

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROSTAT KANSERLERİNDE 3 BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ, YOĞUNLUK
AYARLI RADYOTERAPİ VE TOMOTERAPİ TEDAVİ TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK
OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programı

Taylan TUĞRUL

DANIŞMAN

Ögr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK

İZMİR

2012

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROSTAT KANSERLERİNDE 3 BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ, YOĞUNLUK
AYARLI RADYOTERAPİ VE TOMOTERAPİ TEDAVİ TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK
OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programı

Taylan TUĞRUL

DANIŞMAN

Ögr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK

İZMİR

2012

TEZ ONAY SAYFASI

Kurum Adı : Ege Üniversitesi

Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi

Programı : Tıbbi Radyofizik


Tez Konusu : Prostat Kanserlerinde 3 Boyutlu Konformal
Radyoterapi, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Tomoterapi Tedavi Tekniklerinin Dozimetrik
Olarak Karşılaştırılması

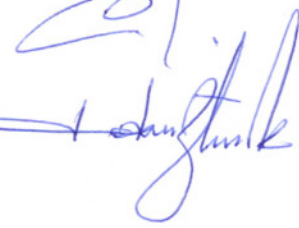
Danışman : Öğr. Gör. Nezahat OLACAK

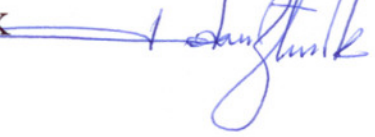
Tezi Hazırlayan : Taylan TUĞRUL

Değerlendirme Kurulu Üyeleri

Adı Soyadı

Başkan (Danışman) : Öğr. Gör. Nezahat OLACAK 

Üye / İmza : Prof. Dr. Arif Bülent ARAS 

Üye / İmza : Prof. Dr. Lokman ÖZTÜRK 

Tezinin Kabul Edildiği Tarih : 09.03.2012

ÖNSÖZ

Günümüzde teknolojinin gelişmesi, radyoterapi cihazlarının ve bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerinin gelişmesine imkan tanımıştır. Farklı tedavi teknikleri kullanılıp geliştirilerek tümörlü dokuya maksimum ve homojen doz verilirken, çevredeki kritik organlar daha iyi korunabilmektedir.

Bu çalışmada prostat kanserli hastalara uygulanan Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT) ile onun gelişmiş bir yöntemi olan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve son zamanlarda önem kazanan Helikal Tomoterapi teknikleri tümörlü dokunun almış olduğu dozu ve kritik organların aldığı dozlar açısından karşılaştırılmış ve iki tekniğin avantajları ve dezavantajları tartışılmıştır. Çalışmada tıbbi konulara yönelik bilgiler verilmiş, çalışmanın hazırlanmasında konuyla ilgili temel kaynaklar ve bilimsel araştırmalardan yararlanılmış ve çalışma Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı ve Trabzon Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesinde’de gerçekleştirilmiştir.

Öğrenciliğim boyunca bana her zaman destek olan, çalışmanın her aşamasında ve teknik konularda bilgisini esirgemeyen, ilgili bölümlerin yazılmasında büyük özveri ve titizlik gösteren değerli hocam Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK’a, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan değerli hocam Fiz. Müh. İbrahim OLACAK, bugünlere gelmemde çok büyük emeği geçen, desteğini her zaman gösteren Öğr. Gör. Murat KÖYLÜ’ye, uygun çalışma ortamı yaratıp, desteğini esirgemeyen Uzm. Dr. Eda KÜÇÜKTÜLÜ’ye, her zaman yanımda olan değerli arkadaşım Berna NALBANT’a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	SAYFA NO
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Prostat Kanseri ve Radyoterapi.....	3
2.2 Prostat Kanseri Işınlama Teknikleri.....	6
2.2.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi.....	6
2.2.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	8
2.2.3 Helikal Tomoterapi Tekniği.....	9
2.3 Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi.....	11
2.4. Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı.....	13
2.5. Elekta Precise Tedavi Planlama Sistemi.....	14
2.6. Tomotherapy Hi-Art Lineer Hızlandırıcı.....	15
2.7. Tomoterapi Hi-Art Tedavi Planlama Sistemi.....	21
2.8. İyon Odaları.....	23
2.9. İki Boyutlu İyon Odası.....	23
2.10. Film Dozimetrisi.....	24
3.GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1 Araç ve Gereçler.....	26
3.1.1.Siemens Biograph TruePoint PET-CT Cihazı.....	26
3.1.2. Scanditronix Wellhöfer Marka Dose 1 Elektrometre.....	27
3.1.3. Scanditronix Wellhöfer marka RW-3 katı su fantomu.....	28

III

3.1.4. Kodak marka X-Omat film.....	29
3.1.5. PTW Octavius Fantom.....	29
3.1.6. PTW Seven29 2D Array.....	30
3.1.7. PTW Verisoft programı.....	31
3.1.8. PTW Mephysto mc ² 2.0.1 Film Analiz Programı.....	32
3.1.9. Gammex Cheese Fantom.....	33
3.1.10. Epson 10000XL film tarayıcı.....	34
3.1.11. Scanditronix Wellhöfer Marka 0.65 cc Farmer Tipi İyon Odası.....	35
3.2.YÖNTEM.....	36
3.2.1. Lineer hızlandırıcının Kalite Kontrol Testleri.....	36
3.2.1.1. Yüksek MU Değerleri için Kalite Kontrol Testleri.....	36
3.2.1.2. Düşük MU Değerleri İçin Linak Cihazının Performans Testleri.....	37
3.2.1.3. Üst üste binme testi.....	37
3.2.1.4. Çok Yapraklı Kolimatör Doz Testi.....	38
3.2.1.5. Çok Yapraklı Kolimatör Sızıntı Testi.....	39
3.2.2. Tedavi Planlama Teknikleri ve uygulanması.....	39
3.2.3. Tomoterapi İçin Octavius Fantomda 2D-Array İle Doz Dağılımı Doğrulanması.....	43
3.2.4. Kişiyeye Özel Kalite Kontrol Temelleri.....	46
3.2.5. Veri Analizi.....	47
4.BULGULAR.....	48
4.1. Yüksek MU Değerleri İçin Kalite Kontrol Verileri.....	48
4.2. Düşük MU Değerleri İçin Linak Cihazının Performans Testleri Verileri.....	49

IV

4.3. Üst Üste Binme Testi Verileri.....	50
4.4. Çok Yapraklı Kolimatör Doz Testi Verileri.....	51
4.5. Çok Yapraklı Kolimatör Sızıntı Testi Veriler.....	51
4.6. 10 hastaya ait kritik organların verileri ve analizleri.....	52
5.TARTIŞMA.....	71
6.ÖZET VE ABSTRACT.....	77
6.1. Özet.....	77
6.2. Abstract.....	79
7.YARARLANILAN KAYNAKLAR.....	80

ŞEKİLLER VE GRAFİKLER DİZİNİ

	SAYFA NO
Şekil 1 : 3BKRT için izodoz ve Doz Volume Histogramı.....	7
Şekil 2 : YART için izodoz ve Doz Volume Histogramı.....	9
Şekil 3 : Tomoterapi için izodoz ve Doz Volume Histogramı.....	11
Şekil 4 : Hi-Art Tedavi Planlama Sisteminde ilk çekilen BT görüntüsü ile anlık çekilen görüntünün karşılaştırılması.....	12
Şekil 5 : Tomoterapi cihazının yapısal görüntüsü.....	16
Şekil 6 : Helikal tomoterapi kaynak, target, çene, ve MLC'ler.....	18
Şekil 7 : Helikal tomoterapide transvers ekseninde değişik derinlikler için düzleştirici filtresiz doz profilini göstermektedir.....	20
Şekil 8 : Tomoterapi Hi-ART TPS'de kısmi ve tam bloklama.....	21

Şekil 9 : Tomoterapi Hi-Art Tedavi Planlama Sistemi.....	22
Şekil 10 : İyon odalarının şematik gösterimi.....	24
Şekil 11 : PTW Verisoft Programı.....	32
Şekil 12 : PTW Mephysto mc ² 2.0.1 Film Analiz Programı.....	33
Şekil 13 : Üst üste binme testi için planlamada oluşturulan 1. segment.....	37
Şekil 14 : Üst üste binme testi için planlamada oluşturulan 2. segment.....	38
Şekil 15 : Precise Plan Tedavi Planlama Sistemi.....	41
Şekil 16 : Precise Plan Tedavi Sistemindeki YART optimizasyon kısmı.....	41
Şekil 17 : Hi-Art Tedavi Planlama Sistemindeki optimizasyon kısmı.....	42
Şekil 18 :Hi-Art Tedavi Planlama Sistemindeki DQA bölümü.....	45
Şekil 19 : Hasta kalite kontrolü için elde edilen gamma metodu sonucu.....	47
Grafik 1 : Linak doğrusallık testi grafiği.....	48
Şekil 20 : Bir hastaya ait DVH a) 3B-KRT b) YART c) Tomoterapi.....	52

TABLÖLAR DİZİNİ

	SAYFA NO
Tablo 1 : Kalibrasyon ölçümleri için yapılan doğrusallık testi.....	49
Tablo 2 : Düşük MU'de TPS ve Linak okuma değerleri.....	49
Tablo 3 : ÇYK alanı okuma değeri ile kolimatör okuma değeri ve % fark.....	51
Tablo 4 : ÇYK alanı açık ve kapalı olduğundaki okuma değerleri.....	51
Tablo 5 : Mesanenin %100,%50 ve %25'inin almış olduğu dozlar.....	53
Tablo 6 : Mesanenin %100,%50 ve %25'inin almış olduğu ortalama dozlar.....	54
Tablo 7 : Rektumun %100,%50 ve %25'inin almış olduğu dozlar.....	55
Tablo 8 : Rektumun %100,%50 ve %25'inin almış olduğu ortalama dozlar.....	57

Tablo 9 : Mesanenin 50 ve 65 Gy'lik doz alan kısımları.....	57
Tablo 10 : Rektumun 35 ve 65 Gy'lik doz alan kısımları.....	60
Tablo 11: Femur başının 50 Gy doz alan hacimleri.....	62
Tablo 12 : Tümörün %95'lik kısmının almış olduğu dozlar.....	64
Tablo 13 : Her üç planlama tekniği için elde edilen Konformite İndeksleri.....	66
Tablo 14 : Her üç planlama tekniği için elde edilen Homojenite İndeksleri.....	67
Tablo 15 : Her üç planlama tekniği için tedavi süreleri.....	68

RESİMLER DİZİNİ

	SAYFA NO
Resim 1 : Elekta Synergy Platform marka Linac cihazı.....	14
Resim 2 : Helikal tomoterapi cihazına ait MLC'ler.....	18
Resim 3 : Siemens Biograph TruePoint PET-CT Cihazı.....	27
Resim 4 : Scanditronix Wellhöfer Marka Dose-1 Elektrometre.....	28
Resim 5 : Scanditronix Wellhöfer Marka RW-3 Katı Su Fantomu.....	29
Resim 6 : PTW Octavius Fantom.....	30
Resim 7 : PTW Seven29 2D Array.....	31
Resim 8 : Cheese fantom.....	34
Resim 9 : Epson 10000XL Film Tarayıcı.....	35
Resim 10 : Scanditronix Wellhöfer Marka 0.65 cc Farmer Tipi İyon Odası.....	35
Resim 11 : SSD=100 cm ve 10x10 cm ² 'de fantom görüntüsü.....	36
Resim 12 : Octavius fantom ve Seven-29 2D aray ile doz doğrulaması.....	44
Resim 13 : Üst üste binme testi için ışınlanan film.....	50

1-Giriş ve Amaç

Prostat kanseri erkeklerde görülen kanser türlerinden ikinci sırada yer almaktadır. Bu hastalık için standart tedavi yöntemi olan radyoterapi, bölgesel olarak ilerlemiş ve erken evrede uygulanmaktadır. Günümüzde hasta bilincinin artması, prostat spesifik antijen (PSA) taraması ve ultrason eşliğinde yapılan biyopsi yöntemlerinin kullanılması ile prostat kanserine erken evrede tanı konulabilmektedir. Bu yöntemler hastalığın tedavisinde ve mortalitenin azaltılmasında yüksek oranda katkıda bulunmaktadır.

Erken evre prostat kanseri tedavisinde radikal prostatektomi, eksternal radyoterapi ve brakiterapi tedavi seçenekleri sunulmaktadır. Üç tedavi tekniğinde de klinik sonuçlar benzer olmasına rağmen tedaviye bağlı yan etkilerde farklılıklar görülmektedir. Son yıllarda radyoterapideki teknolojik gelişmelerle birlikte prostat kanseri tedavisinde kullanılan teknikler de hızla ilerlemiştir. Özellikle modern görüntüleme yöntemleri olan bilgisayarlı tomografi (BT) ve magnetik rezonans görüntüleme (MRG) ile hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesi ve tümörün normal doku ile ilişkisinin daha net ortaya konulmasıyla birlikte 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT) tekniği kullanılmaktadır. Günümüzde 3B-KRT'den daha gelişmiş olan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) tekniği de yaygın bir şekilde uygulanmaya başlanmıştır. Yeni radyoterapi tekniklerinin kullanımı, toksisiteyi arttırmadan radyoterapinin yüksek dozlarının güvenle uygulanmasına olanak sağlamaktadır (5).

Üç boyutlu tedavi planı ve yeni gelişmiş olan görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (IGRT-Image-Guided Radiotherapy) ile birleşmiş olan step and shoot ve dinamik YART teknikleri hem tümör kontrolünü sağlayıp hem de risk altındaki organları koruyacak şekilde mükemmel sonuçlar ortaya çıkarmıştır. Son zamanlarda YART'nin en modern şekli olan tomoterapi, helikal dinamik YART yapma imkânı sağlamaktadır.

3B-KRT ve YART teknikleri hedef organ olan prostatı tam olarak kapsarken çevresindeki normal dokuları daha iyi korur, böylece tümöre verilen toplam doz bu iki tedavi tekniği kullanıldığında daha da yükseltilebilir. Dozun yükseltilmesi biyokimyasal yinelemesiz sağ kalım süresini (BYSS) arttırır (6).

Bu teknikler sayesinde, rektum, mesane ve femur başları gibi kritik organ dozları azaltılmakta ve hedef hacimde maksimum ve homojen doz dağılımı sağlanmaktadır. Bu çalışmada toplam 76 Gy dozun ilk 40 Gy'inde yaygın kullanılan en optimal dört alan kutu ve 40-76 Gy'inde 6 alan ile üç 3 boyutlu konformal radyoterapi, 76 Gy'in tamamında ise 7 alan step and shoot YART ve helikal dinamik YART planlama teknikleri kullanılarak dozimetrik olarak karşılaştırılacaktır. Tüm teknikler için hedef ve kritik organ dozları, düşük doz alan sağlam doku hacimleri, konformite (CI) ve homojenite indeksleri (HI) karşılaştırılarak en ideal tedavi planlama tekniği belirlenecektir.

2.Genel Bilgiler

2.1. Prostat Kanseri ve Radyoterapi

Prostat kanseri erkeklerde görülen önemli bir sağlık problemidir. Erkeklerde akciğer kanserinden sonra ikinci en sık kansere bağlı ölüm nedenidir. Günümüzde teknolojinin ilerlemesiyle birlikte geliştirilen teşhis amaçlı kullanılan cihazlar sayesinde erken evrede prostat kanserine tanı konabilmektedir. Prostat kanserine çok nadir olarak 40 yaşın altında tanı konulmakta ve genellikle 50 yaşından genç kişilerde sık olarak tespit edilememektedir (16).

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

Genel olarak biyolojik karakteri nedeni ile prostat kanseri yavaş ilerleyen bir hastalık olduğundan geç klinik belirti vermektedir. Belirtiler hastalık ilerleyince gözlenmeye başlamaktadır. Hastaların %75' i zor idrar yapma şikâyeti ile hekime başvurumaktadırlar. İleri evre prostat kanserlerinin belirtileri büyüyen prostat bezinin üretrada yaptığı darlıktan kaynaklanmaktadır. Prostat kanserinin belirtileri:

- Sık idrara çıkma,
- İdrar yaparken zorlanma,

- Gece idrara sık çıkma,
- İdrarın kalibrasyonunda azalma,
- İdrarda bazen kan görülmesidir.

İlk belirtiler bazen tümörün uzak organlara yayılımı ile ilgili olarak, karnın alt kısımlarında, bacaklarda ve bel bölgelerinde ağrı, halsizlik, kilo kaybı olabilmektedir. Prostat kanseri erken evrede tanı konulduğunda doğru ve yerinde bir tedavi ile kür şansı yüksek bir hastalıktır. Lokal hastalığın kesin tedavisi mümkündür. 50-55 yaş üstü erkeklerin yılda bir kez prostat kontrolü yaptırması büyük önem taşımaktadır (11).

Prostat kanserinin teşhisi genellikle rektal muayene ve ultrason eşliğinde yapılan biyopsiyle gerçekleştirilir. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve prostat hücrelerinin salgıladığı prostat spesifik antijen (PSA) proteininin kandaki değerinin ölçülmesine dayanan PSA taraması yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır. Kandaki PSA değerinin artışı prostat kanseri varlığı ile ilişkilendirilmektedir. PSA taramaları prostat kanseri varlığının kesin tanısını koyamasa da yaygın PSA taramalarının kansere bağlı mortalitenin düşmesini sağladığı gösterilmiştir (14,27).

Klinik olarak prostat kanserinde uygulanan tedavi yöntemleri radikal prostatektomi, eksternal radyoterapi ve interstisiyel brakiterapidir. Bu üç tedavi yönteminde oluşan sonuçlar aynıdır fakat tedaviye bağlı olarak yan etkilerde değişiklikler olabilir. Hangi tedavi yöntemini seçeceğimiz birçok faktöre bağlıdır. Bunlardan en önemlileri hastanın yaşı ve hastalığın evresidir. Erken yaşta ve erken evre kanserlerde cerrahi radyoterapiye göre daha çok tercih edilmektedir. İlerlemiş kanser ve ileri yaşlarda ise eksternal radyoterapi primer tedavi yöntemi olarak tercih edilir. Prostat kanserinin lokal kontrolünü sağlamak için 70 Gy ve üzeri dozlar sıklıkla tercih edilmelidir(3). Yüksek radyasyon dozlarına çıkma ihtiyacı ve tümörün

etrafında bulunan risk altındaki organlara daha az zarar verme gerekliliği radyoterapi cihazlarının geliştirilmesi ihtiyağını doğurmuştur. Bilgisayarlı tomografi ile ışınlanacak hedef hacim rahatlıkla belirlenebildiği için uđ boyutlu konformal radyoterapide sınırlı bir mesafe vererek daha yuğsek radyoterapi dozlarına ııkılmak m uimkin olabilmektedir.

Prostat kanseri ışınlamaları eksternal radyoterapi ve brakiterapi olarak iki ana gruba ayrılmaktadır. Prostat kanserinin brakiterapisinde prostat dokusu iğerisine yerleştirilen radyoaktif maddeler yardımı ile tedavi yapılır. Brakiterapi tedavisinde verilen doz risk altındaki komşu organlara zarar vermeden, temel olarak prostat ile sınırlıdır. Eksternal radyoterapide ise, lineer hızlandırıcılardan elde edilen yuğsek enerjili radyasyon demetleri (6-18 MV) kullanılır. Eksternal tedavide ışınlar dışarıdan verildiği için ıevre dokular da radyoterapi sahası içinde kalmaktadır (36).

Prostat kanserinin standart radyoterapisinde uđ veya d uirt alan kullanılarak 25–35 fraksiyonda toplam 60–70 Gy dozlar uygulanmaktaydı. 1980'lerin sonlarında 3B-KRT standart yaklaşımın yerini almaya başlamıştır. 3B-KRT, t uim uirde homojen ve daha yuğsek doz verirken t uim uire komşu organlarda en d uşuk dozun elde edilmesini sağlayan ve iki boyutlu (2B) tedavi planlamalarının eksikliklerini ortadan kaldıran bilgisayar destekli gelişmiş bir radyoterapi teknolojisidir. Radyoterapideki son gelişmelerden biri olan uđ boyutlu radyoterapi tekniğinin gelişmiş bir y uimtemi olan yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) yaygın bir şekilde uygulanmaya başlanmıştır. Bu tedavi y uimtemi ile her bir tedavi alanının yoğunluğu ayarlanarak, daha iyi bir doz dağılımı elde edilebilmekte ve hedefe yakın yerlerde bulunan risk altındaki organlara en az, t uim uire ise en ıok radyasyon dozu verilmesi m uimkin olmaktadır. YART tekniği ile değişik yoğunluktaki binlerce ışın kombinasyonu, bilgisayar yardımıyla daha yuğsek t uim uir kontrol u, daha d uşuk normal doku yan

etkisi oluşturacak şekilde düzenlenebilir. Tüm bu özellikler göz önüne alındığında, uzun sağ kalım sağlanan hasta gruplarında YART'ın tümör kontrolünü artırırken tedaviye bağlı yan etkilerin en aza indirgenmesi açısından önemi ve buna bağlı olarak yaşam kalitesine katkısı kendiliğinden ortaya çıkmaktadır (9, 38, 37, 22).

Doğru doz dağılımının istenilen noktaya nasıl verilebileceği radyoterapinin temel araştırma konularındandır. Hedefe homojen doz verilirken, risk altındaki organlar da klinik olarak kabul edilebilir doz sınırları içerisinde bırakılmaktadır.

2.2.Prostat Kanseri Işınlama Teknikleri

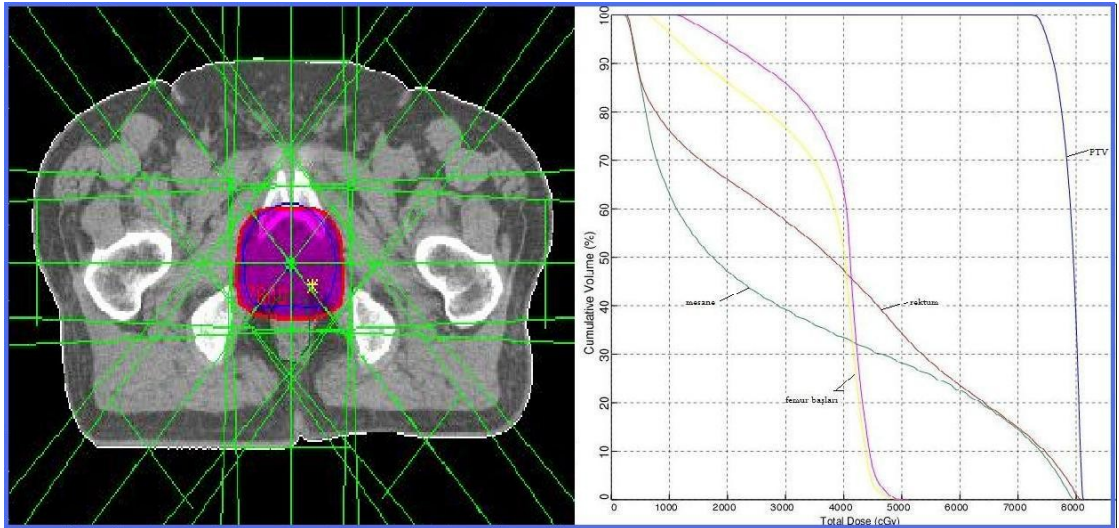
2.2.1.Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)

Bu teknik tedavi şeklinin üç boyutlu anatomik bilgilere dayanan ve tümöre verilen doz yerine, hedef hacimdeki doz dağılımını daha homojen tutan ve normal dokulara en az doz veren tedavi şeklidir. Manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi tümörün ve hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesini sağlamaktadır. Radyasyon onkoloğuna hedef hacimleri her bir kesit üzerinde çizebilme imkân sağlar. Hedeflerin ve ilgili anatomik yapıların çizilmesindeki bu işlem “konturlama” olarak adlandırılır.

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

Prostat kanserinin konformal tedavisinde merkezler farklı alan sayısı kullanmakla beraber en yaygın kullanılan 6 veya 7 alan tedavi teknikleridir. 6 alanlı konformal tedaviler için ışınlar 45° , 90° , 135° , 225° , 270° , 315° gantri açılarında konumlandırılır. 7 alanlı konformal tedaviler için ise bu açı demetlerine ek olarak 0° gantri açısında bir demet yerleştirilir. Bu çalışmada ilk 40 Gy'i dört alan kutu ve 36 Gy'i 6 alan olmak üzere toplam 76 Gy doz alan hasta grubu verileri kullanılacaktır. Alan belirleyici olarak çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemi veya konvansiyonel bloklar kullanılır. ÇYK kullanımı ile alan şekilleri tedavi planlama sistemleri tarafından otomatik olarak oluşturulabilmektedir.

Tedavinin uygun bir şekilde yapıldığına karar vermek için PTV, rektum, mesane ve femur başları için doz volüm histogramları (DVH) elde edilir. Bu histogramlarla hedefe verilmek istenilen dozun ve risk altındaki organların istenilen doz sınırlarında olup olmadığı değerlendirilir. Uygun doz dağılımını elde edebilmek için alan boyutları, korumalı alanlar için kullanılan çok yapraklı kolimatörler, doz yüklemeleri ve kama açıları değiştirilir (4). Gantri açıları ve DVH Şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1: 3B-KRT için İzodoz ve Doz Volum Histogramı.

2.2.2.Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

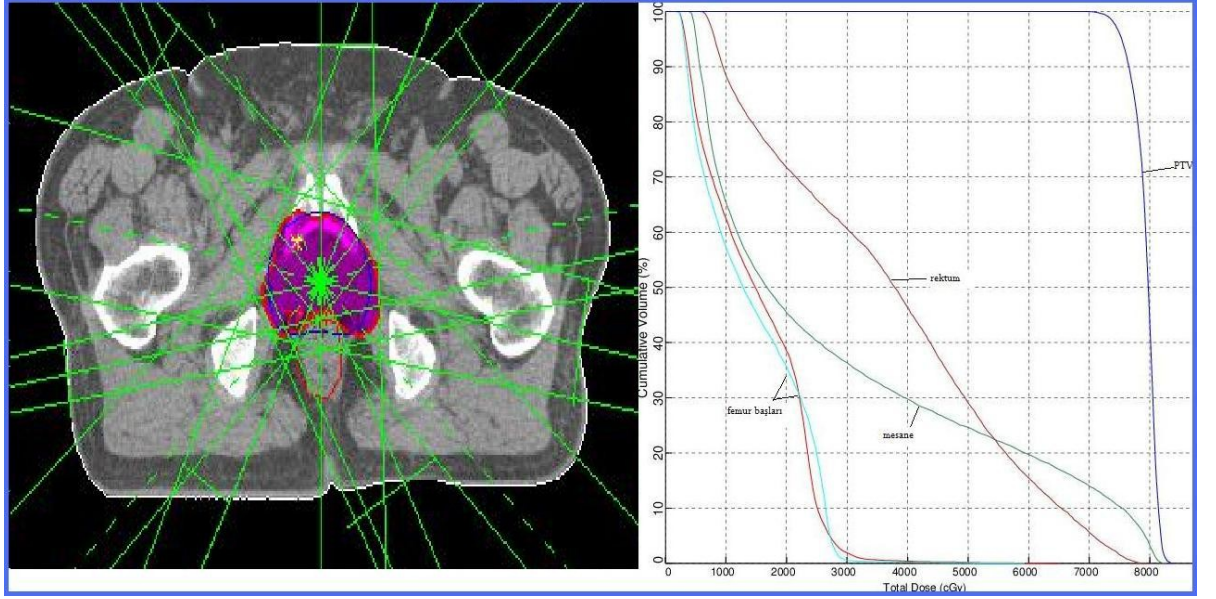
Üç boyutlu konformal radyoterapinin daha gelişmiş bir yöntemi olan YART tedavi tekniğinde ana ışın demetine ek olarak tümörde farklı yoğunluklar oluşturacak şekilde ayarlanmış daha küçük demetçikler (segmentler) eklenir. Tümöre en yüksek doz verilirken korunması gereken komşu dokulara en az düzeyde ışın verilerek yüksek korunma sağlanabiliyor olması bu tedavi tekniğinin önemini daha da artırmaktadır. Ayrıca bu teknik kullanılarak aynı anda farklı hedeflere farklı tedavi dozları uygulanabilmektedir. Bu özellikler göz önüne alındığında, YART ile tümör kontrolü arttırılırken tedaviye bağlı yan etkiler en aza indirilmekte ve buna bağlı olarak yaşam kalitesine artış sağlanmaktadır (19).

Günümüzde iki temel YART tekniği kullanılmaktadır. Bunlar; statik YART (step and shoot) ve dinamik YART teknikleridir. Statik YART tekniğinde tedavi planlama sisteminde (TPS) önceden belirlenen farklı lif pozisyonlarında ışınlama yapılır. Liflerin hareketi sırasında ise ışınlama yapılmaz. Dinamik YART tekniğinde ise lifler ışınlama süresince hareket halindedir.

Tedavi planlama sisteminde YART tedavi planlamaları ileri (forward) veya ters (inverse) planlama yöntemleri kullanılarak yapılır. Forward planlamada olası ve istenilen dozlar tanımlanır ve planlama sistemi bu dozları elde etmeye çalışır. Inverse planlamada ise istenilen amaç önceden tanımlanır ve planlama sistemi de istenilen amaca uygun “optimal çözümü” bulur. Ters tedavi planlamasının avantajı demet sayısı çok fazla olduğu için planlama yaparken ‘deneme-yanılma’ işlemine gerek kalmaz ve mümkün olan en iyi plan bulunmaya çalışılır.

Tedavi için seçilen hastaların YART planlamaları yapıldıktan sonra DVH’ları ve izodozları radyasyon onkoloğu tarafından kontrol edilir. Tedavi planına onay

verildikten sonra tedavide çok sayıda ışın alanı olduğu için ve yüksek dozlara çıkıldığı için planın doğru bir şekilde hastaya uygulanması gerekmektedir. Bu yüzden YART’de ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli kalite kontrol testlerinin yapılması önem taşımaktadır. YART için gantri açıları ve DVH Şekil 2’de gösterilmiştir.



Şekil 2: YART için İzo-doz ve Doz Volume Histogramı.

2.2.3. Helikal Tomoterapi Tekniği

Tomoterapi sözcük anlamı olarak “kesit tedavisi” anlamına gelmektedir. Tomoterapinin ilk formu seri tomoterapi, yelpaze şeklindeki huzmenin ışınlanması ve masanın hareket ettirilmesi mantığına dayanır. Gantri ve masa hareketi seri BT’ benzemektedir. Son formu olan helikal tomoterapi ise sürekli gantri ve masa hareketi yaparak çalışan bir sistemdir. Helikal tomoterapinin gantri ve masa hareketi helikal BT’ye benzemektedir. Seri tomoterapi cihazı, klinikte bulunan herhangi bir lineer

hızlandırıcıya özel olarak tasarlanmış kolimatör (MIMiC) ve masa parçalarının takılması sonucu özel bir kolimatör yapısı ve masa hareketine sahiptir. Helikal Tomoterapi ise kendine özgü tasarıma sahiptir ve bilgisayarlı tomografi mantığı ile çalışmaktadır. Tomoterapide YART planlamasında izlenen işlem sırası aşağıdaki gibidir:

- i) Ters tedavi planlaması
- ii) Beamlet hesabı ve optimizasyon
- iii) Fraksiyonasyon ve plan onayı
- iv) Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (IGRT)
- v) Tedavi

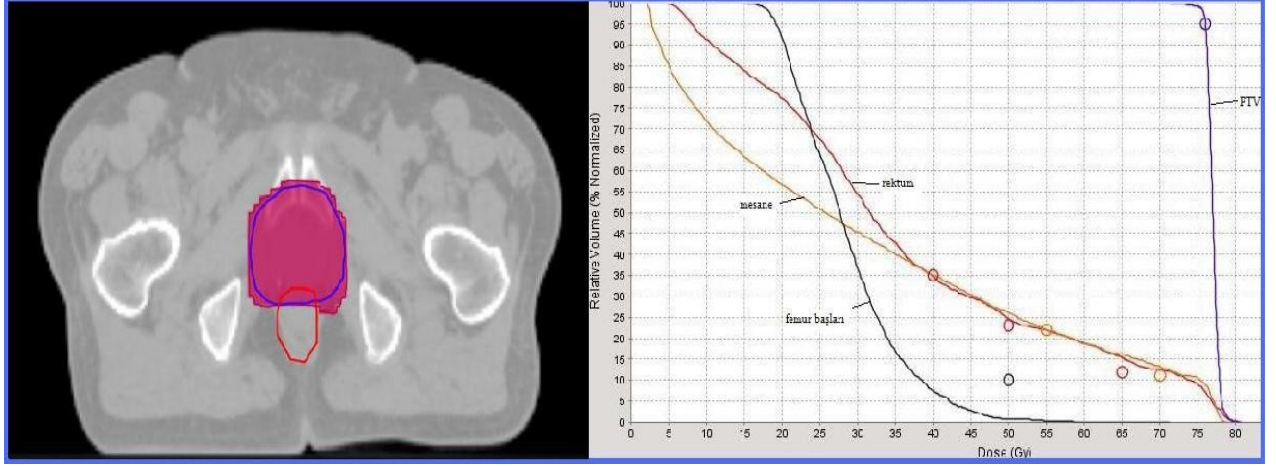
Helikal tomoterapide ana fikir bir lineer hızlandırıcı veya radyasyon yayan bir kaynağın bilgisayarlı tomografiye benzer bir şekilde halka bir gantriye yerleştirilerek hasta gantri içine doğru hareket ederken ışın ÇYK sistemi ile modüle edilerek superior-inferior ekseninde vermektir. Sistem aynı zamanda tedavi doğruluğu için tomografik görüntü alarak en uygun tedavi planı için bunu üç boyutlu görüntü haline getirmektedir. Yapılan YART IGRT ile birlikte uygulanmaktadır.

Cihazda standart lineer hızlandırıcılarda olan homojen bir doz dağılımı elde edilmesine yardımcı olan düzleştirici filtre bulunmamaktadır. Bu nedenle cihaz sadece YART yapmak için tasarlandığından bir avantaj olarak kabul edilmektedir.

YART tekniğinde düzleştirici filtreye ihtiyaç olmamasını T. R. Mackie açıklamıştır. Konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda olduğu gibi helikal tomoterapi klinikte kullanılmaya başlamadan önce bir dizi testten geçirilmek zorundadır. Bu zorunluluğun temel nedeni YART yapılırken alanlar $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ışınıclardan oluşmaktadır. Bu küçük hacimlere çok yüksek dozlar verildiğinden cihazda bu ışınıcık boyutundaki bir hata doz veriminde (out put) büyük değişikliklere neden

olabilir. YART yapılacak cihaz klinik kullanıma başlamadan önce bu testlerden geçmelidir.

Bu testler cihazın kabul testleri olarak tanımlanmakta olup daha sonrada periyodik olarak tekrar edilmesi gereken testlerdir (30). Helikal Tomoterapi ile YART planı Şekil 3'te verilmektedir.

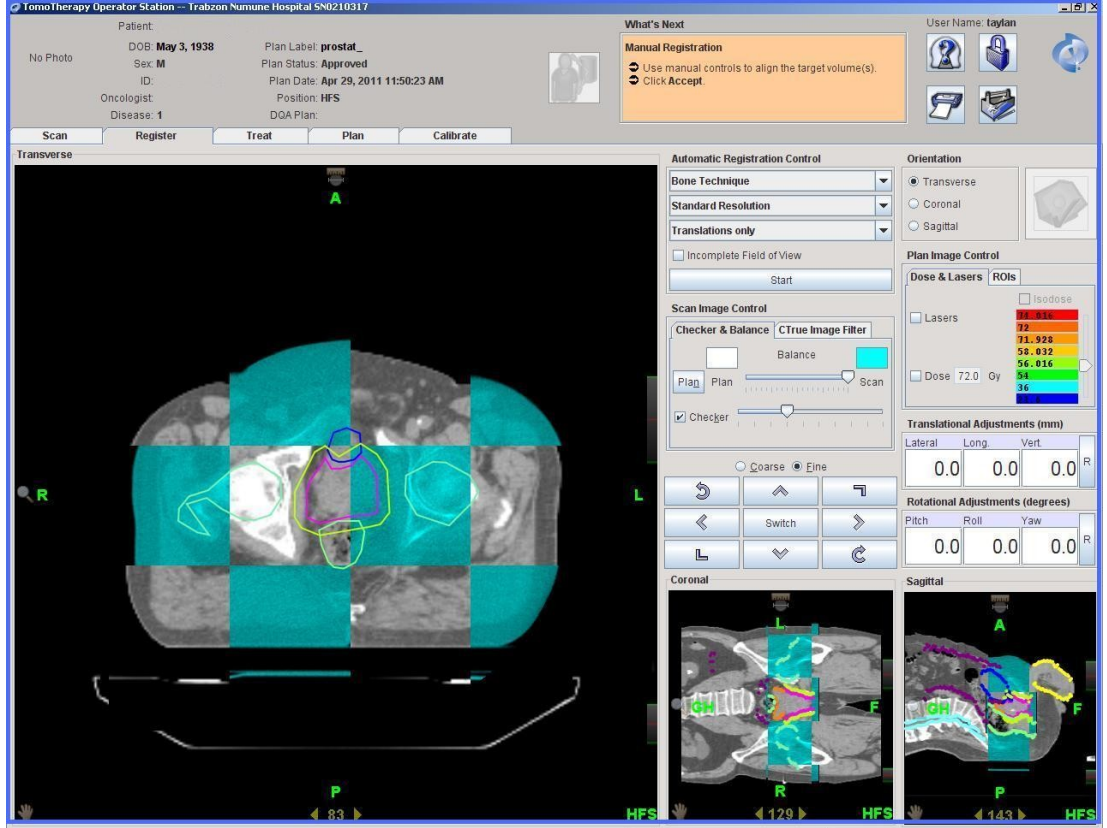


Şekil 3: Tomoterapi için İzodoz ve Doz Volume Histogramı.

2.3. Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi (IGRT-Image-Guided Radiotherapy)

Radyoterapide hedeflenen dozun doğru hacime verilmesi radyoterapinin birincil hedefidir. Işınlanan bölgenin doğruluğunun tespiti ilk başlarda radyografik filmlerle portal görüntülemeyle yapılırken daha sonra elektronik portal görüntüleme şeklinde digital görüntülerle yapılmaya başlandı. Gelişen bilgisayar teknolojisi yardımıyla konvansiyonel lineer hızlandırıcılara eklenen x-ışını tüpü ile kilovoltaj bilgisayarlı tomografi (kVBT) veya tedavide kullanılan tedavi huzmesinin enerjisi düşürülerek megavoltaj bilgisayarlı tomografi (MVBT) alınarak yapılmaktadır.

Helikal tomoterapide ise tedavide kullanılan 6 MV'lik tedavi edici foton ışını otomatik olarak 3 MV'a ayarlanmaktadır. Lineer hızlandırıcının karşısına yerleştirilen 541 adet xenon dedektör her tedavi öncesi görüntü alınmasına yardımcı olmaktadır. Alınan görüntüler transvers, sagittal ve koronal eksenlerde ekrana gelmekte ve kullanıcıya anında planlama BT'si ile günlük tedavi öncesi alınan MVBT görüntülerini karşılaştırma imkânı vermektedir. Böylece kurulum hataları en aza indirilip radyoterapinin temel amacı olan her gün aynı hacmin ışınlanması sağlanmaktadır (Şekil 4), (15,29).



Şekil 4: Hi-Art Tedavi Planlama Sisteminde ilk çekilen BT görüntüsü ile anlık çekilen görüntünün karşılaştırılması.

2.4. Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı

Elekta marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı 40 çift çok yapraklı (lifli) kolimatör (ÇYK) sistemine sahip, 6 MV ve 18 MV enerjisinde iki foton enerjisi ve 6, 8, 10, 12, 15 ve 18 MeV'lik altı farklı elektron enerjisi bulunan bir lineer hızlandırıcıdır. ÇYK sistemi sayesinde koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan istenilen şekilde uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. Kaynak cilt mesafesi (SSD) 100 cm'de açılabilen alan boyutları en az 0.5x0.5 cm² ve en çok 40x40 cm²'dir. Her bir yaprağın genişliği eşmerkez noktasında izdüşümüne bakıldığında 1 cm'dir.

Cihazın kafası içinde bulunan her bir yaprak kolimatörün kalınlığı 75 mm'dir. Yaprakların hareketi her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız olarak çalışan motorlar tarafından sağlanır. ÇYK'ler arasındaki sızıntıyı azaltma görevi gören X diyaframlarının kalınlığı 30mm, Y kolimatörlerinin kalınlığı ise 78 mm'dir. Yaprakların merkezi eksenden karşı tarafa geçme mesafesi 12.5 cm'dir.

Konformal radyoterapi için planlanan bu cihaz aynı zamanda YART özelliğine de sahiptir. Elektronik portal görüntüleme (EPG) sistemi de bulunan cihazda, alan kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır. Cihaz motorize kama filtreye (wedge) sahiptir. Karbon fiber masası sayesinde tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir (Resim 1), (31).



Resim 1: Elekta Synergy Platform marka Linak cihazı.

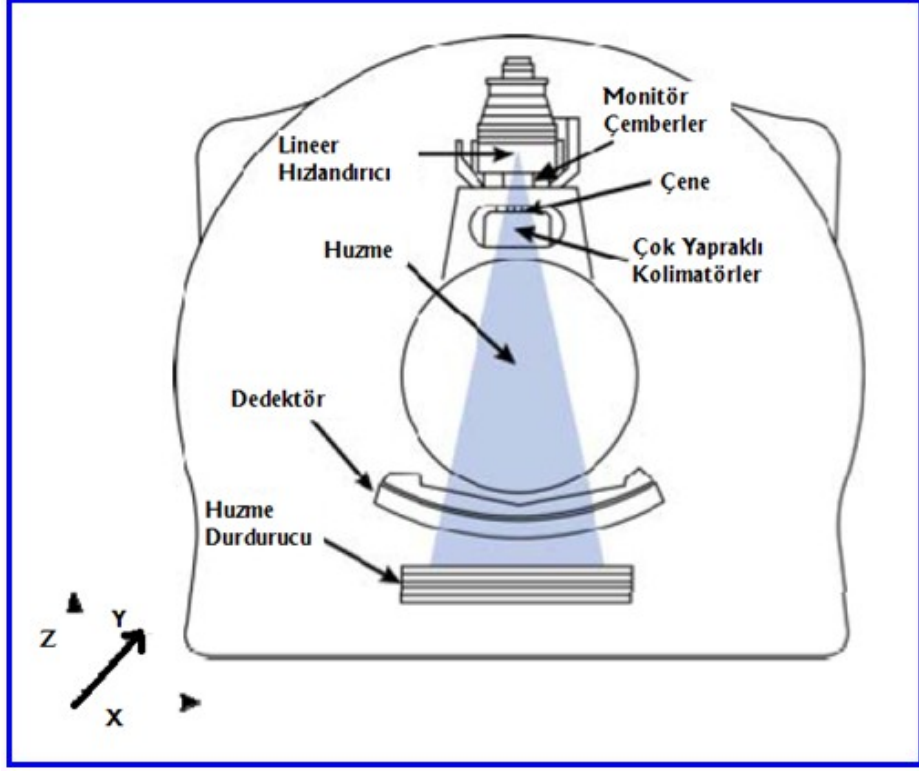
2.5. Elekta Precise Tedavi Planlama Sistemi

Precise Plan 2.16 Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemidir. PrecisePLAN BT görüntülerini bilgisayar ağı üzerinden alabilen ve bu görüntüleri üç boyutta düzenleyerek tedavi planlamasına olanak sağlayan bir programdır. İşletim sistemi olarak Linux ile çalışmakta ve DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlar. PrecisePLAN ile YART tedavi planları, lineer hızlandırıcıda bulunan çok yapraklı kolimatörle gerçekleştirilen “step and shoot” tekniği kullanılarak yapılmıştır. Precise Plan 2.16 planlama sisteminde doz hesaplamalarında fotonlar için “Full Area Integration” algoritmasını, elektronlar

için “Hogstrom’s Pencil Beam” algoritmasını, YART için ise “aperture based inverse planning” algoritması kullanılmaktadır (26).

2.6. Tomoterapi Hi-Art Lineer Hızlandırıcı

Tomoterapi helikal şekilde ışınlama yapan bir eksternal radyoterapi cihazıdır. Cihaz standart konvansiyonel lineer hızlandırıcıların aksine 100 cm yerine 85 cm kaynak cilt mesafesine (SSD) sahiptir. Helikal Tomoterapi de ışın kaynağı olarak 6 MV lineer hızlandırıcı kullanılır ve halka şeklindeki gantri üzerine yerleştirilmiştir. Gantride ayrıca magnetron, IGRT için kullanılan xenon dedektörler, beam stopper, ve tüm elektronik elemanlar bu halka üzerinde ışınlama esnasında lineer hızlandırıcı ile birlikte hareket etmektedir. Cihaz sadece YART yapmak için üretildiğinden ışın düzleştirici filtre kullanılmamıştır. Hasta kurulumu için gantriden 70 cm dışarıda bir noktada sanal eşmerkez kullanılmaktadır. Cihazda üç farklı kolimatör boyutu mevcuttur. Bunlar 1.0, 2.5, ve 5.0 cm’dir. Kolimatörlerin alan genişliği ise 40 cm’dir. 1.0, 2.5, ve 5.0 cm’lik kolimatör boyutları bir plan için seçilen sabit alan boyutlarıdır. Alan şekillendirmesinde kullanılan ÇYK’ler 64 çift olup tungstendir. Bu yapraklar pnömatik olarak sürülmektedir. ÇYK’lerin eşmerkezdeki kalınlıkları 0.625 cm ve yükseklikleri ise 10 cm’dir (Şekil 5), (15,35).



Şekil 5: Tomoterapi cihazının yapısal görüntüsü.

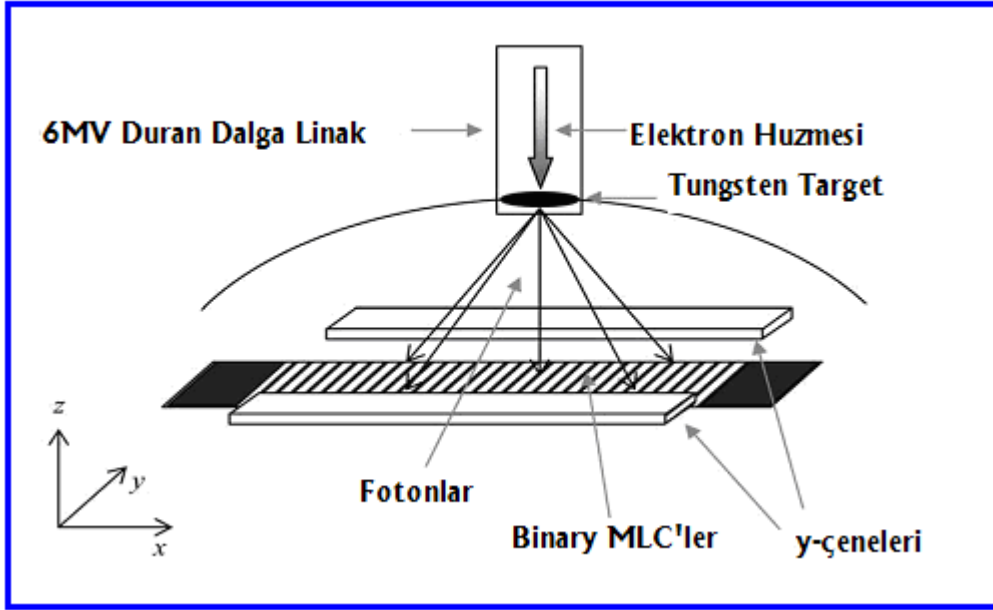
Tomoterapi cihazı YART yapmak için tasarlanmıştır. Cihazdan çıkan doz hızını değiştirmenin birkaç yolu vardır:

- i) Lineer hızlandırıcının doz verimi değiştirilebilir.
- ii) Jaw (çene) açıklığı değiştirilebilir.
- iii) Gantri hızı ayarlanabilir.
- iv) Masa hızı değiştirilebilir.
- v) Yaprakların durumu değiştirilebilir.

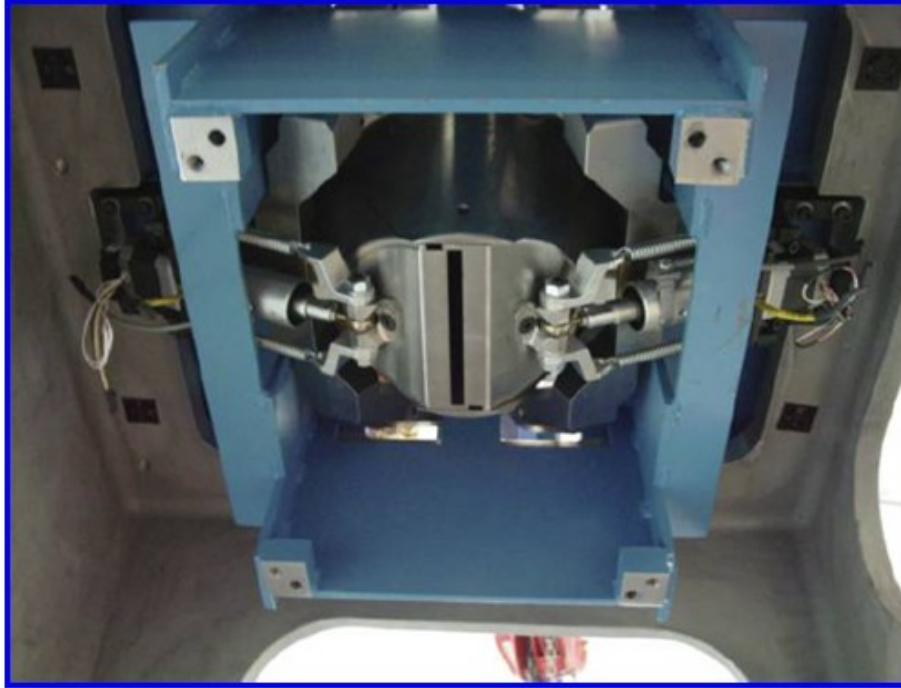
Cihazın yapısı nedeniyle gantri hızını dinamik olarak değiştirmek pratik değildir. Cihazda bulunan kontrol yazılımı lineer hızlandırıcının doz verimi, masa hızı, çene pozisyonu ve her bir lifin açık kapalı durumunu bir kaç milisaniye aralıklarla tanımlayacak şekilde geliştirilmiştir. Sadece ÇYK'ler gerçek zamanlı modüle etme için kullanılır. Cihaz bir gantri dönüşünde 51 noktada ışınlama

yapmaktadır. Bu noktalardan her biri projeksiyon olarak adlandırılmaktadır. Her bir projeksiyonda ÇYK'lerin pozisyonları değişmektedir. Yani her 7.06 derecede bir modülasyon olmaktadır. ÇYK'ler bu süre zarfında ya tam açık ya da kapalıdır. Cihazda ışık alanı bulunmamaktadır, bunun yerine gantriden 70 cm dışarıda bir noktada sanal eşmerkez tanımlanmıştır. Bu nokta sabit yeşil lazer tarafından belirlenmektedir. Cihazda ayrıca hareketli kırmızı lazerler de vardır ve bu lazerler planlamada hasta üzerine planlama BT'si çekilirken yerleştirilen işaretler üzerine ayarlanmaktadır. IGRT yaparken tedavi ışını kullanılmakta ve 6 MV olan tedavi ışın enerjisi otomatik olarak 3 MV a düşmektedir (7).

Helikal tomoterapi cihazındaki ışını primer kolimatör içine yerleştirilmiş bağımsız çene çifti şekillendirmektedir. Bu yapı bütünlüğü sağlarken korumayı da en yüksek dereceye çıkartmaktadır. Primer kolimatörler ve çeneler % 95 tungsten içeren bir alaşımdan yapılmıştır. İleri yönde bu kolimatörlerin kalınlığı 22 cm'dir. Bu da yüksek monitör unitlerde (MU) YART için sızıntıyı azaltacaktır. Çeneler longitudinal ekseninde 5 cm genişliğinde bir yelpaze ışın oluşturacak şekilde tamamen açık veya kapalı olacak şekilde hareket edebilir. Basit tedavi ışın alan açıklığı 1 cm'den 5 cm'ye kadar değişebilir. BT taraması için çene açıklığı 5 cm ve ÇYK'ler açık pozisyonudadır (Şekil 6, Resim 2).



Şekil 6: Helikal tomoterapi kaynak, target, çene, ve MLC pozisyonları.



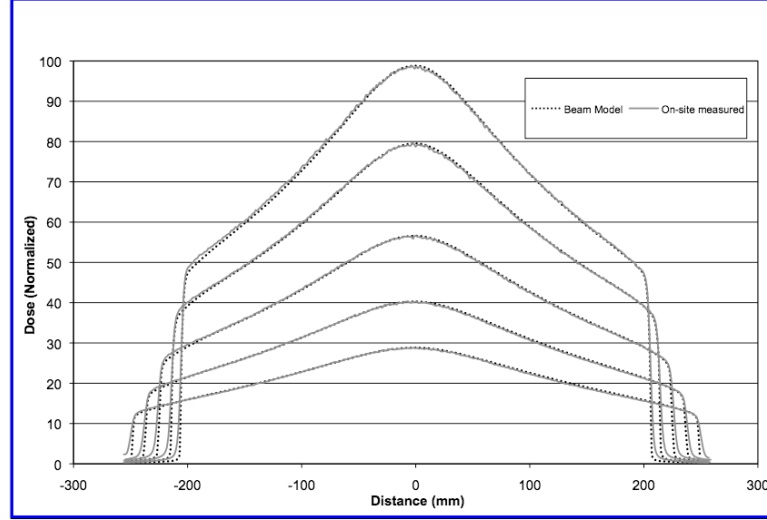
Resim 2: Helikal tomoterapi cihazına ait MLC yapısı.

Helikal tomoterapi cihazında bulunan kolimatör sisteminde ise 64 çift yaprağı olan ÇYK'ler kullanılmakta ve ÇYK'lere şekil veren güç ise sıkıştırılmış havadan

alınmaktadır. Bu tasarımda sistem hava hacmini en aza indirerek yaprakların açık-kapalı arasındaki gecikme zamanını en kısa süreye indirmektir. Yaprak kalınlığı dönme ekseninde 0.625 cm'dir ve yaprak yüksekliği ise 10 cm %95 tungsten olup %0.5 den az sızıntı vardır. Bu YART için kullanılan cihazlardaki en düşük MLC sızıntısı veren sistemdir. Her bir yaprak bağımsız bir şekilde kontrol edilmektedir (29, 35).

Cihazda düzleştirici filtre yerine çok düşük foton enerjilerini ortadan kaldırmak için düzgün kalınlıkta filtreler mevcuttur. Düzleştirici filtre olmaması birçok avantajı da beraberinde getirmektedir. Enerji akı değişikliği alanın merkezinden kenarlara doğru, uzaklığın fonksiyonu olarak neredeyse lineer azalmaktadır. Cihaz ekseninden geçen bir düzlemde bu azalma oranı santimetre başına %2.5 - %3.0 arasındadır. Bundan dolayı alan kenarında (merkezden 20cm mesafede) doz verimi merkezi huzmenin %40 - %50'si arasındadır. Yoğunluk düşüşü yapraktan (liften) yaprağa %2.0 civarında değişmektedir. Fakat bu küçük düşme dozimetrik olarak düşünüldüğünde bir sorun yaratmamaktadır (15).

Düzleştirici filtrenin olmamasının en büyük avantajı huzme kalitesindeki kazanımdır. İnce filtre seti düzleştirici filtre kullanan konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda oldukça az kafa saçılması oluşturmaktadır. Bu aynı zamanda huzmenin görüntü karakteristiğini de arttırmaktadır. Alan merkezindeki enerji spektrumu alan kenarından pek farklı değildir (Şekil 7).



Şekil 7: Helikal tomoterapide transvers ekseninde değişik derinlikler için düzleştirici filtresiz doz profilleri.

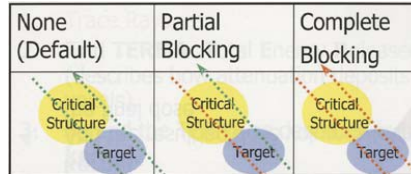
Pitch (yada pitch oranı) tomoterapide önemli bir kavramdır. Pitch; gantri dönüşü başına masanın hareket mesafesidir. Helikal BT tarayıcıda pitch genellikle 1'e eşit ve ya 1'den büyüktür. Bunun anlamı masa hareketi kesit kalınlığına eşit veya büyüktür. Bunun tersi olarak helikal tomoterapide pitch genellikle $\frac{1}{2}$ 'den küçük olacak şekilde ayarlanır. Tek helikal tur için değerler 0.20 ile 0.50 arasında değişmektedir. Bunun anlamı da huzme her bir vokseli birçok açıdan ışınlıyor demektir. $\frac{1}{2}$ 'den düşük bir pitch ile vokseller birden fazla rotasyonda ışınlanır. Bu longitudinal yönde çene genişliğinin daha verimli çalışmasına imkân vermekte böylece daha dar olan boyutların kullanılmasına olanak sağlamaktadır (17).

Modulasyon faktörü ise ÇYK'lerin açılıp kapanma hızına etki eden bir faktördür. Helikal tomoterapi cihazı doz hesaplamasında “convolution-superposition (c/s)” hesaplama algoritmasını kullanmaktadır. c/s algoritması, yoğunluk tablolarına göre otomatik olarak her bir yapıyı tanımlar ve otomatik olarak yoğunluk tanımlaması yaparak hesaplamada bu değerleri kullanır. Bunun için Tomoterapi Hi ART tedavi planlama sistemi kullanılmaya başlamadan önce TPS'ne planlama için görüntü

aktarılır ve alınan bu görüntülerin farklı yoğunluklarına denk gelen Hounsfield Unit (HU)'lerinin tanımlanması gerekmektedir. BT cihazı ve hastaya özel kalite kontrollerde cheese fantom kullanılmaktadır. Farklı yoğunluklara sahip olan tıplar cheese fantom üzerindeki farklı yuvalara yerleştirilerek BT cihazında diagnostik görüntüsü alındıktan sonra her bir tıpanın farklı yoğunluklara denk gelen HU'leri bir tablo haline getirilerek Tomoterapi Hi ART Tedavi planlama sistemine tanımlanmıştır (15, 29).

2.7. Tomoterapi Hi-Art Tedavi Planlama Sistemi

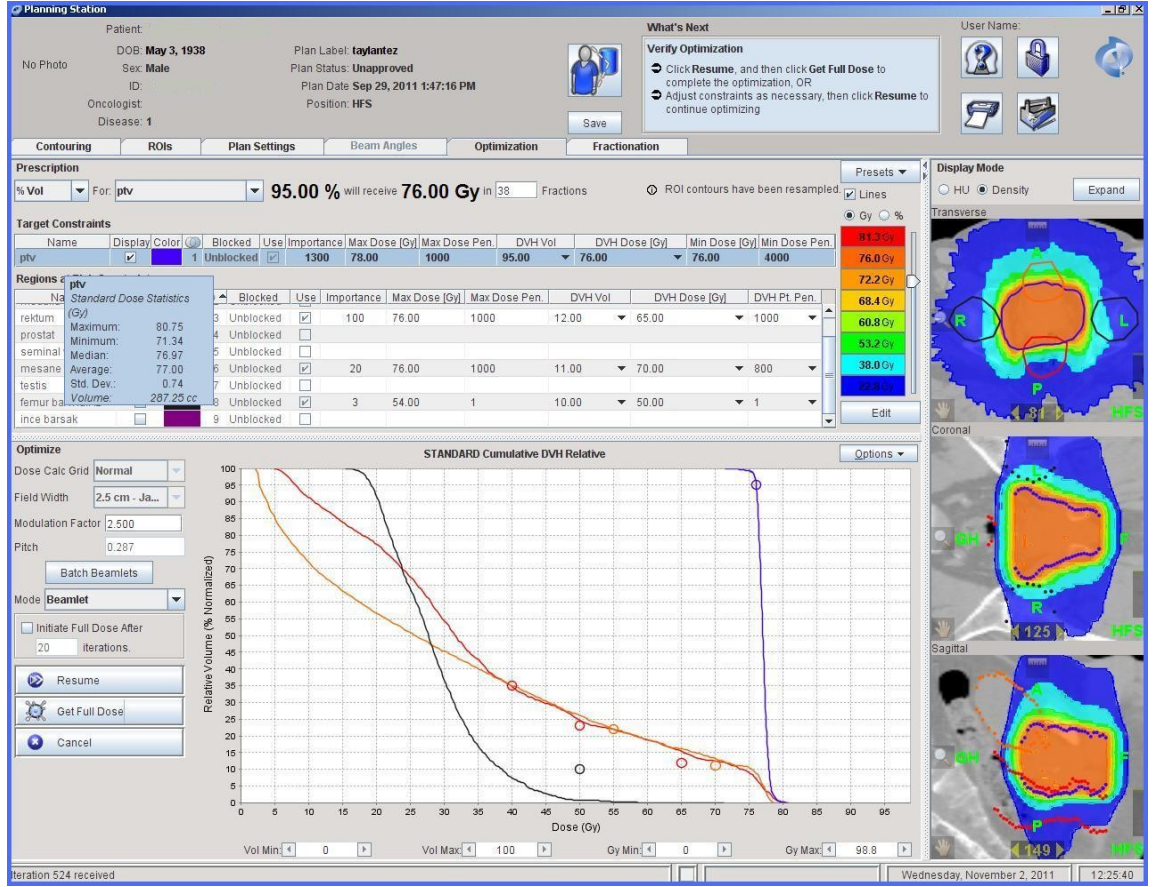
Tomoterapi Hi ART Tedavi Planlama Sistemi convolution / superposition algoritması ile inverse planlama yapan bir planlama sistemidir. Sistemde sadece 6 MV foton enerjisi verileri yüklüdür. Planlamada kama filtre, blok, farklı alan boyutları ve elektron enerjisi bulunmamaktadır. Yazılım yardımı ile hassas yapılar ya kısmen ya da tamamen korunabilmektedir. Kısmi korumada risk altındaki organ sadece gelen ışının çıkışından doza maruz kalmasına rağmen tam korumada risk altındaki organ ne giriş ne de çıkış ışınına maruz kalmaktadır (Şekil 8).



Şekil 8: Tomoterapi Hi-ART TPS'de kısmi ve tam bloklama.

Planlama sisteminde doz-hacim histogramları (DVH) ile birlikte hedef ve risk altındaki organların hassas dozları verilmekte olup sistemin “fine, normal ve course”

olmak üzere üç adet hesaplama boyutu bulunmaktadır. Fraksiyon sekmesinde istenilen tarihte tedavi başlatılacağı gibi farklı fraksiyon şemaları oluşturulabilir. Planlamada kalite kontrol sekmesinde hazırlanan planın test fantom üzerine aktarılması ve kurulumu yapılır. Sistemin kalite kontrol sekmesinde cheese fantomda film veya octavius fantomda “seven-29 2D array” ile yapılan ışınlamadan elde edilen veriler değerlendirilerek planın doğru uygulanıp uygulanmadığına karar verilir (Şekil 9).



Şekil 9: Tomoterapi Hi-Art Tedavi Planlama Sistemi.

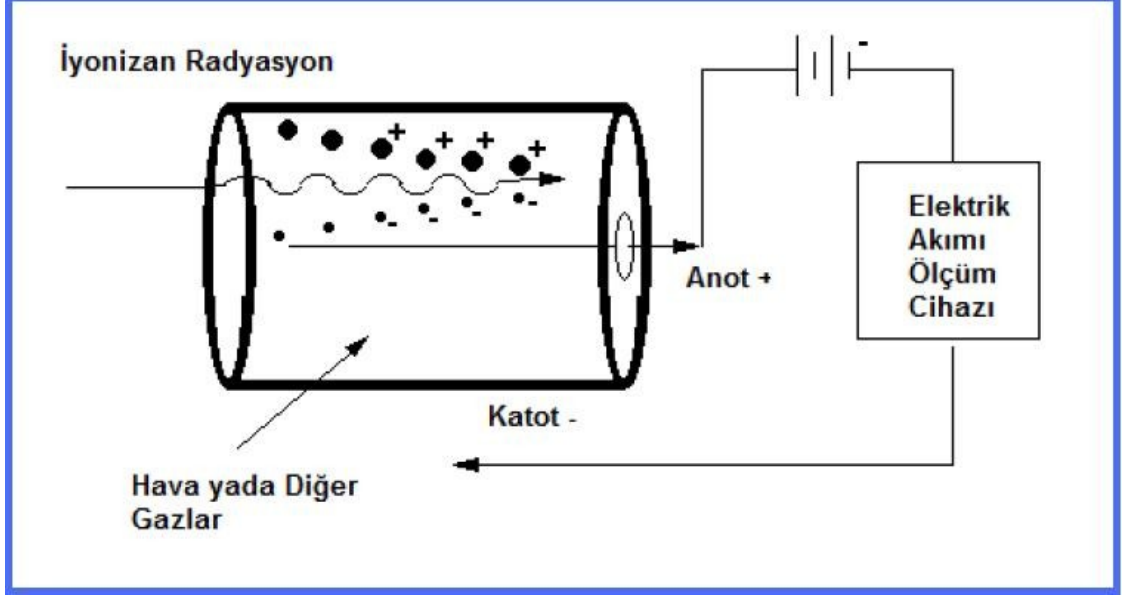
2.8. İyon Odaları

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

2.9. İki Boyutlu İyon Odası

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

amacıyla iki boyutlu iyon odaları geliştirilmiştir. İki boyutlu iyon odaları, çok sayıda iyon odasının düz bir levha üstüne yerleştirilmesiyle oluşturulan cihazlardır. Firmalar tarafından üretilmiş çeşitli ticari modelleri mevcuttur (Şekil 10), (18).



Şekil 10: İyon odalarının şematik gösterimi.

2.10. Film Dozimetrisi

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

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

I₀ = Başlangıçtaki ışık şiddeti, **I** = Filmden geçen ışık şiddeti

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

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

3. Gereç ve Yöntem

Bu çalışma Eylül 2011-Şubat 2012 arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı ve Trabzon Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesinde gerçekleştirilmiştir.

3.1 Araç ve Gereçler

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

3.1.1. Siemens Biograph TruePoint PET-CT Cihazı

Siemens biography esnek, çok güçlendirilmiştir bir görüntüleme cihazıdır. Geliştirilen kalite ve çözünürlükte geniş bir performans aralığı ve hasta memnuniyeti sağlar. HD-PET ile görüş alanı içinden düzgün bir görüntü elde etme imkânı sağlar. Uzun pet görüş alanı ve artan sayım oranı ile kendi endüstrisinde önemli bir yer tutmaktadır (Resim 3).



Resim 3: Siemens Biograph TruePoint PET-CT Cihazı.

3.1.2. Scanditronix Wellhöfer Marka Dose-1 Elektrometre

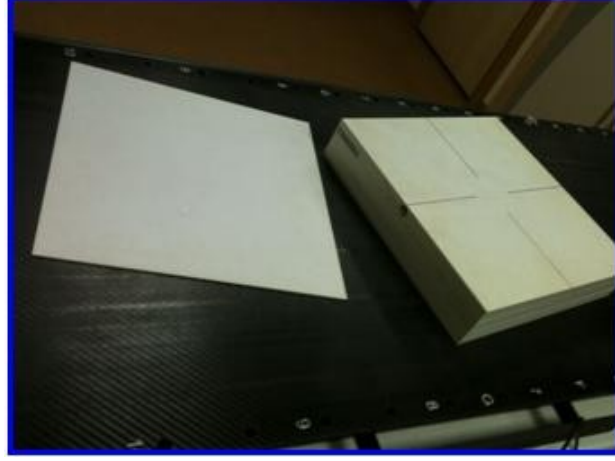
Radyasyon demetinin kalitesinin tespitinde kullanılan “Dose 1” elektrometre R, R/min, Gy, Gy/min, Sv/h, amper ve columb cinsinden doz, doz hızı ve akım değerlerini okuyabilen bir dozimetredir. Polarite voltajı 0-500 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir. Geniş kütüphanesi sayesinde 30 adet iyon odasının kalibrasyon faktörleri elektrometre hafızasına girilebilir (Resim 4), (12).



Resim 4: Scanditronix Wellhöfer Marka Dose-1 Elektrometre.

3.1.3. Scanditronix Wellhöfer Marka RW-3 Katı Su Fantomu

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresinde standart referans materyal “su” dur. Rutin kontrollerde ise pratik bir yöntem olmamasından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri fantom materyali kullanılır. RW3 katı su fantomu beyaz polystrenden, 30x30 cm boyutlarında ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Kullanılan iyon odalarının boyutuna uygun yuvalar içerir. Yoğunluğu 1.045g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.386 \times 10^{23} \text{ e-/cm}^3$ ’tür (Resim 5), (33).



Resim 5: Scanditronix Wellhöfer Marka RW-3 Katı Su Fantomu.

3.1.4. Kodak Marka X-Omat Film

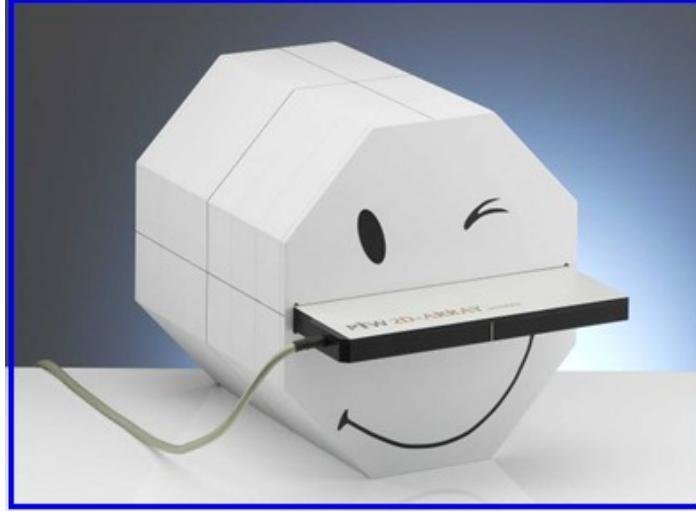
Kodak firması tarafından üretilir, XTL ve XV2 olmak üzere 2 ticari tipi vardır. Çalışmamızdaki ÇYK'lerin kalibrasyonunda XV2 filmler kullanılmıştır. XV2 filmler 200 cGy doyma ve 5- 100 cGy duyarlı doz ölçüm aralığına sahiptir. XV2 film portal görüntüleme dışında diğer film uygulamalarında da kullanılabilir.

3.1.5. PTW Octavius Fantom

Seven-29 2D array iyon odası ile kullanılmak üzere rotasyonel tedavi kalite kontrolüne yönelik yapılmış bir fantomdur ve tekli iyon odası ölçümlerine de imkan sağlamaktadır.

Fantom Octavius olarak isimlendirilir ve fiziksel yoğunluğu 1.04gr/cm^3 'tür. Rölatif elektron yoğunluğu 1.00 olan polystyrene'den yapılmıştır. Fantom 32 cm boyunda ve 32 cm genişliğindedir. Merkezinde Seven-29 2D array ile ölçüm yapabilmek için $30 \times 30 \times 2.2\text{ cm}^3$ 'lük bir boşluk mevcuttur. Aynı zamanda iyon odası

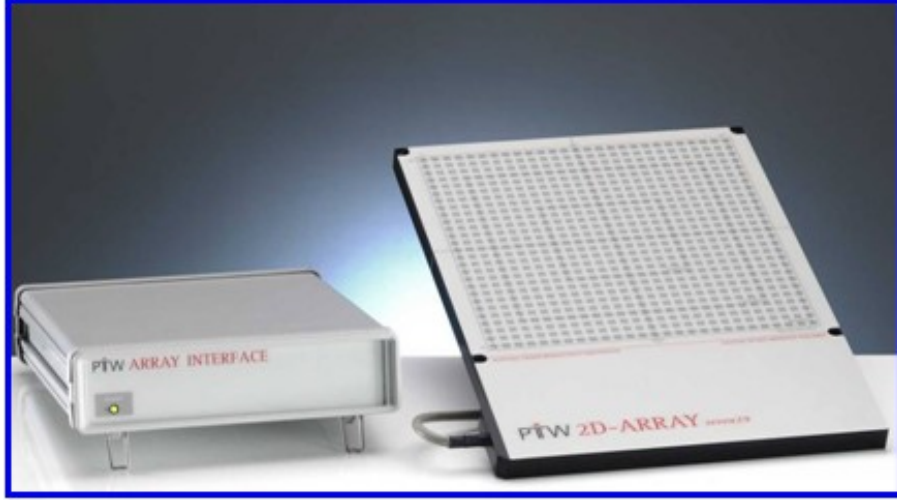
ile nokta doz ölçümü için, bu merkez boşluğa uyacak $10 \times 31 \times 2.2 \text{ cm}^3$ boyutlarında üç adet su eşdeğeri katı fantom plakası vardır. Bu üç plakadan iki tanesi tamamen kapalı plaka halinde iken bir tanesi üzerinde, aralarında 1.05 cm boşluk olan 0.125 cc iyon odasına uygun yarıçapı 0.69 cm olan dokuz adet yuva mevcuttur (Resim 6), (34).



Resim 6: PTW Octavius Fantom.

3.1.6. PTW Seven29 2D Array

Seven-29 2D Array, 27×27 'den toplam 729 adet aralarında merkezden merkeze 1 cm boşluk olan $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ cm}^3$ kübik iyon odalarından oluşmaktadır. Üst elektrot tabakası 0.5 cm'lik PMMA build up tabakasının altına yerleştirilmiş iken alt elektrot tabakası 2 mm kalınlığındaki elektrot tabakasının üzerinde olup tekrar 10 mm PMMA taban plaka üzerine yerleştirilmiştir. 5 mm ve 10 mm'lik PMMA tabakalar sırasıyla 0.59 cm ve 1.18 cm su eşdeğeri kalınlığa sahiptir (Resim 7).



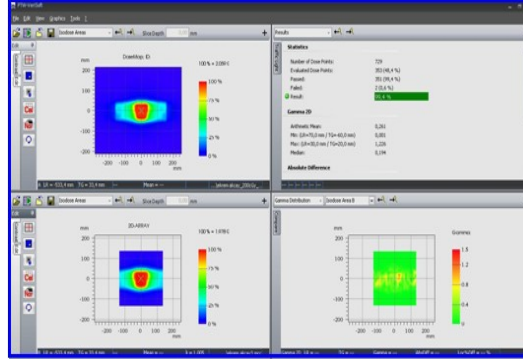
Resim 7: PTW Seven29 2D Array.

Seven-29 2D array, mutlak (absolute) dozimetri için PTW sekonder dozimetri laboratuvarında Co-60 foton huzmeleri ile kalibre edilmiştir. Bu dozimetri işlemi tamamen otomatik olup bu işlem sırasında Seven-29 2D array mekanik olarak Co-60 kaynak önünde sabitlenmiştir. Her bir iyon odası mekanik olarak X-Y yönünde küçük aralıklarla hareket ettirilerek merkez kalibrasyon pozisyonuna getirilip sabit bir süreyle ışınlanmaktadır. Her bir iyon odasının merkez iyon odasına göre faktörünü veren bir matris oluşturulmaktadır. Etkin ölçüm noktasının dedektör yüzeyinin 5 mm altında olduğu kabul edilerek merkez iyon odası için absolute kalibrasyon yapılır. Kalibrasyonun iki yılda bir tekrar edilmesi tavsiye edilmektedir (34, 1).

3.1.7. PTW Verisoft Programı

Verisoft programı tedavi planlama sisteminin hesapladığı YART doz dağılımları ile aynı koşullarda cihazda ölçülen gerçek doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan bir programdır. Tomoterapi Hi-ART cihazının tedavi

planlama sisteminin cheese fantom-film veya Octavius Seven-29 2D array çiftleri için hesapladığı veriler tomoterapi cihazında aynı koşullarda ışınlanarak elde edilen cheese fantom-film veya Octavius Seven-29 2D array verileri ile bu yazılım yardımı ile karşılaştırılır. Bu karşılaştırma aynı koşullarda hesaplanan ve ışınlanan YART doz dağılımı matrislerinin izodoz dağılımı ve değişik düzlemlerdeki doz profilleri karşılaştırması şeklinde olmaktadır. Bu yazılım yardımı ile Tomoterapi, RapidArc ve Volümetrik Ark Terapi (VMAT) gibi ileri teknoloji tedavi tekniklerinin YART doz matrislerinin hesaplama ve ışınlamaları karşılaştırılabilmektedir (Şekil 11).



Şekil 11: PTW Verisoft Programı.

3.1.8. PTW Mephysto mc² 2.0.1 Film Analiz Programı

MEPHYSTO mc², medikal fizik alanında kullanılan dozimetrik hesaplamalar için geliştirilen bir yazılımdır. Bilgisayar kontrollü su fantomu, hava tarayıcısı ve film tarayıcı sistemlerini kontrol ederek otomatik rölatif ve mutlak doz değerlerini ve doz dağılımlarının hesaplanmasında kullanılmaktadır. Farklı alanlar ve derinliklerde Yüzde Derin Doz (PDD) ve Doku Fantom Oranı (TPR) ölçümlerine izin vermektedir. Bu yazılım ile uluslararası doz protokolleri olan AAPM 51, IAEA TRS

398, DIN 60 ve benzeri protokollere göre hesaplamalar yapılmasına izin vermektedir. Data transfer modülleri sayesinde tedavi planlama sistemlerine (TPS) formatlanmış dosyalar aktarılabilir. Ana ekran menüsünden yapılmak istenen işlemler ve bilgisayarlı kontrol cihazları seçilebilir (Şekil 12), (2).

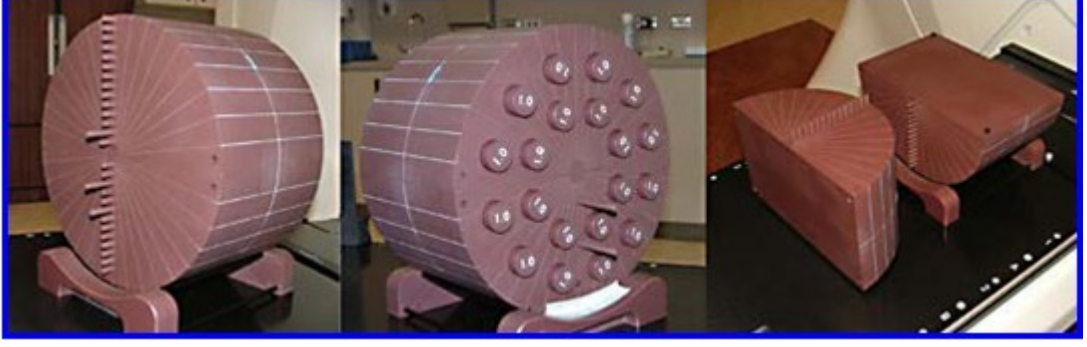


Şekil 12: PTW Mephysto mc² 2.0.1 Film Analiz Programı.

3.1.9. Gammex Cheese Fantom

Fantom 30 cm çapında ve 18 cm uzunluğunda silindir şeklindedir. İki eş parçaya ayrılabilir ve arasına film kolayca yerleştirilebilir. Buna ek olarak nokta doz ölçümleri için film düzlemine dik ekseninde bir yarım daire tarafında 1 cm ve katları diğer yarımında ise 0.5 cm ve +1 cm katları olacak şekilde nokta doz ölçümüne olanak sağlayan iyon odası yuvaları sıralanmıştır. Planlamada istenilen noktalardaki doz hesaplanabilir ve daha sonra bu belirlenen noktalara yerleştirilen iyon odaları ile o noktalardaki elektrometre okumaları alınıp absorbe doza çevrilerek hesaplanan ve ölçülen doz karşılaştırması yapılabilmektedir. Fantom ortadan ikiye ayrılabilir ve

film düzlemine dik olarak açılmış olan iyon odası yuvaları yardımı ile değişik noktalarda nokta doz ölçümleri yapılabilir (Resim 8).



Resim 8: Cheese Fantom.

3.1.10. Epson 10000XL Film Tarayıcı

Epson Expression 10000XL yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı, mükemmel işlevler ve gelişmiş ağ özelliklerin sunan bir A3+ grafik tarayıcısıdır. 72-2400 dpi arasında geniş bir çözünürlük aralığına sahip olup 3.8 Dmax yüksek optik yoğunluğu ile Epson Expression 10000XL tam A3+ boyutuna kadar tarama olanağı sağlamaktadır. Dozimetrik olarak kullanılabilmesi için tarayıcının “transperency” biriminin takılması zorunludur.

Kullanımı kolay olan Epson tarama sürücüsünde hem otomatik hem profesyonel çalışma modları bulunmaktadır. En yüksek tarama çözünürlüğü 12800dpix12800dpi renk derinliği 48 bit'tir (Resim 9).



Resim 9: Epson 10000XL Film Tarayıcı.

3.1.11. Scanditronix Wellhöfer Marka 0.65 cc Farmer Tipi İyon Odası

İyon odaları radyoterapide radyasyon dozunun belirlenmesinde kullanılır. Kullanım amaçlarına uygun değişik hacimlere sahiptirler. Çalışmamızda kullanılan Scanditronix Wellhofer marka iyon odasının doz ölçümlerinde kullanılan efektif hacmi 0.65 cm^3 ve iç yarıçapı 3.1 mm'dir. Duvar materyali grafit olup, alüminyumdan yapılmış olan elektrodun çapı 1 mm, uzunluğu 20.5 mm'dir (Resim 10), (23).



Resim 10: Scanditronix Wellhöfer Marka 0.65 cc Farmer Tipi İyon Odası.

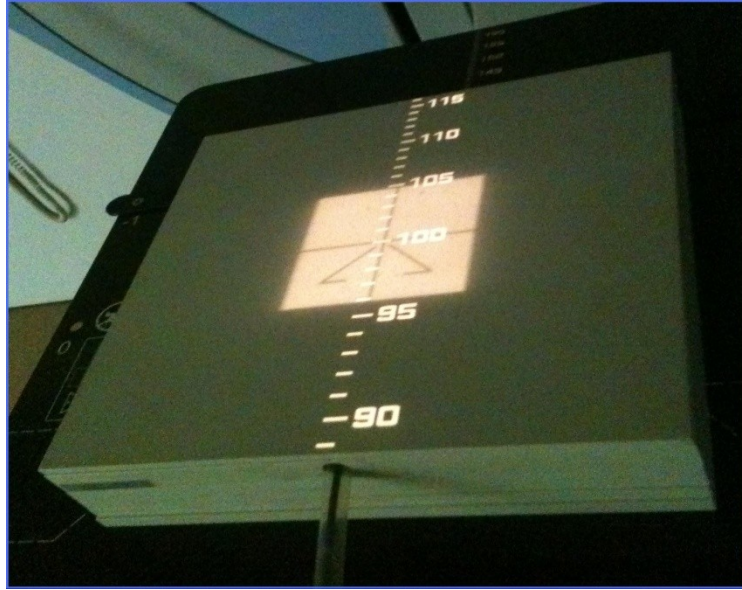
3.2.YÖNTEM

3.2.1. Lineer hızlandırıcının Kalite Kontrol Testleri

Lineer hızlandırıcı cihazlarının doğru çalışılabilirliğinin kontrol edilmesinde periyodik kalite kontrol testleri uygulanır. Bu çalışmaya başlamadan önce rutin testlerin yanı sıra çalışmamızla ilgili olan bazı testler özellikle kontrol edilmiştir.

3.2.1.1. Yüksek MU Değerleri İçin Kalite Kontrol Testleri

Lineer hızlandırıcı cihazı ile ilgili doğrusallık testi yapılmıştır. Dozimetrik ölçümler kapsamında ise cihazın ürettiği radyasyonun verimi kontrol edilmiştir. Cihaz SSD=100 cm ve 10x10 cm²'lik alan boyutlarında maksimum doz derinliğinde (6 MV foton enerjisi için $d_{maks}=1.5$ cm, 18 MV foton enerjisi için $d_{maks}=3.2$ cm) 1 MU=1 cGy olacak şekilde kalibre edilmiştir. Kalibrasyon için RW3 katı su fantomu ve 0.6 cc farmer tipi iyon odası kullanılmıştır (Resim 11).



Resim 11: SSD=100 cm ve 10x10 cm² de fantom düzeneği.

3.2.1.2. Düşük MU Değerleri İçin Linak Cihazının Performans Testleri

YART tekniğinde yapılan planlamaların uygulanacağı cihazın performansının bilinmesi gerekmektedir. Özellikle düşük MU değerlerinde cihazda okunan doz ile TPS'nin vermiş olduğu doz değerlerin karşılaştırılması ve iki değer arasındaki farkın $\pm \%2$ 'i aşmaması gerekmektedir (32). Lineer hızlandırıcı cihazında 10x10 cm²'lik alanda ve 10 cm derinlikte katı fantom ve 0.6 cc'lik iyon odası kullanılarak farklı MU değerlerinde 3 adet okuma alınmıştır. Bu okumaların ortalaması ile TPS'de aynı koşullar oluşturularak elde edilen verilerin değerleri karşılaştırılmıştır.

3.2.1.3. Üst Üste Binme Testi

Cihaz ölçümleri için yapılan diğer bir test ise üst üste binme (overlap) testidir. Bu testi yapmamızdaki amaç tek bir ışınlama ile verdiğimiz MU değerini farklı MU değerleri vererek elde etmek ve bu iki veriyi karşılaştırmaktır. İlk aşamada TPS de Şekil 13'deki alanlar oluşturulup ışınlama yapılmıştır.



Şekil 13: Üst üste binme testi için planlamada oluşturulan 1. segment

İkinci aşamada ise Şekil 14'deki alanlar oluşturularak tedavi cihazına aktarılır.



Şekil 14: Üst üste binme testi için planlamada oluşturulan 2. segment

Bu ölçüm 18 MV foton enerjisi kullanılarak, gantri 0 derece iken derinlik (d_{maks}) 3.2 cm'de XV2 filmleri kullanılarak yapılmıştır.

3.2.1.4. Çok Yapraklı Kolimatör Doz Testi

ÇYK doz testi, ÇYK sisteminin kalite kontrolü için yapılan bir diğer testdir. Bu testde ÇYK sistemi kullanılarak oluşturulan alanın okuma değeri ile sadece kolimatör sistemi kullanılarak oluşturulan alanın okuma değerleri arasındaki farkın %2'yi geçmemesi kontrol edilir. Bu ölçüm için ilk önce ÇYK sistemi tarafından oluşturulan 10x10 cm²'lik alanda SSD=100 cm'de katı fantomun içine 10 cm

derinliğe yerleştirilen 0.6 cc'lik iyon odası ile üç kez okuma değeri alınmıştır. Daha sonra aynı koşullarda kolimatör sistemiyle oluşturulan 10x10 cm²'lik alan için de üç kez okuma değeri alınmıştır. Değerler arasındaki farka bakılmıştır.

3.2.1.5. Çok Yapraklı Kolimatör Sızıntı Testi

Bu testde ÇYK sisteminin altında bulunan diyaframlar tamamen açıkken ÇYK'ler alanın ortasında kapatılır ve 18 MV foton için SSD=90 cm'de 0.6 cc'lik iyon odası kullanılarak üç kez okuma değeri alınmıştır. Daha sonra ÇYK'lar açılarak aynı koşullar oluşturulup 40x40 cm²'lik açık alanda üç kez okuma değeri alınmıştır. ÇYK'ler arasından sızan doz \pm %5 i geçmemelidir (13).

3.2.2. Tedavi Planlama Teknikleri ve Uygulanması

Bu çalışmada prostat ve seminal vezikül hedef organ olarak belirlenmiş ve 10 hasta üzerinde çalışılmıştır. Prostat ışınlanmasında alan içine giren rektum, mesane ve femur başları da kritik organ olarak belirlenmiştir. Klinik hedef hacim (CTV), gros tümör hacmi (GTV)'ne posterior yönden 0.6 cm ve diğer yönlerden 1 cm mesafe verilerek oluşturuldu. Kurulum hatalarını ve radyasyon demetinin penumbrasından kaynaklanan azalımı dikkate almak için CTV'ye 0.5 cm mesafe verilerek PTV oluşturulmuştur.

Işın demetlerinin merkezi PTV merkezine yerleştirilip her bir demet penumbra etkisine bağlı doz düşüşünü azaltmak için PTV'yi kapsayacak şekilde MLC ile şekillendirilmiştir. Yapılan planlamalar PTV hacmine günlük fraksiyon dozu 2 Gy olmak üzere toplamda 76 Gy doz verilerek 38 fraksiyon olacak şekilde

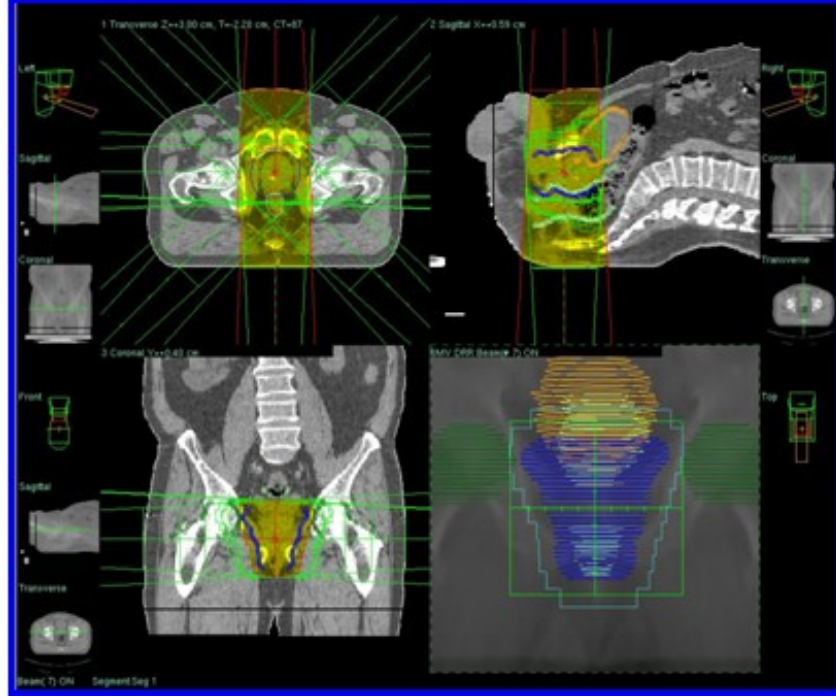
hazırlanmıştır. Uygulanan her üç teknikte de hedef organ ve kritik organ dozları DVH ile değerlendirilmiştir.

Plan değerlendirilmesi ve kabulü aşağıdaki ölçütlere göre yapılmıştır:

- 1) PTV hacminin %95'i 76 Gy'i almalı ve PTV hacminde en fazla 76 Gy'in %108'i olmalı. PTV içinde homojen doz dağılımı olmalı.
- 2) 65 Gy'den fazla doz alan rektum ve mesane hacmi %25'i geçmemeli.
- 3) Femur başlarında 50 Gy doz alan bölgeler %10'un altında olmalı.
- 4) Plan içindeki yüksek doz bölgeleri PTV hacmi ile çakışan rektum ya da mesane hacminde olmamalıdır.

On olgu için yapılan konformal radyoterapi planlamalarında bu kriterler sağlanmaya çalışılsa da üç planlama tekniğinde de 65 Gy'den fazla doz alan rektum ve mesane hacimleri hasta anatomisinden dolayı %25'den biraz büyük çıkmıştır.

Prostat kanseri tedavisi için kullanılan üç boyutlu konformal radyoterapide 40 Gy'e kadar 6 ve 18 MV foton enerjileri ile dört alan kutu tekniği kullanılmıştır. Özellikle femur başları ve yüzeysel doku dozlarını azaltmak için yan sahalardan 18 MV enerjili foton ışınları tercih edilmiştir(21). 40 Gy'den 76 Gy'e kadar ise 6 MV foton enerjisi ile 45°, 90°, 135°, 225°, 270° ve 315° gantri açılarında altı alan kullanılmıştır. Her iki teknikte de eş merkez PTV'nin merkezine alınarak PTV'yi belli mesafelerle saracak şekilde ÇYK'ler ile şekillendirilmiştir (Şekil 15).



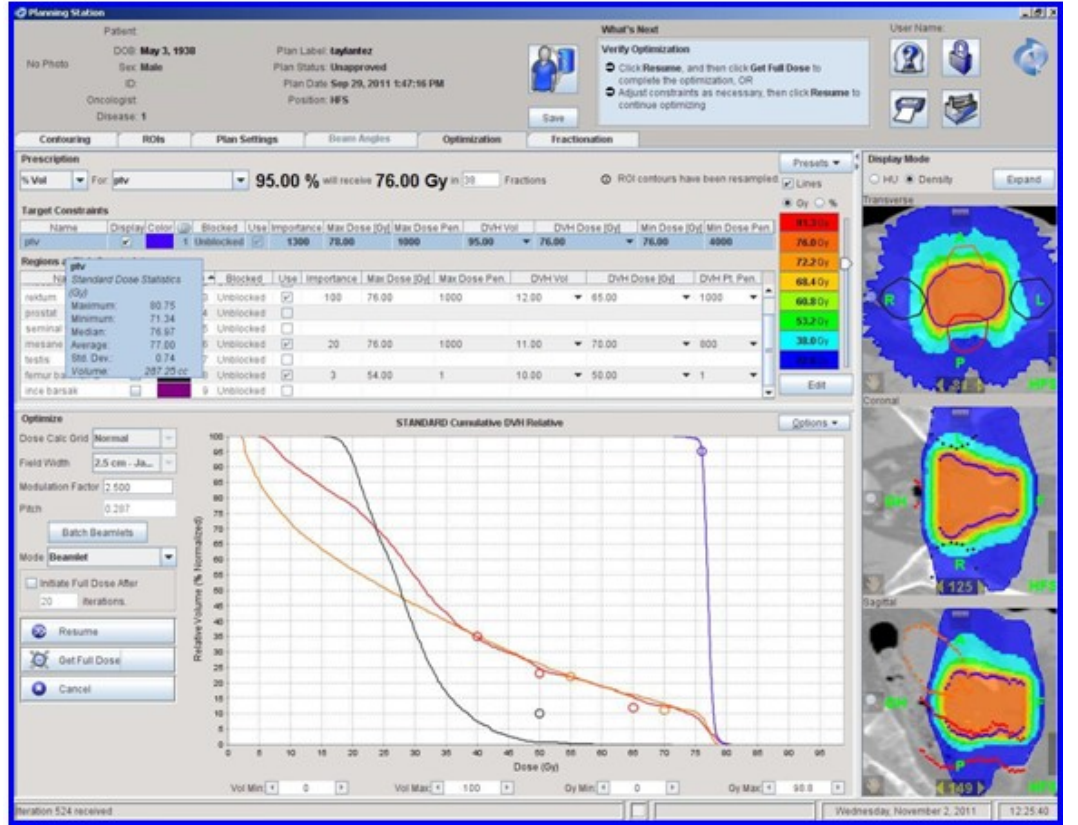
Şekil 15: Precise Plan Tedavi Planlama Sistemi.

Yoğunluk ayarlı radyoterapide 210° , 260° , 310° , 0° , 50° , 100° , 150° gantri açılarında karşılıklı olmayan yedi alan kullanılmıştır. Kullanılan ışınların enerjisi 6 MV olarak seçilmiş ve tersten planlama yapılmıştır. Hedef organı saracak ve risk altındaki organları koruyacak şekilde ÇYK'ler yardımı ile bir ışın demetinden farklı segmentler oluşturulmuştur. Hedef organ ve risk altındaki organlar tanımlanıp istenilen değerler verilerek gerekli hesaplamalar yapılmıştır (Şekil 16).

Structure Name	Status	Type	Pri- ority	Rt (cGy)	Mean Dose (cGy)	Underdose (cGy)	Underdose Volume (%)	Overdose Nominal(cGy)	Overdose Max (cGy)	Overdose Volume (%)
PTV	●	Target	200	7600		7600	5.0	7700	7800	5.0
rektum	●	Critical	80		6100			6500	7600	5.0
mesane	●	Critical	20		6500			7000	7600	5.0
Femur başlıklarıt	●	Critical	3		5200			5400		
		Inactive								

Şekil 16: Precise Plan Tedavi Sistemindeki YART optimizasyon kısmı.

Tomoterapi tedavi cihazı ise 6 MV foton ışını enerjisine sahiptir ve gantrinin bir tam dönüşünde 51 noktadan ışınlama yapılmaktadır. Tomoterapi Hi-ART TPS'ne aktarılan görüntüler tümör ve hassas dokular olarak belirlenir. Daha sonra hem hedef hem de risk altındaki organlar için bu ayrılan yapılar birbirinin içinde olma durumuna göre öncelik ve önem sırasına göre numaralandırılmıştır (Şekil 17).



Şekil 17: Hi-Art Tedavi Planlama Sistemindeki optimizasyon kısmı.

Yine bu sekmede kırmızı lazerler daha önce planlama BT'si alınırken hasta üzerine konulan cilt işaretleri üzerine ayarlanmıştır. Bir başka sekmede doz tanımlaması ve tümör büyüklüğüne bağlı olarak 1.0, 2.5, ve 5.0 cm olan alan boyutlarından, 2.5 cm seçilmiştir. Pitch değeri 0.287 olarak belirlenir ve modülasyon faktörü 2.5 yapılır. Beamlet hesaplandıktan sonra istenilen doz hacim eğrilerini elde

etmek için şekilde görüldüğü gibi tümör ve hassas dokulara “importance, penalty, maximum ve minimum doz ile DVH doz ve DVH %’leri” doz kriterleri için rölatif sayılar girilerek optimizasyon yapılmıştır. Bu işlem istenilen değerlere ulaşıncaya kadar devam edilir. Hedef hacme 38 fraksiyonda 76 Gy doz verilmiş ve genellikle %95’lik izodoz eğrisinde tanımlanmıştır. Tomoterapi planlamaları tersten planlama olarak yapılmış ve oluşan DVH’larının uygunluğu kontrol edilmiştir.

3B-KRT, YART ve Tomoterapi planları karşılaştırılırken, rektum ve mesanenin %100, %50 ve %25’lik hacimlerinin aldıkları dozlar (D_{100} , D_{50} , D_{25}), femur başı için 50 Gy doz alan hacimler (V_{50Gy}) değerlendirilmiştir. Ayrıca Konformite İndeksi (CI) ve Homojenite İndeksi (HI) karşılaştırılması da yapılmıştır. Konformite ve homojenite indeksleri aşağıdaki gibi tanımlanmıştır (7,28).

$$CI = \frac{V_{RI}}{TV} \quad HI = \frac{I_{max}}{RI}$$

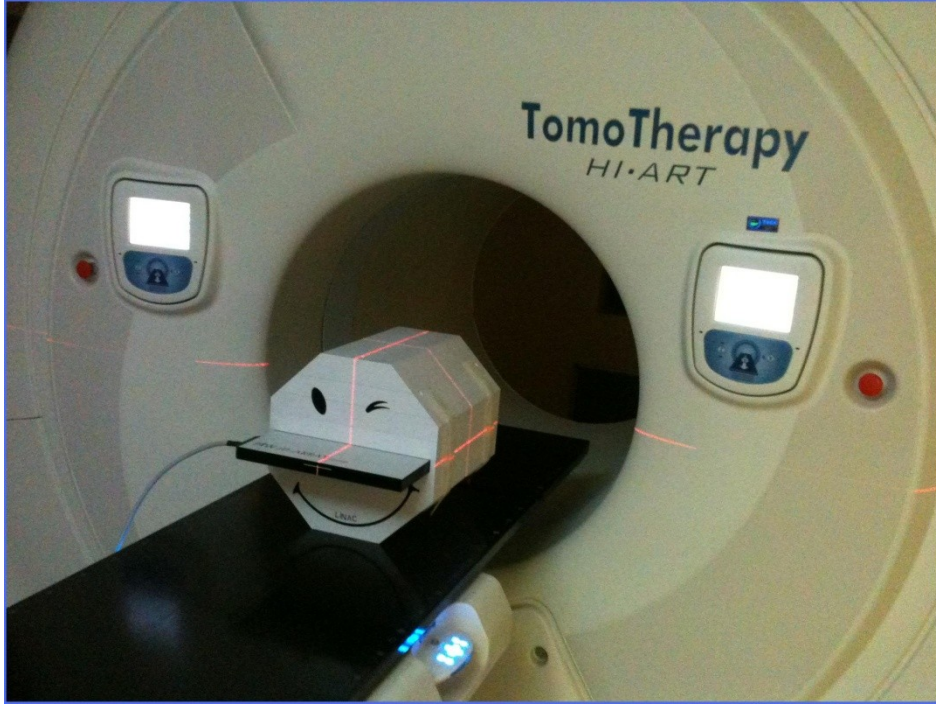
Burada V_{RI} tanımlanan dozun kapsadığı PTV hacmini, TV toplam PTV hacmini, I_{max} PTV hacmindeki en yüksek dozu ve RI ise PTV hacmine tanımlanan dozu göstermektedir.

3.2.3. Tomoterapi İçin Octavius Fantomda 2D-Array İle Doz Dağılımı Doğrulanması

Işınlamadan önce bir planın kalite kontrolünün yapılması gerekmektedir. Daha önceden Octavius fantomunun BT’si çekilip Tomoterapi Hi-Art tedavi planlama sistemine aktarılmıştır. Yapılan planlamaların doz dağılımları kontrol edilip onaylandıktan sonra, octavius fantom üzerine aktarılarak ileri hesaplama tekniğine

göre hesaplatılmıştır. PTW Verisoft yazılımı yardımı ile planın film ve kalibrasyon dosyaları alınıp çıkan sonuçlar 'header' formatında kayıt edilmiştir.

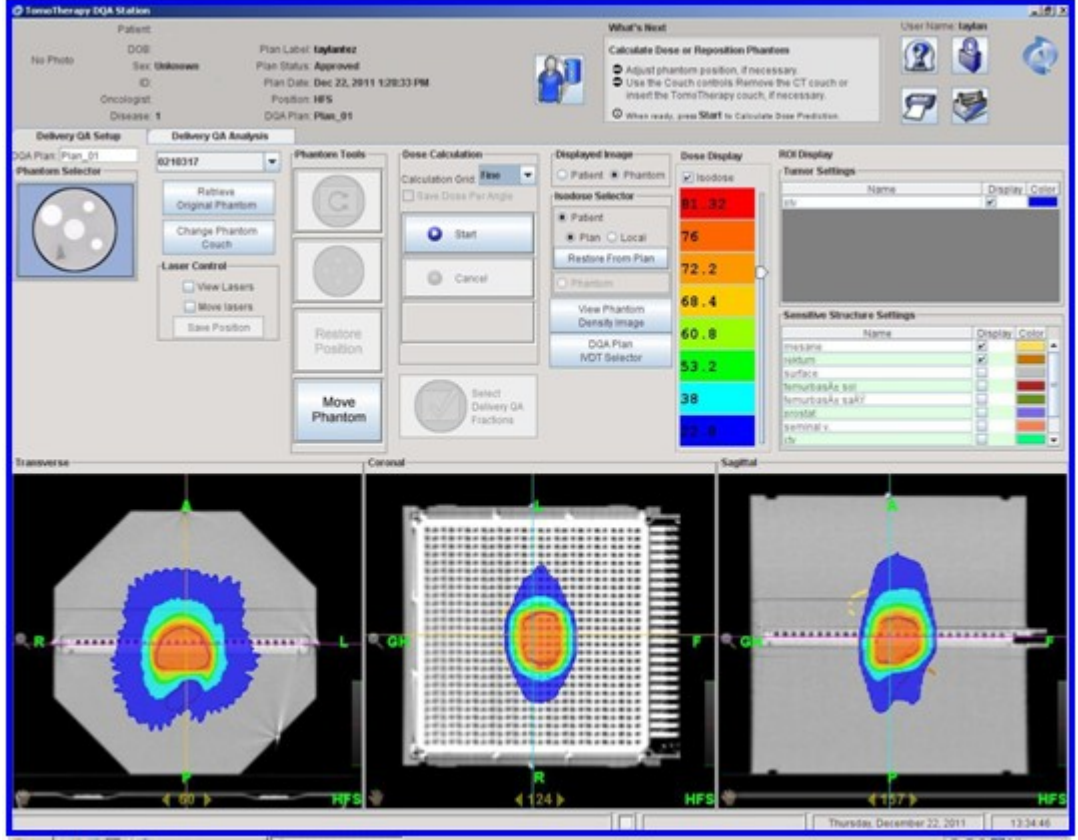
Tedavi planlama sistemindeki bu işlem tamamlandıktan sonra tomotherapy cihazında octavius fantomun kurulumu yapılmış ve Seven-29 2D array octavius fantom içine yerleştirilmiştir (Resim 12).



Resim 12: Octavius fantom ve Seven-29 2D array ile doz doğrulaması.

Bu hazırlanan fantomun megavoltaj bilgisayarlı tomografi (MVBT)'si alınarak kurulumun doğruluğu kontrol edilmiştir. Planlama ve ışınlama verileri arasında bir farklılık varsa tedavi cihazında otomatik olarak ayarlanmaktadır. Kalite kontrol ışınlaması yapıp PTW Verisoft yazılımı ile ölçülmüş ve bulunan sonuç 'mc²' formatında kayıt edilmiştir. Planın fraksiyon dozu ve sayısı belirtildikten sonra, planlamada elde edilen ve tedavi cihazında ışınlanarak elde edilen matris

ölçümleri karşılaştırılıp gamma dağılımı hesaplatılmıştır. Karşılaştırma işleminde %3 sınırlaması göz önünde bulundurulmuştur (Şekil 18).



Şekil 18: Hi-Art Tedavi Planlama Sistemindeki DQA bölümü.

Lineer hızlandırıcı cihazında elde edilen YART planlamalarının kalite kontrolünde ise tüm ışınlar 0 derece gantri açısına göre ayarlanmış, X-OMAT filminin üzerine 5 cm'lik katı su fantomu yerleştirilip film ışınlanmıştır. Bu kurulumun aynısı iki boyutlu iyon odası için de hazırlanıp ve yine tüm ışınlar 0 derece açıda uygulanmıştır. Elde edilen film taranarak mc^2 yazılımına gönderilmiş ve filmde oluşan görüntünün bu yazılım sayesinde üç boyutlu izodoz dağılımı elde edilerek mc^2 formatında kayıt edilmiştir. Elde edilen bu iki sonuç PTW Verisoft yazılımı ile karşılaştırılmıştır.

3.2.4. Kişiyeye Özel Kalite Kontrol Temelleri

Radyoterapide YART, hedef hacmin etrafındaki riskli organlarla iç içe geçtiği durumlarda ve kompleks hedeflerde riskli organların dozunu azaltırken, hedefin dozunu arttırmada kullanılan en iyi yöntemdir. YART planlarının doz doğrulamasında ve nitelik temininde iki ana yaklaşım; plan ilişki yaklaşım ve alan ilişki yaklaşımıdır.

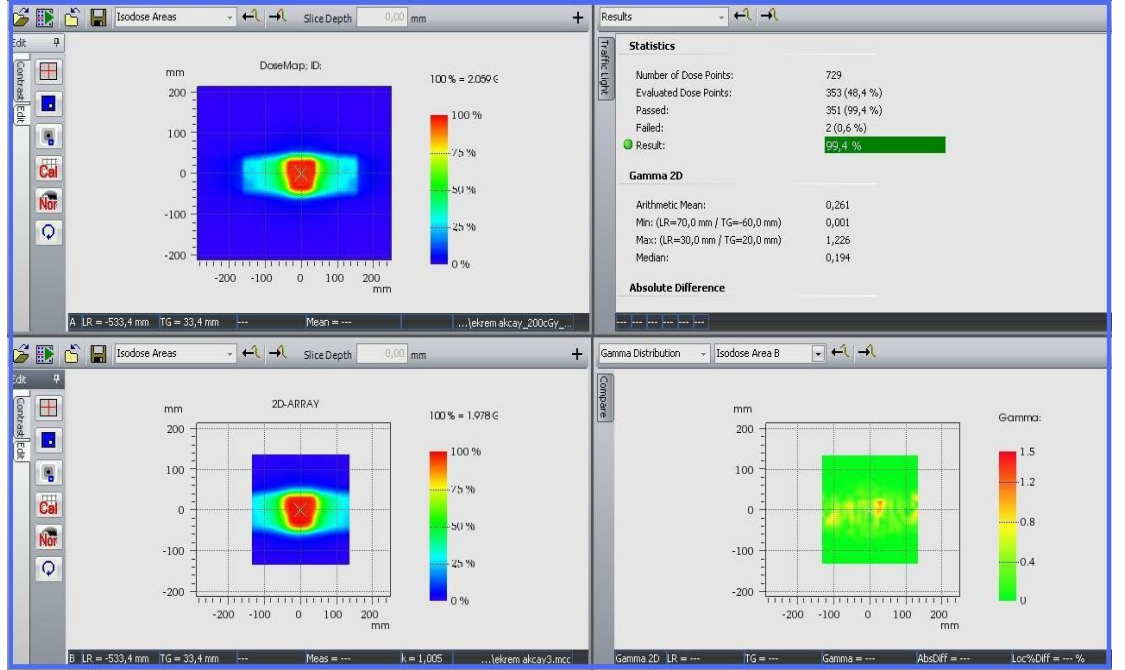
Işınlanan alan şekillerin karmaşıklığı, küçük alan dozimetri ve zamana bağlı yaprak düzeninde meydana gelebilecek hatalardan dolayı AAPM(The American Association of Physicists in Medicine) ve ASTRO(American Society For Therapeutic Radiology and Oncology) tarafından önerilen hastaya özgü kalite güvence, YART yönetim işlemlerinin bir parçası ve YART servisleri için bir gereksinim olarak uygulanmalıdır.

Bir fantomdaki kesin doz ölçümü genellikle 'hibrit fantom planı' olarak adlandırılan bir işlemle gerçekleştirilir. Bu planda bir hasta planı fantoma aktarılır ve fantomdaki dozlar QA için hesaplanır. Bu işlemin temel ilkesi bilgisayarlı planlama sisteminde hesaplanan ve fantomda ölçülen dozların karşılaştırılmasıdır.

Rölatif dozimetri genellikle 2 boyutta sıralı (array) detektörler ya da radyografik filmlerle gerçekleştirilir. Film dozimetri için film yoğunluğunu bir film kalibrasyon işlemi kullanarak mutlak doza çevirmek önemlidir. Çeşitli sayısal göstergeler (kabul aralığı-distance to agreement, gamma ya da kabul testi) sunulmuştur. Özellikle gamma kavramı en çok tercih edilen ve iki boyutlu doz dağılımlarında doz farklılıkları ve kabul aralığının birleştirilmesini içerir.

Işınlanan filmlerin film dansitometrede okunmasıyla elde edilen grafik ve görsel imajların değerlendirilip tedavinin uygulanabilirliğinin anlaşılacağı

yönteme Gamma Metodu denir. Bu yöntem hesaplanan ile ölçülen doz dağılımlarının birbiri ile uyumunu test etmek için kullanılır. Doz farklılık kriteri ve DTA (distance-to-agreement) kriterinin bir bileşimini içerir. Hesaplanan ile ölçülen doz dağılımlarının nicel bir şekilde değerlendirilmesini sağlar. Yüksek veya düşük gradiyentli bölgelerde izodozlar arası mesafe ve doz farkı tekniği ayrı ayrı kullanılırsa yanıltıcı sonuçlar verebilir. Bu yüzden kullanılan gamma metodu bu iki tekniği birleştirerek en doğru sonucu verir (Şekil 19), (8,20).



Şekil 19: Hasta kalite kontrolü için elde edilen gamma metodu sonucu.

3.2.5. Veri Analizi

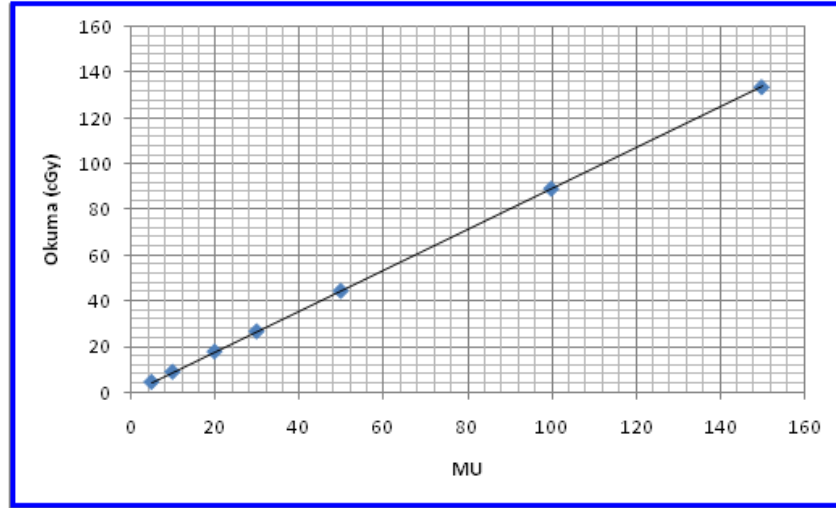
Çalışmamızda 10 hastanın üç yöntemle elde edilen tedavi planlamalarındaki verileri istatistiksel olarak değerlendirmek için PASW Statistics 18 programı kullanılmıştır. Örnekleme hacmi 30'dan az olduğu için Nonparametric Test, ikiden

fazla ilişkili grup olduğu için Friedman testi uygulanmıştır. $p < 0,05$ değeri anlamlı olarak kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

4.1. Yüksek MU Değerleri İçin Kalite Kontrol Verileri

Yapılan testte uygulanan MU değerleri, elde edilen okuma değerleri ve bunlara karşılık gelen doz değerleri Grafik 1 ve Tablo 1’de verilmiştir.



Grafik 1: Linak doğrusallık testi grafiği

Tablo 1: Kalibrasyon ölçümleri için yapılan doğrusallık testi.

MU	OKUMA	DOZ
5	4.46	5.03
10	8.93	10.03
20	17.81	20.12
30	26.69	30.11
50	44.46	50.01
100	89.28	100.04
200	178.57	200.03

MU değerleri ile okuma değerlerinin lineer olduğu dolayısıyla MU ve doz farkının %0.1'den küçük olduğu görülmektedir.

4.2. Düşük MU Değerleri İçin Linak Cihazının Performans Testleri Verileri

Düşük MU değerlerinde cihazda okunan doz ile TPS'nin vermiş olduğu doz değerlerin karşılaştırılması ve iki değer arasındaki farkın \pm %2'i aşmaması gerekmektedir (Tablo 2).

Tablo 2: Düşük MU'de TPS ve Linak okuma değerleri.

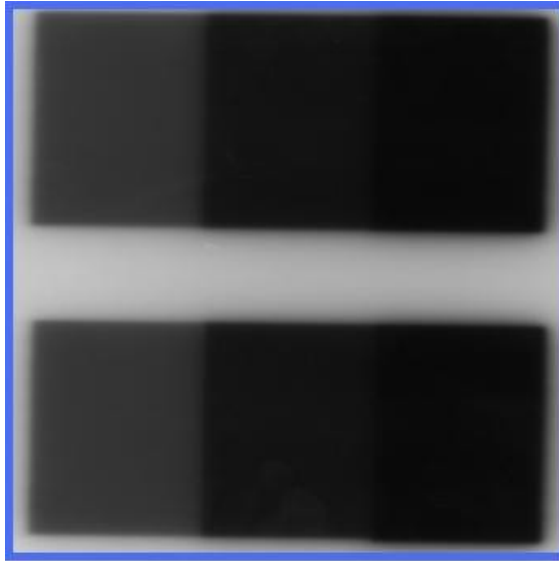
MU	TPS	OKUMA	%FARK
1	1	1.01	1
2	1.99	2.01	1
3	3.01	3.02	0.3

4	4	4.02	0.5
5	4.99	5.02	0.6
6	5.98	6.03	0.8
7	6.98	7.02	0.6
8	8	8.03	0.4
9	9	9.04	0.4
10	10	10.06	0.6

Tedavi cihazında ve planlamada okunan doz değerleri arasındaki fark \leq %1 bulunmuştur.

4.3. Üst Üste Binme Testi Verileri

Bu teste tek bir ışınlama ile verilen MU değerlerini farklı MU değerleri verilerek elde edilen sonuçlar PTW Mephysto mc² Film Analiz programında analiz edilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde MU değerleri arasındaki fark \pm %2'den az bulunmuştur (Resim 13).



Resim 13: Üst üste binme testi için ışınlanan film

4.4. Çok Yapraklı Kolimatör Doz Testi Verileri

Bu testde ÇYK sistemi kullanılarak oluşturulan alanın okuma değeri ile sadece kolimatör sistemi kullanılarak oluşturulan alanın okuma değerleri arasındaki farkın %1.2 bulunmuştur (Tablo 3).

Tablo 3: ÇYK alanı okuma değeri ile kolimatör okuma değeri ve % fark.

MU	ÇYK Alanı Okuma Değeri	Kolimatör Alanı Okuma Değeri	% FARK
100	81.10	82.32	% 1.5

4.5. Çok Yapraklı Kolimatör Sızıntı Testi Verileri

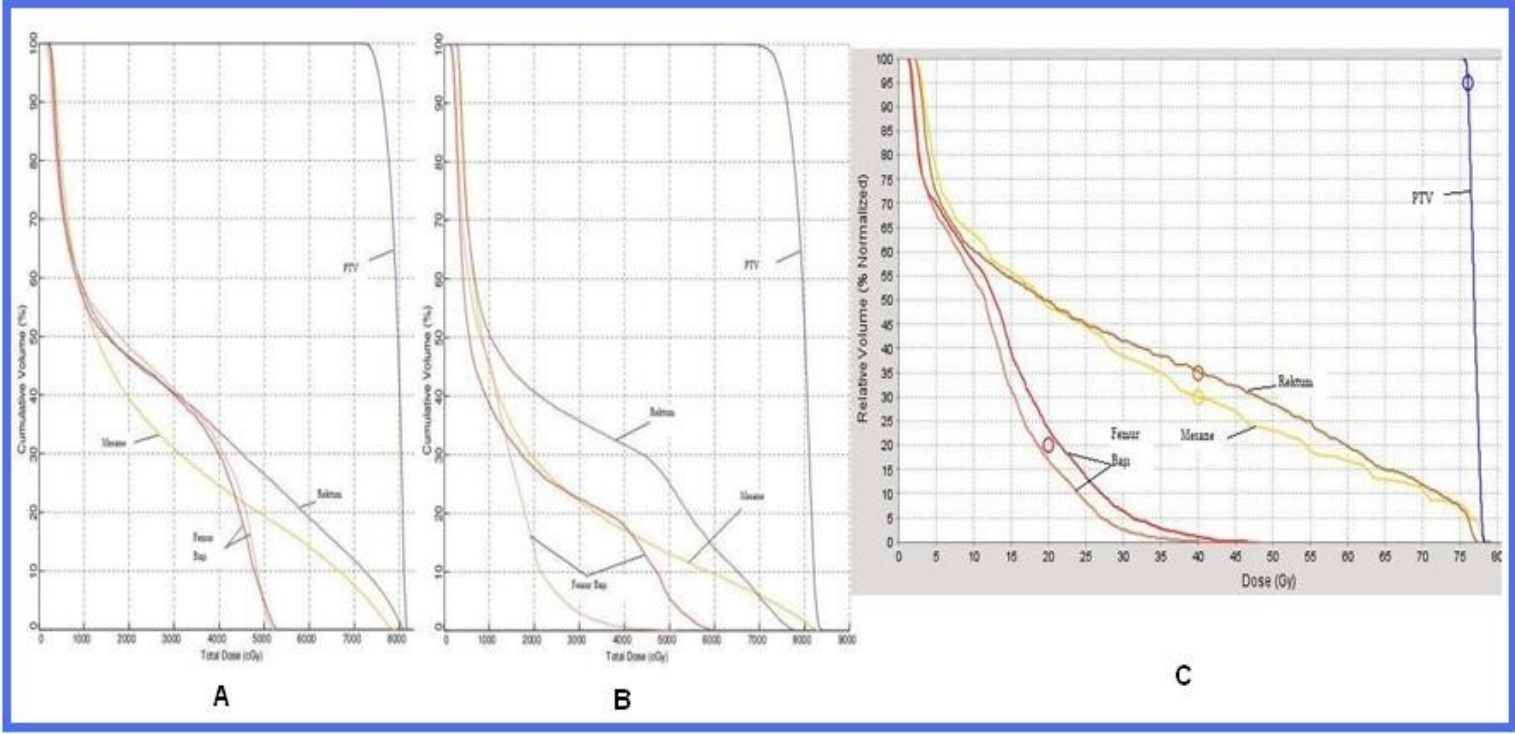
Bu testde ÇYK sistemin açık ve kapalı olduğu durumlarda iki ölçüm için ortalama okuma değerleri Tablo 4’de verilmiştir. ÇYK’ler arasından sızan doz %2.32 olarak bulunmuştur.

Tablo 4: ÇYK alanı açık ve kapalı olduğundaki okuma değerleri

MU	ÇYK KAPALI	ÇYK AÇIK	% FARK
100	2.37	105.2	2.25

4.6. 10 hastaya ait kritik organların verileri ve analizleri

İncelenen 10 hastanın 3B-KRT, YART ve Tomoterapi planları için kritik organ ve PTV'ye ait veriler DVH'ından elde edilmiştir (Şekil 20).



Şekil 20: Bir hastaya ait DVH a) 3B-KRT b) YART c) Tomoterapi

10 hastaya ait mesanenin %100, %50 ve %25'lik hacimlerinin almış olduğu dozlar Tablo 5'te ve ortalama dozları da Tablo 6'da belirtilmiştir.

Tablo 5: Mesanenin %100, %50 ve %25'lik hacminin almış olduğu doz değerleri.

HASTA NO	TEDAVİ YÖNTEMİ	KRİTİK ORGAN		
		Mesane		
		D ₁₀₀ (cGy)	D ₅₀ (cGy)	D ₂₅ (cGy)
1	Konformal	200	1800	4880
	YART	273	1365	5382
	Tomoterapi	200	2600	5100
2	Konformal	881	4617	6662
	YART	755	4190	6606
	Tomoterapi	701	4350	6359
3	Konformal	314	4042	6790
	YART	437	3219	6360
	Tomoterapi	315	3458	6002
4	Konformal	308	1116	3041
	YART	280	860	2120
	Tomoterapi	237	2553	5671
5	Konformal	232	1743	5580
	YART	318	1232	4253
	Tomoterapi	172	2396	5522
6	Konformal	306	2792	6196
	YART	431	1687	4906
	Tomoterapi	273	3287	5947

7	Konformal	191	1262	3863
	YART	281	845	2535
	Tomoterapi	208	1903	4608
8	Konformal	235	3454	5691
	YART	351	3588	5694
	Tomoterapi	302	3919	5830
9	Konformal	312	4134	6747
	YART	400	3160	5920
	Tomoterapi	341	3581	6265
10	Konformal	271	2790	5618
	YART	355	2133	5095
	Tomoterapi	254	2787	5201

Tablo 6: Mesanenin %100, %50 ve %25'lik hacminin almış olduğu ortalama dozlar ve standart sapmalar

TEDAVİ YÖNTEMİ	MESANENİN ALDIĞI ORTALAMA DOZLAR		
	D₁₀₀ (cGy)	D₅₀ (cGy)	D₂₅ (cGy)
KONFORMAL	325±200	2775±1263	5506±1257
YART	388±142	2227±1218	4887±1517
TOMOTERAPİ	300±150	3083±760	5650±550

Konformal, YART ve Tomoterapi planlamaları karşılaştırıldığında, Tomoterapi planlamalarında mesanenin %100'lük hacminde, YART

planlamalarında ise %50'lik hacimlerinde anlamlı bir fark olmuştur ($p<0.05$), %25'lik hacminde her üç planlama arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Yine 10 hasta için yapılan her üç tedavi planlama tekniklerinde kritik organ olan rektumun %100, %50 ve %25'lik hacimlerinin almış oldukları dozlar Tablo 7'de ve ortalama dozları da Tablo 8'de gösterilmiştir.

Tablo 7: Rektumun %100, %50 ve %25'lik hacimlerinin almış olduğu dozlar.

HASTA NO	TEDAVİ YÖNTEMİ	KRİTİK ORGAN		
		Rektum		
		D ₁₀₀ (cGy)	D ₅₀ (cGy)	D ₂₅ (cGy)
1	Konformal	562	4687	6337
	YART	684	3888	5652
	Tomoterapi	500	3100	5100
2	Konformal	462	4581	6460
	YART	462	4928	5852
	Tomoterapi	379	3648	5516
3	Konformal	864	5364	7164
	YART	648	5256	6408
	Tomoterapi	811	3154	5383
4	Konformal	929	5148	6971
	YART	740	4773	6068
	Tomoterapi	975	975	5796

5	Konformal	274	3768	5887
	YART	310	2751	4921
	Tomoterapi	199	3331	5341
6	Konformal	670	4023	6034
	YART	620	3759	5256
	Tomoterapi	638	3690	5482
7	Konformal	237	1540	5056
	YART	304	1026	4978
	Tomoterapi	222	1930	5435
8	Konformal	342	5130	6384
	YART	494	5396	6232
	Tomoterapi	386	386	2937
9	Konformal	958	4508	6816
	YART	833	5220	6307
	Tomoterapi	1095	1095	3093
10	Konformal	385	4620	6275
	YART	459	4972	6158
	Tomoterapi	418	3314	4993

Tablo 8: Rektumun %100, %50 ve %25'lik hacimlerinin almış olduğu ortalama dozlar

TEDAVİ YÖNTEMİ	REKTUMUN ALDIĞI ORTALAMA DOZLAR		
	D ₁₀₀ (cGy)	D ₅₀ (cGy)	D ₂₅ (cGy)
KONFORMAL	568±273	4336±1099	6338±602
YART	555±178	4196±1394	5783±555
TOMOTERAPİ	562±308	2462±1245	4907±1022

Konformal, YART ve Tomoterapi planlamaları karşılaştırıldığında Tomoterapi planlamalarında rektumun %50 ve %25'lik hacimlerinde anlamlı bir fark olmuştur ($p < 0.05$), %100'lük hacim için her üç planlama arasında anlamlı bir fark belirlenmemiştir.

Mesanenin 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacimleri, her üç teknik içinde aşağıdaki Tablo 9'da verilmiştir.

Tablo 9: Mesanenin 50 ve 65 Gy'lik doz alan hacimleri.

HASTA NO	TEDAVİ YÖNTEMİ	KRİTİK ORGAN	
		Mesane	
		V ₅₀ (%)	V ₆₅ (%)
1	Konformal	23	15
	YART	25	18
	Tomoterapi	20	12

2	Konformal	41	25
	YART	40	24
	Tomoterapi	30	19
3	Konformal	46	27
	YART	35	23
	Tomoterapi	29	20
4	Konformal	16	8
	YART	11	7
	Tomoterapi	19	10
5	Konformal	27	17
	YART	21	16
	Tomoterapi	20	15
6	Konformal	35	26
	YART	24	16
	Tomoterapi	22	17
7	Konformal	19	11
	YART	12	7
	Tomoterapi	20	10

8	Konformal	27	19
	YART	30	18
	Tomoterapi	25	14
9	Konformal	43	26
	YART	31	20
	Tomoterapi	27	16
10	Konformal	37	25
	YART	36	22
	Tomoterapi	26	18

Konformal, YART ve Tomoterapi planlamaları karşılaştırıldığında, Tomoterapi planlamalarında mesanenin 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacimlerinde anlamlı bir fark olmuş ($p<0.05$) ve mesaneyi daha iyi koruduğu belirlenmiştir.

Rektum'un 35 Gy ve 65 Gy doz alan hacimleri aşağıdaki Tablo 10'da gösterilmiştir.

Tablo 10: Rektumun 35 ve 65 Gy'lik doz alan hacimleri.

HASTA NO	TEDAVİ YÖNTEMİ	KRİTİK ORGAN	
		Rektum	
		V ₃₅ (%)	V ₆₅ (%)
1	Konformal	62	21
	YART	58	16
	Tomoterapi	44	15
2	Konformal	61	23
	YART	61	13
	Tomoterapi	42	12
3	Konformal	63	25
	YART	64	22
	Tomoterapi	42	15
4	Konformal	58	22
	YART	60	19
	Tomoterapi	40	16

5	Konformal	43	16
	YART	42	9
	Tomoterapi	39	10
6	Konformal	51	19
	YART	49	7
	Tomoterapi	39	8
7	Konformal	36	15
	YART	31	8
	Tomoterapi	35	8
8	Konformal	62	18
	YART	61	19
	Tomoterapi	46	14
9	Konformal	63	24
	YART	60	20
	Tomoterapi	45	19
10	Konformal	62	23
	YART	58	19
	Tomoterapi	47	18

Konformal, YART ve Tomoterapi planlamaları karşılaştırıldığında, Tomoterapi planlamalarında rektumun 35 Gy ve 65 Gy doz alan hacimlerinde anlamlı bir fark olmuştur ($p<0.05$) ve rektumun daha iyi korunduğu saptanmıştır.

Her üç planlama tekniği için femur başının 50 Gy doz alan hacimleri de Tablo 11'de gösterilmiştir.

Tablo 11: Femur başının 50 Gy doz alan hacimleri.

HASTA NO	TEDAVİ YÖNTEMİ	V₅₀(%) Femur Başı
1	Konformal	9
	YART	3
	Tomoterapi	4
2	Konformal	8
	YART	2
	Tomoterapi	3
3	Konformal	9
	YART	4
	Tomoterapi	0

4	Konformal	6
	YART	8
	Tomoterapi	2
5	Konformal	10
	YART	4
	Tomoterapi	3
6	Konformal	9
	YART	4
	Tomoterapi	4
7	Konformal	8
	YART	7
	Tomoterapi	3
8	Konformal	9
	YART	6
	Tomoterapi	0
9	Konformal	6
	YART	0
	Tomoterapi	2

10	Konformal	7
	YART	4
	Tomoterapi	3

Her üç planlama tekniğinde de 50 Gy doz alan hacim %10'nu geçmemesine rağmen, Tomoterapi planlamalarında anlamlı bir fark belirlenerek ($p<0.05$) femur başlarının daha iyi korunduğu gözlenmiştir.

Ayrıca tümörün %95'lik hacminin almış olduğu doz da, her üç teknik için aşağıdaki Tablo 12'de olduğu gibi hesaplanmıştır.

Tablo 12: Tümörün %95'lik hacminin almış olduğu doz değerleri.

HASTA NO	TEDAVİ YÖNTEMİ	D_{95%} TARGET(cGy)
1	Konformal	7601
	YART	7512
	Tomoterapi	7612
2	Konformal	7523
	YART	7539
	Tomoterapi	7605

3	Konformal	7518
	YART	7532
	Tomoterapi	7598
4	Konformal	7532
	YART	7524
	Tomoterapi	7595
5	Konformal	7561
	YART	7549
	Tomoterapi	7604
6	Konformal	7524
	YART	7545
	Tomoterapi	7597
7	Konformal	7540
	YART	7552
	Tomoterapi	7603
8	Konformal	7609
	YART	7553
	Tomoterapi	7590

9	Konformal	7545
	YART	7537
	Tomoterapi	7607
10	Konformal	7612
	YART	7509
	Tomoterapi	7604

3B-KRT, YART ve Tomoterapi planlamaları karşılaştırıldığında; tümörün %95'lik hacminin almış olduğu doz için Tomoterapi planlamalarında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$).

Her üç planlamada PTV için konformite ve homojenite indeksleri de Tablo 13 ve 14'de gösterilmektedir.

Tablo 13: Her üç planlama tekniği için elde edilen Konformite İndeks değerleri.

HASTA NO	KONFORMİTE İNDEKSİ (CI)		
	Konformal	YART	Tomoterapi
1	0.950	0.921	0.953
2	0.939	0.941	0.952
3	0.939	0.941	0.954
4	0.941	0.924	0.950
5	0.944	0.932	0.958

6	0.940	0.936	0.953
7	0.942	0.936	0.949
8	0.951	0.927	0.950
9	0.942	0.943	0.948
10	0.951	0.942	0.952

Her üç planlama tekniği karşılaştırıldığında, Tomoterapi planlamaları konformite indeksi için anlamlı bir farka neden olup ($p<0.05$) PTV'yi daha iyi kapsadığı görülmüştür.

Tablo 14: Her üç planlama tekniği için elde edilen Homojenite İndeks değeri.

HASTA NO	HOMOJENİTE İNDEKSİ (HI)		
	Konformal	YART	Tomoterapi
1	1.070	1.065	1.068
2	1.071	1.071	1.045
3	1.074	1.070	1.069
4	1.068	1.068	1.056
5	1.070	1.067	1.035
6	1.076	1.071	1.035
7	1.069	1.069	1.040
8	1.067	1.069	1.049
9	1.079	1.066	1.033
10	1.065	1.067	1.042

Her üç planlama tekniği karşılaştırıldığında, yine Tomoterapi planlamaları homojenite indeksi için anlamlı bir farka neden olmuştur ($p < 0.05$) ve diğer planlama tekniklerine göre doz PTV'nin içinde daha homojen dağılmıştır.

Her üç planlama tekniği için tedavi süreleri saniye olarak hesap edilmiştir (Tablo 15).

Tablo 15: Her üç planlama tekniği için tedavi süreleri.

HASTA NO	TEDAVİ YÖNTEMİ	Tedavi Süresi(sn.)
1	Konformal	482.6
	YART	421.9
	Tomoterapi	294.2
2	Konformal	477.9
	YART	372.4
	Tomoterapi	192.4
3	Konformal	487
	YART	361.4
	Tomoterapi	222.4

4	Konformal	466.5
	YART	387.1
	Tomoterapi	228
5	Konformal	476
	YART	328
	Tomoterapi	240.1
6	Konformal	491.8
	YART	423
	Tomoterapi	210.6
7	Konformal	471.7
	YART	445.3
	Tomoterapi	180.6
8	Konformal	500
	YART	435
	Tomoterapi	156
9	Konformal	477.4
	YART	335
	Tomoterapi	258.2

10	Konformal	391.3
	YART	353.9
	Tomoterapi	216.1

Üç planlama tekniği tedavi süreleri açısından karşılaştırıldığında, Tomoterapi tekniği için anlamlı bir fark bulunarak ($p<0.05$) tedavinin diğer tekniklere göre çok daha kısa sürede tamamlandığı belirlenmiştir.

PTV'nin transverse eksende üst kesitte bittiği yerden iki kesit yukarısı ve alt kesitte bittiği yerden iki kesit aşağısı arasında kalan kısımda, PTV'nin dışında kalan sağlam dokuların almış oldukları minimum dozlar incelenmiştir. Tomoterapi planlamalarında bu bölgede kalan sağlam dokuların %100'lük bölümü ortalama 508 cGy doz alırken, 3B-KRT ve YART planlamalarında elde edilen ortalama dozlar 3B-KRT için 40 cGy, YART için ise 42 cGy olarak hesaplanmıştır. Bu da Tomoterapi planlamalarında PTV bölgesinde bulunan sağlam dokularının diğer planlamalara göre daha fazla doz aldığını göstermektedir.

5. TARTIŞMA

Radyoterapideki temel amaç ışınlanacak tümör çevresindeki komşu organları mümkün olduğunca ışın alanı sınırları dışında tutarak en az derecede doz almasını sağlayarak, tümörlü hacmin yüksek doz alabilmesini sağlamaktır. Radyoterapide BT ile hedef hacim rahat bir şekilde belirlenebildiği için sınırlı bir marjinle daha yüksek radyoterapi dozlarına çıkmak mümkün olabilmektedir. Hastanın iç anatomisini ve olası tümörlü bölgenin ayrıntılı bir şekilde görünmesini sağlayan bilgisayarlı tomografinin gelişmesiyle birlikte, konvansiyonel radyoterapi ile kıyaslandığında, 3B-KRT, tümörlü bölge içindeki ve komşu sağlıklı dokulardaki doz dağılımı açısından daha üstündür. Bilgisayar teknolojisindeki sistemlerin kullanılmasını sağlayan bilgisayar yazılım ve donanımındaki gelişmelerden dolayı radyoterapi alanındaki tedavi planlama ve uygulama sistemleri hızlı bir biçimde değişim göstermektedir. Son yıllarda 3B-KRT'nin gelişmiş bir hali olan ve hedef hacime maksimum çevre dokulara minimum dozun verilmesini sağlayan, farklı yoğunluktaki ışınların kullanımına dayanan YART tekniği önem kazanmıştır.

YART kullanımı, çoğu kez tümörün normal dokuların sınırında veya yakınında bulunduğu prostat, baş-boyun, beyin gibi kanserlerinin tedavisinde kullanılmaktadır. Bu yöntemin kullanımı, önemli kritik normal dokuların korunması ve doz dağılımı düzeltme kabiliyetinin olması nedeniyle giderek artmaktadır. YART ve konformal RT teknikleri kullanılarak yapılan plan karşılaştırmaları akciğer, özafagus, nazofarenks, paranasal sinüs, prostat ve intrakraniyal alanlar içeren pek çok tedavi

alanında birbirine yakın riskli organlardaki maksimum dozlarda azalma ve düzgün hedef dozu dağılımı için YART'nin gerekli olduğunu göstermektedir. YART'da konvansiyonel ve konformal radyoterapinin aksine doz yoğunluğu yaprakların (liflerin) hareketiyle değişmektedir. Tomoterapi, kendine özgü ışınlama tekniğiyle klasik lineer hızlandırıcılardan değişik bir teknikle ışınlama yapmaktadır.

Geleneksel lineer hızlandırıcılarda kullanılan tekniğe göre ışınlama sırasında hareket eden bileşenler çoklu yapraklar veya gantri ile sınırlıdır. Tomoterapide ise ışınlama sırasında çoklu yapraklar, gantri ve masa hareket halindedir. Helikal tomoterapi, dinamik YART tekniği ile hem tümör kontrolünü sağlayıp hem de risk altındaki organları koruyacak şekilde mükemmel sonuçlar ortaya çıkarabilmektedir. Teknolojinin ilerlemesi prostat kanseri tedavisinde radyoterapinin önemini daha da arttırmıştır.

Çalışmamızda yapılan planlamaların kritik organ doz sınırlarında Zelefsky ve ark. çalışması (39), RTOG 0126 (24) ve kliniğimizde kullandığımız değerler referans alınmıştır. Zelefsky ve ark. doz sınırlamalarını rektum için $V_{50Gy} < \%60-65$, $V_{60Gy} < \%40-50$ (60 Gy alan hacim $\%40-50$ 'i geçmemelidir), mesane için $V_{65Gy} < \%40$, $V_{78Gy} < \%2.9$, femur başları için $V_{50Gy} < \%10$ olarak belirlemiştir.

RTOG 0126'ya göre doz sınırları mesane için $V_{70Gy} < \%35$, rektum için $V_{70Gy} < \%25$, $V_{65Gy} < \%35$, femur başı için maksimum doz $V_{52Gy} < \%5$ olarak verilmiştir.

Bu çalışmada mesane için; 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacimler ve $\%100$, $\%50$ ve $\%25$ 'lik kısımların aldığı dozlar, rektum için; 35 Gy ve 65 Gy doz alan hacimler ve $\%100$, $\%50$ ve $\%25$ 'lik kısımların aldığı dozlar, femur için ise 50 Gy doz alan hacimler değerlendirilmiştir.

Dirk Wolff ve ark.(10)'nın yapmış olduğu çalışmada 3B-KRT, YART ve Tomoterapi tekniklerini kritik organların almış oldukları dozlar, konformite ve homojenite indeksleri açısından incelemişler. Tomoterapi ve YART planlamalarında 3B-KRT'ye oranla daha keskin doz düşüşlerini gözlemlemişlerdir. Çalışmalarında rektumun posteriorundaki ortalama dozlar Tomoterapi planında 31.85 Gy, YART'ta 34.89 Gy, 3B-KRT'de 55.43 Gy olarak, rektumun anteriorundaki ortalama dozlar ise Tomoterapi planında 50.69 Gy, YART planında 53.99 Gy, 3B-KRT planda 66.33 Gy olarak belirleyip, Tomoterapi planlamalarına ait rektum dozlarının 3B-KRT ve YART planlamalarına göre çok daha düşük olduğunu saptamışlardır.

Yapmış olduğumuz çalışmada da rektumun 65 Gy ve 35 Gy doz alan hacimleri Tomoterapi planlamalarında daha düşük çıkmıştır. Rektumun 35 Gy doz alan hacmi ortalama olarak Tomoterapi planında %41.9, YART planında %54.4, 3B-KRT planda %56.1 olarak hesaplanmıştır. Her üç planlama tekniği istatistiksel olarak incelendiğinde Tomoterapi planlamalarında rektumun 35 Gy doz alan hacmi için ($p=0.001$) anlamlı bir fark bulunmuştur. Rektumun 65 Gy doz alan hacmi ise Tomoterapi için %13.5, YART için %15.2, 3B-KRT için %20.6 olarak hesaplanmıştır. İstatistiksel olarak incelendiğinde Tomoterapi planlamalarında rektumun 65 Gy doz alan hacmi ($p=0.001$) anlamlı bir farka neden olmuştur. Ayrıca tümöre vermek istediğimiz doz en iyi Tomoterapi planlamalarında tümörü kapsamıştır. Rektumun %100, %50 ve %25'lik hacimlerinin almış oldukları dozlar da incelenmiştir. Rektumun %100'lük hacminin almış olduğu ortalama doz, Tomoterapi için 562 cGy, YART için 555 cGy, 3B-KRT için 568 cGy olarak bulunmuştur. %50'lik hacmin aldığı dozlar, Tomoterapi için 2462 cGy, YART için 4196 cGy, 3B-KRT için 4336 cGy olarak ve %25'lik hacmin aldığı dozlar ise Tomoterapi için 4907 cGy, YART için 5783 cGy, 3B-KRT için 6338 cGy olarak

belirlenmiştir. Her üç planlama tekniği karşılaştırıldığında, Tomoterapi planlamalarında rektumun %50 ($p=0.020$) ve %25'lik ($p=0.002$) hacimleri için anlamlı bir fark olmuştur. %100'lük hacimde her üç planlama tekniği arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Mesane için 50 Gy doz alan hacim ortalama olarak 3B-KRT'de %31, YART planlamalarında %27 ve Tomoterapi planlamalarında %24 olarak bulunmuştur. Her üç planlama tekniği karşılaştırıldığında, Tomoterapi planlamaları mesanenin 50 Gy doz alan hacmi için ($p=0.027$) anlamlı bir farka neden olmuştur. 65 Gy alan hacimlerinde 3B-KRT için %20, YART için %17 ve Tomoterapi için %15 bulunmuştur. Bu sonuçlara göre Tomoterapi planlamalarında mesane, diğer planlamalara oranla daha az doz almıştır. İstatistiksel olarak her üç planlama yöntemini karşılaştırdığımızda, Tomoterapi planları mesanenin 65 Gy doz alan kısmı için ($p=0.006$) anlamlı bir farka neden olmuştur. Ayrıca Mesanenin %100, %50 ve %25'lik hacimlerinin almış oldukları dozlar da değerlendirilmiştir. Mesanenin %25'lik hacminin almış olduğu doz Tomoterapi planlamalarında 5650 cGy, YART planlamalarında 4887 cGy, 3B-KRT planlamalarında 5506 cGy ve %50'lik hacmin almış olduğu ortalama dozlar ise Tomoterapi planlamalarında 3083 cGy, YART planlamalarında 2227 cGy, 3B-KRT planlamalarında 2775 cGy olarak belirlenmiştir. %100'lük hacmin almış olduğu ortalama doz ise Tomoterapi için 300 cGy, YART için 388, 3B-KRT için 325 cGy olarak bulunmuştur. Konformal, YART ve Tomoterapi planlamaları karşılaştırıldığında, Tomoterapi planlamaları mesanenin %100'lük hacminde ($p=0.006$), YART planlamaları ise %50'lik hacminde ($p=0.002$) anlamlı bir farka neden olmuştur. %25'lik hacim için her üç planlama arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Yaptığımız çalışmada tümörün %95'lik hacminin almış olduğu doz Tomoterapi planında 7601 cGy, YART planında 7535 cGy, 3B-KRT planında 7556 cGy olarak hesaplanmıştır. Üç planlama tekniği karşılaştırıldığında, Tomoterapi planlamaları için ($p=0.006$) anlamlı bir fark bulunmuştur.

Çalışmamız da her üç planlama yöntemi için femur başı dozları da kontrol edilmiştir. Femur başının 50 Gy doz alan hacimleri, 3B-KRT için %8.1, YART için %4.2, Tomoterapi için %2.4 olarak hesap edilmiştir. İstatistiksel olarak Tomoterapi planlamaları için anlamlı bir fark bulunmuştur ($p=0.001$).

PTV'nin dışında kalan sağlam dokuların almış oldukları minimum dozlar incelenmiştir. Tümörün bulunduğu bölgede, tümör dışında kalan sağlam dokularının almış oldukları minimum doz 3B-KRT ve YART planlamalarında daha düşük çıkmıştır. Bu bölgede bulunan sağlam dokuların %100'lük bölümü Tomoterapi planlamalarında ortalama 508 cGy doz alırken, 3B-KRT ve YART planlamalarında hesaplanan ortalama dozlar 3B-KRT için 40 cGy, YART için ise 42 cGy olarak hesaplanmıştır. Buna göre tomoterapi yönteminde tümör dışındaki sağlıklı dokuların aldığı ortalama dozların diğer iki tekniğe nazaran daha yüksek olduğu görülmüştür.

Ayrıca, her üç planlama tekniği için Konformite İndeksi (CI) ve Homojenite İndeksi (HI) karşılaştırılması yapılmıştır. Konformite İndeksi ortalamaları 3B-KRT için 0.943, YART için 0.934, Tomoterapi için 0.952 olarak bulunmuştur. Homojenite İndeksi ise 3B-KRT için 1.071, YART için 1.068, Tomoterapi için 1.047 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlar doğrultusunda Tomoterapinin Tümörü daha iyi kapsadığı ve daha iyi homojen doz dağılımı sağladığı görülmüştür.

Ramsey ve ark.(25) yapmış oldukları çalışmada Helikal Tomoterapi tedavi süreleri ortalama olarak 5 dakikaya yakın olarak belirlenmiştir. Çalışmada biz de

tedavi sürelerini ortalama olarak Tomoterapi yöntemi için 220 saniye, YART yöntemi için 386 saniye, 3B-KRT için 472 saniye olarak belirledik. Her üç teknik için tedavi süreleri karşılaştırdığımızda Tomoterapi yönteminde anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Tomoterapi planlamalarında kullandığımız jaw genişliği, pitch faktörü ve modulator faktörü değerlerine göre tedavi sürelerinde farklılıklar gözlenebilir.

Sonuç olarak, çalışmamızda birbirine çakışmayan 7 alan kullanarak yaptığımız YART planlamaları ve 4 ve 6 alan kullanarak yaptığımız 3B-KRT planlamalarına kıyasla Tomoterapi yöntemi ile yapılan planlamalarda PTV'nin daha iyi sarıldığı, keskin doz düşüşleri yaşandığı, Tedavi sürelerinin daha az çıktığı ve kritik organlardan mesane, rektum ve femur başı üzerinde anlamlı doz düşüşleri yaşandığı gözlenmiştir. Tümör dışındaki sağlıklı dokuların aldığı integral dozların tomoterapi tekniğinde diğer tekniklere nazaran daha fazla aldığı görülmüştür.

6.ÖZET VE ABSTRACT

6.1.ÖZET

Prostat Kanserlerinde 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Tomoterapi Tedavi Tekniklerinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması

Bu çalışmanın amacı, prostat kanseri tedavisinde kullanılan Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) tekniği ve Tomoterapi tekniğini hedef sarması ve kritik organların aldığı dozlar açısından karşılaştırmaktır.

Prostat kanseri tedavisinde kullanılan 4 ve 6 alanlı 3B-KRT tekniği, 7 alanlı YART tekniği ve Tomoterapi tekniğinin hedef hacimde oluşturduğu dozlar incelenmiş ve kritik organların almış olduğu dozlar doz volüm histogramları (DVH) yardımıyla analiz edilmiştir. Her üç teknik içinde aynı hedef hacimler tanımlanmış ve kritik organların (rektum, mesane, femur başları) almış olduğu dozlar karşılaştırılmıştır. 3B-KRT tekniğinde 6 ve 18 MV, YART ve Tomoterapi tekniklerinde 6 MV foton enerjisi kullanılarak toplamda 76Gy doz tanımlanmıştır.

Bu 3 teknik karşılaştırıldığında, Tomoterapi planlamaları rektumun 35Gy ($p=0.001$) ve 65Gy doz alan hacminde ($p=0.001$), %50'lik ($p=0.020$) ve %25'lik hacminin ($p=0.002$) almış olduğu dozlarda, mesanenin 50Gy ($p=0.027$) ve 65Gy doz alan hacminde ($p=0.006$), %100'lük hacminin ($p=0.006$) almış olduğu dozlarda, tümörün %95'inin almış olduğu dozlar için ($p=0.006$), femur başının 50Gy doz alan

hacmi için ($p= 0.001$) anlamlı bir farka neden olmuştur. YART planlamaları mesanenin %50'lik hacmi ($p=0.002$) için anlamlı bir fark meydana getirmiştir. Rektumun %100'lük hacminde ve mesanenin %25'lik hacminde her üç planlama tekniği arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Tümörlü hacmin dışında kalan sağlam dokuların almış oldukları minimum dozlar incelenmiştir. Tomoterapi yönteminde tümör dışında kalan sağlıklı dokuların %100'lük kısımlarının almış olduğu doz diğer tekniklere göre daha yüksek çıkmıştır. YART ve Tomoterapi planlamaları kalite kontrolü yapılırken iki boyutlu iyon odası kullanılarak gamma analizleri yapılmıştır.

Tomoterapi tekniği ile kritik organların daha iyi korunduğu görülmüştür. Fakat Tomoterapi helikal bir ışınlama yaptığı için tümör dışında kalan sağlıklı dokuların almış olduğu minimum dozlar Tomoterapi planlamalarında daha yüksek çıkmıştır.

Anahtar Kelimeler: Tomoterapi, Prostat kanseri, Octavius fantom, Yoğunluk ayarlı radyoterapi, konformal radyoterapi.

e-mail: taylantugrul@gmail.com

6.2.ABSTRACT

Dosimetric Comparison of 3D-Conformal Radiotherapy, IMRT and Tomotherapy
Treatment Techniques for Prostate Cancers

The purpose of this study, to compare surrounds the target and critical organs dose to be taken by Three-Dimensional Conformal Radiotherapy(3D-CRT), Intensity

Modulated Radiotherapy(IMRT) and Tomoterapi techniques that used to treat prostate cancer.

The dose formed at target volume by 4 and 6-field 3D-CRT, seven-field IMRT and Tomoterapi techniques that use to treat prostate cancer, been examined and the dose volume histogram of critical organs has been analyzed. For all three techniques, the same target volumes described and the doses that critical organs(rectum, bladder, femoral heads) received, were compared. 76 Gy total dose is given using 6 and 18 MV 3D-CRT, 6 MV photon energy IMRT and Tomoterapi techniques.

When compare three techniques, the volume of 35Gy($p = 0.001$) and 65Gy($p = 0.001$), the doses of 50% ($p = 0.020$) and 25% volume ($p = 0.002$) for rectum, the volume of bladder 50Gy ($p = 0.027$), 65Gy dose ($p = 0.006$) and 100% volume ($p = 0.006$) doses taken, %95 volume of tumor and volume($p = 0.001$) of 50Gy for femoral head dose caused a significant difference for tomoterapi planning. For 50% ($p = 0.002$) volume of bladder significant difference has occur with IMRT planning. There is no significant difference between three techniques for 100% volume of rectum and 25% volume of bladder. The minimal dose that healthy tissue received which is outside the tumor volume was investigated. In tomoterapi technique the doses, that healthy tissue received, were higher than other techniques. While making quality assurance of IMRT and tomoterapi plannig two-dimensional gamma analyzes were done by using ion chamber.

Critical organs were preserved better with tomoterapi technique. However, the minimum doses that healthy tissue received, was higher in tomoterapi technique.

Key words: Tomoterapi, prostate cancer, Octavius phantom, IMRT, 3D-conformal radiotherapy

e-mail: taylantugrul@gmail.com

7.YARARLANILAN KAYNAKLAR

1. A Van Esch, C Clermont and M Devillers, M Lori, D P. Huyskens On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and Octavius phantom. *Med. Phys.* 34 (10), 3825-3837, 2007.
2. B Poppe, A Blehschmidt, A Djouguela, R Kollhoff, A Rubach, K C Wilborn, D Harder. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med. Phys.* 33 (4), April 2006.
3. Baltimore, MD. American Urological Association Prostate Cancer Clinical Guidelines Panel. (1995). Report on the management of clinically localized prostate cancer. American Urological Association Inc.
4. Battermann, J.J. (2000). I-125 implantation for localized prostate cancer: The Utrecht University Experience *Radiotherapy and Oncology*, 57, 269-272.
5. Boehmer, D., Bohsung, J., Eichwurzel, I., Moys, A., Budach, V. (2004). Clinical and Physical Quality Assurance for Intensity Modulated Radiotherapy of Prostate Cancer. *Radiotherapy and Oncology.*, 71(3), 319-325.
6. Buyyounouski, M.K., Pollack, A. (2009). Prostat Kanserinde Eksternal Radyoterapi. (M. Koç ve M. Adlı, Çev.). Ankara: Güneş Tıp Kitapevleri (2009).

7. Ceylan, C., Kucuk, N., Ayata, H., Guden, M. (2010). Dosimetric and physical comparison of IMRT and CyberKnife plans in the treatment of localized prostate cancer, Kocaeli, Türkiye.
8. Clifford Chao K.S. (2004). Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy, 2nd Edition (Eds: Clifford Chao K.S., Apisarnthanas S., Özyiğit G.) Lippincott Williams & Wilkins: 4, 20, 25
9. Coşkun, N. (2008). Prostat Bezine İmplant Edilmiş Altın Çekirdeklerini Ve Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı Kullanarak Prostat Kanseri Hastalarının Yeniden Pozisyonlandırılması, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
10. Dirk Wolff, Florian Stieler, Grit Welzel a Volumetric modulated arc therapy (VMAT) vs. serial tomotherapy, step-and-shoot IMRT and 3D-conformal RT for treatment of prostate cancer. Radiotherapy and Oncology 2009; 93 : 226–233
11. Doll, R. (1980). The Epidemiology of Cancer. Cancer, 2475- 2485.
12. Ertürk, M. E. (2008). Film Dozimetre ve İki Boyutlu İyon Odası Kullanılarak doz Haritalarının Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Haritaları İle Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
13. Ezzell, G.A., Galvin, J.M., Low, D., Patla, J.R., ve diğerleri. (2003). Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. Med. Phys., 30(8), 2089.
14. Garnick M.B. and Fair W.R. (1998). Combating prostate cancer Scientific American; 279: 74-83.

15. Günhan, B.(2010)Helikal Tomoterapi'de Hasta Kalite Kontrolünde Dozimetrik Yöntemlerin Karşılaştırılması.
16. Ispir, B.(2010). Prostat Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlamalarının Kalite Kontrolü ve 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi ile Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması
17. J Balog and E Soisson. Helical tomotherapy quality assurance. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. **71**, No. 1, Supplement, pp. S113- S117, 2008
18. M. W. Kissick, J. Fenwick, J. A. James, R. Jeraj, J. M. Kapatoes, H. Keller, T. R. Mackie, G. Olivera, E. T. Soisson. The helical tomotherapy thread effect. *Med. Phys.* 32 (5), May 2005
19. Malone, S. (2004). Dose-escalated 3D conformal radiotherapy in prostate cancer. *Expert Review of Anticancer Therapy*, 4(4), 663-668.
20. Mundt A.J., Roeske J.C. (2005). Intensity Modulated Radiotherapy- A Clinical Perspective, PMPH-USA; chapter 1, pp. 15, chapter2, pp. 21
21. Olacak, N., Tavlayan E., Yalman D., Akagündüz A., Özkök S., Aras B.A. Üç boyutlu konformal prostat radyoterapisinde 3, 4, 5, 6 ve 7 sahali tedavi tekniklerinin karşılaştırılması. *Türkiye klinikleri J Med Sci* (2011); 31(3): 583-9
22. Pollack A., Zagars G.K., Starkschall G., Childress C.H., Kopplin S, Boyer A.L. and Rosen I.I. (1996). Conventional vs. conformal radiotherapy for prostate cancer: preliminary results of dosimetry and acute toxicity. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*; 34: 555-564.

23. PTW Ionizing Radiation Detectors 2006/2007 PTW-Freiburg (2006) Detectors for Relative and Absolute Dosimetry. (2001). Scanditronix Wellhöfer- Germany.
24. Radiation Therapy Oncology Group (RTOG 0126). (2007). A Phase III Randomized Study Of High Dose 3D-CRT/IMRT Versus Standard Dose 3DCRT/ IMRT in Patients Treated For Localized Prostate Cancer. St. Louis, USA.
25. Ramsey CR, Scaperoth D, Seibert R, et al. Image-guided helical tomotherapy for localized prostate cancer: technique and initial clinical observations. *J Appl Clin Med Phys.* 2007;8:2320.
26. Reference Material of Elekta Synergy Linear Accelerator Manual. (2005). Elekta Limited.
27. Reni M. and Bolognesi A. (1998). Prognostic value of prostate specific antigen before, during and after radiotherapy. *Cancer Treatment Reviews*; 24: 91-99.
28. (RTOG) Rtog. 95-02 RTOG. Phase IB Study of Radiosurgery and Etanidazole (SR-2508) for the treatment of recurrent primary brain tumors or CNS metastases, 1997:1-26.
29. T.R Mackie, G H. Olivera, J M. Kapatoes, K R. Ruchala, J P. Balog, W A. Tomé, S Hui, M Kissick, C Wu, R Jeraj, P J. Reckwerdt, P Harari, M Ritter, L Forrest, J.S. Welsh, and M P. Mehta. Helical Tomotherapy *AAPM 2003*
30. T R Mackie. History of tomotherapy. *Phys. Med. Biol.* **51** (2006) R427- R453

31. T R Mackie, T Holmes, S Swerdloff, P Reckwerd, J O. Deasy, J Yang, B Paliwal, T Kinsella Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys.*20 (6) 1709–19, 1993.
32. Ting, J. (2005). Commissioning and Dosimetric Quality Assurance. Mundt,A. J., Roeske J.C. (Ed.). (s.186). Intensity Modulated Radiation Therapy. London: BC Decker Inc.
33. User Manual of High Performance Reference Class Electrometer Dose 1. (2003). Scanditronix Wellhöfer- Germany.
34. User's Guide to the SP34 QA Phantom. (2003). Scanditronix Wellhöfer- Germany.
35. User Manual of Presice 2.16 Treatment Planning System. (2008). Elekta Limited.
36. Webb S. (1998). Advances in treatment with intensity-modulated conformal radiotherapy Tumori; 84: 112-126.
37. Webb S. 2001 Intensity-modulated radiation therapy Medical Science Series (Bristol, UK: IOP Publishing Ltd.).
38. Webb S. (1997). The physics of conformal radiotherapy Medical Science Series (Bristol, UK: IOP Publishing Ltd.).
39. Zelefsky, M.J., Valicenti, R.K., Hunt, M., Perez, C.A. (2008). Low-Risk Prostate Cancer. Halperin, E.C., Perez, C.A., Brady, L.W. (Ed.). Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. Fifth Edition. Philadelphia, USA: Lippincott Williams and Wilkins.

EKLER

ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Van'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Van'da tamamladıktan sonra lisans eğitimini 2004–2009 yılları arasında Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünde bitirdi. 2010 yılında Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne bağlı Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik bölümünde yüksek lisans programına başladı ve halen devam etmektedir. Yüksek lisans eğitimi süresince medikal fizik üzerine çeşitli kurs ve kongrelere katılmıştır. Şuan Trabzon Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesinde sağlık fizikçisi olarak çalışmaktadır.