ile set-up hatalarını da içine alan yeni bir marj eklenmesiyle elde edilir:

$$(CTV + IM + SM) = PTV$$

IM ve SM, tümöre ve lokalizasyonuna özgüdür. Bu yüzden PTV'ye her yönde eşit marj verilemez. CTV çevresindeki marj ise her yönde IM ve SM'yi kapsamaludur. Olası organ ve hasta hareketleri ile set-up hatalarını içermelidir.

TV: Tedavi yapılan hacim (Treated volume)- Absorbe olan doz (Gy) ve hacim tanımlamasıdır. Planlarda mükemmel bir doz dağılımı elde etmek hedeflenir ancak tedavi tekniklerindeki zorunluluklar bunu her zaman mümkün kılmamaktadır. PTV'yi düzgün bir şekilde her taraftan saracak referans izodozun seçilmesi ile tümörün minimum doz değeri belirlenmiş olur. Böyle bir izodoz yüzeyinin çevrelediği volüme Tedavi Volümü denir. Referans izodozun PTV'yi her yönden sarması istendiğinden bazı bölgelerde daha genişçe sarmasının önüne geçmek her zaman mümkün değildir. Tedavi volümü için asıl amaç PTV birebir örtüşmesidir ancak hiçbir zaman PTV'den dar olmamalıdır. Bu yüzden Tedavi volümü genelde PTV'den geniştir ve kullanılan tedavi tekniğine göre farklılıklar gösterebilmektedir.

IV: Radyasyon verilen hacim (Irradiated volume)- Absorbe olan doz görecelidir. Örneğin belirlenen hedef dozun %50 veya fazlası kadar belirgin bir doz alan doku hacmine, ışınlanan hacim denir. Işınlanan volüm her zaman tedavi volümünden geniştir ve tedavi tekniğine göre değişmektedir.

OAR: Riskli organ (Organ at risk) CTV ne kadar yeterli tedaviye ihtiyaç duyuyorsa, OAR'larında o kadar yeterli bir korumaya ihtiyaçları vardır. OR(lar) belirlendikten sonra hareketli ise onu kompanse edecek şekilde IM ve SM ilave edilir. PTV'ye benzer şekilde OR koruması için PRV(planning organ at risk volume: planlanan riskli organ volümü)'nün de çizilmesi gerekir.

- 1999 ICRU 62

IM: (Internal Margin) Bağırsak, gaz, idrar, soluk alıp verme, yutkunma gibi fizyolojik hareketleri belirler.

ITV: Dahili hedef hacim (Internal Target Volume) ICRU'nun 62. raporunda tedavi süresince CTV'de meydana gelebilecek pozisyon, şekil ve boyut değişiklikleri ile

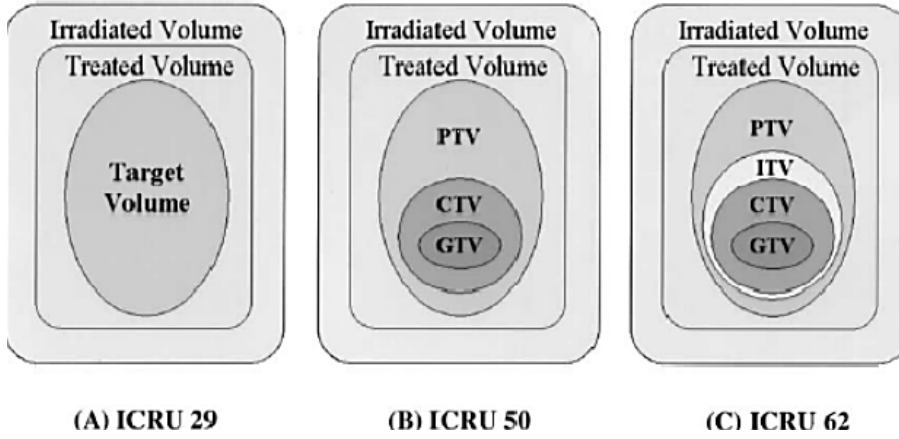
internal fizyolojik hareketler sebebiyle oluşabilecek değişiklikleri içeren yeni bir sınır çizilmesi önerilmiştir. CTV'ye IM eklenmesi ile İnternal Hedef Volüm (ITV) elde edilmiş olur.

$$(CTV + IM) = ITV$$

SM: Kurulum marjı (Set-up margin)

PRV: Planlanan riskli organ hacimleri tanımlar.

Günümüzde eksternal radyoterapide ICRU 50 ve 62, jinekolojik intrakaviter uygulamalarda da ICRU 38 kullanımı önerilmektedir.[8,38]



Şekil 2.1: Radyoterapide Volümler [39]

## 2.6 Radyoterapinin Kullanıldığı Tedavi Yöntemleri

Kanser tedavisinde radyoterapinin dört farklı etkisinden yararlanılmaktadır. Bunlar; primer (tedavi edici), adjuvan (yardımcı), profilaktik (koruyucu) ve palyatif (destekleyici) etkilerdir. Primer (Tedavi edici) etki, hastalığın tamamen yok edilmesinin mümkün olduğu durumlarda uygulanan, kanser hücrelerinin tümüyle ortadan kaldırılmasına yönelik tedavi ile görülmektedir. Radyoterapinin tedavi edici etkisi sayesinde kanserli bireylerin yaşam süreleri uzamaktadır. Radyoterapi, cerrahi tedavi ve diğer tedavi yöntemleriyle birlikte kullanılabilir. Adjuvan (yardımcı) etki, radyasyon tedavisinin, ameliyattan önce tümörü küçültmek ve radikal cerrahi olasılığını azaltmak, operasyondan sonra ise genellikle kanserin tekrarlama riskini ve şekil bozukluğunu en aza indirmek amacıyla kullanılması ile ortaya çıkmaktadır. Profilaktik kullanımda, radyoterapi hastalığa ilişkin klinik



bulgular ortaya çıkmadan önce dokuya ya da organlara uygulanabilmektedir. Bu yöntemle, radyasyon uygulanan bölgelerde kanser hücrelerinin büyümesi ya da ortaya çıkması engellenebilmektedir. Örneğin bazı lösemi türlerinin beyinde tekrarlamasını engellemek için radyoterapi yapılabilir. Palyatif (destekleyici) radyasyon tedavisi, kanserin özellikle beyin, kemik ve yumuşak dokuya yayıldığı durumlarda, metastazın neden olduğu semptomları gidermek amacıyla kullanılmaktadır. Ağrının, kanamanın, beyin gibi yaşamsal organların baskılanmasının ve kemiklerde meydana gelen metastaza bağlı kırık olasılığının yüksek olduğu durumlarda destekleyici tedavi ile semptomlar kontrol altına alınabilmektedir. [7]

## **2.7 Radyoterapi Etkileri**

Radyoterapi uygulanırken amaç, tümörün kontrolünü sağlarken, normal dokuya mümkün olan en az etkinin gerçekleşmesidir. Radyasyon onkologları tümörü kontrol altına almak için bazı yan etkileri kabul etme eğilimi göstermektedir. Ancak tümörü kontrol altına almak için ortaya çıkabilecek ciddi yan etkiler kabul edilmemektedir. Buna göre radyoterapinin akut, subakut ve geç olmak üzere etkileri olmak üzere üç tipte etkiler görülmektedir. [40]

### **2.7.1 Akut etkiler**

Tedavi sürecinden, tedavi sonrası ilk bir veya iki aylık dönem içerisinde ortaya çıkan etkilerdir. Bunlar arasında başlıca, baş ağrısı, bulantı, kusma, cilt tahribatı, rektal kanama, karın ağrısı, diyare, kabızlık, boğaz ağrısı, ağız kuruluğu, sistit, sık idrara çıkma, idrar yapmada tutukluk, akım gücünün azalması ve idrarı tam boşaltamama, yorgunluk olarak yer almaktadır. Tipik olarak, akut etkiler geçicidir, ancak geç etkiler uzun vadede düzelmeden kalıcı olabilirler. Akut etkiler daha sık olarak kısa sürede görülür; burada kısa süreli rahatsızlık, uzun vadeli tümör kontrolü veya tedavisinin olasılığı için değerli bir ödünleşme olarak düşünülür. [41]

### **2.7.2 Subakut etkiler**

Subakut radyasyon Etkileri, tedavinin tamamlanmasından sonra ancak 6 aydan önce gerçekleşir. Subakut radyasyon etkileri, çeşitli dokularda ortaya çıkan ve proliferatif bölmenin kaybı ya da endotel hücrelerinin ölümü ve fibroblastların uyarılması nedeniyle 'geç etkilere' bağlı olarak "erken etkilere" pek uymayan patolojilerin alışılmadık bir grubudur. Bu etkilere örnek olarak radyasyon pnömonisi, Omurilikte

geçici demiyelinizasyon nedeniyle ortaya çıkan Lhermitte'nin göstergesi sayılabilmektedir. [42]

### **2.7.3 Geç etkiler**

Radyoterapi ardından aylar ya da yıllar sonra ortaya çıkabilen etkilerdir. Ciddi etkiler olarak ortaya çıkmakla birlikte oldukça nadir görülmektedir. Beyinsapı hasarı, körlük (retina hasarı), sekonder maligniteler (sarkom, gliyom, menenjiyom gibi solid tümörler) ya da nadir görülen radyonekroz (radyasyon kaynaklı doku ölümü) ve felç bu etkiler arasında yer almaktadır. Daha sık ve daha az ciddi olarak hafif bilişsel bozukluk, endokrin anormallikler (hipotalamus ve hipofiz hasarı), katarakt, işitme kaybı, göz kuruluğu ve aşırı kulak kirliliğidir. Geç yan etkilerin riski, kullanılan alana ve kullanılan radyasyon dozuna bağlıdır. Dikkatli tedavi planlaması, ciddi uzun vadeli yan etkileri önlemeye yardımcı olabilir. Radyasyon onkoloğuyla uzun vadeli yan etkilerin riski hakkında konuşmak en iyisidir. [43]

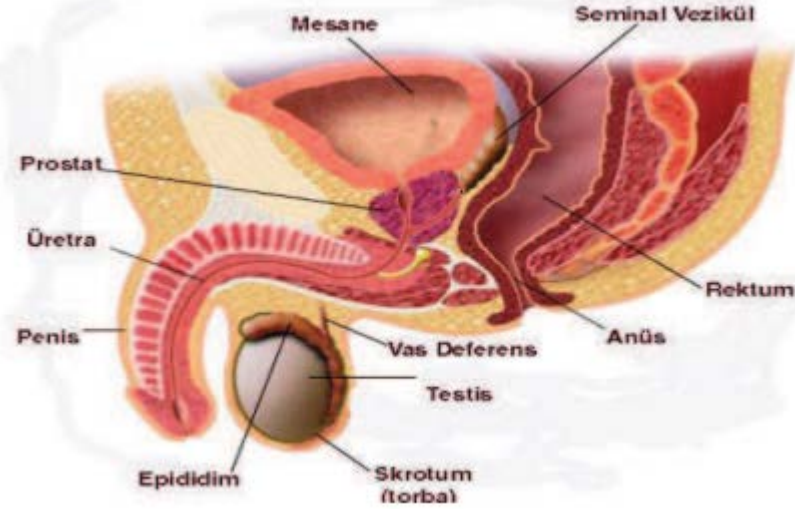
## **2.8 Prostat Kanserinde Hedef Ve Kritik Organlar**

### **2.8.1 Prostat kanserinde hedef organlar**

#### **2.8.1.1 Prostat**

Küçük pelviste simfizis pubis ile arcus pubisin arka tarafında yer alan prostatın alt tarafında diaphragma urogenitale, üst tarafında mesane bulunmaktadır. Ampulla rectinin önünde konumlanan prostat uretranın başlangıç kısmını sarmaktadır. Kestaneyi andıran şekliyle toplam ağırlığı yaklaşık 8 gramdır. 3 cm yüksekliğinde olan prostat bezinin ön ve arka kısımları 2 cm uzunluğunda, tabanı ise 4 cm genişliğindedir. Erkek fötusunda 4. ayda excavatio rectovesicalis' in pelvis döşemesine doğru, aşağıya kadar inmesi prostatı rektumdan ayırır. Bu çıkmazın alt bölümünde zamanla obliterasyon görülmektedir. Birleşen yapraklar, fasyanın arka duvarını oluşturmaktadır. Prostat bezini fascia prostateden ayıran ince, sağlam ve prostat dokusuna sıkı bir şekilde yapışmış olan bir kapsül çevrelemektedir. [5]

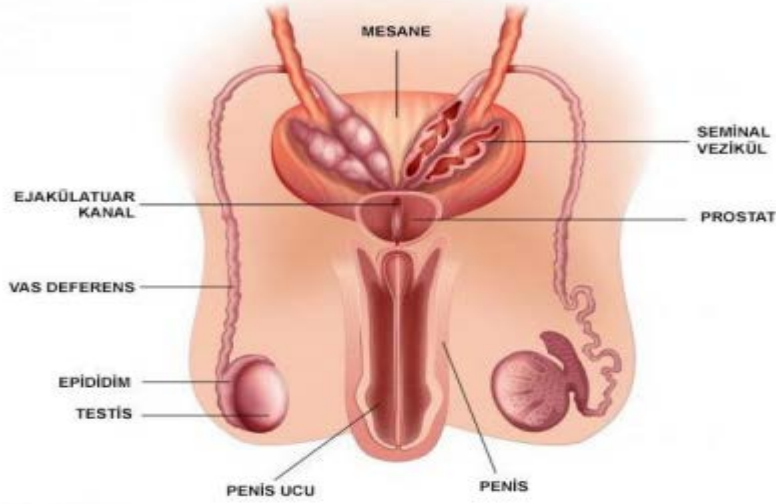
Oval forma sahip prostat lifli, glandüler ve kas elemanlardan oluşmaktadır. Rektum, mesane, dorsal ve periprostatik venöz kompleksleri, pelvik yanak kasları, pelvik pleksus ve kavernöz sinirleri ile çevrilen prostat pelviste bulunmaktadır. [55]



**Şekil 2.2:** Prostatın Anatomik Yerleşimi [25]

### 2.8.1.2 Seminal veziküller

Seminal veziküller, mesanenin arka yüzü ile rektumun ön yüzüne komşudur. Ortalama uzunluğu 5 cm, çapı ise 2,5 cm olan bir çift bez olan seminal veziküller üst tarafındaki tabanı üreter son parçasıyla komşu ve kısmen peritonla örtülü olarak retrovezikal boşluğun tabanıyla, tepesi ise prostatla ilişkilidir. Bezlerin iç kenarları duktus deferens ampullasıyla komşudur. Seminal veziküllerin şekilleri kişiden kişiye değiştiği gibi, aynı kişide bulunan seminal veziküllerin kendi aralarında da farklılık gösterebilmektedir. İleri derecede kıvrımlara sahip tübülleri 10 – 15 cm uzunluğa kadar ulaşabilmekte olup ve dıştan ortak bir fibromusküler kılıfla örtülüdür. Bu özelliği, rektal muayenede seminal veziküllerin tek bir organ olarak palpasyonuna imkan tanımaktadır [6].



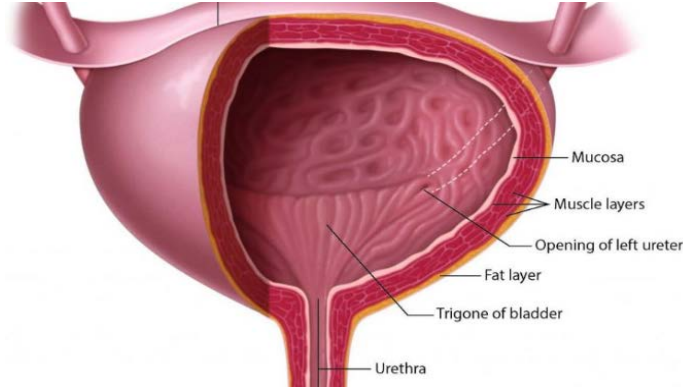
Şekil 2.3: Seminal Veziküller Ve Komşuları [46]

## 2.8.2 Prostat kanserinde kritik organlar

### 2.8.2.1 Mesane

İdrar deposu olarak görev yapan mesane yetişkinlerde ortalama 500 ml idrar tutabilme kapasitesine sahiptir. Simfizis pubisin arka tarafında ve retzius boşluğunda konumlanmakta olup boş hali piramidal formdadır. Tepesi anteriorda simfizis pubisin üst tarafını işaret etmektedir. Median umbilikal katlantı mesanenin tepesinden geçerek umbilikusa uzanır. Bu peritoneal katlantı urakus kalıntısı olan median umbilikal ligaman tarafından oluşturulur. Mesanenin tabanı ve posterior yüzeyi üçgen şekillidir. Üçgenin superolateral köşelerine üreterler açılır ve çizgi şeklinde görülür. Inferior köşesinde yer alan internal üretral orifis mesanenin en alt noktasıdır. Mesanenin üst yüzeyi tamamen periton ile örtülüdür ve ileum segmentleri ile sigmoid kolona komşudur. Periton mesane üst yüzeyinin lateral kenarlarından pelvik duvara uzanır. Periton arkaya ve aşağıya doğru ilerleyerek rektovezikal (erkeklerde) ya da uterovezikal (kadınlarda) boşluğun ön duvarını oluşturur. Posterior yüzeyin alt kesimini rektumdan ayıran vas deferens, seminal veziküller ve rektovezikal fasyadır. Mesane doldukça mesanenin üst yüzeyi genişleyerek karın boşluğuna doğru uzanır. Periton örtüsü ön karın duvarının alt kesiminden çekilir ve mesane ön karın duvarı ile direkt temas eder. Mesanenin inferolateral yüzeyleri önde retropubik yağ yastığı ve pubik kemikler, daha arkada ise obturator internus ve levator ani kasları ile ilişkilidir. Mesane tam dolduğunda piramidal şeklini kaybederek ovoid hale gelir ve duvar kalınlığı 2 mm'dir. Mesane dört katmandan

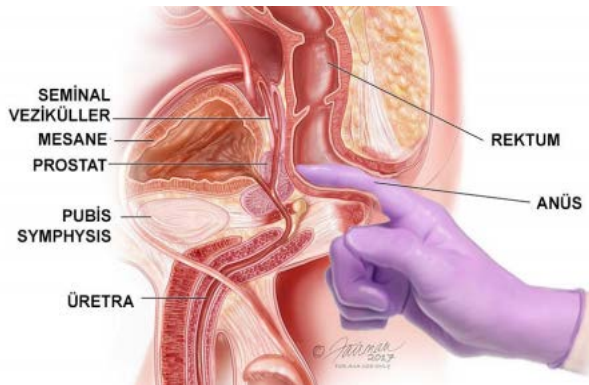
oluşur: en dışta bağ dokudan oluşan adventisya, düz kas tabakası, lamina propria (submukozal bağ dokusu) ve en içte mukozadır. [47]



Şekil 2.4: Mesane ve komşuları [48]

### 2.8.2.2 Rektum

Rektum 12-15 cm uzunluğunda, anal kanal ile sigmoid kolon arasında kalan gastrointestinal sistemin bir parçasıdır. Anatomik açıdan distal, orta ve proksimal olarak üç segmente ayrılır. Distal kısmı dentate çizgisinden itibaren ilk 5 cm oluştururken, orta kısmı 5-10. cm arası kısım ve proksimal kısmı 10-15. cm'ler arası kısım oluşturur. Posteriorıda 3-5. Sakral vertebralarda ve koksiks, sakral pleksus, sempatik pleksus, superior rektal arter ve ven, priform, koksigeal ve levator ani kasları ile komşuluk göstermektedir. Anterior komşulukları erkekte ve kadında farklıdır. Ayrıca mezorektum adı verilen yağ dokusu ile çevrili olan rektumun bu alanı cerrahi yöntem olarak kullanılan total mezorektal eksizyon için çevresel rezeksiyon sınırını oluşturmaktadır. [49,50]



Şekil 2.5: Rektum ve komşuları [51]

### **2.8.2.3 Penile Bulb**

Penile bulb, penisin alt kısmı veya tabanını belirtmektedir. Bulb, testisleri içeren skrotumun üzerinde bulunur. Bulb büyük bir doku kümesinden oluşur. Diğer beş bileşenle birlikte bulb, penisin içyapısını ve penisin görünür, dış şeklini oluşturmaktadır. Bulb, penis shaftında belirgin bir sırt gibi gözükmektedir. Bu doku kitlesi, korpus spongiosum olarak bilinen kastan genişler. Bu korpus sponjiyöz, skrotum ile anüs arasındaki alan olan perineumdan uzayan perineal membrana bağlıdır. Korpus sponjiyöz penile bulbden, penisin üst kısmında penis başını oluşturmak için üretra boyunca penis boyunca yer almaktadır. Üre ve meninin vücuttan çıktığı tüp olan üretra, penile bulb boyunca uzanır. Penile bulb yüzeyi bulbosponjiyöz kas ile çevrilidir. İçteki pudental ven penile bulbden kanı çekerken, içteki pudental arter ise penile bulbına kan sağlamaktadır. [52]

Eretil disfonksiyon (ED), prostat kanseri için radyoterapi sonrası bir yan etki olarak bilinir. Literatürden, radyasyona bağlı ED 'nun vasküler etyopatogenezi olduğuna dair bazı kanıtlar vardır; bu, penile bulbun, krura ve korpus kavernanın radyoterapi sonrası ED 'na neden olabileceğini düşündürmektedir. [53]

### 3. YÖNTEM

#### 3.1 Araç ve Gereçler

Bu çalışma Dumlupınar Üniversitesi Kütahya Evliya Çelebi Eğitim Ve Araştırma Hastanesi'nde yapılmıştır. Kullanılan araç ve gereçler aşağıda yer almaktadır.

- Toshiba Aquilion™ / LB Bilgisayarlı Tomografi (BT)
- Varian Rapidarc Linner Hızlandırıcı Cihazı (LINAC)
- Varian Eclipse™ Tedavi Planlama Sistemi (v.13.7)

##### 3.1.1 Toshiba Aquilion™ / LB bilgisayarlı tomografi (BT)

Radyoterapi yöntemlerinin uygulandığı cihazların gelişmesi ile beraber tedavinin uygulanacağı anatomik bölgenin bu yöntemlerle, uygun planlanması için “Tedavi Planlama Sistemleri” (TPS) gelişmiştir. Buna ek olarak tedavi planlamalarında “simülatör” adı verilen spesifik planlama bilgisayarlı tomografileri (BT) geliştirilmiş ayrıca tümörü daha iyi görüntüleyip planlayabilmek üzere farklı BT tetkikleri, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve pozitron emisyon tomografi (PET) taramaları ile etkili şekilde kullanılarak tümör görüntülenmektedir. BT simülatörleri radyasyon onkolojisi tesisinin hayati bir bileşenidir. Klinisyene, tümörün tam yerini, boyutunu ve şeklini belirleyerek, sağlam bir tedavi planı geliştirebilmelerini sağlar. Radyoloji Onkoloji Sistemleri, tedavi planlama araçlarını arayanlar için ortalı maliyetli düşük maliyetli, yenilenmiş BT simülatörleri sunmaktadır. [54]

Çalışmamızda 90 cm gantry genişliğine ve 70 cm Fov açıklığına sahip olan Toshiba Aquilion marka tomografi cihazından elde edilen görüntüler kullanılmıştır. Dedektör ve X-ışını tüpünden oluşan cihazda, tüp devamlı olarak dönerken masa hareket eder ve volüm görüntüsü elde edilir. X-ışını tüpünden çıkan ışınlar yoğunluk farkına göre soğurulup detektöre iletilir. Dijital/Analog çevirici dedektörden gelen dataları sayısal veriler haline getirir ve bu verilerin BT bilgisayarlarında işlenmesi sonucunda tomografi görüntüleri oluşur. Elde edilen bu görüntüler The Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) aracılığıyla ile tedavi planama sistemine aktarılır. [27]



**Şekil 3.1:** Thoshiba Aquilion™ / LB Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

### **3.1.2 Varian Rapid-arc Lineer Hızlandırıcı Cihazı**

Lineer hızlandırıcılar (linak) yüksek enerjili X-ışını ve elektron üreten bilgisayar kontrollü cihazlardır. X-ışın tüpünde olduğu gibi yüksek gerilim altında metal hedeften koparılan elektronlar, daha yüksek kinetik enerjiye sahip olabilmek için elektromanyetik alan içerisinde hızlanırlar. Yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisi için kullanılabilirken, bir hedefe çarptırılmaları sonucu elde edilen yüksek enerjili X-ışınları, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde de kullanılabilir.

Çalışma prensibi şu şekilde özetlenebilir; Modülatör olarak adlandırılan birim, bir doğru akım (DC) güç kaynağı tarafından beslenir ve yüksek voltaj sinyalleri oluşturur. Sinyaller eş zamanlı olarak elektron tabancasına da verilir. Magnetron veya klystron denilen dalga üreticileri tarafından oluşturulan mikrodalgalar, hızlandırıcı tüp içine gönderilir. Elektron tabancası ile üretilen elektronlar hızlandırıcı içerisine gönderilir. Elektronlar, hızlandırıcı yapı içine girdiğinde mikrodalgaların elektromanyetik alanlarıyla etkileşirler. Elektronlar, sinüzoidal elektrik alanından enerji kazanırlar. Yüksek enerji kazanmış elektronlar, hızlandırıcı



yapının çıkış penceresinden çıktıklarında yaklaşık 3 mm çaplı bir kalem ışın şeklindedirler.

Elektronlar hızlandırıcı yapı ve hedef arasında (genellikle  $90^\circ$  ve  $270^\circ$ ) uygun bir açı boyunca eğilirler. Elektron demetinin tam eğimi, saptırıcı mıknatıslar, odaklama bobinleri ve diğer bileşimlerin bir araya gelmesi ışın taşıma sistemi tarafından gerçekleştirilir. İstenilen ışının oluşturulması ve dışarıya ulaştırılması aşamasında magnetron, klystron, tedavi başlığı, hedef düzleştirici filtre, ışın kolimasyonu ve denetimini sağlayan bölümler önem arz etmektedir. Işının en son dışarıya çıktığı kısım olan gantri lineer hızlandırıcıların radyasyon kaynağını düşey bir ekseninde döndürme avantajını sağlayan parçasıdır. [30]

Çalışmamızda Varian Rapidarc marka linac cihazı kullanılmıştır. Cihazda, 6 ve 15 MV enerjili iki foton ile 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerjili dört elektron ışını mevcuttur. Merkezde 0,5 cm, dışta 1 cm kalınlıklarında toplam 60 çift dinamik MLC sistemi vardır. Cihaz  $360^\circ$  gantri,  $360^\circ$  kolimatör,  $180^\circ$  tedavi masası eşmerkezli rotasyon yeteneğine sahiptir. Cihazda bulunan EPID (elektronik portal görüntüleme cihazı) sistemi ile portal görüntüleme yapılabilmektedir.



Şekil 3.2: Varian Rapidarc Lineer Hızlandırıcı Cihazı

### **3.1.3 Varian Eclipse™ tedavi planlama sistemi (v.13.7)**

Çalışmamızda kullanılan Eclipse™ 11.3 tedavi planlama sistemi, 3D-CRT, IMRT, IGRT, VMAT, IMAT ve Brakiterapi gibi radyoterapi planlaması yapmaya olanak sağlayan windows tabanlı bir sistemdir. BT, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), ve Positron Emission Tomography (PET) görüntüleri füzyon yapılabilir ve hastanın 3B modelleri oluşturulur. Sistem, oluşturulan görüntüler üzerinden tedavi planları oluşturup değerlendirilmesini sağlar. Foton ışınları için PBC (Pencil Beam Convolution) ve AAA algoritmalarını, elektronlar için ise Gaussian Pencil Beam algoritmasını kullanır. [25,55]

## **3.2 Araştırmanın Evreni ve Yöntem**

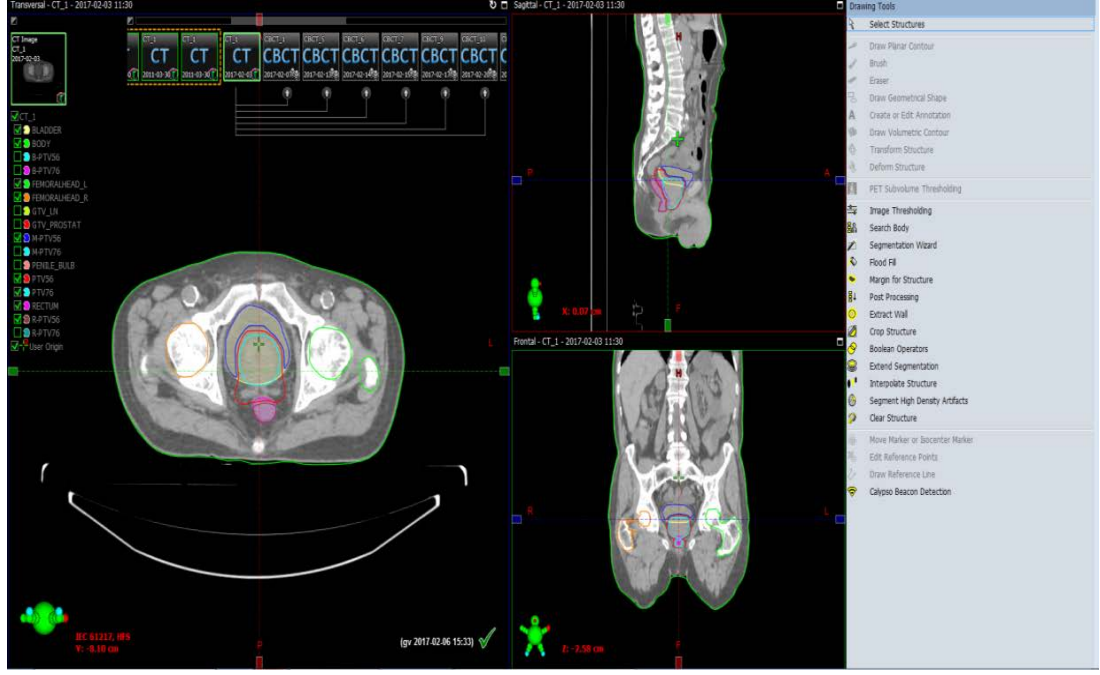
Bu çalışmada Dumlupınar Üniversitesi Kütahya Evliya Çelebi Eitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde yapılmıştır. Hastanenin Network sisteminden elde edilen tomografi görüntüleri üzerine 3D-CRT, IMRT ve VMAT planlamaları yapılmıştır. Yapılan üç farklı teknik ile elde edilen veriler değerlendirilip, hedef hacim ve kritik organ dozları karşılaştırılmıştır.

### **3.2.1 Hasta verilerinin elde edilmesi**

Çalışmada hastanenin Network sisteminden geçmişe yönelik kayıtlı prostat kanserli hastaların tomografik kesit görüntüleri kullanılmıştır. Hastalara ait kişisel bilgiler gizli tutulmuştur. Diz altı kama ve ayak bilek sabitleyici kullanılan, mesaneleri dolu ve rektumları boş şekilde tomografileri çekilen hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Kullanılan tomografi görüntüleri 3 milimetre ile taranmıştır.

### **3.2.2 Konturlama**

Eclipse Konturlama programı kullanılarak hastaların tomografi görüntüleri ile yeni bir dosya oluşturulmuştur. İlk olarak hastaların dış konturü yapılmıştır. Ardından kritik organlar olan, penilebulb, mesane, rektum, sağ femur başı ve sol femur başı RTOG dikkate alınarak her biri farklı renk olmak üzere konturları yapılmıştır. 56 Gy alacak hacim için CTV56, 76 Gy alacak hacim için CTV76 klinik hedef hacimleri çizilmiştir.  $PTV56 = CTV56 + 0,8 \text{ cm}$ ,  $PTV76 = CTV76 + 0,8 \text{ cm}$  olacak şekilde marj verilmiştir. Tüm konturlar aynı radyasyon onkoloğu tarafından çizilmiş olup, seminal veziküller de CTV alanına dahil edilmiştir.



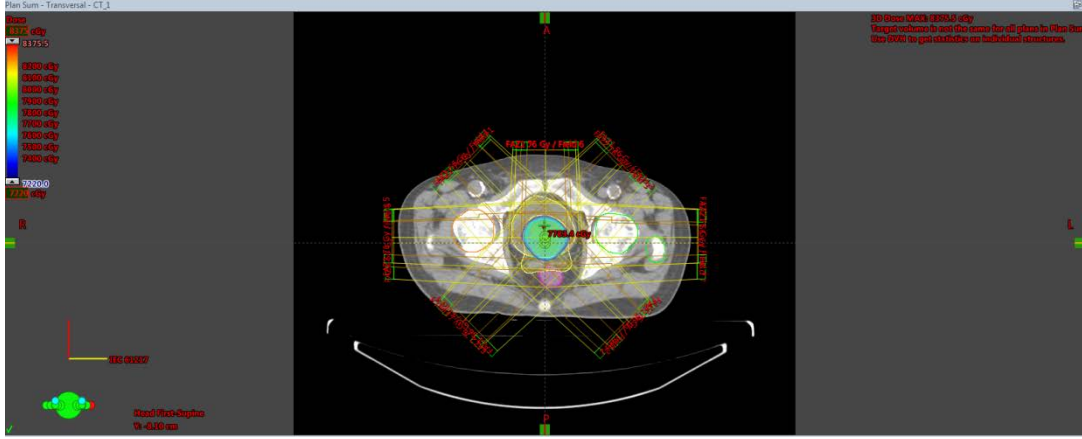
Şekil 3.3: Varian Eclipse™ Kontrolama Sistemi

### 3.2.3 Üç boyutlu konformal radyoterapi (3D-CRT) tedavi planları

3D-CRT planları 6MV enerji ile birinci faz  $2 \times 28 = 56$  Gy, ikinci faz (boost)  $2 \times 10 = 20$  Gy, toplamda 76 Gy doz verilerek hazırlanmıştır.

Birinci faz için 315, 135, 45, 225, 270, 0, 90 derecelik gantry açıları, ikinci faz için 0, 60, 90, 120, 240, 270, 300 derecelik gantry açıları kullanılmıştır. Masa ve kolimatör açıları her iki fazda da 0 derece seçilmiştir.

Hedef volüm dozunun tedavi sırasında oluşabilecek set-up hatalarından etkilenmesini önlemek için MLC'ler PTV'ye 5 milim marj verilerek pozisyonlandırılmıştır. Aynı zamanda tedavi alanında homojen bir doz dağılımı elde etmek adına 90 ve 270 derecelik gantry açısı verilmiş alanlarda dinamik wedge filtreler kullanılmıştır. İstenmeyen sıcak bölgeler MLC'ler ile manuel olarak kapatılmıştır.



**Şekil 3.4:** 7 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan 3D-CRT tedavi planı doz dağılımı

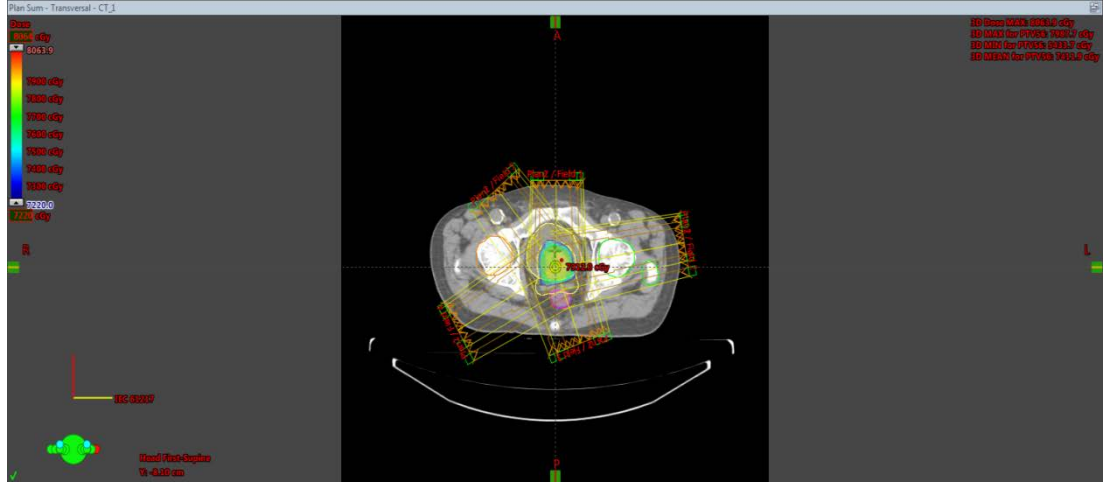
### 3.2.4 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) tedavi planları

IMRT planları 6MV enerji ile birinci faz  $2 \times 28 = 56$  Gy, ikinci faz (boost)  $2 \times 10 = 20$  Gy, toplamda 76 Gy doz verilerek hazırlanmıştır. 5 alanlı planlar için 0, 80, 160, 240, 320, derecelik gantry açıları, 7 alanlı planlar için 0, 50, 102, 153, 204, 255, 306 derecelik gantry açıları, 9 alanlı planlar için 0, 40, 80, 120, 160, 200, 240, 280, 320 derecelik gantry açıları kullanılmıştır. Birinci faz ve ikinci faz aynı gantry açıları ile planlanmış, her iki plan için masa ve kolimatör açıları 0 olarak ayarlanmıştır.

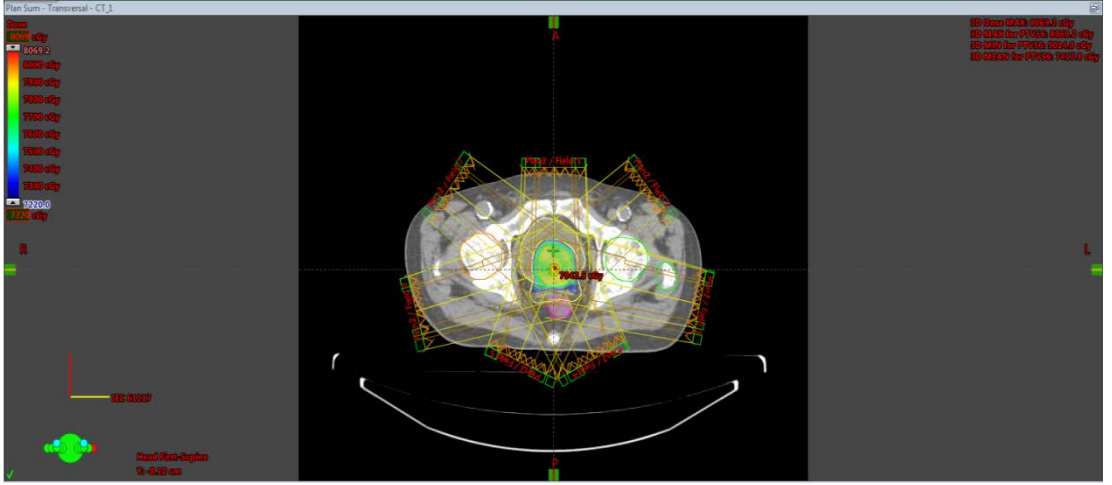
Hedef hacmin içinde kalan kritik organlar PTV 'den uzaklaştırılarak Mesane-PTV56, Rektum-PTV56, Penile Bulb-PTV56, Mesane-PTV76, Rektum-PTV76, Penile Bulb-PTV76 volümleri oluşturulmuştur. İlk aşamada femur başları, Mesane-PTV56, Rektum-PTV56, Penile Bulb-PTV56, PTV için doz değerleri tanımlanmış ve optimize edilmiştir. İkinci aşamada istenmeyen sıcak bölgeler çizilmiş ve bu bölgeler için bir limit değeri tanımlanarak tekrar optimizasyon yapılmıştır.

Boost fazı için Mesane-PTV76, Rektum-PTV76, Penile Bulb-PTV76 volümleri, femur başları ve PTV76 için doz değerleri tanımlanarak optimize edilmiş ve bu planda da istenmeyen sıcak alanlar belirlenip ikinci optimizasyon yapılarak planlar hazırlanmıştır. İlk faz ve ikinci faz için hazırlanan planlar toplanarak PLAN SUM elde edilmiştir.

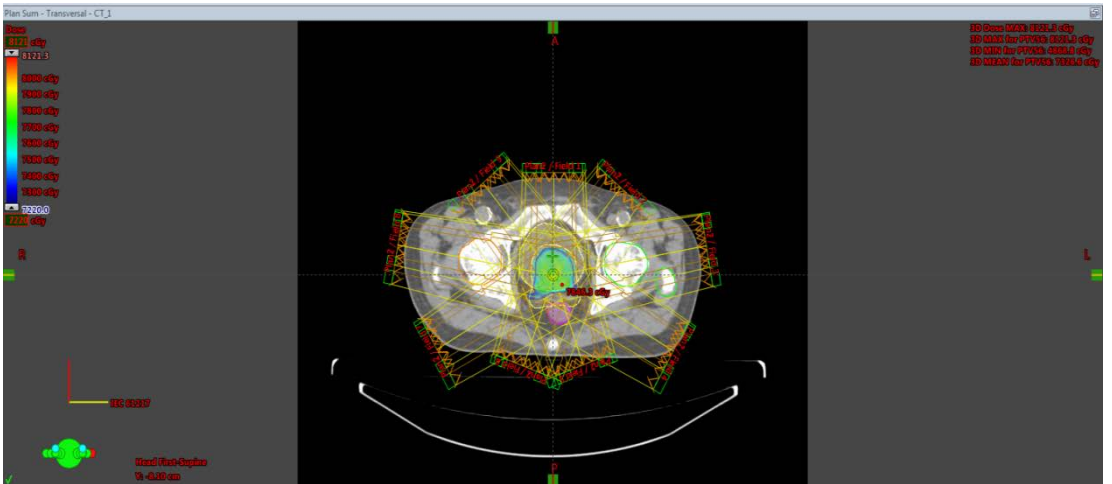
IMRT planlarına ait izodoz dağılımları şekil 3-5, 3-6, 3-7 'de yer almaktadır.



**Şekil 3.5:** 5 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı doz dağılımı



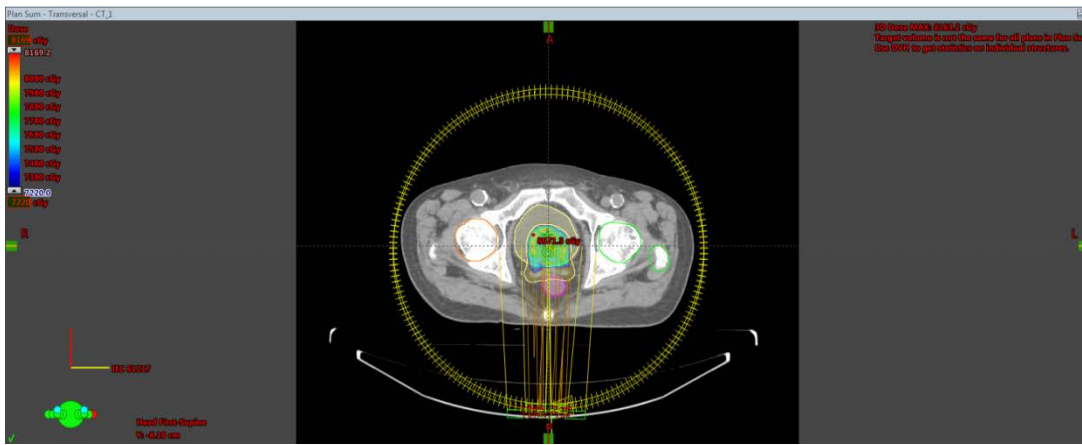
**Şekil 3.6:** 7 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı doz dağılımı



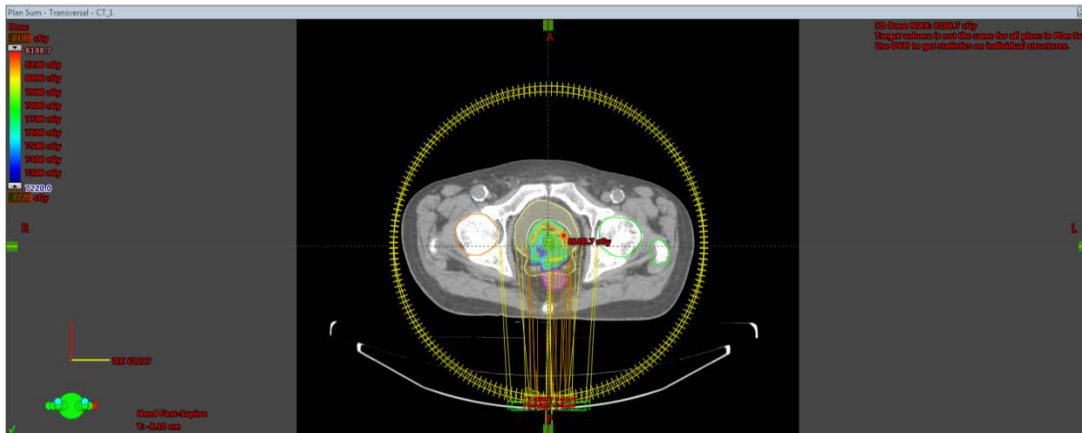
**Şekil 3.7:** 9 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı doz dağılımı

### 3.2.5 Volümetrik ark terapi (VMAT) tedavi planları

VMAT planları 6 MV enerji ile birinci fazda  $2\text{Gy} \times 28 \text{ frk} = 56 \text{ Gy}$ , ikinci fazda  $2\text{Gy} \times 10 \text{ frk} = 20 \text{ Gy}$  olmak üzere toplamda  $76 \text{ Gy}$  doz full tek ve full çift ark olarak planlanmıştır. Kritik organlar için tolerans değerler girilerek, hedef hacim için istenilen doz değeri tanımlanmıştır. Tek ark planları birinci ve ikinci fazda 30 derecelik kolimatör açısı kullanılarak  $179.9^\circ - 180.1^\circ$  derece gantry açıları arasında hazırlanmıştır. Çift ark planları her iki fazda da birinci ark 30 derecelik kolimatör açısı kullanılarak  $179.9^\circ - 180.1^\circ$ , ikinci ark 330 derecelik kolimatör açısı kullanılarak  $180.1^\circ - 179.9^\circ$  derece gantry açıları arasında planlanmıştır.



Şekil 3.8: 6 MV foton enerjisiyle yapılan Tek Ark Vmat tedavi planı doz dağılımı



Şekil 3.9: 6 MV foton enerjisiyle yapılan Çift Ark Vmat tedavi planı doz dağılımı

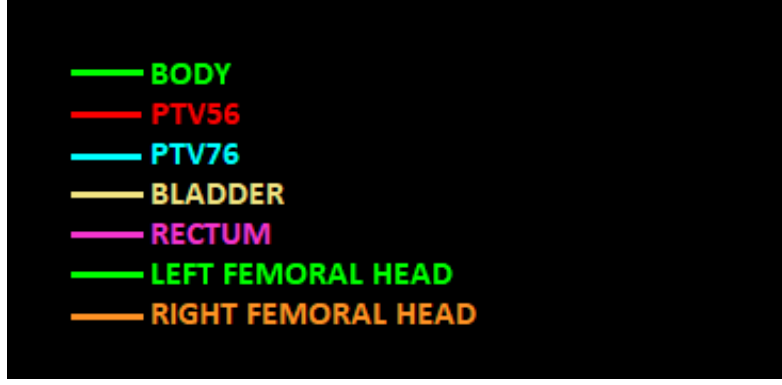
### 3.2.6 Tedavi planlarının değerlendirilmesi

Tedavi planları RTOG kriterlerine göre hazırlanmış ve değerlendirilmiştir. Hedef hacmin maksimum dozu alırken, kritik organların mümkün olduğu kadar az doz alması hedeflenmiştir. Maksimum sıcak noktanın PTV için tanımlanan dozun %107'yi geçmemesi ve PTV volümü dışına taşmamasına dikkat edilmiştir. Rektum için %50'lik izodoz hattının rektum arka duvarını geçmemesine ve %90'lık izodoz hattının rektumun yarısını geçmemesine özen gösterilmiştir. Bu kriterlere göre hazırlanan planlar elde edilen Doz Volüm Histogramları ile değerlendirilmiştir (Çizelge 3.1).

**Çizelge 3.1:** Kritik organlar için doz hacim histogramı değerleri [56]

Kritik Organlar	Doz Hacim Histogramı Değerleri
Mesane	V50 Gy < %50 V65 Gy < %17
Rektum	V40 Gy < %50 V65 Gy < %25
Penile Bulb	V15 Gy < %90 D <sub>mean</sub> < 52,5 Gy
Femur Başı	D <sub>max</sub> < 50 Gy

Doz Volüm Histogramı(DVH): Tedavi planlamasında ışınlanan volümün bir bölümünün belirli bir dozu veya fazlasını aldığı kısmını gösteren grafiklerdir. Alt tipleri değerlendirildiğinde; direkt histogram her ufak doz aralığında (%1 veya 0.5-1Gy) doz alan volümü, differansiyel DVH (dDVH) belirli bir dozu alan volümü (fraksiyonu)(değişik doz aralıklarındaki volümleri karşılaştırmak için) ve kümülatif DVH (cDVH); belirli bir doz veya üstünü alan volümü (integral olarak)(%100den başlar) ifade etmektedir. [57]



Şekil 3.10: DVH'lerde hacimlere tanımlanan renkler

### 3.2.7 Bulguların istatistiksel anlamlılığının araştırılması

İstatistiksel analizler SPSS (Statistical Package For The Social Sciences) v22.0 for Windows kullanılarak gerçekleştirildi. Tanımlayıcı istatistik olarak sürekli verilerde ortalama ve standart sapma (SS) kullanıldı.

Verilerin normal dağılıma uyup uymadığının değerlendirmesi Kolmogorow Smirnov/Saphiro Wilk testi ile gerçekleştirildi.

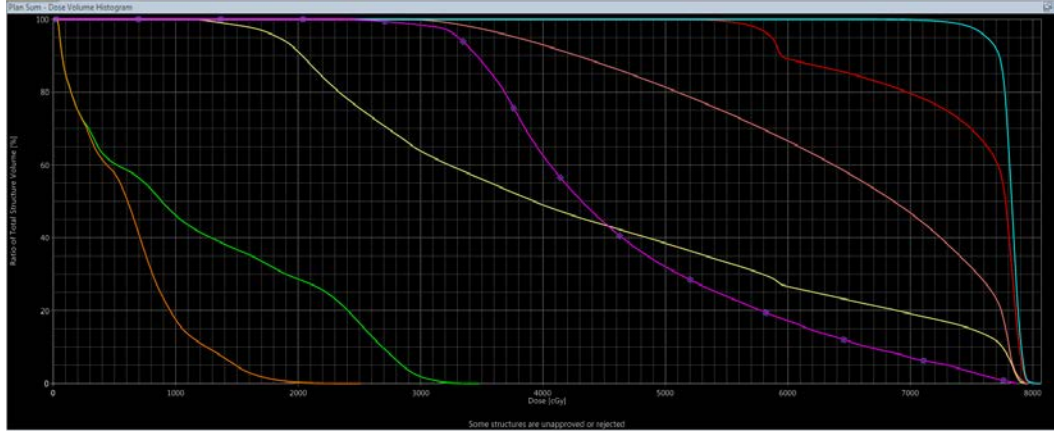
Shapiro-Wilk-W testi normallik varsayımını sınanan en güçlü testtir. One-sample Kolmogorov Smirnov testi ise normallik varsayımını sınanan hipotez testlerinin en çok bilinen ve kullanılanıdır.

İstatistiksel testler, "parametrik testler" ve "non-parametrik testler" olmak üzere ikiye ayrılır. Eldeki bir veri setine, bu testlerden hangisinin uygun olduğunu belirlemek için normallik testi yapılmalıdır. Eğer veriler normal dağılıma sahip ise parametrik testler, veriler normal dağılıma sahip değil ise non-parametrik testler kullanılır.

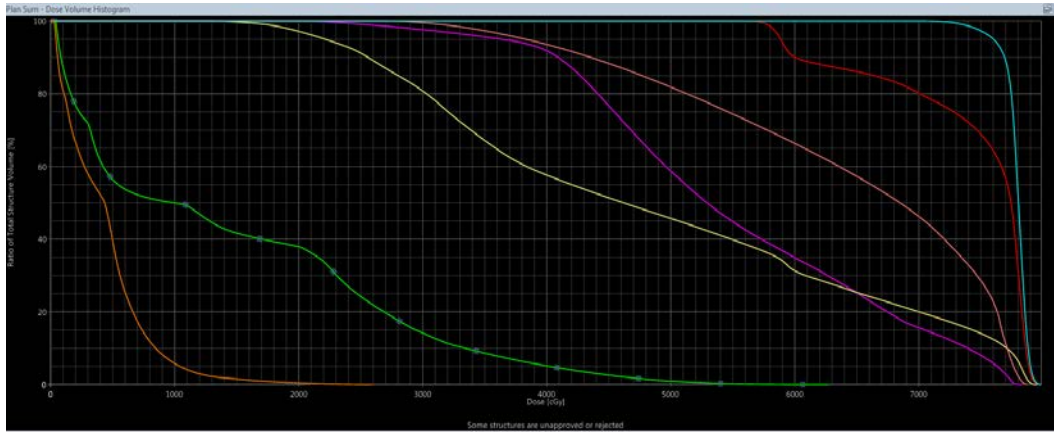
Vaka sayısının az olması nedeniyle karşılaştırmalarda non-parametrik istatistiksel yöntemler kullanıldı. Tekrarlı ölçümlerde varyans analizinin varsayımları yerine gelmediğinde (özellikle denek sayısı az ve/ya da veriler sayımla belirtildiğinde ya da sıralama ölçeğinde olduğu durumlarda) Freidman testi uygulanır. Bağımlı gruplar (6 grup) arasındaki karşılaştırmalarda, sürekli verilerde Freidman testi kullanıldı. Anlamlılık düzeyi  $p < 0.05$  (two-tailed) olarak kabul edildi.



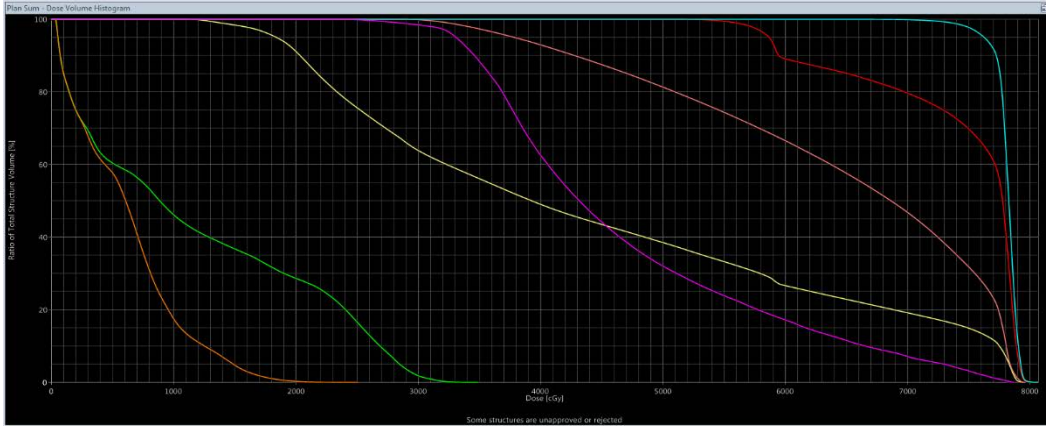
#### 4. BULGULAR



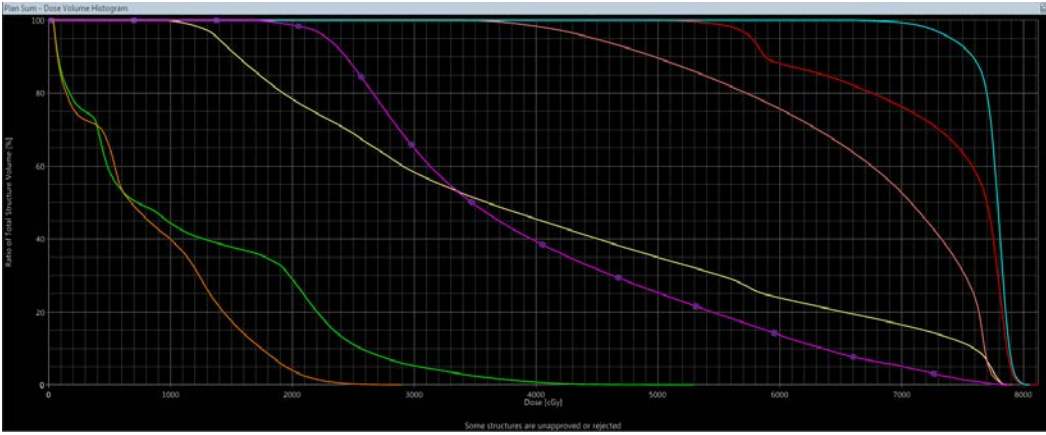
Şekil 4.1: 7 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan 3D-CRT tedavi planı DVH'i



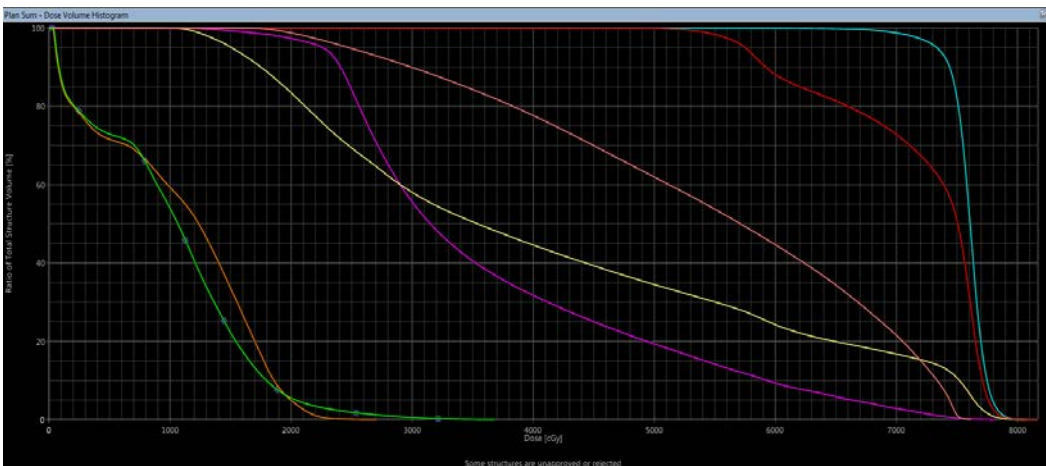
Şekil 4.2: 5 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı DVH'i



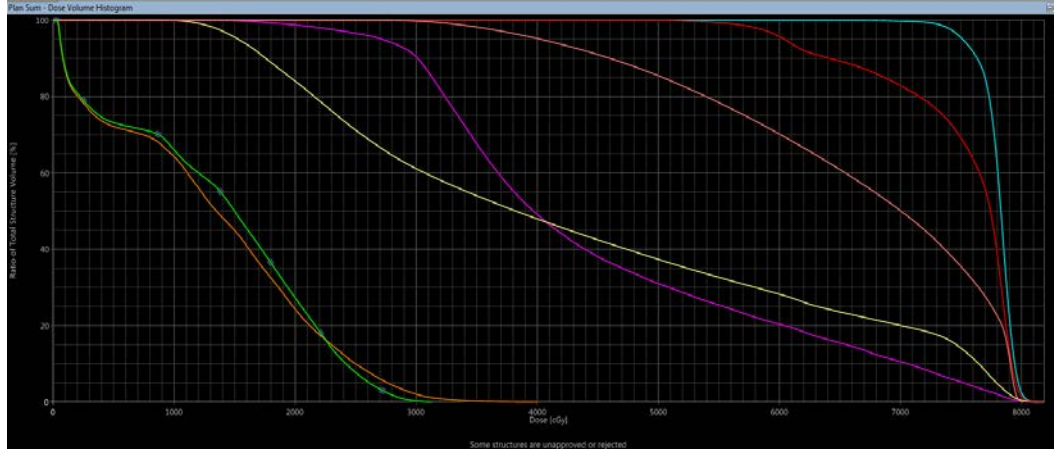
Şekil 4.3: 7 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı DVH'i



Şekil 4.4: 9 alanla ve 6 MV foton enerjisiyle yapılan IMRT tedavi planı DVH'i



Şekil 4.5: 6 MV foton enerjisiyle yapılan tek ark VMAT tedavi planı DVH'i



Şekil 4.6: 6 MV foton enerjisiyle yapılan çift ark VMAT tedavi planı DVH'i

Çizelge 4.1: PTV'ye ait  $D_{min}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	71,64	69,46	72,97	65,95	67,98	65,76
2	71,12	72,20	74,43	66,04	69,35	72,97
3	69,30	74,14	74,01	72,13	73,48	69,31
4	40,52	43,93	40,32	36,87	41,36	39,42
5	35,65	29,91	33,29	36,14	28,50	29,95
6	35,74	36,56	39,45	49,45	33,09	33,97
7	73,92	72,61	70,56	64,38	71,97	73,59
8	48,61	50,04	49,44	63,17	45,03	61,93
9	53,45	72,82	73,58	65,10	67,42	52,89
10	62,93	69,36	69,93	65,83	70,96	67,74
11	67,01	67,16	68,24	60,00	66,88	69,69
12	71,25	73,76	70,91	63,89	64,27	70,10
13	69,52	72,29	73,59	69,43	67,70	76,51
14	74,24	70,49	69,57	74,84	73,56	74,87
15	67,18	69,98	67,27	67,24	72,47	71,17
16	62,15	72,30	70,40	69,29	71,06	72,30
17	39,34	58,42	63,98	65,92	62,55	61,60
18	68,17	60,29	62,73	66,88	66,94	65,17
19	60,88	71,41	70,10	62,70	66,31	67,09
20	71,61	69,61	66,72	63,20	66,49	71,08
Ort	60,71	63,83	64,07	62,42	62,36	63,35
SD	60.71±13.42	63.83±13.26	64.07±12.69	62.42±10.18	62.36±13.66	63.35±13.63

**Çizelge 4.2:** PTV'ye ait  $D_{max}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	80,52	80,71	78,53	77,85	76,73	76,92
2	80,70	80,08	79,08	80,05	79,46	79,13
3	80,84	81,73	81,73	80,83	79,78	80,10
4	78,54	78,55	78,89	78,53	77,49	77,35
5	78,11	78,61	78,35	76,93	79,75	77,26
6	77,70	79,08	77,88	76,64	77,26	78,61
7	82,00	79,69	79,74	77,84	76,97	77,39
8	76,83	78,23	79,49	77,18	76,35	78,71
9	78,24	80,19	82,19	76,73	76,04	76,86
10	80,06	79,28	78,48	79,16	76,23	77,15
11	80,13	80,48	80,62	80,14	80,13	79,90
12	80,20	81,78	81,36	80,36	80,28	79,30
13	80,49	79,62	81,55	79,44	80,71	80,93
14	81,57	80,96	81,55	80,99	80,47	80,52
15	80,67	81,76	81,93	80,60	80,21	80,88
16	80,77	76,60	79,10	76,40	77,19	76,60
17	79,12	81,69	79,43	76,88	76,65	76,50
18	80,17	81,80	80,10	80,31	81,10	80,89
19	80,12	79,04	79,31	80,40	81,10	80,64
20	81,27	80,24	80,80	82,10	81,70	80,10
Ort	79,90	80,00	80,00	78,96	78,78	78,78
SD	79,90±1,36	80,00±1,42	80,00±1,35	78,96±1,77	78,78±1,95	78,78±1,64

**Çizelge 4-3:** PTV'ye ait  $D_{mean}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	78,70	75,80	76,07	73,38	73,72	73,41
2	78,69	76,79	77,06	74,51	76,04	77,18
3	78,71	78,71	78,72	77,59	77,84	77,71
4	68,35	69,81	69,14	64,89	69,44	68,89
5	68,03	67,57	68,56	66,63	65,98	66,38
6	72,30	68,51	69,06	68,52	69,52	66,94
7	79,59	75,81	76,00	75,80	75,03	75,93
8	71,21	71,96	70,71	74,43	69,55	74,77
9	75,10	78,17	78,81	74,45	74,22	73,89
10	75,02	73,61	73,93	72,81	73,02	71,94
11	68,02	76,45	76,98	74,87	76,31	77,59
12	78,34	78,77	77,99	77,30	76,36	77,07
13	78,99	76,18	78,84	77,20	77,21	79,10
14	79,58	78,09	78,93	79,43	78,45	78,95
15	77,80	78,80	78,21	77,17	77,67	77,80
16	78,02	74,77	76,36	74,35	74,99	74,77
17	73,49	75,90	75,90	73,97	74,19	73,63
18	74,31	73,34	75,63	70,70	74,10	74,19
19	74,84	76,10	76,06	73,28	75,01	75,93
20	79,21	76,02	76,12	74,94	75,74	74,55
Ort	75,41	75,05	75,45	73,81	74,21	74,53
SD	75,41±4,02	75,05±3,33	75,45±3,40	73,81±3,69	74,21±3,28	74,53±3,65

PTV dozları değerlendirildiğinde en yüksek  $D_{max}$  değeri tek ve çift arkta, en düşük  $D_{max}$  değeri ise 7 ve 9 alanlı IMRT 'de bulunmuştur. En yüksek  $D_{mean}$  değeri çift

arkta, en düşük 5 alanlı IMRT’de bulunmuştur. En yüksek  $D_{min}$  değeri çift ark iken en düşük  $D_{min}$  değeri 3D-CRT’de elde edilmiştir.

**Çizelge 4.4:** 3D-CRT, IMRT, ve VMAT teknikleri için ortalama PTV doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT	P
$D_{min}$	60.71±13.42	63.83±13.26	64.07±12.69	62.42±10.18	62.36±13.66	63.35±13.63	0,151
$D_{max}$	79,90±1,36	80,00±1,42	80,00±1,35	78,96±1,77	78,78±1,95	78,78±1,64	000
$D_{mean}$	75,41±4,02	75,05±3,33	75,45±3,40	73,81±3,69	74,21±3,28	74,53±3,65	000

İstatistiksel olarak PTV  $D_{mean}$ ,  $D_{min}$ ,  $D_{max}$  dozları değerlendirildiğinde  $D_{max}$  ve  $D_{mean}$  değerleri anlamlı çıkmıştır.  $D_{min}$  değeri anlamsızdır.

**Çizelge 4.5:** Mesaneye ait  $D_{min}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	2,42	3,46	3,61	2,70	2,82	2,67
2	0,37	0,36	0,38	0,34	0,36	0,38
3	0,86	0,88	0,91	0,85	0,83	0,82
4	1,84	2,47	2,44	1,76	1,92	1,82
5	1,01	0,96	1,03	0,91	0,92	0,89
6	3,12	2,42	2,47	2,48	2,37	2,06
7	0,23	0,41	0,37	0,36	0,38	0,37
8	1,55	1,76	1,73	1,91	1,63	1,92
9	0,74	0,70	0,74	0,64	0,70	0,66
10	1,27	2,01	2,00	2,16	2,35	2,01
11	2,25	2,90	2,61	2,30	2,03	2,05
12	1,11	1,12	1,07	1,03	1,06	1,11
13	0,45	0,43	0,44	0,38	0,39	0,47
14	7,19	8,23	9,23	14,09	7,32	11,11
15	2,35	2,43	2,53	2,33	2,48	2,60
16	2,49	5,60	4,15	4,71	4,84	5,60
17	5,58	8,71	8,78	11,86	10,26	8,59
18	1,67	2,06	3,04	2,34	1,89	2,07
19	1,94	2,45	2,30	2,09	2,17	1,98
20	1,99	2,00	1,97	1,78	2,00	1,94
Ort	2,02	2,56	2,59	2,85	2,43	2,55
SD	2,02±1,70	2,56±2,39	2,59±2,43	2,85±3,63	2,43±2,46	2,55±2,78

**Çizelge 4.6:** Mesaneye ait  $D_{max}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	78,99	80,71	78,53	74,89	74,19	74,21
2	76,68	77,67	77,69	80,07	78,10	78,37
3	77,80	78,51	78,14	77,40	78,07	77,28
4	74,25	75,09	75,96	70,20	75,48	74,57
5	78,11	78,24	78,35	76,50	75,54	77,20
6	77,22	72,42	73,75	73,75	74,68	72,91
7	81,80	80,91	78,41	76,95	75,77	76,62
8	75,47	77,62	76,12	75,74	75,50	76,63
9	77,66	80,15	81,54	76,06	75,96	75,77
10	79,97	79,28	78,39	76,37	76,16	74,71
11	80,18	80,38	80,62	79,68	80,09	79,88
12	77,49	79,39	78,65	79,68	76,51	78,48
13	78,79	77,27	78,96	78,65	70,31	80,43
14	77,69	75,22	75,89	77,28	77,29	77,22
15	78,81	79,71	79,59	80,05	78,94	77,75
16	80,71	76,04	79,10	76,32	76,28	76,04
17	77,96	80,84	79,43	75,59	75,57	74,70
18	68,78	75,72	74,43	74,61	73,17	74,69
19	76,26	77,50	77,34	75,55	77,19	76,72
20	78,66	78,29	76,89	75,16	75,99	74,23
Ort	77,66	78,04	77,88	76,52	76,03	76,42
SD	77,66±2,73	78,04±2,27	77,88±1,94	76,52±2,40	76,03±2,10	76,42±1,98

**Çizelge 4.7:** Mesaneye ait  $D_{mean}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	29,5	19,53	21,77	22,07	22,47	20,55
2	7,95	8,73	8,28	8,65	8,78	9,39
3	13,11	13,52	13,91	13,51	13,4	10,47
4	21,34	2,75	22,69	20,17	22,06	19,74
5	20,58	19,22	20,26	19,48	18,68	18,13
6	28,02	16,93	17,59	20,94	18,54	15,32
7	10,32	9,44	8,30	10,52	8,84	9,35
8	19,48	19,43	17,78	25,33	18,31	20,29
9	15,17	10,12	13,11	11,65	12,20	12,33
10	31,06	26,21	25,56	29,82	31,99	25,95
11	29,42	26,00	23,11	26,53	23,76	24,03
12	16,29	31,11	16,21	14,47	16,23	17,21
13	9,92	9,51	9,72	10,26	8,82	10,58
14	33,54	28,89	29,61	36,21	28,33	32,09
15	27,18	25,01	24,57	25,48	28,58	30,08
16	32,23	34,22	31,91	36,04	33,69	34,22
17	41,84	41,28	41,84	46,19	42,00	38,98
18	28,14	27,56	27,97	38,84	24,42	27,63
19	24,63	26,34	22,08	25,09	26,38	21,76
20	28,27	27,94	26,33	23,66	28,42	26,58
Ort	23,39	21,18	21,13	23,24	21,79	21,23
SD	23,39±9,11	21,18±9,96	21,13±8,44	23,24±10,38	21,79±9,03	21,23±8,68

Mesane için en yüksek  $D_{max}$  değeri tek ark, en düşük  $D_{max}$  değeri 7 alanlı IMRT’de bulunmuştur.  $D_{mean}$  dozları incelendiğinde en yüksek değer 3D-CRT’de, en düşük değer çift arkta bulunmuştur. En yüksek  $D_{min}$  değeri 5 alan IMRT iken en düşük  $D_{min}$  değeri 3D-CRT’de elde edilmiştir.

**Çizelge 4.8:** 3DCRT, IMRT ve VMAT teknikleri için ortalama mesane doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT	P
$D_{min}$	2,02±1,70	2,56±2,39	2,59±2,43	2,85±3,63	2,43±2,46	2,55±2,78	0,02
$D_{max}$	77,66±2,73	78,04±2,27	77,88±1,94	76,52±2,40	76,03±2,10	76,42±1,98	0,02
$D_{mean}$	23,39±9,11	21,18±9,96	21,13±8,44	23,24±10,38	21,79±9,03	21,23±8,68	0,04

Mesaneye ait  $D_{mean}$ ,  $D_{min}$  ve  $D_{max}$  dozları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

**Çizelge 4.9:** Rektuma ait  $D_{min}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	2,26	2,49	3,12	2,54	2,67	2,89
2	1,69	1,64	1,60	1,59	1,56	1,58
3	2,45	2,04	2,29	2,07	2,17	2,16
4	2,96	1,92	2,39	2,02	1,91	2,51
5	1,82	1,56	1,97	1,67	1,63	1,80
6	2,41	0,80	2,06	2,16	1,90	2,01
7	0,75	0,68	0,68	0,68	0,66	0,72
8	2,76	2,47	2,36	2,73	2,10	2,43
9	8,15	7,15	8,79	9,38	8,05	7,14
10	9,87	6,14	9,03	9,33	10,70	11,14
11	2,61	2,44	2,58	2,47	2,16	2,58
12	3,61	2,80	2,74	2,92	2,62	2,63
13	2,18	2,26	2,09	1,86	1,85	2,03
14	3,90	3,25	3,31	3,53	2,96	3,21
15	3,73	3,39	3,46	3,35	3,42	3,43
16	3,38	2,87	2,96	2,88	2,66	2,87
17	20,07	15,40	12,53	17,89	18,31	10,86
18	1,98	1,75	1,83	1,92	1,85	1,85
19	3,83	2,75	3,16	2,85	2,89	3,29
20	2,59	2,27	2,38	2,38	2,65	2,59
Ort	4,14	3,30	3,57	3,81	3,74	3,49
SD	4,14±2,21	3,30±3,15	3,57±2,95	3,81±4,00	3,74±5,14	3,49±3,23

**Çizelge 4.10:** Rektuma ait  $D_{max}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	74,25	71,40	75,07	76,99	75,75	72,88
2	76,94	71,76	74,82	77,35	76,18	76,23
3	76,58	75,39	74,94	74,97	77,57	72,12
4	75,69	70,48	73,76	73,44	75,98	74,76
5	73,92	71,21	68,83	72,69	75,56	71,01
6	72,73	72,05	71,93	75,99	72,76	71,07
7	78,38	76,91	75,58	82,42	78,72	77,37
8	76,91	77,00	73,27	76,13	74,90	77,72
9	78,15	75,43	74,63	72,69	80,25	75,18
10	78,07	75,51	74,42	75,78	78,03	73,34
11	76,46	73,32	76,26	76,65	74,46	76,08
12	79,39	75,79	75,88	79,06	76,51	77,07
13	74,33	76,29	73,37	75,41	75,54	78,51
14	74,30	75,43	72,41	75,63	72,36	74,57
15	78,75	77,10	77,75	76,86	77,46	77,76
16	75,31	74,31	75,00	76,50	75,34	75,31
17	78,27	74,40	74,82	71,13	78,92	74,97
18	76,33	71,62	71,82	70,31	72,48	71,99
19	76,38	67,38	69,05	70,89	75,25	72,17
20	74,08	73,20	71,89	76,23	70,34	71,85
Ort	76,26	73,79	73,77	75,35	75,71	74,59
SD	76,26±1,89	73,79±2,61	73,77±2,26	75,35±2,89	75,71±2,45	74,59±2,41

**Çizelge 4.11:** Rektuma ait  $D_{mean}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	37,34	22,51	26,95	26,06	29,15	31,47
2	27,06	22,44	19,96	19,79	22,08	24,42
3	27,18	16,87	22,52	24,65	23,28	23,75
4	32,61	21,90	23,34	24,79	32,16	24,90
5	30,83	19,72	21,74	25,59	20,36	22,53
6	25,07	15,38	18,02	25,83	18,60	17,11
7	24,31	21,38	23,41	25,64	23,13	14,35
8	26,73	27,73	18,90	35,04	25,89	21,49
9	39,08	24,19	34,84	43,13	30,74	32,73
10	35,94	28,90	38,82	34,08	36,59	33,13
11	31,68	18,24	15,64	20,47	18,70	20,11
12	41,04	28,08	25,85	29,23	31,11	32,87
13	22,99	22,25	20,25	23,74	20,37	20,77
14	36,90	29,90	26,62	34,90	29,77	29,38
15	30,41	28,08	28,23	29,50	26,78	23,69
16	33,25	30,10	28,38	32,59	30,10	28,44
17	36,67	37,77	44,58	52,14	36,80	43,55
18	21,53	17,70	21,47	25,65	18,10	21,79
19	27,58	18,85	18,95	23,95	20,87	17,32
20	29,71	26,01	25,67	27,13	31,06	21,24
Ort	30,89	23,90	25,20	29,19	26,28	25,25
SD	30,89±5,62	23,90±5,94	25,20±7,22	29,19±7,77	26,28±5,94	25,25±6,98

Rektumun en yüksek  $D_{max}$  değeri 3D-CRT’de, en düşük  $D_{max}$  değeri ise çift ark VMAT planında elde edilmiştir.  $D_{mean}$  dozları incelendiğinde en yüksek 3D-CRT, en



düşük tek ark VMAT planında bulunmuştur. En yüksek  $D_{min}$  değeri 3D-CRT’de iken en düşük  $D_{min}$  değeri tek ark VMAT’ta elde edilmiştir.

**Çizelge 4.12:** 3D-CRT, IMRT ve VMAT teknikleri için ortalama rektum doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT	P
$D_{min}$	4,14±2,21	3,30±3,15	3,57±2,95	3,81±4,00	3,74±5,14	3,49±3,23	000
$D_{max}$	76,26±1,89	73,79±2,61	73,77±2,26	75,35±2,89	75,71±2,45	74,59±2,41	000
$D_{mean}$	30,89±5,62	23,90±5,94	25,20±7,22	29,19±7,77	26,28±5,94	25,25±6,98	000

Rektuma ait  $D_{mean}$ ,  $D_{min}$ ,  $D_{max}$  değerleri istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır.

**Çizelge 4.13:** Penile bulba ait  $D_{min}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	2,35	3,57	3,55	3,60	3,76	3,48
2	9,73	6,77	8,59	6,63	12,45	8,69
3	7,11	5,97	8,30	6,46	6,44	7,38
4	15,14	9,08	13,33	10,51	8,89	12,86
5	24,01	19,62	31,83	12,68	12,67	15,76
6	18,87	36,35	13,17	13,04	13,15	17,56
7	13,97	12,76	12,72	13,95	9,34	11,09
8	15,18	10,10	14,30	11,12	8,93	13,15
9	15,41	16,17	15,31	15,36	13,55	14,31
10	12,82	9,33	10,07	9,18	9,29	10,01
11	5,91	4,87	6,81	5,28	4,72	6,77
12	37,68	21,58	15,97	20,98	22,20	16,57
13	13,37	14,67	11,99	10,41	15,03	11,6
14	5,26	5,56	6,54	5,63	5,31	6,17
15	6,45	5,54	7,43	5,98	5,86	7,39
16	7,22	5,61	7,24	6,11	5,76	6,11
17	14,56	25,19	26,67	32,10	27,06	16,59
18	1,85	9,63	11,07	12,99	15,93	11,04
19	7,84	6,78	9,47	8,95	6,31	6,41
20	12,68	13,10	12,77	12,62	11,62	12,22
Ort	12,37	12,11	12,35	11,17	10,91	10,75
SD	12,37±8,18	12,11±8,28	12,35±6,68	11,17±6,48	10,91±5,96	10,75±4,12

**Çizelge 4.14:** Penile bulba ait  $D_{max}$  değerler

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	54,34	8,82	52,95	27,41	5,96	58,90
2	59,01	6,78	55,29	53,97	4,90	56,44
3	64,74	64,21	61,67	60,36	61,29	60,93
4	71,07	67,30	72,52	68,54	66,44	75,52
5	70,12	72,82	66,89	65,37	64,19	65,16
6	64,29	62,43	63,16	66,80	62,88	63,96
7	78,01	77,68	76,56	77,44	74,85	75,19
8	72,08	67,38	71,16	69,50	66,40	72,10
9	76,50	77,60	72,60	68,91	74,11	72,49
10	78,50	77,39	74,06	74,58	74,70	74,67
11	47,49	46,44	50,34	49,82	34,54	32,75
12	72,96	72,18	69,30	68,68	71,15	68,73
13	66,44	69,03	73,48	68,33	68,46	62,47
14	47,96	41,84	49,23	42,74	50,76	47,76
15	67,23	65,00	62,90	58,77	61,86	61,85
16	53,94	56,64	53,94	60,51	53,98	52,84
17	76,21	77,74	75,18	74,13	74,88	75,70
18	58,67	59,89	54,13	57,52	52,99	54,82
19	60,48	61,26	65,76	58,74	59,63	59,17
20	75,83	73,69	73,61	64,37	60,17	70,94
Ort	65,79	64,80	64,73	61,82	62,20	63,11
SD	65,79±9,80	64,80±10,7	64,73±9,18	61,82±11,78	62,20±10,07	63,11±10,94

**Çizelge 4.15:** Penile bulba ait  $D_{mean}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	11,57	7,39	12,49	14,63	16,02	13,59
2	26,85	25,88	27,80	22,14	36,69	21,58
3	40,83	33,85	36,41	36,17	36,42	36,53
4	48,65	45,53	49,50	42,82	46,03	47,53
5	58,65	48,14	51,50	45,99	45,83	46,91
6	46,20	44,22	49,35	55,36	41,78	46,72
7	43,96	51,54	46,12	39,49	33,47	42,46
8	49,68	46,51	49,54	42,89	46,03	47,55
9	47,43	42,93	48,44	51,93	46,74	40,59
10	42,16	45,28	42,78	42,59	43,62	42,52
11	16,10	18,11	16,00	12,12	10,85	16,72
12	51,02	53,84	51,22	46,77	51,10	51,27
13	50,00	50,54	46,18	46,79	45,63	47,18
14	13,01	11,76	13,38	15,72	14,52	15,76
15	33,42	31,19	35,27	31,85	34,13	34,41
16	22,12	29,67	21,36	20,03	20,11	21,36
17	64,04	47,09	54,24	60,85	61,14	63,54
18	30,60	39,85	30,46	24,34	33,00	29,92
19	37,61	32,40	27,13	29,00	26,02	34,80
20	38,90	37,00	39,24	40,30	42,05	46,47
Ort	38,64	37,13	37,42	36,08	36,55	37,37
SD	38,64±14,74	37,13±13,26	37,42±13,72	36,08±14,20	36,55±13,28	37,37±13,65

Penile bulba ait  $D_{max}$  dozları değerlendirildiğinde en yüksek değer 3D-CRT’de, en düşük değer 9 alan IMRT’de bulunmuştur. En yüksek  $D_{mean}$  dozu 3D-CRT’de, en

düşük  $D_{\text{mean}}$  dozu ise 5 alanlı IMRT’de bulunmuştur. En yüksek  $D_{\text{min}}$  değeri 3D-CRT’de iken en düşük  $D_{\text{min}}$  değeri 9 alan IMRT’de elde edilmiştir.

**Çizelge 4.16:** 3DCRT, IMRT ve VMAT teknikleri için ortalama penile bulb doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT	P
$D_{\text{min}}$	12,37±8,18	12,11±8,28	12,35±6,68	11,17±6,48	10,91±5,96	10,75±4,12	0,03
$D_{\text{max}}$	65,79±9,80	64,80±10,7	64,73±9,18	61,82±11,78	62,20±10,07	63,11±10,94	000
$D_{\text{mean}}$	38,64±14,74	37,13±13,26	37,42±13,72	36,08±14,20	36,55±13,28	37,37±13,65	0,20

İstatistiksel olarak penile bulb  $D_{\text{mean}}$ ,  $D_{\text{min}}$ ,  $D_{\text{max}}$  değerlendirildiğinde  $D_{\text{mean}}$  anlamsız,  $D_{\text{max}}$  ve  $D_{\text{min}}$  değerleri anlamlı çıkmıştır.

**Çizelge 4.17:** Sağ femura ait  $D_{\text{min}}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	0,91	1,11	0,80	1,19	1,34	1,31
2	0,93	0,56	0,85	0,64	0,85	0,79
3	2,11	1,60	0,81	1,61	2,23	2,12
4	2,62	2,43	1,54	2,50	2,80	2,84
5	1,73	1,72	1,97	1,55	2,15	20,1
6	1,29	0,91	0,55	0,90	1,10	1,12
7	0,04	0,05	0,03	0,05	0,03	0,03
8	3,57	2,14	1,67	4,63	5,76	8,70
9	4,07	2,74	1,74	2,51	3,79	3,02
10	2,56	3,14	1,39	3,05	5,14	3,93
11	3,71	1,45	1,49	3,23	7,54	3,92
12	1,78	1,13	0,52	1,47	1,86	2,01
13	2,46	2,55	1,68	4,39	8,96	6,19
14	1,01	1,01	1,04	1,00	0,93	1,12
15	3,19	1,16	0,89	1,29	4,24	5,37
16	1,10	0,73	0,43	0,82	0,82	0,82
17	0,18	0,27	0,21	0,30	0,30	0,28
18	0,93	0,74	0,87	0,94	0,99	1,04
19	1,67	1,57	2,83	1,49	3,78	2,60
20	1,67	0,49	2,07	3,00	5,37	4,21
Ort	1,87	1,37	1,16	1,82	2,99	3,57
SD	1,87±1,14	1,37±0,85	1,16±0,7	1,82±1,28	2,99±2,50	3,57±4,46

**Çizelge 4.18:** Sağ femura ait  $D_{max}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	44,56	14,39	27,39	24,42	30,81	42,64
2	38,47	28,66	26,32	19,83	20,99	24,19
3	42,06	31,33	31,12	28,93	35,93	41,17
4	46,30	16,58	20,17	36,10	31,25	38,88
5	56,87	38,15	36,89	37,75	41,43	45,13
6	44,12	25,49	22,64	33,59	34,17	51,25
7	47,64	22,54	31,13	34,87	32,56	38,77
8	46,80	33,24	41,18	43,71	36,27	50,86
9	48,19	25,08	27,29	25,14	43,55	37,12
10	31,22	28,11	42,31	30,80	29,71	35,91
11	48,85	28,45	28,69	25,60	36,91	40,6
12	42,70	30,69	26,29	27,66	22,30	39,69
13	35,74	32,39	27,58	27,14	27,57	34,85
14	38,88	32,15	24,91	31,69	35,48	37,67
15	45,26	15,37	32,04	30,64	28,58	23,58
16	50,82	25,80	19,17	30,47	24,60	30,47
17	33,57	24,69	28,90	27,07	23,87	27,57
18	35,69	37,16	37,66	38,45	48,30	31,67
19	47,04	36,98	49,37	37,05	34,77	34,86
20	43,10	40,11	25,73	24,48	34,49	28,09
Ort	43,39	28,36	30,33	30,76	32,67	36,74
SD	43,39±6,30	28,36±7,36	30,33±7,69	30,76±5,92	32,67±7,04	36,74±7,71

**Çizelge 4.19:** Sağ femura ait  $D_{mean}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	20,80	4,79	9,37	13,26	11,84	12,30
2	15,40	6,51	4,42	5,36	9,45	10,69
3	17,64	2,89	9,67	9,95	12,38	14,23
4	25,01	5,84	11,03	18,11	14,95	11,55
5	23,44	10,43	13,85	16,09	16,21	17,08
6	19,54	2,89	7,52	11,37	13,48	9,11
7	17,11	2,98	6,09	13,51	9,41	10,63
8	34,09	9,02	14,84	22,49	23,64	17,87
9	31,72	7,53	18,75	18,75	14,88	15,88
10	26,22	7,15	12,59	14,87	19,52	22,86
11	32,05	7,86	10,56	13,83	11,89	15,17
12	18,67	2,82	6,14	10,95	13,06	13,9
13	25,18	6,05	7,01	17,24	13,17	17,06
14	17,02	7,07	14,12	12,85	17,55	8,74
15	27,92	4,08	6,31	7,78	13,14	11,91
16	28,75	3,66	6,51	13,55	13,55	7,09
17	17,22	4,11	5,82	7,93	10,71	12,69
18	15,08	6,15	11,10	8,70	14,60	13,81
19	22,08	7,50	16,55	7,44	11,25	24,11
20	21,60	15,19	8,19	12,67	11,72	13,51
Ort	22,82	6,22	10,02	12,83	13,82	14,00
SD	22,82±5,84	6,22±3,04	10,02±4,02	12,83±4,34	13,82±3,41	14,00±4,33

Sağ femura ait  $D_{max}$  dozları değerlendirildiğinde en yüksek değer 3D-CRT’de, en düşük tek ark VMAT’ta elde bulunmuştur. En yüksek  $D_{mean}$  dozu 3D-CRT’de, en düşük  $D_{mean}$  dozu tek arkVMAT’ta bulunmuştur. En yüksek  $D_{min}$  değeri 9 alan IMRT iken en düşük  $D_{min}$  değeri çift ark VMAT’ta elde edilmiştir.

**Çizelge 4.20:** 3D-CRT, IMRT ve VMAT teknikleri için ortalama sağ femur doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT	P
$D_{min}$	1,87±1,14	1,37±0,85	1,16±0,70	1,82±1,28	2,99±2,50	3,57±4,46	0
$D_{max}$	43,39±6,30	28,36±7,36	30,33±7,69	30,76±5,92	32,67±7,04	36,74±7,71	0
$D_{mean}$	22,82±5,84	6,22±3,04	10,02±4,02	12,83±4,34	13,82±3,41	14,00±4,33	0

İstatistiksel olarak sağ femura ait  $D_{mean}$ ,  $D_{min}$ , ve  $D_{max}$  değerlendirildiğinde tüm değerleri anlamlı çıkmıştır.

**Çizelge 4.21:** Sol femura ait  $D_{min}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	0,63	1,11	1,17	1,25	1,10	1,26
2	1,17	0,65	0,60	0,69	0,75	0,83
3	2,14	0,63	1,24	1,38	1,75	1,94
4	2,56	1,11	2,61	2,69	3,35	3,25
5	1,54	0,83	1,63	1,58	2,26	2,15
6	1,72	0,78	0,82	0,95	1,11	1,39
7	0,03	0,06	0,04	0,05	0,03	0,03
8	2,01	0,90	3,78	4,78	7,03	6,04
9	2,51	1,49	1,87	1,73	2,39	2,64
10	2,73	2,04	1,99	2,91	4,04	4,81
11	2,80	1,75	2,09	3,35	5,60	7,62
12	1,59	1,02	1,03	1,22	1,67	1,86
13	2,91	0,95	2,88	3,83	7,98	6,88
14	1,10	0,74	1,01	1,03	1,13	1,01
15	1,87	0,54	0,93	1,09	3,28	2,47
16	1,28	0,80	0,75	0,81	0,81	0,93
17	0,19	0,34	0,30	0,32	0,34	0,33
18	0,93	0,54	0,74	0,94	1,01	1,03
19	2,33	0,82	1,38	1,18	2,92	3,94
20	1,67	0,49	0,53	0,64	0,59	0,65
Ort	1,68	0,87	1,36	1,62	2,45	2,55
SD	1,68±0,84	0,87±0,46	1,36±0,93	1,62±1,24	2,45±2,22	2,55±2,21

**Çizelge 4.22:** Sol femura ait  $D_{max}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	38,11	32,43	25,39	32,32	25,16	44,89
2	53,39	26,76	20,68	40,41	17,88	31,93
3	38,79	35,79	29,06	45,90	26,30	27,15
4	58,71	32,53	22,93	42,43	34,11	46,14
5	57,62	45,42	40,37	59,66	39,64	50,72
6	49,73	38,84	32,04	48,26	31,98	41,88
7	35,38	30,31	30,82	48,53	38,01	43,08
8	47,30	49,92	44,93	44,91	43,09	50,36
9	34,14	34,10	28,52	45,87	29,53	39,22
10	73,33	32,54	42,78	36,30	34,45	43,64
11	50,64	37,34	43,30	49,08	34,23	44,29
12	32,15	25,08	26,29	38,96	28,45	43,63
13	41,75	23,74	23,54	37,70	25,54	35,89
14	44,97	41,60	26,59	40,18	32,66	37,06
15	44,47	25,56	31,69	41,67	32,66	27,31
16	55,37	26,41	28,93	47,99	34,96	34,96
17	59,62	33,13	30,42	35,04	36,80	50,37
18	45,22	46,62	37,40	36,67	40,20	35,95
19	41,49	35,30	46,19	38,73	43,35	36,47
20	43,10	34,40	37,63	47,43	41,26	35,67
Ort	47,26	34,39	32,47	42,90	33,51	40,03
SD	47,26±10,22	32,67±7,04	32,47±7,81	42,90±6,40	33,51±6,65	40,03±7,03

**Çizelge 4.23:** Sol femura ait  $D_{mean}$  değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	17,50	9,87	8,19	20,22	11,36	13,96
2	20,80	7,44	7,65	13,57	8,98	7,56
3	20,14	8,65	11,75	9,85	13,01	9,71
4	22,04	13,18	18,45	24,51	12,49	19,29
5	23,70	15,6	12,87	17,07	15,51	18,46
6	22,05	7,78	12,05	15,18	13,58	12,01
7	17,02	4,92	10,07	12,08	10,87	9,40
8	27,10	23,48	18,92	16,91	17,99	20,52
9	7,48	17,25	14,85	13,72	13,83	17,1
10	26,43	14,44	20,20	27,88	23,15	20,77
11	29,35	11,27	15,09	15,84	17,71	16,45
12	23,99	7,19	12,30	21,76	13,90	12,11
13	37,36	8,33	14,92	12,9	12,27	19,41
14	18,81	15,50	16,36	16,55	11,22	14,15
15	24,03	8,09	14,53	8,50	9,39	7,41
16	26,84	10,56	13,08	14,96	10,96	13,08
17	16,03	11,16	10,10	13,65	13,05	11,20
18	15,02	12,61	14,35	10,97	13,89	10,18
19	24,18	14,72	13,96	11,75	22,16	8,09
20	21,60	13,06	12,50	15,14	12,52	11,11
Ort	22,07	11,75	13,60	15,65	13,89	13,59
SD	22,07±6,19	11,75±4,35	13,60±3,31	15,65±3,31	13,89±3,78	13,59±4,45

Sol femura ait  $D_{max}$  dozları değerlendirildiğinde en yüksek değer 3D-CRT’de, en düşük 7 alanlı IMRT’de bulunmuştur. En yüksek  $D_{mean}$  dozu 3D-CRT’de, en düşük tek ve çift ark VMAT’ta bulunmuştur. En yüksek  $D_{min}$  değeri 3D-CRT’de iken en düşük  $D_{min}$  değeri tek ve çift ark VMAT’ta elde edilmiştir.

**Çizelge 4.24:** 3DCRT, IMRT ve VMAT teknikleri için ortalama sol femur doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT	P
$D_{min}$	1,68±0,84	0,87±0,46	1,36±0,93	1,62±1,24	2,45±2,22	2,55±2,21	000
$D_{max}$	47,26±10,22	32,67±7,04	32,47±7,81	42,90±6,40	33,51±6,65	40,03±7,03	000
$D_{mean}$	22,07±6,19	11,75±4,35	13,60±3,31	15,65±3,31	13,89±3,78	13,59±4,45	000

İstatistiksel olarak sol femura ait  $D_{mean}$ ,  $D_{min}$ ,  $D_{max}$  dozları değerlendirildiğinde tüm değerleri anlamlı çıkmıştır.

**Çizelge 4.25:** Mesaneye ait  $V_{65}$  doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	14,65	5,09	7,41	6,20	7,36	6,54
2	1,28	1,85	1,99	1,79	2,52	2,86
3	2,85	4,53	5,49	3,97	4,47	1,80
4	2,29	6,23	4,38	1,32	5,13	4,09
5	13,48	12,47	12,9	12,15	11,26	11,00
6	13,02	1,20	2,53	4,13	3,92	1,35
7	4,58	2,78	2,13	3,05	2,60	2,91
8	6,37	6,69	4,75	9,86	5,93	8,76
9	8,79	5,80	6,30	5,13	5,70	5,84
10	18,38	11,06	11,97	14,27	14,9	11,14
11	11,7	10,23	9,89	9,40	9,32	9,88
12	4,08	4,63	3,57	3,26	3,11	5,06
13	1,78	1,55	1,59	2,36	1,94	3,07
14	1,81	1,33	1,53	1,72	1,35	1,76
15	6,92	5,88	4,85	7,18	8,99	8,57
16	12,89	7,69	7,78	8,39	7,82	7,69
17	21,23	19,32	22,09	21,66	20,35	17,71
18	1,11	5,83	5,05	5,81	2,41	3,88
19	5,10	8,81	4,62	5,45	9,32	5,01
20	11,49	10,80	8,33	6,68	10,46	9,13
Ort	8,19	6,68	6,45	6,20	6,94	6,40
SD	8,19±60,06	6,68±4,50	6,45±4,92	6,68±4,98	6,94±4,82	6,40±4,12

**Çizelge 4.26:** Mesaneye ait V<sub>60</sub> doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	18,29	9,48	8,88	8,93	9,95	6,87
2	2,14	2,83	3,76	3,00	3,44	3,23
3	5,21	8,11	3,00	6,48	6,73	7,31
4	5,99	8,49	7,71	4,53	9,61	12,70
5	15,74	16,01	13,05	14,72	14,37	15,86
6	17,14	6,66	3,27	7,85	7,30	3,48
7	5,30	2,66	3,58	4,19	3,18	3,30
8	8,44	7,42	10,50	11,69	7,71	8,74
9	10,04	7,09	6,93	6,17	6,88	6,02
10	21,13	13,84	13,59	16,91	17,80	13,07
11	14,71	13,22	13,03	12,06	11,84	13,26
12	6,38	6,06	7,59	5,15	6,36	7,55
13	2,80	2,87	3,95	4,16	2,88	2,79
14	6,18	5,06	3,92	4,29	3,33	4,55
15	11,01	8,93	13,04	10,29	12,47	9,68
16	15,82	10,56	10,16	11,76	10,56	10,16
17	25,77	26,33	21,45	27,44	24,21	24,17
18	4,47	10,66	8,26	13,12	5,63	10,20
19	8,30	7,86	7,79	9,38	12,83	13,01
20	15,80	14,43	13,86	10,73	15,20	16,10
Ort	11,03	9,42	8,86	9,64	9,61	9,60
SD	11,03±6,62	9,42±5,50	8,86±4,80	9,64±4,80	9,61±5,49	9,60±5,43

**Çizelge 4.27:** Mesaneye ait V<sub>50</sub> doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	24,84	10,78	13,85	15,03	15,26	13,8
2	3,69	5,01	4,27	5,60	5,12	5,59
3	9,20	9,97	10,58	10,62	10,19	5,47
4	15,73	18,75	15,35	13,68	16,78	13,99
5	20,82	19,77	19,53	19,72	9,40	18,19
6	24,53	11,02	11,87	15,85	13,32	8,54
7	6,79	4,65	3,84	6,69	4,67	5,01
8	11,82	11,80	10,37	16,36	10,80	12,36
9	12,51	7,14	8,86	8,73	8,98	9,22
10	26,37	7,23	17,71	22,20	24,07	17,87
11	23,12	20,91	19,29	20,57	18,11	20,00
12	11,14	10,80	9,46	8,94	11,71	12,15
13	5,17	4,74	4,75	6,76	4,73	5,72
14	20,97	15,52	16,66	18,24	14,68	19,02
15	18,95	15,45	15,21	15,76	19,18	21,04
16	22,14	17,41	16,82	22,15	18,15	17,41
17	37,99	34,49	35,85	42,65	35,68	32,52
18	12,98	16,94	17,52	22,85	12,23	15,31
19	15,11	19,45	13,51	16,11	18,69	13,20
20	23,15	22,53	20,62	17,02	22,91	20,51
Ort	17,35	14,21	14,29	16,27	14,73	14,34
SD	17,35±8,47	14,21±7,42	14,29±7,19	16,27±8,24	14,21±7,42	14,73±7,48



**Çizelge 4.28:** Mesaneye ait  $V_{40}$  doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	31,72	15,61	19,36	22,18	21,68	19,12
2	5,74	6,90	6,06	7,62	7,06	7,87
3	12,04	12,37	13,07	13,61	12,98	8,28
4	22,14	24,18	20,63	20,12	22,44	18,84
5	23,63	22,05	21,63	22,49	21,71	20,69
6	31,87	15,18	15,95	22,19	18,09	13,11
7	8,86	6,98	5,63	10,02	6,53	7,46
8	15,92	15,59	13,72	26,21	14,52	15,27
9	15,26	10,05	11,07	11,50	11,38	11,98
10	32,51	23,02	22,08	32,09	32,74	23,65
11	32,47	25,56	23,21	26,26	22,33	23,89
12	15,21	14,33	13,28	12,65	16,12	16,37
13	7,20	6,78	6,78	9,41	6,95	8,37
14	33,12	23,18	24,97	33,38	21,43	26,98
15	26,83	21,88	21,45	22,83	26,53	32,04
16	29,64	28,32	26,80	29,64	28,31	28,32
17	48,69	44,58	46,52	54,86	46,37	43,22
18	2,66	24,86	24,96	34,24	19,46	23,00
19	23,16	25,90	18,97	23,72	25,50	19,14
20	30,64	29,65	26,78	23,05	30,84	27,27
Ort	22,46	19,84	19,14	22,90	20,64	19,74
SD	22,46±11,83	19,84±9,36	19,14±9,33	22,90±11,06	20,64±9,78	19,74±9,23

Mesaneye ait  $V_{65}$ , dozları değerlendirildiğinde en yüksek 3D-CRT, en düşük çift arka bulunmuştur.

Mesaneye ait  $V_{60}$  dozları değerlendirildiğinde en yüksek 3D-CRT, en düşük çift arka bulunmuştur.

Mesaneye ait  $V_{50}$ , dozları değerlendirildiğinde en yüksek 3D-CRT, en düşük tek arka bulunmuştur.

Mesaneye ait  $V_{40}$  dozları değerlendirildiğinde en yüksek 5 alan IMRT, en düşük çift arka bulunmuştur.

**Çizelge 4.29:** 3D-CRT, IMRT ve VMAT teknikleri için mesaneye ait ortalama  $V_{65}$ ,  $V_{60}$ ,  $V_{50}$ ,  $V_{40}$  doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT	P
$V_{65}$	8,19±60,06	6,68±4,50	6,45±4,92	6,68±4,98	6,94±4,82	6,40±4,12	0,47
$V_{60}$	11,03±6,62	9,42±5,50	8,86±4,80	9,64±4,80	9,61±5,49	9,60±5,43	0,53
$V_{50}$	17,35±8,47	14,21±7,42	14,29±7,19	16,27±8,24	14,21±7,42	14,73±7,48	0,06
$V_{40}$	22,46±11,83	19,84±9,36	19,14±9,33	22,90±11,06	20,64±9,78	19,74±9,23	0,04

İstatistiksel olarak mesane  $V_{65}$ ,  $V_{60}$ ,  $V_{50}$ ,  $V_{40}$  dozları değerlendirildiğinde  $V_{40}$  değeri anlamlı  $V_{65}$ ,  $V_{60}$ ,  $V_{50}$  değerleri anlamsız çıkmıştır.

**Çizelge 4.30:** Rektuma ait  $V_{65}$  doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	11,89	3,56	0,59	4,33	1,59	6,65
2	9,72	4,07	6,29	6,25	2,38	5,47
3	2,94	2,60	0,42	2,84	0,59	4,19
4	7,22	3,89	4,40	10,24	2,09	7,24
5	7,89	0,69	1,59	2,20	3,69	2,73
6	5,75	0,91	0,82	1,91	2,73	1,37
7	14,48	10,49	8,61	10,6	13,18	4,93
8	8,73	2,70	9,63	9,34	6,61	5,05
9	1,98	7,51	1,69	9,15	9,25	10,98
10	8,28	7,25	5,50	6,96	9,30	9,86
11	9,20	1,73	3,85	4,86	0,93	1,95
12	7,15	3,29	5,72	9,40	5,16	6,28
13	2,98	1,53	3,36	1,29	2,09	1,27
14	0,88	0,91	0,85	0,25	0,67	0,24
15	8,13	6,92	5,37	4,90	6,14	3,30
16	5,02	6,85	8,44	8,44	6,94	5,79
17	1,22	8,57	6,03	5,85	18,24	13,81
18	0,84	1,55	0,67	2,36	1,67	2,11
19	0,81	0,15	0,70	3,10	0,20	1,37
20	4,21	2,06	1,88	3,25	2,25	0,77
Ort	5,96	3,86	3,82	5,37	4,78	4,76
SD	5.96±3.94	3.86±3.01	3.82±3.00	5.37±3.25	4.78±4.72	4.76±3.65

**Çizelge 4.31:** Rektuma  $V_{60}$  doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	17,00	6,21	2,12	3,96	7,59	10,04
2	13,19	6,81	8,82	5,24	9,69	8,80
3	5,21	4,80	1,38	3,13	5,83	7,47
4	13,35	7,49	7,81	5,15	14,96	10,38
5	12,40	4,67	5,41	9,30	5,40	5,97
6	8,55	2,58	2,57	6,57	3,84	3,12
7	17,04	13,42	10,63	16,46	13,42	5,94
8	11,11	5,80	11,91	19,27	11,99	7,79
9	4,46	10,47	3,21	12,65	11,50	13,49
10	12,83	10,55	8,91	13,39	10,72	12,99
11	13,42	3,25	5,85	2,98	6,83	4,21
12	10,39	6,34	9,14	9,07	12,71	9,59
13	4,94	3,14	4,87	4,04	2,84	2,90
14	2,38	1,37	2,01	1,91	0,98	1,20
15	12,47	10,74	10,07	10,96	8,29	6,45
16	8,07	10,35	11,59	11,48	11,59	9,68
17	5,00	13,37	10,21	28,91	9,31	18,54
18	3,16	3,28	1,80	3,99	4,08	4,42
19	3,77	1,43	2,03	2,04	4,92	2,66
20	6,99	4,36	3,85	4,02	5,96	2,69
Ort	9,28	6,52	6,20	8,72	8,12	7,41
SD	9,28±4,61	6,52±3,78	6,20±3,71	8,72±6,89	8,12±3,89	7,41±4,39

**Çizelge 4.32:** Rektuma ait V<sub>50</sub> doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	31,38	12,09	6,70	9,70	15,25	17,97
2	22,07	12,47	13,91	11,32	15,55	15,58
3	13,95	11,45	4,99	11,40	11,93	13,09
4	23,76	13,75	12,75	12,76	22,74	15,56
5	24,35	13,29	11,40	19,24	11,81	12,52
6	15,62	7,05	6,32	14,60	8,02	7,08
7	23,93	23,65	16,34	29,66	21,48	7,98
8	17,90	10,22	16,38	28,85	17,46	12,77
9	19,79	16,22	7,40	21,64	13,12	18,11
10	23,53	18,24	15,21	20,63	19,22	19,19
11	24,34	6,34	9,23	8,040	10,26	8,36
12	21,92	13,33	15,36	17,07	18,75	16,92
13	10,41	7,20	8,90	12,58	7,16	7,09
14	27,97	10,77	17,09	17,46	13,71	14,84
15	23,43	18,32	18,95	20,64	15,66	12,93
16	19,07	18,51	19,49	24,82	19,49	17,76
17	18,62	27,4	22,02	50,43	19,37	29,21
18	10,84	7,11	4,71	8,78	7,54	9,25
19	16,76	4,79	5,98	8,66	9,16	6,56
20	16,20	10,45	9,61	8,84	13,56	7,18
Ort	20,29	13,13	12,13	17,85	14,56	13,49
SD	20,29±5,40	13,13±5,87	12,13±5,31	17,85±10,16	14,56±4,73	13,49±5,66

**Çizelge 4.33:** Rektuma e ait V<sub>40</sub> doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT
1	49,07	30,62	12,97	19,15	26,04	20,19
2	33,21	23,62	19,46	17,25	21,40	18,36
3	29,52	19,76	9,89	22,86	18,96	17,53
4	41,16	20,97	17,47	19,75	32,05	19,18
5	44,50	18,85	16,35	28,95	17,46	20,31
6	26,10	11,74	10,36	25,43	12,92	12,45
7	28,87	10,43	24,84	35,05	30,05	31,68
8	30,67	16,72	21,74	40,30	24,40	13,95
9	53,91	23,94	12,73	53,45	18,10	26,11
10	38,44	26,48	21,62	29,28	30,93	32,00
11	38,95	12,98	12,81	14,81	13,86	9,55
12	43,39	26,87	22,62	25,51	26,02	21,57
13	18,43	12,78	15,69	22,07	13,24	13,56
14	38,68	25,23	27,27	34,67	25,15	20,69
15	36,17	19,39	28,88	31,64	23,47	27,84
16	42,50	24,67	27,90	36,28	27,90	26,81
17	39,23	46,10	36,06	86,81	31,87	53,73
18	18,78	15,17	8,53	17,52	11,83	12,76
19	32,13	11,02	11,51	17,89	14,44	9,66
20	27,52	12,93	18,56	16,20	28,41	19,88
Ort	35,56	20,51	18,86	29,74	22,42	21,39
SD	35,56±9,27	20,51±8,53	18,86±7,45	29,74±16,60	22,42±6,87	21,39±10,10

Rektuma ait  $V_{65}$  dozu değerlendirildiğinde en yüksek 3D-CRT, en düşük çift ark VMAT planında bulunmuştur.

Rektuma ait  $V_{60}$ , dozu değerlendirildiğinde en yüksek 3D-CRT, en düşük çift ark VMAT planında bulunmuştur.

Rektuma ait  $V_{50}$  dozu değerlendirildiğinde en yüksek 3D-CRT, en düşük çift ark VMAT planında bulunmuştur.

Rektuma ait  $V_{40}$  dozu değerlendirildiğinde en yüksek 3D-CRT, en düşük çift ark VMAT planında bulunmuştur.

**Çizelge 4.34:** 3DCRT, IMRT ve VMAT teknikleri için rektum'a ait ortalama  $V_{65}$ ,  $V_{60}$ ,  $V_{50}$ ,  $V_{40}$  doz değerleri

	3D-CRT	TEK ARK	ÇİFT ARK	5 ALANLI IMRT	7 ALANLI IMRT	9 ALANLI IMRT	P
$V_{65}$	5.96±3.94	3.86±3.01	3.82±3.00	5.37±3.25	4.78±4.72	4.76±3.65	0.01
$V_{60}$	9,28±4,61	6,52±3,78	6,20±3,71	8,72±6,89	8,12±3,89	7,41±4,39	0,04
$V_{50}$	20,29±5,40	13,13±5,87	12,13±5,31	17,85±10,16	14,56±4,73	13,49±5,66	000
$V_{40}$	35,56±9,27	20,51±8,53	18,86±7,45	29,74±16,60	22,42±6,87	21,39±10,10	000

İstatistiksel olarak rektum  $V_{65}$ ,  $V_{60}$ ,  $V_{50}$ ,  $V_{40}$  dozları anlamlı çıkmıştır.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bilim ve teknoloji alanındaki gelişmeler ile birlikte kanser hastalarının sağkalım süresini arttıran tedavi yaklaşımları ortaya çıkmıştır. Bu gelişmeler sonucunda özellikle prostat kanserinde radyoterapi ile başarılı sonuçlara elde edilmektedir. Ancak tedavi sürecine bağlı olarak ortaya çıkan yan etkiler ve beraberinde görülen morbidite ve mortalite oranları dikkat gerektirmektedir. Bu kapsamda radyoterapinin temel amacı hedef hacime maksimum doz verilirken kritik ve riskli organ dozlarını minimumda tutmaktır.

Bu çalışma prostat kanseri radyoterapisinde 3D-CRT, VMAT ve IMRT tedavi yöntemlerinin PTV ve kritik organ dozları açısından karşılaştırarak en uygun radyoterapi tekniğini tespit etmek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya lokal ileri evre 20 prostat kanserli hasta dahil edilmiştir. Tek bir onkolog tarafından yapılan konturlamanın ardından her hasta için, 3D-CRT, VMAT ve IMRT tedavi planları yapılmıştır. Planlar iki fazda yapılmak üzere Faz 1’de 6 MV enerji ile 28 fraksiyonda 56Gy, Faz 2’de ise 6 MV enerji ile 10 fraksiyonda 20 Gy, toplamda 76 Gy doz dağılımı kullanılması hedeflenmiştir. Her bir plan için elde edilen doz volüm histogramında kritik organların (femur başları, penile bulb, rektum, mesane)  $D_{min}$ ,  $D_{mean}$ ,  $D_{max}$ ,  $V_{65(\%)}$ ,  $V_{60(\%)}$ ,  $V_{50(\%)}$ ,  $V_{45(\%)}$ ,  $V_{40(\%)}$ ,  $V_{30(\%)}$  dozları ve PTV’nin  $D_{mean}$ ,  $D_{max}$ ,  $D_{mean}$  değerleri incelenmiştir.

Bu çalışma sonucunda istatistiksel olarak PTV’nin  $D_{mean}$ ,  $D_{min}$ ,  $D_{max}$  dozları değerlendirildiğinde  $D_{max}$  ve  $D_{mean}$  değerleri anlamlı çıkmıştır.  $D_{min}$  değeri ise anlamsızdır. PTV dozları değerlendirildiğinde en yüksek  $D_{max}$  değeri tek ve çift arkta, en düşük  $D_{max}$  değeri ise 7 ve 9 alanlı IMRT ‘de bulunmuştur. En yüksek  $D_{mean}$  değeri çift arkta, en düşük 5 alanlı IMRT’de bulunmuştur. En yüksek  $D_{min}$  değeri çift ark iken en düşük  $D_{min}$  değeri 3D-CRT’de elde edilmiştir. Sale ve Moloney ‘in çalışmasında [58] sekiz post-prostatektomi yapılmış prostat kanserli hastada randomize şekilde konformal, IMRT ile tek ve çift ark VMAT planları uygulanmıştır. Bunun sonucunda tek ve çift ark VMAT, prostat vakaları için IMRT ile karşılaştırıldığında, hafif daha üstün dozimetri ile sonuçlanmıştır. Ayrıca Hem

VMAT hem de IMRT teknikleri, konformal planlarla karşılaştırıldığında üstün kritik doku koruması sağlamıştır. Çalışma bulgularımız bu çalışma ile uyum göstermektedir.

Quan ve arkadaşlarının çalışmasında [37] VMAT ve IMRT planlarının kalitesi 11 prostat kanserli hastada karşılaştırılmıştır. PTV en yüksek dozları VMAT planı ile tespit edilmiştir. Çalışma verilerimiz Quan ve arkadaşları ile uyumluluk göstermektedir.

Rosenthal ve arkadaşlarının çalışmasında [59] 24 lokalize prostat kanseri tedavisi almış olan hastada VMAT ve IMRT karşılaştırılmıştır. Bunun sonucunda VMAT planlarının, IMRT 'ye göre eşit ya da daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Hira'nın olgu çalışmasında (2014) IMRT ve VMAT 'nin dozimetrik karşılaştırılması yapıldığında IMRT ve VMAT'nin her ikisinin de prostat kanseri tedavisinde kabul edilir düzeyde etkili olduğu ancak VMAT 'nin daha iyi dozimetrik sonuç gösterdiği belirtilmiştir. Çalışmamızda, PTV maksimum dozları tek ve çift arkta sırası ile  $80,00 \pm 1,42$  ve  $80,00 \pm 1,35$  olarak bulunmuştur. 5, 7 ve 9 alan IMRT planlarında sırasıyla  $78,96 \pm 1,77$ ,  $78,78 \pm 1,95$  ve  $78,78 \pm 1,64$  değerleri elde edilmiştir. Ortalama dozlar incelendiğinde çift ve tek ark planlarında sırası ile  $75,05 \pm 3,33$  ve  $75,45 \pm 3,40$  elde edilirken 5, 7 ve 9 alan IMRT planlarında sırasıyla  $73,81 \pm 3,69$ ,  $74,21 \pm 3,28$  ve  $74,53 \pm 3,65$  değerleri bulunmuştur. Verilerimizde VMAT planlarında IMRT planlarına göre daha yüksek PTV dozları ve daha düşük riskli organ dozları elde edilmiştir ve literatür ile uyumluluk göstermektedir.

Hira'nın olgu çalışmasında [60] IMRT ve VMAT 'nin dozimetrik karşılaştırılması yapıldığında VMAT planlarında rektumun  $V_{50}$  değerlerinin IMRT planlarına göre daha iyi olduğu görülmüştür. Ali ve arkadaşlarının [61] 20 prostat kanserli hastada VMAT ve IMRT planlarını karşılaştırdığı çalışmada  $V_{20}$  değeri IMRT'de daha düşük olduğu,  $V_{50}$  ve  $V_{70}$  değerinin de VMAT için düşük olduğu saptanmıştır. Rosenthal ve arkadaşlarının [59] çalışmasında VMAT planlarında, yakın organlarda özellikle  $V_{40}$ 'da daha IMRT'den düşük dozlar elde ettikleri görülmüştür. Bulgularımızda rektumun  $V_{40}$  ve  $V_{50}$  değerleri VMAT planlarında IMRT planlarına göre anlamlı düzeyde düşük çıkmıştır. Çalışmamızın bu çalışmalar ile uyumlu olduğu görülmektedir.

Sale ve Molooney'in çalışmasına göre [58] IMRT ( $27,15\pm 8,24$ ) ve VMAT ( $28,16\pm 8,72$ ) planlarının 3D-CRT'ye ( $37,18\pm 6,26$ ) kıyasla rektumda daha düşük dozlar elde edilmiştir. Çalışmamızda VMAT ve IMRT planlarına ait rektum dozlarının 3D-CRT planlarına göre anlamlı düzeyde düşük olduğu görülmüştür. Çalışmamız Sale ve Moloney'in çalışması ile uyumludur.

Quan ve arkadaşlarının çalışmasında [37] VMAT ve IMRT planlarının kalitesi karşılaştırıldığında rektum açısından VMAT 'nin ortalama, maksimum ve minimum dozlarının daha iyi sonuç verdiği görülmüştür. Pancewicz-Janczuk ve arkadaşlarının çalışmasında [62] VMAT'nın tüm dozlarda ortalama değerinin rektum için daha azalmış olduğu görülmüştür. Yapmış olduğumuz çalışmada, rektumun VMAT planlarına ait maksimum, minimum ve ortalama dozları IMRT planlarından daha düşük bulunmuştur. Bulgularımız, bu çalışmalar ile uyumluluk göstermektedir.

Shapiro ve arkadaşlarının [63] 3D-CRT ve IMRT planlarını karşılaştırdığı çalışmasında  $V_{10}$ ,  $V_{30}$  maksimum doz ve mesane ortalama dozlarının 3D-CRT'ye kıyasla IMRT'de belirgin düzeyde daha düşük olduğu görülmüştür. Bu çalışma ile bulgularımız karşılaştırıldığında değerlendirildiğimiz dozlar  $V_{65}$ ,  $V_{60}$ ,  $V_{50}$  ve  $V_{40}$  olarak daha yüksek dozlardır. Ancak her iki çalışmada da IMRT'nin daha düşük doz elde edilmesi ile mesane koruyuculuğu lehine çıkması uyumluluk göstermektedir.

Pancewicz-Janczuk ve arkadaşlarının çalışmasında [62] mesanedeki doz alımı VMAT ve IMRT planlarının her ikisinde de benzer olduğu ancak VMAT ile oluşan 6 Gy 'lik azalma ile biraz daha koruyucu etkisi görülmüştür. Dolayısı ile her ne kadar IMRT ve VMAT 'de PTV dozu açısından etkileri benzer olsada sağlıklı dokunun aldığı dozu azaltması açısından VMAT 'nin daha iyi etki etmesi sonucu hastanın yaşam kalitesi açısından daha olumlu sonuçlar verdiği görülmüştür. Kopp ve arkadaşlarının [64] 292 prostat kanserli hastada VMAT ile 7-alan IMRT dozimetrik parametreler açısından karşılaştırdığı çalışmada mesanedeki ortalama doz değerleri tüm ölçülen hacimlerde (%5, %10, %15, %25, %35 ve %50) VMAT ile daha düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Çalışmamızda ortalama mesane dozları ve  $V_{65}$ ,  $V_{60}$ ,  $V_{50}$  ve  $V_{40}$  değerleri VMAT planlarında 3D-CRT ve IMRT planları ile kıyaslandığında daha düşük bulunmuştur. Çalışmamızın bu çalışmalar ile uyumlu olduğu görülmektedir.

Shapiro ve arkadaşlarının çalışmasında [63] sağ ve sol femur başları ortalama dozlarının 3D-CRT'ye kıyasla IMRT 'de belirgin düzeyde daha düşük olduğu

görülmüştür. Çalışmamızda IMRT'nin maksimum, minimum ve ortalama dozları 3D-CRT planlarına kıyasla anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. Bulgularımız, Shapiro ve arkadaşlarının bulguları ile uyumludur.

Sale ve Molooney'in çalışmasına göre [58] IMRT ve VMAT planlarının 3D-CRT 'ye kıyasla femur başlarında daha düşük dozlar elde edildiği görülmüştür. Ayrıca Tek ve çift-ark VMAT tekniklerinin femur başları için en uygun yöntem olduğu gösterilmiştir. Ali ve arkadaşlarının [61] VMAT ve IMRT planlarını karşılaştırması ile VMAT'nin femur başlarını daha iyi koruduğu sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda, sağ ve sol femur başları için her iki VMAT tekniği, IMRT ve 3D-CRT tekniğine göre daha avantajlı bulunmuştur. Bulgularımızın bu literatürler ile uyumludur.

Çalışmamızda penile bulb'a ait  $D_{max}$  dozları değerlendirildiğinde en yüksek değer 3D-CRT'de ve en düşük değer 9 alan IMRT'de bulunmuştur. En yüksek  $D_{mean}$  dozu 3D-CRT'de, en düşük  $D_{mean}$  dozu ise 5 alanlı IMRT'de bulunmuştur. En yüksek  $D_{min}$  değeri 3D-CRT'de iken en düşük  $D_{min}$  değeri 9 alan IMRT'de elde edilmiştir. Kao ve arkadaşlarının [65] 10 prostat kanserli hastada IMRT ve 3D-CRT uygulamasının 74 Gy'lik etkisinin penile bulbda değerlendirmesi sonucunda IMRT'nin penile bulb ortalama dozunun 3D-CRT 'ye göre daha az olduğu görülmüştür. Araştırmamızda IMRT planlarında elde edilen penile bulb dozunun 3D-CRT planlarından daha düşük çıkması, literatür ile uyumlu olduğunu göstermektedir.

Weber ve arkadaşlarının çalışmasında [66] VMAT ve IMRT tekniklerini 56 Gy'lik dozda karşılaştırması sonucunda IMRT planlarında penile bulb üzerinde daha düşük dozlar elde edilmiştir. Çalışmamız, Weber ve arkadaşları ile uyumludur.

Sonuç olarak, VMAT planlarında PTV dozlarında 3D-CRT ve IMRT planlarına göre daha yüksek doz elde edilmiştir. Yukarıda verilen literatür örnekleri ile çalışma bulgularımız uyum göstermektedir. Ancak farklı sonuçların görüldüğü literatürde yer alan çalışmalar planlama metotları, örneklem büyüklüğü ve diğer nedenlere bağlı olarak karşımıza çıkabilmektedir. Mesane, rektum ve femur başları değerlendirildiğinde VMAT planları IMRT ve 3D-CRT planlarına göre daha düşük doz eldesi ile avantajlı çıkmıştır. Prostat kanseri radyoterapisinde radyasyondan sıklıkla etkilenen bu kritik ve sağlıklı dokular için VMAT'nin koruyucu etkisi planlama sırasında dikkate alınması gereken bir durum teşkil etmektedir. Penile bulb



dozlarında ise VMAT ve IMRT teknikleri 3D-CRT tekniğinden önemli ölçüde avantajlı olduğu görülmüştür. Eretil disfonksiyon gibi hastanın yaşam kalitesini önemli ölçüde azaltan penile bulbın aldığı radyasyon dozunu en aza indirmek konusunda tedavi planlaması sırasında VMAT ve IMRT tekniklerinin ön planda tutulması önerilmektedir. Her iki yaklaşımın önerilmesinin nedeni IMRT planlarında penile bulb dozlarının VMAT'a göre avantajlı gözükse de neredeyse benzer sonuçlar gösteriyor olmasıdır. Ayrıca radyoterapide tedavi uzamasının, tümör klonojenlerinin hızlandırılmış şekilde yeniden oluşturulmasına neden olarak zararlı bir etken teşkil ettiğine inanılmaktadır. Bu nedenle VMAT'ın IMRT ve 3D-CRT'ye göre çok daha kısa tedavi süresine sahip olması prostat kanseri tedavisinde VMAT yönteminin IMRT ve 3D-CRT yöntemlerine göre daha etkili olduğunu ve hasta açısından daha avantajlı olduğunu göstermektedir.



## KAYNAKLAR

- [1] **American Cancer Society.** (2016). About Prostate Cancer, <https://www.cancer.org/content/dam/CRC/PDF/Public/8793.00.pdf>, Erişim tarihi: 03.07.2017.
- [2] **Yuri, P., Rochadi, S. ve Danarto, R.** (2016). A Device for Predicting Prostate Cancer Risk: A Logistic Regression. *J Pros Canc*, 1(111), 1-5.
- [3] **Yazıcı, A.** (2011). Prostat Kanseri Tedavisinde Konformal ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, *Yüksek Lisans Tezi*, Ankara.
- [4] **Tanıdır, Y. ve Türkeri, L.N.** (2012). Prostat kanserinde primer küratif tedavi olarak uygulanan radyoterapi sonrası nükslerin tedavisi. *Üroonkoloji Bülteni*, 11(2), 134-141.
- [5] **Küçükulu, M.** (2012). Prostat Kanseri için Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi ile Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- [6] **Taşkın, Y.** (2008). Vezikula Seminalisteki Epitelyal Atipide Virüslerin Rolü. Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi Patoloji ABD., Uzmanlık Tezi, Elazığ
- [7] **Zorba, P.** (2012). Radyoterapi Alan Bireylerin Uyku Kalitesi ve Yorgunluk Düzeyi Arasındaki İlişkinin Belirlenmesi. Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek lisans tezi, Kayseri.
- [8] **Geinitz H ve Roach M.** (2015). Radiotherapy in Prostate Cancer: Innovative Techniques and Current Controversies. Springer, Berlin.
- [9] **Cantürk vd.** (2017). Endometrium, serviks ve larinks kanserlerinin yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde doz homojenite indeksinin kantitatif olarak değerlendirilmesi ve homojenite indeks değerlerinin karşılaştırılması. *BAUN Fen Bil. Enst. Dergisi*, 19(3) Özel Sayı, 135-140
- [10] **Soykut E.D, Dizman A ve Güney Y.Y.** (2014). Uveal Malign Melanomlarda Stereotaktik Radyoterapi. *TJO* 44; Özel Sayı. 35-43.
- [11] **Bucci M.K, Bevan A ve Roach M.** (2005). Advances in Radiation Therapy: Conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and Beyond. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*. 55(2), 117-34.
- [12] **İbişoğlu.** Erken Evre Sol Meme Kanserlerinde Alan İçinde Alan Konformal Radyoterapi (Field İn Field-KRT), Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (TYART), İki Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (TVMAT) Ve Sürekli Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (CVMAT) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Özelliklerinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi
- [13] **Aral, Ş.B.** (2013). Prostat Kanserinin Konformal Radyoterapi ve Cyberknife Robotik Radyocerrahi ile Tedavilerinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara.

- [14] **Çobanoğlu, G.** (2011). Lineer Hızlandırıcıların Özellikleri ve Radyoterapide Kullanılması. Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Konya.
- [15] **Dalsuna, S.** (2007). Prostat Kanseri Tedavisinde Konvansiyonel ve Konformal Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara.
- [16] **Kamber, A ve Sabuncu, H.** (2015). Prostat Kanseri Hastaların Demografik Özellikleri. *Florence Nightingale Hemşirelik Dergisi*, 9 (38), 133-137. Retrieved from <http://dergipark.gov.tr/fnjn/issue/9041/112737>
- [17] **Akbaş, Ç.** (2013). Prostat Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniğine Canlı Ortam Doz Ölçümünün Katkısı. Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Antalya.
- [18] **Meister, K., Morgan, J. W., Beeles, T. A., ve Le, K. Y.** (2002). Risk Factors for Prostate Cancer. American Council on Science and Health
- [19] **İnkaya, A.** (2017). Prostat Kanseri Robotik Ve Laparoskopik Radikal Prostatektominin Onkolojik Ve Fonksiyonel Sonuçlarının Karşılaştırılması. *Uzmanlık Tezi*. Sağlık Bilimleri Üniversitesi, İstanbul.
- [21] **Güneyli, O.** (2013). Prostat Kanseri Hastalarda Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Uygulamasında Flattening Filter Kullanılan ve Kullanılmayan Planların Karşılaştırılması. Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul.
- [22] **Sandblom, G., Varenhorst, E., Rosell, J., Löfman, O., ve Carlsson, P.** (2011). Randomised prostate cancer screening trial: 20 year follow-up. *British Medical Journal*. (342), d1539.
- [23] **Okçelik vd.** (2016). Prostat kanseri tanısında manyetik rezonans görüntüleme yöntemlerinden hangisi daha faydalıdır?
- [24] **Zaytoun, O. M., ve Jones, J. S.** (2011). Prostate cancer detection after a negative prostate biopsy: lessons learnt in the Cleveland Clinic experience. *International Journal of Urology*, 18(8), 557-568.
- [25] **Kufe D, Weichselbaum R.** (2003). Radiation therapy: activation for gene transcription and the development of genetic radiotherapy-therapeutic strategies in oncology. *Cancer Biol Ther*; 2(4), 326-9.
- [26] **Üzümlü, E.** (2015). Prostat Kanseri Farklı Işınlama Tekniklerinin Hedef Volüm Ve Riskli Organ Dozları Üzerine Etkilerinin Araştırılması, Yüksek Lisans Tezi.
- [27] **Acar, C.** (2011). 5 yıllık radikal prostatektomi serimizin post-operatif komplikasyon ve yaşam kalitelerinin değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi
- [28] **Var, G.** (2016). Sol Meme Kanseri Hastaların Radyoterapisinde Derin İncirium Tekniği İle Kalp-Akciğer Dozlarının Ve Klinik Pnömoni Oranının Araştırılması Yüksek Lisans Tezi.
- [29] **Parlak GE.** (2011). Prostat Kanseri Kullanılan Bazı Kemoterapi İlaçlarının Oluşturduğu Hücre Toksisitesine Karşı Lizofosfatidik Asidin Etkisi Yüksek Lisans Tezi.
- [30] **Hayar, M.** (2013). Rektum Kanseri Tanısı ile Pelvis Bölgesine Radyoterapi Alan Hastalarda Sakral Vertebra ve Femur Dansitesindeki Değişimin Dansitometri ve Bilgisayarlı Tomografi ile İncelenmesi. Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi ABD. Uzmanlık Tezi, Edirne.

- [31] **Yıldız, E.** (2014).Kraniospinal radyoterapide konformal ve yoğunluk ayarlı ark tedavi tekniklerinin dozimetrik olarak karşılaştırılması. *Turkish Journal of Oncology*, 44, 35-42.
- [32] **Dickey FM, Weichman LS, Shagam.** (2000). Laser Beam Shaping Techniques. <https://www.osti.gov/servlets/purl/752659/>
- [33] **Bakiu, E., Telhaj, E., Kozma, E., Ruçi, F., ve Malkaj, P.** (2013). Comparison of 3D CRT and IMRT Treatment Plans. *Acta Informatica Medica*, 21(3), 211–212. <http://doi.org/10.5455/aim.2013.21.211-212>
- [34] **Yim, J., Suttie, C., Bromley, R., Morgia, M., ve Lamoury, G.** (2015). Intensity modulated radiotherapy and 3D conformal radiotherapy for whole breast irradiation: a comparative dosimetric study and introduction of a novel qualitative index for plan evaluation, the normal tissue index. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 62(3), 184–191. <http://doi.org/10.1002/jmrs.126>
- [35] **Yıldırım, Ö.** (2013). Serviks ve endometrium kanseri tedavisinde 3 boyutlu konformal radyoterapinin akut yan etkilerinin değerlendirilmesi ve 3 boyutlu konformal radyoterapi ile yoğunluk ayarlı radyoterapi tedavi tekniklerinin (planlamalarının) dozimetrik olarak karşılaştırılması. Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği, Uzmanlık Tezi, Denizli.
- [36] **Martin JM, Frantzis J, Eade T, Chung P.**(2010). Clinician’s guide to prostate IMRT plan assessment and optimisation. *J Med Imaging Radiat Oncol*, 54(6), 569-75
- [37] **Webb S.** (2003). The physical basic of IMRT and inverse planning. *British Journal of Radiology*, 76(9), 678-689.
- [38] **Quan, E. M., Li, X., Li, Y., Wang, X., Kudchadker, R. J., Johnson, J. L., ... Zhang, X.** (2012). A comprehensive comparison of IMRT and VMAT plan quality for prostate cancer treatment. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 83(4), 1169–1178. <http://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2011.09.015>
- [39] **Khan, F.M.** (2010). *The Physics of Radiation Therapy*, The, Fourth Edition Lippincott Williams & Wilkins, 2010 - 531 sayfa
- [40] **Purdy JA.** (2004). Current ICRU definitions of volumes: limitations and future directions. *Seminars in Radiation Oncology*, 14(1), 27-40
- [41] **Baskar R, Lee K, Yeo R ve Yeoh KW.** (2012). Cancer and Radiation Therapy: Current advances and future directions. *International journal of medical sciences*, 9(3), 193-199
- [42] **Collen EB, Mayer MN.** (2006). Acute effects of radiation treatment: Skin reactions. *The Canadian Veterinary Journal*, 47(9), 931-935.
- [43] **Hanna Y.M, Baglan K.L, Stromberg J.S, Vicini F.A, A Decker D.** (2002). Acute and subacute toxicity associated with concurrent adjuvant radiation therapy and paclitaxel in primary breast cancer therapy. *Breast J*, 8(3), 149-53.
- [44] **Johannesen TB, Rasmussen K, Winther FØ, Halvorsen U, Lote K.** (2002). Late radiation effects on hearing, vestibular function, and taste in brain tumor patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 53(1), 86-90.
- [45] **Akın, M.** (2012). Postoperatif radyoterapi uygulanan prostat kanserli olgularda planlama ile tedavi sırasındaki mesane ve rektum dozlarının doz volüm histogramlarına göre karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi ABD., Uzmanlık Tezi, İstanbul.

- [46] <http://www.drkemalbulut.com/ru/node/139>
- [47] **Akıncı, T.** (2011). Mesane ve Prostat Kanserlerinde Perfüzyon Bilgisayarlı Tomografi İncelemesinin Etkinliği. Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji ABD., Uzmanlık Tezi, İstanbul
- [48] **American Society of Clinical Oncology endorses EAU Guideline on Muscle-Invasive and Metastatic Bladder Cancer.** Adres: [uroweb.org/american-society-of-clinical-oncology-endorses-eau-guideline-on-muscle-invasive-and-metastatic-bladder-cancer/](http://uroweb.org/american-society-of-clinical-oncology-endorses-eau-guideline-on-muscle-invasive-and-metastatic-bladder-cancer/), alındığı tarih: 20.08.2017
- [49] **Enker, W.E.** (1996). Sphincter preserving operations for rectal cancer. *Oncology* (11):1673, Adres: <http://www.cancernetwork.com/oncology-journal/sphincter-preservingoperations-rectal-cancer>, alındığı tarih: 20.08.2017
- [50] **Rzazade, R.** (2015). Rektum Kanserinde Neoadjuvan Kemoradyoterapi Cevabına Etkili Prognostik Faktörler. Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi RadyasyonOnkolojisi ABD., Uzmanlık Tezi, İstanbul.
- [52] **What is Prostate Cancer? Urology Care Foundation.** Adres: <http://www.urologyhealth.org/urologic-conditions/prostate-cancer/printable-version>
- [53] **Wallner KE, Merrick GS, Benson ML, Butler WM, Maki J, Tollenaar BG.** (2002). Penile bulb imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 53(4), 928-33.
- [54] **Perna, L, Cozzarini, C, Maggiulli, E, vd.,** (2011). Inter-observer variability in contouring the penile bulb on CT images for prostate cancer treatment planning. *Radiation Oncology*, 6, 123.
- [55] **Khalil, MA, Eltaype, ME.** (2000). The Role of Simulator In Radiation Therapy Planning. Sudan University of Science and Technology College of Medical Radiological Sciences Radiation Therapy and Nuclear Medicine Department. *Thesis*
- [56] **Sarali, Y.** (2015). Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Teknikleriyle Batın Bölgesi Işınlamalarında Alan Dışı Dozların Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul.
- [57] **Michalski J, Purdy J, Bruner DW, Amin M.** (2014). RTOG 0126: Phase II Randomized Study Of High Dose 3d-Crt/Imrt Versus Standard Dose 3D-CRT/IMRT In Patients Treated For Localized Prostate Cancer. NRG Oncology Protocol.
- [58] **Dinçbaş, F.Ö.** *Konformal Radyoterapide Yan Etkiler.* Adres: [https://kanser.org/saglik/upload/18\\_UKK/Konformal\\_Radyoterapide\\_Yan\\_Etkiler%23Fazilet\\_Dincbas.pdf](https://kanser.org/saglik/upload/18_UKK/Konformal_Radyoterapide_Yan_Etkiler%23Fazilet_Dincbas.pdf), alındığı tarih: 15.12.2017
- [59] **Sale C, Moloney P.** (2011). Dose comparisons for conformal, IMRT and VMAT prostate plans. *J Med Imaging Radiat Oncol.* 55(6), 611-21.
- [60] **Rosenthal SA, Wu C, Mangat JK, Tunnicliff J, Chang GC, Dutton SC, Goldsmith BJ, Leibenhaut MH, Logsdon MD, Asche DR.** (2010). Comparison of Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) vs. Fixed Field Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Techniques for the Treatment of Localized Prostate Cancer. *Proceedings of the 52nd Annual ASTRO Meeting.* S755 – p3229.

- [61] **Hira, T.**(2014). Dosimetric Comparison between the Intensity Modulated Radiation Therapy and Volumetric Modulated arc Therapy for Prostate Cancer- A Case Study. *American Journal of Medical Case Reports*, 2(1), 1-3.
- [62] **Ali A.M, Babaiah M, Madhusudhan N, George G.** (2014). Comparative dosimetric analysis of IMRT and VMAT (RapidArc) in brain, head and neck, breast and prostate malignancies. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*. 3. 03019. 10.14319/ijcto.0301.9.
- [63] **Pancewicz-Janczuk B, Bruns J, Filipowski T.** (2013). A planning comparison study of VMAT and IMRT for prostate cancer. *2nd ESTRO forum*. P.5451 poster presentation.
- [64] **Shapiro R, Zook J, Bartlett G, Hoene T, Das I, Ko S.** (2010). Dose-volume Comparison of 3D-conformal Radiation Therapy (3D-CRT) and Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) for Salvage or Adjuvant Treatment of the Prostatic Bed. Proceedings of the 52nd Annual ASTRO Meeting. S755 – p3230.
- [65] **Kopp R, Duff M, Catalfamo F, Shah D, Rajewski M, Ahmad K.** (2011). VMAT vs 7-Field-IMRT: Assessing the dosimetric parameters of prostate cancer treatment with a-292 patient sample. **Medical Dosimetry**. 36(4), 365-372.
- [66] **Kao J, Turian J, Meyers A, Hamilton RJ, Smith B, Vijayakumar S, Jani AB.** (2004). Sparing of the penile bulb and proximal penile structures with intensity-modulated radiation therapy for prostate cancer. *Br J Radiol*. 77(914), 129-36.
- [67] **Weber DC, Wang H, Cozzi L, Dipasquale G, Khan HG, Ratib O, et al.**(2009). RapidArc, intensity modulated photon and proton techniques for recurrent prostate cancer in previously irradiated patients: a treatment planning comparison study. *Radiat Oncol*;4:34.





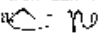
## **EKLER**

**EK A:** Klinik araştırmalar etik kurul kararı

**EK B:** Dumlupınar Üniverstesi klinik araştırmalar etik kurulu

## EK A: Klinik araştırmalar etik kurul kararı

KLİNİK ARAŐTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU				
ARAŞTIRMANIN ADI		Prostat Kanseri Hastalarında Uç Boyutlu Konformal Radyoterapi, Volümetrik Ayarlı Ağız Açıcı Tedavi ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Hedef Ve Kollik Organ Dozları Bakımından Karşılaştırılması		
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU				
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarifi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	01.07.2018		Türkiye <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BELGELENDİRİLMİŐ GÖNÜLLÜ OLAR FORMU			Türkiye <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkiye <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŐÜRÜ			Türkiye <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SİGORTA			
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ			
	BIYÖLOJİK MATERYAL TRANSFER FORMU			
	İLAN			
	YILLIK BİLDİRİM			
	SONU RAPORU			
GÜVENLİLİK BİLDİRMELERİ				
DİĞER				
	Karar No:2018-01/5	Tarih: 10.01.2017		
KARAR BİLGİLERİ	Başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiŐ ve uygun bulunmuş olan araştırmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde <b>etik ve bilimsel salama bulunmadığına</b> , çağrılarını sonlandıran raporunun Etik Kurul Başkanlığına iletilmesi ve oy birliği ile karar verildiğidir.			
	(İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yazılan araştırmacı/çalışanlar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumunun izin alınması gerekmektedir.)			

Etik Kurul Başkanı  
Prof.Dr.Nadir YILDIRIM  
İmza: 

## EK B: Dumlupınar Üniversitesi klinik araştırmalar etik kurulu

L.C.

DEĞİŞİKLİK ÖNERİSİ  
KILIN KAYAŞTIRMA VE EHLİKLİK İZİNİ

Sayı 3015-K-ABK-8/2018 - 03

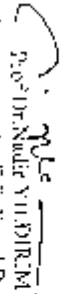
16.01/2018

Konuyu Başvurunun Değerlendirilmesi

Sayın Üye, Dr. Mustafa Gürbüz ÇİTİAŞLIN  
Radyasyon Onkolojisi Uzmanı

Klinik Akademi Kurulunuzun 16.01.2018 tarihinde yapılan toplantıda "Presan Kanseri Hastalarında Uç Boylu Konformal Radyoterapi, Vektörel Ayarlı Ate Terapi ve Yığılım Ayarlı Radyoterapi Planları Üzerine Hedef ve Kritik Organ Dolağı Bakımından Karşılaştırılması" ve "Mikrodalga Sürümlü Radyoterapi Uygulanmış Meme Kanseri Hastalarında T1c, YAKLI, YMA T1 Hastası Yöntemlerinin Hedef ve Kritik Organ Dolağı Bakımından Değerlendirilmesi" konularında konuşulan konularla ilgili olarak aşağıdaki bilgileri rica ederim.

Gereğini bilgilerinize rica ederim.

  
Dr. Nadir YILDIRIM  
Klinik Akademi Etiler Kurul Başkanı

Hizmet Akademi Kurul Formu

Formun Yatırım Sayısı Ziraat No: 190279, 66305 0149



## ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad** : İdil Merve MUZAYIK  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 23.03.1991  
**E-posta** : idilmuzayik@gmail.com

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2015, İstanbul Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü

### MESLEKİ DENEYİMLER VE ÖDÜLLER:

- 2014-2016, TTBOOM, Analist
- 2017-, Gebze MedicalPark Hastanesi, Uzm. Fizikçi

### TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

Muzayık İ., Temizyürek K., Var G., Çinkaya A. 2017. Prostat Kanseri Tedavisinde Farklı Planlama Tekniklerinin Karşılaştırılması. Uluslararası Katılımlı 12. Radyoteknoloji Kongresi ve Eğitim Seminerleri, 23-26 Nisan, Antalya, Türkiye.

