

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLER ENSTİTÜSÜ
(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

GELİŞMİŞ RADYOTERAPİ TEKNİKLERİNDE
FARKLI DOZİMETRİK EKİPMANLAR
KULLANILMASI VE
KALİTE KONTROLÜNÜN YAPILMASI

Tayfun IŞIK

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Fatma YURT ONARAN

Nükleer Bilimler Anabilim Dalı

Sunuş Tarihi: 28.12.2015

Bornova - İZMİR

2015

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

EÜ Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin ilgili hükümleri uyarınca Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Gelişmiş Radyoterapi Tekniklerinde Farklı Dozimetrik Ekipman Kullanılması ve Kalite Kontrolünün Yapılması” başlıklı bu tezin kendi çalışmam olduğunu, sunduğum tüm sonuç, doküman, bilgi ve belgeleri bizzat ve bu tez çalışması kapsamında elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara atıf yaptığımı ve bunları kaynaklar listesinde usulüne uygun olarak verdiğimi, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya diğer bir üniversitede başka bir tez çalışması içinde sunmadığımı, bu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda bilimsel etik kurallarına uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul edeceğimi beyan ederim.

28/12/2015

Adı-Soyadı

Tayfun IŞIK

ÖZET**GELİŞMİŞ RADYOTERAPİ TEKNİKLERİNDE FARKLI DOZİMETRİK
EKİPMANLAR KULLANILMASI VE KALİTE KONTROLÜNÜN
YAPILMASI**

IŞIK, Tayfun

Yüksek Lisans Tezi, Nükleer Bilimler Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Fatma YURT ONARAN

Aralık 2015, 89 sayfa

Prostat kanseri, dünyada erkeklerde en sık tanı konulan kanser türüdür ve kansere bağlı ölümlerde, akciğer kanserinden sonra ikinci sırada gelmektedir. 2012 yılında 1.1 milyondan fazla prostat kanseri vakası kaydedilmiş ve bu sayı tüm yeni kanser türlerinin %8 ve erkeklerde %15'e karşılık gelir (Uluslararası Dünya Kanser Araştırma Fonu). Radyasyon dozimetrisi, medikal ışınlamaların optimizasyonunda temel ilkelerden birisidir. Tedavi ışınlamalarında tümör dozu maksimum ve homojen olması gerekirken, normal dokuların radyasyondan oluşan komplikasyonları ise kabul edilebilir seviyede olmalıdır. Gelişen teknoloji ile birlikte mevcut ışınlama cihazları gelişmiş ve tedavi yöntemlerine yenileri eklenmiştir. Bunun sonucu olarak daha karmaşık tedavi yöntemleri ve planları ile daha düşük kabul edilebilir hata sınırları gelişmiştir.

Bu tezin amacı, Epid dozimetre ve iyon odası dozimetreleri kullanılarak gelişmiş radyoterapi cihazlarının insan dokusunu taklit eden ortamlarda, değişik ışınlama koşulları altında doz dağılımlarının incelenerek kalite kontrolünün sağlanmasıdır. Bu kapsamda su eşdeğeri katı fantom üzerinde çeşitli dozimetreler kullanılarak cihazların kalite kontrolü gerçekleştirilmiştir. Su eşdeğeri katı fantomun bilgisayarlı tomografi görüntüleri 2,5 mm kesit kalınlıklarında çekilerek Eclipse tedavi planlama sistemine aktarılmış ve farklı büyüklükteki hedef hacimler ve kritik organlar (mesane, rektum ve femur başları) çizilmiştir. Eclipse tedavi planlama sisteminde, 38 fraksiyonda toplam dozun 76 Gy olduğu YART ve VMAT planlamaları yapılmıştır. Planlamalardan elde edilen veriler ile hedef hacim ve kritik organların aldığı dozlar rölatif doz üzerinden karşılaştırılmıştır.

Ayrıca yapılan tüm planlamalar için iyon odaları kullanılmış, YART ve VMAT planlamaları için de ek olarak portal dozimetreleri ile doz analizleri yapılmıştır. Ölçümlerden alınan veriler tedavi planlama sistemi ile karşılaştırılarak gama değerleri elde edilmiştir. Mevcut parametrelerin (değişken gantri hızı, değişken fulence oranı, MLC şekilleri, MLC yönelimleri, tur sayısı gibi) değişken olması nedeniyle VMAT'ın hala tam bir doz dağılım hesabı yapılamamaktadır. Çalışma sonucunda elde edilen deneysel ve teorik verilerin VMAT'ın PTV ve riskli organlar üzerindeki doz dağılımının YART ile kıyaslandığında tanımlanan dozun daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Sonuç olarak tedavi planlamasında her iki tekniğinde birlikte kullanılması önerilebilir. EPID ölçümlerinde hesaplanan ile ölçülen değerler arasındaki fark VMAT tekniğinde %0.3, YART tekniğinde ise en az fark %0.71, en fazla ise %1.75 olarak hesaplanmıştır. Sonuçlar $\pm 5\%$ sınırı içerisinde olup literatür ile uyumlu bulunmuştur. İyon odası ölçümlerinde ise VMAT tekniğinde pinpoint, 0.125, 0.6 cc iyon odaları için sonuçlar sırası ile 0.33 %, 0.85 %, 0.24 %, YART'ta ise 0.64 %, 0.41 %, 0.61 % olarak bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Prostat kanseri, Yoğunluk ayarlı radyoterapi, dinamik ark, portal dozimetre, iyon odası.

ABSTRACT**DIFFERENT DOSIMETRIC EQUIPMENT USED IN DEVELOPED
RADIATION THERAPY TECHNIQUES AND QUALITY CONTROL**

IŞIK, Tayfun

MSc in Department of Nuclear Sciences

Supervisor: Prof. Dr. Fatma YURT ONARAN

December 2015, 89 pages

Prostate cancer is the most frequently diagnosed type of cancer in men and cancer-related deaths ranks second after lung cancer. In 2012, more than 1.1 million registered cases of prostate cancer and this number contains to 8% of all new cancers and 15% in men (World Cancer Research Fund International). Radiation dosimetry is one of the basic principles for the optimization of the medical irradiation. While the tumor dose is supposed to be maximum and homogeneous in the treatment irradiation, normal tissue complications that occur from the radiation should be in the acceptable range. Sophisticated irradiation equipment are now available and new treatment methods have been added to advanced technology. As a result, a more complex treatment with lower tolerable error limits are developed.

The aim of this thesis is the quality control of advanced radiation therapy methods that examined dose distribution using Epid dosimeter and ionization chamber in tissue equivalent phantom under different irradiation conditions. In this context quality control of device is performed using different dosimeters on the tissue equivalent solid phantom. 2.5 mm slice thickness of the phantom from CT images were transferred to Eclipse treatment planning system and target volumes and critical organs in different sizes (bladder, rectum, femoral heads) were drawn in treatment planin system. YART and VMAT have planned with the total dose of 76 Gy in 38 fractions in the Eclipse treatment planning system. Dose received by the target volume and critical organs were compared on a relative dose with the data obtained from planning. In addition the dose analyzes were analyzed for YART and VMAT using EPID dosimeter. Gama values were

obtained by comparison of data received from the measurements with the treatment planning system. The VMAT delivery is not still explained in terms of free parameters available (variable gantry speed, variable fluence delivery rate, set of MLC shapes, MLC orientation, number of arcs). In EPID measurements, the differences between measured and calculated values were 0.3 % in VMAT technique and minimum 0.71 % and maximum 1.75 % in IMRT technique. The results were consistent with the literature is within $\pm 5\%$ limit. In the ion chamber measurements, the results for pinpoint, semiflex and farmer ion chambers are 0.33 %, 0.85 %, and 0.24 % respectively in the VMAT technique and 0.64 %, 0.41 %, and 0.61 % in the YART technique.

Keywords: prostate cancer, intensity modulated radiation therapy, dynamic arc, portal dosimetry, ion chamber.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince derin bilgi ve deneyimleri ile olumlu katkılar sağlayan her türlü destek ve yardımlarıyla yanımda olan tez hocam Sayın Prof. Dr. Fatma YURT ONARAN 'a,

Çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisinde çalışmakta olan Uzman Sağlık Fizikçisi Dr. Ayşe DAĞLI'ya,

Yaşamım ve eğitim hayatım boyunca her an desteklerini hissettiğim, bana inanan ve güvenen, emeklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili AİLEME

en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	vii
ABSTRACT.....	ix
TEŞEKKÜR.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.	xvii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xxi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xxii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1 Radyoterapi.....	2
2.2 Medikal Doğrusal Hızlandırıcılar	2
2.2.1 Yoğunluk ayarlı radyoterapi	6
2.2.2. Hacimsel ayarlı ark tedavi	9
2.3. Çok Yapraklı Kolimatör	10
2.4. Gama Analizi	12
2.5 Radyoterapide Kullanılan Hacim Tanımları.....	14
2.5.1. Görüntülenebilir tümör hacmi (GTV)	15
2.5.2. Klinik hedef hacim (CTV).....	15
2.5.3. Dahili hedef hacim (ITV)	15
2.5.4. Planlanan hedef hacim (PTV).....	15
2.5.5. Tedavi hacmi (TV)	15
2.5.6. Işınlanan hacim (IV).....	15
2.5.7. Riskli organ (OR)	16
2.5.8. Planlanan riskli hacim (PRV)	16
2.6. Tıbbi Dozimetre.....	16
2.6.1. Dozimetrik araçlar	18

İÇİNDEKİLER (devam)

	<u>Sayfa</u>
2.6.2. Kalorimetre ve birincil standartlar	18
2.6.3. İyonizasyon odası.....	19
2.6.4. Elektronik portal görüntüleme cihazı (EPID)	20
2.7. Prostat Kanseri	21
2.7.1. Prostat.....	23
2.7.2. Riskli organlar.....	23
3.MALZEME VE YÖNTEM	24
3.1. Araç ve Gereçler	24
3.1.1. Varian Trilogy doğrusal hızlandırıcı.....	24
3.1.2. GE Optima bilgisayarlı tomografi cihazı	25
3.1.3. Eclipse planlama sistemi.....	26
3.1.4. PTW RW-3 katı Su fantomu.....	26
3.1.5. PTW pin-point, 0,125 ve 0,6 cc iyon odası.....	27
3.1.6. Varian Trilogy TX cihazı EPID sistemi.....	28
3.1.7. 120 Millenium çok yapraklı kolimatör	29
3.1.8. PTW Unidos Weblane elektrometre.....	29
3.2. Yöntem.....	31
3.2.1 Tedavi planlama sisteminde yapılan işlemler	31
3.2.2. EPID ile alınan ölçümler.....	44
3.2.3 İyon odası ile alınan ölçümler.....	48
4. BULGULAR.....	52
4.1. EPID Ölçümleri.....	52
4.2. İyon Odası Ölçümleri.....	54
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	61

İÇİNDEKİLER (devam)

	<u>Sayfa</u>
KAYNAKLAR DİZİNİ.....	62
ÖZGEÇMİŞ.....	66

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1 Doğrusal hızlandırıcıların çalışma şeması.	3
2.2 Hızlandırma mekanizması.	4
2.3 Lineer hızlandırıcıların genel yapısı.	5
2.4 Lineer bir hızlandırıcı.	6
2.5 YART uygulama teknikleri.	8
2.6 Dinamik teknik ve step and shoot tekniği kullanılarak oluşturulan yoğunluk kalıpları.	9
2.7 VMAT aşamalı örnekleme optimizasyonu	10
2.8 Çok yapraklı kolimatör	11
2.9 Gama değerlendirme yöntemi teorik kavramının şematik gösterimi. .	12
2.10 Gama analizi değerlendirme yönteminde ölçülen doz ve hesaplanan doz karşılaştırması	14
2.11 Radyasyon tedavisinde hacim tanımları.	16
2.12 Çeşitli nokta dozimetreler	19
2.13 A) Bir iyonizasyon odası çalışma şekli. B) İyonizasyon odasının gerilime bağlı akım grafiği.	20
2.14 Yeni nesil EPID sisteminin şematik gösterimi.	21
2.15 Prostat, mesane ve rektum anatomisi.....	23
3.1.1 Varian Trilogy Doğrusal Hızlandırıcısı.	25
3.1.2 GE marka Optima Model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.	26
3.1.3 PTW RW3 katı su fantomu.....	27
3.1.4 Kullanılan iyon odaları.	27

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
3.1.5 Varian Trilogy TX cihazı EPID sistemi.....	28
3.1.6 Varian Millenium 120 MLC	29
3.2.1 TPS’de fantoma çizilen prostat, mesane, femur başları ve rektum...	32
3.2.2 İlgili organların ve PTV transversal görüntüleri.....	32
3.2.3 YART tedavi planlarında gantri açılarını gösteren görüntü.....	34
3.2.4 Single VMAT tedavi planını gösteren görüntü.....	34
3.2.5 0.6cc PTV-40 YART tekniği için doz dağılımı.	35
3.2.6 0.6cc PTV-40 YART tekniği için doz dağılımı.	35
3.2.7 0PTV-40 için YART tekniği ile hesaplanmış doz hacim grafiği.	36
3.2.8 0.125cc PTV-40 YART tekniği için doz dağılımı.	36
3.2.9 0.125cc PTV-40 YART tekniği için çeşitli açılardan doz dağılımı.	37
3.2.10 PTV-40 için YART tekniği ile hesaplanmış doz hacim grafiği.	37
3.2.11 pinpoint PTV-40 YART tekniği için doz dağılımı.	38
3.2.12 PTV-40 YART tekniği için çeşitli açılardan doz dağılımı.	38
3.2.13 pinpoint PTV-40 için YART tekniği ile hesaplanmış doz hacim grafiği.	39
3.2.14 0.6 cc PTV-40 VMAT tekniği için doz dağılımı.	40
3.2.15 0.6 cc PTV-40 VMAT tekniği için çeşitli açılardan doz dağılımı.	40
3.2.16 0.6 cc PTV-40 VMAT tekniği doz hacim grafiği.	41
3.2.17 0.125 cc PTV-40 VMAT tekniği için doz dağılımı.	41
3.2.18 0.125 PTV-40 VMAT tekniği için çeşitli açılardan doz dağılımı...	42
3.2.19 0.125 cc PTV-40 VMAT tekniği doz hacim grafiği.	42
3.2.20 pinpoint cc PTV-40 VMAT tekniği için doz dağılımı.	43

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
3.2.21 pinpoint cc PTV-40 VMAT tekniği için çeşitli açılardan doz dağılımı.	43
3.2.22 0.125 cc PTV-40 VMAT tekniği doz hacim grafiği.	43
3.2.23 Pinpoint VMAT tekniği Çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması.	44
3.2.24 Pinpoint YART tekniği Çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 2).	45
3.2.25 Pinpoint YART tekniği Çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 4).	45
3.2.26 0.125cc VMAT tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması.	46
3.2.27 0.125cc YART tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 2).	46
3.2.28 0.125cc YART tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 4).	47
3.2.29 0.6cc VMAT tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması.	47
3.2.30 0.6cc YART tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 2).	48
3.2.31 0.6cc YART tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 4).	48
3.2.32 İyon odası eş merkez belirlenmesi için BT kesit alımı.	49
3.2.33 Farklı iyon odaları için ölçüm düzeneği.	50
4.2.1 VMAT tekniği farklı iyon odaları için okunan ve hesaplanan değerler.	55

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.2.2 YART tekniği farklı iyon odaları için okunan ve hesaplanan değerler.....	55
4.2.3 VMAT ve YART tekniği okunan ve hesaplanan değerlerler arası farklılıklar.....	56

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
2.1 Prostat kanseri tahmini yaş-standardize oranı	22
3.1 Çalışmada Kullanılan iyon odaları özellikleri.	28
3.1 YART ve VMAT Teknikleri Kritik Organ Dozları.....	33
4.1 YART ve VMAT teknikleri gama analizi sonuçları.....	52
4.2 Hedef hacimlerin aldığı mak-min ve ortalama dozlar.	53
4.3 Rektum için maksimum doz ve ortalama doz değerleri.	53
4.4 Mesane için maksimum doz ve ortalama doz değerleri.....	53
4.5 Femur başları için maksimum doz (Dmak) ve ortalama doz (Dort) değerleri.	53
4.6 TPS'den gelen ve ölçülen eş merkez doz oranı.	54

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAA	: Anizotropik Analitik Algoritma
AAPM	: Amerikan Tıbbi Fizikçiler Derneği
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
ÇYK	: Çok yapraklı Kolimatör
TDGİ	: Tıbbi dijital görüntüleme ve iletişimi
DVH	: Doz Hacim Histogramı
EM	: Elektro Manyetik
EPID	: Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı
IAEA	: Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu
ICRP	: Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	: Monitör Unit
NTCP	: Normal Doku Komplikasyon Olasılığı
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
PMMA	: Polimetil Metakrilat
PTV	: Planlanan Hedef Hacim
QA	: Quality Assurance
SAD	: Kaynak Eksen Mesafesi

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (devam)

SPECT	: Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi
SSD	: Kaynak Yüzey Mesafesi
TCP	: Tümör Kontrol Olasılığı
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
UM	: Uyum Mesafesi
VMAT	: Hacimsel Ayarlı Ark Terapi
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

1. GİRİŞ

Son yıllarda dünyada kanser oranı belirgin bir artış göstermektedir. Kanser türleri aşamalarına ve lokalizasyonuna bağlı olarak cerrahi kanser tedavisi, kimyasal tedavi, ışın tedavisi gibi uygulamalarla tedavi edilmeye çalışılır. Bununla birlikte çeşitli tedavi yolları ve cihazları da gelişim göstermektedir. Radyoterapi de bu yollardan birisidir. Radyoterapide temel amaç, tümör hacminin maksimum dozu almasını sağlarken çevresel sağlıklı dokuları mümkün olduğunca korumaktır. Prostat kanseri radyoterapi uygulamalarında lokal kontrol ve yaşam süresinde artış sağlamak için tümörde yüksek dozlara çıkma gereksinimi vardır. Ancak yüksek dozlara çıkılırken normal doku toksitesini artırmamak gerekir. Bu nedenle gelişen ileri teknoloji ile daha konformal radyoterapi teknikleri geliştirilmesi ihtiyacı doğmuştur. Yoğunluk ayarlı radyoterapi ve hacimsel ayarlı ark terapi bu ihtiyaçlara yönelik geliştirilmiş yöntemlerdir.

Bu çalışmada Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi'nde bulunan prostat kanseri tedavisinde kullanılan protokollere uygun olarak Varian Trilogy YART ve VMAT teknikleri kullanılarak planlamalar yapılmıştır. Çalışma iki temel amaç taşımaktadır. Bu amaçlardan ilki, iki tekniği kullanarak farklı büyüklükteki hedef hacimlere yönelik planlamalar yaparak hedef hacim ve kritik organ dozlarını karşılaştırmak, ikincisi yapılan tedavi planlamalarının kalite kontrol testlerini farklı dozimetrik sistemler kullanarak tedavi planlama sisteminden gelen veriler ile karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Radyoterapi

Radyasyon onkolojisi, iyonlaştırıcı radyasyonun diğer tedavi yöntemleri (cerrahi ve/veya kimyasal tedavi gibi) ile birlikte ya da tek başına kanser tanısı konmuş hastaların tedavisinde başvurulduğu ve tedavi amaçlı kullanılan radyasyonun biyolojik ve fiziksel temellerinin araştırıldığı bir bilim dalıdır. Radyoterapi iyonlaştırıcı radyasyonların malign neoplazisi olan (bazen benign durumlar) hastalarda kullanılan bir tedavidir.

Radyoterapideki temel amaç; tümör hacmine yüksek doğrulukla ölçülmüş radyasyon dozunu verirken tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zararı vermek. Böylece tümör içerisindeki kanserli hücrelerin hücre bölünme hızlarını yavaşlatmak veya sürekli olarak durdurmak, tümörü yok edebilmek, hastanın hayat standartlarını ve kalitesini ve kanser tanısı konulan hasta sağ kalımı arttırmaktır.

Radyoterapide kullanılan radyasyon dalga şeklinde (X-Işınları, γ - Işınları) ya da parçacık şeklinde (elektronlar, protonlar ve nötronlar) olarak iki gruba ayrılır.

Radyoterapiyi ise uygulama biçimine göre üçe ayırmak mümkündür. Bunlar;

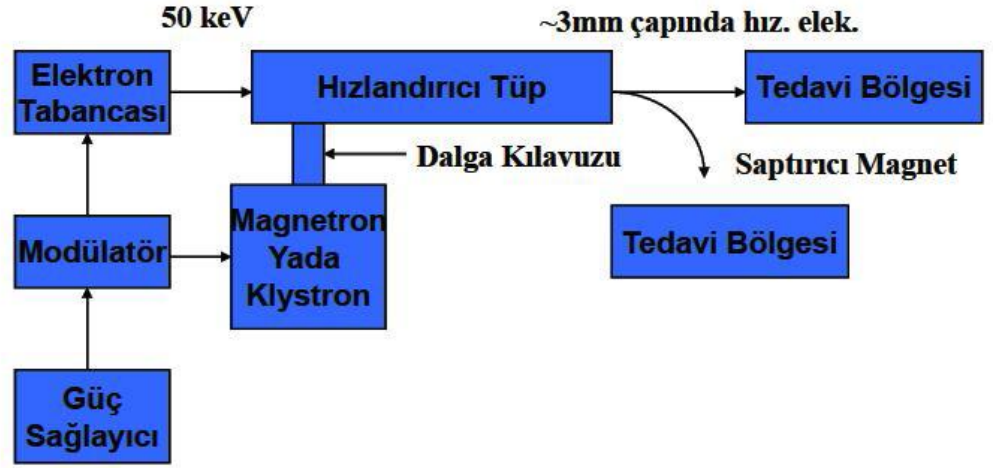
1. Harici (eksternal) tedavi: Radyasyon kaynağı ile hasta cildi arasındaki mesafe 5 ila 350 cm'dir. X-Işınları, Co-60 γ ışınları ve parçacık şeklindeki (genellikle elektron) radyasyon kullanılmaktadır.
2. Brakiterapi (yakın mesafe tedavisi): Radyoaktif kaynakların cildin üzerine, dokuların arasına ve vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle gerçekleşir. γ ışınları ve β parçacıkları veren kapalı kaynaklar kullanılır.
3. Dahili tedavi: γ ışınları ve β parçacıkları yayan açık kaynaklar kullanılır. Sıvı veya kolloidal radyoizotoplar vücuda uygulanır.

2.2 Medikal Doğrusal Hızlandırıcılar

Doğrusal (lineer) hızlandırıcılar, lineer ve vakumlanmış bir tüp içerisinde elektron gibi parçacıkları yüksek kinetik enerjilere (4-25 MeV) çıkarmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaların kullanıldığı cihazlardır. Yüksek enerjili elektron demetleri yüzeysel tümörlerin tedavisi için kullanılabilirken, bir

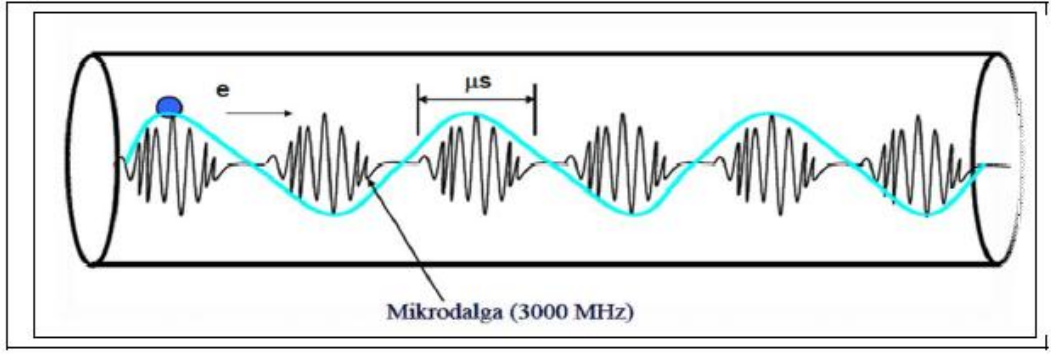
hedefe çarptırılmaları sonucu elde edilen yüksek enerjili X-ışınları ile derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde de kullanılabilmektedir (Dağlı, 2009). Bir doğrusal hızlandırıcıyı meydana getiren temel bölümler;

- Güç Sağlayıcı
- Modülatör
- Elektron tabancası
- Magnetron/klystron
- Dalga kılavuzu
- Hızlandırıcı tüpü
- Tedavi başlığı



Şekil 2.1: Doğrusal hızlandırıcıların çalışma şeması.

Temel anlamda, X-ışını üretiminde kullanılan tüplerde olduğu gibi termiyonik emisyon yolu ile (ısıtılarak) metal filamentten (tungsten) koparılan elektronlar serbest hale gelirken, kinetik enerjilerinin artması için elektromanyetik alan içine transfer edilerek ivmelendirilirler. Bu yolla 4 ile 25 MeV enerjisinde elektronlar elde edilirken, bir hedefe çarptırılmaları ile 4-25 MV enerjisinde X-ışınları oluşturulabilir. Kinetik enerjinin büyük bir kısmı Bremsstrahlung işleminde ve ısı olarak kaybedilir. Elde edilen X-ışını demetinin ortalama enerjisi ise kabaca primer elektron ışınının 1/3'ünden daha düşüktür (Johns ve Cunningham, 1983).



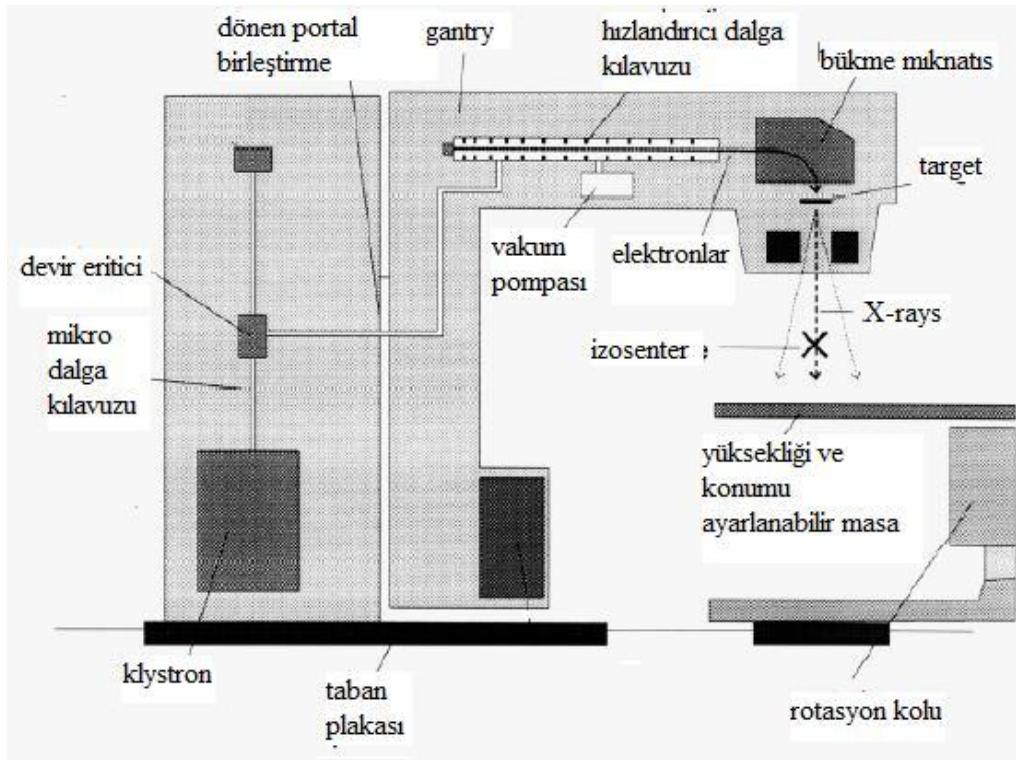
Şekil 2.2: Hızlandırma mekanizması.

Doğrusal hızlandırıcıların çalışma prensibini özetlemek gerekirse; Elektrik akımı hızlandırıcının modülatöründe depolanırken, güç kaynağı, ‘Hidrojen Thyatron’ tüpünü tetiklemesi için modülatöre DC güç desteği sağlar. Modülatörden sağlanan yüksek gerilimli DC güç, belli bir frekansta darbe şeklinde magnetron/klystrona ve elektron tabancasına aynı anda uygulanır. Mikrodalgaların üretiminde kullanılan magnetrondan, 3000 MHz frekanslı EM dalgalar elde edilir. Elektron tabancasıyla oluşturulan elektronlar yaklaşık 50 keV’luk kinetik enerjileri ile hızlandırıcı tüpünün içine sevk edilir.

Magnetron, klystronda farklı olarak, mikrodalga üreticisi bir cihaz olup mikrosaniye mertebedeki aralıklarda saniyede birkaç yüz 3000 MHz frekanslı mikrodalga atımları üretir. Düşük enerjili linaklarda (6 MV ya da daha düşük) magnetron çıkış gücü yaklaşık 2 MW’tır.

Klystronun görevi ise, mikrodalga üretmek yerine magnetron tarafından oluşturulan bu dalgaları güçlendirmektir. Düşük güçlü osilatörler tarafından üretilen mikrodalgalar, yükseltmek üzere klystrona iletilir. 6 MV’dan daha yüksek enerjili linaklarda kullanılan klystronlarda 25 MV’a kadar enerji üretilebilmektedir. Çıkış gücü ise 5 MW’tır. Klystronlar magnetronlara göre daha iyi bir doz stabilitesine sahiptir.

Gantri, X-ışınlarının en son dışarıya çıktığı kısım olup, doğrusal hızlandırıcıların X-ışını kaynağını yatay ekseninde döndürme yararını sağlayan parçasıdır. Gantrinin dönüş hareketi esnasında, kolimatör ekseni ışın merkezi eksenine ortüşecek şekilde dikey ekseninde hareket eder. Kolimatör ve gantri eksenlerinin kesiştiği nokta eşmerkez olarak tanımlanır ve tedavide oldukça büyük bir anlama sahiptir.



Şekil 2.3: Lineer hızlandırıcıların genel yapısı.

Doğrusal hızlandırıcılarda oluşturulan ışınların odak noktası 2 ila 3 mm civarındadır. Bundan dolayı radyasyon demetinin penumbrası oldukça düşüktür yani keskin sınırlara sahiptir. Etkili olduğu alan boyunca homojen ve monoenerjik bir yapıya sahip olmaları için oluşturulan X-ışınlarına filtreleme işlemi yapılır. Elektron demetinde saçıcı filtreler kullanılırken, X-ışınlarında düzeltici filtreler tercih edilir.



Şekil 2.4: Lineer bir hızlandırıcı.

Linak Kalibrasyonu;

Radyotepapide kullanılan medikal linaklar için uygulanan doz birimi Monitor Unit (MU)'tir. Monitor unit genellikle, hastaya verilen 1 MU değeri 1 cGy denk gelen bir büyüklük olarak tanımlanır. Bu büyüklük için referans, sudaki belirli bir alan büyüklüğü, kaynak yüzey mesafesi (SSD) ve derinlik tarafından belirlenir. 6 MV X-ışını demeti için, yaygın olarak kullanılan bir ışın yöntemi, çoğu linak için referans koşulları şunlardır: Suda 10 cm x 10 cm alan boyutu, 100 cm SSD ve 1.5 cm derinlik (AAPM, 1999; IAEA, 2000). Medikal linaklar, birincil standart olan iyon odaları tarafından kalibre edilirler.

2.2.1 Yoğunluk ayarlı radyoterapi

PTV'ye ve komşu hassas organlara düşen doz dağılımının uygunluğu, her bir radyasyon demetinin yoğunluğu tedavi sırasında MLC yaprakların hareketi ile modüle edilerek sağlanabilir. Bu yöntem ile uygulanan tedavi yöntemine yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) denir. YART tedavisi iki yoldan biriyle yapılır: 1) Birçok farklı şekilde demetin kullanıldığı step and shoot yöntemidir (statik YART). 2) Işın demeti aktifken MLC yapraklarının hareketleri ile dinamik olarak şekillendiği sliding window yöntemidir (dinamik YART). Radyasyon demeti modüle edilerek, sağlıklı dokunun alacağı düşük doz korurken riskli

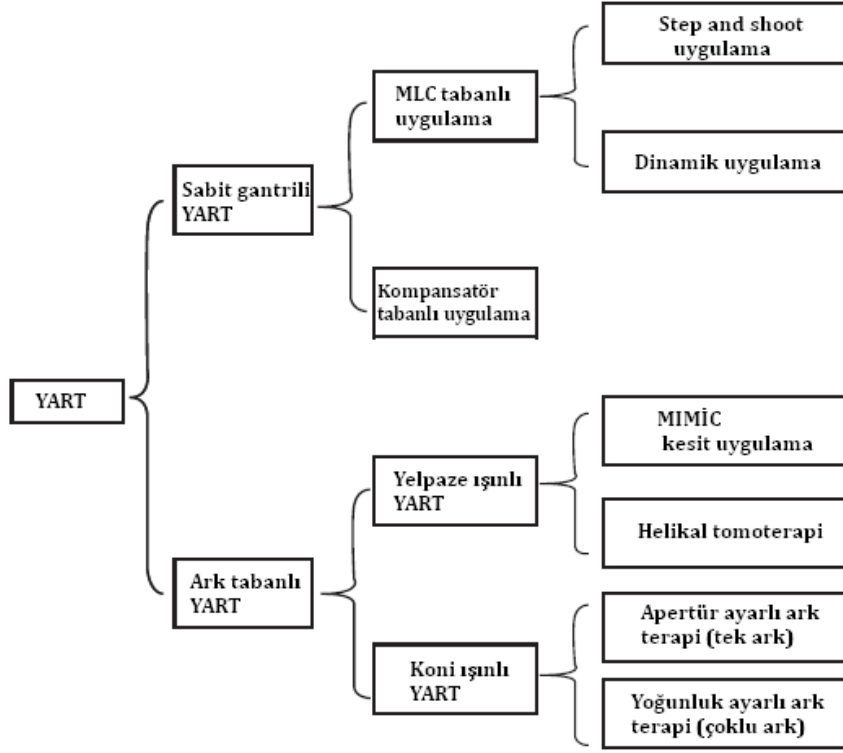
organları saran içbükey tümörler gibi karmaşık PTV'ler ışınlanabilir. Konvansiyonel tedavi planlamasında doz dağılımı, ışın parametresi kombinasyonları esas alınarak hesaplanır; optimal doz dağılımı deneme yanılma yoluyla bulunur. Ters tedavi planlamasında ise, TPS'teki atanan doz profili fizikçi tarafından belirtilir. Bir bilgisayar programı yardımıyla gerekli iletilen modeli ve bireysel ışın parametreleri tedavi planını oluşturmak için hesaplanır. Ters tedavi planlaması kullanırken, ışın parametreleri tamamen TPS tarafından seçilir ve bu nedenle YART, 3DCRT'dan daha gelişmiş ve bilgisayar-bağımlı tedavi tekniğidir(Beierholm., 2011).

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi;

Klasik 3 boyutlu konformal radyoterapide birçok tedavi, tedavi alanı boyunca düzgün radyasyon demetleriyle uygulanmaktadır. Bazı tedavilerde kama filtre ya da kompensatörler ışın düzensizliklerini önlemek veya daha düzgün bir doz dağılım profili oluşturmak için ışın yoğunluğu ayarlamalarında kullanılabilir. Işın yoğunluk profillerini değiştirerek kompleks planları amacına ulaştıran bu işlemler “*Yoğunluk Ayarı*” olarak isimlendirilir. Bundan dolayı kama filtreler veya kompensatörler, çok yapraklı kolimatör gibi modern bilgisayar kontrollü yoğunluk ayarlama sistemlerine göre daha basit olsalar da yoğunluk ayarlayıcıları olarak bilinirler.

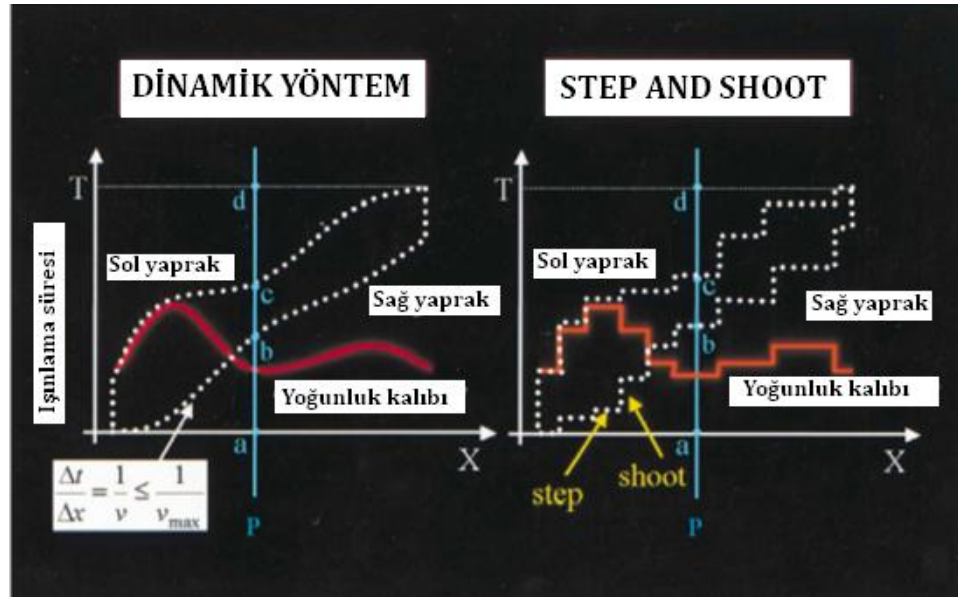
YART, düzgün olmayan doz dağılım profilini en uygun hale getirmek için seçilen her hangi bir ışın pozisyonundan hastaya verilen ve homojen olmayan ışınların kullanıldığı bir tekniktir. Özellikle karmaşık şekle sahip, konkav bölgelerdeki riskli organlar veya hedef hacim için daha iyi hedef uygunluğu ve normal doku koruması sağlar. Plan optimizasyonu için tedavi kriterleri planlamacı tarafından belirlenir ve “*Invers Planlama*” ile verilen ışın yönelimlerinin en uygun yoğunluk profilleri oluşturulur. YART'ta temel planlama amacı, istenilene en yakın planı oluşturmak için ışın yoğunluğu profilini belirlemektir.

YART tekniği uygulamasında birçok yöntem geliştirilmiştir. Günümüzde uygulanan YART teknikleri Şekil 1.6'da özetlenmiştir. Işınların yoğunluklarını ayarlamak için kullanılan en yaygın yöntem sabit gantri açılarında çok yapraklı kolimatör kullanılarak oluşturulur. Bu yöntem iki farklı şekilde uygulanabilir.



Şekil 2.5. YART uygulama teknikleri.

Tedavide kullanılan çok sayıdaki sahalardan her biri düzgün yoğunluğa sahip alt sahalara (segmentlere) bölünür. Bu alt sahalara çok yapraklı kolimatörler kullanılarak oluşturulur ve dışarıdan müdahale olmadan sırayla ışın düzeninde uygulanır. Hızlandırıcı, yapraklar yeni alt sahayı oluşturmak için hareket ettiğinde kapanır ve alt saha oluşunca tekrar ışın uygulamaya devam eder. Her alt sahaya uygulanan birleşik dozlar tedavi planlama sistemiyle planlanan yoğunluk ayarlı ışınları oluşturur. Bu yöntem “*Step and Shoot*” ya da “*Stop and Shoot*” olarak adlandırılır.



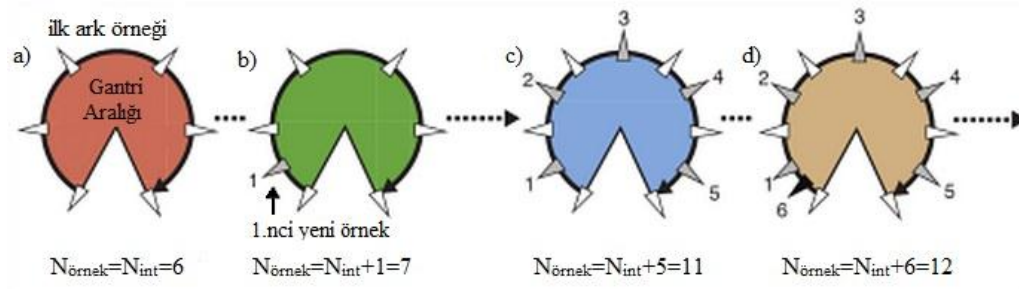
Şekil 2.6. Dinamik teknik ve step and shoot tekniği kullanılarak oluşturulan yoğunluk kalıpları.

“Sliding window” ya da “Dinamik MLC” olarak adlandırılan ikinci yöntemde karşılıklı yaprak çiftleri ışınlama boyunca sürekli hareket ederek radyasyon alanını değişen hızlarla süpürür. Her iki teknik klinik olarak kullanılır ve her ikisi de özel sınırlamalar ve yasaklar taşır.

2.2.2. Hacimsel ayarlı ark tedavi (volmetric modulated arc therapy)

Hacimsel ayarlı ark tedavi, ya da sadece ark tedavi, YART’ın yeni geliştirilmiş yöntemidir. Bu tedavinin en yaygın örnekleri RapidArc (Varian Medical Systems Inc. ABD tarafından geliştirilmiştir) ve VMAT’ı (Elekta AB tarafından geliştirilmiştir, İsveç). Derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılan bir teknik olup YART’tan farklı olarak gantrinin dönüşü sırasında MLC açıklığı, doz hızı ve gantri dönüş hızı sürekli değişir. VMAT tedavide, bütün tedavi dairesel eksen boyunca radyasyon demeti açık konumdayken bir ya da birden fazla rotasyonda iletilir. Her bir ark boyunca alanın şekli, gantrinin dönme hızı ve doz iletim oranı planlanan doz dağılımını oluşturmak için sürekli ve bağımsız olarak değiştirilebilir. Hedef, merkezi yerleşimli olduğundan dolayı gantri hasta etrafında bir veya birkaç ark yaparak döner. Eş merkezde yüksek dozlara ulaşılırken, diğer konformal tekniklere kıyasla düşük doz alan sağlıklı doku hacmi artar. Artan sağlıklı doku hacminden dolayı ark tekniklerinde ikincil kanser riski göz önünde bulundurulmalıdır. VMAT tedavi yöntemi daha çok prostat, serviks, mesane ve hipofiz lezyonlarında kullanılır (Podgorsak, 2005).

VMAT tedavi yönteminin herhangi bir YART tekniği ile benzer bir doz dağılımına sahip olduğu gözlenmiştir. Fakat tedavi süresi kısa ve iletilen MU (monitör unit) sayısı azdır (Otto, 2008). Genelde 10 ile 15 dakika kadar süren standart bir YART tedavisi, VMAT tedavi yönteminde 2 dakikadan daha az zaman alabilir.



Şekil 2.7. VMAT aşamalı örnekleme optimizasyonu yaklaşımı gösterimidir. Portal ark eşit aralıklı ışının az sayıda bölünür(A). Işın şekil ve yoğunluk optimizasyonundan sonra yeni örnekler, birinci ve ikinci mevcut arasındaki ilk yer tanıtılır(B). Gantri arkını yaymak için diğer örnekler eklenir(C).

Bir sonraki numune gantri aralığının başlangıcına eklenir(D). İstenilen örnekleme frekansına ulaşılan kadar işlem devam eder. (Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc)

2.3. Çok Yapraklı Kolimatör

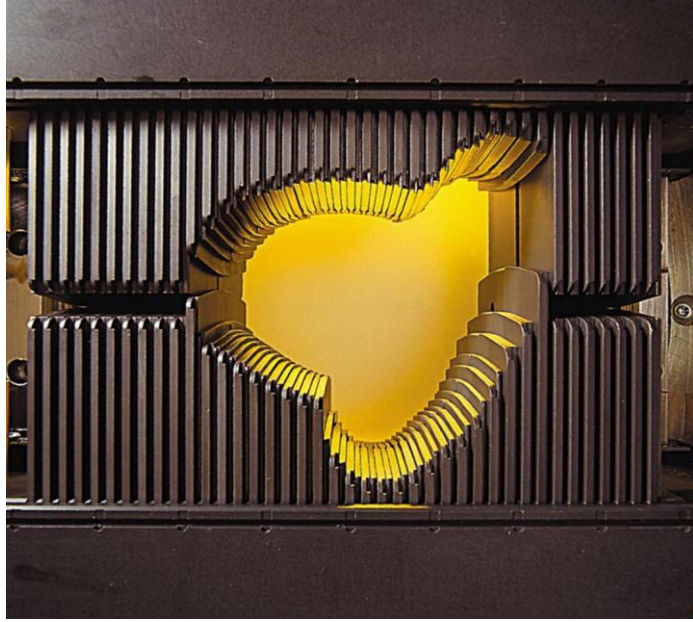
Birbirinden bağımsız ve otomatik olarak hareket edebilen blok ya da yaprakları içeren çok yapraklı kolimatör (multileaf collimator-MLC), fotonları paralel hale getirmek, herhangi bir şekilde alan oluşturmak için kullanılmaktadır. Demet doğrultusu boyunca yaprakların kalınlığı, kabul edilebilir düşük ışın geçirgenliği ($\text{ör} \leq 1\%$) elde etmek için yeterlidir. Eş merkezde yansıtılan her kanadın genişliği genellikle yaklaşık 1 cm'dir. Alan kenarları, bu nedenle, 1 cm genişliğinde kademeli şekilde oluşturulur.

Bazı MLC sistemleri, çift odaklı yapraklara sahiptir. Örneğin; yapraklar, kaynaktan uzaklaşan düzensiz kesite sahip bir koni oluşturur ve kaynak odaklı küresel bir kabuk üzerinde hareket eder. Çift odaklı MLC gerekçesi, keskin hatlara sahip ışın demeti sağlamaktır. Bununla birlikte, yüksek-enerjili ışınlar sadece sınırlı bir ölçüde elde edilir. Çünkü kenarlardaki doz düşüşü büyük ölçüde saçılan fotonlar ve elektronlar tarafından belirlenir. Çift odaklı MLC'lerin üretimi zor olduğundan dolayı, bazı sistemler yuvarlak kenarlı ve merkezi demete dik bir

şekilde tasarlanmıştır. Yuvarlak kenarların amacı, yaprak kenarları boyunca sabit ışın iletimi sağlamaktır.

Sabit alanlar için MLC kullanımında önemli bir husus, planlanan alan sınırı arasındaki uyumdur. Bu alan sürekli olup MLC tarafından oluşturulan pürüzlü kademeli sınırdır. Bu ikisi arasındaki uygunluk derecesi sadece yansıtılabilir kanat genişliğine değil, aynı zamanda, hedef hacmin şekline ve kolimatör dönme açısına da bağlıdır. MLC rotasyon ve ayar optimizasyonu Brahme tarafından tartışılmıştır. Brahme analizlerinde kolimatörün en iyi yönelimi, yaprakların hareket yönü hedef hacmin küçük bir enine kesite sahip olduğu yöne paralel olduğunda gerçekleştiğini göstermiştir.

MLC sisteminin birçok potansiyel uygulamalar vardır: özel Cerrobend blokajı değişimi; çoklu alanlar için otomatik demet şekillendirmesi; döndürülerek şekillendirilmiş demetler için dinamik konformal radyoterapi; ve bireysel yaprakların bilgisayar kontrollü bekleme zamanı tarafından alan içinde doz dağılımının modifiye edilmesi. Bu işlevlerin çoğu halen geliştirilmekte olup klinikte rutin olarak mevcut değildir.



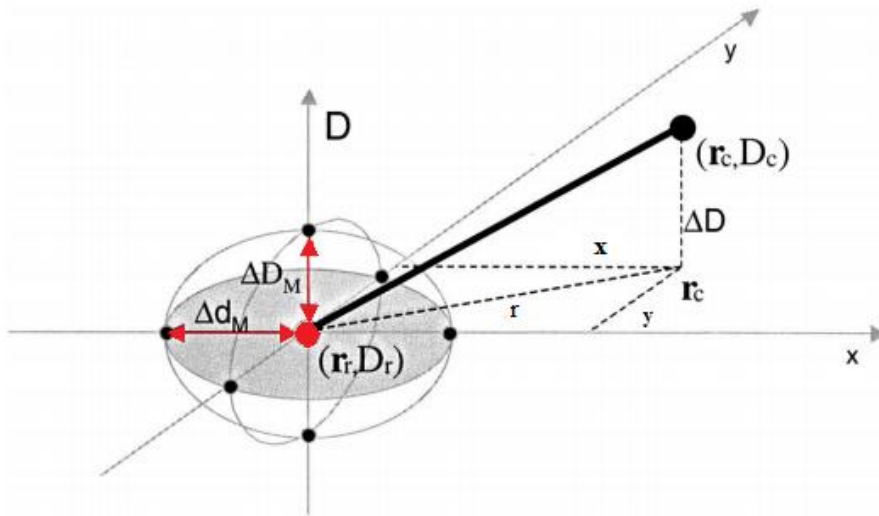
Şekil 2.8. Çok yapraklı kolimatör.

(<http://newsroom.varian.com/index.php?s=31899&mode=gallery&cat=2473> , 2010)

2.4. Gama Analizi

Radyasyon tedavisinde hesaplanan doz ile ölçülen dozun aynı olması büyük öneme sahiptir. Bu doğruluğun kontrolü için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden birisi de hesaplanan izodoz eğrilerinin ölçülen izodoz eğrileri ile karşılaştırılmasıdır ve bu kıyaslama iki boyutlu karşılaştırma olarak bilinmektedir. Bu kıyaslama işlemleri günümüzde gerçek değerleri yansıtan belirli matematiksel ve fiziksel modellemelerin üzerine oluşturulmuş bilgisayar programları ile yapılmaktadır. Gama analizi de bu karşılaştırmanın yapıldığı özel bir modelleme türüdür.

Gama Analizi ile ilgili yapılan çalışmalarda, Van Dyk doz dağılım profilini düşük ve yüksek gradyanlı bölgeler olarak iki gruba ayırmıştır (Van Dyk, 1993). Her iki bölgeye özgü kabul koşulları oluşturulup düşük gradyanlı bölgelerde ölçülen ve hesaplanan doz karşılaştırılmıştır. Ancak yüksek gradyanlı bölgelerde küçük uzaysal hataların büyük doz farklılıklarına neden olacağından doz karşılaştırılması görece olarak önem kaybetmektedir. Bu nedenle yüksek gradyanlı bölgelerde mesafe uyumu (DTA=Distance to agreement) kavramı kullanılmaktadır (Hogstrom ve ark., 1984, ICRU, 1984). UM, referans doz dağılımındaki veri noktası ile değerlendirilen doz dağılımındaki veri noktası arasındaki mesafedir. Doz farkı ve UM hesaplamaları, doz dağılım profillerinin kıyaslamalarında birbirlerini tamamlarlar (Low ve ark, 1993, Clifford K.S., 2004). Low ve arkadaşlarının geliştirdiği bu metoda gama yöntemi denir. Bu yöntemin şeması Şekil 2.7’de görülmektedir.



Şekil 2.9. Gama değerlendirme yöntemi teorik kavramının şematik gösterimi.

Doz değerlendirmelerinde, doz farkı (ΔD_M) ve mesafe uyumu (Δd_M) olarak iki çeşit parametre tanımlanmıştır. Gama analizi (indeksi) bu iki parametre ile hesaplanmakta ve karşılaştırılmaktadır. Bu kabul ölçütlerini temsil eden yüzey, aşağıdaki denklem ile tanımlanan bir elipstir.

$$1 = \sqrt{\left[\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2} \right]}$$

$$\Delta r = |r_r - r_c|$$

Δr , referans ve değerlendirilen noktalar arası mesafe olup referans noktası (r_r) ile değerlendirme noktası (r_c) arasındaki doz farkı ise

$$\Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r)$$

Referans nokta çevresine çizilen elips sayesinde değerlendirilen noktanın kabul ölçütlerini sağlayıp sağlamadığı belirlenmektedir. Çizilen bu elipsin çapı mesafe ve doz boyutlarından oluşan bir uzayı temsil eder. Eğer değerlendirilen nokta elipsin sınırları içerisinde ise parametreler sağlamış, sınırların dışında ise sağlamamıştır. Γ değeri, normalize doz ve mesafe uzayındaki genelleştirilmiş Öklid mesafesi olup aşağıdaki denklem yardımıyla hesaplanmaktadır. Eğer sonuç 1'den küçükse değerlendirilen nokta elipsin içindedir.

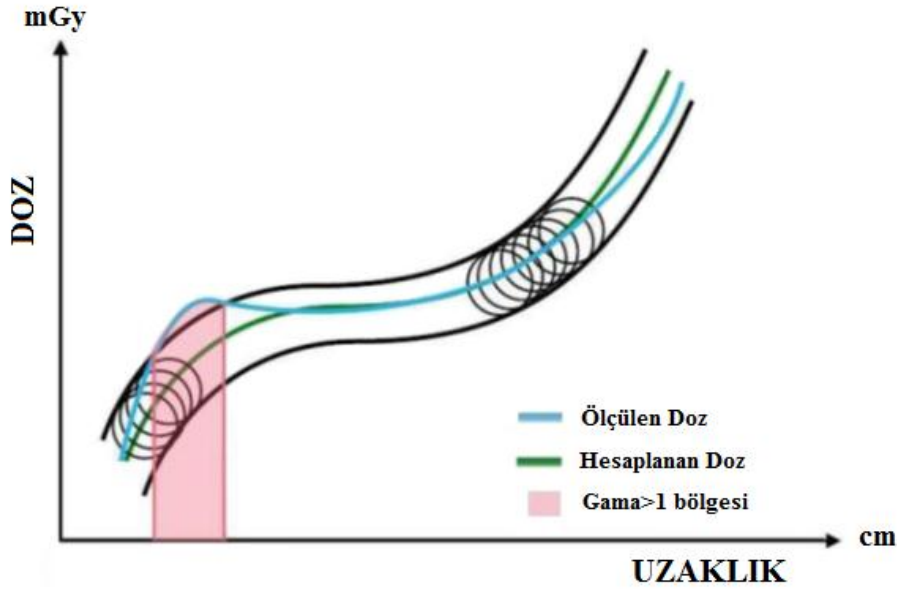
$$\Gamma(r_c, r_r) \equiv \sqrt{\left[\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2} \right]} \leq 1$$

Γ değeri bir kabul ölçütü olup UM parametresini içeren ve hesaplama bölgesinin belirlendiği nümerik bir kalite göstergesidir. Radyasyon tedavisinde standart olarak 3 mm UM ve 3 % doz farkı ölçütü kullanılmaktadır. Hesaplanan doz dağılımındaki her referans nokta ile ölçülen doz dağılımında UM içerisindeki her nokta karşılaştırılır. Hesaplanan bu değerlerin en küçüğü referans noktaya ait gama (γ) değeridir.

$$\gamma(r_r) = \min\{\Gamma(r_c, r_r)\} \forall \{r_c\}$$

$\gamma(r_r) < 1$, benzeşme belirtilen kabul ölçütleri içerisinde, $\gamma(r_r) > 1$, benzeşme belirtilen kabul ölçütleri içerisinde değildir.

Gama analizi değerlendirme prensibini özetlemek gerekirse, beklenen dozun her noktası için nokta merkezli yarıçapı 1 birim olan sanal bir daire çizilir. Çizilen tolerans daireleri beklenen dozun etrafında bir tüp şeklini alır. Oluşan tüpün sınırları gama değeri kabul ölçütü olup ölçülen dozun tüpün içine düştüğü bölgelerde 1'den küçük, dışına düştüğü bölgelerde ise 1'den büyük olacak şekilde tanımlanmaktadır. İşlem sonunda Gama değeri 1'den küçükse analizi geçer, 1'den büyük ise analizi geçemez. Gama analizi yönteminde doz profilindeki tüm noktalara bu işlem uygulanmaktadır. Bu testi geçen noktaların oranı 95 %'in üzerindeyse tedavi planı kalite kontrolden geçmiş ve hastaya uygulanabilir olarak değerlendirilir. Testten kalan planlar ise değişiklikler için tekrar kontrol edilir.



Şekil 2.10. Gama analizi değerlendirme yönteminde ölçülen doz ve hesaplanan doz karşılaştırması

2.5 Radyoterapide Kullanılan Hacim Tanımları

Radyasyon tedavisinde hasta planlamasının yapılabilmesi için hedef hacim (tümör hacmi, riskli bölgeler vb.) ve sağlıklı dokuların radyasyon onkoloğu tarafından belirlenmesi gerekmektedir.

BT, MRI, PET-BT, SPECT gibi görüntüleme sistemlerinden alınan kesit görüntülere hedef hacim ve kritik organların çizilmesi ile oluşan üç boyutlu

görüntü üzerinde uygun tedavi tekniği kullanılarak tedavi planı oluşturulmaktadır. Tedavi tekniği seçiminde temel ve önemli parametreler; ortaya çıkan tümör şekli, büyüklüğü, derinliği ve kritik organlarla olan yakınlığıdır (Grosu vd. 2006).

Radyoterapide etkili bir tedavi planlamasının oluşturulabilmesi için ICRU-62 (ICRU, 1999) protokolü çerçevesinde çeşitli tümör hacimlerine ve riskli organ kavramlarına standart tanımlar sunulmuştur.

2.5.1. Görüntülenebilir tümör hacmi (GTV)

GTV, belirgin sınırlara sahip malign büyümenin gerçekleştiği ve makroskobik kitlenin bulunduğu tümör hücrelerinin en yoğun olduğu bölgedir. Genişliği ve büyüklüğü BT, MRI ve PET gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığı ile belirlenmektedir.

2.5.2. Klinik hedef hacim (CTV)

CTV, GTV'yi saran tümör yayılımını içeren doku hacmi olarak tanımlanır. Radyasyon tedavisinin başarıya ulaşabilmesi için oluşturulan CTV hacminin tamamen tedavi edilmesi gerekmektedir (Grosu vd. 2006).

2.5.3. Dahili hedef hacim (ITV)

ITV, ICRU-62 raporunda tanımlanmış bir hacim olup GTV/CTV'ye organ hareketliliğinden (solunum, yutkunma ve kalp atışı) kaynaklı eklenmiş iç payı birlikte kapsamaktadır (Grosu vd. 2006).

2.5.4. Planlanan hedef hacim (PTV)

PTV, hasta kurulum (set-up) hataları ve ışın demeti ayarlarında oluşabilecek belirsizliklerden dolayı GTV/CTV'nin tedavi alanında kalmasını sağlamak amacı ile tanımlanmış hacimdir. Set-up'tan gelebilecek hataları azaltmak için hasta sabitlenir.

2.5.5. Tedavi hacmi (TV)

TV, tümörlü hacmi ve bu hacmi çevreleyen normal dokuya tedavi dozunun verildiği izodozun çevrelediği hacimdir. 95 %'lik izodoz eğrisine karşılık gelmektedir. Başka bir deyişle izodoz yüzeyi tarafından sarılan hacimdir.

2.5.6. Işınlanan hacim (IV)

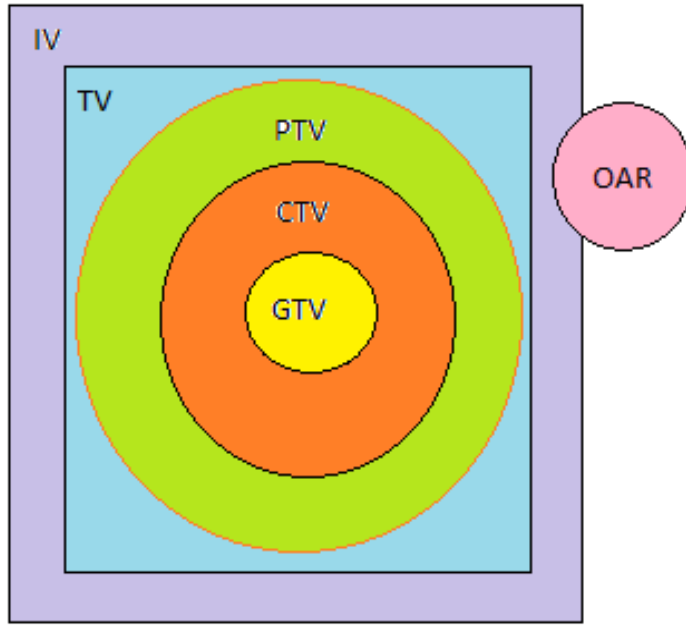
IV, normal dokunun radyasyon dozu toleransına göre dikkate değer oranda doz alan veya alması beklenen hacim tanımıdır (Grosu vd. 2006).

2.5.7. Riskli organ (OR)

Riskli organ (kritik normal yapı), ICRU-62 raporundaki tanıma göre hedef organın çevresinde bulunan radyasyon duyarlılığı dikkate alınması gereken organlardır. Riskli organlar, tedavi planlamada doz hesaplarına katılmalıdırlar.

2.5.8. Planlanan riskli hacim (PRV)

ICRU-62 raporunda tanımlanan Planlanan Riskli Hacim (PRV), hasta ve/veya organ hareketinden kaynaklı riskli organ için verilen payın oluşturduğu hacimdir. Riskli organda yüksek ve tolerans seviyelerini aşan dozları engellemek için organın PTV içindeki hacmini belirlemek gerekmektedir (Grosu vd.2006).



Şekil 2.11 Radyasyon tedavisinde hacim tanımları.

2.6. Tıbbi Dozimetre

İyonlaştırıcı radyasyon, az ya da çok gelişigüzel kanser hücreleri yanı sıra sağlıklı hücreleri de öldürme özelliğine sahip olduğundan dolayı mümkün olduğu kadar ve büyük bir dikkatle tümör hacmine odaklanmalıdır. Bu terimler, tümör kontrol olasılığı (tumor control probability-TCP) ve normal doku komplikasyon olasılığı (normal tissue complication probability-NTCP) olarak gösterilmiştir; başarılı bir radyoterapinin amacı, TCP içinde mümkün olduğu kadar yüksek ve NTCP içinde en az bir artış sağlamaktır. Bu talep nedeniyle, tedavi doğruluğunun kontrolü ve güvencesi doğrultusunda radyoterapi teknolojisi ve karmaşıklığı hala

gelişmektedir. Başarılı bir tedavi için NTCP'ye karşı TCP denge ihtiyacı resmi talep sonuçlanmıştır. Doz, planlanan doz açısından en fazla 5 % bir tutarsızlık ile teslim edilmelidir (ICRU, 1976). Bu nedenle, tedavi sırasında verilen doz hatası 5 % ya da daha büyük olması ciddi ve kabul edilemez hatadır. Bu tür hataları tespit etmek için, kalite kontrol ve bağımsız doz doğrulama rutin ve verimli bir şekilde yapılmalıdır. Ayrıca hastaneler arasında dış denetim ve farklı randomize çalışmalar, yerel ve genel yeterli tıbbi dozimetre prosedürleri oluşturmak ve korumak için bir zorunluluktur (IAEA, 2005).

Tıbbi dozimetri ya fantomlar ile -su tankları, su eşdeğer plastik fantomlar ya da antropomorfik fantomlar- ya da in vivo koşullarda -dozimetrimin radyasyona duyarlı kısmı, hastanın derisi ya da vücut boşlukları içinde yerleştirilir- gerçekleştirilir. ICRP-2000 göre, in vivo dozimetre radyoterapi hata ve kaza olasılığını ve şiddetini azaltmak için rutin olarak yapılmalıdır (ICRP, 2000). İn vivo tedavi doğrulama, rutin kalite kontrol, makine kalite kontrol ya da dış denetim için kullanılan bir dozimetre, tedavi sırasında verilen dozu, iyi bir doğruluk ve hassasiyet ile 5 % kabul sınırı içinde ölçülmesi gerekir (IAEA, 2003). Bu gerekliliğin yerine getirilebilmesi için, bir takım talepler karşılanmalıdır. İlk olarak dozimetre yanıtı, tekrarlanabilir ve kararlı olmalıdır. Ayrıca dozimetre yanıtı doz, doz hızı ve puls başına doz ile lineer olmalıdır. Enerji, sıcaklık ve radyasyon açısından da bağımsız olmalıdır. Daha spesifik olmak gerekirse, dozimetrik hassasiyet 2 % sınırları içinde kabul edilebilir olmalıdır. Bu durum, lineer hızlandırıcı çıkış sabiti ve tedavi planlaması ile aynıdır (IAEA, 2005).

Hastaya yan etkileri en aza indirmek için sürekli gelişen radyoterapi cihazlarının bazı dezavantajları da var. Örneğin; tedavi sırasında hastaya verilen doz hakkında saydamlığın ve sezgisel bilginin azalması gibi. Modern ve karmaşık radyoterapi türleri, kalite kontrol ve doz doğrulama için kullanılan dozimetrik ekipmanın yanı sıra hızlandırıcılar ve tedavi planlama yazılımı üzerinde yüksek teknik talepler koyarlar. Bu özellikle modern radyoterapide küçük ve düzensiz alanların artan kullanımı için geçerlidir. Dar bir demetin doz profilini çözmek için kullanılan çok büyük dozimetreler, doz tahmininde ciddi hatalara neden olur. Fog ve ark., yaptıkları çalışmada, çok küçük alanlarda RapidArc radyocerrahi doğruluğunu incelenmiştir (Fog, 2011). 1-4 μ MLC geniş yapraklı küçük alan kesitleri için doz, TPS kullanılarak hesaplanmış ve üç farklı dozimetrik yöntem ile gerçekleştirilen doz ölçümleri kıyaslanmıştır. Elde edilen sonuçlar göstermiştir ki

TPS, küçük bir alanda dozun 23-51 % oranını göz ardı etmiştir (1 μ MLC yaprak yaklaşık 2.5 mm). Ayrıca 0.4 cm³ PTV'ye uygulanan RapidArc ölçüm ve hesaplamaları, ölçümsel değerlerin TPS tarafından hesaplanan dozdan 20 % daha fazla olduğunu göstermiştir. Bu önemli farklılık, küçük alan segmentlerinin kullanımından dolayı olmaktadır.

2.6.1. Dozimetrik araçlar

Radyasyon dozimetresi, doğrudan veya dolaylı olarak maruz kalmayı, kermayı, soğrulan dozu veya eş dozu, bunların zamana göre türevlerini (hızlarını) ve iyonlaştırıcı radyasyonun ilgili niceliklerini ölçen veya değerlendiren cihazlardır (Podgorsak, 2005). Dozimetre okuyucusu ile beraber dozimetri sistemi olarak adlandırılır.

Dozimetrelerin ana özellikleri;

1. Doğruluk ve hassasiyet
2. Doğrusallık
3. Doz hız bağımlılığı
4. Enerji bağımlılığı
5. Doğrultu bağımlılığı
6. Uzaysal çözünürlük ve fiziksel boyut
7. Okuma güvenilirliği
8. Kullanım güvenilirliği

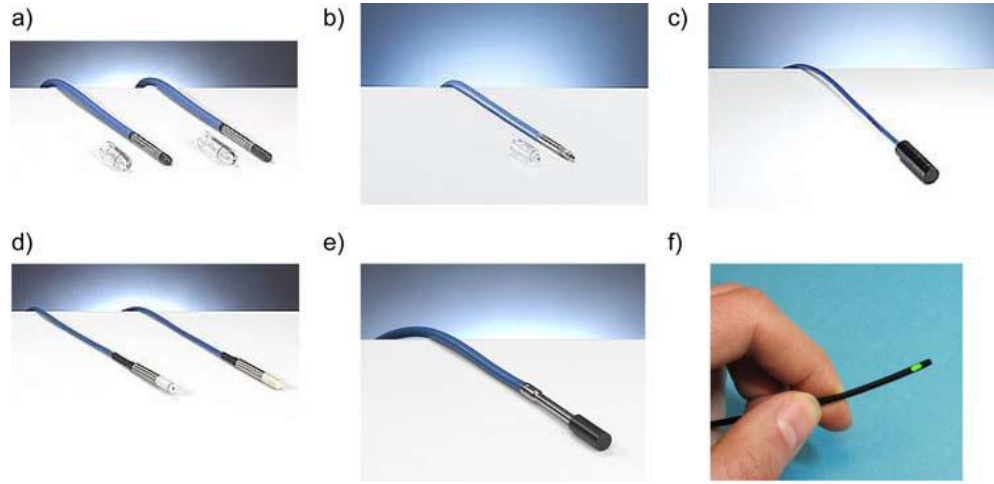
olarak verilebilir. Radyasyon dozimetreleri temel olarak sekiz başlık altında toplanabilir.

2.6.2. Kalorimetre ve birincil standartlar

Kalorimetre absorbe doz birimi, gray cinsinden, ölçmek için kullanılır. Bu durumda, kalorimetre absorblanan dozu, suyun veya grafitin (kesin dozimetri) hacimsel radyasyon kaynaklı artışına bağlı bir şekilde ölçer. Bununla birlikte, su veya grafit kalorimetresi ile hesaplanan absorbe doz ölçümü, karmaşık ve zaman alıcı prosedürleri gerektirir ve ölçümler çoğunlukla geleneksel bir referans koşulları örneğin 10 cm x 10 cm alanları ile kısıtlıdır (IPEM 2010).

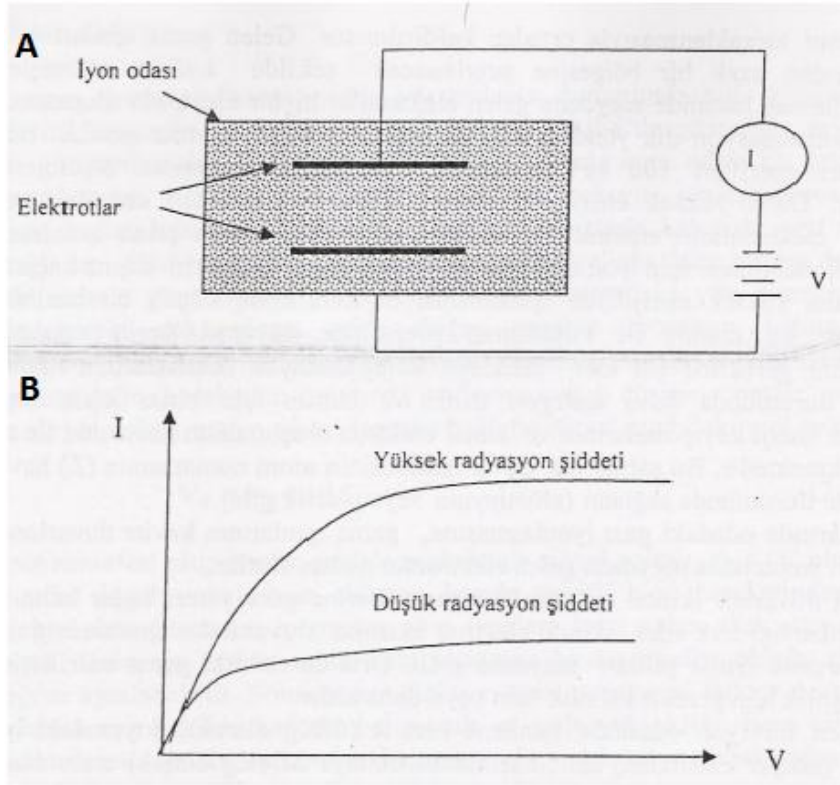
2.6.3. İyonizasyon odası

Bir iyonizasyon odası tipik olarak bir hava dolu kavite ve merkezi bir elektrot içerir ve bir koaksiyal kablo ile elektrometreye bağlıdır. Gelen radyasyon, radyasyona duyarlı bölme içindeki gaz moleküllerini iyonlaştırır ve uygulanan yüksek voltaj ile elde edilen iyonların elektrot üzerinde toplanması sağlanır. İyonlaşma akımı, bölme hacmindeki doz ile orantılı olduğu için, elektrometre ile ölçülür (Attix, 1986; Khan, 2003).



Şekil 2.12: Çeşitli nokta dozimetreler. a) PTW 31010 ve 31013 Semiflex iyon odaları (sırasıyla 125 mm³ ve 300 mm³ algılama hacmi). b) PTW 31014 Pinpoint_ iyon odası (15 mm³ algılama hacmi). c) PTW microLion_ sıvı iyon odası (2 mm³ algılama hacmi). d) PTW 60016 p-ipi dosimetri diyotları (0.03 mm³ algılama hacmi). e) PTW 60003 elmas detektör (1 mm³ algılama hacmi) f) fiber bağlanmış organik sintilatör (1 mm³ algılama hacmi) Source: <http://www.ptw.de>.

İyonizasyon odaları, katı organik ve inorganik detektör malzemeleri ile karşılaştırıldığında düşük duyarlılığa sahiptirler. Büyük boyutları ve yüksek gerilim ihtiyaçlarından dolayı in vivo çalışmalar için uygun değildir. Bu nedenle daha çok fantom ölçümlerinde kullanılmaktadır, örneğin su tankı. Gerçek dozimetre madde hava ile dolu kavite olduğu için, bölmenin duyarlılığı basınca ve sıcaklığa bağlıdır. Ayrıca düşük yoğunluklu olması, iyon odalarını enerji bağımlısı haline getirir. Ancak düzeltme katsayıları uygulanarak, iyonizasyon odalarında yüksek hassasiyet ve doğruluk sağlanır. Tabi bu da onları ışın kalibrasyonu ve referans dozimetrisi için paha biçilmez bir araç haline getirir. Bir iyonizasyon odası kullanarak referans koşullarında suda ölçülen dozdaki tahmin edilen bağıl belirsizlik, yaklaşık 1.5 %'dir (IAEA, 2000).



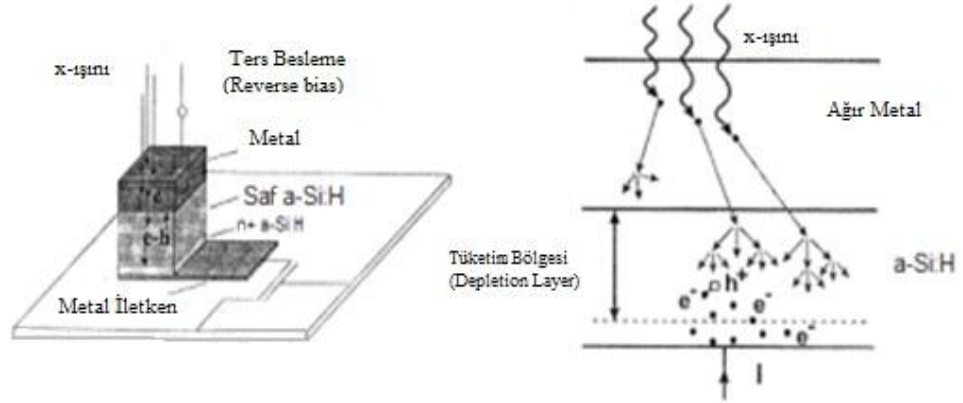
Şekil 2.13. A) Bir iyonizasyon odası çalışma şekli. B) İyonizasyon odasının gerilime bağlı akım grafiği.

2.6.4. Elektronik portal görüntüleme cihazı (EPID)

Radyasyon tedavisinde hastanın pozisyonu ve bu pozisyon doğruluğu büyük öneme sahiptir. Tedavi kalitesinde verilen dozun doğruluğuyla birlikte pozisyon doğruluğu da büyük bir etkiye sahiptir. Hastaya tedavi planı yapabilmek için hastanın sık sık bilgisayarlı tomografisi (BT) çekilir. Pozisyon doğruluğu, hastanın bilgisayarlı tedavi planının hazırlandığı BT görüntülerindeki veya simülasyonundaki pozisyonu ile tedavi sırasındaki pozisyonu arasındaki doğruluğu ifade etmektedir (Yedekçi, 2013). Bu karşılaştırmanın doğru ve güvenilir olabilmesi için elektronik portal görüntüleme cihazları (EPID) geliştirilmiştir. Hastaya özgü YART-kalite kontrol ile ilgili olan EPID tabanlı klinik dozimetrelerin alanları oldukça genişlemiştir (van Elmpt ve ark., 2008).

Modern EPID sistemleri amorf silikon tabanlıdır. Molibden gibi bir ağır metalle etkileşime giren X-ışınları enerjik serbest elektronlar (e^-) ve boşluk (h^+) çiftleri oluşturarak a-Si:H tabakaya doğru fırlatır. Tüketim bölgesindeki (depletion layer) e^- ve h^+ çiftleri, uygulanan elektrik alan etkisi altında sürüklenmekte ve bu yükler dış devredeki direnç üzerinden bir akım geçmesine neden olur. Daha sonra

bu akım (sinyal) işlenerek görüntü haline getirilmektedir. EPID cihazının çalışma şekli ve yapısı Şekil 1.16'de gösterilmektedir.



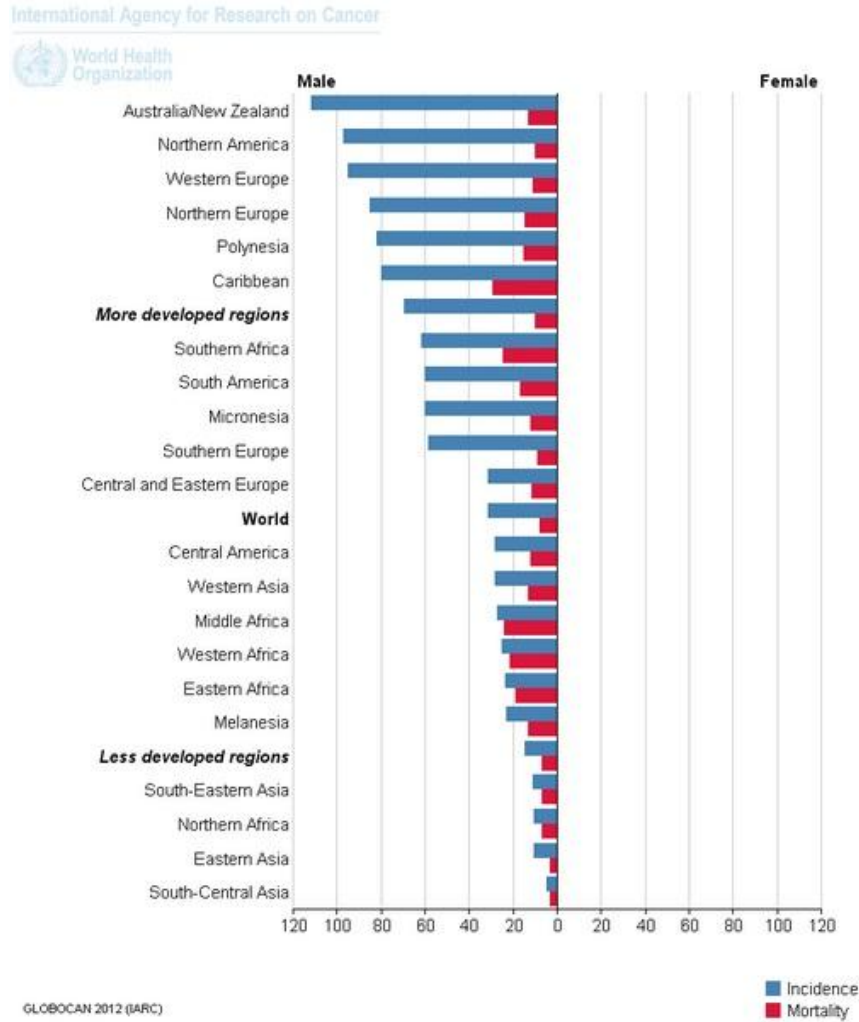
Şekil 2.14: Yeni nesil EPID sisteminin şematik gösterimi.

Hasta pozisyon doğruluğunun sağlanmasında kullanılan EPID aynı zamanda in vivo dozimetrik sistem olarak da kullanılabilir. Tedavi öncesi hastaya özgü kalite kontroller için kullanılabildiği gibi (Ranade, M.K. ve ark., (2006), Vieira, S.C. ve ark (2006)) tedavi sırasında hasta çıkış dozları ölçülerek dozimetrik okuma ve doğrulama yapılabilir. (Kirby, M.C., ve ark. 1995) EPID sistemi ile X-ışını demetlerinin 2D doz haritaları elde edilip, bilgisayar programları aracılığıyla TPS'den elde edilen doz haritaları ile kıyaslanabilir. Kıyaslama genellikle gama analizi ile yapılmaktadır.

2.7. Prostat Kanseri

Prostat kanseri, tüm dünyada erkeklerde en sık tanısı konulan ve kanserle sonuçlanan ölümlerde, akciğer kanserinden sonra ikinci sırada gelen kanser türüdür. 2012 yılında 1.1 milyondan fazla prostat kanseri vakası kaydedilmiş ve bu sayı tüm yeni kanser türlerinin 8 % ve erkeklerde 15 %'e karşılık gelir (Uluslararası Dünya Kanser Araştırma Fonu). Prostat kanseri oluşum oranı (insidans) yaşla birlikte artmaktadır. Bundan dolayı prostat kanseri vakalarının yaklaşık 95 %'inde teşhis 45-89 yaşları (ortalama 71 yaş) arasında konulmaktadır. 39 yaş altı erkeklerde prostat kanserinin görülme sıklığı 1/10.000 iken, 40 ile 59 yaş aralığında 1/103, 60 ile 79 yaşları arasındaysa ise 1/8'dir.

Çizelge 2.1. Prostat kanseri tahmini yaş-standardize oranı
(http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_cancer.aspx , 2012)



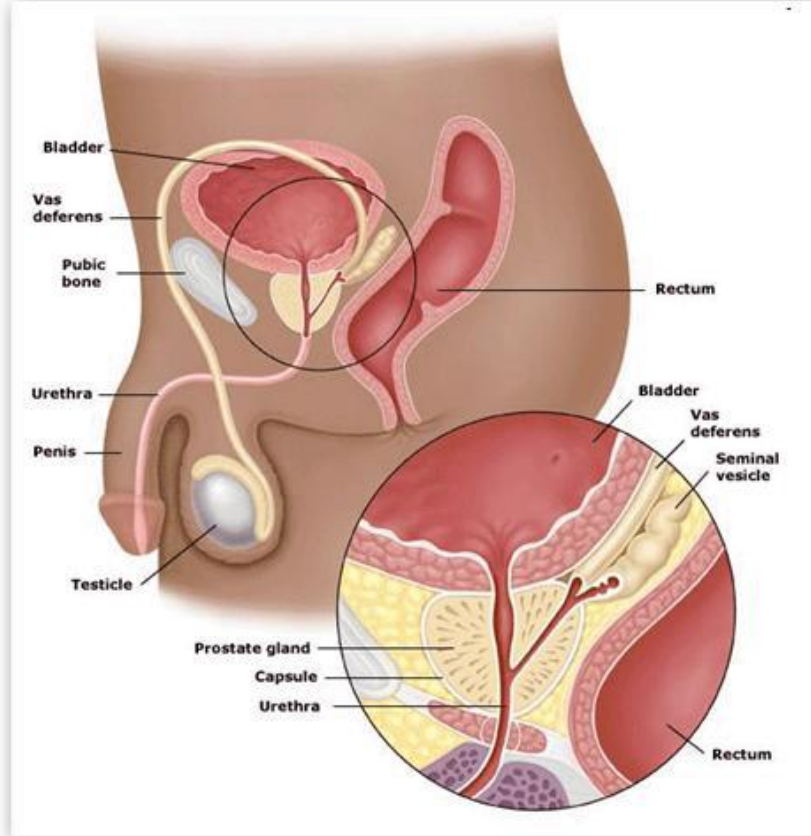
Genellikle tümörün yaptığı yerel baskıya bağlı olarak oluşan idrar atımındaki güçlük(dizüri), idrar kalınlığında bozulma gibi prostat büyümesi (hipertrofisi) ile karışabilen fakat hızlı bir şekilde ilerleyen belirtiler gözlemlenir. Rektal tuş yolu ile yapılan kontrolde prostat lojunda sert bir düğümçük elle hissedilebilir. Ancak kesin tanıyı yapabilmek için rektum yoluyla iğne ile biyopsi yapılmalıdır.

Prostat kanserlerinin bütün evrelerinde radyasyon tedavisi kullanılır ve bu yöntem yeterli tümör kontrolünü sağlar. T1 ve T2 tümörlerinde lenf yoluyla metastaz yapma olasılığı düşüktür. Primer radikal radyoterapide veya operasyon sonrası (postop) radyoterapideki amaç, tedavi (küratif) edebilmektir. Pelvik bölge

yayılımlarının ve kemik metastazlarının olduğu vakalarda ise ağrı kesici (palyatif) amaçla uygulanabilir.

2.7.1. Prostat

Kestane şeklinde ve büyüklüğünde olan prostat, üretranın hemen üstünde, mesanenin altında, üriner sistemin son kısmına yakın bir kısımda bulunur. Prostat ortalama 8-9 gr ağırlığa sahip bir çeşit salgı bezidir.



Şekil 2.15. Prostat, mesane ve rektum anatomisi.

2.7.2. Riskli organlar

Mesane, Rektum, Femur Başları, deri, kemik ve damar yapılarıdır. Prostat kanseri tedavisinde mesanenin dolu olması arzulanır.

3.MALZEME VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler;

1. Varian Trilogy TX Doğrusal Hızlandırıcı
2. GE Optima Bilgisayarlı Tomografi
3. Eclipse planlama sistemi
4. PTW RW-3 Katı Su Fantomu
5. PTW pin-point, 0.125 ve 0,6 cc İyon Odası
6. Varian Trilogy TX cihazı EPID sistemi
7. 120 Millenium Çok Yapraklı Kolimatör
8. PTW Unidos Elektrometre

3.1.1. Varian Trilogy doğrusal hızlandırıcı

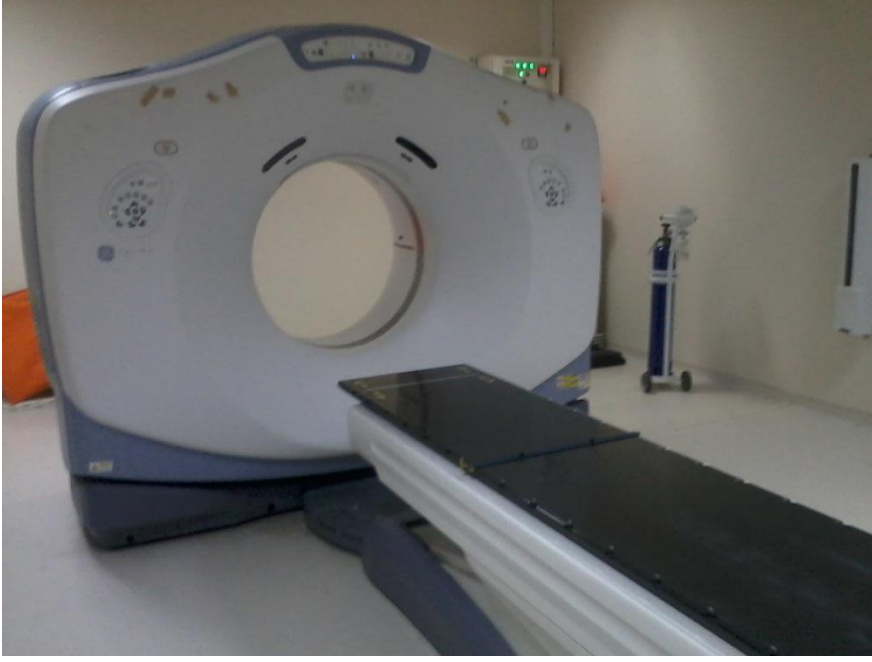
Çalışmada Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim dalında bulunan “Varian” marka “Trilogy Tx” model doğrusal hızlandırıcısı kullanılmıştır. YART, VMAT ve stereotaktik radyo cerrahi (SRC) modlarında çalışabilen tedavi cihazıdır. Tedavide kullanılmak üzere 6-15MV enerjili foton(x-ışını), 6-22 MeV enerjili elektron üretebilmektedir. Doz hızı 100 MU/dakikadan maksimum 600 MU/dakika doz oranına kadar sabit adımda seçilebilir. Doğrusal hızlandırıcının tedavi kafasının 360^0 , kolimatör sisteminin 360^0 ve tedavi masasının $\pm 90^0$ rotasyon yeteneği vardır.



Şekil 3.1.1. Varian Trilogy Doğrusal Hızlandırıcısı.

3.1.2. GE Optima bilgisayarlı tomografi cihazı

Çalışmada Anabilim dalında bulunan “GE Optima” marka “CT580” model tüm vücut X-ışını bilgisayarlı tomografisi kullanılmıştır. İçerisinde bulunan X-ışını tüpü sırası ile 80, 100, 120, 140 kV enerji seçeneklerine ve maksimum 440 mA demet akımına sahiptir. Sistemde bulunan iki sıra halindeki 46 adet katı hal dedektörü sayesinde 0.625, 1.25, 2.5, 3.75, 5, 7.5 ve 10 mm kalınlıklarında kesitler tarama imkanı sağlar.



Şekil 3.1.2. GE marka Optima Model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.

3.1.3. Eclipse planlama sistemi

Eclipse Varian Trilogy doğrusal hızlandırıcı cihazının standart tedavi planlama sistemidir. İletişim ağı sistemi olarak ARIA version-11 sisteminin kullanıldığı bu sistem, DICOM-RT uyum özelliği ile bilgi alışverişi yapmaya olanak sağlamaktadır. Planlama sistemi geleneksel planlamanın yanı sıra yoğunluk ayarlı radyoterapiye uygun olarak ters planlama da yapabilme özelliğine sahiptir. Ayrıca sistem Analitik Anizotropik Algoritma (AAA) algoritmasını kullanarak doz dağılımlarını ve mutlak dozları hesaplayabilmektedir. Optimizasyon sonrasında kullanıcı tercihiyle göre statik veya dinamik tedavi hesaplamaları yapan TPS grafikleri ve tasarımıyla birçok kolaylık sağlamaktadır (Eclipse TPS User Manuel).

3.1.4. PTW RW-3 katı su fantomu

PTW RW-3 katı su fantomu Cs-137 enerjisinden 50 MV foton enerjisine kadar ve 1 MeV ile 50 MeV elektron enerjisine kadar su eşdeğeri olan bir fantomdur (Ionizing Radiation Products, PTW FREIBURG, 2010). 1mm, 2 mm, 5 mm, 10 mm kalınlığında 30 cm x 30 cm plakalar şeklindedir. Bu fantomlar kalibrasyon ve kalite kontrol amaçlı kullanılmaktadır. Özkütlesi $1,045 \text{ g/cm}^3$ 'tür. Kullanılacak iyon odalarına uygun boşluklarla birlikte bu fantomların üzerinde

doğru merkezlenmenin yapılabilmesini sağlayacak çizgiler bulunmaktadır (Ionizing Radiation Products, PTW FREIBURG).



Şekil 3.1.3. PTW RW3 katı su fantomu.

3.1.5. PTW pin-point, 0,125 ve 0,6 cc iyon odası

Doz ölçümleri için 0.6 cc Farmer tipi, 0.125 cc Semiflex, 0.015 cc Pinpoint (PTW Freiburg, Germany) iyon odaları kullanılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız iyon odaları Şekil 3.5'te gösterilmiştir. İyon odalarına ait fiziksel özellikler Çizelge 3.1'de özetlenmiştir.



Şekil 3.1.4. Kullanılan iyon odaları.

Çizelge 3.1. Çalışmada Kullanılan iyon odaları özellikleri.

İyon Odası	PTW31014	PTW 31010	PTW30010
Tipi	Pinpoint	Semiflex	Farmer
Aktif Hacim	0.0015 cm ³	0.125 cm ³	0.6 cm ³
Aktif Hacim Ebatları	Yarıçap 1 mm Uzunluk 5 mm	Yarıçap 2.75 mm Uzunluk 6.5 mm	Yarıçap 3.05 mm Uzunluk 23 mm
Çalışma Gerilimi	±100-400V	±100-400V	±100-400V
İyon toplama süresi	20 µs	100 µs	140 µs
Ölçüm aralığı	Co-60...50MV foton	140 kV-50 MV foton 10-45MeV elektron	30 kV-50 MV foton 6-50MeV elektron
Duvar malzemesi	PMMA+grafit	PMMA+grafit	PMMA+grafit
Elektrod	0.3 mm Al	1.1 mm çaplı Al	1.1 mm çaplı Al
Basınç	700-1060 hPa	700-1060 hPa	700-1060 hPa

3.1.6. Varian Trilogy TX cihazı EPID sistemi

Varian AS1000 (PortalVision, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) bir robot koluna monte edilmiş bir amorf silikon düz panel görüntüleme cihazıdır. Bu kol 180 cm 95 cm epid (SED) mesafelere kaynağında konumlandırılmasını sağlar (Şekil 1). 40 x 30 cm² aktif görüntüleme alanına sahiptir (105 cm SSD). Görüntü matrisi 1024 x 768 piksellik diziden oluşur. Maksimum kare alım hızı 9,574 kare/saniye, izin verilen doz aralığı 4-25 MV ve izin verilen doz hızları 50-600 MU/dk. (Matsumoto ve ark. 2008).



Şekil 3.1.5. Varian Trilogy TX cihazı EPID sistemi.

3.1.7. 120 Millenium çok yapraklı kolimatör

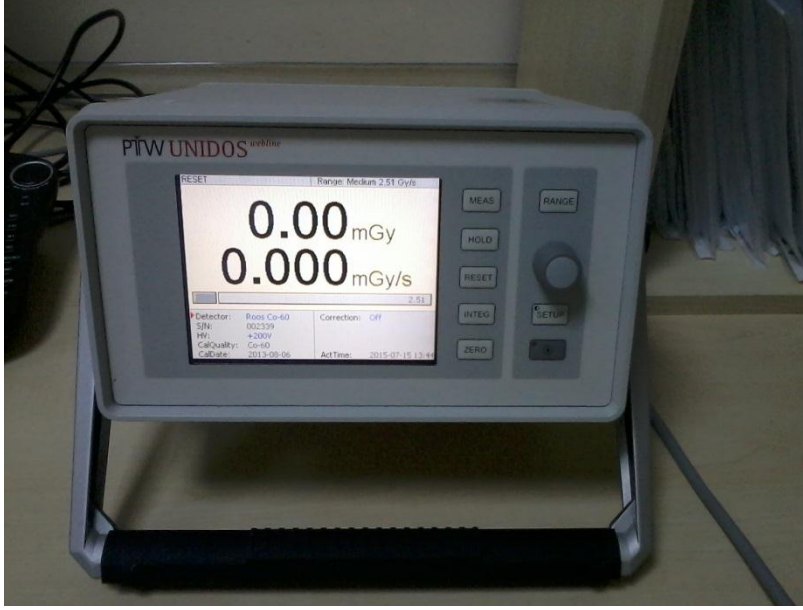
Millennium 120 yapraklı MLC x 40 cm alan 40 cm merkez 20 cm için İzomerkez 0.5 cm yaprak çözünürlük sunuyor. Millennium MLC, statik, dinamik ve konformal ark modda çalışır. Statik modu 3D konformal radyoterapi verimli ışın şekillendirme sağlar. Dinamik mod step-and-shoot ve sliding window yöntemleri ile IMRS sağlar. Konformal ark modu portal hastanın etrafında dönerken yaprakları hep hedefin dış sınırına uygun olan konformal ark tedavisi sağlar.



Şekil 3.1.6. Varian Millenium 120 MLC (<http://newsroom.varian.com/>, 2012)

3.1.8. PTW Unidos Webline elektrometre

Elektrometre, radyasyon tedavisinde mGy-Gy birimlerinden mutlak doz değerini veya doz hızını ölçebilmek için kullanılan bir cihazdır. İyon odası polarizasyonunu sağlamak için 0 V'dan 400 V'a kadar 50 V ile değiştirilebilir yüksek gerilim güç sağlayıcısına sahiptir. Elektrometreye iyon odaları ve katı hal dedektörleri bağlanabilmektedir. Eş zamanlı olarak doz ve doz hızını ölçebilmektedir. Tüm kalibrasyon faktörleri elektrometrenin hafızasına iyon odası kütüphanesine girilebilmektedir. Bilgisayar girişi ile veri alışverişine imkân sağlamaktadır. Yük tabanlı ölçüm aralığı, 2 pC – 8.99 C, akım çözünürlüğü ise 1 fA dır. Çalışmada kullanılan elektrometre Şekil 3.9'da görülmektedir.



Şekil 3.1.7. PTW Unidos Elektrometre.

3.2. Yöntem

Çalışmamızda YART ve VMAT teknikleri kalite kontrolü yapabilmek için 2 farklı dozimetrik (iyon odası ve EPID) sistem, hasta yerine ise su eşdeğeri katı fantom kullanılmıştır. BT görüntüleri alınan fantom kesitlerine ilgili organlar ve PTV konturlanmıştır. Planlamalara normalizasyon yapılmamış tanımlanan izodoz değeri 100 % seçilmiştir. Hastaya toplamda YART tekniği için 7781 cGy, VMAT tedavide ise 7754 cGy doz verilmiştir. Bu doz 38 fraksiyona bölünerek 200 cGy olarak hastaya verilmiştir. PTV ve riskli organların hepsinin yoğunlukları su eşdeğeri olarak düşünülmüş, ortam homojen olarak kabul edilmiş ve ölçümler ve ışınlamalar bu doğrultuda yapılmıştır. Yapılan tedavi planlamalarından elde edilen doz dağılım profilleri ile hedef hacim ve kritik organların aldıkları dozlar karşılaştırılmıştır. Ayrıca iyon odası ve EPID kullanılarak planlamaların kalite kontrolü yapılmıştır.

3.2.1 Tedavi planlama sisteminde yapılan işlemler

Su eşdeğeri katı fantomun BT görüntüleri 2.5 mm kesit kalınlığında çekilmiştir. Alınan BT kesitleri, çalışmada kullanılacak Eclipse tedavi planlama sistemine (TPS) aktarılmıştır.

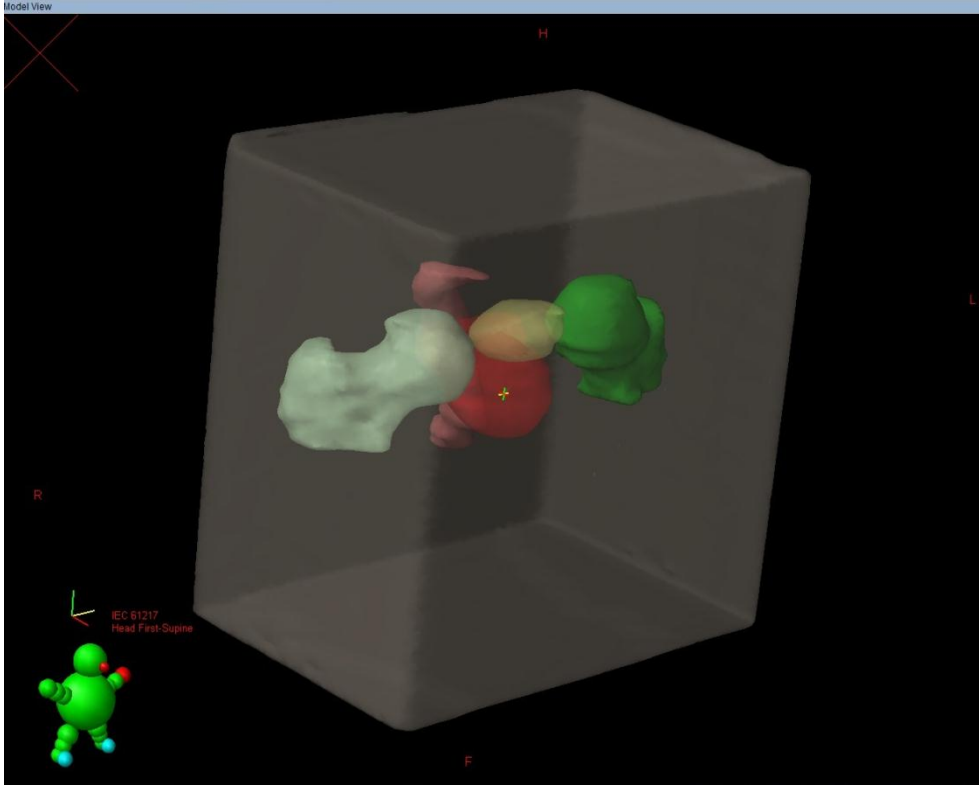
Tedavi planlama sisteminde kritik organ olarak mesane, rektum ve femur başları çizilmiştir (Şekil 3.2.1). Klinik hedef hacim (CTV) çizilirken seminal veziküllerin proksimalinden 0.5 cm prostata dâhil edilmiştir. İlgili organların ve PTV'nin enine kesit görüntüleri Şekil 3.2.2'de görülmektedir.

CTV= Prostat + Seminal Vezikül (proksimal 0.5 cm)

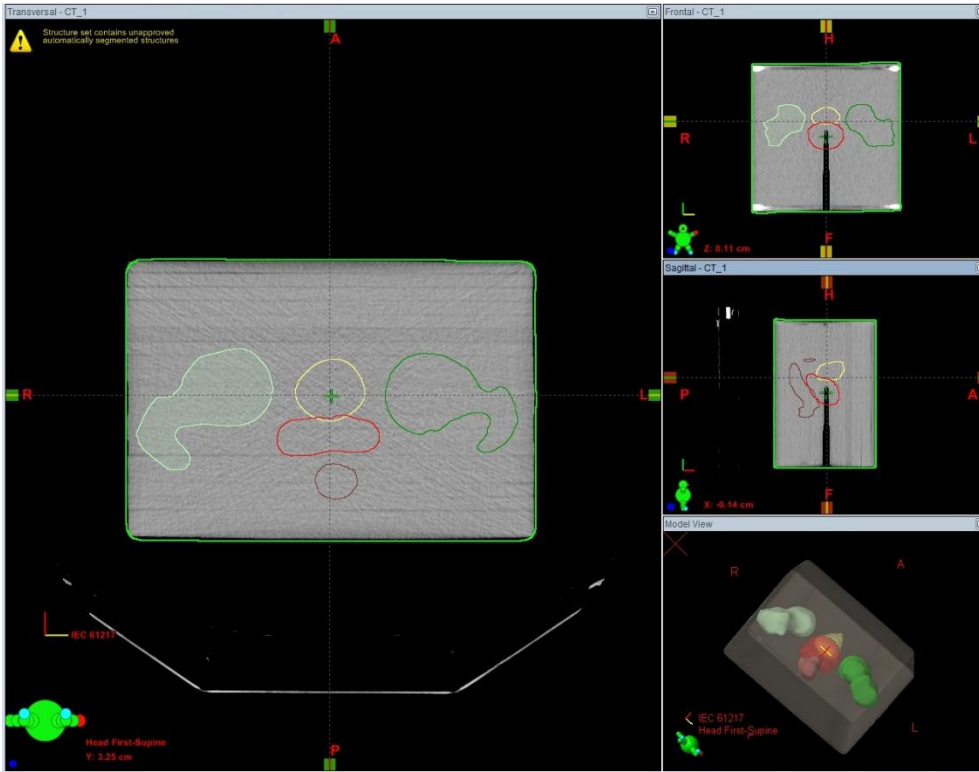
Tedavi cihazı değiştikçe farklı teknikler kullanılacağından oluşturulan planlanan hedef hacimler (PTV) birbirinden farklı olacaktır. Kullanılan yöntem için PTV;

YART ve VMAT tekniği için;

PTV= CTV+ 0.7 cm (posterior 0.4 cm)



Şekil 3.2.1. TPS’de fantoma çizilen prostat, mesane, femur başları ve rektum



Şekil 3.2.2. İlgili organların ve PTV transversal görüntüleri.

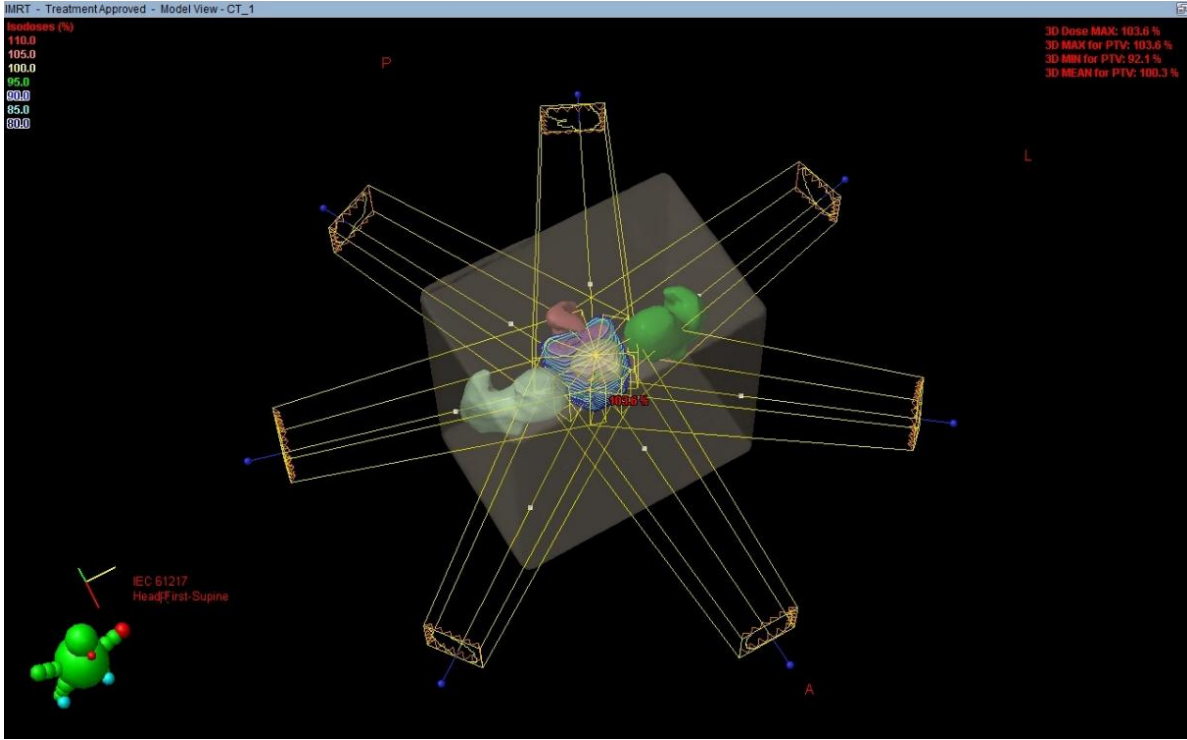
Tüm planlamalarda 6 MV foton enerjisi kullanılmıştır. Mesane doluluğu rektum ve mesane tolerans dozlarını sağlamakta önemlidir. Çalışmamızda mesane dolu olarak konturlanmıştır ve hacmi 215.3 cm³ tür.

YART ve VMAT tekniklerinde rektumu korumak amacıyla arka alanlar kullanılmamıştır. YART planlamalarında 0°, 51°, 102°, 153°, 204°, 255° ve 306° ‘lik açılar kullanılmıştır.

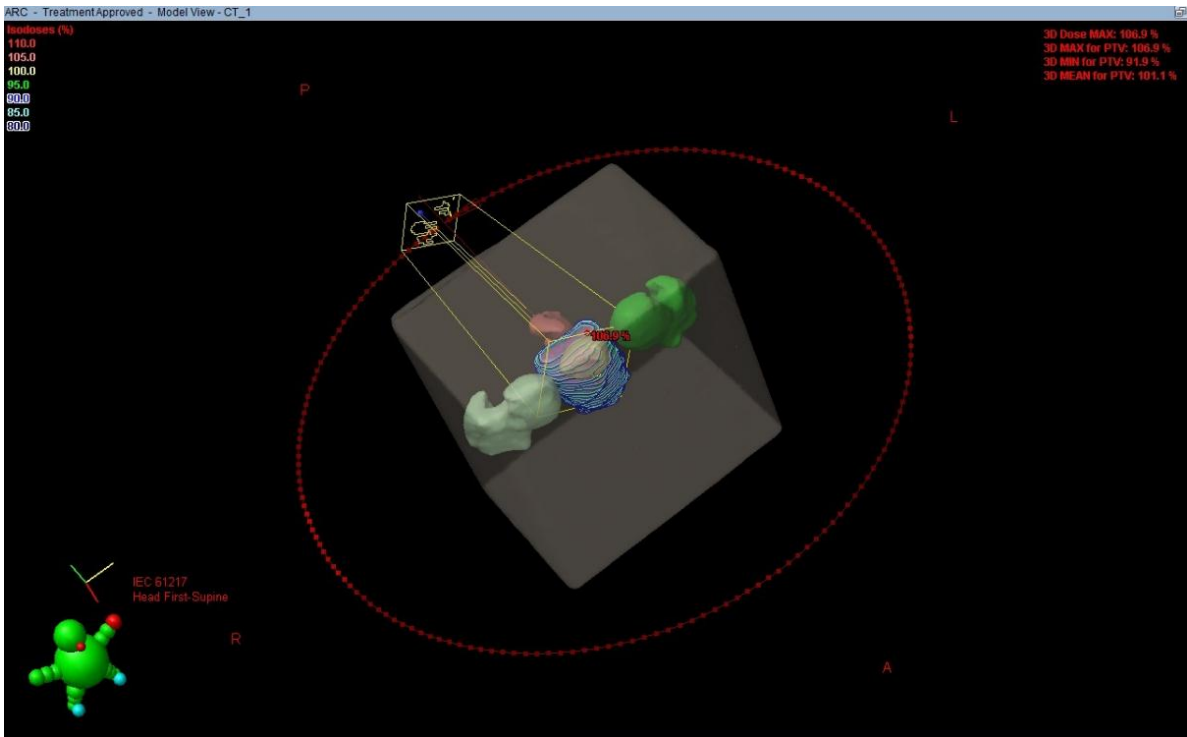
YART ve VMAT planları değerlendirilirken Çizelge 3.2’de verilen doz hacim grafiği (DHG) kriterleri dışında 50 %’lik izodozun rektum arka duvarını geçmemesi ve 95 %’lik izodozun da rektum yarıçapını geçmemesine dikkat edilmiştir. Dozun normalizasyonu yapılırken PTV’nin 95 %’lik hacminin reçete edilen dozun tamamının alınması ve PTV’nin maksimum dozun 107 %’yi geçmemesine dikkat edildi.

Çizelge 3.1. YART ve VMAT Teknikleri Kritik Organ Dozları.

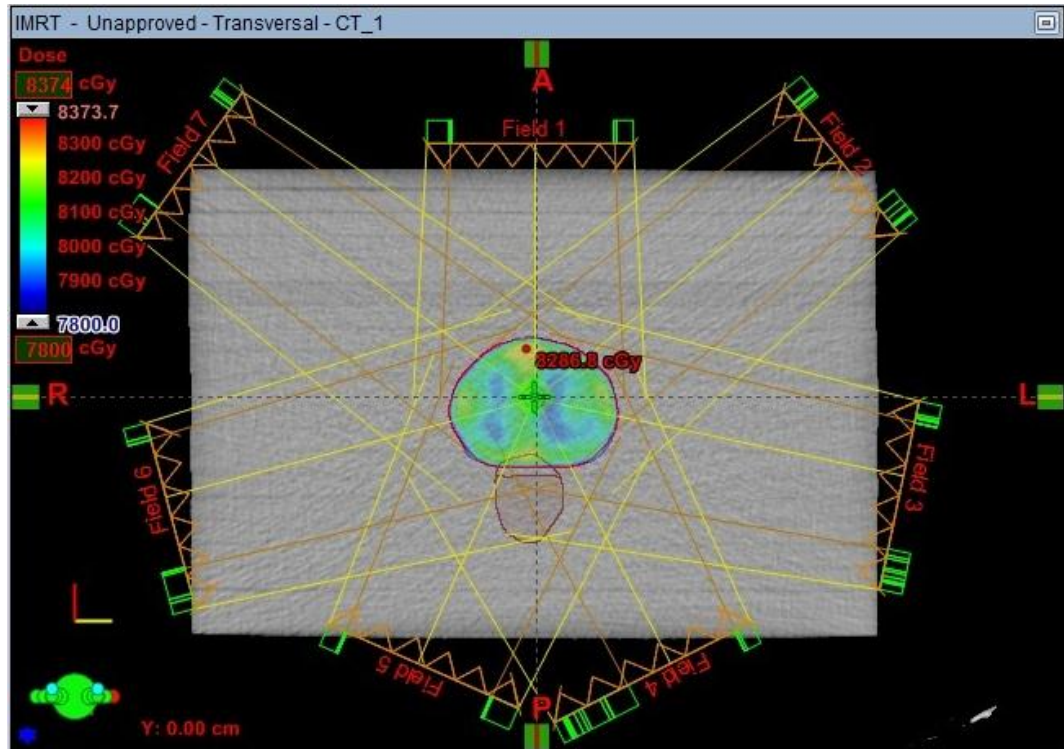
Kritik Organlar	YART Dozları
Mesane	Tedavi esnasında dolu olmalıdır. Ortalama doz < 76 Gy V _{40Gy} < 50 % V _{76Gy} < 2.9 %
Rektum	Tedavi esnasında boş olmalıdır. V _{40Gy} < 35 % V _{76Gy} < 2.9 %
Femur Başları	V _{40Gy} < 10 %



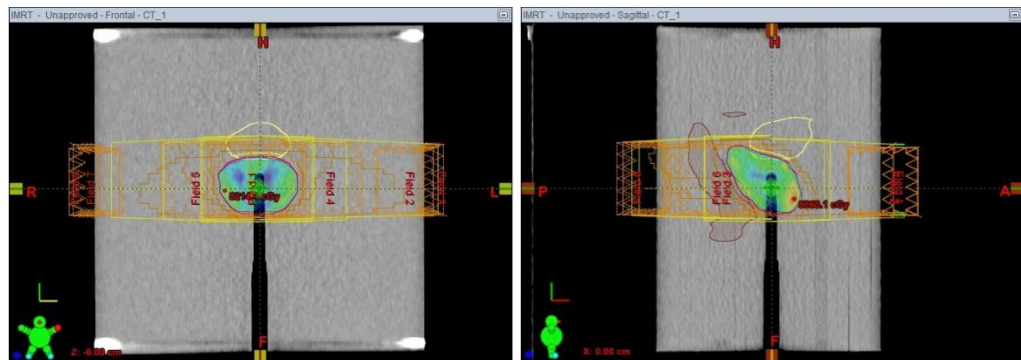
Şekil 3.2.3. YART tedavi planlarında gantri açılarını gösteren görüntü.



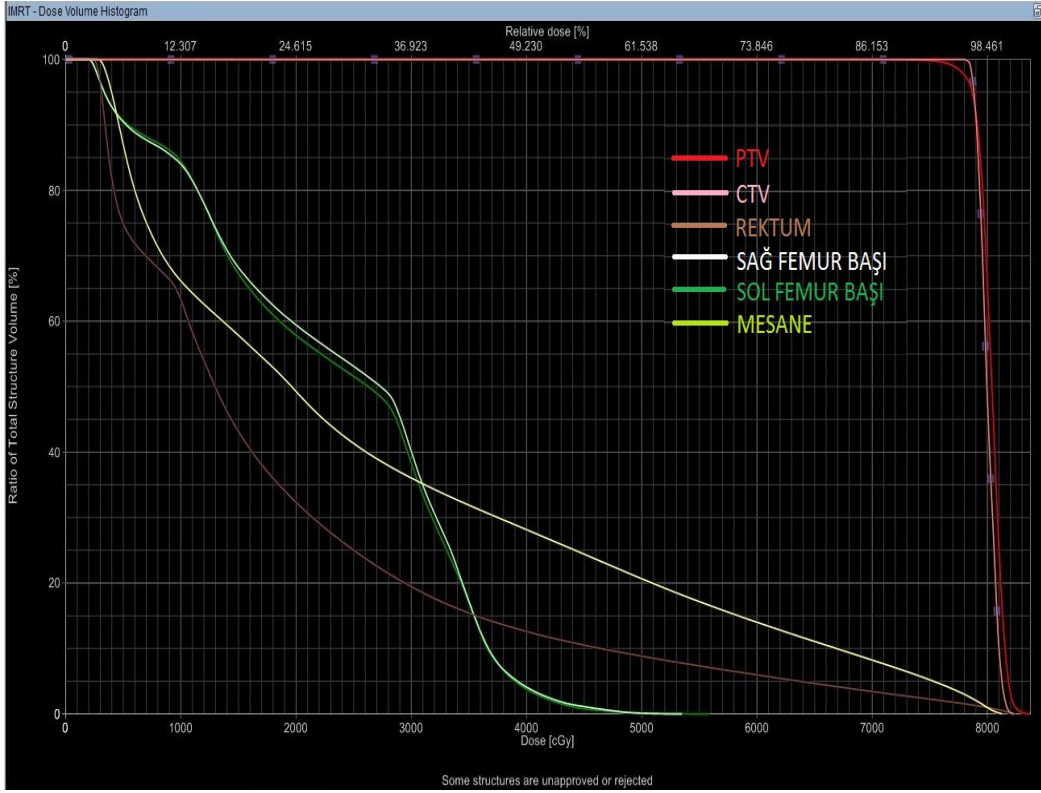
Şekil 3.2.4. Single VMAT tedavi planını gösteren görüntü.



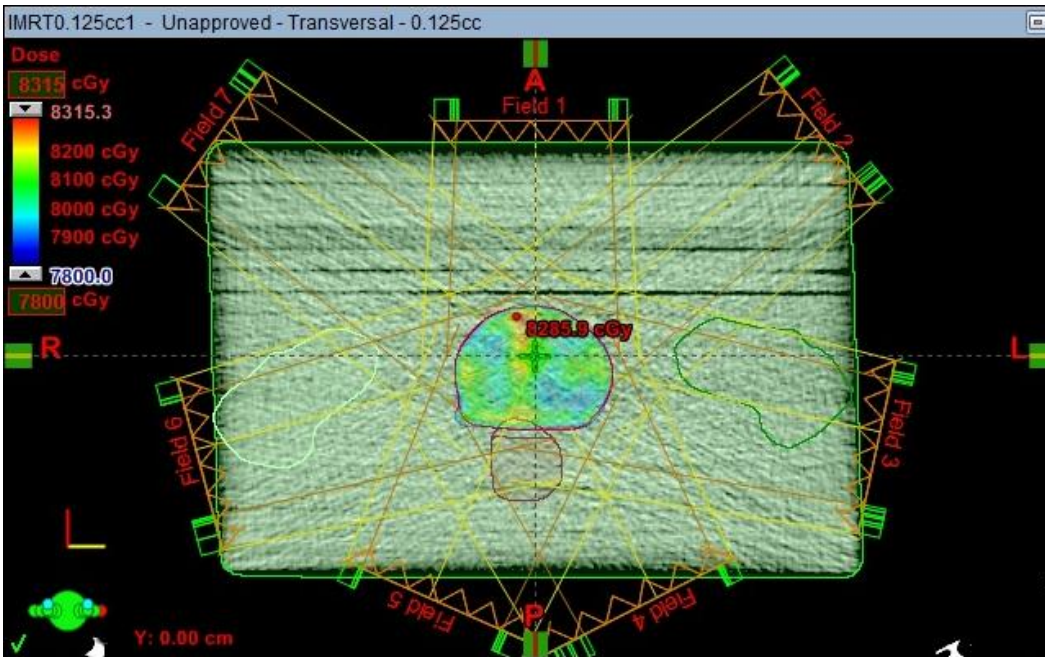
Şekil 3.2.5 0.6cc PTV-40 YART tekniği için doz dağılımı.



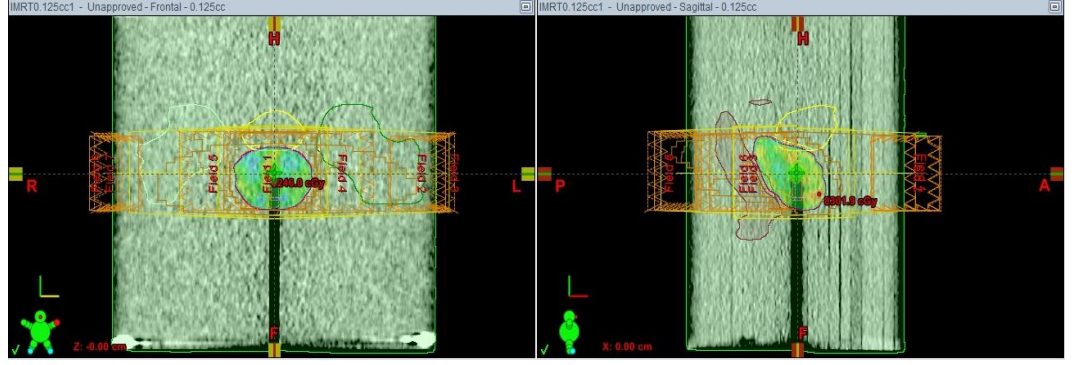
Şekil 3.2.6 0.6cc PTV-40 YART tekniği için doz dağılımı.



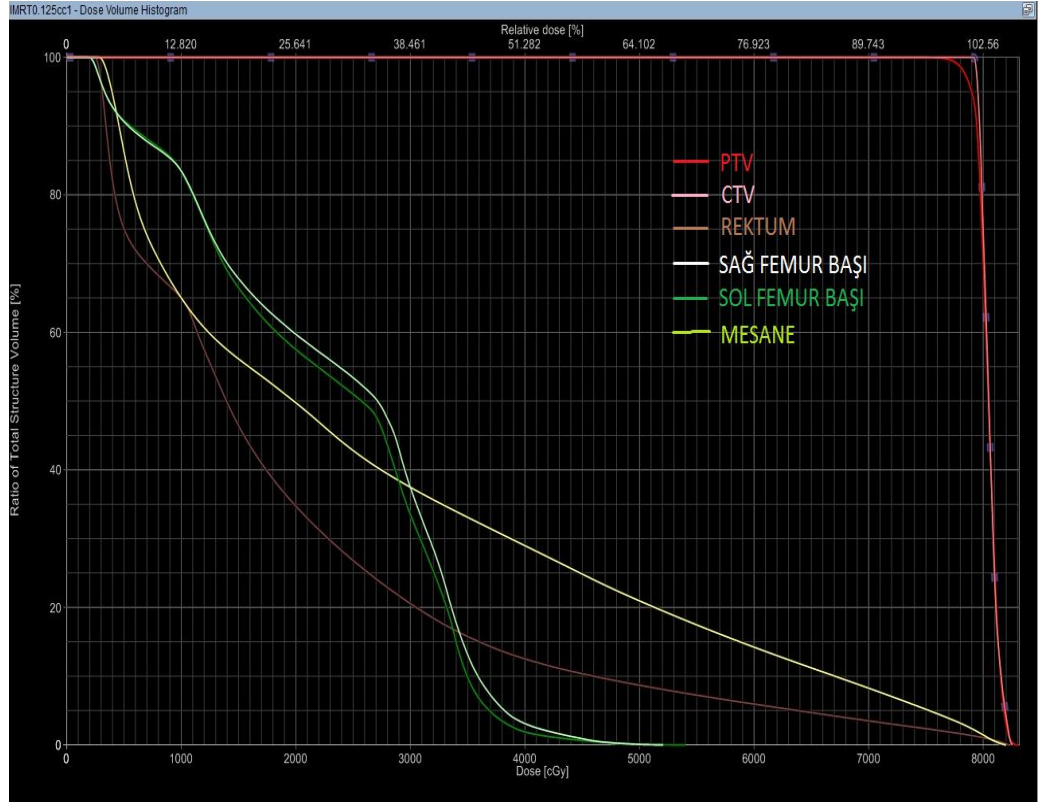
Şekil 3.2.7 0.6cc PTV-40 için YART tekniği ile hesaplanmış doz hacim grafiği.



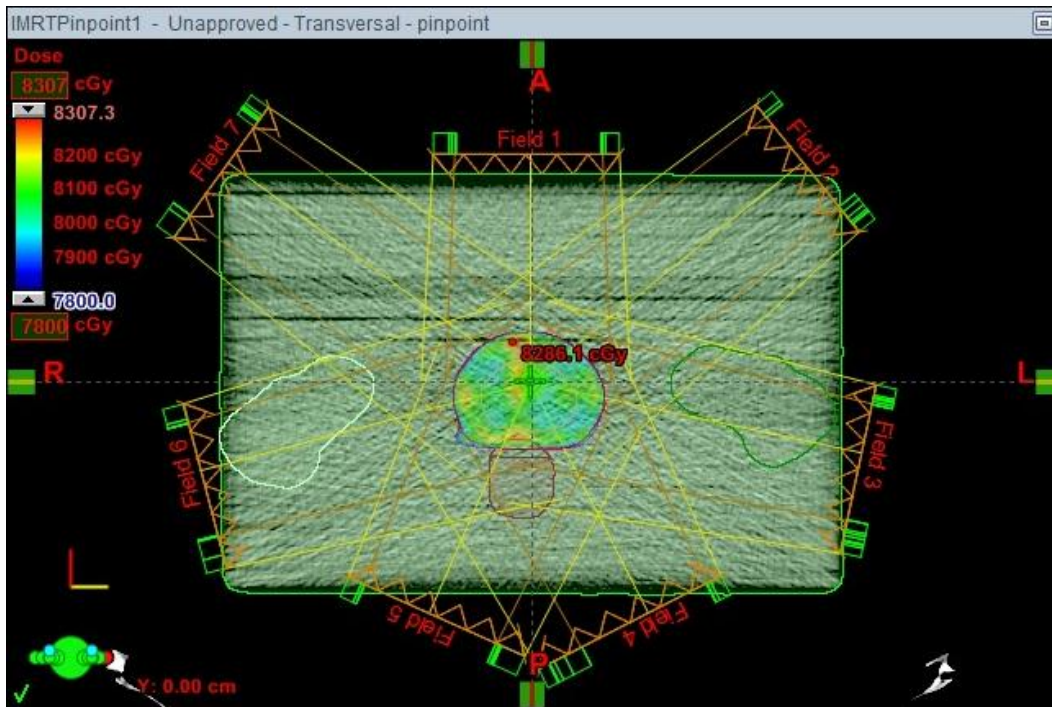
Şekil 3.2.8 0.125cc PTV-40 YART tekniği için doz dağılımı.



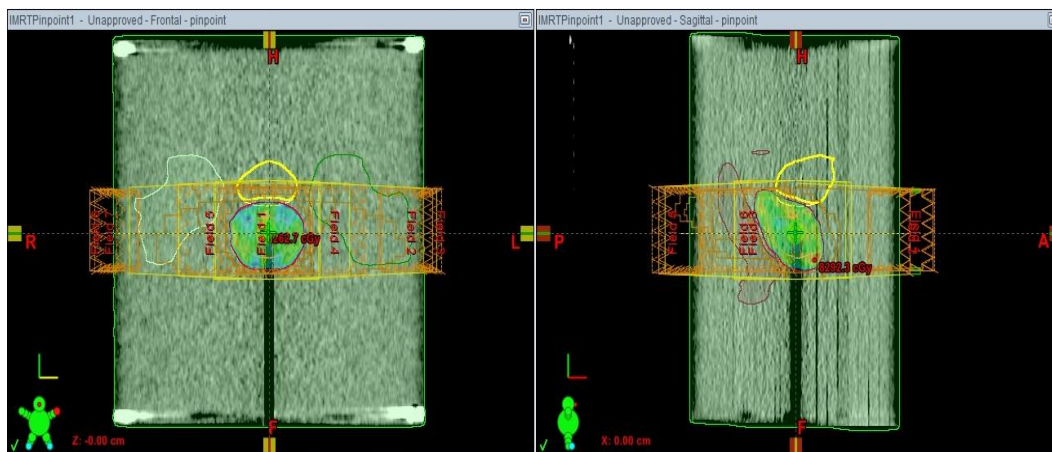
Şekil 3.2.9 0.125cc PTV-40 YART tekniği için çeşitli açılardan doz dağılımı.



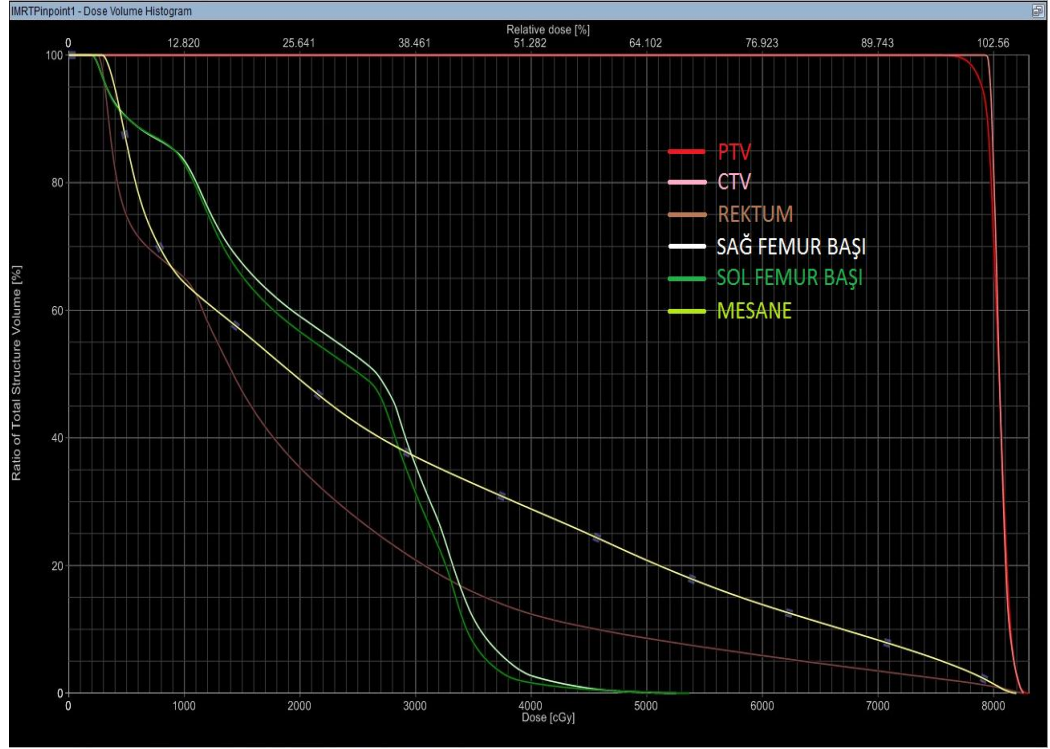
Şekil 3.2.10 0.125cc PTV-40 için YART tekniği ile hesaplanmış doz hacim grafiği.



Şekil 3.2.11 pinpoint PTV-40 YART tekniği için doz dağılımı.

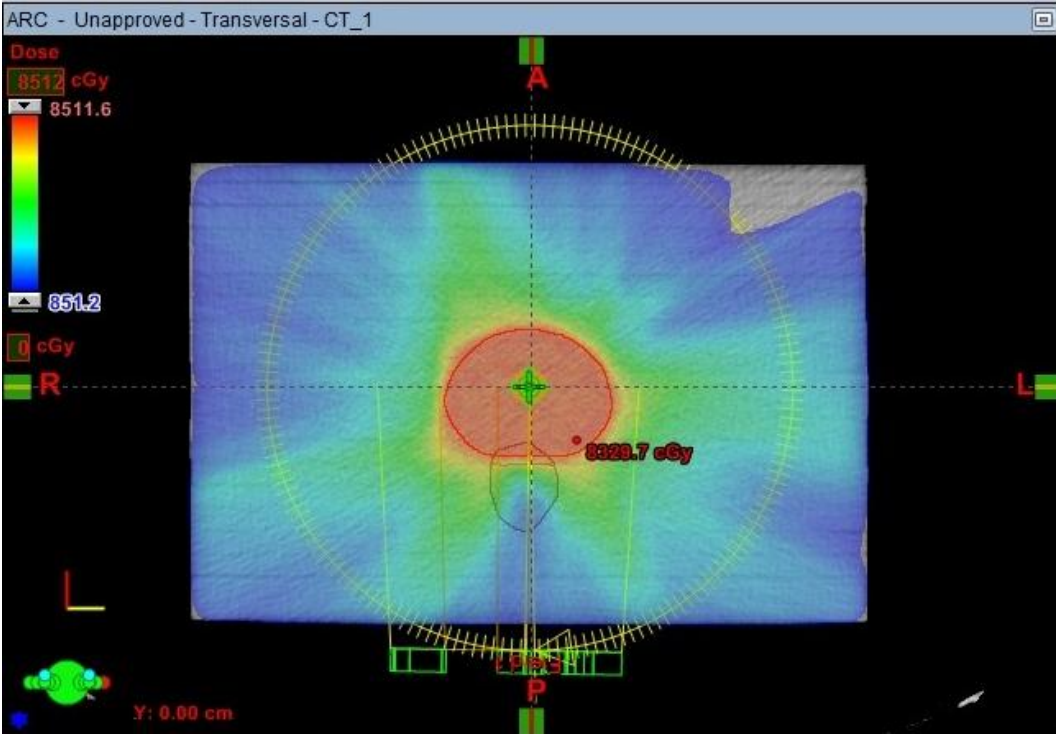


Şekil 3.2.12 pinpoint PTV-40 YART tekniği için çeşitli açılardan doz dağılımı.

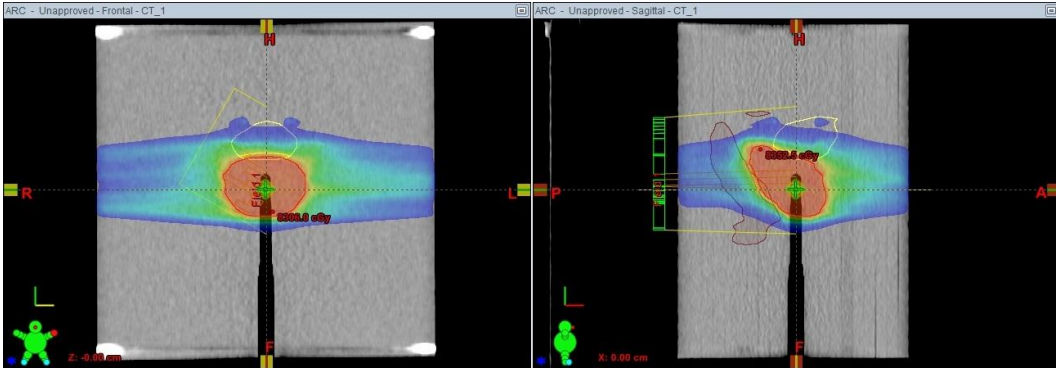


Şekil 3.2.13 pinpoint PTV-40 için YART tekniği ile hesaplanmış doz hacim grafiği.

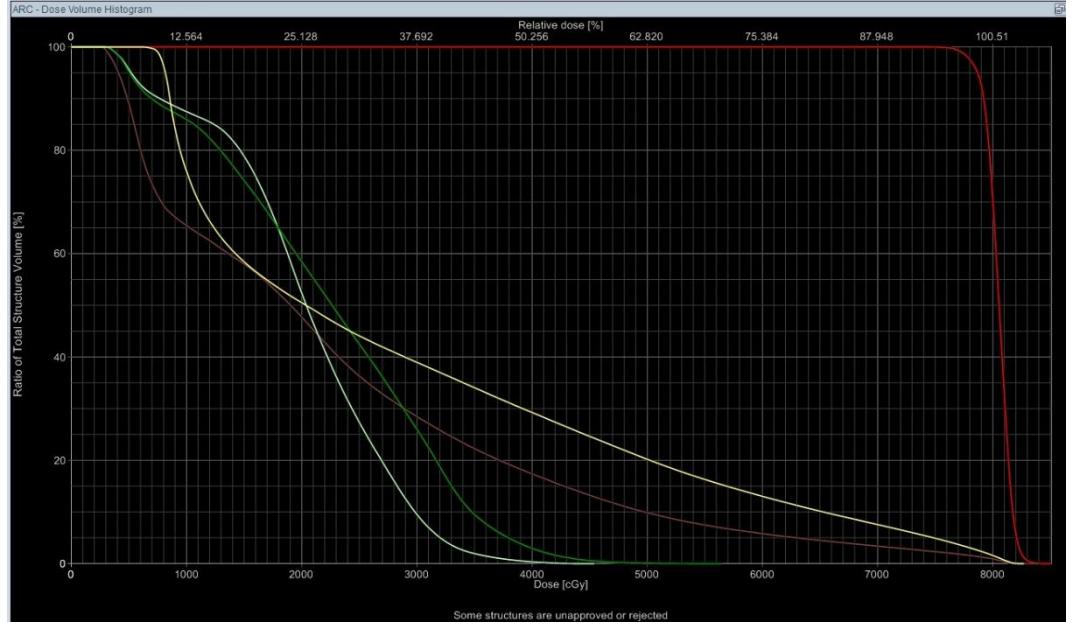
VMAT tekniği YART uygulamalarına benzer olarak tek lateral alanda uygulanmıştır. Tüm planlamalar 181 dereceden 179 dereceye kadar olan açılar arasında yapılmıştır. PTV sınırları YART tekniği ile aynı olup tüm planlamalar 6 MV foton enerjisinde yapılmıştır.



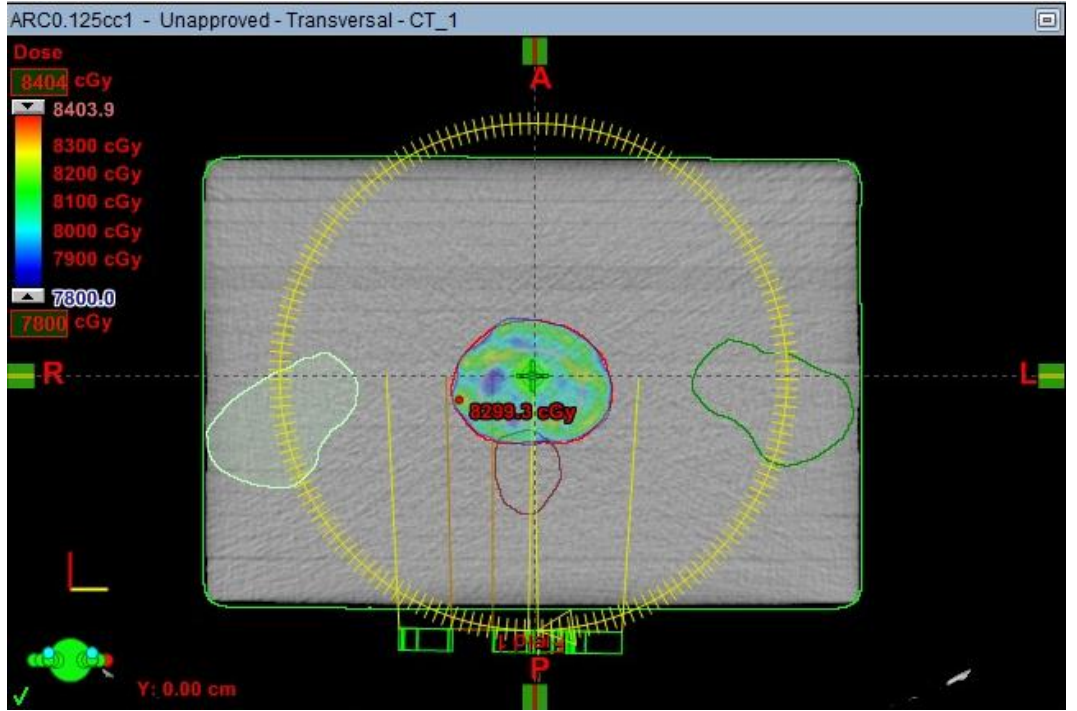
Şekil 3.2.14 0.6 cc PTV-40 VMAT tekniği için doz dağılımı.



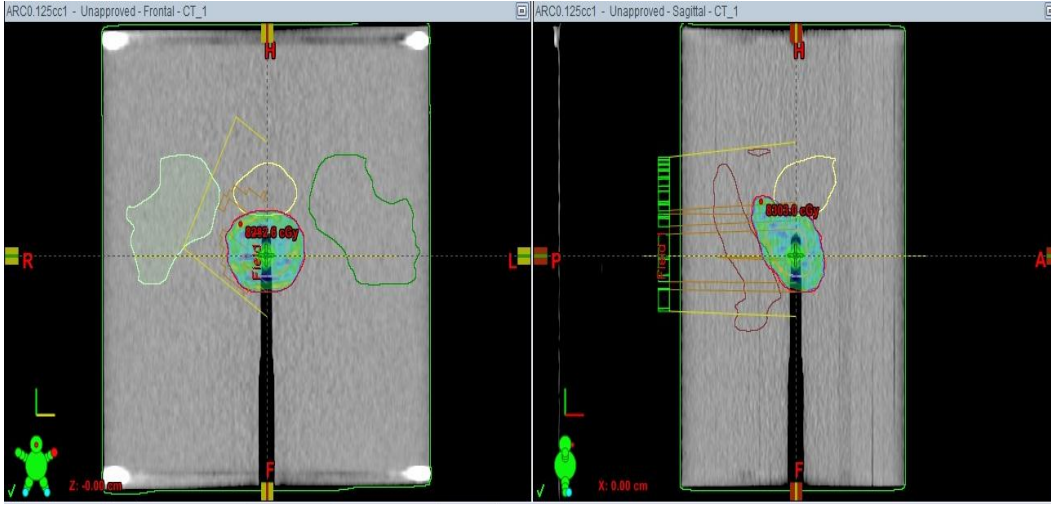
Şekil 3.2.15 0.6 cc PTV-40 VMAT tekniği için çeşitli açılardan doz dağılımı.



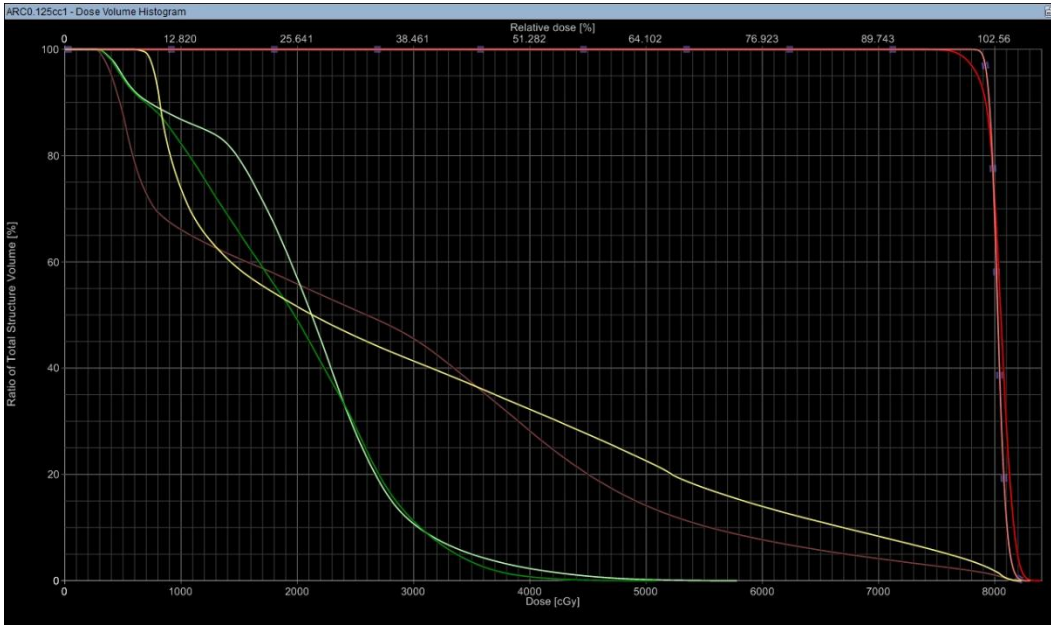
Şekil 3.2.16 0.6 cc PTV-40 VMAT tekniği doz hacim grafiği.



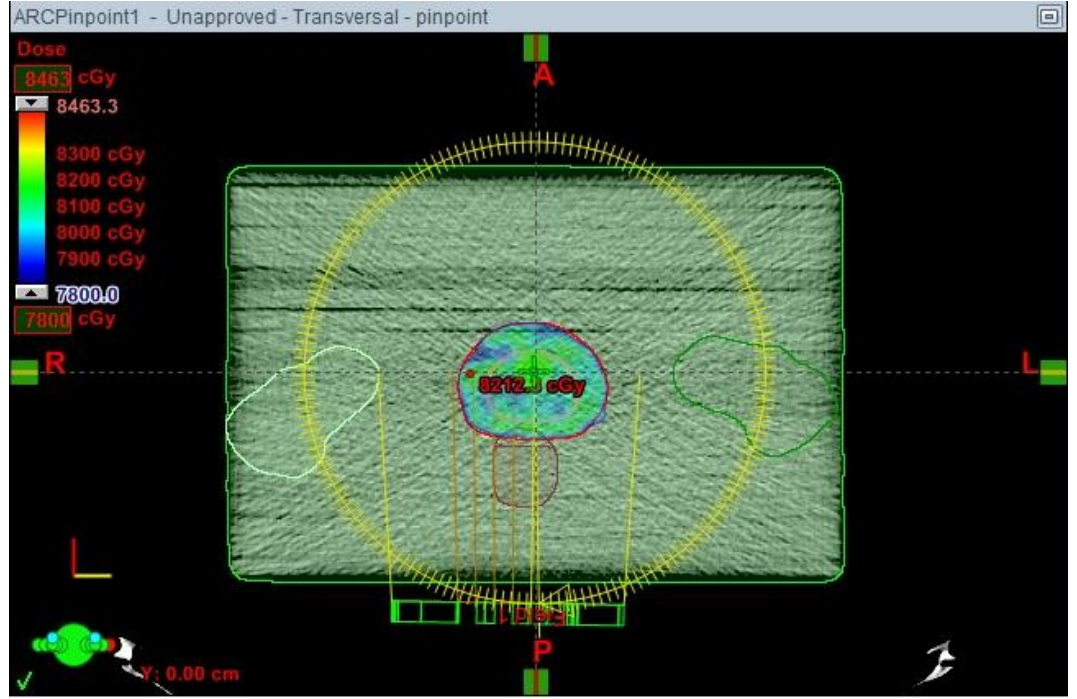
Şekil 3.2.17 0.125 cc PTV-40 VMAT tekniği için doz dağılımı.



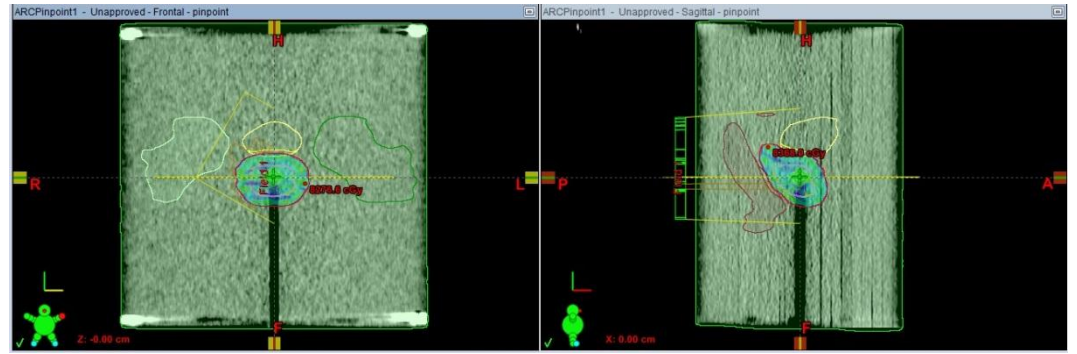
Şekil 3.2.18 0.125 cc PTV-40 VMAT tekniği için çeşitli açılardan doz dağılımı.



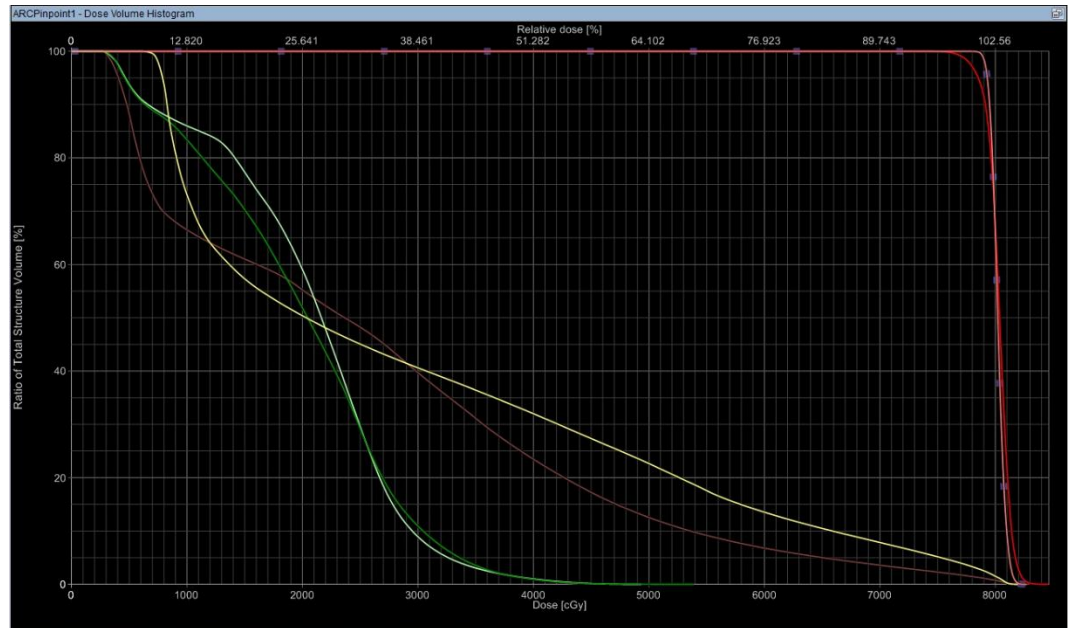
Şekil 3.2.19 0.125 cc PTV-40 VMAT tekniği doz hacim grafiği.



Şekil 3.2.20 pinpoint cc PTV-40 VMAT tekniği için doz dağılımı.



Şekil 3.2.21 pinpoint cc PTV-40 VMAT tekniği için çeşitli açılardan doz dağılımı.



Şekil 3.2.22 0.125 cc PTV-40 VMAT tekniği doz hacim grafiği.

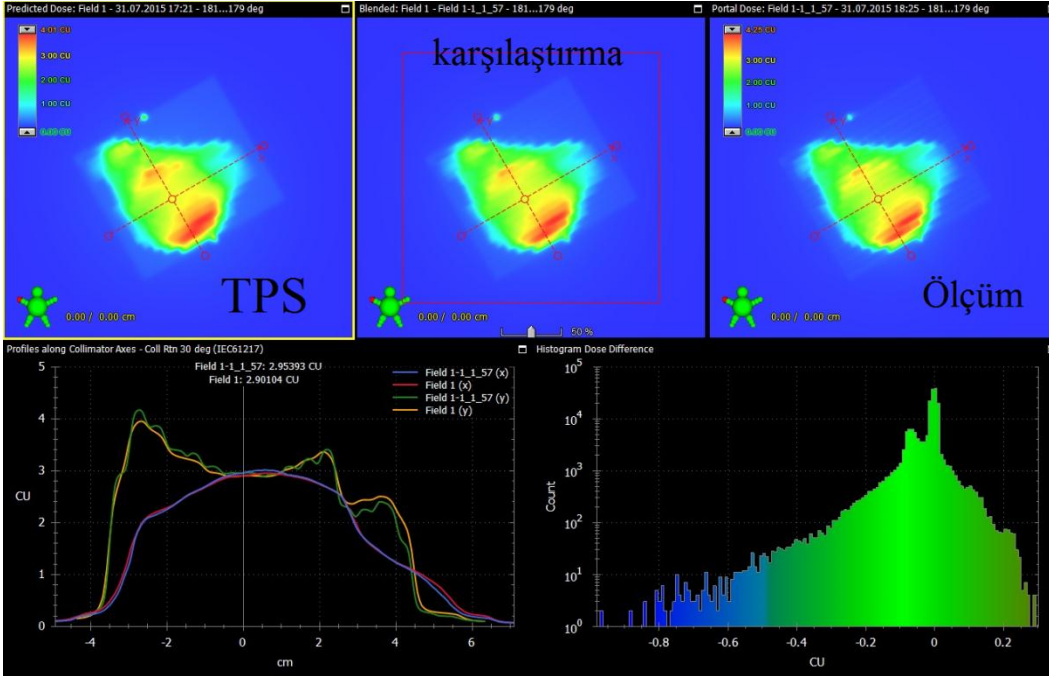
3.2.2. EPID ile alınan ölçümler

Işınlamadan elde edilen portal doz haritaları ECLIPSE planlama sisteminin bünyesinde olan “Varian portal dosimetry” programında değerlendirilmiştir. Böylece planlamadan ile ışınlamadan elde edilen portal görüntüler gamma analizi ile karşılaştırılmıştır. Gama analiz parametreleri 3 mm ve 3 % olarak seçilmiştir. Analiz kriterlerine göre incelenen toplam nokta sayısının 95 %’i bir başka deyişle ortalama gamanın 95 % kriterini geçmişse sonucun başarılı olduğu kabul edilmiştir.

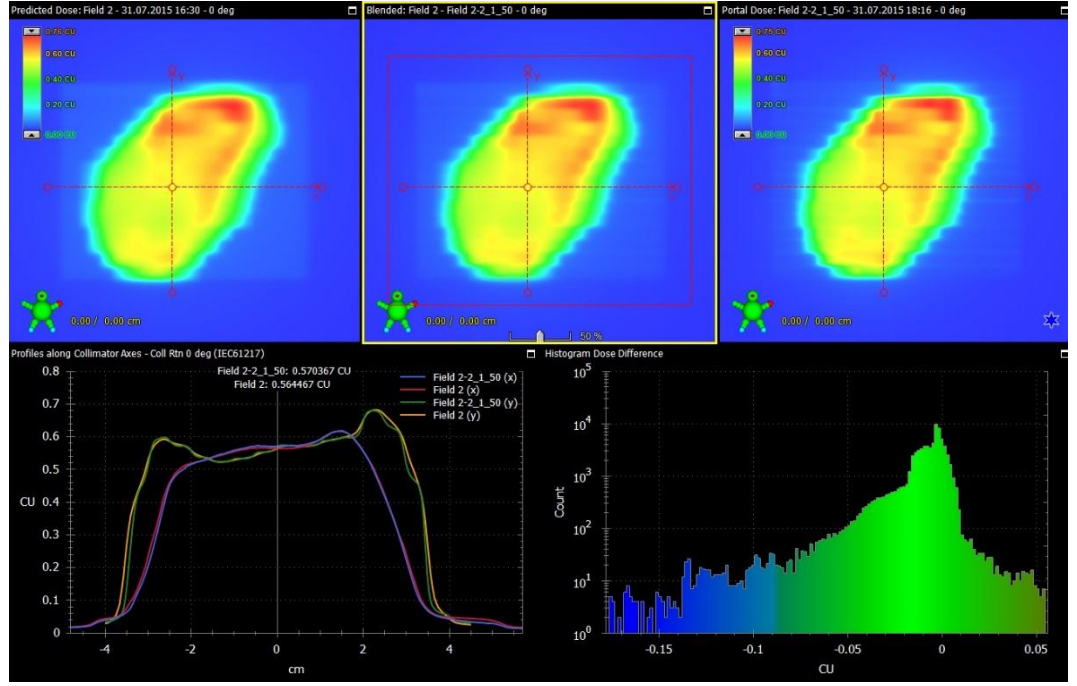
Yapılan planlamaların bütün alanları için portal görüntüler tek tek değerlendirilmiştir.

3.2.2.1. Pinpoint

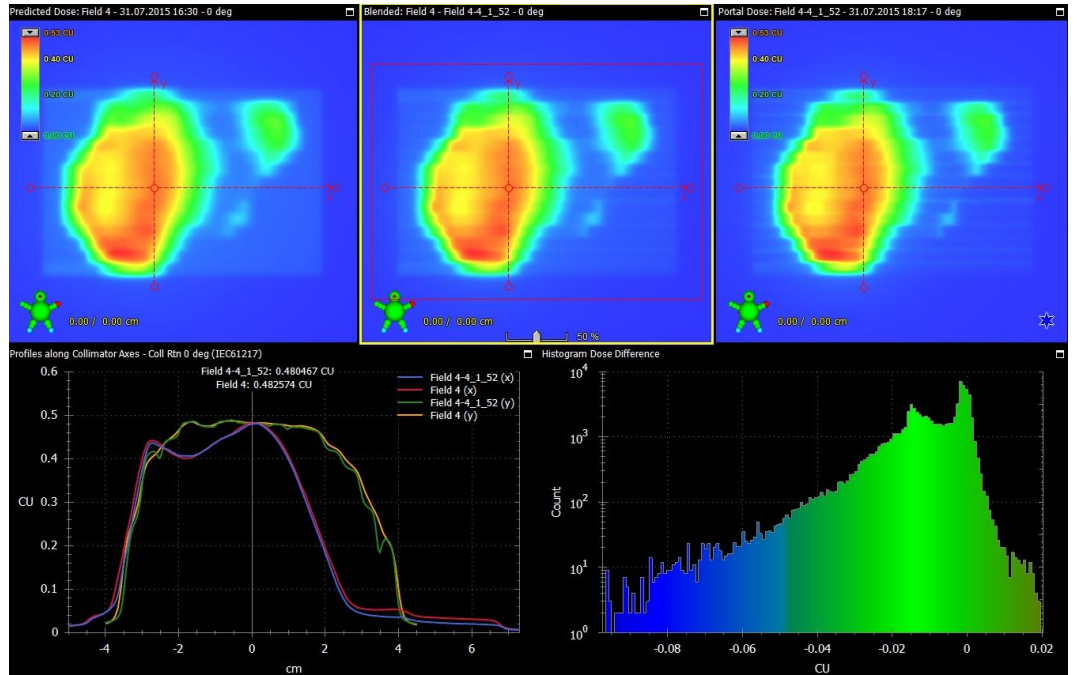
Aşağıdaki şekiller sırası ile VMAT ve YART teknikleri arasındaki EPID ölçümleri ve TPS’den gelen değerlerin gama analizi metoduyla kıyaslamalarını göstermektedir. Şekil 3.2.3 VMAT tekniği sonucunu gösterirken, Şekil 3.2.4 ve 3.2.5 ise YART tekniği farklı alanların sonuçlarını göstermektedir.



Şekil 3.2.23. Pinpoint VMAT tekniği Çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması.

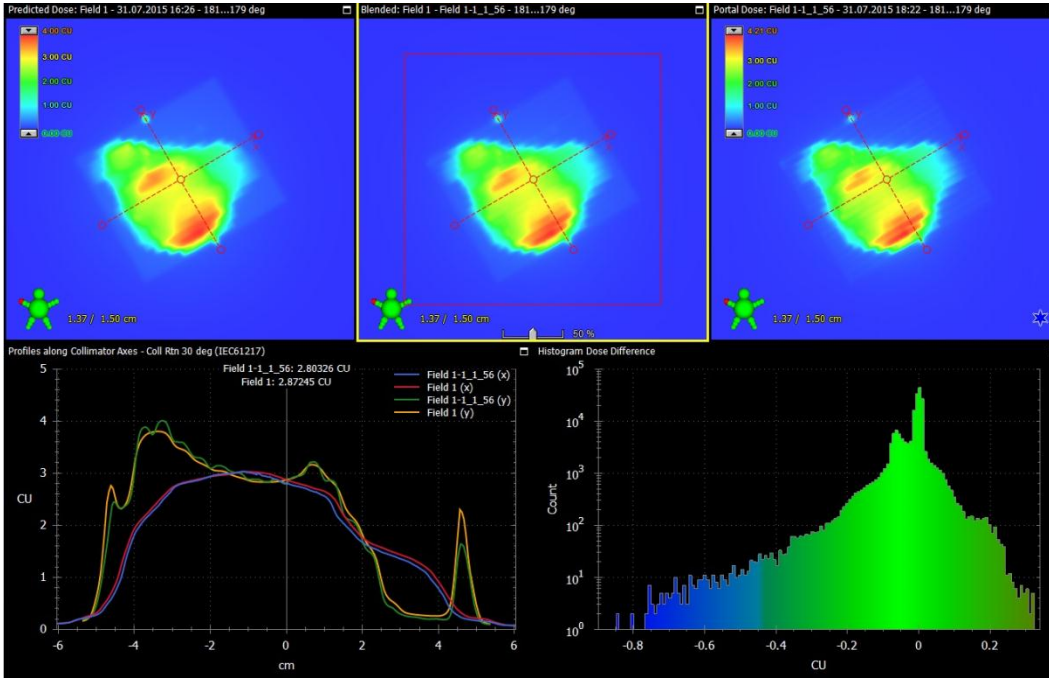


Şekil 3.2.24. Pinpoint YART tekniği Çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 2).

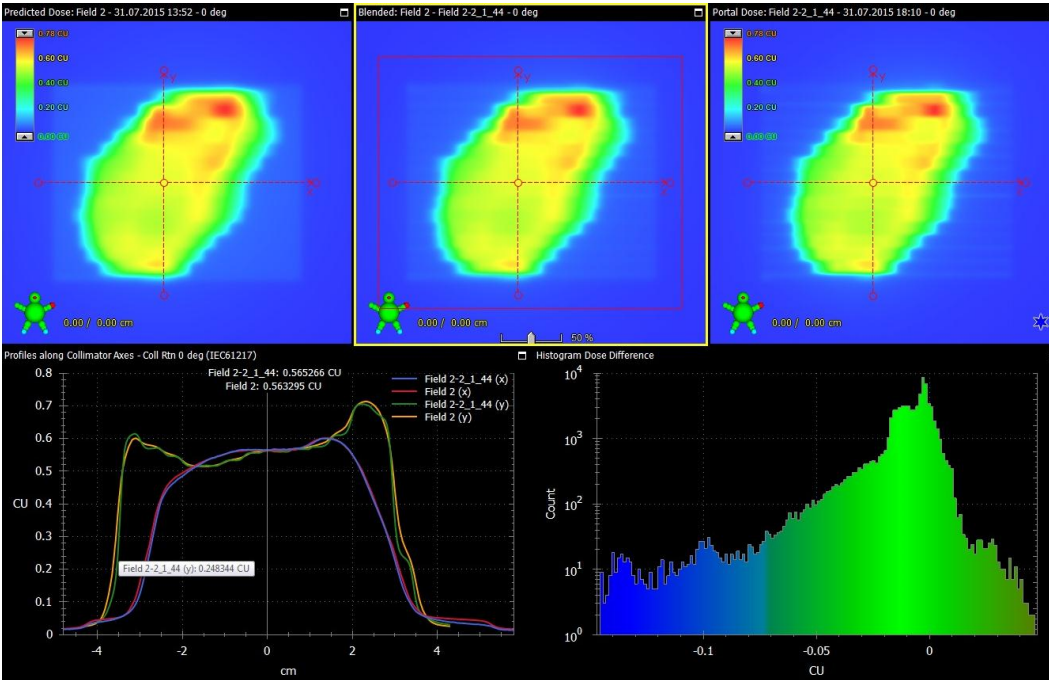


Şekil 3.2.25. Pinpoint YART tekniği Çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 4).

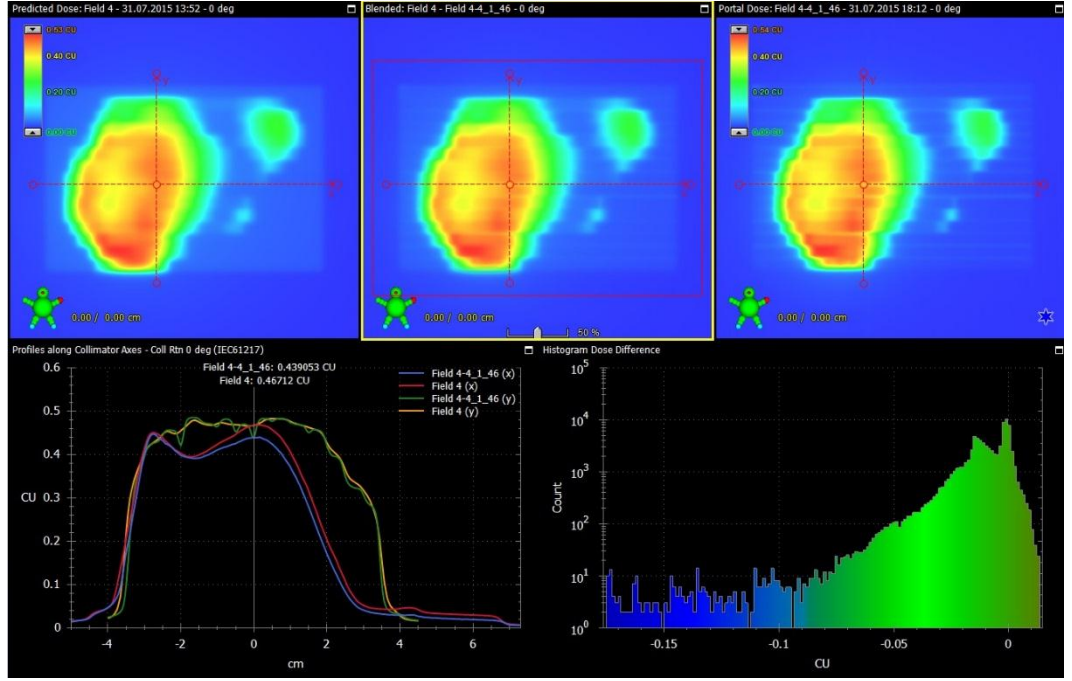
3.2.2.2. 0.125cc



Şekil 3.2.26. 0.125cc VMAT tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması.

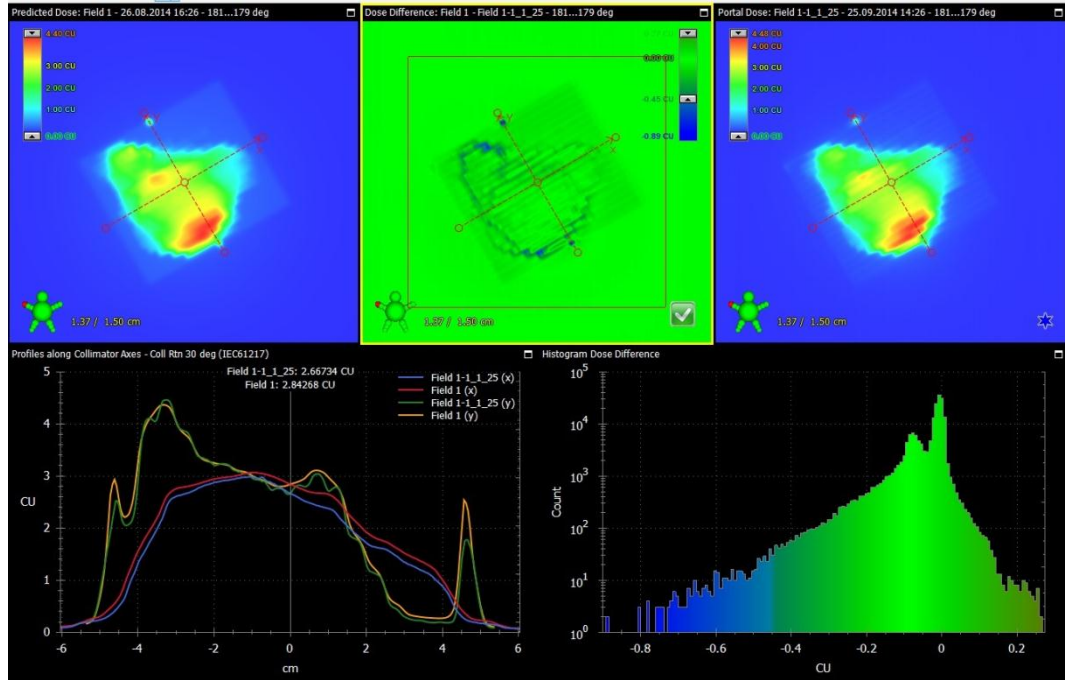


Şekil 3.2.27. 0.125cc YART tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 2).

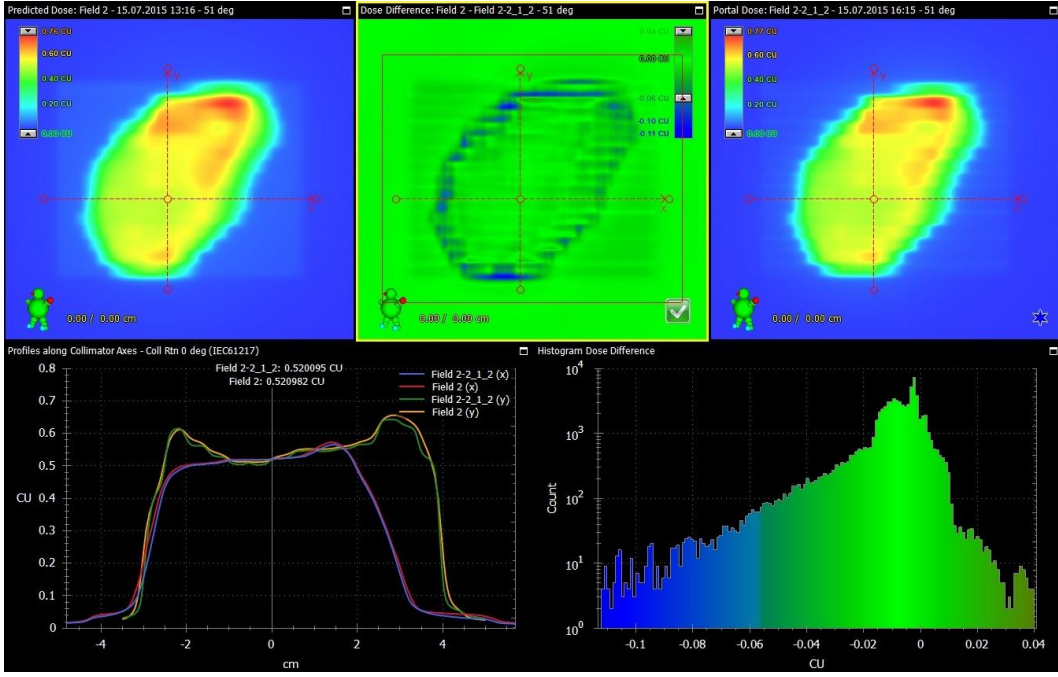


Şekil 3.2.28. 0.125cc YART tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 4).

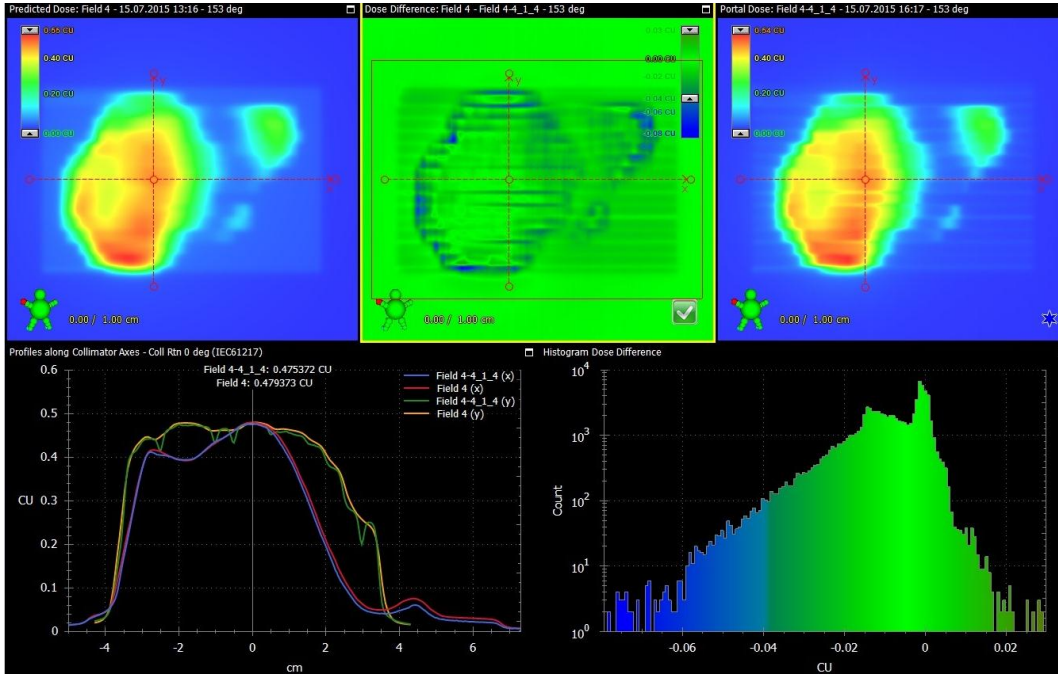
3.2.2.3. 0.6cc



Şekil 3.2.29. 0.6cc VMAT tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması.



Şekil 3.2.30. 0.6cc YART tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 2).

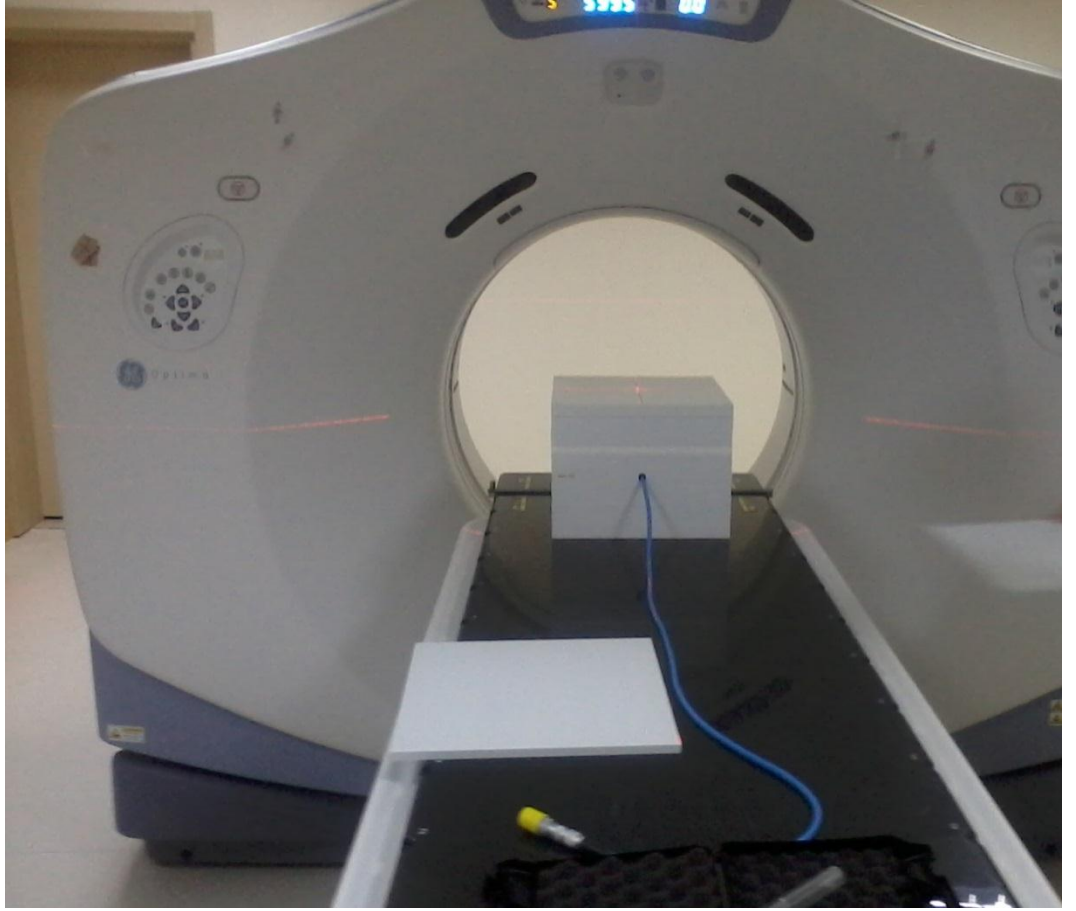


Şekil 3.2.31. 0.6cc YART tekniği çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması (Alan 4).

3.2.3 İyon odası ile alınan ölçümler

İyon odası için eş merkez belirlenerek BT kesitleri alınmıştır (Şekil 3.2.31). İyon odası ölçümleri için, fantom içine 3 farklı tipte iyon odası yerleştirilerek alınan BT kesitlerinde iyon odası konturlanarak iyon odasının

hacmi doğrulanmıştır. Daha sonra planlama sisteminden gelen YART planları fantom üzerine aktarılmış ve eş merkezde uygun doz dağılımı profili gözlemlendikten sonra iyon odasına ait DHG'ndan maksimum ve minimum dozlar arasındaki farkın 5 % sınırlarında kalması sağlanmıştır. Planlama sisteminde elde edilen DHG'ndan okunan ortalama doz değeri ve katı fantomun ışınlanması sonucunda elektrometreden okunan değer orantı metodu kullanılarak karşılaştırılmış, doz farkının ± 3 % olup olmadığı incelenmiştir.



Şekil 3.2.32. İyon odası eş merkez belirlenmesi için BT kesit alımı.

Her bir iyon odası, yüzeyden 5 cm derinlikte SSD 95 cm ve SAD 100 cm olacak şekilde fantom içine Şekil 3.2.32'deki gibi yerleştirilerek ışınlanmaya hazır hale getirildi.



Şekil 3.2.33. Farklı iyon odaları için ölçüm düzeneği.

Tedavide kullanılan foton demeti için belirli bir derinlikte soğrulan doz miktarı IAEA TRS-398 protokolüne göre;

$$D_{w,Q}(P_{EFF}) = M_Q * N_{D,W,Q0} * k_{Q,Q0}$$

M_Q : Sıcaklık, basınç, kutupluluk ve yeniden birleşme parametrelerine bağlı okuma değeri.

$N_{w,D,Q0}$: İkincil standart laboratuvarından gelen ölçümleme katsayısı

$k_{Q,Q0}$: foton demeti kalite faktörü

Gantri, kolimatör ve masa açıları gerçek açı değerlerinde olup 0 derecede hazırlanan fantomlara ait YART ve VMAT kalite kontrol planları ışınlanmış ve hemen sonrasında elektrometre üzerinden okunan değerler IAEA TRS-398 protokolü çerçevesinde mutlak doza çevrilmiştir. Her bir iyon odası için ölçülen dozlarla aynı şartlar altında fantomda oluşturulan TPS’te hesaplanan dozlarla kıyaslandı.

4. BULGULAR

VMAT ve YART tedavi planları hedef hacim ve kritik yapıların aldığı dozlar açısından karşılaştırılmıştır. Doz hacim grafiklerinden yararlanarak mesanenin, rektumun ve femur başlarının aldığı maksimum doz (Dmaks) ve ortalama dozlar (Dort) karşılaştırılmış ve dozlar arasındaki farklar hesaplanmıştır. YART ve VMAT planlarının kalite güvence testi için iyon odası ölçümleri yapıp gamma indeksinin ≤ 1 olup olmadığı incelenmiştir.

4.1. EPID Ölçümleri

Çizelge-4.1’de YART ve VMAT teknikleri EPID ölçümlerinin gama analizi sonuçlarını görülmektedir. Aynı Çizelgede YART tekniği için gantri açılarına göre verilen sonuçların piksel sayısı tabanlı ağırlıklı ortalaması alınarak ortalama analiz ve standart sapma sonuçları da belirtilmiştir.

Çizelge 4.1. YART ve VMAT teknikleri gama analizi sonuçları.

	YART							VMAT		
Açı	0 ⁰	51 ⁰	102 ⁰	153 ⁰	204 ⁰	255 ⁰	306 ⁰		Ortalama	SS
EPID	98.7	100	99.8	98.3	100	99.9	100	99.7	99.5	0.71

Çizelge-4.1’de görüldüğü üzere YART tekniğinde ortalama değerleri birbirine oldukça yakın olduğu ve her açıdan kaynaklanan hatanın yaklaşık aynı oranda olduğu görülmektedir.

Çizelge-4.2’de ise tedavi yöntemlerinde PTV’ye düşen minimum, maksimum ve ortalama doz oranları görülmektedir. YART tekniğinde minimum doz, sütunlarda aşağı inildikçe azalmakta, maksimum doz ise artmaktadır. VMAT tekniğinde ise ortalama doz artmaktadır.

Çizelge 4.2. Hedef hacimlerin aldığı mak-min ve ortalama dozlar.

	PTV	Min. Doz	Mak. Doz	Ortalama doz
YART	EPID1	7415	8307.3	8042.7
	EPID2	7362.6	8315.3	8042.7
	EPID3	6818.8	8373.7	8032.1
VMAT	EPID1	7334.7	8463.3	8029.1
	EPID2	7285.4	8403.9	8042.5
	EPID3	7313.2	8511.7	8048.7

Çizelge-4.3, 4.4 ve 4.5'te ise YART ve VMAT tekniklerinde sırası ile rektum, mesane, sağ ve sol femur başlarına düşen maksimum ve ortalama dozlar gösterilmektedir.

Çizelge 4.3 Rektum için maksimum doz (D_{mak}) ve ortalama doz (D_{ort}) değerleri.

REKTUM						
	Maksimum doz (D _{mak})			Ortalama doz (D _{ort})		
	VMAT	YART	%	VMAT	YART	%
EPID	8398.5	8243.9	1.84	2304.4	1918.5	16.75

$$*((VMAT-YART)/VMAT) \times 100$$

Çizelge 4.4 Mesane için maksimum doz (D_{mak}) ve ortalama doz (D_{ort}) değerleri.

MESANE						
	Maksimum doz (D _{mak})			Ortalama doz (D _{ort})		
	VMAT	YART	*	VMAT	YART	*
EPID	8274.3	8237.4	0.44	2304.4	2752.9	-19.46

$$*((VMAT-YART)/VMAT) \times 100$$

Çizelge 4.5 Femur başları için maksimum doz (D_{mak}) ve ortalama doz (D_{ort}) değerleri.

FEMUR BAŞLARI							
		Maksimum doz (D _{mak})			Ortalama doz (D _{ort})		
		VMAT	YART	*	VMAT	YART	*
EPID	Sağ	4539.2	5352.3	17.91	2020.1	2344.5	-16.05
	Sol	5657.5	5594.0	1.12	2228.5	2313.9	-3.83

$$*((VMAT-YART)/VMAT) \times 100$$

4.2. İyon Odası Ölçümleri

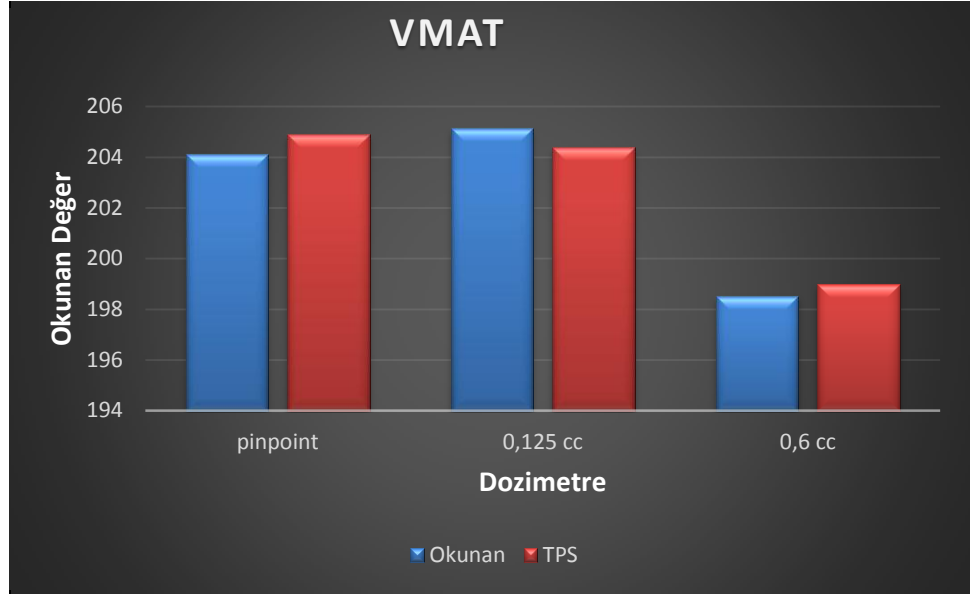
YART ve VMAT planlarının kalite güvencesi iyon odası tekniği kullanılarak test edilmiştir. 3 farklı iyon odası yerleştirilen katı fantomu planlanan YART değerleri ile ışınlanmış elektrometreden okunan değerler ve planlama sisteminde iyon odasının DHG eğrisinden elde edilen ortalama doz (D_{ort}) değerleri Çizelge-4.6’de görülmektedir. YART planlarının kurulum (set-up) hatası olmadan güvenle uygulanabilmesi için bu değerler arasındaki fark $\pm$ % 3 içinde olmalıdır.

Çizelge 4.6. TPS’den gelen ve ölçülen eş merkez doz oranı.

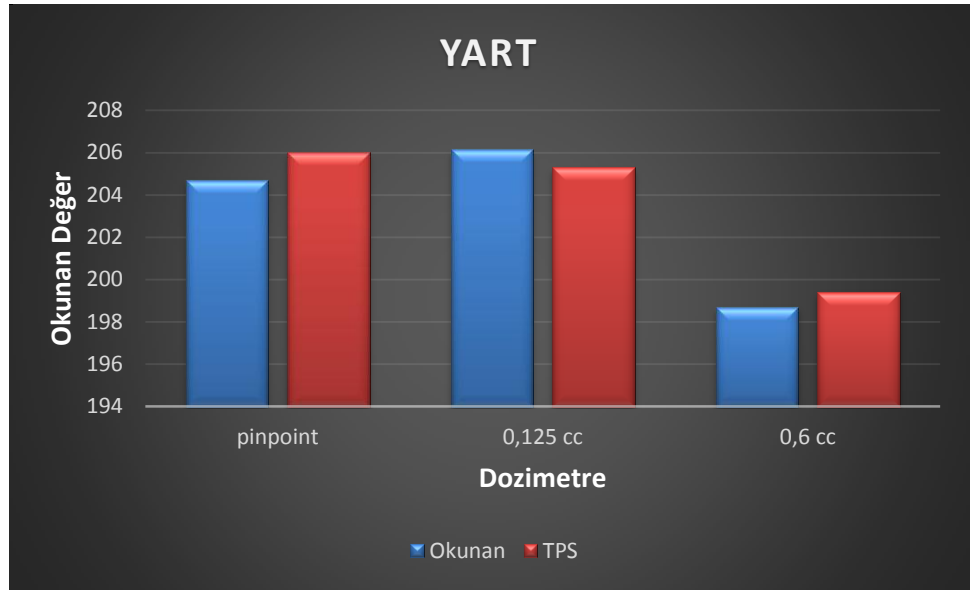
İYON ODASI ÖLÇÜMLERİ						
İyon odası	Elektrometreden okunan değer (cGy)		DHG D_{ORT} (cGy)		*	
	VMAT	YART	VMAT	YART	VMAT	YART
Pinpoint	204.13	204.7	204.9	206.0	0.37	0.63
0.125 cc	205.15	206.15	204.4	205.3	0.36	0.41
0.6 cc	198.52	198.7	199.0	199.4	0.24	0.35
Ortalama	202.6	203.18	202.77	203.57	0.084	0.19

*((teorik-deneyisel)/teorik) x100

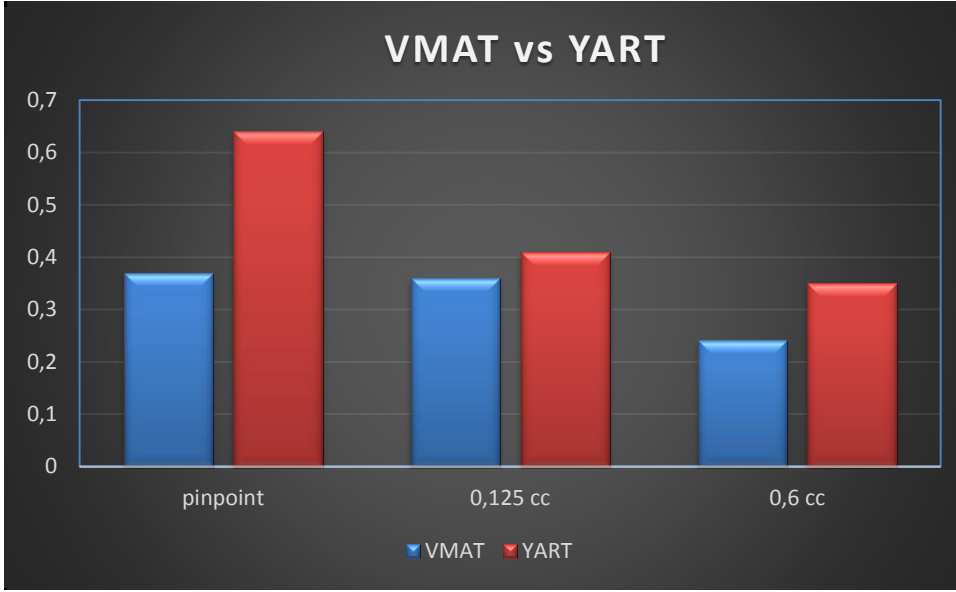
YART ve VMAT kalite kontrol planları için merkez ekseninin 5 cm derinliğinde pinpoint, semiflex ve farmer iyon odaları ile ölçülen dozlarla, planlamada hesaplanan dozlar arasındaki farklar Şekil 4.2.1 ve 4.2.2’de, okunan ve hesaplanan değerler arasındaki yüzde farklar ise 4.2.3’ de gösterilmiştir.



Şekil 4.2.1. VMAT tekniği farklı iyon odaları için okunan ve hesaplanan değerler.



Şekil 4.2.2. YART tekniği farklı iyon odaları için okunan ve hesaplanan değerler.



Şekil 4.2.3. VMAT ve YART tekniği okunan ve hesaplanan değerlerler arası farklılıklar.

İyon odası ölçümlerini TPS'den gelen verilerle karşılaştırıldığında minimum farkın 0.24 %, maksimum farkın 0.64 % olduğu görülmektedir. İyon odaları ile yapılan ölçümlerde alınan sonuçların tamamı ± 5 % farkın içerisinde bulunmuştur.

5. TARTIŞMA

Yoğunluk ayarlı radyoterapi ve hacimsel ayarlı ark terapi tedavi yöntemlerindeki esas amaç kritik organların tedavi sırasında alacağı dozu minimum seviyede tutarken, hedef hacmin alması gereken ve reçetelendirilen dozu maksimum ve homojen olarak verebilmektir. Tedavinin başarıya ulaşabilmesi için dozun doğru bir şekilde hastaya verilmesi gerekmektedir. YART ve VMAT teknikleri hastaya özgü tedavi yöntemleri olduğundan dolayı tedavi planları ve iletim teknikleri oldukça karmaşıktır. Bu sebeple tedavi öncesi hastaya özgü planın doğruluğunun kontrolü oldukça büyük bir önem arz etmektedir. Tedavinin doğru bir şekilde hastaya aktarıldığını kontrol edebilmek için ise çeşitli dozimetrik yöntemler vardır. Bu yöntem nokta-doz doğrulama işlemi olarak bilinir ve tedavi öncesi olası hataları düzeltmek için yapılır (Perez ve ark., 2008). Bu amaç doğrultusunda YART ve VMAT tedavi teknikleri kalite kontrolü farklı yöntem ve ölçüm araçlarıyla yapılmıştır.

Çalışmamızda VMAT tekniği planlamadan gelen kalite kontrol planları, ölçümlerden gelen dozlarla kıyaslandığında ortalama farklar; 0.6 cc iyon odası için 0.24 %, 0.125 cc iyon odası için 0.36 %, 0.015 cc iyon odası için 0.39 % olarak bulunmuştur.

YART tekniğinde ise planlamadan gelen kalite kontrol planları, ölçümlerden gelen dozlarla kıyaslandığında farklar; 0.6 cc iyon odası için 0.35 %, 0.125 cc iyon odası için 0.41 %, 0.015 cc iyon odası için 0.64 % olarak bulunmuştur.

Rapidarc Terapi cihazının kullanıldığı Syam Kumar ve ark., yaptıkları çalışmada, 5 değişik hacme sahip iyon odası kullanmışlar ve 15 hastanın YART-kalite kontrol planlarında merkez ekseninde nokta-doz kontrolü gerçekleştirmişlerdir. Yapılan bu çalışmada 0.007 cc mikro, 0.015 cc Pinpoint, 0.125 cc Semiflex, 0.6 cc Farmer tipi iyon odaları ve 2D-Array kullanılmıştır. 0.6 cc iyon odası ile ölçülen ve hesaplanan değerler arasındaki ortalama farkı % 1.57 bulmuşlardır. Semiflex için bu değer 1.49 % ve mikro iyon odasında dört hastanın haricinde 2 %' den küçük olarak bulunmuştur. Yaptığımız çalışmada ise Farmer tipi iyon odası için ölçülen ve hesaplanan değerlerin arasındaki ortalama fark 0.24 %, Semiflex iyon odası için 0.36 % ve Pinpoint iyon odası için ise 0.39 % olarak bulunmuştur. Literatürde, Farmer ve Semiflex iyon odaları ile alınan sonuçlar birbirlerine oldukça yakın olmalarına rağmen Semiflex iyon odasıyla alınan

sonuçlar TPS'den gelen değerlere daha yakın çıkmıştır. Çalışmamızda ise 0.6cc iyon odası ile ölçülen değerlerin, hesaplanan değerlere daha yakın olduğu gözlenmiştir. Daha iyi sonuçları elde etmemizin sebepleri; küçük alan içermeyen segmentler ve MU'ların düşük verilmemesidir. Yaptığımız bu çalışmada, ölçülen ile hesaplanan doz değerleri arasındaki fark en fazla Pinpoint iyon odasıyla alınan ölçümlerde gözlenmiştir. Aynı şekilde literatürde de ortalama farkın en fazla olduğu ölçümler en küçük hacme sahip iyon odalarıyla alınan ölçümlerde gözlenmiştir. Syam Kumar ve ark., ölçülen ile hesaplanan değerlerin arasındaki en fazla farkı mikro iyon odası ile alınan ölçümde 4.76 %, Semiflex'de 1.49 % ve Farmer'da 2.23 % olarak elde etmişlerdir. Ölçüm sonuçlarımızdan da görüldüğü üzere Semiflex ve Farmer iyon odalarından alınan maksimum farklar bile birbirlerine literatürdeki gibi bir hayli yakın çıkmıştır. Bununla birlikte Pinpoint iyon odasından gelen maksimum fark yine literatürde olduğu gibi en fazla çıkmıştır. Syam Kumar ve ark., yaptıkları çalışmada kullanılan beş farklı hacimli iyon odasıyla soğrulan doz ölçümlerinin tamamında ölçülen ve hesaplanan dozlar arasındaki farkların %5'in altında olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda kullanılan farklı hacme sahip üç iyon odasıyla alınan sonuçların hepsi her iki tedavi tekniği için %3'ün altında olduğu saptanmıştır. Syam Kumar ve ark., YART alanlarında, küçük yerine büyük segmentlerin tercih edildiği ve bu segmentlere yüksek MU iletimi sağlandığı durumlarda Farmer tipi iyon odasıyla sonuçların daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. 0.6cc iyon odasının kullanıldığı çalışmamızda da, TPS değerlerine en yakın sonucu aynı iyon odası vermiştir (Syam Kumar ve ark., 2012).

Leybovich ve ark., üç farklı hacimli iyon odası kullandıkları çalışmada mutlak dozu ölçmüşler ve ölçümlerinin sonucunda 0,6 cc iyon odasının kullanıldığı ölçüm değerleri ile hesaplanan değerler arasındaki farkın % 0.3'ten küçük, 0.125 cc iyon odasıyla ölçülen ile hesaplanan mutlak doz değerlerindeki farkın ise %1.5'tan küçük olduğunu göstermişlerdir. 0.009 cc gibi daha küçük iyon odasıysa planlamada hesaplanan değerden en farklı sonucun verdiğinin altını çizmişlerdir. Bunun sebebi ise hacim küçüldükçe duyarlılığın azalmasıdır. Leybovich ve ark., küçük hacme sahip iyon odaları için sızıntı faktörünün elektrometre ile ölçüm yapılırken hesaba katılmasının gerekliliğini belirtmişler ve sızıntı düzeltilmesi yapıldıktan sonra hesaplanan ve ölçülen doz değerlerinin birbirlerine daha yakın sonuçlar olduğunu gözlemlemişlerdir. YART tekniği

merkezi doz doğrulaması çalışmasında, 0.6 cc ve 0.125 cc iyon odalarıyla aldıkları sonuçların birbirine oldukça yakın olduğunu belirtmişlerdir (Leybovich ve ark., 2003).

Literatürde farklı hacimlerde iyon odalarını karşılaştırıp YART soğrulan doz tayini yapan pek çok araştırma bulunmaktadır. Bunlardan en dikkat çeken kıyaslama Leybovich ve ark., tarafından yapılan çalışmadır. Bu çalışmada, 0.6 cc iyon odasının 0.009 cc iyon odasına kıyasla 60 katı kadar daha duyarlı olduğu ve hacmi küçülen iyon odaları için alanın merkezinden uzaklaştıkça yanlardan gelen katkıyı alacak hassasiyetin azaldığını bildirilmiştir. Bu çalışmaya paralel şekilde Laub ve Wong, 0.0015 cc Pinpoint ve 0.125 cc Semiflex iyon odalarıyla gerçekleştirdikleri çalışmalarında, artan tedavi alanı ile iyon odalarının hacim-duyarlılık etkilerinin doğru orantılı bildirmişlerdir (Laub ve Wong, 2003).

Fraser ve ark., yaptıkları çalışmada üç farklı hacimli iyon odası kullanıldığı, dinamik YART yöntemi ile elli adet hastanın kalite kontrol planlarında nokta-doz ölçümleri gerçekleştirmişlerdir. Pinpoint, Farmer ve 0.13 cc iyon odalarının kullanıldığı bu çalışmada dinamik YART kalite kontrol planlarında Pinpoint için hesaplanan ile ölçülen nokta-doz değerleri arasındaki farkları 5.27 %, Farmer iyon odası için 3.5 %, 0.13 cc iyon odasında ise ortalama farkı 3.99 % olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda da TPS kalite kontrol planlarında hesaplanan ile ölçülen doz değerleri arasındaki farkı Farmer tipi iyon odasında en az, Pinpoint iyon odasında ise en fazla olduğu gözlenmiştir (Fraser ve ark.,2009).

Sarkar ve ark., yaptıkları çalışmada altmış hastaya ait YART kalite kontrol planlarında nokta-doz ölçümü gerçekleştirmişlerdir. 0 derece gantri ve masa açılarının baz alınarak oluşturulduğu YART kalite kontrol planları, 0.125 cc ve 0.6 cc iyon odalarının kullanıldığı evrensel fantomda ve 30x30x30 cm³ ebatında RW3 katı fantomunda ölçmüşlerdir. Bununla birlikte gerçek masa ve gantri açılarını esas alarak oluşturulan kalite kontrol planlarını da 0.6 cc iyon odasıyla RW3 katı fantomunda ölçmüşlerdir. 0 derece gantri-masa açılı planlarda, 0.6 cc iyon odasının su fantomunda kullanılarak yapılan ölçümde hesaplanan ile ölçülen doz sonuçları arasındaki farkın 1.35 % olduğunu bildirmişlerdir. Gerçek gantri-masa açılarında yapılan ölçümlerdeki bu fark 2.94 % olarak hesaplanmıştır. Evrensel fantomun kullanıldığı 0 derece masa-gantri açılarında hazırlanan kalite kontrol planlarının ölçümleri sonucunda farkın 3.38 % olduğunu bulmuşlardır. Aynı çalışmada 0 derece gantri-masa açısıyla hazırlanan kalite kontrol

planlarından gelen değerler ile su fantomu ve 0.6 cc iyon odasının kullanıldığı ölçüm değerleri arasındaki farkın ise en az olduğunu bildirmişlerdir. Uyguladıkları bu yöntemin diğer yöntemlere kıyasla daha iyi sonuçlar verdiğinin altını çizmişlerdir (Sarkar ve ark., 2010).

Hira'nın yaptığı VMAT ve YART tekniklerini dozimetrik olarak kıyasladığı çalışmada ise her iki tekniğin de sonuçlarının tatmin edici ve klinik olarak uygun olduğunu göstermiştir. PTV değerlendirilen doz, VMAT'ta ölçülen dozun tanımlanan doza YART'ta ölçülenden daha yakın olduğunu göstermiştir. Bu nedenle doz homojenliği VMAT'ta YART'tan daha iyi olduğunu göstermiştir. Uygunluk endeksi de VMAT planında biraz daha iyi durumdadır. PTV maksimum dozu YART planı için 81.2 Gy iken bu değer VMAT'ta 80.6 Gy dir. Benzer şekilde mesane için VMAT yine üstünlüğünü korumaktadır. Mesane için değerlendirilen tüm dozimetrik parametreler VMAT'ta daha az dalgalanma göstermiş ve sonuçlar birbiri ile YART'ta göre daha uyumlu çıkmıştır. V (70 Gy), V (50), V (30) hacimleri için YART değerleri sırasıyla 15.2, 28.4, 51.5 ve VMAT değerleri 13.6, 25.2, 48.9 sonuçları alınmıştır. Dolayısıyla mesanenin radyasyondan korunması VMAT tekniğinde daha iyidir. Ancak rektum sonuçları iki teknik içinde neredeyse aynıdır. Örneğin, YART, yüksek doz bölgesine (V 70 Gy) ve düşük doz bölge (V 30 Gy) de rektum koruyucu daha iyi, VMAT ise orta doz bölgesinde (V 50 Gy) daha üstündü. Çalışmamızda, PTV hacmine düşen maksimum doz sırası ile YART tekniği Pinpoint, 0.125cc ve 0.6cc için 8307.3, 8315.3, 8373.7 cGy, VMAT tekniği Pinpoint, 0.125cc ve 0.6cc için 8463.3, 8403.9, 8511.7 Gy dir. Mesane için maksimum dozlarda iki yöntem arasındaki fark en fazla % 1.87 olarak görülmüştür. Rektumda ise YART tekniği düşük ve yüksek dozlarda daha koruyucu bir yöntem olduğunu göstermiştir(Hira T., 2013).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

YART ve VMAT teknikleri ile yapılacak tedavilerde, istenilen başarıya ulaşılabilmek için mevcut cihazın mekanik kontrollerinin düzenli yapılması ve sürekliliğin sağlanması öncelikli işlemdir. Mekaniksel doğruluğun sağlanmadığı YART tedavi planlarının doğruluğunda da söz etmek mümkün değildir. TPS’de hazırlanan YART planlarının, farklı dozimetrik ölçüm metotları ile doğrulanması önemli ve zorunludur. Etkili bir tedavinin gerçekleşebilmesi için bu koşuldur.

Ölçülen ve hesaplanan sonuçlar arasındaki farkı en az Farmer tipi 0.6 cc iyon odası ile elde etmiş ve nokta-doz ölçümünde 0.6 ve 0.125 cc iyon odaları, pinpoint iyon odasından daha uygun ve etkili olduğu gözlenmiştir.

YART planları için alınan ölçümler VMAT planları için alınan ölçümlere göre TPS dozları ile karşılaştırıldığında düşük farkların olduğu görülmüştür. Her iki tedavi tekniği planlarının kalite kontrolünde iyon odası dedektörlerin kullanımının güvenilir olduğu tespit edilmiştir.

EPID ölçüm sonuçları hedef ve kritik organ dozlarının nasıl değiştiği hakkında bilgi vermezken sadece yeniden planlama yapılıp yapılmayacağı kararına yardımcı olur niteliktedir.

Mevcut parametrelerin (değişken gantri hızı, değişken fulence oranı, MLC şekilleri, MLC yönelimleri, tur sayısı gibi) değişken olması nedeniyle VMAT’ın hala tam bir doz dağılım hesabı yapılamamaktadır. Çalışma sonucunda elde edilen deneysel ve teorik verilerin VMAT’ın PTV ve riskli organlar üzerindeki doz dağılımının YART ile kıyaslandığında tanımlanan dozun daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Sonuç olarak tedavi planlamasında her iki tekniğinde birlikte kullanılması önerilebilir.

KAYNAKLAR DİZİNİ

- AAPM (American Association of Physicists in Medicine)**, 1999, AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Medical Physics, 26(9):1847– 1870 pp.
- Attix, F. H.**, 1986, Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. Wiley-VCH, first edition.
- Beierholm, A. R.**, 2011, Pulse-resolved Radiotherapy dosimetry using fiber-coupled organic scintillators, Denmark.
- Clifford Chao K.S.**, 2004, Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy, 2nd Edition (Eds: Clifford Chao K.S., Apisarnthanarax S., Özyiğit G.) Lippincott Williams & Wilkins, 4, 20, 25 pp.
- Dağlı A.**, Glioblastoma Multiform Tedavisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi ile Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması
- Fog, L. S., Rasmussen, J. F. B., Aznar, M., Kjar-Kristoffersen, F., Vogelius, I. R., Engelholm, S. A., and Bangsgaard, J. P.**, (2011), A closer look at RapidArc radiosurgery plans using very small fields. Physics in Medicine and Biology, 56(6):1853–1863 pp.
- Fraser D., Parker W., Seuntjens J.**, Characterization of cylindrical ionization chambers for patient specific IMRT QA. J Appl Clin Med Phys 2009;10(4):2923 p.
- Grosu A.L., Weber W.A., Astner S. et al.**, 2006, 11C-Methionine PET improves the target volume delineation of meningiomas treated with stereotactic fractionated radiotherapy. Int J Rad Oncol Biol Phys 66:339-344 pp. PMID:16765533
- Johns, H. E. and Cunningham, J. R.**, 1983, The physics of radiology, Thomas Books, fourth edition.

KAYNAKLAR DİZİNİ(devam)

- Hira, T.**, 2013, Dosimetric Comparison between the Intensity Modulated Radiation Therapy and Volumetric Modulated arc Therapy for Prostate Cancer- A Case Study, American Journal of Medical Case Reports, 2014, Vol. 2, No. 1, 1-3, Japan.
- Hogstrom, K.R., Mills, M.D., Meyer, J.A., Palta, J.R., Mellenberg, D.E., Meoz, R.T. ve diğerleri.**, 1984, Dosimetric evaluation of a pencil-beam algorithm for electrons employing a two-dimensional heterogeneity correction. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 10 (4), 561-569 pp.
- IAEA (International Atomic Energy Agency)**, 2000, IAEA Technical Report Series No. 398, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, International Atomic Energy Agency, Viana.
- IAEA (International Atomic Energy Agency)**, 2003, Standards and codes of practice in medical radiation dosimetry: Proceedings Series volume 2, International Atomic Energy Agency, Viana, 2003.
- IAEA (International Atomic Energy Agency)**, 2005, Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency, Viana.
- ICRP (International Commission on Radiological Protection)**, 2000, ICRP Publication 86: Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy. Annals of the ICRP, Viana, 30(3).
- ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurement)**, 1976, ICRU Report 24: Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy. International Commission on Radiation Units and Measurements, Viana
- ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurement)**, 1984, ICRU Report 37: Radiation dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV. International Commission on Radiation Units and Measurements, Viana

KAYNAKLAR DİZİNİ(devam)

- ICRU (International Commision on Radiation Units and Measurement),** 1999, ICRU Report 62: Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to Report 50). International Commission on Radiation Units and Measurements.
- Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group,** 2001, Intensity-Modulated Radiotherapy: Current Status And Issues Of Interest, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.;51, (4): 880-914 pp.
- Ionizing Radiation Products,** PTW FREIBURG, 2010.
- IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine),** 2010, IPEM Report 103, Small field MV photon dosimetry. Institute of Physics and Engineering in Medicine.
- Khan, F. M.,** 2003, The physics of radiation therapy, Lippincott Williams & Wilkins, third edition.
- Kirby, M.C., Williams, P.C.,** 1995, The use of an electronic portal imaging device for exit dosimetry and quality control measurements. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 31 (3), 593-603 pp.
- Laub, W. U. and Wong, T.,** 2003, The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. Medical Physics, 30(3):341–347 pp.
- Leybovich LB, Sethi A, Dogan N.** Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. Med Phys 2003;30(2):119-23 pp.
- Low, D.A., Harms, W.B., Mutic, S.,Purdy, J.A.,** 1998, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*, 25 (5), 656-661 pp.
- Matsumoto, Okumura, Asai, et al.,** 2008, Dosimetric Properties of an Amorphous Silicon Electric Portal Imaging Device for Verification of Dynamic IMRT. ASTRO Powerpoint Presentation. Retrieved from:http://astro2008.abstractsnet.com/handouts/501011_2008_ASTRO.ppt
- Otto, K.,** 2008, Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. Medical Physics, 35(1):310–317 pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ(devam)

- Perez CA, Brady LW, Halperin EC.,** 2008, Principles and practice of radiation oncology, 5th ed. Philadelphia, Williams & Wilkins.
- Podgorsak, E.B.,** 2010, Radiation physics for medical physicists. Springer, second edition.
- Podgorsak, E.B.,** 2005, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna, Austria: IAEA.
- Ranade, M.K., Lynch, B.D., Li, J.G.,Dempsey, J.F.,** 2006, A high-speed scintillation-based electronic portal imaging device to quantitatively characterize IMRT delivery. Medical Physics, 33 (1), 106-110 pp.
- Sarkar B., Ghosh B., Sriramprasath, Mahendramohan S., Basu A., Goswami J.,** Optimized point dose measurement for monitor unit verification in intensity modulated radiation therapy using 6 MV photons by three different methodologies with different detectorphantom combinations: A comparative study. J MedPhys 2010;35(3):144-50 p.
- Syam Kumar SA, Sukumar P, Sriram P, Rajasekaran D, Aketi S, Vivekanandan N.,** A patient-specific quality assurance study on absolute dose verification using ionization chambers of different volumes in RapidArc treatments. Med Dosim 2012;37(4):436-41 p.
- Van Dyk, J., Barnett, R.B., Cygler, J.E.,Shragge, P.C.,** 1993, Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 26 (2), 261-273 pp.
- van Elmpt, W., McDermott, L., Nijstena, S., Wendling, M., Lambina, P., and Mijnheer, B.,** 2008, A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. Radiotherapy and Oncology, 88(3):289–309 pp.
- Vassiliev, N. O., Titt, U., P’onisich, F., Kry, S. F., Mohan, R., Gillin, M. T.,** 2006, Dosimetric properties of photon beams from a flattening filter free clinical accelerator. Physics in Medicine and Biology, 51(7): 1907– 1917 pp.
- Vieira, S.C., Bolt, R.A., Dirkx, M.L., Visser, A.G.,Heijmen, B.J.,** 2006, Fast, daily linac verification for segmented IMRT using electronic portal imaging. Radiotherapy and Oncology: Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, 80 (1), 86-92 pp.

Yedekçi, F.Y., 2013 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniğinde İn Vivo Dozimetri İçin Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi ve Diyot Dedektörlerin Kullanılması

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Tayfun IŞIK
Doğum Yeri ve Tarihi : İstanbul 09/03/1988
Yabancı Dili : İngilizce
İletişim (Telefon/e-posta) : tayfun.isik@hotmail.com

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Avcılar 50. Yıl İnsa Lisesi
Lisans : Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliği
Yüksek Lisans : Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl :

Yayınları (SCI ve diğer) :

Diğer konular