

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

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ (YART) TEKNİĞİNDE  
İN VİVO DOZİMETRİ İÇİN ELEKTRONİK PORTAL  
GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİ (EPID) VE DİYOT DEDEKTÖRLERİN  
KULLANILMASI**

**Fazlı Yağız YEDEKÇİ**

**Radyoterapi Fiziği Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA  
2013**



T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ (YART) TEKNİĞİNDE  
İN VİVO DOZİMETRİ İÇİN ELEKTRONİK PORTAL  
GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİ (EPID) VE DİYOT DEDEKTÖRLERİN  
KULLANILMASI**

**Fazlı Yağız YEDEKÇİ**

**Radyoterapi Fiziği Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Danışman: Prof. Dr. Fadıl AKYOL  
İkinci Danışman: Yrd. Doç. Dr. Mete YEĞİNER**

**ANKARA**

**2013**

Anabilim Dalı : Klinik Onkoloji  
 Program : Radyoterapi Fizigi  
 Tez Başlığı : Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniğinde In Vivo Dozimetri için Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi(EPID) ve Diyot Dedektörlerin Kullanılması  
 Öğrenci Adı-Soyadı : Fazlı Yağız YEDEKÇİ  
 Savunma Sınavı Tarihi : 05.09.2013

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı ve Tez Danışmanı: Prof. Dr. H. Fadıl AKYOL  
 Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi  
 Üye: Prof. Dr. Faruk ZORLU  
 Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi  
 Üye: Prof. Dr. Mustafa CENGİZ  
 Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi  
 Üye: Prof. Dr. Gökhan ÖZYİĞİT  
 Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi  
 Üye: Doç.Dr. Cemil KOCAR  
 Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği

#### ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

  
 Prof. Dr. Ersin FADILIOĞLU  
 Müdür

## TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılardan dolayı danışmanım Hacettepe Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Fadıl Akyol'a ve yardımcı eş danışmanım Yrd. Doç. Dr. Mete Yeğiner'e ,

Tez çalışmam sırasında göstermiş oldukları anlayıştan dolayı Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Murat GÜRKAYNAK'a ve Anabilim Dalımızdaki görevli değerli hocalarım Prof. Dr. Ferah YILDIZ, Prof. Dr. Gökhan ÖZYİĞİT, Prof. Dr. Mustafa CENGİZ, Prof. Dr. Faruk ZORLU, Yrd. Doç. Dr. Pervin HÜR MÜZ, Yrd. Doç. Dr. Melis GÜLTEKİN ve Yrd. Doç. Dr. Gözde YAZICI' ya,

Tez ölçümlerim esnasında yardımlarını esirgemeyen arkadaşım Hüseyin Kıvanç'a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgilerini esirgemeyen arkadaşlarım Demet Yıldız'a, Abdülmecit Canbolat , Talip Yolcu, Fatih Biltekin, Gözde Düğel, Bülent Ünlü ve Mehmet Ertuğrul Ertürk' e,

Yüksek lisansımı Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Bölümünde yapmam konusunda beni teşvik eden Ali Doğan'a,

Hacettepe Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bir ekip olarak zevkle çalıştığım tüm doktor, tekniker ve hemşirelere,

Tez yazımı sırasında yardımlarını esirgemeyen arkadaşım Buşra Çiftci'ye,

Hayatımın her aşamasında beni destekleyen ve yanımda olan aileme, arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

**YEDEKÇİ, F.Y. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniğinde İn Vivo Dozimetri İçin Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi ve Diyot Dedektörlerin Kullanılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziki Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara 2013.** Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) üç boyutlu konformal radyoterapi tekniklerinin gelişmiş bir yöntemidir. YART tekniğinde hastaya özgü kalite kontrolleri çok önemlidir. Sıklıkla bu kontroller tedavi öncesi yapılmaktadır. Ancak tedavi sırasında hasta anatomisinde kiloya ya da ödeme bağlı değişiklikler görülebilmektedir. Tedavi öncesi yapılan kalite kontrolleri bu noktada yetersiz kalmakta ve in-vivo ölçümlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada diyot dedektörlerin ve elektronik portal görüntüleme sisteminin (EPID) YART planlarının in-vivo dozimetrisinde kullanılabilirliği araştırılmıştır. Diyot ölçümleri için daha önceden tedaviye girmiş 10 baş boyun hastasının tedavi planları seçilmiştir. Dinamik YART tekniğiyle yapılmış bu planlar aynı zamanda statik YART planlarına da dönüştürülmüştür. Elde edilen 20 YART planı evrensel fantom üzerine tek tek taşınarak diyot ve iyon odaları ile ölçümler alınmıştır. Alınan ölçümler tedavi planlama sisteminden (TPS) elde edilen dozlar ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlarımız diyot dedektörlerin hem statik hem de dinamik YART planlamaları için in-vivo dozimetride kullanılabilirliğini göstermektedir. Hasta anatomisine daha yakın bir yapısı olan Alderson Rando® fantom üzerinde de test edilen diyot ölçümleri diyotların YART planları için in-vivo dozimetride kullanılabilirliğini göstermektedir. Fakat ölçüm tecrübemize dayanarak diyotların hasta ya da Rando® fantom üzerindeki pozisyonlamasının dikkatli yapılması gerektiğini önermekteyiz.

EPID ile tedavinin 1, 15, ve 33. günü alınan geçen radyasyon ölçümleri gama analizi yöntemi ile karşılaştırılmıştır. 1 ve 33. gün alınan ölçümlerin gama analizi sonucu elde edilen hatanın 1 ve 15. gün alınan ölçümler arasında yapılan analize göre daha fazla olduğu görülmüştür. Gama analizinde artan bu hata ile hastaların kilo kayıpları ve boyun çevresindeki incelmeler arasında bir ilişki olduğu tespit edilmiştir. Sonuçlarımız YART planlarında fraksiyonlar arasında oluşabilecek hataların algılanması açısından EPID' in in-vivo ölçümlerde kullanılabilirliğini göstermektedir. Çalışmamızda iş yükü açısından 15 günde bir alınan EPID ölçümlerinin hataların zamanında algılanması açısından 5 günde bir alınmasını önermekteyiz.

**Anahtar kelimeler:** YART kalite kontrolü, İn-vivo dozimetri, EPID, Diyot

## ABSTRACT

**YEDEKÇİ, F.Y. Investigating electronic portal imaging system and diode detectors for in-vivo dosimetry in intensity modulated radiation therapy. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Msc. Thesis in Radiotherapy Physics Program, Ankara, 2013.** Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) is an advanced method of three-dimensional conformal radiotherapy techniques. Patient-specific quality assurances are very important for IMRT technic. These assurances are often performed pre-treatment. However, the anatomy of the patient can be change during the treatment related to weight loss or edema. Thus, pre-treatment quality assurance are inadequate at this point and in-vivo measurements are required. In this study, diode detectors and electronic portal imaging system (EPID) were investigated for in-vivo dosimetry in IMRT. 10 treated head and neck patients' IMRT plans have been selected for the diode measurements. At the same time, all these 10 dynamics IMRT plans were transformed into the static IMRT so we obtained 20 IMRT plans. In the next step, 20 IMRT plans moved on universal phantom individually and recalculated. Then we have measured the doses with diodes and ion chambers. The diode and ion chamber measurements have been compared with the doses that achieved from treatment planning system (TPS). The results showed that diodes can be used for in-vivo dosimetry in static and dinamic IMRT. Also, diode measurements have been tested on Alderson Rando® phantom which has a closer stucture with human anatomy. These measurements are compatible with universal phantom measurements. However, based on our experience, we suggest that the location of the diodes must be done carefully on patient or Rando ® phantom due to the dose gradients.

In this study EPID was used to measure transmitted radiation. The transmitted radiation have been measured on 1, 15, and 33th fraction and analyzed with each other using gamma method. As a result of gamma analysis it has been seen that there is a relationship between the gamma result and the patient's weight loss and thinning of the patient neck. Results showed that EPID can be used to detect the errors between fractions for IMRT. In our study we have mesured the transmitted doses in terms of workload in every 15 days but we suggest that measuring the doses in every 5 days to detect the errors on time.

**Key words:** IMRT quality assurance, in-vivo dosimetry, EPID, Diodes

## İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI .....	iii
TEŞEKKÜR .....	iv
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
ŞEKİLLER .....	ix
TABLolar .....	xi
KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Radyoterapi .....	3
2.1.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi .....	3
2.2. İn-vivo Dozimetri .....	5
2.2.1. İn-vivo Dozimetride Diyot Detektörlerin Kullanımı.....	5
2.3. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı .....	7
2.4. Gama Analizi .....	11
2. GEREÇ VE YÖNTEM .....	16
3.1. Araç ve Gereçler.....	16
3.1.1. Varian Marka C Serisi Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	17
3.1.2. Varian Marka Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı.....	18
3.1.3. Scanditronik Wellhöfer Diyot İn-vivo Dozimetri Sistemi.....	19
3.1.4. Alderson Rando® Fantom .....	19
3.1.5. GE BrightSpeed™ Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	21
3.1.6. Eclipse™ Planlama Sistemi .....	22
3.1.7. PTW RW-3 Katı Su Fantomu.....	23
3.1.8. PTW Unidos Elektrometre .....	23
3.1.9. PTW 30013 0,6 cc Farmer Tipi Silindirik İyon Odası .....	24
3.1.10. PTW Evrensel YART Fantomu .....	26



3.1.11. Varian Portal Dosimetri Yazılımı .....	26
3.2. YÖNTEM .....	27
3.2.1. Tedavi Planlamaları .....	28
3.2.2. Diyot Dedektörlerin Kalibrasyonu .....	31
3.2.3. Diyot Ölçümlerinin Alınması.....	33
3.2.3.1. Evrensel Fantom Ölçümleri.....	33
3.2.3.2. Alderson Rando® Fantom Ölçümleri .....	35
3.2.4. EPID Ölçümleri .....	36
3.2.4.1. EPID Ölçümlerinin Analizi .....	39
4. BULGULAR.....	41
4.1. Diyot Ölçümleri .....	41
4.1.1. Evrensel Fantomda Diyot Ölçümleri .....	41
4.1.2. Alderson Rando® Fantom Ölçüm Sonuçları .....	47
4.2. EPID Ölçümleri .....	49
5. TARTIŞMA.....	54
6. SONUÇ VE ÖNERİLER .....	59
7. KAYNAKLAR.....	61
8.Ekler.....	
Ek1. Etik Kurul İzni.....	65

## ŞEKİLLER

Şekil 2.1 Çok Yapraklı kolimatör sistemi .....	4
Şekil 2.2 İyonizan radyasyonun diyotlar üzerindeki etki mekanizması .....	7
Şekil 2.3 İlk EPID sisteminin şematik gösterimi.....	8
Şekil 2.4 Yeni jenerasyon EPID sisteminin şematik gösterimi.....	9
Şekil 2.5 Wouter Elmpt'in literatür derlemesinde EPID çalışmalarının yıllara göre artışı .....	10
Şekil 2.6 Wouter Elmpt'in literatür derlemesinde EPID çalışmalarını gruplaması .....	10
Şekil 2.7 Gama analizinin şematik gösterimi.....	12
Şekil 2.8 Referans ve değerlendirilen doz dağılımı. ....	12
Şekil 2.9 $\gamma$ değerinin hesaplanması.....	13
Şekil 2.10 Gama analizinde ölçülen doz ile beklenen dozun karşılaştırılması .....	15
Şekil 3.1 Varian Clinac tedavi cihazı .....	17
Şekil 3.2 Varian marka EPID sistemi .....	18
Şekil 3.3 Scanditronik Wellhöfer marka diyot in-vivo dozimetri sistemi .....	19
Şekil 3.4 Alderson Rando Fantom .....	20
Şekil 3.5 GE Marka BrightSpeed Serisi BT Simülatör.....	21
Şekil 3.6 Eclipse tedavi planlama sistemi planlama penceresi .....	22
Şekil 3.7 PTW RW-3 Katı Su Fantomu .....	23
Şekil 3.8 PTW-Unidos Elektrometre.....	24
Şekil 3.9 PTW 30013 0,6 cc Farmer Tipi Silindirik İyon Odası .....	25
Şekil 3.10 PTW Evrensel YART kalite kontrol fantomu.....	26
Şekil 3.2.1 Çalışmada izlenen yöntem .....	28
Şekil 3.2.2 Tedavi planlarında gantri açılarını gösteren bir görüntü .....	29
Şekil 3.2.3 Kalibrasyon Koşullarının InviDos® programında oluşturulması. ....	32
Şekil 3.2.4 Kalibrasyon Tablosu.....	32
Şekil 3.2.5 Diyot kalibrasyon geometrisi .....	33
Şekil 3.2.6 Evrensel fantom üzerine taşınan bir planın görüntüsü. ....	34
Şekil 3.2.7 Klasik tedavi takvimlerinin oluşturulduğu RT Chart bölümü.....	37
Şekil 3.2.8 Görüntü ekleme bölümünün aktif hale getirilmesi.....	37

Şekil 3.2.9 Eklenecek görüntü türünün belirlenmesi .....	38
Şekil 3.2.10 Görüntülerin istenilen güne eklenmesi .....	38
Şekil 3.2.11 Çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması	40
Şekil 3.2.12 Çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritaları .....	40
Şekil 4.1 Diyot ölçümlerinin dinamik YART planları için TPS'den alınan değerlere göre yüzde farkları ve görülme sıklıklarını gösteren histogram .....	42
Şekil 4.2 İyon odası ölçümlerinin dinamik YART planları için TPS'den alınan değerlere göre yüzde farkları ve görülme sıklıklarını gösteren histogram .....	43
Şekil 4.3 Diyot ölçümlerinin dinamik YART planları için TPS'den alınan değerlere göre yüzde farkları ve görülme sıklıklarını gösteren histogram .....	45
Şekil 4.4 İyon odası ölçümlerinin statik YART planları için TPS'den alınan değerlere göre yüzde farkları ve görülme sıklıklarını gösteren histogram .....	46
Şekil 4.5 1.-15. fraksiyonlar arasındaki farkların 1.-33. fraksiyonlar arasındaki farklar ile karşılaştırılması.....	50
Şekil 4.6 Farkların gantri açısına göre değişimin incelenmesi .....	51
Şekil 4.7 Boyundaki incelmeye göre yüzde farkların incelenmesi.....	52
Şekil 4.8 Kilo kayıplarına göre farkların incelenmesi.....	53
Şekil 4.9 Hasta8 için planlama BT'si ile 15.gün çekilen BT'nin fizyon görüntüsü.....	53

## TABLOLAR

Tablo 1. PTW 30013 0,6 cm <sup>3</sup> lük Farmer Tipi Silindirik İyon Odası teknik özellikleri .....	25
Tablo 2. Planlama sırasında dikkat edilen kritik organ dozları (26).....	30
Tablo 3. Kalibrasyon Koşulları .....	31
Tablo 4. Dinamik YART planları için evrensel fantom üzerinde ölçülen ve hesaplanan doz değerleri.....	41
Tablo 5. Statik YART planları için Evrensel Fantom üzerinde ölçülen ve hesaplanan doz değerleri.....	44
Tablo 6. Dinamik YART planı için Alderson Rando® Fantomda alınan diyot ölçümleri.....	48
Tablo 7. Statik YART planı için Alderson Rando® Fantomda alınan diyot ölçümleri.....	48
Tablo 8. Gama analizi sonuçları.....	49

## KISALTMALAR

3BKRT	: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
AAA	: Anizotropik Analitik Algoritma
AAPM	: <i>American Association of Physicists in Medicine</i>
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
ÇYK	: Çok yapraklı Kolimatör
DRR	: <i>Digital Reconstruction Radiograph</i>
EPID	: Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı
HPV	: Human Papillomavirus
KCM	: Kaynak Cilt Mesafesi
MU	: Monitör Unit
PBC	: <i>Pencil Beam Convolution</i>
PTV	: Planlanan Hedef Hacim
SAD	: Kaynak Eksen Mesafesi
TLD	: Termolüminesans Dozimetri
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
UM	: Uyum Mesafesi
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

## 1. GİRİŞ

Radyoterapide temel amaç tümöre reçetelendirilen doz verilirken normal dokuları olabildiğince korumaktır. Son yıllarda gelişen teknoloji ile birlikte tedavi cihazları, görüntüleme sistemleri ve bilgisayar sistemleri bu amaca yönelik geliştirilmiştir. Bu gelişmeler reçetelendirilen dozun arttırılmasına olanak sağlarken karmaşık tedavi yöntemlerinin de doğmasına neden olmuştur. Bu sebeple radyoterapide kalite kontrol giderek önem kazanmaktadır. Rutin kalite kontrollerin yanısıra hastaya özgü kalite kontrollere de ihtiyaç duyulmaya başlanmıştır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) uygulanacak hastalarda kişiye özgü kalite kontrolleri sıklıkla tedavi öncesi yapılmaktadır. Ancak tedavi sırasında hasta anatomisinde kiloya ya da ödeme bağlı değişiklikler görülebilmektedir (1) . Bahsedilen değişiklikler tedavi kalitesini etkileyebilecek düzeyde olabilmektedir. Tedavi öncesi yapılan kalite kontrolleri bu noktada yetersiz kalmakta ve in-vivo ölçümlere ihtiyaç duyulmaktadır.

İn-vivo dozimetride kullanılmak üzere iyon odaları, film dozimetrisi, termolüminesans dozimetri (TLD) ve yarı iletken dedektörler gibi çeşitli ölçüm teknikleri geliştirilmiştir. En sık kullanılan in-vivo dozimetri teknikleri TLD ve diyotlardır. TLD ile anlık doz ölçümü yapılamamaktadır ve doz değerinin belirlenmesi için süre gerekmektedir. Diyotlar ise son yıllarda in-vivo dozimetride oldukça yaygın olarak kullanılan araçlar haline gelmiştir. Tedavi kalite kontrolündeki lineer doz hızı cevabının yanı sıra, yüksek radyasyon duyarlılığı, kolay uygulanabilirliği, küçük boyutlara sahip oluşu, mekanik sağlamlığı ve en önemlisi anlık ölçüm sağlaması diyot kullanımının en önemli avantajlarıdır. Fakat *American Association of Physicists in Medicine (AAPM)* raporuna göre YART tedavilerinin in-vivo dozimetresinde diyot dedektörlerin güvenle kullanılabilmesi için bu alandaki çalışmaların artması gerektiğini belirtilmektedir (2) . Çalışmamızın birinci kısmında statik ve dinamik YART planları için diyot dedektörlerin kullanılabilirliği araştırılmıştır.

Elektronik portal görüntüleme cihazının (EPID) in-vivo dozimetrede kullanımı ile ilgili çalışmalar da son yıllarda giderek artmaktadır (3) . Anlık ve iki boyutlu doz bilgisi vermesi diğer dozimetrik malzemelere göre en büyük avantajlarıdır. Çalışmamızın ikinci kısmında ise EPID ile geçen radyasyon ölçümleri alınarak, EPID'in in-vivo dozimetrede kullanılabilirliği ve hasta anatomisindeki değişimlerle tedavi kalitesi arasındaki ilişki irdelenmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Radyoterapi

Radyasyon, enerjinin madde içinde veya boşlukta yayılımı ve soğrulmasını ifade etmektedir. İyonlaştırıcı radyasyon ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. İyonlaştırıcı radyasyon etkileştiği maddedeki atomun yörünge elektronlarını kopararak iyonizasyona neden olabilecek enerjiye sahip radyasyon türüdür. Bu enerji fotonlar aracılığıyla ya da parçacıklar aracılığıyla taşınabilmektedir. Fotonlar yüksüz ve kütesiz enerji paketleridir. Deneyle hem parçacık hem de dalga özelliklerine sahip oldukları gösterilmiştir. Örneğin Compton olayı parçacık özelliğini ortaya koyarken, kırınım olayı fotonların dalga özelliklerini ortaya koymaktadır. Radyoterapide en sık kullanılan parçacık formundaki iyonlaştırıcı radyasyonlar ise elektron, proton ve nötronlardır. Radyoterapi, iyonlaştırıcı radyasyonun tedavi amaçlı kullanılmasıdır.

Radyasyon tedavisinin klinik olarak uygulanmasında başlıca üç yöntem bulunmaktadır: teleterapi, brakiterapi, radyoaktif izotop tedavisi.

Genellikle eksternal radyoterapi olarak da tanımlanan teleterapi radyasyonun vücut dışında yer alan bir kaynaktan uygulanmasını içermektedir. Bu yöntem en sık kullanılan radyoterapi şeklidir. X ışını jeneratörü, Kobalt-60 ve lineer hızlandırıcı cihazları eksternal radyoterapide kullanılan cihazlardır.

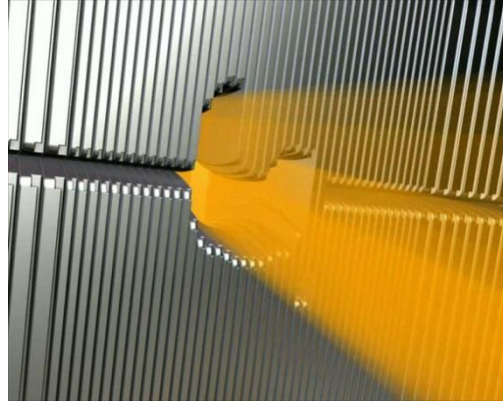
Eksternal radyoterapide önceleri konvansiyonel teknikler kullanılmaktayken gelişen teknoloji ile birlikte üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve 3BKRT'nin özel bir formu olan YART teknikleri yaygın olarak kullanılmaktadır.

#### 2.1.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, uniform olmayan radyasyon demetlerinin kullanıldığı tedavi yöntemidir. Genellikle doz planlamaları bilgisayar tabanlı optimizasyonlar ile yapılmaktadır (4) . Uniform olmayan demetler hem normal



dokuların korunmasında hem de hasta vücudundaki geometrik düzensizliklerin oluşturduğu dezavantajları herhangi bir demet düzenleyiciye (örn. kama filtre, koruma bloğu) gerek duymaksızın ortadan kaldırmakta etkilidir. Temelde statik ve dinamik YART olmak üzere iki farklı YART tekniği uygulanmaktadır.



**Şekil 2.1.** Çok yapraklı kolimatör sistemi

Statik YART tekniği genellikle “*step and shot*” ismiyle anılmaktadır ve uniform olmayan radyasyon demetleri segmentler halinde çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) hareketsizken oluşturulmaktadır.

Dinamik YART tekniği “*sliding window*” ismiyle anılmaktadır ve uniform olmayan radyasyon demetleri statik YART tekniğinin aksine ÇYK sistemi (Şekil 2.1) hareket ederken oluşturulmaktadır.

YART planlamaları yapılırken sıklıkla ters planlama yöntemi kullanılmaktadır. Ters planlama yönteminde hedef hacimlerin ve kritik organların dozları önceden belirlenmektedir. Tedavi planlama sistemi (TPS) belirlenmiş dozlara en yakın sonucu üretecek şekilde optimizasyon yapmaktadır.

## 2.2. İn-vivo Dozimetri

İn-vivo latince bir kelime olup “canlı içinde” anlamına gelmektedir. Radyoterapi de ise “tedavi sırasında verilen dozun hasta üzerinde ölçülmesi” anlamında kullanılmaktadır (5) .

İn-vivo dozimetride kullanılmak üzere diyotlar, termolimünesans dozimetri (TLD), kimyasal dozimetri sistemleri, film dozimetreler, iyon odaları ve elektronik portal görüntüleme ve dozimetri sistemleri geliştirilmiştir(2) . Bütün bu sistemlerin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Bu avantaj ve dezavantajları bilmek ve bu doğrultuda amaca uygun dozimetrik malzeme seçmek oldukça önemlidir.

### 2.2.1. İn-vivo Dozimetride Diyot Detektörlerin Kullanımı

30 yılı aşkın bir süredir silikon yarı iletken diyot dedektörler radyoterapide kullanılmaktadır (2) . Küçük hacimli olmaları, mekanik olarak sağlamlıkları ve gerçek zamanlı okuma özellikleri diyotları radyoterapide in-vivo dozimetri için cazip kılmaktadır. Ancak diyotların yön, enerji, alan boyutu, sıcaklık, doz hızı ve kaynak cilt mesafesi (KCM) bağımlılıkları söz konusudur. Diyotları rutin olarak radyoterapide kullanmaya başlamadan önce bazı kalibrasyon işlemlerinin yapılması, tedavi parametrelerine göre ölçümler alınarak kullanıma hazır hale getirilmesi gerekmektedir. Ayrıca zamanla duyarlılıkları azaldığından periyodik olarak bu kalibrasyon işlemleri tekrarlanmalıdır.

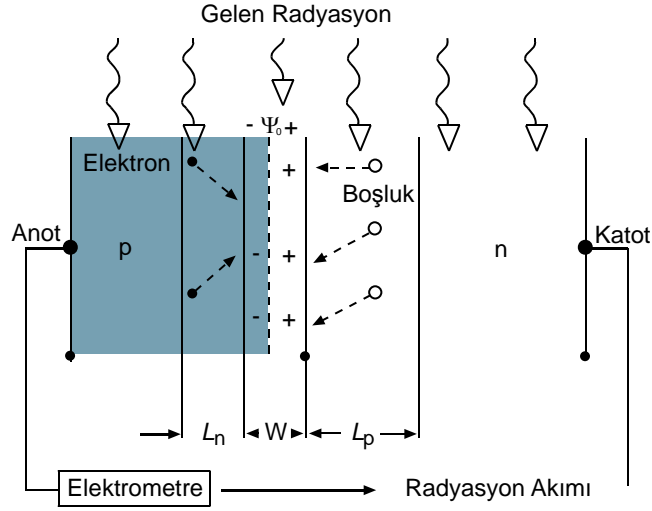
Diyotların radyoterapide kullanımları oldukça pratiktir. Giriş dozu ölçümlerinde hastanın yüzeyine yerleştirilmektedirler. Diyot üzerinden geçen dozun oluşturduğu akım elektrometreye iletilmektedir ve bir bilgisayar aracılığı ile elektrometreden gelen akıma göre dozun miktarı belirlenmektedir. Bu doz maksimum doz derinliğinde elde edilen dozdur. Gerekli hesaplamalarla istenilen derinlikteki doz değeri elde edilebilmektedir.

Diyot dedektörlerin temeli yarı iletken silikon teknolojisine yani pn eklemine dayanmaktadır. N-tipi silikonlarda beş değerlikli elementle (örn.fosfor) katkılanarak safsızlık oluşturulmaktadır. Bu safsızlıklar “donör” olarak adlandırılmaktadır. Her donör silikona bir serbest elektron katkısında

bulunmaktadır. Bu sebeple n-tipi silikonda temel taşıyıcılar elektronlardır. P-tipi silikonlarda ise 3 değerlikli bir element (örn.boron) ile katkılanarak safsızlık oluşturulmaktadır. Bu safsızlıklar “akseptör (kabul edici)” olarak adlandırılmaktadır. Her akseptör bir elektron yakalar ve ortamda pozitif yük taşıyıcıları yani “boşluklar” oluşmaktadır. Bu boşluklar p-tipi yarı iletkenlerde temel yük taşıyıcılarıdır.

N-tipi bir diyot, n-tipi silikon sınırı akseptör ile katkılanarak oluşturulmaktadır. P-tipi bir diyot ise p-tipi silikon sınırı donör ile katkılanarak oluşturulmaktadır. Ticari olarak her iki tip diyot dedektör mevcuttur. Her iki durumda da safsızlık katkılamaları ile uzamsal olarak p ve n-tipi silikonların doğrudan etkileşimde oldukları bölgeler oluşmaktadır. Her iki tipin temel taşıyıcıları karşı tip silikona geçmektedir. Bu yük değişimleri sonucunda iki bölge arasında dengede olan bir elektrik alan oluşmaktadır. Bu bölgeye pn eklemi adı verilmektedir. İn-vivo dozimetrede kullanılan diyotlar için bu bölgenin genişliği birkaç mikrondan azdır. Aynı zamanda bölgede oluşan potansiyel 1 volt civarındadır. Dolayısıyla bölgede oluşan elektriksel alan  $10^3$  V/cm civarında yüksek bir değerdir. Oluşan bu elektrik alan yüklerin toplanması için harici bir besleme gerilimi uygulamayı gerektirmemektedir.

Gelen iyonlaştırıcı radyasyon diyot boyunca elektron-boşluk çiftleri oluşturmaktadır. Azınlık yük taşıyıcıları (n tarafındaki boşluklar, p tarafındaki elektronlar) pn eklemine doğru geçmektedirler. Şekil 2.2 şematik olarak iyonizan radyasyonun diyot üzerindeki etki mekanizmasını göstermektedir.



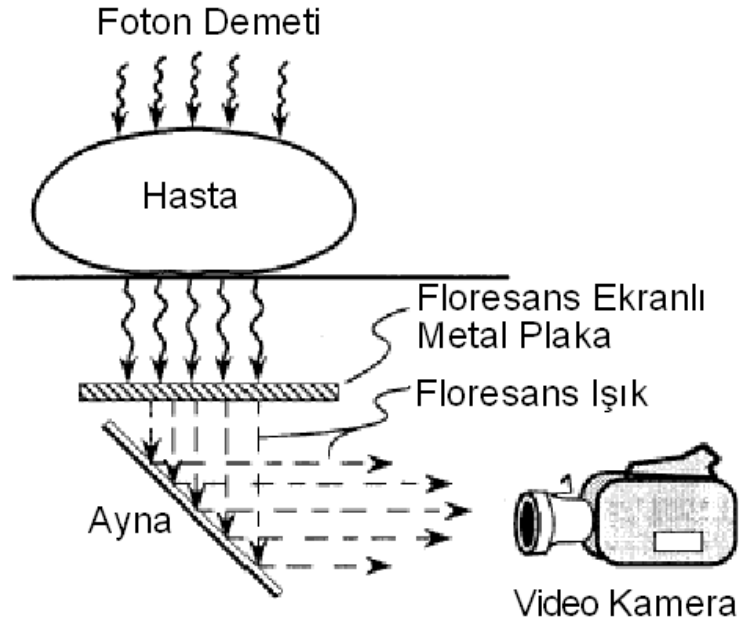
**Şekil 2.2.** İyonizan radyasyonun diyot üzerindeki etki mekanizması

Yüksek potansiyel olan bölgeye giren yükler elektrometre tarafından toplanmaktadır. Elektrometreye bağlanan bilgisayar sistemi sayesinde gelen radyasyon dozu hakkındaki bilgiler elde edilmektedir.

### 2.3. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

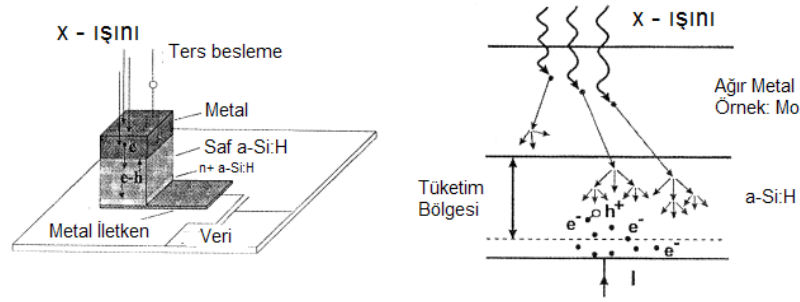
Radyoterapide hastanın pozisyon doğruluğu büyük önem taşımaktadır. Tedavinin kalitesini verilen dozun doğruluğu kadar pozisyon doğruluğu da belirlemektedir. Hastaya bilgisayarlı radyoterapi tedavi planı yapılabilmesi için sıklıkla bilgisayarlı tomografi (BT) çekilmektedir. Pozisyon doğruluğu, hastanın bilgisayarlı tedavi planının hazırlandığı BT görüntülerindeki veya simülasyonundaki pozisyonu ile tedavi sırasındaki pozisyonu arasındaki doğruluğu ifade etmektedir. Her iki pozisyonun aynı olduğundan emin olmak için hastanın BT görüntülerinden elde edilen DRR (*Digitally Reconstructed Radiograph*) görüntüleri ile tedavi sırasında elde edilen görüntülerin karşılaştırılması gerekmektedir. Karşılaştırmanın sağlıklı yapılabilmesi için tedavi sırasında elde edilen görüntülerin kalitesi önem taşımaktadır. Günümüzde bu amaçla ileri teknoloji devre elemanlarından oluşan elektronik portal görüntüleme cihazları (EPID) kullanılmaktadır.

İlk EPID sistemi video tabanlıdır. Hastadan geçen radyasyon demetleri metal flüoresan ekrana çarpmaktadır. Oluşan flüoresan ışık ayna yardımı ile videoya yönlendirilerek görüntüleme yapılmaktadır (Şekil 2.3) .



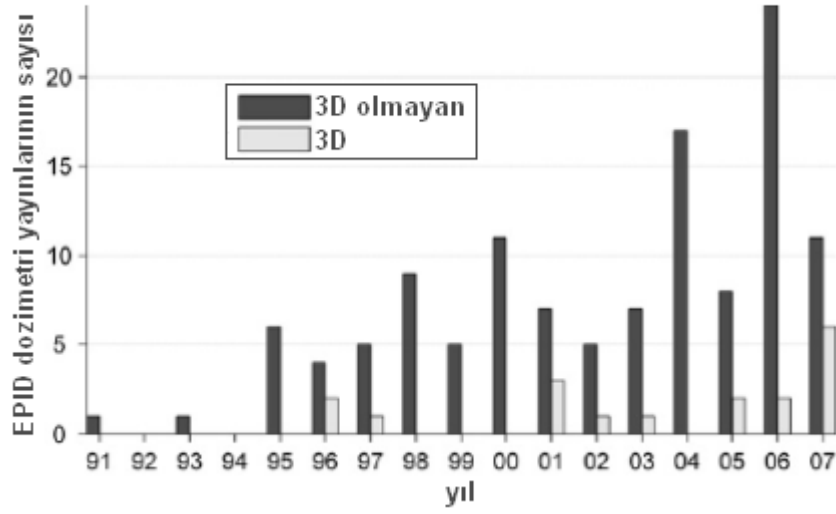
**Şekil 2.3.** İlk EPID sisteminin şematik gösterimi

Yeni jenerasyon EPID sistemleri amorf silikon tabanlı sistemlerdir. X-ışınlarının Mo gibi bir ağır metalle etkileşime girmesi sonucu oluşan enerjik serbest elektronlar a-Si:H tabakaya doğru fırlamaktadır. a-Si:H tabaka içerisinde enerjik elektronlar,  $e^-$  ve boşluk ( $h^+$ ) çiftleri oluşturacak çeşitli saçılma olayı gerçekleştirmektedirler. Tüketim bölgesindeki  $e^-h^+$  çiftleri uygulanan elektrik alan etkisiyle ayrılmakta ve yük toplanmaktadır. Toplanan yük işlenerek görüntü haline getirilmektedir. Cihazın çalışma şekli ve yapısı Şekil 2.4' de gösterilmektedir.

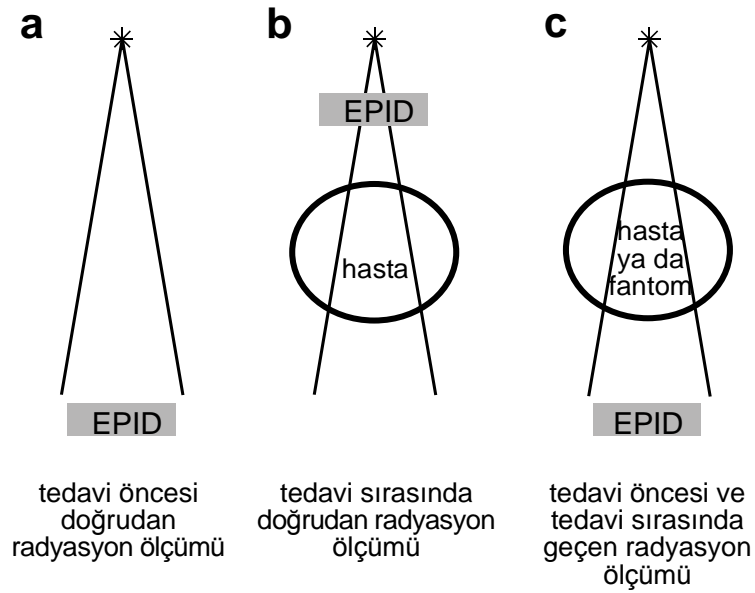


**Şekil 2.4.** Yeni jenerasyon EPID sisteminin şematik gösterimi

EPID hasta pozisyon doğruluğunun sağlanması dışında dozimetrik sistem olarak da kullanılmaktadır. İn-vivo dozimetrik sistem olarak kabul edilmekte ve tedavi sırasında çıkış dozları ölçülerek dozimetrik doğrulama sağlanabilmektedir (6) . Aynı zamanda tedavi öncesi hastaya özgü kalite kontroller için de kullanılmaktadır (7,8) . EPID sayesinde radyasyon demetlerinin iki boyutlu doz haritaları elde edilebilmektedir. Elde edilen doz haritaları bilgisayar programları aracılığıyla TPS' den elde edilen doz haritaları ile karşılaştırılabilmektedir. Karşılaştırma sıklıkla gama analizi ile yapılmaktadır. EPID YART planlarınınin tedavi öncesi kalite kontrolünle dünya tarafından sıkça ve güvenle kullanılan bir cihazdır. EPID' in dozimetrik malzeme olarak kullanıldığı ilk çalışma Van Herk' in 1991 yılındaki çalışmasıdır. Bu yıldan sonra EPID dozimetrisiyle ilgili çalışmalar Şekli 2.5' te görüldüğü gibi artmıştır (3) . Wouter van Elmpt literatür derlemesinde bu çalışmaları Şekil 2.6' da gösterildiği gibi 3 kısımda değerlendirilmiştir (3) . Tedavi sırasında çıkış dozlarının alındığı 3. grupta toplanan çalışmaların hepsi mutlak doz ölçümleri ve elde edilen iki boyutlu doz haritalarının planlama sistemi ya da diğer dozimetrik ekipmanlar ile karşılaştırılması üzerine odaklanmaktadır (9-15) .



**Şekil 2.5** Wouter Elmp't'in literatür derlemesinde EPID çalışmalarının yıllara göre artışı (3)



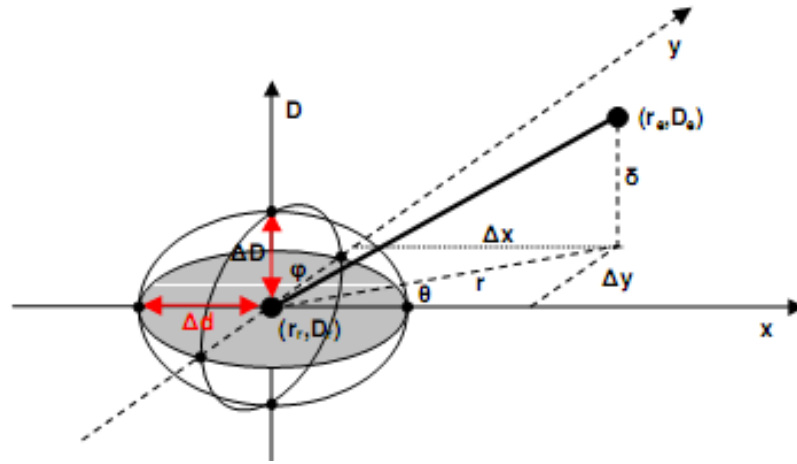
**Şekil 2.1.** Wouter Elmp't'in literatür derlemesinde EPID çalışmalarını gruplaması (3)

## 2.4. Gama Analizi

Radyoterapide hesaplanan doz ile ölçülen dozun aynı olması büyük önem taşımaktadır. Fizikçiler bu doğruluğun kontrolü için çeşitli yöntemler geliştirmişlerdir. Bu yöntemlerden bir tanesi de hesaplanan izodoz eğrilerinin ölçülen izodoz eğrileri ile karşılaştırılmasıdır ve iki boyutlu karşılaştırma olarak da bilinmektedir. Günümüzde karşılaştırma işlemi özel olarak geliştirilmiş bilgisayar programları ile yapılmaktadır. Dolayısıyla karşılaştırma işleminin kalitesi direk olarak bilgisayar programlarının algoritmalarıyla ilişkilidir. Algoritmalar gerçeği yansıtan belli matematiksel ve fiziksel modellemelerin üzerine oluşturulmuştur. Gama analizi de ölçülen doz ile hesaplanan dozun karşılaştırıldığı özel bir modellemedir.

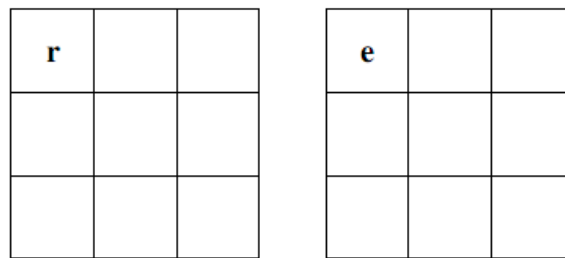
Gama analizi, Van Dyk' ün çalışmalarının Low ve arkadaşları tarafından geliştirilmesiyle günümüzdeki halini almıştır. Van Dyk doz dağılımını düşük ve yüksek gradyanlı bölgeler olarak ikiye ayırmıştır (16) . Her iki bölge için kendine özgü kabul kriterleri oluşturulup düşük gradyanlı bölgelerde ölçülen ve hesaplanan doz doğrudan karşılaştırılmıştır. Fakat yüksek gradyanlı bölgelerde küçük uzaysal hatalar büyük doz farklılıklarına neden olacağından dozların doğrudan karşılaştırılması göreceli olarak önemini yitirmektedir. Bu nedenle yüksek doz gradyanının olduğu bölgelerde uyum mesafesi (UM) kavramı kullanılmaktadır (17,18) . UM referans doz dağılımındaki veri noktası ile bu nokta ile aynı dozu veren değerlendirilen doz dağılımındaki veri noktası arasındaki mesafe olarak tanımlanmıştır. Doz farkı ve UM hesaplamaları doz dağılımı karşılaştırılmalarında birbirlerini tamamlayıcıdır (19) . Low ve arkadaşlarının (19) bu temeller üzerine geliştirdiği metot gama yöntemi olarak bilinmektedir. Şematik olarak şekil 2.7' de gösterilmektedir.





**Şekil 2.7.** Gama analizinin şematik gösterimi.

Değerlendirme için iki parametre tanımlanmıştır. Bunlar doz farkı ( $\Delta D$ ) ve uyum mesafesi ( $\Delta d$ ) parametreleridir. Gama indeksi bu parametrelerle hesaplanmakta ve karşılaştırılmaktadır. Değerlendirmede 1. doz dağılımı ve 2. doz dağılımı olarak adlandırılan iki doz dağılımı görüntüsü karşılaştırılır. 1. doz dağılımındaki ilk nokta referans noktadır ( $r$  noktası) (Şekil 2.8). Bu nokta 2. doz dağılımındaki ilk nokta olan değerlendirme noktası ( $e$  noktası) ile karşılaştırılır. Karşılaştırma  $r$  noktasında ölçülen doz  $D_r$  ve  $e$  noktasında ölçülen doz  $D_e$  ile yapılmaktadır.



**Şekil 2.8.** Referans ve değerlendirilen doz dağılımı.

Referans ve değerlendirilen noktalar arasındaki mesafe denklem 1' deki gibi hesaplanmaktadır.

$$r(r_e, r_r) = \sqrt{\Delta x_{(e-r)}^2 + \Delta y_{(e-r)}^2} \quad \text{Denklem 1}$$

$r_e$  noktasındaki doz  $D_e$ ,  $r_r$  noktasındaki doz  $D_r$  olmak üzere, yüzde doz farkı denklem 2' deki gibi hesaplanmaktadır.

$$\delta(r_e, r_r) = \frac{|D_e(r_e) - D_r(r_r)|}{D_r(r_r)} \cdot 100\% \quad \text{Denklem 2}$$

Değerlendirilen noktanın belirlenen parametreleri sağlayıp sağlamadığı, referans nokta çevresine bir elipsoid çizilerek belirlenmektedir. Şekil 2.7' de görüldüğü gibi bu elipsoidin çapı doz ve mesafe boyutlarından oluşan bir uzaydadır. Eğer değerlendirilen nokta bu elipsoidin içerisinde ise parametreler sağlamıştır, dışında ise sağlamamıştır.  $\Gamma$  değeri denklem 3' deki gibi hesaplanmaktadır. Eğer hesaplanan değer 1' den küçükse değerlendirilen nokta elipsoidin içindedir ve parametreler sağlanmıştır.

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad \text{Denklem 3}$$

$\Gamma$  değeri sadece bir kabul ölçütü değildir ayrıca mesafe uyum parametresini içerisinde bulunduran ve hesaplama bölgesinin belirlendiği nümerik bir kalite göstergesidir. Radyoterapide standart olarak 3% doz farkı ölçütü ve 3 mm uyum mesafesi kullanılmaktadır.

Hesaplanan Doz Dağılımı

$r$		

Ölçülen Doz Dağılımı

$\Gamma$	$\Gamma$	$\Gamma$
$\Gamma$	$\Gamma$	$\Gamma$
$\Gamma$	$\Gamma$	$\Gamma$

Gama Değerleri

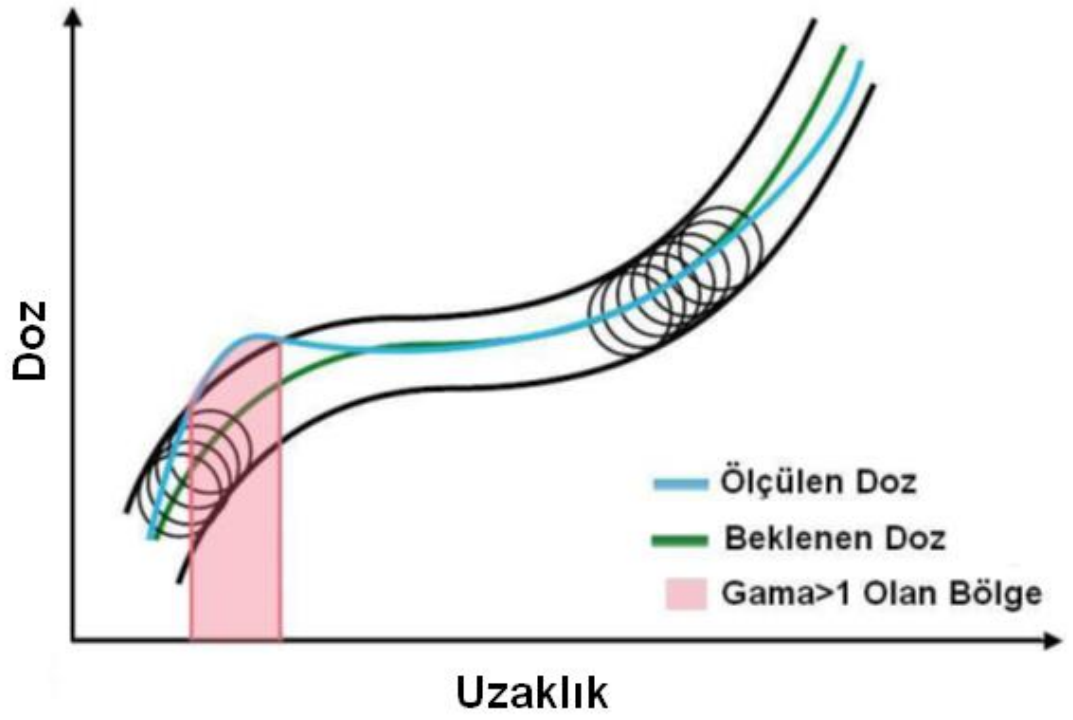
$\gamma$		

**Şekil 2.9.**  $\gamma$  değerinin hesaplanması.

Hesaplanan doz dağılımındaki referans nokta ölçülen doz dağılımında UM ( $\Delta d$ ) içerisindeki her nokta ile karşılaştırılır. Şekil 2.8' de  $\Gamma$  değeri belli bir nokta için hesaplanmıştır. Aynı referans nokta Şekil 2.9' de diğer noktalarla karşılaştırılmıştır. Tüm diğer noktalar için  $\Gamma$  değeri hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değerlerin en küçüğü referans noktaya ait gama ( $\gamma$ ) değeridir. Denklem 4 ile gösterilmektedir.

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min \left\{ \Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) \right\} \forall \left\{ \vec{r}_e \right\} \quad \text{Denklem 4}$$

Gama analizi değerlendirme prensibi, beklenen doz ile ölçülen doz profillerini göstermektir. Şekil 2.10' de mavi çizgi ile gösterilen ölçülen doz, yeşil çizgi ile gösterilen beklenen doz değeridir. Beklenen dozun her noktası için çevresinde yarıçapı 1 birim olan sanal bir daire çizilir. Uzaysal yönelimde bu 3 mm, doz yöneliminde beklenen dozun maksimumunun %3' üdür. Tolerans çemberlerinin toplamı, beklenen doz etrafında bir tüp şeklini alır. Gama değeri, ölçülen dozun tüpün içinde olduğu bölgelerde 1'den küçük, dışında olduğu bölgelerde ise 1' den büyük olacak şekilde tanımlanmaktadır. Gama değeri 1 den küçükse analizi geçer, gamma değeri 1' den büyük ise analizi geçememektedir. Bu değerlendirme işlemi tek bir nokta içindir. Analizde doz haritasındaki tüm noktalara bu işlem uygulanmaktadır. Gama analizini geçenlerin oranı %90' ın üzerindeyse plan kalite kontrolden geçmiş ve hastaya uygulanabilir olarak değerlendirilir. Gama analizinden geçmeyen planlar ise hastaya uygulanmaz ve değişiklikler için tekrar kontrol edilmelidir.



**Şekil 2.10.** Gama analizinde ölçülen doz ile beklenen dozun karşılaştırılması

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

1. Varian DHX 80 ÇYK cihazı
2. Varian DHX 80 ÇYK cihazı EPID sistemi
3. Scanditronik Wellhöfer Diyot in-vivo Dozimetri Sistemi
4. Alderson Rando Fantom
5. GE bilgisayarlı tomografi ve simülasyon cihazı
6. Eclipse planlama sistemi
7. PTW RW-3 Katı Su Fantomu
8. PTW-Unidos Elektrometre
9. PTW 30001 0,6 cc Farmer Tipi Silindirik İyon Odası
10. PTW evrensel fantom
11. Varian Portal Dosimetri Yazılımı

### 3.1.1. Varian Marka C Serisi Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Anabilim dalımızdaki Varian marka C serisi lineer hızlandırıcı cihazı 6 MV ve 18 MV enerjilerine sahip foton demetleri ile 4, 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerji kademelerinde elektronlar üretebilen tedavi cihazıdır. Cihazın kafasında kişiye özgü klasik koruma bloklarının yerini alan 40 çift ÇYK sistemi bulunmaktadır. Bu sistem aynı zamanda cihazda YART tekniğinin uygulanmasına da olanak sağlamaktadır. ÇYK'lerin her birinin fiziksel genişliği 6 mm'dir. İzomerkezde kaynak yüzey mesafesi 100 cm'dir. ÇYK'lerin bu mesafedeki izdüşüm kalınlığı 1 cm'dir. ÇYK'lerin her biri kendine özgü motorlar tarafından kontrol edilmektedir. Aynı zamanda bu mesafede minimum 0.5cmx0.5cm, maksimum 40cmx40cm tedavi alanı açılabilir.



**Şekil 3.1.** Varian Clinac tedavi cihazı

Cihaz 100, 200, 300, 400, 500 ve 600 MU/dakika doz hızı aralığında belirlenen bir hızda tedavi yapabilmektedir.  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  ve  $60^\circ$  derece sağ, sol, giriş ve çıkış olmak üzere dört farklı yönde tanımlanabilen statik kama filtre (wedge) sistemine ve  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  ve  $60^\circ$  derece dinamik wedge sistemine sahiptir. Cihazda bulunan EPID sistemi sayesinde tedavi

öncesi portal görüntüleme yapılabilmektedir. Portal görüntüleme ile elde edilen görüntü DRR görüntüleriyle ile karşılaştırılarak mevcut konum ile hastanın olması gereken konum arasındaki fark üç farklı düzlemde verilmektedir. Yukarı-aşağı, sağa-sola, ileri-geri ve izomerkez etrafında 180 ° dönebilen tedavi masası verilen değerler doğrultusunda kaydırılarak pozisyon doğruluğu sağlanmaktadır. Aynı zamanda EPID sistemi YART tekniğinin kullanıldığı tedavi planlarının kalite kontrollerinin yapılmasına da olanak sağlamaktadır (20) .

### 3.1.2. Varian Marka Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

Cihaz, yarı iletken amorf silisyum dedektörlerden oluşan görüntü paneli sayesinde megavoltaj enerji düzeyinde fotonların dedeksiyonu ile elektronik ortamda görüntü oluşturabilmektedir. Robotik bir kolla cihazın gantri kısmına entegre edilmiştir. Kol ileri-geri, sağa-sola ve yukarı aşağı hareket kabiliyetine sahiptir. El kumandası ile hareketi kontrol edilmektedir. En fazla 26 cm x 26 cm görüntüler alınabilmektedir. Aynı zamanda portal dozimetre programı yardımı ile dozimetrik malzeme olarak da kullanılabilir.



**Şekil 3.2.** Varian marka EPID sistemi

### 3.1.3. Scanditronik Wellhöfer Diyot İnvivo Dozimetri Sistemi

Bu sistem farklı enerji ve ölçme şartlarında kullanılmak üzere toplam 33 adet diyot, 12 kanallı elektrometre ve InviDos™ programının kurulu olduğu bilgisayardan oluşmaktadır. Diyotlar alan içi ya da dışı , giriş ya da çıkış, foton ya da elektron ölçümlerinde kullanılmak üzere amaçlarına göre ayrı ayrı tasarlanmıştır. 12 kanallı elektrometre sayesinde 12 diyot aynı anda kullanılabilir. InviDos™ programı sayesinde ise gerçek zamanlı olarak ölçümler alınıp incelenebilmektedir (21) .



**Şekil 3.3.** Scanditronik Wellhöfer marka diyot in-vivo dozimetri sistemi

### 3.1.4. Alderson Rando® Fantom

Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan eşdeğeri olan fantomlar kullanılmaktadır. İnsan eşdeğeri olan fantomlardan en bilineni 30 yılı aşkın bir süredir kullanılan ve tüm dünyadaki sayıları yaklaşık 2000 olan Alderson Rando® Fantomlardır (Şekil 3.4). Rando® fantom vücut dokusu, kemik, akciğer ve hasta boşluklarına benzer materyallerden oluşmuştur. Rando® materyalleri X-ışını ve elektronlar için insan dokusunun radyasyona



karşı eşdeğeridir. Rando® fantomun radyasyona karşı eşdeğerliliği, en düşük teşhis enerjisinden en yüksek tedavi enerjisine kadar bütün aralığı içermektedir. Rando® fantomda yumuşak doku, kemik ve akciğerler doğal yumuşak doku, kemik ve akciğer yoğunluğundadır. Yumuşak dokular ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden olan Rando® plastiktir. Etkin atom numarası  $7.30 \pm \% 1.25$  ve kütle yoğunluğu  $0.985 \pm \%1.25 \text{ g/cm}^3$ tür. Akciğerlerin etkin atom numarası da yumuşak dokuda olduğu gibi 7.30'tür. Rando® kemikleri doğal insan kemikleridir ve insan vücudunda bulunan boşluklar mevcuttur. Fantom kalınlıkları 2.5 cm olan 32 adet yatay kesite ayrılmıştır. Her bir kesitte içindeki tıplar çıkarıldığında TLD yerleştirmeye elverişli hale gelen delikler bulunmaktadır (22) . Rando® plastiği, radyasyon ve fiziksel değişimlere karşı çok duyarlıdır.

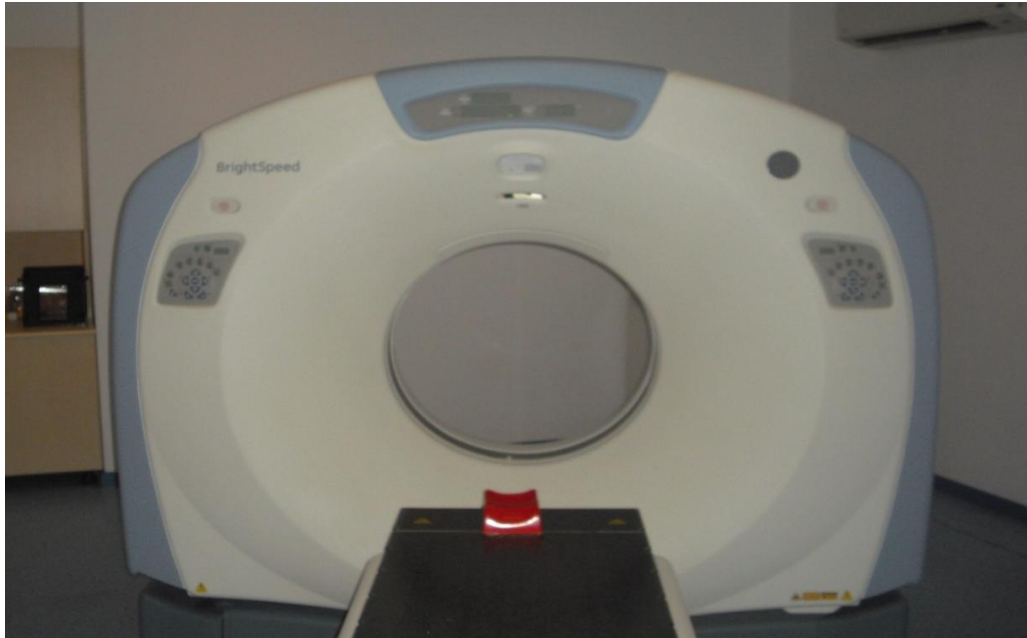


**Şekil 3.4.** Alderson Rando® Fantom

### 3.1.5. GE BrightSpeed™ Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

BrightSpeed™ BT tarayıcı üst düzey, 3. nesil BT tarayıcıdır ve tüm klinik uygulamaları desteklemektedir. Bu cihaz aynı anda 16 sıra tarama verisi toplayabilen, geniş çaplı çok kesitli bir BT sistemidir. 16 sıra veri toplama 24 sıralı dedektör ve 16 sıralı DAS™ (Veri Elde Etme Sistemi) ile gerçekleştirilmektedir. Tek bir dönüşte 16 aksiyel kesit elde edebilmektedir. Bu kesitlerden 16 resim oluşturmak için bağımsız olarak rekonstrüksiyon yapılabilmektedir. Bu resimler, kompozit resimler oluşturacak şekilde birleştirilebilmektedir.

16 satırlı BT tarayıcılı ve 16 satırlı dedektörlü yeni gantri numarasına sahip cihaz isteğe bağlı değişken rotasyon tarama hızlarına sahiptir. 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0 saniyede 360 derece dönebilmektedir. Bir milimetrenin altında  $0.625 \text{ mm} \pm 0.5 \text{ mm}$ 'den başlayarak  $10 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ 'ye kadar değişen tomografik kesit kalınlıklarında görüntü alabilir. X- ışını tüpü 80, 100 120, 140 kV voltaj seçeneklerine ve maksimum 440 mA akıma sahiptir. Hızlı kapsama ve daha kısa tüp ısıtma süresinden dolayı yeni uygulamalar için hızlı potansiyel sağlamaktadır (23) (Şekil 3.5).

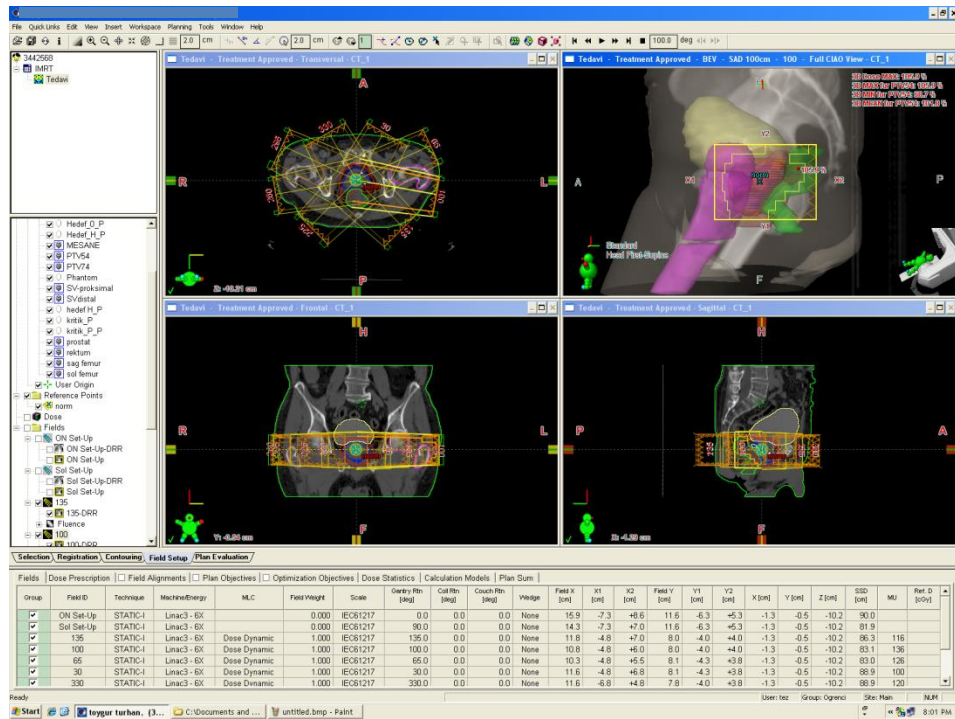


**Şekil3.5.** GE Marka BrightSpeed™ BT Simülator.

### 3.1.6. Eclipse™ Planlama Sistemi

Eclipse™ Varian C serisi lineer hızlandırıcı cihazının standart tedavi planlama sistemidir. Windows XP® işletim sistemi ile çalışmaktadır. Network sistemi olarak ARIA™ sistemini kullanmakta DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlamaktadır (Şekil 3.6).

Planlama sistemi konvansiyonel ileri planlamanın yanı sıra yoğunluk ayarlı radyoterapiye uygun olarak ters planlama da yapabilmektedir. Ayrıca sistem *Pencil Beam Convolution* (PBC) veya *Analytic Anisotropic Algorithm* (AAA) algoritmalarını kullanarak doz dağılımlarını ve mutlak dozları hesaplayabilmektedir.



Şekil 3.6. Eclipse tedavi planlama sistemi planlama penceresi

YART planlamalarında birincil ışınlama alanlarını kullanıcının belirlemesine olanak sağladığı gibi optimum açıları hedef yerleşimine göre tedavi planlama sistemi kendisi de belirleyebilmektedir. Optimizasyon

sonrasında kullanıcının tercihine göre statik veya dinamik tedavi hesaplamaları yapan TPS grafikleri ve tasarımıyla kullanıcıya birçok kolaylık sağlamaktadır (24) .

### 3.1.7. PTW RW-3 Katı Su Fantomu

RW-3 katı su fantomu Cs<sup>137</sup> enerjisinden 50 MV foton enerjisine kadar ve 1 MeV ile 50 MeV elektron enerjisine kadar su eşdeğeri olan bir fantomdur (25) . 1 mm, 2 mm, 5 mm, 10 mm kalınlıklı 30 cm x 30 cm plakalar şeklindedir. Bu fantomlar kalibrasyon ve kalite kontrol amaçlı kullanılmaktadır. Fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm<sup>3</sup>, elektron yoğunluğu ise 3.43x10<sup>23</sup> e/cm<sup>3</sup> tür. Kullanılacak iyon odalarına uygun boşluklarla birlikte bu fantomların üzerinde doğru merkezlemenin yapılabilmesini sağlayacak çizgiler bulunmaktadır (25) .



**Şekil 3.7.** PTW RW-3 Katı Su Fantomu

### 3.1.8. PTW Unidos Elektrometre

Radyoterapide mGy-Gy birimlerinden mutlak doz değerini veya doz hızını ölçebilmek için kullanılan bir elektrometredir. Cihaz iyon odası polarizasyonunu sağlamak için 0V'dan  $\pm 400V$ 'a kadar  $\pm 50V$  ile değiştirilebilir yüksek voltaj güç sağlayıcısına sahiptir (25) . Elektrometreye iyon odaları ve katı hal dedektörleri bağlanabilmektedir. Aynı anda doz ve doz hızını ölçebilmektedir. Oluşturulan iyon odası kütüphanesiyle birlikte tüm

kalibrasyon faktörleri elektrometrenin hafızasına girilebilmektedir. LAN'dan veri alışverişine imkan sağlamaktadır. Yük üzerinden ölçüm aralığı 2 pC - 9C, akım çözünürlüğü 1 fA dir. Kullanılan elektrometre şekil 3.8 de gösterilmektedir (25) .



**Şekil 3.8.** PTW-Unidos Elektrometre

### 3.1.9. PTW 30013 0,6 cc Farmer Tipi Silindirik İyon Odası

Farmer tipi 30013 iyon odası su ölçümlerine uygun tasarlanmış mutlak elektron ve foton dozimetrisinde kullanılabilen dozimetrik malzemelerdir. 30 Kv ile 50 Mv arasında foton eneji, 6 MeV ile 50 MeV arasında elektron enerjisi ölçümlerinde kullanılabilir. İyon odası ile ilgili teknik bilgiler aşağıdaki tablo 1 ' de verilmektedir (25) . Kullanılan iyon odası ise şekil 3.9' da gösterilmektedir.



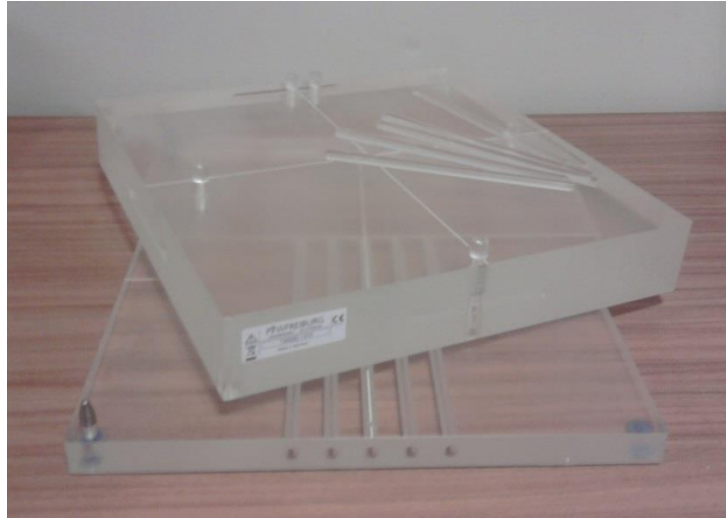
**Şekil 3.9.** PTW 30013 0,6 cm<sup>3</sup> Farmer Tipi Silindirik İyon Odası

**Tablo 1.** PTW 30013 0,6 cm<sup>3</sup>lük Farmer Tipi Silindirik İyon Odası teknik özellikleri (25)

Duvar Malzemesi	0.335 mm PMMA
	1.19 g/cm <sup>3</sup>
	0.09 mm grafit
	1.85 g/cm <sup>3</sup>
Total duvar alanı yoğunluğu	56,5 mg/cm <sup>2</sup>
Duyarlı hacim boyutları	Yarıçap 3.05 mm
	Uzunluk 23.0 mm
Orta elektrot	Alüminyum
	Çap 1.1 mm
İyon toplama süresi	140 µs
Oda voltajı	±100-400 V
Radyasyon ölçüm aralığı	30 keV- 50 MV foton
	6-50 MeV elektron
Polarite etkisi	< %0.5
Kayıp akım	< 4 fA

### 3.1.10. PTW Evrensel YART Fantomu

Evrensel fantom 30 cm x 30 cm *acrylic* bloktan oluşturulmuş bir fantomdur. YART planlarının kalite kontrolünde kullanılmaktadır. Üzerinde 6 cm derinlikte 5 farklı noktada 0.125 cc iyon odalarının yerleştirilebileceği boşluklar bulunmaktadır. Ayrıca 25 cm x 30 cm film yerleştirilebilen bir bölgesi bulunmaktadır (25) .



Şekil 3.10. PTW Evrensel YART kalite kontrol fantomu.

### 3.1.11. Varian Portal Dosimetri Yazılımı

Varian Portal Dosimetri™ yazılımı portal dozimetreden alınan görüntüleri değerlendirme ve YART planında hesaplanan ışın akılarını ölçülen ışın akıları ile karşılaştıran bir kalite kontrol programıdır. Yazılım doz farkı hesabı yapabildiği gibi gama indeks analizi de yapabilmektedir. Gama indeks analizi ile en büyük gama değeri, ortalama gama değeri ve gama değeri 1' den büyük olan noktaların yüzde oranı belirlenebilmektedir.

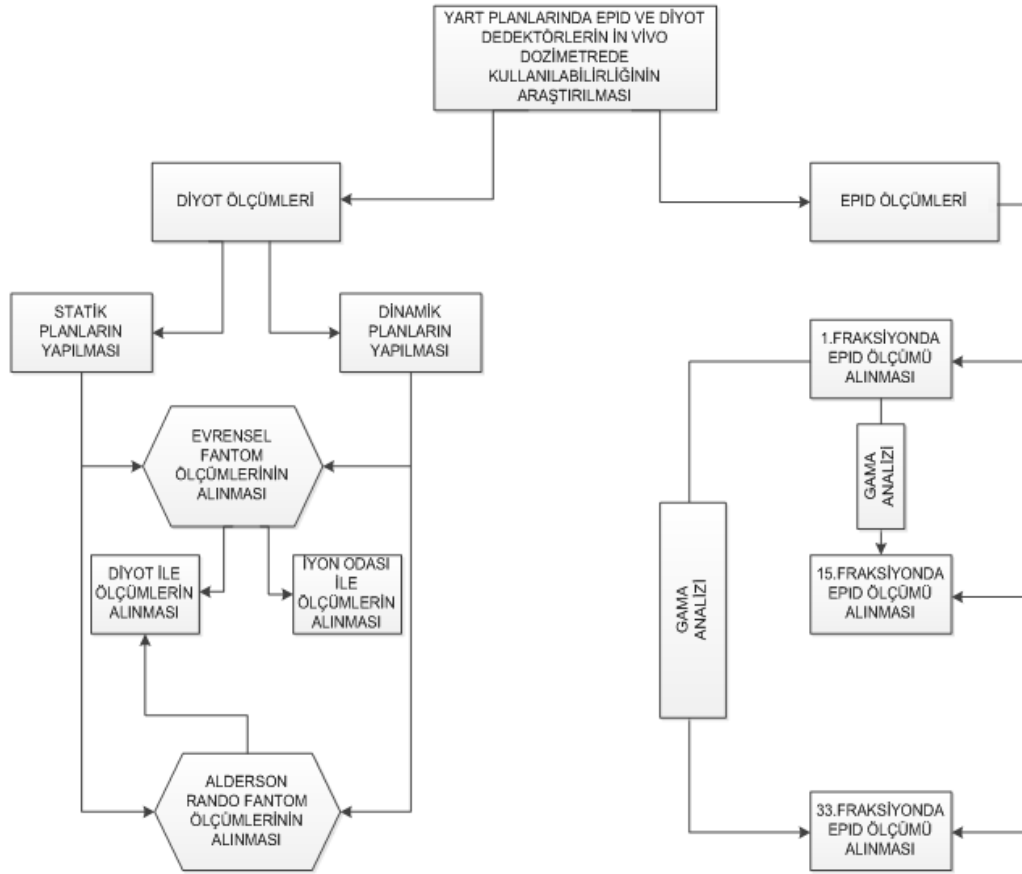
### 3.2. YÖNTEM

Çalışmada doz gradyanlarının fazla olması sebebiyle dinamik YART planlanan baş boyun hastalarının tedavi planları seçilmiştir. Diyot ölçümlerinde daha önceden tedaviye girmiş 10 hastanın, EPID ölçümlerinde ise tedaviye giren 15 hastanın tedavi planlamaları kullanılmıştır. Diyot ölçümleri için seçilen hasta BT'lerine dinamik YART planları ile aynı organ dozlarını sağlayacak şekilde statik YART planlamaları da yapılmıştır. Diyot dedektör ölçümleri planlama sisteminden alınan değerler ve iyon odası ölçümleri ile karşılaştırılmıştır. Bu sayede diyot dedektör ölçümlerinin güvenilirliği test edilmiştir.

EPID ölçümleri fraksiyonlar arası oluşabilecek doz farklılıklarını incelemek amacıyla tedavinin ilk günü, on beşinci günü ve son günü alınmıştır. Tedavinin ilk günü alınan doz haritası referans alınarak göreceli olarak diğer iki ölçümle karşılaştırılmıştır. Tedaviye giren hastaların boyun kalınlıkları ve kiloları EPID ölçümlerinin yapılacağı gün kayıt edilmiştir.

Diyot dedektörleri kullanıma hazır hale getirmek için öncelikle kalibrasyon ölçümleri yapılmıştır. Alan bağımlılıkları, açı bağımlılıkları, KCM bağımlılıkları incelenmiştir. Kalibre edilen dedektörler iki ölçüm aşamasında kullanılmıştır. İlk aşamada; diyot dedektör ölçümleri, iyon odası ölçümleriyle ve planlama sisteminden alınan değerler ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma evrensel fantom üzerinde alınan ölçümlerle yapılmıştır. İkinci aşamda ise evrensel fantom üzerinde alınan ölçümler hasta geometrisine yakın bir geometriye sahip olan Alderson Rando® fantom üzerinde kontrol edilmiştir. Çalışmamızda izlenen yöntem şekil 3.2.1' de özetlenmiştir.

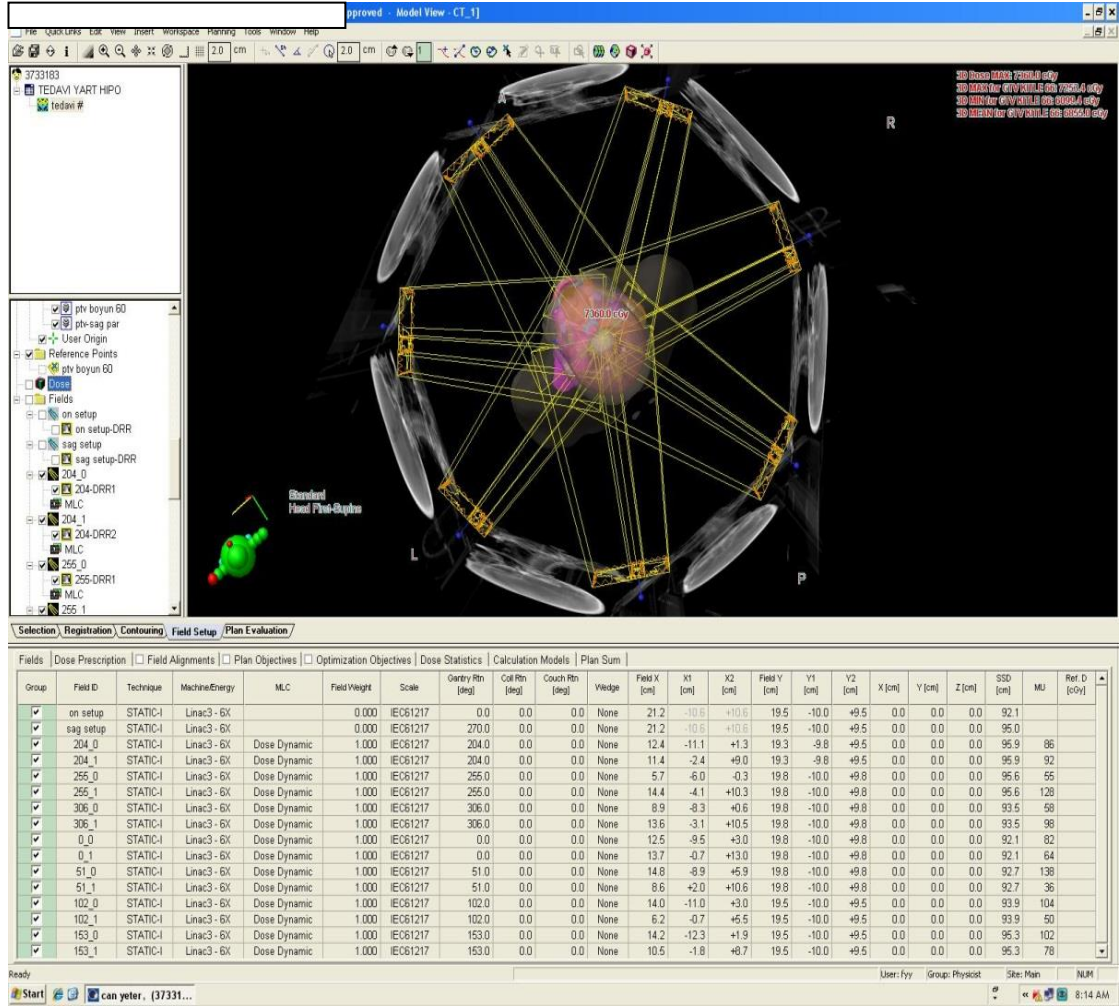




**Şekil 3.2.1.** Çalışmada izlenen yöntem

### 3.2.1. Tedavi Planlamaları

Çalışmada diyet ölçümleri için daha önceden tedaviye girmiş ve dinamik YART planlanmış 10 baş boyun hastasının tedavi planları seçilmiştir. Bu hastalara aynı zamanda statik YART planları da yapılmıştır. EPID ölçümleri için tedaviye giren 15 baş boyun hastasının tedavi planları seçilmiştir. Tüm planlanlarda 0, 51, 102, 153, 204, 255 ve 306 derece gantri açılarında yedi farklı alan kullanılmıştır (Şekil 3.2.2). Radyasyon onkoloğu tarafından çizilen hedef hacimlere 3 mm emniyet ile planlanan hedef hacimler (PTV) oluşturulmuştur. PTV hacimlerinin %95' inin reçetelendirilen dozu alması sağlanırken kritik organlar için tedavi planlarının kabul kriterleri tablo 2' de verilmiştir (26) .



Şekil 3.2.2. Tedavi planlarında gantri açılarını gösteren görüntü

**Tablo 2.** Planlama sırasında dikkat edilen kritik organ dozları (26)

Kritik Organlar	Doz Sınırlamaları
Spinal kord	Maksimum doz < 45 Gy
Beyin Sapı	Maksimum doz < 54 Gy
	0.03 cc < 52 Gy
Optik Sinirler ve kiazma	Maksimum doz<50Gy
Mandibula Tempomandibular eklem	Maksimum doz < 70 Gy
	veya 1 cc <75 Gy
Brakial Pleksus	Maksimum doz < 66 Gy
Oral Kavite	Ortatalama doz <30-40 Gy(oral kavite kanserleri dışı)
	Ortalama doz <50 Gy(oral kavite kanserleri için)
	Maksimum doz < 60 Gy
Dudaklar	Ortalama doz < 20 Gy
	Maksimum doz < 30 Gy(oral kavite kanserleri dışı)
	Maksimum doz < 50 Gy(oral kavite kanserleri için)
Parotid Bezler	Tek bez ortalama dozu < 26 Gy
	veya tek bezde %50'lik hacim<30 Gy
	veya kombine hacim 20cc < 20 Gy
Koklea	55 Gy üzeri doz alan hacim < %5
Gözler	Maksimum doz < 50 Gy
Lensler	Maksimum doz < 25 Gy
Larinks	Ortalama doz < 45 Gy
Özefagus	Ortalama doz < 45 Gy

### 3.2.2. Diyot Dedektörlerin Kalibrasyonu

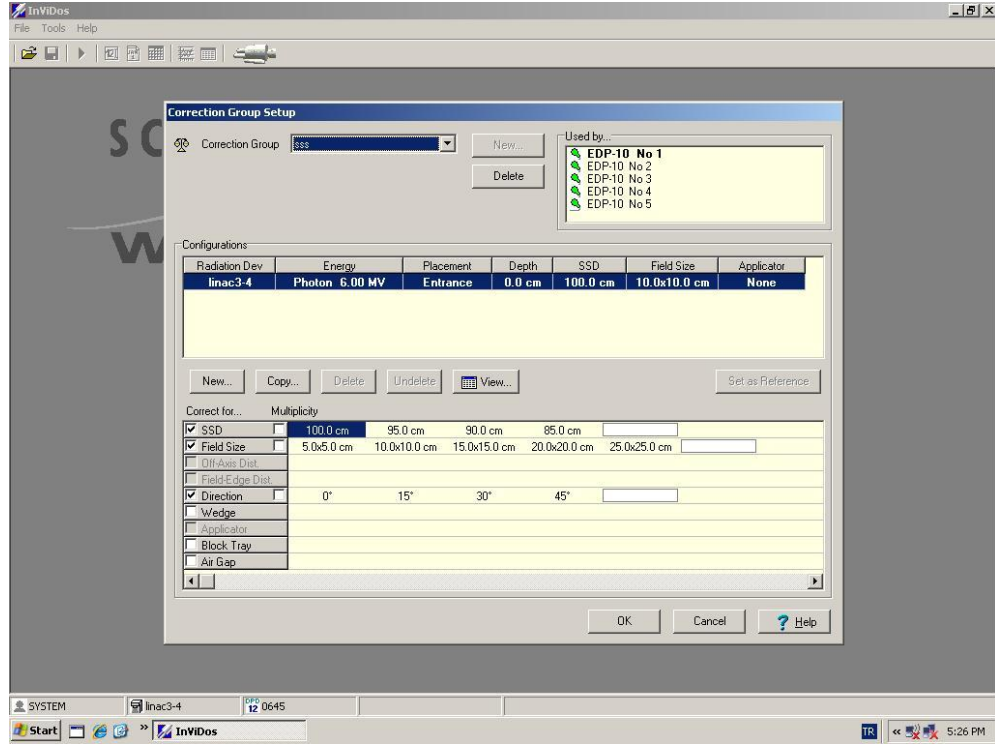
Kalibrasyon işlemine başlamadan önce ölçümlerin alınacağı Varian DHX cihazının kalibrasyonu yapılmıştır. Kalibrasyon için RW3 katı su fontomu ve PTW 30013 0.6 cc farmer tipi silindirik iyon odası kullanılmıştır. Referans koşullarda yani; KCM 100 cm 10cmx10cm alan için, 6 MV foton enerjisinde, 1.5 cm maksimum doz derinliğinde 1 cGy 1 MU olacak şekilde cihaz kalibre edilmiştir.

Kalibrasyon aşamasında AAPM'nin "*Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiotherapy*" raporunda (2) belirtilen diyotların alan, KCM ve açı bağımlılıkları ile ilgili temel bilgiler dikkate alınmıştır. Kalibrasyon koşullarının belirlenmesinde ise başboyun hastalarının tedavi koşulları düşünülmüştür. Tedavi koşullarına yakın alan boyutları, KCM ve açı değerleri belirlenmiştir. Belirlenen kalibrasyon koşulları tablo 3' te gösterilmektedir.

**Tablo 3.** Kalibrasyon Koşulları

Alan Boyutları	5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25
KCM	100cm, 95cm, 90cm, 85cm
Açı Değerleri	0°, 15°, 30°, 45°

Belirlenen kalibrasyon koşulları InviDos® programına girilerek her bir diyot için kalibrasyon tabloları oluşturulmuştur. Oluşturulan örnek bir tablo şekil 3.2.3' de verilmiştir. RW3, iyon odası ve diyotlardan oluşan Şekil 3.2.4' de şematik olarak gösterilen ölçüm düzeneği kurulmuştur. Düzenekte diyot ve iyon odasının aynı düzlem üzerinde olmamasına dikkat edilmiştir. Bu sayede iyon odası ölçümlerini diyotların etkilemesinin önüne geçilmiştir.



Şekil 3.2.3. Kalibrasyon Koşullarının InviDos® programında oluşturulması

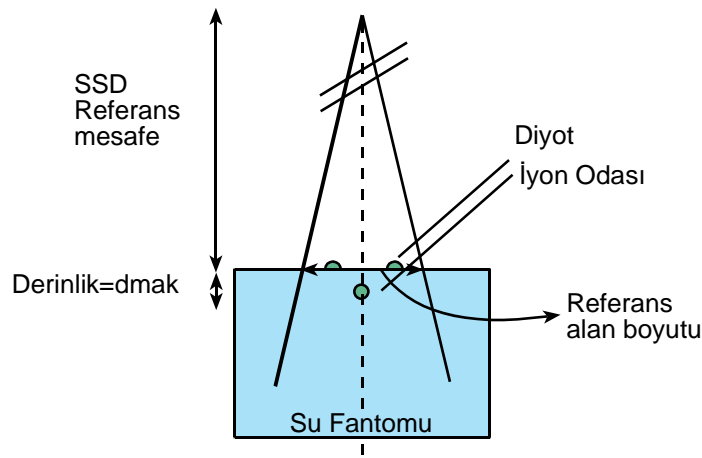
Detector	Calibrated	Factor	Depth	Radiation Dev.	Energy	Placement
No 1	1.00	1.00	0.0 cm	linac3-4	Photon 6.00 MV	Entrance

Detector	Calibrated	Factor	SSD	Field Size	Direction	Applicator
No 1	12/7/2012	1.02	100.0 cm	5.0x5.0 cm	0°	None
No 1	12/7/2012	1.03	100.0 cm	5.0x5.0 cm	15°	None
No 1	12/7/2012	1.58	100.0 cm	5.0x5.0 cm	30°	None
No 1	12/7/2012	2.05	100.0 cm	5.0x5.0 cm	45°	None
No 1	12/7/2012	1.00	100.0 cm	10.0x10.0 cm	0°	None
No 1	12/7/2012	1.01	100.0 cm	10.0x10.0 cm	15°	None
No 1	12/7/2012	1.02	100.0 cm	10.0x10.0 cm	30°	None
No 1	12/7/2012	1.06	100.0 cm	10.0x10.0 cm	45°	None
No 1	12/7/2012	1.00	100.0 cm	15.0x15.0 cm	0°	None
No 1	12/7/2012	1.01	100.0 cm	15.0x15.0 cm	15°	None
No 1	12/7/2012	1.01	100.0 cm	15.0x15.0 cm	30°	None
No 1	12/7/2012	1.04	100.0 cm	15.0x15.0 cm	45°	None
No 1	12/7/2012	1.01	100.0 cm	20.0x20.0 cm	0°	None
No 1	12/7/2012	1.01	100.0 cm	20.0x20.0 cm	15°	None
No 1	12/7/2012	1.01	100.0 cm	20.0x20.0 cm	30°	None
No 1	12/7/2012	1.03	100.0 cm	20.0x20.0 cm	45°	None
No 1	12/7/2012	1.01	100.0 cm	25.0x25.0 cm	0°	None
No 1	12/7/2012	1.01	100.0 cm	25.0x25.0 cm	15°	None
No 1	12/7/2012	1.01	100.0 cm	25.0x25.0 cm	30°	None
No 1	12/7/2012	1.03	100.0 cm	25.0x25.0 cm	45°	None
No 1	12/7/2012	1.02	95.0 cm	5.0x5.0 cm	0°	None
No 1	12/7/2012	1.03	95.0 cm	5.0x5.0 cm	15°	None
No 1	12/7/2012	1.04	95.0 cm	5.0x5.0 cm	30°	None
No 1	12/7/2012	0.04	95.0 cm	5.0x5.0 cm	45°	None
No 1	12/7/2012	1.01	95.0 cm	10.0x10.0 cm	0°	None
No 1	12/7/2012	1.02	95.0 cm	10.0x10.0 cm	15°	None
No 1	12/7/2012	1.03	95.0 cm	10.0x10.0 cm	30°	None
No 1	12/7/2012	1.05	95.0 cm	10.0x10.0 cm	45°	None
No 1	12/7/2012	1.01	95.0 cm	15.0x15.0 cm	0°	None
No 1	12/7/2012	1.01	95.0 cm	15.0x15.0 cm	15°	None
No 1	12/7/2012	1.03	95.0 cm	15.0x15.0 cm	30°	None
No 1	12/7/2012	1.05	95.0 cm	15.0x15.0 cm	45°	None
No 1	12/7/2012	1.01	95.0 cm	20.0x20.0 cm	0°	None

Şekil 3.2.4. Kalibrasyon Tablosu

Diyotlar elektrometre ve ara kablolar yardımı ile InviDos programının kurulu olduğu bilgisayara ve iyon odası ise PTW Unidos elektrometreye bağlanmıştır. Herbir kalibrasyon koşulu için 100 MU verilerek ölçümler alınmıştır. Diyot ölçümleri InviDos® programı tarafından otomatik kaydedilirken, iyon odası okumaları el ile programa girilmiştir. Bu sayede program tarafından otomatik olarak kalibrasyon faktörleri belirlenmiştir. Toplamda 5 adet diyot dedektör kalibre edilmiştir. Her bir diyot için 80 ölçüm alınmıştır.



**Şekil 3.2.5.** Diyot kalibrasyon geometrisi

Diyotların kalibrasyonu için alınan bu ölçümler değerlendirilerek aynı zamanda diyotların alan, KCM ve açı bağımlılıkları incelenmiştir.

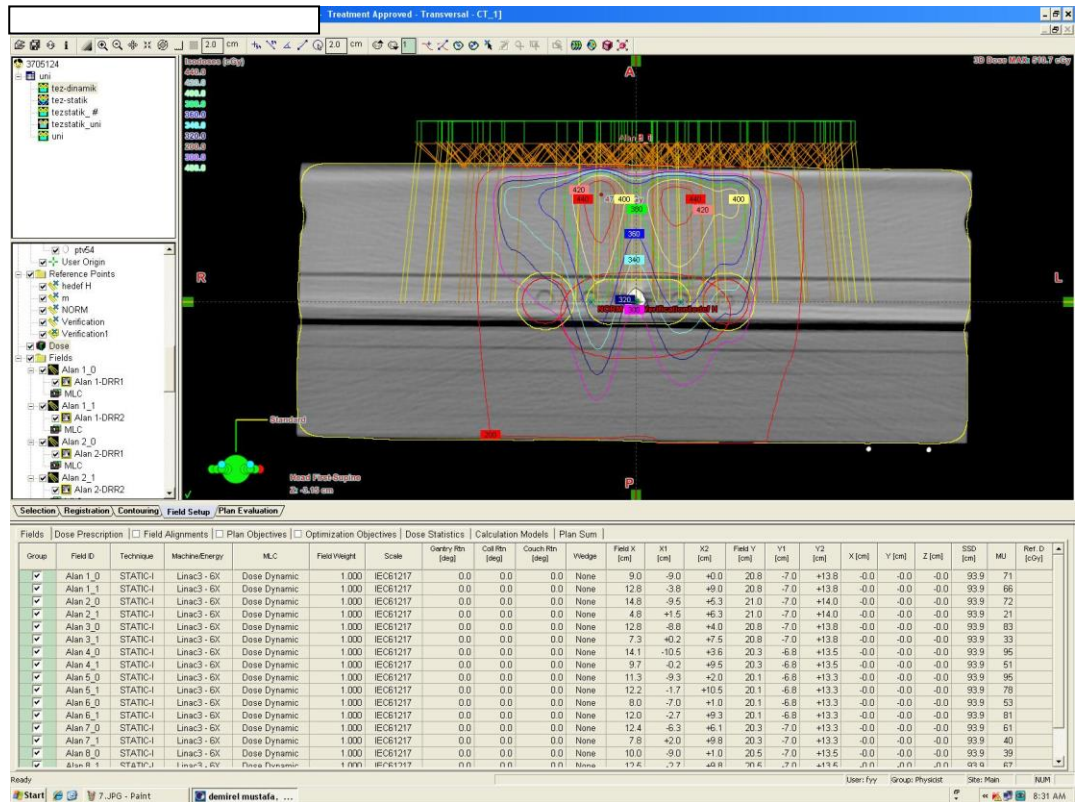
### 3.2.3. Diyot Ölçümlerinin Alınması

#### 3.2.3.1. Evrensel Fantom Ölçümleri

Diyotların kalibrasyonu yapıldıktan sonra daha önceden tedaviye girmiş 10 baş boyun hastası seçilmiştir. Herbir hastaya dinamik ve statik YART planı hazırlanmıştır. Yapılan 20 tedavi planı tek tek evrensel fantom üzerine gantri açıları  $0^0$  olacak şekilde taşınmıştır (Şekil 3.2.6).

Evrensel fantom üzerinde bulunan delikler sayesinde belirli noktalardan iyon odası ölçümleri alınabilmesine olanak sağlamaktadır. Delikler fantomun

merkezinde ve  $\pm 2$ ,  $\pm 4$  cm lateralinde bulunmaktadır. Evrensel fantomun tomografisi çekilirken BT merkezi merkezdeki delik üzerinde ve iyon odasının efektif noktasına denk gelecek şekilde seçilmiştir. Evrensel fantom üzerine taşınan tedavi planlamaları tekrar hesaplatılarak planlama sisteminin BT merkezindeki doz değerleri alınmıştır. Aynı zamanda  $\pm 2$  cm lateralindeki noktaların doz değerleri de alınmıştır. Yani her bir hastanın her bir planı için 3 ölçüm noktası, toplam 60 ölçüm noktası belirlenmiştir.



Şekil 3.2.6. Evrensel fantom üzerine taşınan bir planın görüntüsü.

Varian DHX cihazında ölçümlere başlamadan önce cihazın kalibrasyonu kontrol edilerek referans alan ve derinlikte 1 cGy 1 MU olacak şekilde ayarlanmıştır.

Evrensel fantom üzerinde bulunan çizgiler lazerlerle kesişecek şekilde ve seçilen BT merkezi SAD=100 cm mesafesine gelecek şekilde setup hazırlanmıştır.

Ölçümler ilk başta iyon odası referans deliklere yerleştirilerek yapılmıştır. İyon odası ölçümleri elektrometre yardımı ile kaydedilmiştir. Daha sonraki aşamada evrensel fantom yüzeyine diyotlar yerleştirilmiştir. Yerleştirme diyot pozisyonları dikkatlice referans ölçüm noktalarının üzerine gelecek şekilde yapılmıştır. Diyotların kalibrasyon dosyalarının bulunduğu InviDos® programına ölçüm koşulları girilerek diyot ölçümleri program sayesinde kaydedilmiştir. Diyotlar özellikleri itibariyle  $d_{max}$  dozunu vermektedir. Referans noktanın dozu ise hesapla elde edilmiştir. Kullanılan hesap yöntemi denklem 5' de belirtilmiştir (27) .

$$D_d = D_{diyot} \cdot TMR_d \left( \frac{(SSD + d_{max})}{(SAD + d_{max})} \right)^2 \quad \text{Denklem 5}$$

Formülde bulunan  $D_d$  istenilen  $d$  derinliğindeki dozu,  $D_{diyot}$  diyot ile ölçülen dozu,  $TMR_d$  ışınlanan tedavi alanı için belirlenen kolimatör alanı ve ilgili  $d$  derinliği için doku maksimum değerini, SSD kaynak ile cilt arasındaki mesafeyi, SAD cihazın kaynak eksen mesafesini,  $d_{maks}$  ise kullanılan enerjiye göre maksimum doz derinliğini belirtmektedir.

Değerlendirme aşamasında ise herbir nokta için planlama sisteminden alınan doz değeri, iyon odasıyla o noktada ölçülen doz değeri ve diyotlarla hesaplanan doz değeri karşılaştırılmıştır.

### 3.2.3.2. Alderson Rando® Fantom Ölçümleri

Evrensel fantom yüzeyinin düz olması sebebiyle hasta anatomisine daha yakın olan Alderson Rando® Fantom üzerinde diyot ölçümleri kontrol edilmiştir. Ölçümler için Alderson Rando® Fantomun BT görüntüleri çekilmiştir. BT görüntüleri TPS'e aktarılmıştır. Aktarılan BT üzerine bir hastanın statik ve dinamik YART planlamaları taşınıp tekrar hesaplatılmıştır.



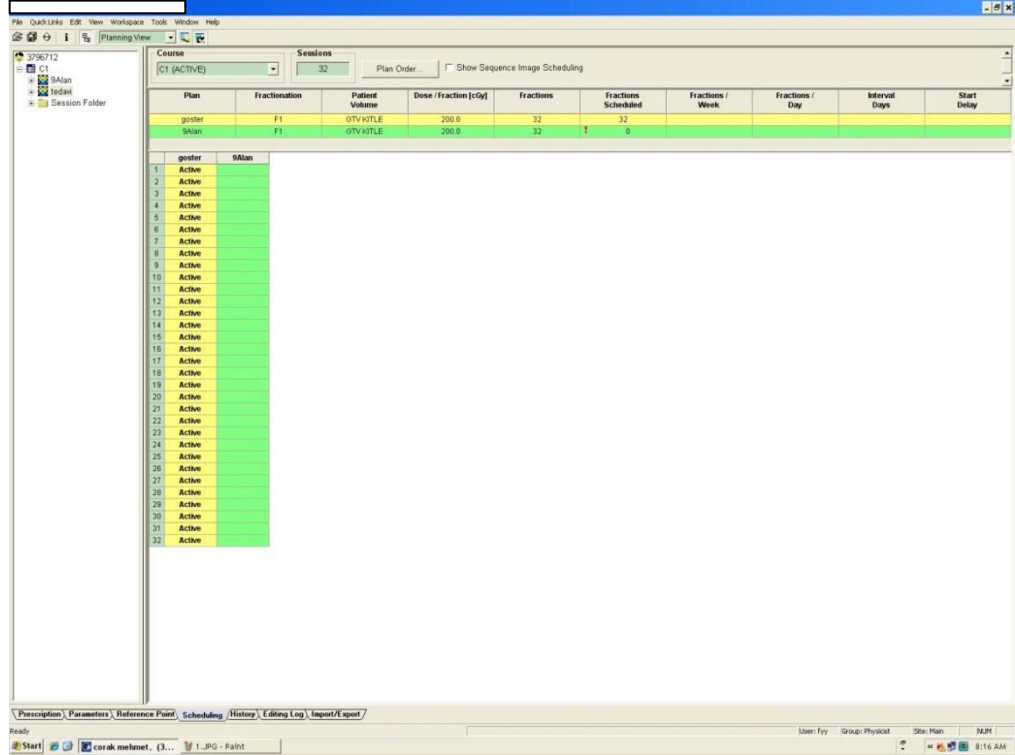
Fantom üzerinde ölçüm alınacak noktaların kolay belirlenmesi amacıyla alanların merkezi BT merkezi ile aynı nokta seçilmiştir. 3 adet diyot lazerlerin kesişim noktasına gelecek şekilde fantom üzerine yapıştırılmıştır. Diyotların yapıştırıldığı noktadan 1.5 cm derinlikteki planlama sisteminin verdiği nokta doz değerleri alınmıştır. Diyot pozisyonuna en dik gelen radyasyon demeti tespit edilip o demetin bu noktaya olan doz katkısına bakılmıştır.

BT merkezi ile alan merkezlerinin aynı nokta seçilmesi sayesinde setup, fantom üzerine çizilen BT lazer çizgilerine oturtularak yapılmıştır. Yapılan setup port filmler ile kontrol edildikten sonra ışınlama yapılmıştır. Daha önceden belirlenen alanlardan ışınlama yaparken diyot ölçümleri alınmıştır ve InviDos™ programına kayıt edilmiştir. Elde edilen ölçüm sonuçları direk olarak planlama sisteminden alınan değerle karşılaştırılmıştır.

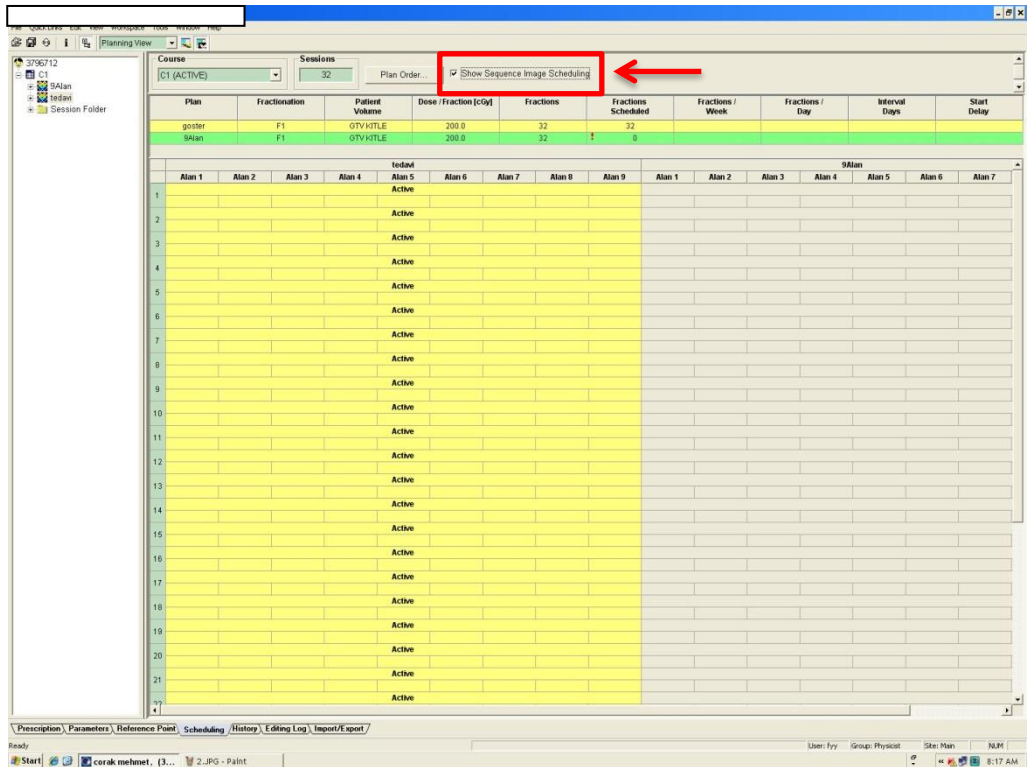
#### **3.2.4. EPID Ölçümleri**

EPID ölçümleri için 15 baş boyun YART hastası seçilmiştir. Hastalara daha önceden belirtilen planlama kriterlerine uygun tedavi planları hazırlanmıştır. Planlar ilgili radyasyon onkoloğuna onaylatıldıktan sonra kliniğimizde rutin olarak uygulanan tedavi öncesi kalite kontrol testleri uygulanmıştır. Seçilen tüm hasta planları kalite kontrol testleri sonucunda tedaviye uygun bulunmuştur.

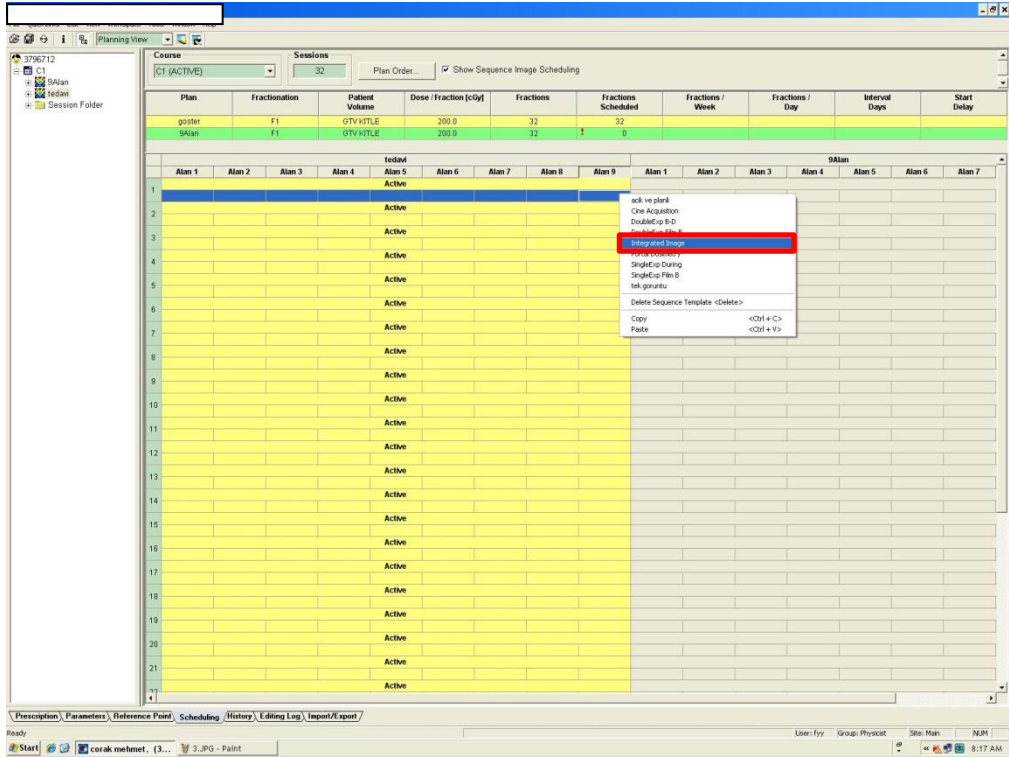
Tedaviye girecek hastaların tedavi takvimleri ECLIPSE planlama sisteminde “*RT Chart*” bölümünden oluşturulmaktadır. Hastalara 33 günlük tedavi takvimi oluşturulurken cihaza ilk gün, onbeşinci gün ve son gün EPID cihazı ile 2 boyutlu olarak çıkış dozlarını ölçmesi için komut verilmiştir. Bu işlem basamakları Şekil 3.2.7, Şekil 3.2.8, Şekil 3.2.9 ve Şekil 3.2.10 ‘da gösterilmiştir.



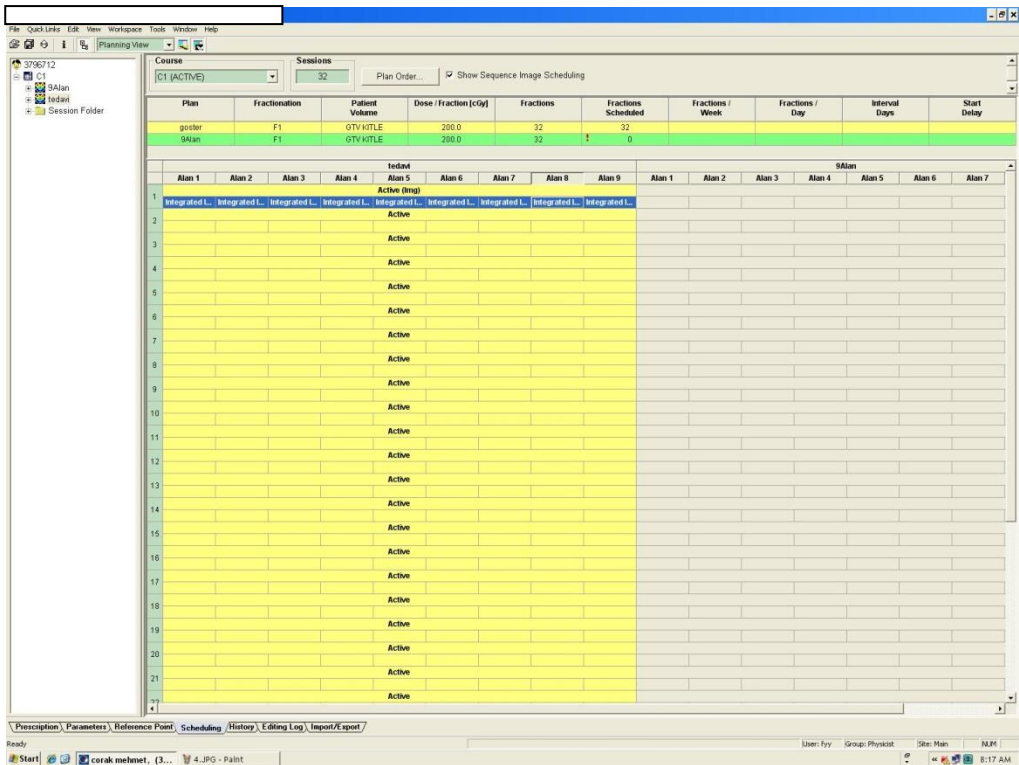
Şekil 3.2.7. Klasik tedavi takvimlerinin oluşturulduğu RT Chart bölümü



Şekil 3.2.8. Görüntü ekleme bölümünün aktif hale getirilmesi



Şekil 3.2.9. Eklenecek görüntü türünün belirlenmesi



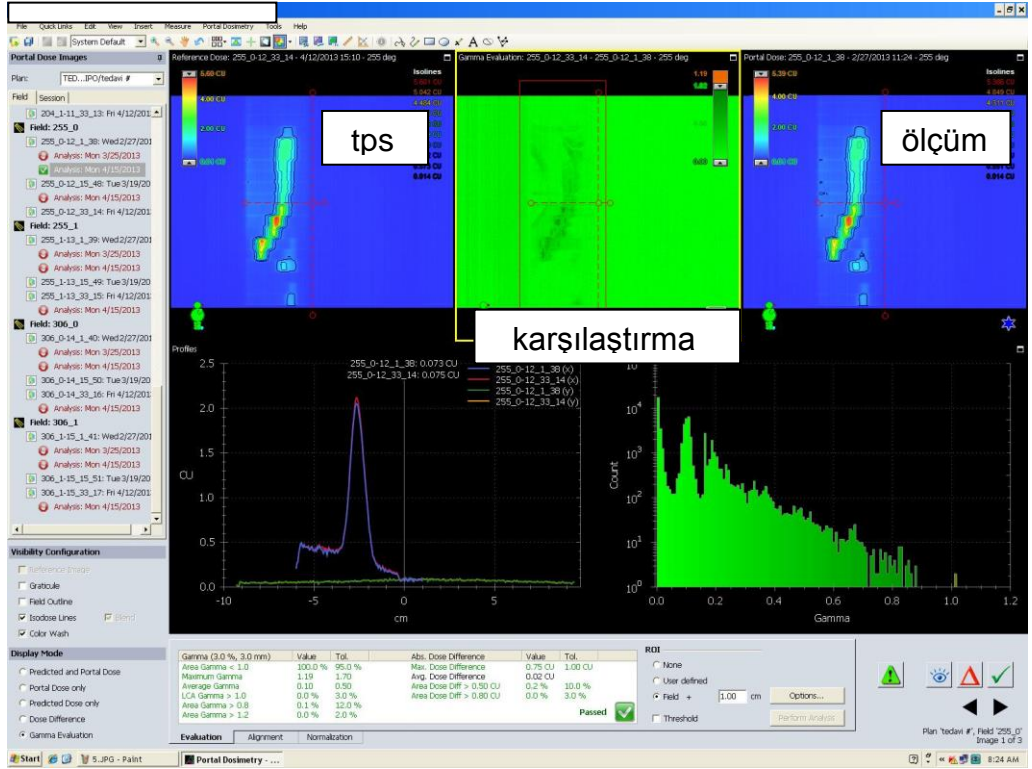
Şekil 3.2.10. Görüntülerin istenilen güne eklenmesi

Dolayısıyla hastalar tedaviye girerken EPID ölçümlerinin olduğu günler EPG cihazın kullanıcı yani teknikerler tarafından açılması sistem tarafından istenmektedir. Port cihazı tüm hastalar için aynı koordinatlarda açılmıştır (0,0,-60 cm).

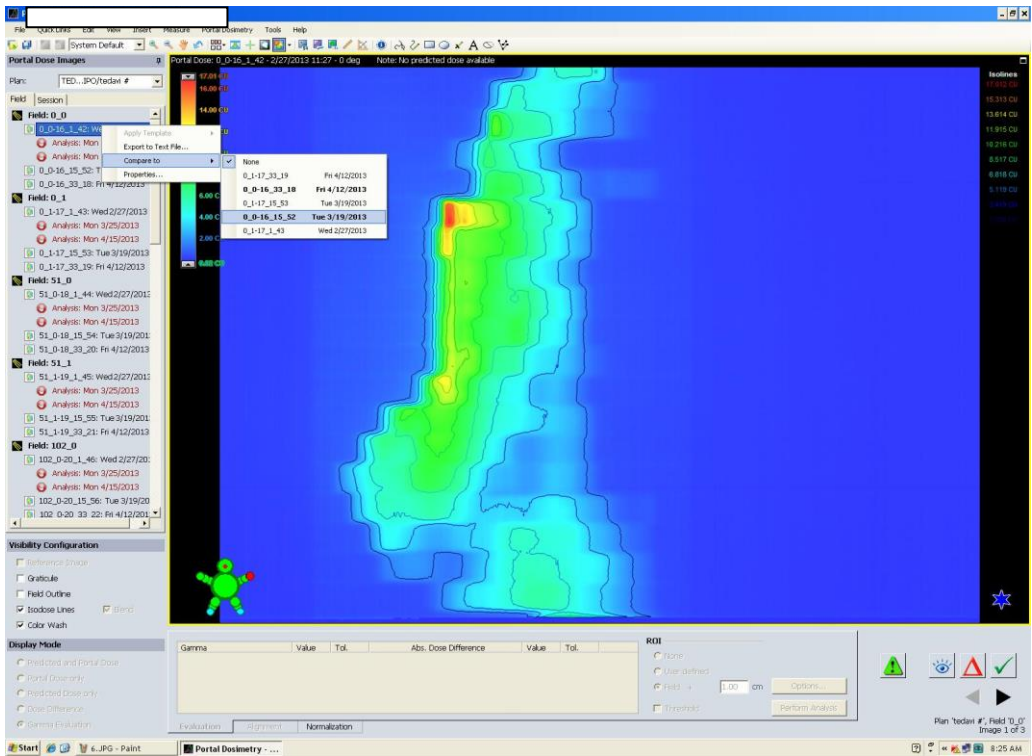
Ölçülen çıkış dozları sistem tarafından 2 boyutlu doz haritaları şeklinde kaydedilmiştir. Kaydedilen doz haritaları her hasta için alan alan, tedavinin ilk günü elde edilen doz haritası referans alınarak diğer günlerde doz haritaları ile karşılaştırılmıştır.

#### **3.2.4.1. EPID Ölçümlerinin Analizi**

Ölçüm analizleri ECLIPSE™ planlama sisteminin bünyesinde olan portal dosimetry™ programında yapılmıştır. Gama analiz parametreleri 3 mm %3 olarak seçildi. Analiz kriterlerine göre incelenen toplam nokta sayısının %95'i gama analizini geçmişse sonucun başarılı olduğu kabul edilmiştir. Şekil 3.2.11 bir hastanın tedavi alanlarından birinin referans ölçüm ile gama analizini göstermektedir. İncelenen toplam nokta sayısının yüzde kaçının analizden geçtiğini gösteren kısım işaretlenmiştir. Aynı zamanda Şekil 3.2.12' de gösterildiği gibi gama analizinde başarısız olan bölgeler de incelendi. Analizde başarısız olan bölgeler gama değerinin 1'den büyük olduğu bölgelerdir. Şekil 3.2.12' de kırmızı renkle gösterilen bölgeler gama değerinin 1'den büyük olduğu bölgeleridir.



Şekil 3.2.11. Çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritalarının karşılaştırılması



Şekil 3.2.12. Çıkış dozlarının oluşturduğu doz haritaları

## 4. BULGULAR

### 4.1. Diyot Ölçümleri

#### 4.1.1. Evrensel Fantomda Diyot Ölçümleri

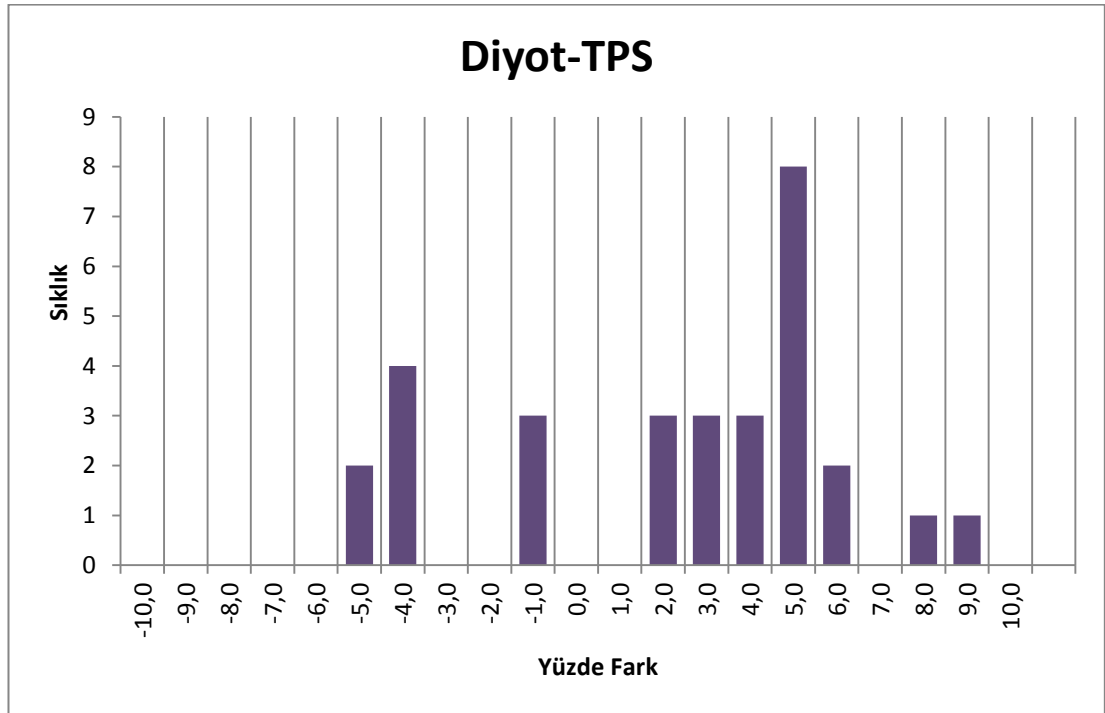
Tablo 4. Evrensel fantom üzerinde alınan 10 hastanın dinamik YART planları için diyot ölçümlerini ve aynı noktalar için iyon odasıyla ölçülen ve TPS ile hesaplatılan doz değerlerini göstermektedir.

**Tablo 4.** Dinamik YART planları için evrensel fantom üzerinde ölçülen ve hesaplanan doz değerleri

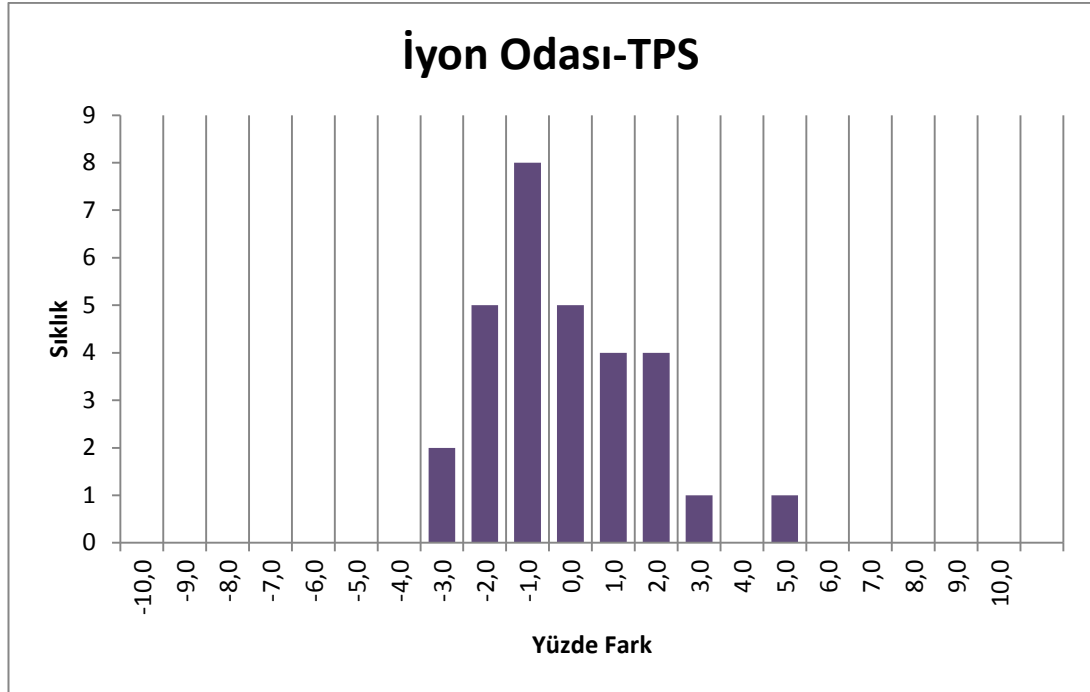
Hasta Adı	Nokta	iyon Odası Ölçümü(cGy)	TPS(cGy)	Diyot(cGy)	Diyot-TPS %fark	iyon odası-TPS%fark
Hasta1	0	242.5	239.0	227.8	4.7	1.5
	2	180.7	178.8	169.9	5.0	1.0
	-2	210.9	204.2	197.8	3.1	3.3
Hasta2	0	301.6	299.1	285.3	4.6	0.8
	2	286.0	281.1	270.8	3.7	1.7
	-2	289.5	287.1	275	4.2	0.8
Hasta3	0	211.9	209.7	199.6	4.8	1.1
	2	169.9	167.2	165.3	1.1	1.6
	-2	174.4	169.8	172.6	1.6	2.7
Hasta4	0	154.2	155.6	162.6	4.5	0.9
	2	161.1	157.2	160.1	1.8	2.5
	-2	160.5	159.4	155.4	2.5	0.7
Hasta5	0	215.3	212.5	200.9	5.5	1.3
	2	167.9	167.5	170.5	1.8	0.3
	-2	169.9	164.5	160	2.7	3.3
Hasta6	0	132.6	129.9	135.8	4.5	2.1
	2	148.8	148.8	141.6	4.8	0.0
	-2	97.5	98.6	104.2	5.7	1.1
Hasta7	0	140	137.8	143.4	4.1	1.6
	2	86.9	90.9	95.6	5.2	4.4
	-2	121.4	121.5	115.2	5.2	0.1
Hasta8	0	229.9	232.7	223	4.2	1.2
	2	227.5	223	212.5	4.7	2.0
	-2	117.6	120	118.7	1.1	2.0
Hasta9	0	200.1	202.3	195	3.6	1.1
	2	225	221	215.7	2.4	1.8
	-2	205.9	200.9	198.2	1.3	2.5
Hasta10	0	110.1	110.5	102.5	7.2	0.4
	2	215	219	200.1	8.6	1.8
	-2	192.3	192.7	200.7	4.2	0.2

Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'de Tablo 4.'de listelenen 10 hasta için alınan toplam 30 ölçüm için diyot ve iyon odası ölçümlerinin TPS'den alınan değerlerle karşılaştırıldığında yüzdelerik farkların sıklığı histogram olarak gösterilmiştir. Diyot ölçümleri için ortalama değer %1.7, standart sapma %4.1'dir. İyon odası ölçümleri için ortalama değer -%0.6 iken, standart sapma %1.8 olarak hesaplanmıştır.

Diyot ölçümleri TPS'den alınan değerlerle karşılaştırıldığında minimum fark %1.1 iken maksimum farkın %8.6 olduğu görülmektedir. Merkezde alınan ölçümler için ortalama fark %4.8 iken, merkezden +2 ve -2 cm lateralde alınan ölçümler için farklar sırasıyla %3.9 ve %3.2 olduğu görülmüştür. Bu değerler ışığında ölçüm alınan noktaların konumları ile ilgili klinik olarak dikkat çekecek bir farkın olmadığı yorumu yapılabilmektedir. İstatiksel olarak da farklar anlamlı bulunmamıştır. Merkezdeki ölçümlerle +2 cm lateraldeki ölçümler arasındaki fark değerlendirildiğinde p değeri 0.2, merkezdeki ölçümlerle -2 cm lateralindeki ölçümler değerlendirildiğinde p değeri 0.1, +2 cm ve -2 cm lateraldeki ölçümler karşılaştırıldığında p değeri 0.3 bulunmuştur.



**Şekil 4.2.** Diyot ölçümlerinin dinamik YART planları için TPS'den alınan değerlere göre yüzde farkları ve görülme sıklıklarını gösteren histogram



**Şekil 4.3.** İyon odası ölçümlerinin dinamik YART planları için TPS'den alınan değerlere göre yüzde farkları ve görülme sıklıklarını gösteren histogram

İyon odası ölçümleri TPS'den alınan değerlerle karşılaştırıldığında minimum fark %0 iken maksimum farkın %4.4 olduğu görülmektedir. Merkezde alınan ölçümler için ortalama fark %1.2 iken, merkezden +2 ve -2 cm lateralde alınan ölçümler için ortalama farkların %1.7 olduğu görülmüştür. İyon odasıyla da farklı konumlarda alınan ölçümlerdeki farkların hemen hemen aynı olduğu görülmektedir. İstatiksel olarak da bu farklar anlamlı bulunmamıştır. Merkezdeki ölçümlerle +2 cm lateraldeki ölçümler değerlendirildiğinde p değeri 0.3, merkezdeki ölçümlerle -2 cm lateralindeki ölçümler değerlendirildiğinde p değeri 0.3, +2 cm ve -2 cm lateraldeki ölçümler karşılaştırıldığında p değeri 0.9 bulunmuştur.

TPS verileri referans alınarak diyot ve iyon ölçümleri ile karşılaştırıldığında diyot ölçümleri için ortalama fark %3.9 iken iyon odası ölçümleri için ortalama fark %1.5 olarak bulundu ( $p < 0.005$ )

İyon odası ölçümlerinin tamamı  $\pm 5\%$  farkın içindeyken dinamik YART planları için alınan ölçümlerin % 86.7' si  $\pm 5\%$  farkın içindedir.



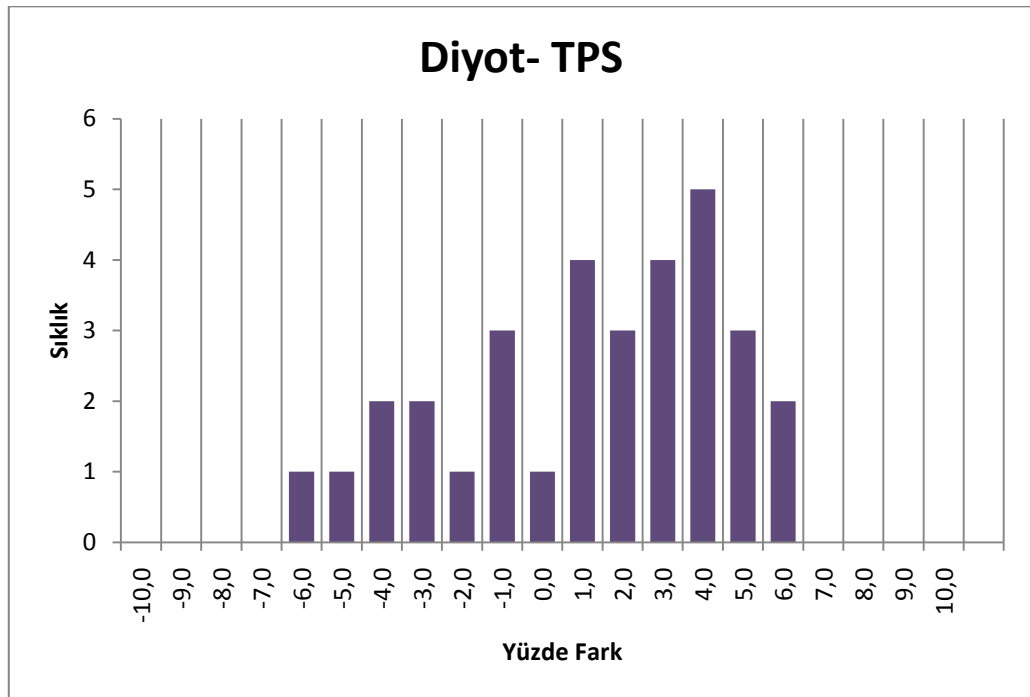
Tablo 5 evrensel fantom üzerinde alınan 10 hastanın statik YART planları için diyot ölçümlerini ve aynı noktalar için iyon odasıyla ölçülen ve TPS ile hesaplatılan doz değerlerini göstermektedir.

**Tablo 5.** Statik YART planları için Evrensel Fantom üzerinde ölçülen ve hesaplanan doz değerleri

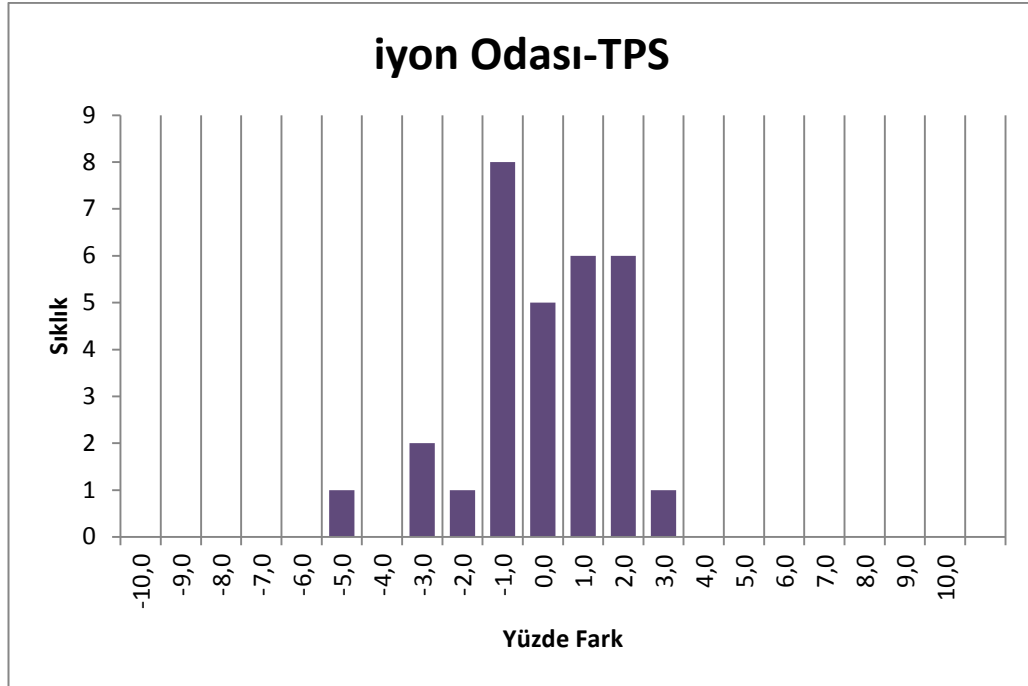
Hasta Adı	Nokta	iyon Odası Ölçümü(cGy)	TPS(cGy)	Diyot(cGy)	Diyot-TPS %fark	iyon Odası-TPS %fark
Hasta1	0	233.4	235.2	227.8	3.1	0.8
	2	182.7	180.9	172.5	4.6	1.0
	-2	198.2	200.9	195.1	2.9	1.3
Hasta2	0	305.7	308.5	295.3	4.3	0.9
	2	286.0	286.1	290.8	1.6	0.0
	-2	282.9	280.1	284.6	1.6	1.0
Hasta3	0	215.7	211	204.5	3.1	2.2
	2	163.7	165.7	160.2	3.3	1.2
	-2	158.2	160.3	156.7	2.2	1.3
Hasta4	0	154.2	152.6	158.9	4.1	1.0
	2	158.3	155.3	160.9	3.6	1.9
	-2	161.0	162.2	156.1	3.8	0.7
Hasta5	0	206.3	209.5	200.4	4.3	1.5
	2	169.4	167.9	172	2.4	0.9
	-2	162.4	164.1	159.8	2.6	1.0
Hasta6	0	126.3	126	129.8	3.0	0.2
	2	145.8	146.3	141.9	3.0	0.3
	-2	102.8	101.1	107.8	6.6	1.7
Hasta7	0	137.3	135.8	143.9	6.0	1.1
	2	86.9	85.4	80.4	5.9	1.8
	-2	124.4	122.6	119.8	2.3	1.5
Hasta8	0	233.4	230.9	222.8	3.5	1.1
	2	220.4	223.5	212.7	4.8	1.4
	-2	121.7	115.7	117.6	1.6	5.2
Hasta9	0	201.9	202.6	194.7	3.9	0.3
	2	222.6	222.2	212.2	4.5	0.2
	-2	206	199.7	191.2	4.3	3.2
Hasta10	0	112.5	109	103.5	5.0	3.2
	2	202.5	207.7	197.6	4.9	2.5
	-2	199.2	196.3	204.5	4.2	1.5

Şekil 4.3 ve şekil 4.4’de statik YART planları için toplam 30 ölçüm için diyot ve iyon odası ölçümlerinin TPS’den alınan değerlerle karşılaştırıldığında yüzdeler farkların sıklığı histogram olarak gösterilmiştir. Diyot ölçümleri için ortalama değer %1.4, standart sapma %3.8’dir. İyon odası ölçümleri için ortalama değer -%0.5 iken, standart sapma %1.7 olarak hesaplanmıştır.

Diyot ölçümleri TPS’den alınan değerlerle karşılaştırıldığında minimum fark %1.6 iken maksimum farkın %6.6 olduğu görülmektedir. Merkezde alınan ölçümler için ortalama fark %4.0 iken, merkezden +2 ve -2 cm lateralde alınan ölçümler için farklar sırasıyla %3.9 ve %3.2 olduğu görülmüştür. Bu değerler ışığında ölçüm alınan noktaların konumları ile ilgili dikkat çekecek bir fark olmadığı yorumu yapılabilir. İstatiksel olarak da bu farklar anlamlı bulunmamıştır. Merkezdeki diyot ölçümleri ile +2 cm lateraldeki ölçümler karşılaştırıldığında p değeri 0.7, merkezdeki ölçümlerle -2 cm lateralindeki ölçümler karşılaştırıldığında p değeri 0.2, +2 cm ve -2 cm lateraldeki ölçümler karşılaştırıldığında p değeri 0.3 bulunmuştur.



**Şekil 4.4.** Diyot ölçümlerinin dinamik YART planları için TPS’den alınan değerlere göre yüzde farklar ve görülme sıklıklarını gösteren histogram



**Şekil 4.5.** İyon odası ölçümlerinin statik YART planları için TPS'den alınan değerlere göre yüzde farklar ve görülme sıklıklarını gösteren histogram

İyon odası ölçümleri TPS'den alınan değerlerle karşılaştırıldığında minimum fark %0 iken maksimum farkın %5.2 olduğu görülmektedir. Merkezde alınan ölçümler için ortalama fark %1.2 iken, merkezden +2 ve -2 cm lateralde alınan ölçümler için bu farklar sırasıyla %1.1 ve %1.8 olduğu görülmüştür. İyon odasıyla da farklı konumlarda alınan ölçümlerdeki farkların hemen hemen aynı olduğu görülmektedir. İstatiksel olarak bu farklar anlamlı bulunmamıştır. Merkezdeki ölçümlerle +2 cm lateraldeki ölçümler değerlendirildiğinde p değeri 0.6, merkezdeki ölçümlerle -2 cm lateralindeki ölçümler değerlendirildiğinde p değeri 0.3, +2 cm ve -2 cm lateraldeki ölçümler karşılaştırıldığında p değeri 0.2 bulunmuştur.

TPS verileri referans alınarak diyot ve iyon ölçümleri ile karşılaştırıldığında diyot ölçümleri için ortalama fark %3.7 iken iyon odası ölçümleri için ortalama fark %1.4 olarak bulunmuştur ( $p < 0,005$ ).

İyon odası ölçümlerinin tamamı  $\pm 5\%$  farkın içindeyken dinamik YART planları için alınan ölçümlerin %90'ı  $\pm 5\%$  farkın içindedir.

Kliniğimizde dinamik YART planlarının kalite kontrolünde güvenle kullanılan iyon odası ölçümlerinde 30 ölçümün %100'ü kabul kriterini sağlarken, bu çalışmada test edilen diyot ölçümlerinin %88'i bu kriteri sağlamaktadır.

Dinamik YART planları için diyot ölçümlerinin TPS'e göre ortalama farkı %3.9 iken statik YART planları için %3.7 olduğu görüldü. İyon odası ölçümleri TPS sonuçları ile kıyaslandığında ortalama fark dinamik YART planları için %1.5 iken statik YART planları için %1.4 olduğu görüldü.

#### **4.1.2. Alderson Rando® Fantom Ölçüm Sonuçları**

Alderson Rando® fantom üzerinde denenen ölçümlerde statik YART planının 14 alt-alanının %78.5'i %5'lik farkın altında ölçülürken dinamik YART planlarının %71.4'ü %95 ve üzeri doğrulukla ölçülmüştür. (Tablo 6 ,Tablo 7).

Tablo 6 ve Tablo 7'de ifade edilen alt alanlar yaprakların hareket mesafesinin sınırlı oluşundan dolayı alanların ikiye bölünmesiyle oluşan alanlardır. YART alanlarında maksimum alan büyüklüğü 14.5 cm'den fazla olursa alanlar bu şekilde ikiye bölünür.

**Tablo 6.** Dinamik YART planı için Alderson Rando® Fantomda alınan diyot ölçümleri

Gantri Açısı		TPS dozu (cGy)	Diyot okuması (cGy)	%fark
0	alt alan1	22.4	21.7	3.1
	alt alan2	47.8	48.4	-1.3
51	alt alan1	17.2	20.2	-17.4
	alt alan2	38.4	37.8	1.6
102	alt alan1	53.2	55.6	-4.5
	alt alan2	25.5	21.6	15.3
153	alt alan1	39.2	39.9	-1.8
	alt alan2	33.5	30.2	9.9
204	alt alan1	40.8	40.2	1.5
	alt alan2	40	43.2	-8.0
255	alt alan1	27.1	28.1	-3.7
	alt alan2	23.3	24.4	-4.7
306	alt alan1	48.3	50.2	-3.9
	alt alan2	28.1	27.6	1.8

**Tablo 7.** Statik YART planı için Alderson Rando® Fantomda alınan diyot ölçümleri

Gantri Açısı		TPS dozu(cGy)	Diyot okuması(cGy)	%fark
0	alt alan1	21.4	20.5	4.2
	alt alan2	48.2	46.8	2.9
51	alt alan1	16.9	19.1	-13.0
	alt alan2	37.7	38.5	-2.1
102	alt alan1	54.9	52.4	4.6
	alt alan2	27.4	25.2	8.0
153	alt alan1	37.4	39.2	-4.8
	alt alan2	32	30.1	5.9
204	alt alan1	41.9	44	-5.0
	alt alan2	40.2	38.9	3.2
255	alt alan1	28.8	27.5	4.5
	alt alan2	22.6	23.6	-4.4
306	alt alan1	47.6	49.8	-4.6
	alt alan2	29.1	30.5	-4.8

## 4.2. EPID Ölçümleri

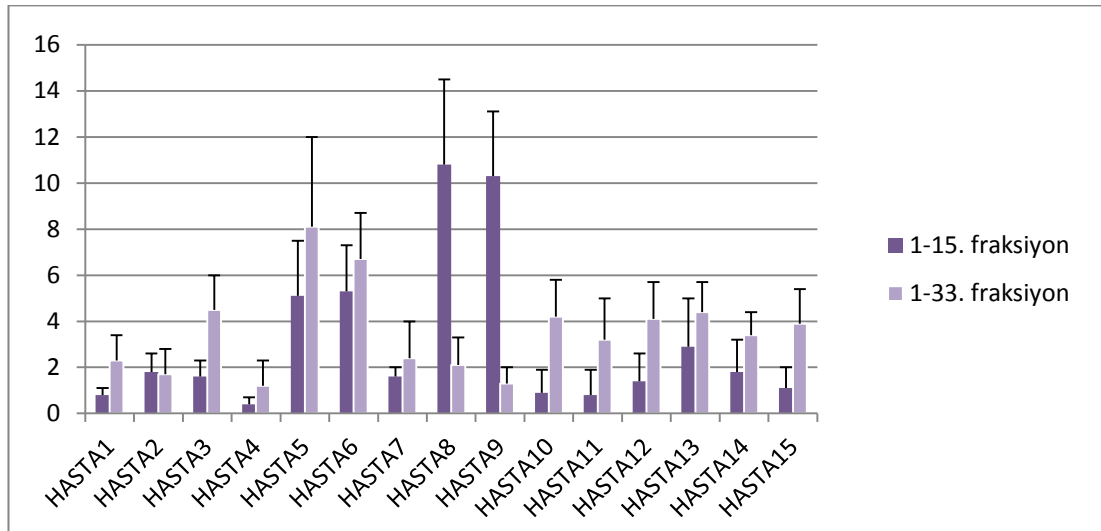
Tablo 8 tedavinin ilk fraksiyonu ve 15. fraksiyonunda alınan EPID ölçümleri ile tedavinin ilk fraksiyonu ve 33. fraksiyonunda alınan EPID ölçümlerinin gama analizi sonuçlarını göstermektedir. Tablo 8’ de gantri açılarına göre verilen sonuçların piksel sayısı tabanlı ağırlıklı ortalaması alınarak ortalama analiz sonuçları ve standart sapma değerleri de belirtilmiştir.

**Tablo 8.** Gama analizi sonuçları

		0	51	102	153	204	255	306	Ortalama analiz sonucu	SS
HASTA1	1.-15. frak.	99.1	98.7	99.9	99.3	99.3	99.1	99	99.2	0.3
	1.-33. frak.	97.1	97.4	98.5	98.5	97.9	98.9	95.4	97.7	1.1
HASTA2	1.-15. frak.	98.3	99.1	96.4	98.1	98.7	98.4	98.7	98.2	0.8
	1.-33. frak.	99.5	98.9	96.2	98.6	99.4	97.1	98.3	98.3	1.1
HASTA3	1.-15. frak.	99.2	97.9	99.2	97.8	99	98	97.5	98.4	0.7
	1.-33. frak.	93.5	97.1	97.4	94.2	95.9	96.5	94	95.5	1.5
HASTA4	1.-15. frak.	99.9	99.8	99.6	99.4	99	99.7	99.6	99.6	0.3
	1.-33. frak.	99.8	99.9	99.4	98	96.8	99.6	98	98.8	1.1
HASTA5	1.-15. frak.	91	97	94.3	97.1	94.8	97.9	92.3	94.9	2.4
	1.-33. frak.	84.7	96.2	93.1	93.4	91.9	95.8	87.9	91.9	3.9
HASTA6	1.-15. frak.	94.1	95.4	93.2	97.1	93.9	91.6	97.5	94.7	2.0
	1.-33. frak.	92.3	95.0	93.1	89.8	93.1	92.6	97.6	93.3	2.0
HASTA7	1.-15. frak.	97.8	98.5	99.1	98	98.3	98.3	98.9	98.4	0.4
	1.-33. frak.	96.3	98.8	99.8	95.6	95.6	98.5	98.3	97.6	1.6
HASTA8	1.-15. frak.	93.9	82.1	91.7	87.3	92.5	88	88.7	89.2	3.7
	1.-33. frak.	99.8	96.4	98	97.9	99.6	96.8	97	97.9	1.2
HASTA9	1.-15. frak.	91.4	91.2	91.6	84.6	86.2	90	92.7	89.7	2.8
	1.-33. frak.	99.7	98.7	98.2	97.5	98.2	99.1	99.2	98.7	0.7
HASTA10	1.-15. frak.	99.8	99.1	96.6	99.7	99.5	99.8	99.4	99.1	1.0
	1.-33. frak.	96.0	98.5	93.0	96.8	95.0	97.1	94.4	95.8	1.6
HASTA11	1.-15. frak.	99.5	99.4	99.5	99.7	99.8	96.4	99.9	99.2	1.1
	1.-33. frak.	99.4	94.0	97.7	94.9	97.5	95.3	99.0	96.8	1.8
HASTA12	1.-15. frak.	99.5	99.9	96.5	96.8	99.5	98.8	99.0	98.6	1.2
	1.-33. frak.	96.4	98.2	93.0	96.8	95.0	97.1	94.4	95.9	1.6
HASTA13	1.-15. frak.	98.9	94.1	93.8	99.2	96.0	98.2	99.5	97.1	2.1
	1.-33. frak.	95.8	94.3	95.9	95.0	94.0	98.5	95.9	95.6	1.3
HASTA14	1.-15. frak.	99.6	99.5	99.2	97.8	99.3	95.6	96.2	98.2	1.4
	1.-33. frak.	97.8	96.4	96.7	95.1	98.4	96.4	95.1	96.6	1.1
HASTA15	1.-15. frak.	98.6	99.4	99.4	99.2	99.6	96.6	99.2	98.9	0.9
	1.-33. frak.	95.6	97.4	93.4	97.5	97.3	94.2	97.4	96.1	1.5

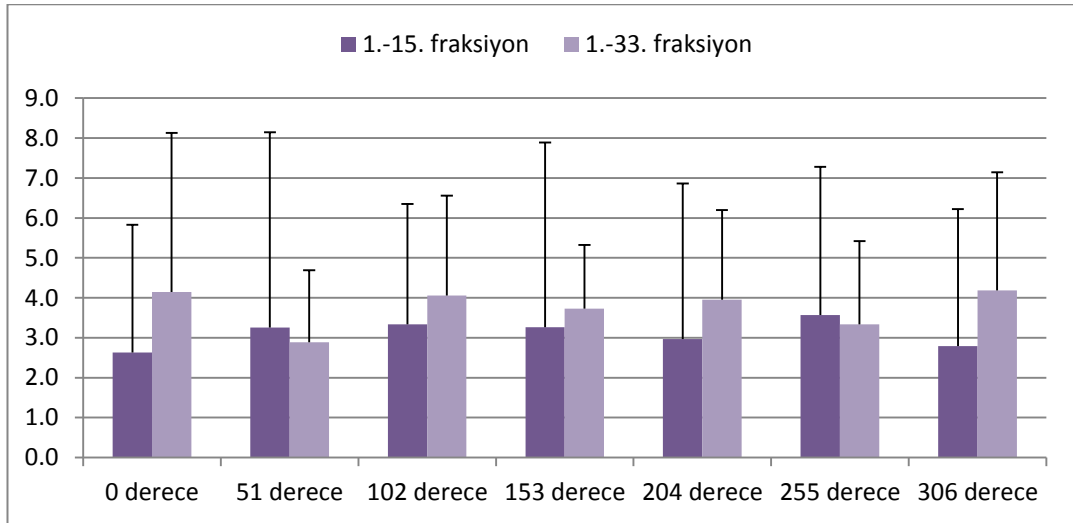
1. ve 15. fraksiyonlar arasında tüm hastalarda ortalama kilo kaybı 2.5 kg ve boyun çevresindeki incelme ortalama 1.4 cm iken 1. ve 33. fraksiyonlar arasında ortalama kilo kaybı 4.9 kg ve ortalama boyun çevresindeki incelme 2.5 cm olarak ölçülmüştür. 1. ve 15. fraksiyonlar arasında tüm alanların %79'u gama analizinden geçerken, 1. ve 33. fraksiyonlar arasında bu oran %68'e düşmüştür.

Şekil 4.5'te hastaların gama analizinde görülen farklar gösterilmiştir. 1-15. fraksiyonlar arasında görülen farkların 1-33. fraksiyonlar arasında arttığı görülmüştür. Bu ilişkinin şekil 4.8 ve şekil 4.9' da hastaların kilo kayıpları ve boyun kalınlıklarındaki incelme ile olan ilişkisi incelendi. 15 hastanın 1. ve 15. fraksiyonları arasında alınan EPID doz haritaları karşılaştırıldığında ortalama hatanın %5' ten fazla olduğu iki hasta görülmüştür. Bu hastalar şekil 4.5' te de belirtilen hasta 8 ve hasta 9' dur. Bu iki hastanın ilk gün ve 15. fraksiyonlar arasındaki kilo kayıpları incelendiğinde hasta 8 için 8 kg iken hasta 9 için 9.3 kg'dır. Boyun çevrelerindeki incelme ise sırasıyla 3.4 cm ve 6 cm'dir. Radyasyon onkologları tarafından bu iki hastaya yeniden BT çekilmesi ve plan yapılması kararı alındı. Bu yüzden bu hastaların 1. ve 33. fraksiyonları arasındaki gama analiz sonuçlarında görülen farkların 1.ve 15. günler arasındaki farklardan fazladır.



**Şekil 4.5.** 1.-15. Fraksiyonlar arasındaki farkların 1.-33. fraksiyonlar arasındaki farklar ile karşılaştırılması

Şekil 4.6 'de ise farkların gantri açılarına göre değişimi gösterilmektedir. Grafik tablo 8' de gösterilen verilerden tedavi planlamasında kullanılan gantri açı değerleri için elde edilen gama analiz sonuçlarının ortalama farkları alınarak yapılmıştır. Minimum fark ile maksimum farkın %2 ile %5 arasında değişen değerler olduğu ve her açıdan kaynaklanan hatanın yaklaşık aynı oranda olduğu görülmektedir.

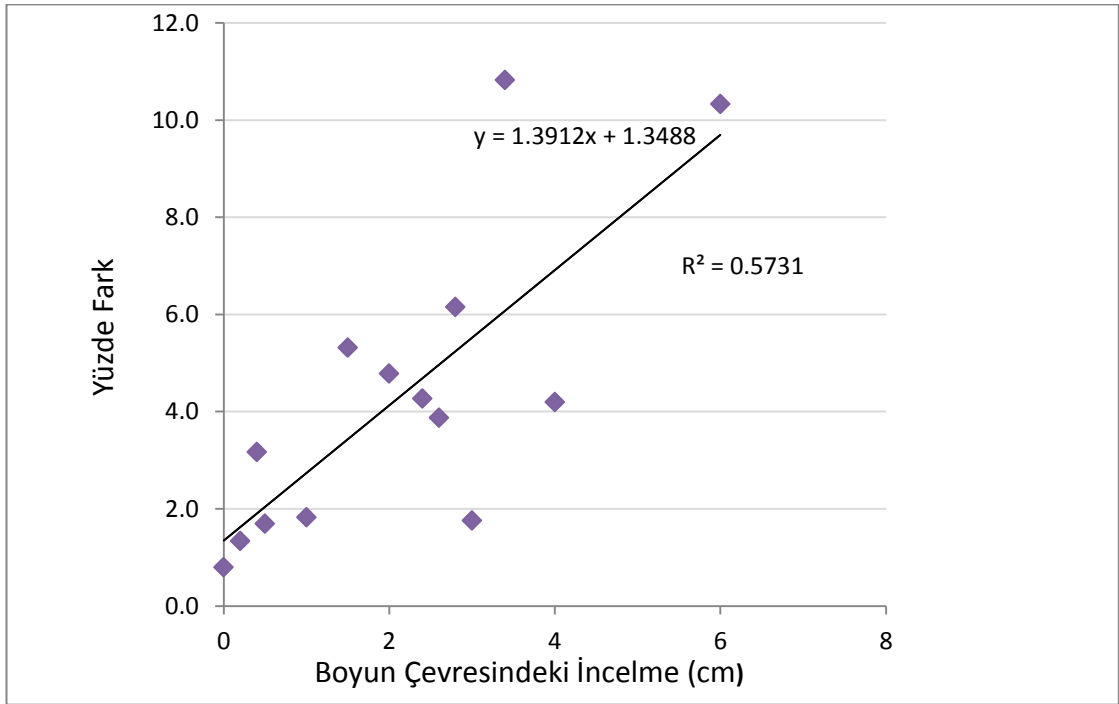


**Şekil 4.6.** Farkların gantri açısına göre değişimin incelenmesi

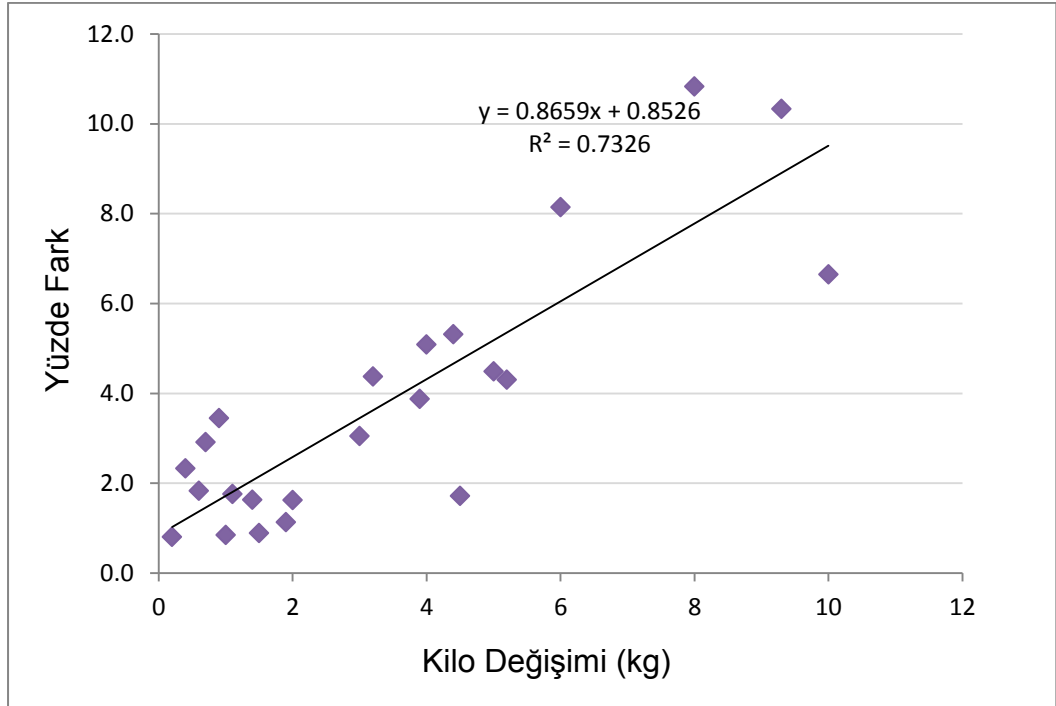
Şekil 4.7 ve Şekil 4.8' de gama analizinden elde edilen farkların ve hastalardaki kilo kayıpları ile boyun çevresindeki incelmeler incelenmiştir. Şekil 4.7' de boyun çevresindeki incelmelere karşı gama analizinde görülen farkların grafiği görülmektedir. Genel olarak boyun çevresindeki incelmeye arttığında farkın arttığı görülmektedir. Grafikteki verilerin lineer regresyonu yapılarak elde edilen doğru denkleminde göre %5'lik bir farkın gama analizinde görülebilmesi için 2.6 cm'lik bir incelmeye olması gerektiği görülmektedir. 15 hastalık çalışma grubumuzda iki hastanın (hasta 8 ve hasta 9) boyun çevresindeki incelmelerin 2.6 cm' den fazla olduğu görülmektedir. Bu hastalar yeniden BT çekilip tedavi planı hazırlanan hastalardır. Şekil 4.8'de ise kilo kayıplarına karşılık farkların grafiği



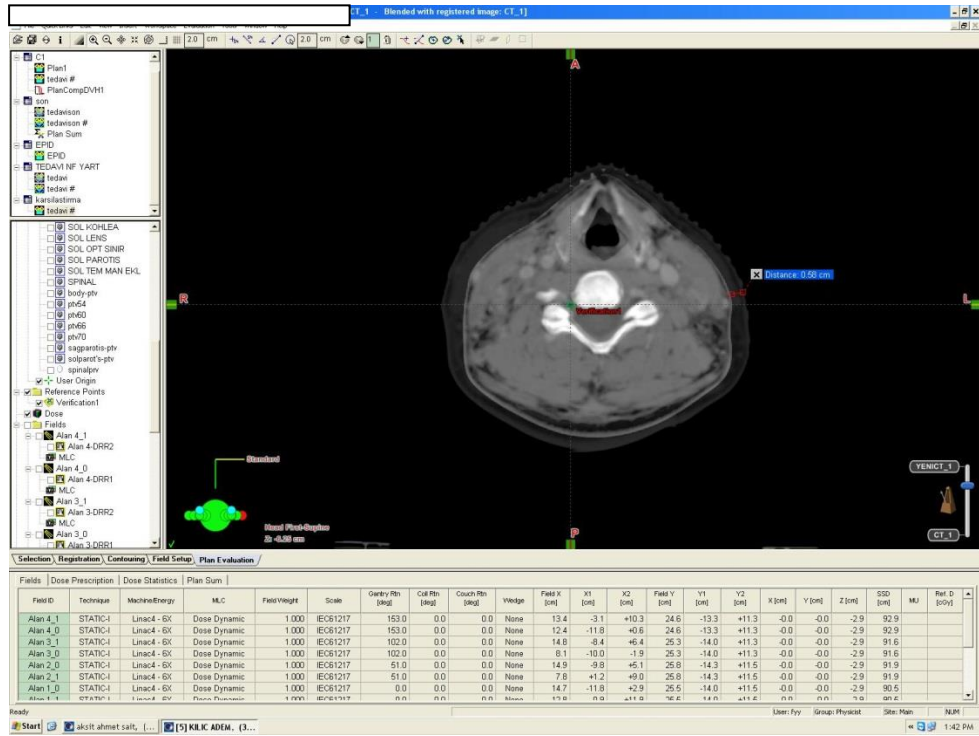
görülmektedir. Bu grafiğin lineer regresyon analizi sonucu kritik eşik değeri olan %5'lik farka karşılık gelen kilo kaybı 5.16 kg olarak hesaplandı. 1. ve 15. fraksiyonlar arasında 4 hastada 5.16 kg' dan fazla kilo kaybı olduğu gözlenmiştir. Bu hastalardan ikisine (hasta 8 ve hasta 9) yeniden BT çekilirken, diğer hastaların gama analizinin %5' den daha fazla hata vermediği ve boyun çevresindeki incelmenin 2.6 cm'den az olduğu görülmüştür. Şekil 4.9' da hasta 8' in ilk planlama tomografisi ile 15. fraksiyondan sonra tekrar planlama yapılmak üzere çekilen tomografi görüntüsünün füzyonu gösterilmiştir.



**Şekil 4.7.** Boyundaki incelmeye göre yüzde farkların incelenmesi



Şekil 4.8. Kilo kayıplarına göre yüzde farkların incelenmesi



Şekil 4.9. Hasta8 için planlama BT'si ile 15.gün çekilen BT'nin füzyon görüntüsü

## 5. TARTIŞMA

Diyot ölçümleri hem statik hem de dinamik YART planları için alınmıştır. Ölçümler ilk önce PTW Evrensel Fantom üzerinde, daha sonra hasta geometrisine yakın bir geometriye sahip olan Alderson Rando® Fantom üzerinde test edilmiştir. Kadesjö ve arkadaşları diyot dozimetrelerin statik YART planlamalarının kalite kontrolünde kullanılabileceğini göstermiştir (5) . Aldıkları 70 baş-boyun alanının in-vivo değerlerinin hesaplanan doza göre %87.5'inin %5'ten daha az bir fark ile ölçüldüğünü belirtmişlerdir. Çalışmamız dahilinde statik YART planlamaları için alınan ölçümlerde 60 baş boyun alanının %90'ının %5'ten az bir fark ile ölçüldüğü görülmüştür. Kadesjö ve arkadaşlarına ek olarak çalışmamızda dinamik YART planlamalarının kalite kontrolünde diyot dedektörler araştırılmıştır. Alınan toplam 60 ölçümün %86.7'si %5'ten daha az bir fark ile elde edilmiştir. Aynı alanlar için hem statik YART hem de dinamik YART planlarında iyon odası ile alınan 120 ölçümün hepsi %5'ten az bir fark ile ölçülmüştür.

Alderson Rando® Fantom üzerinde test edilen ölçümlerde statik YART planının 14 alt-alanının %78.5'i %5'lik farkın altında, dinamik YART planlarının ise %71.4'ü %95 ve üzeri doğrulukla ölçülmüştür.

Alınan ölçümler sonucunda diyot dedektörlerin statik YART planlarında dinamik YART planlarına göre daha fazla doğrulukla doz ölçümü yapabildiği görülmektedir. Bunun sebebi olarak; dinamik YART planlarında doz gradyanlarının statik YART planlarına göre daha fazla olması düşünülmektedir. TPS' den alınan doz değeri bir noktadaki doz değerini göstermektedir. Diyotlar ise hacimlerinden dolayı gerçekte bir bölgenin ortalama dozunu ölçmektedirler. Yani YART planlarında diyotlar bir nokta yerine doz gradyanlı bir bölgenin dozunu ölçmektedirler. Konformal alanlarda doz gradyanlarının düşük olması diyot dedektörlerin güvenle kullanılmasına olanak sağlarken görece olarak statik YART planlarından dinamik YART planlarına doğru artan doz gradyanlarının, artan doz farklarına neden olduğu düşünülmektedir.

Diyot ölçümleri ve iyon odası ölçümleri TPS verileri referans alınarak birbirleri ile karşılaştırıldığında diyot ölçümlerindeki farkların iyon odası ölçümlerindeki farklardan fazla olduğu görülmektedir. Bunun sebebi olarak diyotların su eşdeğeri kalınlığı 1.5 cm olan bir metal ile kaplanmış olması gösterilebilir. Diyotların dmax dozunu ölçme sebebi olarak gösterilen bu metalin düşük dozları soğurduğu Zhu tarafından söylenmiştir (28) . YART tekniğinde kullanılan düzensiz alanlar sebebiyle diyotların ölçüm sırasında kısmen ya da tamamen yaprak altında kalabileceği düşünülmektedir. Diyotların kısmen ya da tamamen yaprak altında kalması kaplı olduğu metalden dolayı gerçekten daha az doz okumasına sebep olabilir. Diyotların iyon odalarına göre daha farklı doz okumalarında bu sebebin de etkisi olduğu düşünülmektedir.

Alderson Rando® fantom üzerinde alınan ölçümlerdeki farkların PTW Evrensel Fantom ölçümlerine göre %10 ve %12.3'den sırasıyla %21.5 ve %28.6'ya arttığı görülmektedir. Farklardaki bu artışın sebebi olarak evrensel fantomdaki ölçümlerin düz bir yüzeyde alınmış olması gösterilebilmektedir. Alderson Rando® fantom yüzeyinin konkav olması sebebiyle diyotların pozisyonlanması aşamasında oldukça zorlanılmıştır. Diyotların pozisyonlanması oldukça dikkatli bir şekilde radyasyon demetine dik olacak ve TPS'den belirlenen ölçüm noktasına denk gelecek şekilde yapılmaya çalışılmıştır. Diyot pozisyonundaki 1 mm ya da 1 derecelik fark ölçüm noktasında yaklaşık 4 mm bir pozisyon farkına neden olmaktadır (5) . YART gibi yüksek gradyanlı bölgelerin olduğu tedavi planlarında 4mm'lik bir pozisyon değişikliği %5'ten fazla bir doz değişimine neden olabilmektedir. Alderson Rando® fantomda alınan ölçümlerde de dinamik YART planlarında görülen farklar statik YART planlarında görülen farklardan fazladır.

Çalışmamızda YART planlarının kalite kontrolünde kullanımı halen soru işaretleri ile dolu olan diyotların dışında (2) EPID de kullanılmıştır. Wouter van Elmpt'in literatür derlemesinde tedavi sırasında çıkış dozlarının alındığı 3. grupta toplanan çalışmaların hepsi mutlak doz ölçümleri ve elde edilen iki boyutlu doz haritalarının planlama sistemi ya da diğer dozimetrik ekipmanlar

ile karşılaştırılması üzerine odaklanmaktadır (9-15) . Çalışmamızda adı geçen bu çalışmalardan farklı olarak EPID'in fraksiyonlar arasında hasta anatomisiyle ilgili oluşabilecek hataların (kilo alma, kilo verme, tedavi alanına giren ödem bölgelerinin küçülmesi veya büyümesi gibi.) yeniden tedavi planı gerektirip gerektirmeyeceğine karar vermede yardımcı bir araç olarak kullanılabilirliğine bakılmıştır. EPID ile hastaların ilk gün alınan çıkış doz haritaları, tedavinin 15. günü ve 33. günü alınan doz haritalarıyla karşılaştırılmıştır.

1 ve 15. fraksiyonlar arasında yapılan toplam 210 ölçümün gama analizinin %21'i eşik değeri olan %5'den fazla fark verirken, 1 ve 33. fraksiyonlar arasındaki 210 gama analizinin %32'sinde %5'den fazla fark olduğu gözlenmiştir. 1 ve 15. fraksiyonlar arasında hastalarda ortalama kilo kaybı 2.5 kg ve boyun çevresindeki incelme ortalama 1.4 cm iken 1 ve 33. fraksiyonlar arasında ortalama kilo kaybı 4.9 kg ve ortalama boyun çevresindeki incelme 2.5 cm olarak ölçülmüştür. Gama analizlerinde ortaya çıkan farkların hastalardaki kilo kayıpları ve boyun çevresindeki incelmelerden kaynaklandığı düşünülmektedir. 1 ve 33. fraksiyonlar arasındaki kilo farkının ve boyun çevresindeki incelme miktarının 1 ve 15. fraksiyonlar arasındaki değerlere göre artması ile toplam gama analizindeki farklar arasında ilişki olduğu gözlenmektedir.

15 hastanın 1 ve 15. fraksiyonları arasında alınan EPID doz haritaları karşılaştırıldığında ortalama farkın %5'ten fazla olduğu iki hasta görüldü. Bu hastalar daha önce belirtilen hasta 8 ve hasta 9'dur. Ezzel ve arkadaşlarına göre doz analizlerinde kabul kriterleri  $\pm$ %5 fark içinde olmalıdır (29) . Bu iki hastanın ilk gün ve 15. fraksiyonlar arasındaki kilo kayıpları incelendiğinde hasta 8 için 8 kg iken hasta 9 için 9.3 kg'dır. Boyun çevrelerindeki incelme ise sırasıyla 3.4 cm ve 6 cm'dir. Radyasyon onkologları tarafından bu iki hastaya yeniden BT çekilmesi ve plan yapılması kararı alınmıştır.

Boyun çevresindeki incelme arttığında farkın arttığı görülmektedir. Aynı şekilde kilo kayıpları da gama analizi sonuçlarını etkilemektedir. 1 ve 15. fraksiyonlar arasında 4 hastada 5.16 kg' dan fazla kilo kaybı olduğu

gözlenmiştir. Bu hastalardan ikisine (hasta 8 ve hasta 9) yeniden BT çekilirken, diğer hastaların gama analizinde %5'den daha fazla fark gözlenmemiştir ve boyun çevresindeki incelmanın de 2.6 cm'den az olduğu görülmüştür. Bu sonuçlara göre baş boyun hastalarında boyun çevresindeki takibin kilo kayıplara göre daha önemli olduğu söylenebilmektedir. Kilo takibi pratikte boyun çevresi ölçme işleminden daha basit olduğu düşünülürse hastalara kilo takibi yapıp 5.2 kg'dan fazla kilo kaybı görülen hastalarda boyun çevresi incelemesi ve in-vivo ölçümlerle tedavi planlarının verifikasyonları yapılması önerilmektedir.

Literatüre bakıldığında baş-boyun hastalarında adaptif radyoterapinin gerekliliğini gösteren çalışmalar mevcuttur (1,30) . Bu çalışmaların çoğu parotis bezlerinin ve hedeflerin hacimsel değişimleri üzerine durulmuş çalışmalardır (1,30) . Kritik yapıların ve hedeflerin hacimsel değişimlerini incelemek için hastaların belirli periyotlarda yeniden BT görüntülerinin alınması gerekmektedir. Alınan BT görüntüleri üzerinde yeniden hedef yapılar ve kritik organlar çizilip hacimsel ve pozisyonel değişimlerine bakılarak plan yapıp yapılmayacağına karar verilmektedir. Bu süreç iş yükünde bir artışa neden olmaktadır. Çünkü tekrar plan yapılmasına gerek duyulmayan hastalar da vardır. Bu çalışmadaki yöntemimizle hastanın yeniden BT görüntüsünün alınıp alınmamasının gerekliliği çıkış dozlarındaki değişimlere bakılarak karar verme imkanı sağlabilmektedir.

Schwartz ve arkadaşlarına göre ilk radyoterapi planının yenilendiği fraksiyon ortalama olarak 15. Fraksiyondur (1) . Çalışmamızda da ilk kontrol noktası olarak 15. fraksiyon seçilmiştir. Fakat Schwartz ve arkadaşlarının çalışmasına göre 15. fraksiyondan önce de radyoterapi planının yenilendiği hastalar da mevcuttur. Bu sebeble daha detaylı bir inceleme için EPID ölçümlerinin beş günde bir alınması düşünülebilir. Çalışmamızda iş yükünü arttıracığı düşünüldüğünden beş günde bir ölçüm alınması tercih edilmemiştir.

Hasta 8'in ilk planlama tomografisi ile 15. fraksiyondandan sonra tekrar planlama yapılmak üzere çekilen tomografi görüntüsünün füzyonu incelendiğinde 15 günde boyunda gerçekleşen inceleme görülmektedir. Bu hastanın 1.fraksiyonu ile 15. fraksiyonu arasında alınan EPID ölçümlerinin gama analizi sonucu ortalama %10' dan fazla hata vermektedir. %5' lik bir farkın üzerinde tekrar planlama yapıldığı düşünülürse beş günde bir EPID ölçümü alma fikrini güçlenmektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- 1) Diyot dedektörler baş-boyun hastalarının hem statik hem de dinamik yoğunluk ayarlı tedavi planlarının in-vivo dozimetresinde kullanılabilirler. Fakat ölçümler sırasında karşılaşılan güçlükler göz önüne alınarak;
  - a) Diyot dedektör ile ölçüm alınacak noktaların doz gradyanı yüksek olan bölgelerden olabildiğince uzak olmasına dikkat edilmesi önerilir.
  - b) Diyot dedektörlerin in-vivo ölçüm için hasta üzerine pozisyonlaması yapılırken olabildiğince düz yüzeyler seçilmesi önerilir.
- 2) Statik YART planları için alınan ölçümler dinamik YART planları için alınan ölçümlere göre TPS dozları ile karşılaştırıldığında farklar daha düşüktür. Statik YART planlarının kalite kontrolünde diyot dedektörlerin dinamik YART'a göre daha güvenilir olduğu söylenebilir.
- 3) Çalışmamızda EPID ile çıkış dozu ölçümlerinin baş boyun hasta anatomisindeki değişikliklerin takibinde kullanılabilir bir yöntem olduğu görülmüştür. Ölçüm sonuçları hastaların hedef ve kritik organ dozlarının nasıl değiştiği hakkında bilgi vermezken sadece yeniden planlama yapılıp yapılmayacağı kararına yardımcı olur niteliktedir
- 4) 1 ve 15. fraksiyonlar arasında yapılan gama analiz sonuçlarına göre 15 hastadan ikisinde %5'den fazla fark görülürken 1 ve 33. fraksiyonlar arasında yapılan analizde 2 hastada daha %5' den fazla hata olduğu görülmüştür. Bu sebeble EPID ölçümleri 15. fraksiyondan sonra oluşabilecek farkları görmek açısından sıklaştırılabilir.
- 5) Alınan EPID ölçümlerinin sonucunda baş boyun hastalarının boyun çevresindeki değişimi ve kilo kaybı ile dozimetrik hata oranları arasında ilinti gözlemlendi.



- a) Yeniden planlamayı gerektirecek boyun çevresindeki değişimin eşik değeri 2.6 cm olarak hesaplandı. Yeniden plan yapılıp yapılmayacağına in-vivo ölçümler alınarak ya da boyun çevresi ölçülerek karar verilebilir.
  - b) Baş-boyun hastalarının kilo takibi yapıldığında eşik değeri 5.2 kg'dan fazla kilo kaybı olan hastalar adaptif radyoterapi açısından değerlendirilebilir.
- 6) EPID ölçümlerinde gantri pozisyonuna göre gözlenen farklar incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç elde edilmemiştir.

## KAYNAKLAR

- 1.Schwartz, D.L., Garden, A.S., Shah, S.J., Chronowski, G., Sejpal, S., Rosenthal, D.I. ve diğeri. (2013) Adaptive radiotherapy for head and neck cancer--dosimetric results from a prospective clinical trial. *Radiotherapy and Oncology : Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, 106 (1), 80-84.
- 2.*Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiotherapy.*(AAPM,2005)
- 3.van Elmpt, W., McDermott, L., Nijsten, S., Wendling, M., Lambin, P.,Mijnheer, B. (2008) A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiotherapy and Oncology : Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, 88 (3), 289-309.
- 4.Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working, G. (2001) Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 51 (4), 880-914.
- 5.Kadesjo, N., Nyholm, T.,Olofsson, J. (2011) A practical approach to diode based in vivo dosimetry for intensity modulated radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology : Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, 98 (3), 378-381.
- 6.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.
- 7.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.

- 8.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.
- 9.Chang, J., Mageras, G.S., Chui, C.S., Ling, C.C.,Lutz, W. (2000) Relative profile and dose verification of intensity-modulated radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 47 (1), 231-240.
- 10.Talamonti, C., Casati, M.,Bucciolini, M. (2006) Pretreatment verification of IMRT absolute dose distributions using a commercial a-Si EPID. *Medical Physics*, 33 (11), 4367-4378.
- 11.Pasma, K.L., Kroonwijk, M., Quint, S., Visser, A.G.,Heijmen, B.J. (1999) Transit dosimetry with an electronic portal imaging device (EPID) for 115 prostate cancer patients. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 45 (5), 1297-1303.
- 12.Nijsten, S.M., Mijnheer, B.J., Dekker, A.L., Lambin, P.,Minken, A.W. (2007) Routine individualised patient dosimetry using electronic portal imaging devices. *Radiotherapy and Oncology : Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, 83 (1), 65-75.
- 13.Piermattei, A., Fidanzio, A., Stimato, G., Azario, L., Grimaldi, L., D'Onofrio, G. ve diğeri. (2006) In vivo dosimetry by an aSi-based EPID. *Medical Physics*, 33 (11), 4414-4422.
- 14.Vieira, S.C., Dirkx, M.L., Heijmen, B.J.,de Boer, H.C. (2004) SIFT: a method to verify the IMRT fluence delivered during patient treatment using an electronic portal imaging device. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 60 (3), 981-993.

15. Spies, L., Partridge, M., Groh, B.A., Bortfeld, T. (2001) An iterative algorithm for reconstructing incident beam distributions from transmission measurements using electronic portal imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 46 (8), N203-211.
16. 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.
17. Hogstrom, K.R., Mills, M.D., Meyer, J.A., Palta, J.R., Mellenberg, D.E., Meoz, R.T. ve diğeri. (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.
18. International Commission on Radiation Units and Measurements. (1987). Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons. Bethesda, Md., U.S.A.: The Commission.
19. 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.
20. *Portal Dosimetry Configuration Manuel, V.M.S.U.*
21. *Manuel of Scanditronik Wellhöfer Diode In-Vivo Dosimetry.*
22. *Devices, R.S. Instruction Manual of ART Phantoms*
23. *BrightSpeed Serisi, Teknik Başvuru Kılavuzu, General Electric Company. (2007).*
24. *Eclipse Treatment Planing System User Manuel.*
25. *Ionizing Radiation Products, PTW FREIBURG.*

26.Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Baş-Boyun Kanseri YART protokolü.

27.Yıldız, D. (2008) ***Precise Tedavi Planlama Sisteminin 6 Mv Ve 18 Mv Foton Enerjilerinde Toraks Tümörleri Tedavisindeki Doz Dağılımının Film Dozimetrisi, Elektronik Portal Görüntüleme Ve İn-Vivo Dozimetrik Sistemleriyle Kalite Kontrolü***, Yüksek lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.

28.Zhu, X.R. (2000) Entrance dose measurements for in-vivo diode dosimetry: Comparison of correction factors for two types of commercial silicon diode detectors. *Journal of Applied Clinical Medical Physics / American College of Medical Physics*, 1 (3), 100-107.

29.Ezzell, G.A., Galvin, J.M., Low, D., Palta, J.R., Rosen, I., Sharpe, M.B. ve diğerleri. (2003) Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Medical Physics*, 30 (8), 2089-2115.

30.Gregoire, V., Jeraj, R., Lee, J.A., O'Sullivan, B. (2012) Radiotherapy for head and neck tumours in 2012 and beyond: conformal, tailored, and adaptive? *The Lancet oncology*, 13 (7), e292-300.



**T.C.**  
**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 -16

10 Ocak 2014

**ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU**

**Toplantı Tarihi** : 08.01.2014 ÇARŞAMBA  
**Toplantı No** : 2014/01  
**Proje No** : GO 13/540 (Değerlendirme Tarihi 20.11.2013)  
**Karar No** : GO 13/540 - 06

Üniversitemiz Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof.Dr.Hüsnü Fadıl AKYOL'un sorumlu araştırmacısı olduğu Yrd.Doç.Dr.Mete YEGİNER ile birlikte çalışacakları Arş.Gör.Fazlı Yağız YEDEKÇİ'nin tezi olan GO13/540 kayıt numaralı ve "Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniğinde İn Vivo Dozimetri İçin Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi (EPID) ve Diyot Dedektörlerin Kullanılması" başlıklı proje önerisi araştırmannın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- |   |   |
|---|---|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan)     | 9 Prof. Dr. Melahat Görduysus (Üye)         |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye)    | 10. Prof. Dr. Cansın Şačkeseñ (Üye)         |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye)     | 11. Prof. Dr. R. Köksal Özgül (Üye)         |
| 4. Prof. Dr. Sevda F. Müftüođlu (Üye)   | 12. Prof. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye)         |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmenşüer (Üye)      | 13 Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye)         |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | 14. Prof. Dr Leyla Dinç (Üye)               |
| 7. Prof. Dr. Songül Vaizođlu (Üye)      | 15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsvrev Turnagöl (Üye) |
| 8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal (Üye)   | 16. Av. Meltem Onurlu (Üye)                 |