



T.C.

ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI İGRT YÖNTEMLERİNİN 6 BOYUT DÜZELTME
DEĞERİ DOĞRULUĞUNUN KARŞILAŞTIRILMASI**

ŞEYMA ÇAVDAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Meriç Şengöz

İSTANBUL-2019



T.C.

ACIBADEM MEHMET ALI AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI İGRT YÖNTEMLERİNİN 6 BOYUT DÜZELTME
DEĞERİ DOĞRULUĞUNUN KARŞILAŞTIRILMASI**

ŞEYMA ÇAVDAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Meriç Şengöz

İSTANBUL-2019

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

ŞEYMA ÇAVDAR



İTHAF

Bu tez çalışmasını sevgili babam Şahin ÇAVDAR' a ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince tüm ilgi ve nezaketinden dolayı tez danışmanım değerli hocam Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ' e

Tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen ve klinikte bulunduğum süre boyunca desteğiyle her zaman yanımda olan tez danışmanım değerli hocam Uzm. Fiz. Gökhan AYDIN' a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini bize aktaran, her türlü konuda bilgi ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Enis ÖZYAR' a, Prof. Dr. Banu ATALAR' a, Uzm. Fiz. Bülent YAPICI' ya ve Uzm. Fiz. Görkem GÜNGÖR' e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca desteklerini bizden esirgemeyen değerli hocalarım Dr. Bilgehan ŞAHİN ve Dr. Teuta ZOTO MUSTAFAYEV' e,

Tüm yüksek lisans eğitimi boyunca dostluğunu bizden esirgemeyen, her konuda rahatça fikir alışverişinde bulunabildiğim Uzm. Fiz. Mehmet Orbay ASKEROĞLU'na,

Yüksek lisans eğitimimde klinikte bulunduğum sürece gösterdikleri ilgiden dolayı tüm tekniker arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında yanımda olan canım annem Elmas Çavdar 'a ve her an desteklerini hissettiğim tüm geniş aileme,

Yaşamıma renk kattıkları için teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEŞEKKÜR	iii
ŞEKİLLER LİSTESİ	vi
TABLolar LİSTESİ	vii
KISALTMALAR VE SİMGELER	viii
ÖZET	1
SUMMARY	2
1.GİRİŞ VE AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Prostat Kanseri	6
2.1.1. Lokalize prostat kanseri	8
2.1.2. Lokal ileri prostat kanseri	8
2.2. Görüntü Rehberliğinde Prostat Radyoterapisi	9
2.2.1. IGRT nedir?	9
2.2.2. Görüntü rehberliğinde radyoterapi uygulamalarında kullanılan sistemler .	9
2.2.2.1. Elektronik portal görüntüleme sistemi	9
2.2.2.2. kV-kV görüntüleme sistemleri	12
2.2.2.3. Hacimsel görüntüleme yöntemleri	12
2.2.2.3.1. Kilovoltage Cone Beam CT (kV CBCT)	12
2.2.2.3.2. Megavoltage CT (MV CT)	13
2.2.2.3.2.1. Tek dilim(Single slice) tekniği.....	13
2.2.2.3.2.2. Cone-Beam MVCT	14
2.2.2.3.2.3. Tomoterapi Helikal MVCT.....	14
2.2.2.4. Radyografik olmayan görüntüleme yöntemleri	15
2.2.2.4.1. Ultrasound görüntüleme.....	15
2.2.2.4.2. Stereoskopik optik yüzey görüntüleme(OYG)-Video tabanlı 3B optik yüzey görüntüleme.....	15
2.2.2.4.3. Gerçek zamanlı elektromanyetik lokalizasyon ve takip sistemleri (Calypso takip sistemi).....	16
2.2.2.4.4. RayPilot® prostat takip sistemi	16

2.2.2.5. Set-up hataları	17
2.2.2.5.1. Brüt hata	17
2.2.2.5.2. Sistematik hata	17
2.2.2.5.3. Rastgele hata	18
2.2.2.6. PTV marjının hesaplanması	19
2.2.2.6.1. Amsterdam protokolü	19
2.2.2.6.2. Rotterdam protokolü	19
3. GEREÇ VE YÖNTEM	21
3.1. Araç ve gereç	21
3.1.1. Varian Truebeam™ lineer hızlandırıcı cihazı.....	21
3.1.2. Varian Eclipse® tedavi planlama sistemi	22
3.1.3. Offline Review	22
3.2. Yöntem	22
3.2.1. Hasta özellikleri	22
3.2.2. BT simülâtör ve hasta immobilizasyonu	23
3.2.3. Kontrolama ve tedavi planlarına ilişkin veriler	23
3.2.4. Tedavide uygulanan IGRT yöntemleri	25
3.2.5. Görüntülerin değerlendirme süreci-Offline Review	25
3.2.6. Set-up hatalarının hesaplanması	27
4. BULGULAR	29
4.1. kV-kV ve kV-CBCT Analizlerine Göre Ortalama,Sistematik Ve Rastgele Hata Değerleri	29
4.2. Veri Analizi	32
5. TARTIŞMA	36
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	42
7. KAYNAKLAR	44
.....	47
ÖZGEÇMİŞ.....	50

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Prostat anatomisi.....	7
Şekil 2.2. Varian Truebeam lineer hızlandırıcı cihazı EPID ve kV CBCT sistemleri	10
Şekil 3.1. Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Oluşturulmuş Prostat Tedavi Planı.	25
Şekil 3.2. Offline Review' da 6 boyutlu kV-kV otomatik eşleştirme.....	26
Şekil 3.3. Offline Review' dan alınan 6 boyutlu kV-CBCT eşleştirme.....	27



TABLolar LİSTESİ

Tablo 3.1. Prostat Kanseri için doz sınırlamaları	24
Tablo 4.1.1. 4 boyutlu kV-kV kaydırmalarından elde edilen ortalama, sistematik ve rastgele hata değerleri	29
Tablo 4.1.2. 6 boyutlu kV-kV kaydırmalarından elde edilen ortalama, sistematik ve rastgele hata değerleri	30
Tablo 4.1.3. 4 boyutlu kV-CBCT kaydırmalarından elde edilen ortalama, sistematik ve rastgele hata değerleri.....	30
Tablo 4.1.4. 6 boyutlu kV-CBCT kaydırmalarından elde edilen ortalama, sistematik ve rastgele hata değerleri.....	31
Tablo 4.2.1. 6 boyutlu kV-kV ve 4 boyutlu kV-kV masa kaydırma değerlerinin farklarının ortalamaları.....	32
Tablo 4.2.2. 6 Boyutlu CBCT ve 4 boyutlu CBCT masa kaydırma değerlerinin farklarının ortalamaları.....	33
Tablo 4.2.3. 6 boyutlu kV-CBCT ve kV-kV masa kaydırma değerlerinin farklarının ortalamaları	34
Tablo 4.2.4. 4 boyutlu CBCT ve kV masa kaydırma değerlerinin farklarının ortalamaları	35

KISALTMALAR VE SİMGELER

3DCRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

4D: 4 Dimensional (Boyutlu)

6D: 6 Dimensional (Boyutlu)

AP: Anterior Posterior

aSi: Amorf Silikon

CBCT: Cone Beam Computed Tomography

CT: Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)

CTV: Klinik Hedef Hacmi (Clinical Target Volume)

DRR: Digitally Reconstructed Radiograph

Dmax: Maksimum Doz

EPID: Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (Electronic Portal Imaging Device)

eRB: Endorektal Balon

FFF: Filtresiz Demet (Flattening Filter Free)

HD: High Definition

HDR: High Dose Rate

IGRT: Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (Image Guided Radiotherapy)

IMAT: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapisi (Intensity Modulated Arc Therapy)

IMRT: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy)

kV: Kilo Volt

kV-CBCT: Kilovoltage Cone-Beam Computed Tomography

LAT: Lateral

LONG: Longitudinal

LR: Left Right

MLC: Çok Yapraklı Kolimatör (Multileaf Collimator)

MR: Manyetik Rezonans

MU: Monitor Unit

MV: Mega Volt

OBI: On Board Imager

PET: Pozitron Emisyon Tomografisi

PTV: Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)

PV: Portal Vision

σ : Rastgele Hata

ROI: Region of Interest

RT: Radyoterapi

RTN: Rotation

RTOG: Radiation Therapy Oncology Group

SBRT: Stereotaktik Beden Radyoterapisi

Set-up: Kurulum

Σ : Sistemik Hata

SSD: Source Skin Distance

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

US: Ultrasound Görüntüleme

VMAT: Volumetrik Ark Terapi (Volumetric Modulated Arc Therapy)

VRT: Vertikal



ÖZET

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte görüntü kılavuzluğunda radyoterapinin önemi artmıştır. Bu tez çalışmasında VMAT tekniği kullanılarak tedavi edilen 20 prostat kanseri hastasının 496 kV-kV ve 496 kV-CBCT görüntüsü incelenmiştir. Bu görüntülerde 4D ve 6D kullanılarak yapılan düzeltmeler kullanılarak sistematik ve rastgele hatalar bulunmuştur.

4 boyutta kV-kV düzeltme ile elde edilen sistematik hata değerleri vertikal, longitudinal ve lateral yönlerinde sırasıyla 2.9, 11.2, 6.8 mm şeklindedir. Rastgele hata değerleri sırasıyla 8.3, 17.6, 11.0 mm şeklindedir. 4 boyutta kV-CBCT düzeltme sistematik hata değerleri sırasıyla 3.4, 10.9, 6.7 mm şeklindedir. Rastgele hata değerleri sırasıyla 8.1, 18.4, 11.5 mm şeklinde bulunmuştur.

6 boyutta kV- kV sistematik hata değerleri vertikal, longitudinal, lateral pitch, roll, yaw yönlerinde sırasıyla 2.9, 11.1, 6.8 mm ve 1.26, 0.88, 1.00° şeklindedir. Rastgele hata değerleri sırasıyla 7.5, 17.1, 10.7 mm ve 1.45, 1.12, 0.96 ° şeklindedir. 6 boyutta kV-CBCT sistematik hata değerleri sırasıyla 3.4, 10.8, 6.5 mm ve 1.61, 1.03, 1.03 ° şeklindedir. Rastgele hata değerleri sırasıyla 8.2, 18.4, 11.6 mm ve 1.69, 1.05, 1.00° şeklinde bulunmuştur.

Sonuç olarak translasyonel hata değerlerimiz literatürle genellikle yüksek veya benzer bulunmuştur. Rotasyonel açı değerlerimiz literatürdeki değerlerle benzerdir. Prostat kanserinde kV-kV ve kV-CBCT yöntemleri arasında karşılaştırma yapıldığında görüntüleme dozunun daha düşük ve uygulama süresinin kısa olması sebebiyle kV-kV görüntüleme daha avantajlıdır. CBCT görüntüleme ise hacimsel değerlendirme sağladığı için, ayrıca kemik anatomiye ek olarak yumuşak doku değerlendirmesine olanak sağladığı için avantajlıdır. Çalışmada farklı IGRT yöntemlerinin sonuçları çok benzerdir. Diğer bir parametre olarak 6 boyutlu masa ile rotasyonel düzeltmelerin yapılabilmesi set-up pratikliği ve doğruluğu açısından avantaj yaratmaktadır.

Anahtar kelimeler: IGRT, Prostat kanseri, Set-up hataları, Sistematik hata, Rastgele hata.

SUMMARY

Comparison of 6 Dimensional Correction Value For Different IGRT Methods

With the development of technology, the importance of image-guided radiotherapy has increased. In this study, 496 kV-kV and 496 kV-CBCT images of 20 prostate cancer patients treated with VMAT technique were evaluated. Systematic and random errors were found using corrections using 4D and 6D.

The systematic errors of 4D image registration using kV–kV image pairs are 2.9, 11.2, 6.8 mm for the vertical, longitudinal and lateral directions, respectively. Random error values are 8.3, 17.6, 11.0 mm, respectively. Systematic error values of kV-CBCT correction in 4D are 3.4, 10.9, 6.7 mm, respectively. Random error values were found as 8.1, 18.4, 11.5 mm, respectively.

The systematic errors of 6D image registration using kV–kV image pairs are in the vertical, longitudinal, lateral, pitch, roll, yaw directions are 2.9, 11.1, 6.8 mm and 1.26, 0.88, 1.00°, respectively. Random error values are 7.5, 17.1, 10.7 mm and 1.45, 1.12, 0.96 ° respectively. Systematic error values of kV-CBCT in 6 dimensions are 3.4, 10.8, 6.5 mm and 1.61, 1.03, 1.03 ° respectively. Random error values were found 8.2, 18.4, 11.6 mm and 1.69, 1.05, 1.00 °, respectively.

As a result, our translational error values are found generally high or similar in the literature. Our rotational angle values are in agreement with the literature. When compared between kV-kV and kV-CBCT methods in prostate cancer, kV-kV imaging is more advantageous because of much lower imaging doses and shorter application time. CBCT gives the ability to visualize both bony anatomy and soft tissue information with volumetric imaging. Our results are found similar for different IGRT methods. The analysis of the parameters show that, the ability to perform rotational corrections with the 6-dimensional treatment couch creates advantages for accuracy of the set-up.

Keywords: IGRT, Prostate cancer, Set-up errors, Systematic error, Random error.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapinin temel prensibi; hedeflenen radyasyon dozunun tanımlanan hedef bölgeye, çevre organlara mümkün olan en az dozu vererek uygulanması, hayat kalitesinin artırılması ve yaşam süresinin uzatılmasıdır (1). Bunun için de hastaya radyoterapi uygulanmadan önce doğru bir şekilde tedavi simülasyonu ve tedavi planlaması yapılmalıdır (2).

Son yıllarda tedavi planlamadaki teknolojik gelişmelere paralel olarak görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT)'nin önemi giderek artmıştır. Görüntüleme teknolojisi hastalığın tanısı ve evrelemesinden başlayarak tedavi planlamasında hedef hacmin belirlenmesi, hasta tedavi pozisyonunun kontrolü, tümör yerleşiminin kontrolü, hareketin takibi ve tedavinin değerlendirilmesi aşamalarında kullanılmaktadır. Planlanan tedavinin doğru şekilde hastaya uygulanabilmesi için iyi bir görüntüleme teknolojisi şarttır (3). Geçmişte bu amaç için lineer hızlandırıcıya entegre olan elektronik portal görüntüleme cihazları (EPID) kullanılmıştır (4).

EPID' in ilk dönemlerinde sadece MV portal görüntüleme yapılabilirken, gelişen teknolojiyle birlikte lineer hızlandırıcı cihazına kV kolları da monte edilmiştir. kV sistemleri X-ışını tüpü ve tüpün karşısında bulunan aSi düzlemsel panel dedektörden oluşmaktadır (5). Bu sistem sayesinde iki boyutlu kV-kV ve 3 boyutlu kV-CBCT görüntüleri rahatlıkla alınabilmektedir. Alınan anlık görüntüler, planlama sisteminden elde edilen 2 boyutlu dijital olarak yapılandırılmış radyograflar ile (DRR) veya 3 boyutlu hacimsel planlama bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsüyle karşılaştırılmaktadır. Ardından hasta pozisyon düzeltilmesi yapılmaktadır. Bu şekilde hastanın her gün aynı doğrulukla tedaviye alındığı kontrol edilmektedir. kV-kV görüntüleme kemik anatomisinin daha iyi görülebilmesini sağlamaktadır. kV enerjisi kullanımı MV enerjisine göre daha avantajlıdır. Bunun sebebi düşük enerji ile yumuşak doku ve kemik arasında daha iyi kontrast sağlamasıdır. MV görüntülemeye göre hasta dozunun çok daha düşük olmasından dolayı kV-kV görüntülemesi tercih edilmektedir (6, 7, 8).

kV-kV görüntüleme, baş boyun kanserleri, akciğer kanserleri, abdominal lezyonlar, pelvik lezyonları, ekstremiteler lezyonlarında kemik yapıyı eşleştirmede, prostat kanserlerinde de kemik yapının yanı sıra altın markerları eşleştirmede oldukça faydalıdır. Bu gibi bölgelerde MV görüntüleme, yeterli kontrastı sağlamayıp, günlük görüntüler ve referans görüntülerin eşleştirilmesinde belirsizlik yaratmaktadır (9).

Görüntülemelerin eşleştirilmesindeki yanlışlıklar, cihaza bağlı mekanik hatalar, hastaların tedavileri veya fraksiyonları arasındaki hareket ve yatış pozisyonu gibi farklılıklardan dolayı tedavilerde belirsizlikler oluşabilmektedir. Bu farklılıklar set-up hatası ya da set-up belirsizliği olarak ele alınmaktadır (10).

Set-up belirsizliğiyle ilgili hesaplamalar yapılırken tedavi izomerkezi referans alınır. Hastanın beklenen ve gerçek pozisyonu arasındaki kayma belirlenerek hesaplama yapılmaktadır. Geçmiş yıllarda set-up hataları ya da olası diğer hataları kompanse etmek amacıyla daha büyük emniyet marjları verilmekteydi. Günümüzde yapılan günlük IGRT ile tedavi doğruluğunun artırılması, kritik organların optimum korunması ve hedefteki radyasyon dozunun yükseltilmesi, ek olarak hastaya özel marjların verilmesini sağlamaktadır. Güncel tedavi yaklaşımlarına geçişte set-up hatalarının tespiti oldukça önemlidir (11, 12).

Set-up hatalarının düzeltilmesi; görüntüleme teknolojisi ve cihaz masa dizaynlarındaki seçeneklerle günümüzde farklı şekillerde yapılabilmektedir. Görüntüleme teknolojisine bağlı olarak MV, kV, CBCT gibi yöntemleri ile yumuşak doku, kemik doku veya hacimsel olarak anatomik karşılaştırma yapılabilmektedir. Cihazın masa özelliklerine bağlı olarak pozisyon düzeltmeleri 4 boyutlu longitudinal (LONG), vertikal (VRT), lateral (LAT), rotation (RTN) veya 6 boyutlu (6D) olarak longitudinal (LONG), vertikal (VRT), lateral (LAT), rotation (RTN) , PITCH ve ROLL yönlerde yapılabilmektedir.

Bu tez çalışmasında farklı IGRT (kV ve CBCT) yöntemleri kullanılarak elde edilen 4D ve 6D düzeltmeler arasındaki farkların karşılaştırılması amaçlanmıştır. Ek olarak kV-kV ve kV-CBCT yöntemleri ile elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Prostat Kanseri

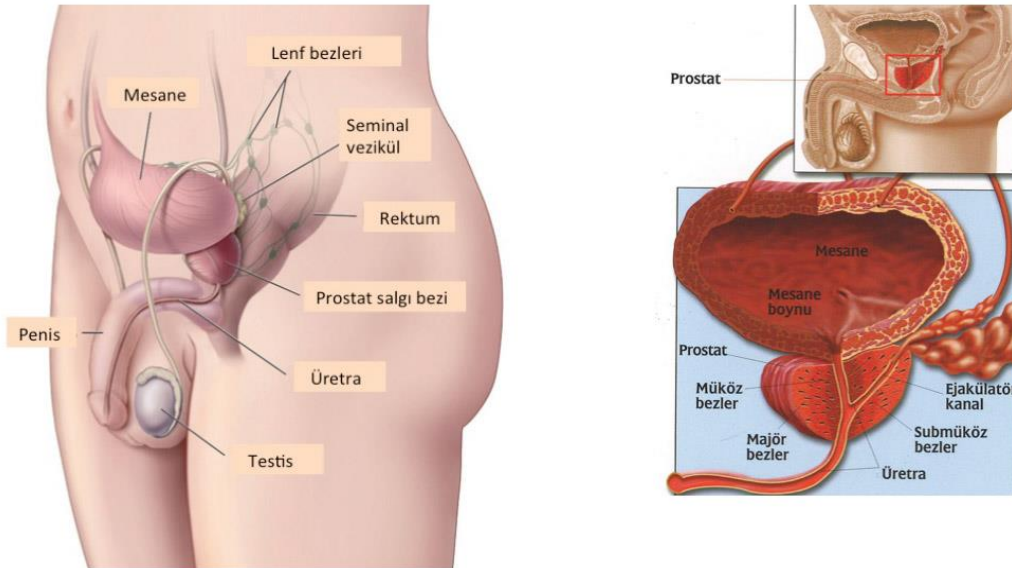
Prostat kanseri, prostat bezindeki hücre çoğalması ve salgı yapan hücrelerin anormal gelişimi sonucunda prostat bezinin hacim olarak büyümesidir. Bu kanser türü erkek üreme sisteminin önemli bir parçası olan prostatta tümör özelliği kazanan hücrelerinin kontrolsüz olarak çoğalmasıdır. Erken dönemde tanı konulamadığında ise lenf ve kan damarları yoluyla çevre dokulara yayılmaktadır.

Prostat kanserinin belirtileri olarak:

- İdrara çıkma zorluğu,
- İdrarın başlangıcı veya durdurulmasında zorluk,
- İdrara çıkma sıklığı,
- İdrar sırasında yanma ve ağrı,
- İdrar ve menide kan görülmesi gibi örnekler verilmektedir.

Prostat kanseri erkeklerde en sık görülen malignitelerdendir. Yaş, prostat kanserinde en önemli risk faktörüdür. Artan yaşla birlikte prostat kanseri görülme sıklığı da artmaktadır. Prostat kanseri 50 yaş ve üzerinde %15-30 oranında görülürken; 80 yaş ve üzerinde ise bu oran %60-70 seviyelerini bulur. Ailede prostat kanseri öyküsü olan ve genç olgular dışında yaşam süreleri de uzundur. Bu hastalık en fazla olarak siyahi ırklar arasında görülmektedir. Sebebi tam olarak bilinmemekle birlikte Afro Amerikanlarda daha sık görülmesinde çevresel ve coğrafi faktörlerin büyük rol oynadığı düşünülmektedir. Prostat kanseri tanısı konulurken ise, parmakla rektal muayene, transrektal ultrasonografi, prostat spesifik antijen (PSA) düzeylerine bakılmaktadır. Prostat tümörlerinin %95'i adenokarsinomdur. Histolojik diferansiyasyonun derecesi, primer prognostik önemi olan parametredir. Gleason skorlama sistemi ile değerlendirme yapılır. Prostat kanseri, genellikle uzun yıllar

boyunca lokal ilerleyen bir hastalık olup, hastalık ancak ileri döneminde sistemik yayılım göstermektedir. Tedavi yöntemlerinin seçiminde evre, prognostik faktörler ve hastaya ait özellikler rol oynamaktadır. Günümüzde prostat kanserinin tedavisinde cerrahi, radyoterapi, hormonoterapi evrelere göre seçilen tedavi yöntemleridir. Yapılan çalışmalarla da özellikle erken evre hastalıkta, cerrahi tedavi ve radyoterapi arasında lokal kontrol ve yaşam süreleri açısından fark bulunamamıştır. Bu nedenle uygulanacak tedavilerle ortaya çıkabilecek komplikasyonlar, olguların uzun yaşam süreleri nedeniyle daha ön planda tutulmaya başlanmıştır (13, 14, 15, 16).



Şekil 2.1. Prostat anatomisi

Kaynak 1.1. Prostat bezi ve fonksiyonu nedir? <https://tibeterdogru.com/prostat-nedir/>

2.1.1. Lokalize prostat kanseri

Lokalize prostat kanseri, prostat ile sınırlı olan vücutta herhangi bir bölgeye yayılmayan tümörü ifade etmektedir. Tümörün boyutuna bağlı olarak T1 ve T2 olarak ayrılmaktadır. T1 tümörü görüntüleme yöntemleriyle görülemeyecek kadar küçüktür. Bu tip tümörler biyopsi ile teyit edilmektedir. Patolojik incelemeyle a, b ve c olarak evrenir. T2 tümörü parmakla rektal muayene sırasında hissedilebilir. Fakat hala prostatla sınırlı olduğu anlamına gelmektedir. Tümörün boyutuna göre a, b veya c evrelemesi yapılmaktadır (17).

Günümüzde lokalize prostat kanseri tanısı konulan hastalara radikal prostatektomi, eksternal radyoterapi ve intertisyel brakiterapi gibi çeşitli tedavi seçenekleri uygulanabilmektedir. En sık olarak kullanılan IMRT ya da VMAT gibi tekniklerle normal doku dozlarının azaltılması hedef dokuya ise yüksek dozların verilebilmesi amaçlanmaktadır. Tümörün lokal kontrolü orta ve yüksek riskli hastalık için uzak metastazsız sağ kalıma katkı sağlamaktadır. Literatürde lokalize prostat kanserinde konusunda yapılan çalışmalarda kullanılan fraksiyon şemaları çeşitlilik göstermektedir. Bu çalışmalarda genel kanı yüksek doz radyoterapinin lokalize prostat kanseri için oldukça avantajlı olduğu yönündedir. Çalışmalarda hastalara günlük 2-2.5 Gy aralığında değişen dozlar verilmekle birlikte toplam doz 64 ile 81 Gy arasında değişmektedir (18, 19).

2.1.2. Lokal ileri prostat kanseri

Prostat kanserinde hala netliği tartışılan pelvik lenf nodu radyoterapisi iyi tanımlandığında bu tedavinin faydalı olacağını kanıtlayan birçok çalışma bulunmaktadır. Bu sebeple yüksek riskli ve lenf nodu pozitif olan hastaların tedavisi son yıllarda gelişme göstermiştir. Hastalığın uzanımı seminal vezikül invazyonu, lenf

nodu yayılımı ya da kapsül dışına uzanım şeklinde olmaktadır. PET ve/veya MR görüntülemeyle hedef tanımlaması daha kesin hale gelmiştir. IMRT, VMAT ve IGRT gibi gelişmekte olan radyoterapi teknikleri sayesinde hedef hacime yüksek dozda radyasyon verilirken normal dokulardaki toksisite en aza indirgenerek farklı doz şemalarının kullanılması sağlanmıştır. RTOG' a göre pelvik bölge ışınlanmasının gerektiği durumlarda pelvik lenf nodlarına 50.4 Gy ve prostata toplam 70.2 Gy olacak şekilde doz verilmesi önerilmektedir. EORTC çalışmasında ise pelvik lenf nodlarına 50 Gy, prostata 70 Gy uygulanmaktadır (18, 20).

2.2. Görüntü Rehberliğinde Prostat Radyoterapisi

2.2.1. IGRT nedir?

Radyoterapi, tümörü tedavi ederken etrafındaki normal yapıyı tolerans dozlarının altında tutmayı hedefleyen lokal bir tedavidir. IGRT, hastanın tedavi odasında doğru pozisyonda olduğundan emin olmamızı sağlayan önemli bir yöntemdir. Tedavi odasında yapılan görüntüleme ile tedavi öncesinde, sırasında ve sonrasında görüntülemenin karşılaştırılıp, uygulanan radyoterapinin doğruluğunu, kurulum hatalarını (sistemik ve rastgele) ve fraksiyonlar arası organ hareketlerinin dikkate alınarak radyoterapinin uygulanmasıdır (21).

2.2.2. Görüntü rehberliğinde radyoterapi uygulamalarında kullanılan sistemler

2.2.2.1. Elektronik portal görüntüleme sistemi

Film kullanımındaki eksik yönler, elektronik radyografik dedektörlerin geliştirilmesine ve bunların RT' de klinik uygulamaya elektronik portal görüntüleme

cihazı (Electronic Portal Imaging Device, EPID) olarak geçilmesine sebep olmuştur. EPID lineer hızlandırıcı cihazına bağlı bir sistem olup kullanımı klinik uygulamalar için oldukça kolay ve pratiktir.



Şekil 2.2. Varian Truebeam lineer hızlandırıcı cihazı EPID ve kV CBCT sistemleri

1980'lerin başlarında klinik uygulamalarda kullanılmış ancak lineer hızlandırıcı cihazı (linak) üreticileri 1990'larda sistemi ticarileştirmiştir. Süreç içerisinde video tabanlı, likid iyon odalı, katı hal sistemli gibi farklı EPID'ler üretilmiştir. Günümüzde en çok kullanılan ticari sistemler ise düz panelli amorf silikon (aSi) dedektörlerdir. Gelen X-ışını sintilasyon tabakasında soğurularak ışık fotonuna dönüştürülür. Foto diyot tabakasına iletilir. Her biri ayrı bir pikseli temsil eden foto diyota gelen ışık fotonları elektronlara dönüştürülür. Böylece a-Si tabakası aktif hale gelir ve elektronik görüntü verisi meydana gelir.

MV portal görüntüleme, tedavi izomerkezinin anatomiye göre radyografik lokalizasyonunu sağlamak ve hasta pozisyonundaki önemli değişikliklerin görülebilmesi için kullanışlı bir yöntemdir. Bu görüntü, planlama BT' sinden otomatik olarak oluşturulan DRR görüntüsüyle karşılaştırılır. DRR üzerindeki planlanan izomerkezle MV port üzerindeki izomerkez üst üste çakışmalıdır. Bunu yapabilmek için tedavi izomerkezinin port üzerinde belirlenmesi gereklidir (22, 23, 24).

MV enerjilerin kullanıldığı görüntülemelerde, dokular arasındaki kontrast farkı azaldığı için lokalizasyon genelde vertebra ve pelvis gibi kemik yapılara göre yapılır. Ancak kemik yapıya göre lokalizasyon yapılması da aslında potansiyel bir set-up hatası olabilir. Prostat tedavilerinde MV enerjilerindeki belirgin görünürlüğünden dolayı metal belirteçler (Fiducial Marker, FM), hedef yapı olan yumuşak dokulara yerleştirilerek referans olarak kullanılabilir. Prostat radyoterapisinde altın işaretleyici uygulama tekniği radyoterapinin akut ve kronik yan etkilerin azaltılmasında, daha yüksek dozların güvenle uygulanması ve düşük yan etki profilleri sağlanmasında önemli bir faktördür. Altın işaretleyiciler, ultrason eşliğinde prostat tabanına, santral zona ve apekse yerleştirilir (25).

Ayrıca Şekil 2.2. ' de verilen kombinasyonla hem kV hem de MV görüntüleme yapılabilir. Hasta set-up' ı yapıldıktan sonra tedavi odasından çıkılır. kV kolları açılır. Başlama pozisyonu 270° dir. Hastanın AP yönde MV, lateral yönde kV görüntüleri alınır. Planlama CT' sindeki markerların koordinatları tedavi öncesi alınan kV görüntüsündeki markerlarla eşleştirilir.

2.2.2.2. kV-kV görüntüleme sistemleri

Radyoterapi tekniklerinin gelişmesiyle birlikte görüntü rehberliğinin önemi oldukça artmıştır. Gelişen teknolojiye bağlı olarak linak üreticileri bazı yenilikler getirmiştir. Bunlardan en önemlisi linakların gantry' sine monte edilen kV sistemleridir. Varian OBI sisteminde X-ışını tüpü ve tüpün karşısında aSi düzlemsel panel dedektör tedavi ışınına ortogonal olacak şekilde gantriye monte edilmiştir (Şekil 2.2.). X-ışını tüpü ve dedektör robotik kol aracılığıyla görüntüleme pozisyonundan bekleme pozisyonuna çekilebilmektedir. Bu sistem hasta tedavi pozisyonundayken X-ışını (radyografi) görüntülerinin kV dedektörleriyle elde edilebilmesini sağlamaktadır. kV görüntüleme sistemleri, MV görüntülemeye göre kemik anatomide daha avantajlıdır. kV görüntüleme sırasında hastanın aldığı ek doz 0.01–0.1 cGy aralığında iken, MV görüntüleme sırasında 1–5 cGy aralığındadır. Dozlar düşük olmasına rağmen kV görüntülemede görüntüler daha kalitelidir. Tedaviye başlanmadan önce doğrulama süresini azaltabilmek amacıyla AP yönde MV, lateral yönde ise kV görüntüleme yapılarak 2 boyutlu set-up eşleştirmesi yapılabilir. kV görüntüleme, baş boyun kanserleri, akciğer kanserleri, abdominal lezyonlar, pelvik lezyonları, ekstremiteler lezyonlarında kemik yapısını eşleştirmede, prostat kanserlerinde de kemik yapının yanında altın işaretleyicileri eşleştirmede oldukça faydalıdır (26, 27, 28).

2.2.2.3. Hacimsel görüntüleme yöntemleri

2.2.2.3.1. Kilovoltage Cone-Beam CT(kV CBCT)

Gantriye monte kV görüntüleme sistemleri, floroskopi ve CBCT gibi farklı IGRT çözümleri verebilmektedir.

Geniş alanlı düz panel tarayıcının gelişimi ile birlikte kaynaktan çıkan ışın konisi ve görüntü dedektörüyle birlikte, Gantry' nin hastanın etrafında 360° dönmesiyle 30-200 sn aralığında volümetrik görüntüler elde edilmektedir. İmajlar amorf panel silikon sayesinde elde edilmektedir. Elde edilen bu görüntüler volümetrik görüntü rekonstrüksiyonunun ardından otomatik veya manuel olarak eşleştirilmektedir. Eşleştirme yapılırken x, y, z eksenindeki sapmalar günlük olarak kontrol edilmektedir. Gelişen teknolojiyle birlikte artık 6 boyutlu masa düzeltmeleri yapılabilmektedir. Gerekli görüldüğünde masa düzeltmeleri yapılmakla birlikte cihaz konsolundan tedavi masası hareketleri 3 ayrı düzlemde düzeltilebilmektedir. Hastaya tedavi öncesinde vertikal, lateral, longitudinal ve silindirik doğrultularda pozisyonlar verilerek kemik anatomiye göre otomatik ve manuel kaydırmalar uygulanmaktadır. kV-CBCT görüntüleri hedef ve risk altındaki organların lokalizasyonu için kabul edilebilir yumuşak doku kontrastı sağlamaktadır (29, 30).

2.2.2.3.2. Megavoltage CT (MV CT)

Kendi içinde 3'e ayrılmaktadır.

2.2.2.3.2.1. Tek dilim(Single slice) tekniği

Set-up hatalarını çevrimiçi düzeltebilmek için kullanılan bir tekniktir. Bu teknikte hastanın cildi üzerindeki işaretlere göre bir tek MVCT dilimi alınır, incelenir ve hasta buna göre tedaviye alınır. Tek dilim tekniğindeki elde edilen veri kısıtlıdır (31).

2.2.2.3.2.2. Cone Beam MVCT

MV CBCT, tedavi için üretilen MV X-ışınlarını ve gantriye monte EPID sistemini kullanır. Son zamanlarda, özellikle aSi düzlem panel dedektörlerin gelişmesiyle, yüksek hassasiyette EPID' ler geliştirilmiş ve bu sayede tedavi cihazıyla hızlı şekilde çok sayıda 2B görüntü projeksiyonları alınması mümkün olmuştur. kV-CBCT' de olduğu gibi MV CBCT görüntüleme sisteminde de görüntü alımının tamamlanması için geniş bir dedektör kullanılır. MV X-ışını kaynağına ek olarak geniş alanlı EPID kullanılması ve etkili bir MV saçılma azaltıcı mekanizma olmaması nedeniyle görüntü sınırlı kalitededir (31,32).

2.2.2.3.2.3. Tomoterapi Helikal MVCT

Tomoterapi görüntüleri tedavide kullanılan MV X-ışını kullanılarak elde edildiği için MVCT görüntüleri olarak adlandırılır. MVCT görüntülerinin diagnostik CT görüntülerine göre, gürültü seviyesi yüksek ve düşük-kontrast çözünürlüğü zayıftır. Görüntü kalitesinin zayıf olmasına rağmen MVCT görüntüleri tedavi sırasında hasta pozisyonunu değerlendirmek için yeterli çözünürlüğe sahiptir. Görüntüleme sırasında, linak X-ışını enerjisini 3 MV civarına düşürür (ortalaması 1 MV' den az). Hastaya günlük olarak 1 cGy gibi günlük yeterince düşük bir doz verilerek akciğer, yağ, kas ve kemik dokuları, böbrek, lens, prostat kapsülü ve barsak görüntülenebilir. Cihazın içinde linakın tam karşısında ve ışın durdurucunun önünde tek kesitli 640 kanallı BT dedektör düzlemi bulunmaktadır (32). Megavoltaj görüntü, helikal BT tarayıcı ile analog şekilde tamamlanmaktadır. MVCT görüntüsü alınıp yapılandırıldıktan sonra kV CT görüntüsü ile çakıştırılarak hasta lateral, vertikal, longitudinal ve silindirik doğrultularda pozisyonlandırılmaktadır (33).

Tedavi alanında metal varsa MV CT, görüntülerinde daha az artefakt oluşması nedeniyle, kV CT' ye oranla tercih edilir (31, 33).

2.2.2.4. Radyografik olmayan görüntüleme yöntemleri

2.2.2.4.1. Ultrasound görüntüleme

Ultrasound görüntüleme (US), düşük görüntü kalitesi ve radyoterapi teknikerlerinin US görüntülerini değerlendirmeye alışık olmamaları nedeniyle, daha doğru görüntü rehberliği yapılabilmesi olanağı olmasına rağmen, radyoterapide hasta set-up' ında, genelde potansiyelinin altında kullanılmaktadır. Kullanıcı ve kullanıcılar (inter-intrauser) arasındaki kullanım farklılığı, düşük görüntü kalitesi, proba uygulanan baskıya bağlı anatomik değişiklik, kullanıcı eğitimi ve tecrübesine bağlı olarak oldukça büyüktür. IGRT' de transabdominal ultrason sistemleri prostat yerleşiminin belirlenmesi için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sistemlere örnek olarak NOMOS (Sewickley, PA) B-mode Acquisiton and Targeting (BAT) sistemi verilebilir. BAT her tedaviden önce hızlıca prostatın yerleşiminin belirlenmesini ve fraksiyonlar arasında prostat pozisyonundaki değişimleri düzeltmeyi sağlar. Prostat lokalizasyonunda FM' lerle karşılaştırıldığında US, daha büyük bir hata oranı göstermektedir. Bu nedenle daha büyük planlama marjları kullanılması gereklidir (34).

2.2.2.4.2. Stereoskopik optik yüzey görüntüleme(OYG)-Video tabanlı 3B optik yüzey görüntüleme

Kafa içi gibi hareketli olmayan tümörlerin ya da meme gibi yüzeysel tümörlerin gerçek zamanlı görüntülemeyle takibini sağlar. Hastanın cilt yüzeyi görülebilir yüzey noktalarından yeniden yapılandırılır. Yüzey görüntülemenin doğruluğu 1 mm içerisindedir. OYG sistemleri tümörü görüntüleyemediği için, ikinci bir radyografik görüntüleme yöntemiyle doğrulanması gereklidir (35).

2.2.2.4.3. Gerçek zamanlı elektromanyetik lokalizasyon ve takip sistemleri (Calypso takip sistemi)

Sistem; bir konsol, bir optik takip sistemi ve bir takip istasyonundan oluşur. Alternatif akım (AC) elektromanyetik alanlarla indüklenen kablosuz implant vericilerden gelen sinyalleri dedekte eder (Calypso Medical Technologies, Inc., Seattle, WA). Konsol; display ekran ve AC manyetik yüzey ile birlikte tedavi odasında bulunur. Manyetik tabla hafiftir ve içerisinde, sinyal göndericileri (transponder) aktive edecek sinyalin kaynağı olan kaynak koilleri ve her bir sinyal göndericiden gelen kendine özel cevap sinyallerini algılayan detektör koilleri bulunur.

Calypso® sistemi, tedavi esnasında prostat hareketinin izlenmesini sağlayarak IGRT amaçlı kullanılır. Bu sistemde transrektal olarak yerleştirilmiş aynı zamanda uyarıldığında elektromanyetik sinyal yayan transponderler de bulunmaktadır. Bu sinyalin alternatif akım manyetik dizisiyle saptanması transponderleri gerçek zamanlı lokalize etmektedir. Hedef radyasyon alanının dışına çıktığında ise radyasyon iletimi kapatılabilir. Böylece tedavi uygulanırken doğruluğu arttırarak daha küçük PTV marjları kullanmak mümkündür (36, 37).

2.2.2.4.4. RayPilot® prostat takip sistemi

RayPilot® Prostat Takip Sistemi, herhangi bir tedavi masası, ROI' ye yerleştirilen RayPilot vericisi ve RayPilot yazılımı üzerine yerleştirilen RayPilot alıcı sisteminden oluşmaktadır. Sistem, tedavi edilecek ROI' de bulunan implante edilmiş bir verici ile temas kurar. Verici, sensörler yardımıyla yazılıma saniyede 30 kez sinyal gönderir. Gelişmiş teknoloji ve hesaplama algoritmaları sayesinde tedavi analizlerinde milimetrenin altında hassasiyet sağlamaktadır. Tümör pozisyonu toleranslar dışında kaldığında masanın kurulumu ve yeniden konumlandırılması otomatik olarak yapılabilmektedir (38).

2.2.2.5. Set-up hataları

Set-up hatası, beklenen pozisyon ile gerçek pozisyon arasındaki sapma olarak tanımlanmaktadır. İzomerkez pozisyonundaki kayma belirlenerek hesaplanmaktadır. Set-up hataları, kendi içinde brüt, sistematik ve rastgele hatalar olarak incelenmektedir (39).

2.2.2.5.1. Brüt hata

Brüt hata, CTV' nin gereğinden az doz alması ya da kritik organların gereğinden fazla doz alması gibi önemli set-up hatalarıdır. CTV-PTV marjı hesaplamaları brüt hatayı içermemektedir. Bu sebeple bu hatanın tedavi uygulanmadan önce mutlaka düzeltilmesi gerekmektedir.

Brüt hatanın olası nedenleri ise;

- Alan büyüklüğü ve alan şekli yanlışlığı,
- Hasta ve anatomik bölge yanlışlığı,
- Kabul edilemeyecek büyüklükteki izomerkez yanlışlıklarıdır (40).

2.2.2.5.2. Sistematik hata

Sistematik hatalar benzer büyüklükteki CT set-up hataları, tümör tanımlanması ile ilgili hatalar ve organ hareketleri olarak tanımlanmaktadır. Sistematik hatalar hastanın tüm fraksiyonları boyunca aynı yönde etki ederek doz dağılımında kaymalara sebep olur .

Sistematik hatalar, hastaya tüm fraksiyonlar süresince verilen kaydırma değerlerinin ortalamasının standart sapması olarak hesaplanır.

Sistematik hata nedenleri;

- Lazer hataları,
- Masa hareketindeki hatalar,
- Kalibrasyon hataları,
- Tedavi hacimlerinin yanlış çizilmesi
- Tedavi ünitesinden yapılan doz ölçüm parametrelerinin TPS' e yanlış girilmesidir (41).

2.2.2.5.3. Rastgele hata

Rastgele hatalar her tedavi fraksiyonunda farklı yönlerde gerçekleşen ve doz dağılımında inhomojeniteye sebep olan hatalardır.

Rastgele hatalar, hastaya tüm fraksiyonlar sırasında verilen kaydırma değerlerinin standart sapmasının ortalaması olarak hesaplanmaktadır.

Bu hataların büyüklüğünü, hastanın günlük yatış pozisyonundaki hatalar, hasta pozisyonlanmasında kullanılan immobilizasyon malzemelerinin kalitesi ve kullanım doğruluğu etkilemektedir (41).

2.2.2.6. PTV marjının hesaplanması

PTV marjı hesabı yapılırken birçok metod kullanılmaktadır. Kliniklerde sıklıkla Amsterdam ve Rotterdam protokolleri kullanılmaktadır.

2.2.2.6.1. Amsterdam protokolü

Van Herk' in geliştirmiş olduğu marj formülü kullanılarak PTV marjları hesaplanmaktadır.

$$m_{ptv} = 2,5\Sigma + 0,7 \sigma$$

2.2.2.6.2. Rotterdam protokolü

Stroom' un geliştirmiş olduğu marj formülü kullanılarak PTV marjları hesaplanmaktadır.

$$m_{ptv} = 2\Sigma + 0,7 \sigma \quad m_{ptv}: \text{ Toplam PTV marjı}$$

$$\Sigma = \sqrt{\frac{(m_1 - M_{pop})^2 + \dots + (m_p - M_{pop})^2}{(P-1)}} \quad \Sigma : \text{ Sistemik hata}$$

M_{pop} : Ortalama popülasyon sistemik hatası:

Ortalama popülasyon sistematik hatası: Analiz edilen hasta grubunun bireysel sistematik hatalarının ortalamasıdır.

$$\sigma = \frac{\sigma_1 + \dots + \sigma_p}{p} \quad \sigma: \text{Rastgele hata} \quad P: \text{hasta sayısı}$$

Popülasyon random hatası: Analiz edilen bireysel random hataların ortalamasıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve gereç

Bu çalışmada Acıbadem Maslak Hastanesi'nde IMRT veya VMAT yöntemleri ile tedavi edilmiş 20 prostat kanserli hasta yer almıştır. Klinikte rutin olarak uygulanan farklı IGRT yaklaşımlarına göre elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

3.1.1. Varian Truebeam™ lineer hızlandırıcı cihazı

Çalışmada yer alan hastalar 6-10 MV, 6-10 MV FFF foton enerjilerine ve 6, 9, 12 MeV elektron enerjilerine sahip Varian Truebeam™ Lineer Hızlandırıcı cihazında tedavi görmüştür. Foton enerjilerindeki doz hızı aralığı FF enerjilerinde 100-600 MU/dk iken FFF enerjilerindeki doz hızı aralığı 1400-2400 MU/dk' dir. Kolimasyon sistemi 120 liften oluşan Varian HD MLC' dir. Lif genişlikleri 0,25–0,5 cm' dir. HD MLC' lerde alan boyutları Source Skin Distance (SSD) 100 cm' de minimum 0,3×0,3 cm² maksimum 40×22 cm² dir.

On Board Imager (OBI) ve Portal Vision (PV) sistemli cihazda kV ve MV enerjilerinde görüntü alınabilmektedir. Bunların dışında Gantry 360° dönerek Cone Beam Computed Tomography (CBCT) görüntüsü de alabilmektedir. Bu sistemlerin gelişmesiyle birlikte rahatlıkla 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3DCRT), VMAT, IMRT, SBRT gibi teknikler görüntü kılavuzluğunda yapılmaktadır. Görüntü kılavuzluğu sayesinde organ hareketleri ve pozisyon hataları görülebilmektedir (42).

3.1.2. Varian Eclipse® tedavi planlama sistemi

Çalışmada kullanılan Varian Eclipse™ 13.6 tedavi planlama sistemi 3DCRT, IMRT, IMAT ve 3DHDR brakiterapi gibi modern radyoterapi planlarını yapabilen kapsamlı bir tedavi planlama sistemidir. Modern kliniklerin ve gelişen teknolojilerin ihtiyacını karşılamak üzere tasarlanan Eclipse, IGRT yöntemlerini de desteklemektedir (43).

3.1.3. Offline review

Varian Eclipse tedavi planlama sisteminde bulunan Offline Review sistemi tedaviye giren hastaların geriye dönük olarak incelenebilmesini sağlar. Sistemde hasta yöneticisi yazılımı sayesinde görüntüleri incelenmek istenen hastanın tüm fraksiyonları tablo şeklinde görüntülenebilmektedir. Hastanın tedavi sürecinde çekilen görüntüleri otomatik olarak sisteme kayıt edilmektedir. Sistem hasta üzerinde çekilmiş tüm görüntüleri görebilmemizi ve karşılaştırmamızı sağlamaktadır (44).

3.2. Yöntem

3.2.1. Hasta özellikleri

Çalışmaya, 13 lokalize ve 7 pelvik alanlı olmak üzere 20 prostat kanseri tanılı hasta dahil edilmiştir. Hasta yaş aralığı 33 ile 85 (medyan 68,5) arasında değişmektedir. 9 hastada prostatektomi uygulanmıştır. Lokalize vakalarda hastalara prostat hacmine 2 - 2.5 Gy' lik günlük dozlarla, 4 hastaya 35 fraksiyonda 7000 cGy, 3 hastaya 28 fraksiyonda 7000 cGy, 6 hastaya 33 fraksiyonda 6600 cGy, 2 hastaya 38 fraksiyonda 7600 cGy, 2 hastaya 37 fraksiyonda 7400 cGy, 2 hastaya 32

fraksiyonda 6400 cGy ve 1 hastaya 34 fraksiyonda 6800 cGy şemalarıyla radyoterapi uygulanmıştır.

3.2.2. BT simülatör ve hasta immobilizasyonu

Olguların hepsine tedavi öncesi ve sırasında diyet (gaz yapıcı yiyeceklerden kaçınma, gıda listesi), su tüketimi ve fiziksel aktivitenin arttırılması önerildi. Rektum hazırlığında ilerleyen günlerde hastanın klinik tablosunda, gaz, ishal, kabızlık gibi durumlara göre değişiklik yapıldı ve gerektiğinde defekasyon kolaylaştırıcı ilaçlar kullanıldı. Ayrıca planlama tomografisi ve tedavilerden 30 dk önce idrar yapmaları ve sonra 500 ml su içmeleri istendi. Hastaların planlama BT' si mesane ve rektum hazırlıkları (yarı dolu mesane ve boş rektum) yapıldıktan sonra çekildi. Bütün hastalarda planlama BT' si supin pozisyonda eller göğüs üzerinde ya da baş üstünde olacak şekilde diz altı aparatı kullanılarak; üst sınır ikinci lomber vertebradan, alt sınır pelvik kemiklerin bitimine kadar olan bölge yer alacak şekilde çekildi. 2 mm' lik kesit aralığı kullanıldı (45).

3.2.3. Konturlama ve tedavi planlarına ilişkin veriler

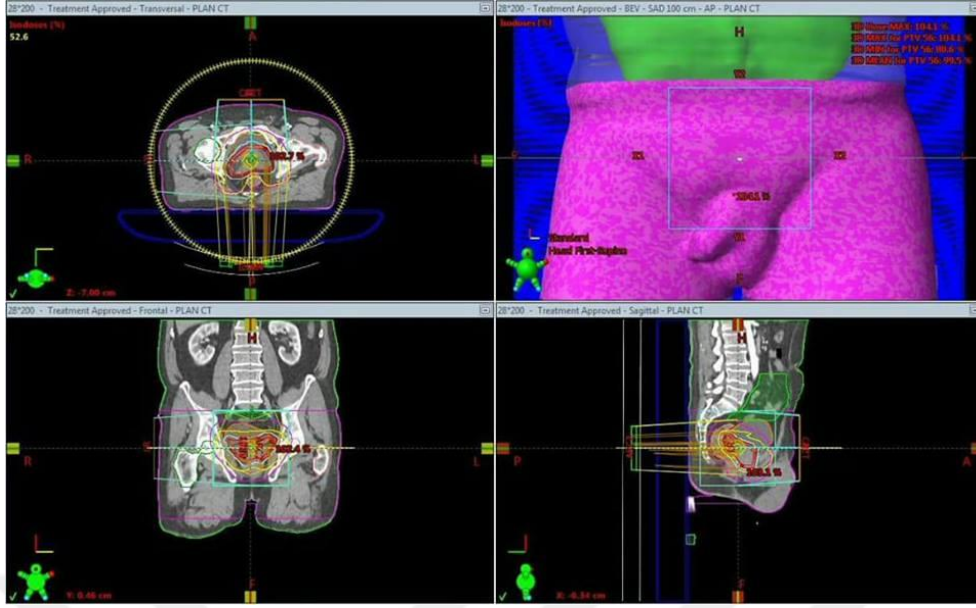
BT verileri Varian Eclipse™ 13.6 tedavi planlama sistemine aktarıldı. Hedef hacim ve çevre normal dokuların konturlanması RTOG atlası kullanılarak yapıldı. Konturlamada MR füzyonundan yararlanıldı. CTV' ye posteriora 5 mm, diğer yönlerden 8 mm emniyet marjı verilerek PTV oluşturuldu. Pelvik lenf nodları konturlamasında damarlar referans alınarak 7 mm emniyet marjı ile pelvik PTV oluşturuldu. Riskli organ olarak mesane, rektum, penil bulb, femur başları, pelvis ışınlanan hastalarda ek olarak barsaklar ve kemik iliği toksisitesini değerlendirmek için iliak kanatlar konturlandı. Tedavi planlarında hastaların 19' unda VMAT tekniği 1' inde ise IMRT tekniği kullanıldı. Tüm planlamalarda izomerkez PTV hacminin merkezi olacak şekilde belirlendi. 5 hastada 2 tam ark (181-179 saat yönünde ve 179-181 saat yönünün tersi olmak üzere), 9 hastada 3 tam ark, 6 hastada 4 tam ark

kullanıldı. Planlamalarda +/- 10° ya da 20° kolimatör açıları kullanıldı. Maksimum doz hızı 600 MU/dk kullanıldı. Plan değerlendirmesinde doz-hacim histogramında rektum için 65 Gy alan hacmin %17' nin, 40 Gy alan hacmin %35'in, mesane için 65 Gy alan hacmin %25' in, 40 Gy alan hacmin %50' in altında kalması istendi. Ayrıca pelvik lenfatik ışınlanan hastalarda ince barsağın 150 cc' lik hacminin 40 Gy' in, Dmax' ın 54Gy' in altında tutulması sağlandı. Hedefin kapsanması kriteri olarak PTV' nin %95' lik hacmi tanımlanan dozun tamamını alması istendi. PTV hacminin %5' i tanımlanan dozun %108 ' den fazlasını almamasına, hedefin içinde maksimum dozun en fazla %110 olmasına ve maksimum dozun PTV dışında olmamasına dikkat edildi (Tablo 3.1) (Şekil 3.1.) (45).

Tablo 3.1. Prostat Kanseri için doz sınırlamaları

Kritik Organlar	Doz-Hacim Sınırlamaları	Maksimum Doz Sınırlamaları
Rektum	V65< %17	78Gy
	V40< %35	78 Gy
Mesane	V65< %25	80 Gy
	V40< %50	80 Gy
Bağırsak	V40< 150 cc	54 Gy

Kaynak 1.2. Özdemir S, Öksüz DÇ, Ergen ŞA, Hacı G, Karaçam SÇ, Dinçbaş FÖ, Koca S. Acute toxicity in prostate carcinoma patients treated with kv-CBCT guided IMRT/VMAT. Turkish Journal of Oncology. 2014; 29(3): 89-96.



Şekil 3.1. Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Oluşturulmuş Prostat Tedavi Planı

3.2.4. Tedavide uygulanan IGRT yöntemleri

Tüm tedaviler rutin klinik iş akışına göre Varian TrueBeam lineer hızlandırıcı cihazında gerçekleştirildi. Her hastaya tedavi başlangıcında günlük olarak anterior/posterior (AP) ve lateral (LR) yönlerden görüntüleme yapıldı (kV-kV görüntüleme). kV-kV değerlendirmesi vertikal, longitudinal, lateral, headup/down, roll ve rotasyon yönlerinde 6 boyutta gerçekleştirildi. Son olarak kV-CBCT görüntüleme ve ardından hacimsel eşleştirme yapılarak gözlenen farklar yine 6D olarak düzeltildi.

3.2.5. Görüntülerin değerlendirme süreci-Offline review

Bu çalışma kapsamında, farklı yöntemlerin ve kaydırmaların karşılaştırılmasında günlük olarak yapılan IGRT verileri Offline Review modülü kullanılarak değerlendirildi. kV-kV görüntüleri değerlendirilirken referans olarak belirlenen VOI bölgesine göre otomatik eşleştirme uygulandı. VOI' ler LR kesitinde lateralde

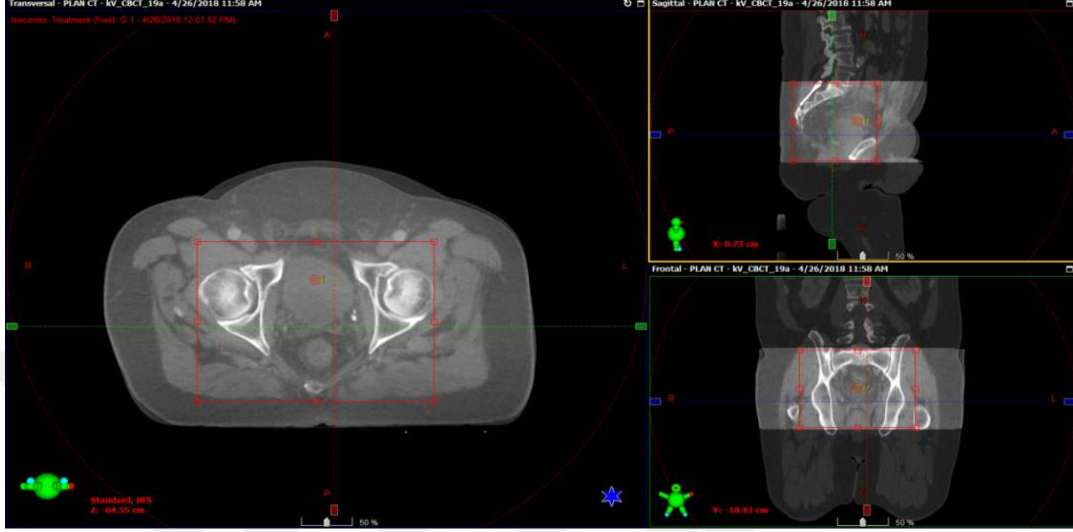
sakrum sonu, aşağıda sakrum sonu, yukarıda ise sakral 5 baz alınarak belirlendi. AP' de ise sağda ve solda femur ortası, aşağıda pelvis kemiği, yukarıda ise sakrumun bitimi baz alındı. VOI' ler seçildikten sonra 6 boyutlu olarak otomatik eşleştirmeler hesaplandı. Vertikal, longitudinal, lateral, pitch, roll ve rotasyon kaydırma değerleri kaydedildi. Sonrasında aynı eşleştirme pitch ve roll sekmeleri kapatılarak 4 boyutlu olarak tekrarlandı (Şekil 4.1.) ve kaydedildi. Offline Review yazılımında kV-kV görüntülemelerden elde edilen net kaydırmaların hesaplanması için, hesaplanan değerlerden cihazda yapılan kaydırmalar çıkartıldı.



Şekil 3.2. Offline Reviewda 6 boyutlu kV-kV otomatik eşleştirme

CBCT görüntüleri için kV-kV değerlendirmesinde kullanılan bölge referans alındı. VOI belirlendikten sonra 6 boyutlu olarak otomatik eşleştirme yapıldı. Vertikal, lateral, longitudinal, pitch, roll, yaw kaydırma değerleri kaydedildi. Aynı işlem pitch ve roll sekmeleri kapatılıp tekrarlanarak 4 boyutlu otomatik eşleştirme yapıldı. Kaydırma değerleri kaydedildi. Offline Review yazılımındaki net CBCT kaydırmaların hesaplanması için, hesaplanan değerlerden cihazda yapılan tüm kaydırmalar çıkartıldı.

Tüm işlemler sonucunda her hastanın tüm fraksiyonlarına ait net kV-kV ve net CBCT kaydırma değerleri ayrı ayrı 4 ve 6 boyutlu olarak elde edilmiş oldu. Tüm fraksiyonlara ait kaydırmaların ortalamaları ve standart sapmaları hesaplandı.



Şekil 3.3. Offline Review’ dan alınan 6 boyutlu kV-CBCT eşleştirme

3.2.6. Set-up hatalarının hesaplanması

Tüm hastalar için, kV-kV verilerine göre kemik, kV-CBCT verilerine göre hacimsel anatomi referans alınarak elde edilen set-up hatalarının lateral, vertikal ve longitudinal yönler için hesaplanması amaçlandı. Bunun için ölçülen ve hesaplanan kaymalar hasta koordinat sistemine göre belirlendi. Tüm hastalar için sistematik hata ortalaması (M) ve sistematik (Σ) ve rastgele (σ) hatalar için standart sapma değerleri bulundu. Ortalamalar aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.

$$x_{\text{ort}} = \frac{\sum x_i}{n} \quad n = \text{fraksiyon sayısı}$$

Standart Sapma aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.

$$\text{Standart Sapma} = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(x_i - x_{ort})^2}{n}} \quad n = \text{hasta sayısı}$$

4. BULGULAR

4.1. kV-kV ve kV-CBCT Analizlerine Göre Ortalama, Sistemik Ve Rastgele Hata Değerleri

Tüm hastalar ve fraksiyonlar için kV-kV görüntülemeyle 4 boyutlu düzeltme değerleri kullanılarak elde edilen ortalama, sistemik ve rastgele hata değerleri Tablo 4.1.1.' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.1. 4 boyutlu kV-kV kaydırmalarından elde edilen ortalama, sistemik ve rastgele hata değerleri

	kV-kV(4D)			
	VRT(mm)	LONG(mm)	LAT(mm)	RTN(°)
ORTALAMA	-3.4	-0.7	-1.9	0.64
SİSTEMATİK HATA	2.9	11.2	6.8	0.97
RASTGELE HATA	8.3	17.6	11.0	0.93

Tüm hastalar ve fraksiyonlar için kV-kV görüntülemeyle 6 boyutlu düzeltme değerleri kullanılarak elde edilen ortalama, sistemik ve rastgele hata değerleri Tablo 4.1.2.' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.2. 6 boyutlu kV-kV kaydırmalarından elde edilen ortalama, sistematik ve random hata değerleri

	kV-kV(6D)					
	VRT(mm)	LONG(mm)	LAT(mm)	PITCH(°)	ROLL(°)	RTN(°)
ORTALAMA	-3.2	-0.7	-1.8	0.34	0.06	0.56
SİSTEMATİK HATA	2.9	11.1	6.8	1.26	0.88	1.00
RASTGELE HATA	7.5	17.1	10.7	1.45	1.12	0.96

Tüm hastalar ve fraksiyonlar için kV-CBCT görüntülemeyle 4 boyutlu düzeltme değerleri kullanılarak elde edilen ortalama, sistematik ve rastgele hata değerleri Tablo 4.1.3.' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.3. 4 boyutlu kV-CBCT kaydırmalarından elde edilen ortalama, sistematik ve rastgele hata değerleri

	kV-CBCT(4D)			
	VRT(mm)	LONG(mm)	LAT(mm)	RTN(°)
ORTALAMA	-3.4	-0.2	-1.7	0.47
SİSTEMATİK HATA	3.4	10.9	6.7	1.00
RASTGELE HATA	8.1	18.4	11.5	1.00

Tüm hastalar ve fraksiyonlar için kV-CBCT görüntülemeyle 6 boyutlu düzeltme değerleri kullanılarak elde edilen ortalama, sistematik ve rastgele hataların değerleri Tablo 4.1.4.' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.4. 6 boyutlu kV-CBCT kaydırmalarından elde edilen ortalama, sistematik ve rastgele hata değerleri

	kV-CBCT(6D)					
	VRT(mm)	LONG(mm)	LAT(mm)	PITCH(°)	ROLL(°)	RTN(°)
ORTALAMA	-3.3	-0.1	-1.9	0.54	-0.23	0.49
SİSTEMATİK HATA	3.4	10.8	6.5	1.61	1.03	1.03
RASTGELE HATA	8.2	18.4	11.6	1.69	1.05	1.00

Bulgular incelendiğinde, kV-kV ve kV-CBCT görüntülemelerinden elde edilen değerlere göre hatalar ağırlıklı olarak longitudinal yönünde görülmektedir.

4.2. Veri Analizi

Kilovolt görüntülemeler için yapılan düzeltmelerin ortalamaları 4D ve 6D kaydırmalar için karşılaştırıldığında bu iki yöntemin farkı olarak Tablo 4.2.1.'de gösterilen değerler elde edilmiştir.

Tablo 4.2.1.'de verilen ortalama değerleri maksimum arasındaki farklar VRT ekseninde 0.2 mm, LONG ekseninde 0.1 mm, LAT ekseninde 0.00 mm, RTN ekseninde -0.08° olarak bulunmuştur.

Tablo 4.2.1. 6 boyutlu kV-kV ve 4 boyutlu kV-kV masa kaydırma değerleri farklarının ortalamaları

HASTA NO	kV(6D)-kV(4D) (ORTALAMA)					
	VRT	LONG	LAT	PITCH	ROLL	RTN
1	0.4	0.2	0.1	0.32	0.10	-0.04
2	0.2	0.0	-0.1	0.34	-0.15	0.02
3	-0.3	-0.3	0.2	-0.95	-0.13	0.05
4	0.2	-0.4	0.1	0.67	-0.07	-0.18
5	0.4	0.0	-0.1	0.53	0.31	0.02
6	-0.4	2.9	0.1	-1.06	1.18	-1.32
7	0.3	0.0	-0.1	0.45	0.54	-0.05
8	0.8	0.0	0.0	0.81	0.86	0.01
9	0.4	0.0	0.0	-0.06	-0.06	-0.02
10	0.0	-0.1	-0.1	1.25	-0.44	-0.01
11	0.7	0.0	0.0	0.19	-0.04	-0.05
12	0.6	-0.2	0.2	-2.07	1.84	0.04
13	0.1	0.0	0.0	-2.08	-0.68	0.01
14	0.1	0.0	-0.1	0.99	-1.69	-0.05
15	0.2	0.0	0.0	1.12	0.17	-0.01
16	-0.1	-0.1	-0.1	1.04	-1.01	0.01
17	-0.1	-0.1	0.0	0.64	-0.19	0.00
18	0.1	-0.1	0.0	0.10	-1.05	-0.01
19	0.0	-0.3	0.2	3.71	1.74	0.05
20	0.4	0.1	0.0	0.83	-0.36	-0.06
ORTALAMA	0.2	0.1	0.0	0.34	0.04	-0.08

Cone Beam Computed Tomography görüntülemeler için yapılan düzeltmelerin ortalamaları 4D ve 6D kaydırmalar için karşılaştırıldığında bu iki yöntemin farkı olarak Tablo 4.2.2.' de gösterilen değerler elde edilmiştir.

Tablo 4.2.2.' de verilen ortalama değerleri arasındaki farklar VRT ekseninde 0.00 mm, LONG ekseninde 0.1 mm, LAT ekseninde -0.2 mm, RTN ekseninde 0.01° olarak bulunmuştur.

Tablo 4.2.2. 6 boyutlu CBCT ve 4 boyutlu CBCT masa kaydırma değerlerinin farklarının ortalamaları

HASTA NO	CBCT(6D)-CBCT(4D) (ORTALAMA)					
	VRT	LONG	LAT	PITCH	ROLL	RTN
1	0.3	0.0	0.1	-0.22	-0.73	0.04
2	0.1	2.5	-4.3	-0.38	-1.10	0.11
3	-0.2	0.0	0.0	-1.64	-2.36	0.08
4	0.4	-0.1	0.0	3.04	-0.56	0.06
5	0.4	0.1	-0.1	2.32	-0.06	0.03
6	-0.2	-0.1	0.0	-0.47	1.16	-0.06
7	0.1	-0.1	0.0	0.95	0.15	-0.01
8	0.0	0.0	0.0	0.18	1.69	0.01
9	-0.3	0.3	-0.2	0.52	-0.38	0.15
10	0.0	0.0	0.0	0.04	-0.10	0.02
11	0.0	0.0	0.0	-0.02	0.02	-0.01
12	0.2	0.1	0.0	-1.89	1.46	-0.04
13	-0.1	0.0	0.0	-2.10	-0.94	0.02
14	0.0	0.0	0.0	1.25	-1.55	0.00
15	0.0	-0.1	0.0	0.84	0.28	0.00
16	0.0	-0.1	0.0	1.39	-1.06	0.00
17	0.0	0.0	0.0	0.83	-0.30	-0.01
18	-0.1	0.2	0.1	0.81	-0.91	-0.04
19	0.2	-1.0	0.0	4.73	1.24	-0.05
20	0.0	0.0	0.0	0.56	-0.45	-0.01
ORTALAMA	0.0	0.1	-0.2	0.54	-0.23	0.01

Cone Beam Computed Tomography ve kilovoltaj görüntülemeler için yapılan düzeltmelerin ortalamaları 6D kaydırmalar için karşılaştırıldığında bu iki yöntemin farkı olarak Tablo 4.2.3.' de gösterilen değerler elde edilmiştir.

Tablo 4.2.3.' de verilen ortalama değerleri arasında farklar VRT ekseninde -0.2 mm, LONG ekseninde 0.6 mm, LAT ekseninde -0.1 mm, PITCH ekseninde 0.20°, ROLL ekseninde -0.29°, RTN ekseninde -0.07° olarak bulunmuştur.

Tablo 4.2.3. 6 boyutlu kV-CBCT ve kV-kV masa kaydırma değerlerinin farklarının ortalamaları

HASTA NO	CBCT(6D)-kV(6D) (ORTALAMA)					
	VRT	LONG	LAT	PITCH	ROLL	RTN
1	0.4	0.5	0.2	-0.54	-0.84	-0.08
2	0.3	4.2	-3.7	-0.74	-1.31	0.11
3	0.4	1.5	-0.1	-0.69	-2.24	-0.08
4	-0.5	-1.0	0.0	2.32	-0.46	0.09
5	1.3	1.3	-0.7	1.79	-0.37	-0.12
6	0.9	-0.2	-1.1	0.59	-0.02	-0.35
7	-0.5	0.1	1.9	0.50	-0.40	-0.13
8	0.5	-0.5	-0.2	-0.62	0.83	0.09
9	-0.3	-1.2	0.9	0.58	-0.32	-0.14
10	1.0	-0.9	-0.4	-1.21	0.34	-0.16
11	-2.8	2.0	0.1	-0.22	0.06	-0.01
12	-0.3	-0.1	-0.7	0.18	-0.37	-0.12
13	-0.4	2.4	-0.8	-0.02	-0.26	0.02
14	-0.4	-0.7	3.2	0.27	0.13	-0.03
15	-0.2	0.5	-0.1	-0.28	0.11	-0.12
16	-0.4	0.8	1.4	0.36	-0.05	-0.07
17	-0.4	0.3	0.0	0.19	-0.10	-0.12
18	-1.1	0.7	1.3	0.72	0.14	0.18
19	-0.7	1.5	-3.3	1.02	-0.51	-0.37
20	0.5	0.0	-0.1	-0.26	-0.09	-0.03
ORTALAMA	-0.2	0.6	-0.1	0.20	-0.29	-0.07

Cone Beam Computed Tomography ve kV görüntülemeler için yapılan düzeltmelerin ortalamaları 4D kaydırmalar için karşılaştırıldığında bu iki yöntemin farkı olarak Tablo 4.2.4.' de gösterilen değerler elde edilmiştir.

Tablo 4.2.4'de verilen ortalama değerleri arasındaki farklar VRT ekseninde 0,00 mm, LONG ekseninde 0,5 mm, LAT ekseninde 0,1 mm, RTN ekseninde -0,16° olarak bulunmuştur.

Tablo 4.2.4. 4 boyutlu CBCT ve kV masa kaydırma değerlerinin farklarının ortalamaları

HASTA NO	CBCT (4D)-kV(4D) (ORTALAMA)			
	VRT	LONG	LAT	RTN
1	0.5	0.6	0.2	-0.15
2	0.5	1.7	0.5	0.02
3	0.3	1.2	0.1	-0.11
4	-0.6	-1.3	0.1	-0.15
5	1.3	1.3	-0.7	-0.12
6	0.7	2.7	-1.0	-1.60
7	-0.3	0.2	1.9	-0.18
8	1.3	-0.5	-0.1	0.09
9	0.4	-1.5	1.1	-0.32
10	1.0	-1.0	-0.5	-0.20
11	-2.1	2.1	0.1	-0.06
12	0.1	-0.5	-0.5	-0.03
13	-0.2	2.3	-0.8	0.01
14	-0.3	-0.7	3.1	-0.08
15	0.0	0.5	-0.1	-0.13
16	-0.4	0.8	1.3	-0.06
17	-0.5	0.2	0.0	-0.11
18	-0.9	0.4	1.2	0.21
19	-0.9	2.2	-3.1	-0.27
20	-0.2	0.1	-0.1	-0.08
ORTALAMA	0.0	0.5	0.1	-0.16

5.TARTIŞMA

Görüntü rehberliğinde radyoterapinin amacı, radyoterapi planlamalarında hedef ve normal dokuların daha doğru bir şekilde belirlenmesini sağlamak ve tedavi uygulanması sırasında hedefi en doğru şekilde ışınlamaktır. VMAT, IMRT gibi tekniklerin güvenilir bir şekilde uygulanabilmesi için IGRT radyoterapide vazgeçilmezdir. IGRT, sistematik ve rastgele hatalarla ilgili ya da hastadaki tümörün büyümesi veya küçülmesi hakkında edinilen bilgileri arttırmaktadır. Bu verileri göz önünde bulundurarak gerekli değerlendirmeler yapılabilir ve tedavi teknikleri geliştirilebilir.

Yapılan çalışmada VMAT ve IMRT tekniği kullanılarak tedavi edilmiş 20 prostat kanserli hastaya ait 496 kV-kV ve 496 kV-CBCT görüntüsü incelenmiştir. Bu görüntülerde 4D ve 6D kullanılarak tedavide uygulanan masa düzeltmelerinin ortalamaları, sistematik ve rastgele hataları hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır.

Goff ve arkadaşları (46) IMRT uygulanan prostat kanserli hastalarda 4D masa düzeltmeleri için kV-kV ve kV-CBCT görüntülerini karşılaştırmış ve bu eşleştirmelerin tekrarlanabilir olup olmadığına bakmışlardır. Yapılan çalışmada 56 kV-kV ve 142 kV-CBCT görüntüsü değerlendirilmiştir. kV-kV görüntüleme sonucu elde edilen vertikal, lateral, longitudinal yönlerdeki sistematik hatalar sırasıyla 4.8, 2.6, 2.9 mm ve rastgele hatalar sırasıyla 2.8, 3.3, 2.3 mm şeklinde bulunmuştur. kV-CBCT görüntüleme sonucu elde edilen vertikal, lateral, longitudinal yönlerinde sistematik hatalar sırasıyla 5.2, 3.3, 3.3 mm ve rastgele hatalar sırasıyla 3.7, 3.3, 2.4 mm şeklinde bulunmuştur. Çalışmada; kV-kV ve kV-CBCT görüntülemeler karşılaştırıldığında kV-CBCT hata değerlerinin daha büyük bulunduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda ise 4 boyutta kV-kV düzeltme sistematik hataları vertikal, lateral, longitiduinale, yönlerinde sırasıyla 2.9, 6.8, 11.2 mm şeklindedir. Rastgele hata değerleri ise vertikal, lateral, longitudinal yönlerinde sırasıyla 8.3, 11.0, 17.6, mm olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızdaki kV-CBCT düzeltme sistematik

hataları vertikal, lateral, longitudinal yönlerde sırasıyla 3.4, 10.9, 6.7 mm şeklindedir. Rastgele hatalar ise vertikal, lateral, longitudinal yönlerde sırasıyla 8.1, 11.5, 18.4 mm şeklindedir. Çalışmamızda Goff ve arkadaşlarının çalışmasına benzer şekilde kV-CBCT değerleri kV-kV değerlerine göre daha büyük bulunmuştur. kV-CBCT ile hesaplanan hataların kV-kV' den büyük olması, hasta pozisyonunun 3 boyutlu olarak görüntülenmesine bağlı analiz farkı ile açıklanabilir. Ek olarak bizim çalışmamızda hesaplanan hatalar daha yüksektir. Bu farkın nedeni olarak çeşitli faktörlerden kaynaklı rutin iş akışında lazerlerin ve cilt markerlarının etkin bir şekilde kullanılmaması gösterilebilir. Goff ve arkadaşlarının çalışmasında kV-kV ile elde edilen hatalar CBCT' den daha düşük bulunmuştur. Bunun nedeni kV-kV kullanılan tedavilerde intraprostatik altın marker kullanımı şeklinde açıklanabilir. CBCT kullanılan tedavilerde ise yumuşak dokuya göre pozisyon düzeltilmesi yapılmıştır. Görüntülemelerde altın markera göre eşleştirme yapmak, yumuşak doku eşleştirmesine göre daha az belirsizdir. Bizim çalışmamızda ise hem kV-kV hem kV- CBCT görüntülemelerde aynı anatomik bölge üzerinden kemik yapılara göre düzeltmeler yapılmıştır. İki görüntüleme yöntemi arasındaki farklar oldukça benzerdir.

Barney ve arkadaşlarının (47) yaptıkları çalışmada 4 boyutlu olarak 1244 kV-kV ve 286 kV-CBCT görüntüsünü değerlendirilmiştir. Yaptıkları değerlendirmede kV-CBCT için ortalama±standart sapma değerleri vertikal, lateral ve longitudinal yönlerde sırasıyla 3.4 ± 2.6 , 3.1 ± 2.7 , 1.3 ± 1.6 mm olarak verilmiştir. kV-kV ve kV-CBCT görüntüleme ile yapılan değerlendirmelerde benzer sonuçlar bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise kV-CBCT düzeltmelerinden gelen ortalama±standart sapma değerleri vertikal, lateral ve longitudinal yönlerde sırasıyla -3.4 ± 3.4 , -1.7 ± 6.7 , -0.2 ± 10.9 mm şeklindedir. Bizim çalışmamızda hesaplanan hatalar bu çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Graf ve arkadaşlarının (48) çalışmasında çeşitli hastalar için mesane ve rektum doluluğu sabitliği sağlanarak intrafraksiyonel prostat hareketi hatalarını azaltmak

amaçlanmıştır. Değerlendirilen 4D kV-kV görüntülemeleri sonucunda ortalamalar vertikal, lateral ve longitudinal yönlerde -0.18, 0.15, -0.64 mm' dir. Sistematik hatalar vertikal, lateral ve longitudinal yönlerinde sırasıyla 1.87, 1.56, 2.46 mm' dir. Rastgele hatalar ise vertikal, lateral ve longitudinal yönlerinde sırasıyla 2.51, 1.82, 2.31 mm olarak verilmiştir. Bizim çalışmamızda da rastgele hatalar sistematik hatalara göre daha büyük bulunmuştur. Bu durum bizim çalışmamız kapsamındaki tedavilerde eksternal ve internal marker kullanılmamasıyla açıklanabilir. Cilt markerları pozisyon doğrulamasında pratik standart bir başlangıç sağlaması açısından, fiducial marker ise görüntülemeyi kolaylaştırması, kemik anatomiye göre daha kolay eşleştirilebilir olması ve prostatın gerçek pozisyonu hakkında fikir verebilmesi nedeniyle avantaj sağlar.

Mesías ve arkadaşlarının (49) çalışmasında prostat, prostat yatağı, serviks, rektum, anal kanal, baş-boyun, beyin ve mediasten olmak üzere 8 farklı tedavi bölgesindeki ortalama, standart sapma ve rastgele hatalar değerlendirilmiştir. Çalışmada 63 prostat kanserli hasta için toplam 1615 kV-CBCT görüntüsü 4D olarak değerlendirilmiştir. Bu görüntülemeler sonucunda elde edilen ortalamalar vertikal, lateral, longitudinal yönlerde sırasıyla -0.6, 0.3, -1.1 mm dir. Sistematik ve (rastgele hatalar) vertikal, lateral, longitudinal yönlerde sırasıyla 2.5 (3.0), 2.6 (3.9) ve 2.9 (3.9) mm idi. En büyük farklılıklar, prostatın longitudinal yönünde görülmüştür. Farklı tedavi bölgeleri için yapılan bu çalışmada değerler pelvis ve toraks için büyük, başboyun tedavileri için daha küçük bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise 4 boyutlu kV-CBCT görüntülemeleri sonucu elde edilen masa kaydırma değerleri ortalamaları vertikal, lateral, longitudinal yönlerde sırasıyla -3.4, -1.7, -0.2 mm şeklindedir. Sistematik ve (rastgele hatalar) vertikal, lateral, longitudinal yönlerde sırasıyla 3.4 (8.1), 6.7 (11.5) ve 10.9 (18.4) mm şeklindedir. Çalışmamızdaki kV-CBCT değerlerinde ise en yüksek değerler benzer şekilde longitudinal yönünde bulunmuştur.

Mancosu ve arkadaşları (50) beyin, karaciğer, prostat ve pankreas hastalarındaki pitch ve roll değerlerini 6D kV-CBCT görüntüleme ile değerlendirmiştir. Değerlendirilen prostat hastalarının pitch ve roll değerleri (ortalama±standart sapma) 0.26 ± 0.91^0 ve 0.24 ± 0.73^0 dir. Pitch değerleri roll değerlerine göre daha büyük bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucunda tüm tedavi bölgeleri için 6 boyutlu masaların hasta pozisyonlamasını iyileştirdiği sonucuna varılmakla beraber en yüksek pitch ve roll değerleri beyin hastalarında görülmüştür. Bizim çalışmamızda pitch ve roll değerleri (ortalama±standart sapma) sırasıyla 0.54 ± 1.61^0 ve -0.23 ± 1.03^0 şeklindedir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde pitch açıları roll açılara göre daha yüksek değerlerde bulunmuştur. Pitch ve roll hata değerlerimiz genellikle 2° den küçük bulunmuştur. Çalışma sonuçları bizim 6D karşılaştırmalarımız ile uyumludur. 4D' ye ek olarak pitch ve roll rotasyonların eklenmesi hasta pozisyonlamasına katkı sağlar.

Chiesa ve arkadaşları (51) 12 prostat hastasının 263 kV-CBCT görüntüsündeki 6 boyutlu rotasyonel ve translasyonel hataların kaymalarının büyüklüğünü ve dozimetrik ilişkisini değerlendirmiştir. Bu değerlendirmeler sonucunda vertikal, lateral, longitudinal, pitch, roll, yaw yönlerindeki ortalama ve sistematik hatalar sırasıyla (ortalama±standart sapma) -1.4 ± 4.1 mm, 0.5 ± 3.6 mm, -1.4 ± 4.2 mm, $-0.3\pm 1.1^\circ$, $0.1\pm 1.4^\circ$, $-0.1\pm 0.7^\circ$ olarak bulunmuştur. Çalışmanın dozimetrik değerlendirilmesinde rotasyonel düzeltmeleri hedefteki doz kapsamında önemli değişikliklere sebep olmazken seminal veziküllerdeki doz dağılımında etkili olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda translasyonel ve rotasyonel değerlendirmemiz sonucunda elde ettiğimiz ortalama ve sistematik hatalar vertikal, lateral, longitudinal, pitch, roll, yaw yönlerinde sırasıyla -3.3 ± 3.4 mm, -1.9 ± 6.5 mm, -0.1 ± 10.8 mm, $0.54\pm 1.61^\circ$, $-0.23\pm 1.03^\circ$, $0.49\pm 1.03^\circ$ şeklinde bulunmuştur. Bizim çalışmamızla karşılaştırıldığında translasyonel düzeltmeler daha büyükken rotasyonel düzeltmeler benzer şekilde 2° den küçük bulunmuştur.

Badakhshi ve arkadaşlarının (52) çalışmasına göre 13 prostat hastasının 427 fraksiyonunun 6 boyutlu masadaki kV-kV görüntüleri incelenmiştir. Bu çalışmada fiducial ve stereoskopi yardımıyla prostat hareketi ve hasta hareketini belirlemek amaçlanmıştır. İntrafraksiyonel prostat hareketi kemiklerin toplam yer değiştirmesinden intrafraksiyonel yer değiştirmenin çıkarılmasıyla bulunmuştur. İntrafraksiyonel hasta hareketi standart sapmaları vertikal, lateral, longitudinal, pitch, roll, yaw yönlerinde sırasıyla 1.3, 1.8, 1.7 mm ve 1.7, 2.8, 8.8° dir. Sistemik hatalar 1.3, 1.8, 1.7 mm ve 1.7, 2.8, 8.8 ° dir. Rastgele hatalar 1.2, 1.9, 2.1 mm ve 2.5, 3.0, 5.5 ° dir. Prostat hareketinin standart sapmaları vertikal, lateral, longitudinal, pitch, roll, yaw yönlerinde sırasıyla 1.5, 2.3, 2.2 mm ve 1.4, 2.1, 3.8° dir. Sistemik hatalar 0.5, 2.1, 2.0 ve 2.3, 2.4, 2.2 ° dir. Rastgele hatalar ise 1.4, 2.6, 2.2 mm ve 2.5, 3.5,

5.1 ° şeklindedir. İntrafraksiyonel hareket tedavi için önemli bir etken olmakla birlikte prostat hareketi hasta hareketine göre daha büyük bulunmuştur. İntrafraksiyonel düzeltme tedavi marjlarını azaltmada yararlı olabilir sonucuna varılmıştır. Bizim çalışmamızda ise 6 boyutlu kV-kV sistemik hataları vertikal, lateral, longitudinal, pitch, roll, yaw yönlerinde sırasıyla 2.9, 6.8, 11.1, mm ve 1.26, 0.88, 1.00 ° şeklindedir. Rastgele hatalar ise sırasıyla 7.5, 10.7, 17.1 mm ve 1.45, 1.12, 0.96 ° şeklindedir. Translasyonel hatalarımız rotasyonel hatalarımıza göre yüksek olmakla beraber en yüksek rotasyon açısı pitch açısında görülmüştür. Ancak bizim çalışmamızdaki kV-kV verisi kemik anatomiden elde edilmiştir. Badakhshi ve arkadaşlarının çalışmasındakine benzer şekilde prostat spesifik bir değerlendirme için hacimsel kV-CBCT görüntüleri kullanmak uygun olur. Ek olarak bizim çalışmamızda 4 boyutlu ve 6 boyutlu düzeltmeler karşılaştırıldığında translasyonel farklar benzerdir.

Shi ve arkadaşlarının (53) yaptığı çalışmada 6 boyutlu masada marker bazlı kV görüntülerinin set-up belirsizlikleri değerlendirilmiştir. 43 prostat hastasının 1261 fraksiyonunun kV-kV görüntüleri incelenerek değerlendirilmiştir. Bu düzeltmeler sonucunda minimum, ortalama ve maksimum translasyonel kaymaları sırasıyla: lateral yönde (value±SD) -5,12±3,89 mm, 0,20±2,21 mm, 6.07±4.44 mm; longitudinal yönde -6,80±3,21 mm, -1,09±2,21 mm, 3.12±2.62 mm; ve vertikal yönde sırasıyla -

7.33±3.46 mm, -0.93±2.70 mm ve 5.93±4.85 mm' dir. Minimum, ortalama ve maksimum rotasyon değişimleri: lateral doğrultuda sırasıyla -1.23°±1.95°, 0.25°±1.30° ve 2.38°±2.91° ; longitudinal yönde sırasıyla -0.67°±0.91°, 0.10°±0.61° ve 1.51°±2.04° ; ve vertikal yönde sırasıyla -0,75°±1,01° , 0,02°±0,50° ve 0,82°±1,13° dir. Çalışmanın sonucunda translasyonel hatalar 2 mm den az ve rotasyonel hatalar genel olarak 2° den az bulunmuştur. Çalışmada ifade edilen diğer bir fark görüntüleme dozlarında kV-kV' nin CBCT' den daha az hasta dozu avantajı olduğudur. Bizim çalışmamızda ise translasyonel hatalarda daha büyük değerler görülürken rotasyonel hatalar benzer şekilde 2° den az bulunmuştur. Farkların nedeni klinikler arası uygulanan tedavi protokolleri ve hasta immobilizasyonundaki farklılıklarından kaynaklı olabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmaya başlarken amaç, kV-kV ve kV-CBCT yöntemlerini kullanarak masanın 4D ve 6D görüntülerinden elde edilen değerleri karşılaştırmaktır. Yapılan incelemelerde translasyonel sistematik ve random hata değerlerimiz literatürle genellikle yüksek veya benzer bulunmuştur. Bunun temel nedeni olarak tedavi lazerlerinin veya cilt markerlarının etkin bir şekilde kullanılmaması gösterilebilir. Rotasyonel açı değerlerimiz ise literatürdeki değerlerle benzer çıkmakla beraber pitch açıları roll açılara göre daha büyük bulunmuştur.

Prostat kanserinde hedef lokalizasyonu için kullanılacak kV-kV ve kV-CBCT yöntemleri arasında karşılaştırma yapıldığında görüntüleme dozunun daha düşük olması ve kemik anatomisinin daha iyi görüntülenebilmesi sebebiyle kV-kV görüntüleme daha avantajlıdır. Aynı zamanda kV-kV görüntülemenin tedavi süresini azaltması sebebiyle de tercih edilmektedir. Bunun yanında cilt markerları pozisyon doğrulamasında pratik standart bir başlangıç sağlaması açısından, fiducial marker ise görüntülemeyi kolaylaştırması ve kemik anatomiye göre daha kolay eşleştirilebilir olması nedeniyle avantaj sağlar. IGRT yöntemlerine ek olarak teknolojiye gelişmelerle birlikte kullanıma başlanan 6 boyutlu masanın hareket olanağının daha fazla olması sebebiyle 4 boyutlu masaya göre açısal anlamda hareket avantajı sağlamakta ve bu sebeple prostat kanserli hasta uygulamalarında tercih edilmektedir. CBCT' de volumetrik değerlendirme avantajından dolayı prostata göre düzeltme yapılabilir. Çalışmalara göre rotasyonel düzeltmeler dozimetrik farklara neden olabilir. Bu nedenle hem set-up pratikliği hem de kalitesi açısından 6D masa kullanımını avantaj yaratabilir.

İdeal bir prostat IGRT sistemi görüntülemesi kendisine bağlı gelişen olası hatalardan arınmış bir şekilde mantıklı bir süre içerisinde ve yerleştirilmiş radyopak işaretleyicilere gerek duymadan ve tercihen hastayı radyasyona maruz bırakmadan elde edilmeye uygun olmalıdır. Tüm bu unsurlar dikkate alındığında yukarıda belirtilen özelliklerin hepsini bir arada bulunduran bir çözüm henüz

bulunmamaktadır. Her klinik günlük rutinde kullanacağı IGRT tekniğini teknolojik donanım ve klinik etkileri dikkate alarak belirlemelidir (54).

7. KAYNAKLAR

1. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy, Modern Radiation Therapy. 4th ed. Lippincott Williams and Wilkins. 2010; p.413-30, 501-5015.
2. Verellen D, De Ridder M, Storme G. A (short) history of image-guided radiotherapy. Radiotherapy&Oncology European Society of Radiotherapy and Oncology. 2008; 86(1): 4-13.
3. Kirby MC, Glendinning AG. Developments in electronic portal imaging systems. The British Journal of Radiology. 2006; 79(1): 50-65.
4. Dobbs HJ, Landberg T. Geometric uncertainties in radiotherapy. British Institute of Radiology. 2003;1-89.
5. Timmerman RD, Xing L. Image-Guided and Adaptive Radiation Therapy. 2010; 20: 348.
6. Şenkesen Ö, Küçük H. Tedavi Doğrulama Yöntemleri. Temel Ve Klinik Radyoterapi. Bilge H, Gökçe ŞÇ, Özyiğit G, Yıldız OG. "2. baskı" .Hürriyet Matbaa s.86-92.
7. Dawson LA, Jaffray DA. Advances in image-guided radiation therapy. Journal of Clinical Oncology. 2007; 25(8) : 938-46.
8. Santos DLSJ, Popple R, Aqazaryan N, Bayouth JE, Bissonnette JP, Bucci MK, Dietrich S, Dong L, Forster KM, Indelicato D, Langen K, Lehnmen J, Mayr N, Parsaj I, Salter W, Tomblyn M, Yuh WT, Chetty IJ. Image guided radiation therapy (IGRT) technologies for radiation therapy localization and delivery. International Journal of Radiation Oncology 2013; 87(1): 33-45.
9. Atalar B, Özyar E. Radyoterapide teknik gelişmeler ve IGRT (Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi). Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi. 2010; 2(1): 57-61.
10. Herk MV. Errors and margins in radiotherapy. Seminars in Radiation Oncology. 2004; 14: 52-64.

11. Stroom JC, Heijmen BJ. Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and ICRU-62 report. Radiotherapy&Oncology European Society of Radiotherapy and Oncology. 2002; 64(1): 75-83.
12. Akman F, ICRU 83'ün eksternal radyoterapide volüm ve doz tanımlamaları'na getirdiği yenilikler. MedFiz@Online "ElektronikDergi" 2017;8: 11-15. http://medikalfizik.org/uploads/fck/medfiz_8sayi.pdf
13. Kaplan M. Prostat kanserinde etiyoloji, epidemiyoloji ve tarama. Etiology, epidemiology and screening of prostate cancer. Turkiye Klinikleri J Urology-Special Topics. 2014; 7(4): 1-5.
14. Haas GP, Delongchamps N, Brawley OW, Wang CY, Roza GDL. The world wide epidemiology of prostate cancer: Perspectives from autopsy studies. Can J Urol. 2008 Feb; 15(1): 3866-3871.
15. Christina Chun C. Prostate cancer in detail Medical News. 2017.
16. Bilge HŞ, Verim V. Ultrason görüntülerinde prostat sınırının bulunması. Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der. 2007; 22: 407-413.
17. Ergüney S. Ajcc Kanser Evreleme Atlası. Türkiye Kanserle Savaş Vakfı. Nobel Tıp Kitabevi. 2013; s. 535-545. Ergüney S(Ed).
18. Geinitz H, Roach M. Radiotherapy in Prostate and Current Controversies. Prostat Kanserinde Radyoterapi Yenilikçi Teknikler ve Güncel Tartışmalar. Şengöz M, Özveri H, Tezcanlı EK, Nobel Matbacılık San.Tic.Ltd.Şti, İstanbul.
19. Wolff D, Stieler F, Welzel G, Lorenz F, Abo Y, Mai S, Herskind C, Polednik M, Steil V, Wenz F, Lohr F. Volumetric modulated arctherapy (VMAT) vs. serial tomotherapy, step-and-shoot IMRT and 3D-conformal RT for treatment of prostate cancer. Radiotherapy and Oncology. 2009; 93(2): 226-233.
20. Gürer E, Turna B. Lokalize prostat kanseri: Tedavi seçenekleri. Localised prostate cancer: Treatment options. Turkiye Klinikleri J Urology, 2012; 5(1): 56-65.

21. Atalar B, Özyar E. Radyoterapide teknik gelişmeler ve IGRT (Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi). Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi 2010; 2(1): 57-61.
22. Işıқтаş E. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Uygulamaları İçin Kullanılan Doz Ölçüm Doğrulama Sistemlerinin Karşılaştırılması. DEÜ. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Yüksek Lisans Tezi. İzmir. 2011. (Prof. Dr. F. Akman)
23. Şenkesen Ö, Küçüçük H. Tedavi Doğrulama Yöntemleri. Temel ve Klinik Radyoterapi. Bilge H, Gökçe ŞÇ, Özyiğit G, Yıldız OG "2. baskı" .Hürriyet Matbaa s.86-92.
24. Herman MG, Balter JM, Jaffray DA, McGee KP, Munro P, Shalev S, Herk MV. Wong WJ. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58: 2001.
25. Şen CA, Karaköse A, Ateşçi ZZ. Prostat kanseri tedavisinde altın işaretleyiciler eşliğinde yapılan radyoterapi uygulamaları. The Cystoscope Elektronik Hakemli Dergi "Elektronik Dergi". Ocak 2014.
26. Şenkesen Ö, Küçüçük H. Tedavi Doğrulama Yöntemleri. Temel ve Klinik Radyoterapi. Bilge H, Gökçe ŞÇ, Özyiğit G, Yıldız OG "2. baskı". Hürriyet Matbaa s.86-92.
27. Murphy MJ, Balter J, Balter S, Bencomo JA, Das IJ, Jiang SB, Ma CM, Rodebaugh RF, Ruchala KJ, Shirato H, Yin FF. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. 2001.
28. Goyal S, Kataria T. Image guidance in radiation therapy: Techniques and applications. Radiology Research and Practice. 2014.
29. Srinivasan K, Mohammadi M, Shepherd J. Applications of linac-mounted kilovoltage cone-beam computed tomography in modern radiation therapy: A review. Polish Medical Society of Radiology. 2014; 79: 181–193.

30. Broderick M, Menezes G, Leech M, Coffey M. A comparison of kilovoltage and megavoltage conebeam CT in radiotherapy. *Journal of Radiotherapy in Practice*. 2007; 6: 173-178.
31. Langen KM, Meeks SL, Poole DO, Wagner TH, Willoughby TR, Kupelian PA, Ruchala KJ, Haimer J, Olivera GH. The use of megavoltage CT (MVCT) images for dose recomputations. 2005; 50(18): 4259-76.
32. Geinitz H, Roach M. Radiotherapy in Prostate and Current Controversies. *Prostat Kanserinde Radyoterapi Yenilikçi Teknikler ve Güncel Tartışmalar*. Şengöz M, Özveri H, Tezcanlı EK, Nobel Matbacılık San.Tic.Ltd.Şti, İstanbul.
33. Yartsev S, Kron T, Dyk JV. Tomotherapy as a tool in image-guided radiationtherapy (IGRT): The or etical and technological aspects. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*. 2007: 3(1).
34. Western C, Hristov D, Schlosser J. Ultrasound Imaging in Radiation Therapy: From Interfractional to Intrafractional Guidance. *National Center for Biotechnology Information*. 2015: 7(6).
35. Şenkesen Ö. Video tabanlı sistemler. *Ulusal Radyasyon Onkolojisi Radyofizik Kursu*. 2010.
36. Kupelian P, Willough T, Arul Mahadevan A, Djemil T, Weinstein G, Jani S, Enke C, SolbergT, Flores N, Liu D, Beyer D, Levine L. Multi institutional clinical experience with the Calypso System in localization and continuous, real-time monitoring of the prostate gland during external radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology*. 2007; 67(4) : 1088-1099.
37. Willoughby TR, Kupelian PA, Pouliot J, Shinohara K, Aubin M, Skrumeda LL, Balter JM, Litzenberg DW, Hadley SW, Wei JT, Sandler HM. Target localization and real-time tracking using the Calypso 4D localization system in patients with localized prostate cancer. *Radiation and Oncology Biology Physics*. 2006; 65(2): 528-534.

38. Biston MC, Delcoudert L, Gorsse C, MunozA, Pommier P. Real-time ultrasound and electromagnetic transmitter based tracking systems for adaptive radiotherapy in prostate cancer patients. 2017; 99(2): 223.
39. Ceylan C, Arslan A, Kafkas B, Çekiçkesen Y, Mollaoğlu F, Tecik A, Korkmaz N, Ayata H, Kılıç A, Uğur T, Güden M, Engin K. Definition of the set-up error using 2D radiographic images and 3D computed tomography and dosimetric effect of set-up errors for head and neck/lung radiotherapy patients. Turkish Journal of Oncology. 2015; 30(3).
40. Baret J. On Target: Ensuring Geometric Accuracy in Radiotherapy. Royal College of Radiologists. 2008; 11-14.
41. Stroom JC, Heijmen BJM. Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report. Radiotherapy and Oncology. 2002; 64(1): 75-83.
42. Varian Medical Systems. VarianTruebeam™ Accelerator System. Kullanım Kılavuzu.
43. Varian Medical Systems. Eclipse Version13.6 IHE Integration Statement. Kullanım Kılavuzu.
44. Virtual Radiation Oncology Clinic (VROC) V1.1 Radiation Oncology Training p.30-35.
http://ufdcimages.uflib.ufl.edu/IR/00/00/36/57/00001/VROC_Resident_manual.pdf
45. Özdemir S, Öksüz DÇ, Ergen ŞA, Hacı G, Karaçam SÇ, Dinçbaş FÖ, Koca S. Acute toxicity in prostate carcinoma patients treated with kv-CBCT guided IMRT/VMAT. Turkish Journal of Oncology. 2014; 29(3): 89-96.
46. Goff PH, Harrison LB, Furhang E, Nq E, Bhatia S, Tricter F, Ennis RD. 2D kV orthogonal imaging with fiducial markers is more precise for daily image guided alignments than soft-tissue cone beam computed tomography for prostate radiation therapy. Adv.Radiat. Oncol. 2017; 2(3): 420-428.
47. Barney BM, Lee RJ, Handrahan D, Welsh KT, Sause WT. Image-guided radiotherapy (IGRT) for prostate cancer comparing kV imaging of fiducial

markers with cone beam computed tomography (CBCT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2011; 80(1) :301-305.

48. Graf R, Boehmer D, Budach V, Wust P. Appropriate patient instructions can reduce prostate. *Radiation Oncology.* 2012; 7: 125.
49. Mesías MC, Heggeman JB, Thoelking J, Wenz F, Wertz H. Quantification and assessment of interfraction setup errors based on Cone Beam CT and determination of safety margins for radiotherapy. 2016; 11(3).
50. Mancosu P, Reggiori G, Gaudino A, Lobefalo F, Paganini L, Palumbo V, Stravato A, Tomatis S, Scorsetti M. Are pitch and roll compensations required in all pathologies? A data analysis of 2945 fractions. *Br J Radiol.* 2015; 88.
51. Chiesa S, Placidi L, Azario L, Mattiucci GC, Greco F, Damiani A, Mantini G, Frascino V, Piermattei A, Valentini V, Balducci M. Adaptive optimization by 6 DOF robotic couch in prostate volumetric IMRT treatment: rototranslational shift and dosimetric consequences. *J Appl Clin Med Phys.* 2015; 16(5): 35-45.
52. Badakakshi H, Wust P, Budach V, Graf R. Image-guided radiotherapy with Implanted markers and kilovoltage imaging and 6-dimensional position corrections for intrafractional motion of the Prostate. *Anticancer Research.* 2012; 33(9): 4117-4122.
53. Shi C, Tazi A, Fang DX, Iannuzzi C. Study of ExacTrac X-ray 6D IGRT setup uncertainty for marker-based prostate IMRT treatment. *Journal of Applied Clinical Medical Physics.* 2012; 13(3): 35-42.
54. Soete G, Verellen D, Storme G. Image guided radiotherapy for prostate cancer. *Bull Cancer.* 95: 374-380.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Şeyma	Soyadı	Çavdar
Doğum Yeri	Fatih	Doğum Tarihi	26.08.1990
Uyruğu	T.C	Telefon	
E-mail	seymacavdar1@gmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi	2019
Lisans	İstanbul Üniversitesi	2015
Lise	Şair Abay Konanbay Lisesi	2007

İş Deneyimi

	Görevi	Kurum	Süre
1.	Radyoterapi Stajyeri	Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı	08.2012-09.2012
2.			

Yabancı Diller

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	İyi	İyi	İyi

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	İyi
Microsoft Office	İyi
C++	İyi

Uluslararası ve Ulusal Yayınları/Bildirileri/Sertifikaları/Ödülleri/Diğer

1. Radyoterapi Uygulanan Hastalarda Gelişmiş Solunum Esaslı Görüntüleme Tekniklerinin Yıllara Göre Değişimi/ 13. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi
2. Radyoterapide Hounsfield Skalasının(HU) Önemi Ve Farklı kV' ler İçin Tedavi Planlama Sistemindeki Değişimin İncelenmesi/ Türk Fizik Derneği 29. Uluslararası Fizik Kongresi
3. CT Sayısı- Yoğunluk Değişiminin Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde İncelenmesi/ Türk Fizik Derneği 28. Uluslararası Fizik Kongresi

