



T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROSTAT KANSERLERİNDE FARKLI YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLARI İÇİN GAMA ANALİZLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Gökçen İNAN

DOKTORA TEZİ

Fizik Anabilim Dalı

OCAK-2020
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

DOKTORA TEZİ

PROSTAT KANSERLERİNDE FARKLI YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLARI İÇİN GAMA ANALİZLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Gökçen İNAN

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Rıza OĞUL

2020, 74 Sayfa

Jüri
Prof. Dr. İbrahim KARATAŞ
Prof. Dr. Rıza OĞUL
Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ
Doç. Dr. Güler YAVAŞ
Doç. Dr. Ersin BOZKURT

Radyasyon tedavisinde istenilen dozu hedef hacme doğru bir şekilde vermek çok önemlidir. Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (YART), kalite kontrol açısından daha karmaşıktır ve ayrıntılı iki boyutlu dozimetrik doğrulama gerektirir. YART tekniğinin karmaşıklığından dolayı hastaya özgü tedavi öncesi kalite kontrollerinin yapılması YART tedavisinin en önemli aşamalarından biridir. Hesaplanan ve ölçülen doz arasındaki değerlendirme, YART teadvisinin kalite güvencesinde önemli bir rol oynar. Klinik tedavilerin artan karmaşıklığı, daha doğru doz doğrulama süreçleri ve sistemlerine duyulan ihtiyacı arttırmaktadır. Kalite kontroller tedavi planlama sisteminde (TPS) modellenen doz dağılımının, ölçülen doz dağılımıyla benzerliği analiz edilerek yapılır.

Bu çalışmanın amacı, radyoterapi tedavi planlarının doz doğrulaması için Portal dozimetri, Epiqa ve 2-D Array dedektörü kullanarak gama analizlerini karşılaştırmaktır. Ters planlama tekniğiyle yapılan 20 tane prostat kanseri hastası için 2 farklı tedavi planları, optimizasyon işleminden sonra doz dağılımları Anizotropik Analitik Algoritması'yla (AAA) hesaplanmış ve kalite kontrol planları yaratılmıştır. Tedavi planları TPS'de Eclipse 15.1 sürümü kullanılarak oluşturulmuştur. Tüm ölçümler Varian DHX lineer hızlandırıcısına entegre edilmiş bir aS500 ve 2-D Array ile yapılmıştır. Doz dağılımı, doz uyumu ve anlaşma parametrelerine uzaklık için farklı γ kriterleri (%2/2 mm ve %3/3 mm) kullanılarak oluşturulan gama alanı histogramları (GAH) ile değerlendirilmiştir. 40 YART planının ortalama geçiş oranı, %2/2 mm ve % 3/3 mm olan tüm cihazlar için % 95'in üzerinde bulunmuştur. %2/2 mm ve %3/3 mm kriterleri için, portal dozimetride gama analizinin geçiş oranları, epiqa ve 2-D Array sisteminden daha yüksek bulunmuştur. İstatistiksel analizler Mann Whitney Test ve Kruskall-Wallis Test kullanılarak değerlendirilmiş ve $p<0,01$ değeri anlamlı kabul edilmiştir.

Çalışmamızda analiz sonucundaki farklılıkların ölçüm sistemleri ve bu sistemlere ait yazılımların farklılılarından meydana geldiği düşünülmektedir. Sonuç olarak her üç sistem hastaya özgü kalite kontrol için kullanılabilmektedir. Bu çalışmada bulduğumuz değerlerin literatürdeki benzer çalışmalarla uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Elektronil Portal Görüntüleme Cihazı **(**EPGC), Epiqa, Gama analizi, 2-D Array, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

ABSTRACT

Ph.D THESIS

COMPARISON OF GAMA ANALYSIS FOR DIFFERENT IDENTITY MODULATED RADIOTHERAPY PLANS IN PROSTATE CANCER

Gökçen İNAN

THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF SELÇUK UNIVERSITY
THE DEGREE OF DOCTOR OF PHILOSOPHY
IN PHYSICS

Advisor: Prof. Dr. Rıza OĞUL

2020, 74 Pages

Jury
Prof. Dr. İbrahim KARATAŞ
Prof. Dr. Rıza OĞUL
Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ
Doç. Dr. Güler YAVAŞ
Doç. Dr. Ersin BOZKURT

It is very important to deliver the desired dose to the target volume accurately in radiation treatment. IMRT is more complex in terms of quality assurance and requires detailed two-dimensional dosimetric verification. Because of the high complexity of IMRT patient-specific pretreatment quality assurance (QA) is generally considered a necessary pre-requisite to patient treatment. The evaluation between calculated and measured dose plays an important role in the quality assurance of IMRT. The increasing complexity of clinical treatments raises the need for more accurate dose verification procedures and systems. The quality control is done by analysing of similarity between dose distribution modelled in treatment planning system (TPS) and measured dose distribution.

The aim of this study was to compare gamma analysis by using Electronic Portal Imaging Device (Epid), Epiqa and 2-D Array detector for dose verification of radiotherapy treatment plans. Following the optimization process, dose distribution of 20 plans (prostate) done by inverse planning technique is calculated by Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), and quality control plans were created. The treatment plans were created using treatment planning system (TPS) version 15.1. All measurents were performed by aS500 Epid integrated into Varian DHX linear accelerator, and 2-D Array detector. The dose distribution was evaluated with gamma area histograms (GAHs) generated using different γ criteria (%2/2 mm and %3/3 mm) for dose agreement and distance to agreement parameters. The average pass rate for 20 IMRT plans was above to %95 for all devices with %2/2 mm and %3/3 mm. For the %2/2 mm and %3/3 mm criteria, the passing rates of gamma analysis for the Epid system were higher than those of epiqa and 2-D Array. Statistical analyses were evaluated by using Mann Whitney Test and Kruskall-Wallis Test and p value of $p < 0.01$ was considered to be significant.

In our study, it is thought that the differences in the results of the analysis consist of differences in measurement systems and software of these systems. As a result, all three systems can be used for patient-based QA. We observed that the obtained values in this study are in consistent with the results in the literature.

Keywords: Electronic Portal Imaging Devices (EPID), Epiqa, Gamma analysis, 2D Array, Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)

ÖNSÖZ

Doktora çalışmam boyunca yanımda olan, her türlü bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Rıza OĞUL'a,

Doktoraya başlama sürecimde bana büyük destek veren çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ' ye,

Bilgisi ve tecrübesiyle yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. İbrahim KARABULUT'a, Sayın Doç. Dr. Elife Öznur KARABULUT' a ve Sayın Arş. Gör. Dr. Hamide AVCI'ya,

Çalışma hayatım ve doktora süresince desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabiim Dalı Başkanı Sayın Doç. Dr. Çağdaş Yavaş'a ve Sayın Doç. Dr. Güler Yavaş'a,

Doktora süresince bütün samimiyetiyle ile beni her zaman destekleyen çok değerli iş arkadaşlarım Öğr. Gör. Osman Vefa GÜL'e ve Çiğdem YILMAZ'a,

Maddi-manevi destekleri ile her zaman yanımda olan başta çok değerli eşim Burak İNAN olmak üzere CANIM AİLEME sonsuz teşekkür ederim.

Gökçen İNAN
KONYA-2020

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **iv**

ABSRACT ..... **v**

ÖNSÖZ ..... **vi**

İÇİNDEKİLER ..... **vii**

ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **xi**

TABLOLAR DİZİNİ ..... **xii**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **xiii**

1. GİRİŞ **1**

1.1. Radyoterapinin Gelişimi 2
1.2. Lineer Hızlandırıcılar 3
1.3. Çok Yapraklı Kolimatör Sistemi 6
1.4. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi 7
1.5. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlama İşlemleri 8
1.5.1. YART Planlama Teknikleri 9
1.5.2. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi 10
1.5.3. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi 10
1.6. Doz Hesaplama Algoritmaları 11
1.6.1. Anizotropik Analitik Algoritma 12
1.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Kalite Güvencesi 13
1.7.1. Lineer Hızlandırıcıya Bağlı Kalite Kontroller 14
1.7.2. Planlamaya ve Hastaya Bağlı Kalite Kontroller 16
1.8. Elekronik Portal Görüntüleme Cihazı 16
1.9. Portal Doz Hesaplama 19
1.9.1. Varian Portal Dozimetri Yazılımının PDIP Algoritması 19
1.9.2. Epiqa Yazılımı GLAaS Algoritması 20
1.10. 2-D Array Dedektör 22
1.11. Gama Analizi Yöntemi 23

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI **27**

3. MATERYAL VE YÖNTEM **32**

3.1. Araç ve Gereçler 32
3.1.1. Varian Marka DHX Lineer Hızlandırıcı 32
3.1.2. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi 33
3.1.3. Varian aS500 Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPGC) 34
3.1.4. Varian Portal Dozimetri Yazılımı 35
3.1.5. PTW 2-D Array Seven 29 35
3.1.6. PTW Verisoft Yazılımı 36

3.1.7. Epidos Epiqa (sürüm 4.1.5) Yazılımı 36
3.1.8. Toschiba Marka Bilgisayarlı Tomografi Cihazı 37

3.2. Yöntem 38
3.2.1. YART Tedavi Planlarının Oluşturulması 38
3.2.2. Kalite Kontrol Öncesi Tedavi Cihazında Yapılan Ölçümler 40
3.2.3. EPG Sistemin Kalibrasyonu 41
3.2.4. Portal Dozimetri ve Epiqa Kalite Kontrol Planlarının Hazırlanması ve Değerlendirilmesi 41
3.2.5. 2-D Array Kalite Kontrol Planlarının Hazırlanması ve Değerlendirimesi 43

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA 45

4.1. Kalite Kontrol Planlarında 5 Tedavi Alanına Sahip YART ortalama Sonuçları 56
4.2. Kalite Kontrol Planlarında 7 Tedavi Alanına Sahip YART ortalama Sonuçları 57
4.3. Portal Dozimetri, Epiqa ve 2-D Array YART Kalite Kontrol Planlarının Gama Analiz Sonuçlarının İstatistiksel Verileri 49
4.4. Gama Analiz Sonuçlarının Literatür ile Karşılaştırılması 63

7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 65

6. KAYNAKLAR 68

7. ÖZGEÇMİŞ 72

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Lineer hızlandırıcıların çalışma prensibi 4
Şekil 1.2. Lineer hızlandırıcıların şeması 5
Şekil 1.3. Çok yapraklı kolimatör sistemi 7
Şekil 1.4. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) teknikleri 9
Şekil 1.5. Statik YART tekniğinde yoğunluk ayarlaması 10
Şekil 1.6. Dinamik YART tekniğinde yoğunluk ayarlaması 11
Şekil 1.7. Tedavi bileşenleri 13
Şekil 1.8. EPGC dedektörünün kesitsel yapısı 18
Şekil 1.9. Doz farkı ve uzlaşma mesafesi testleri için doz dağılım değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi 24
Şekil 1.10. Birleşik elipsel doz farkı ve uyum mesafesi testleri kullanılan doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi 24
Şekil 1.11. Gama analizi değerlendirmesi 26
Şekil 3.1. Varian DHX lineer hızlandırıcı cihazı 33
Şekil 3.2. Varian eclipse tedavi planlama sistemi ile yapılan YART planlama örneği 34
Şekil 3.3. Varian aS500 EPGC 35
Şekil 3.4. PTW 2-D Array Seven 29 36
Şekil 3.5. Toschiba bilgisayarlı tomografi cihazı 37
Şekil 3.6. Varian Eclipse TPS'nde prostat YART konturlaması 38
Şekil 3.7. 7 alanlı prostat YART planlaması 39
Şekil 3.8. TPS'de yapılan optimizasyon görüntüsü 40
Şekil 3.9. Varian portal dozimetri yazılımı 42
Şekil 3.10. Epiqa Hera – YART gama analizi 43
Şekil 3.11. 2-D Array Verisoft yazılımı ile gama analizi 44
Şekil 4.1. Portal dozimetride YART planı gama analizi karşılaştırılması 45
Şekil 4.2. Epiqa yazılımında YART planı gama analizi karşılaştırılması 45
Şekil 4.3. 5 alanlı planlarda epid, epiqa ve 2D array %2/2 mm gama değerleri için yüzde dağılımı 57
Şekil 4.4. 5 alanlı planlarda epid, epiqa ve 2D array %3/3 mm gama değerleri için yüzde dağılımı 57

Şekil 4.5. 7 alanlı planlarda epid, epiqa ve 2D array %2/2 mm gama değerleri için yüzde dağılımı..... 59

Şekil 4.6. 7 alanlı planlarda epid, epiqa ve 2D array %3/3 mm gama değerleri için yüzde dağılımı..... 59

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1.1. Lineer hızlandırıcı için yapılacak mekanik ve dozimetrik testler.....15
Tablo 4.1. 1. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 46
Tablo 4.2. 2. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 46
Tablo 4.3. 3. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 47
Tablo 4.4. 4. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 47
Tablo 4.5. 5. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 48
Tablo 4.6. 6. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 48
Tablo 4.7. 7. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 49
Tablo 4.8. 8. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 49
Tablo 4.9. 9. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 50
Tablo 4.10. 10. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 50
Tablo 4.11. 11. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 51
Tablo 4.12. 12. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 51
Tablo 4.13. 13. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 52
Tablo 4.14. 14. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 52
Tablo 4.15. 15. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 53

Tablo 4.16. 16. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 53
Tablo 4.17. 17. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 54
Tablo 4.18. 18. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 54
Tablo 4.19. 19. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 55
Tablo 4.20. 20. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları 55
Tablo 4.21. 5 alan için toplam 20 hastanın YART planlarına ait kalite kontrol planlarının ortalama ve standart sapma değerleri 56
Tablo 4.22. 7 alan için toplam 20 hastanın YART planlarına ait kalite kontrol planlarının ortalama ve standart sapma değerleri 58
Tablo 4.23. 5 alan YART planlarında %2/2 mm gama kriteri için ölçümlerin çoklu karşılaştırılması 60
Tablo 4.24. 5 alan YART planlarında %2/2 mm gama kriteri için ölçümlerin ikili karşılaştırılması 60
Tablo 4.25. 5 alan YART planlarında %3/3 mm gama kriteri için ölçümlerin çoklu karşılaştırılması 60
Tablo 4.26. 5 alan YART planlarında %3/3 mm gama kriteri için ölçümlerin ikili karşılaştırılması 61
Tablo 4.27. 7 alan YART planlarında %2/2 mm gama kriteri için ölçümlerin çoklu karşılaştırılması 61
Tablo 4.28. 7 alan YART planlarında %2/2 mm gama kriteri için ölçümlerin ikili karşılaştırılması 62
Tablo 4.29. 7 alan YART planlarında %3/3 mm gama kriteri için ölçümlerin çoklu karşılaştırılması 62
Tablo 4.30. 7 alan YART planlarında %3/3 mm gama kriteri için ölçümlerin ikili karşılaştırılması 62

SİMGELER VE KISALTMALAR

Kısaltmalar

YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
SYART	: Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
DYART	: Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
3BKRT	: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
VMAT	: Volumetrik Ark Tedavisi
IGRT	: Görüntü Eşliğinde Radyoterapi
BRT	: Brakiterapi
Linak	: Doğrusal Hızlandırıcı (Linear Accelerator)
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
AAA	: Aniztropik Analitik Algoritma
BFU	: Başlangıç Faz Uzayı
MFU	: Modifiye Faz Uzayı
SSD	: Source Skin Distance (Kaynak cilt mesafesi)
EPGC	:Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı
KDM	: Kaynak Dedektör Mesafesi
KEM	: Kaynak Eksen Mesafesi
MV	: Mega Volt
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birim ve Ölçüm Komisyonu
IAEA	: Uluslararası Atom Enerji Kurumu
PDIP	: Portal Dose Image Prediction
Gy	: Soğurulan Radyasyon Doz Birimi
cm	: Santimetre
mm	: Milimetre
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	: Monitör Unit
DRR	: Dijital Rekonstrükte Radyografi
%DD	: Yüzde Derin Doz
DTA	: Distance to Agrrement (Uyum Mesafesi)
AAPM	: American Association Physicist Medicine

1. GİRİŞ

Radyasyon, tıpta tanı ve tedavide yaygın olarak kullanılmaktadır. Hastalıkları teşhis amacıyla dokuları ve organları görüntüleme yöntemleri tanısal amaçlı görüntülemedir. Radyasyonun tedavide kullanımında ise hücrelerin çoğalmasının durdurulması veya yok edilmesi amaçlanır. Bu iki özelliğinden dolayı radyasyon hastalıkların tanı ve tedavisine önemli bir rol oynar. Radyoterapi, kanser hücrelerinin iyonlaştırıcı radyasyon kullanılarak doğrudan ya da dolaylı olarak öldürülmesi temeline dayanmaktadır. Gelişen teknoloji ile birlikte tedavi cihazları ve görüntüleme sistemleri bu amaca yönelik geliştirilmiştir. Radyoterapide tedavi planlarının doğrulanması, karmaşık radyoterapi tekniklerinde çok önemli bir adımdır, çünkü radyasyon tedavisinin temel amacı, kritik organlara ve sağlıklı dokulara radyasyonu minimum düzeyde verirken, hedef hacime iyonlaştırıcı radyasyon dozunu maksimum düzeyde vermektir. Lineer hızlındırıcılarda bulunan Çok Yapraklı Kolimatörler (ÇYK) kullanımı karmaşık alanlar ve doz şekillendirme işlemleri için konformal radyoterapi tekniklerini geliştirmiş ve YART tedavisinin klinik uygulamasını arttırmıştır (Syamkumar ve ark., 2012). Radyoterapide kalite kontrol süreci genellikle hastanın konumlandırma kontrolünün yanı sıra doz ölçümü de gerektirir. Hesaplanan ve ölçülen doz arasındaki değerlendirme, YART tedavisinin kalite güvencesinde önemli bir rol oynar. Klinik tedavilerin artan karmaşıklığı, daha doğru doz doğrulama sistemleri ve süreçlerine duyulan ihtiyacı artırmıştır (Spezi ve ark., 2005).

Prostat kanseri, erkeklerde en sık görülen kanser türlerinden biridir. Radyoterapinin prostat kanserlerinin tedavisinde çok önemli bir rolü vardır (Sağer ve Beyzadeoğlu 2017). Prostat, prostat kanseri tedavisi nedeniyle radyasyon dozu alma riski olan rektum, mesane, penil ampul ve femur başlarına yakın bir yerde bulunur. Birçok dozimetrik çalışma, YART tedavisinin bu kritik organların korunması için çok iyi bir seçenek olduğunu göstermiştir (Bijl ve ark., 2017). YART tedavilerinde dozimetrik kalite kontrol gerekmektedir. Kalite kontrol, tedavi planlama sisteminde (TPS) modellenen doz dağılımı ve ölçülen doz dağılımı arasındaki benzerlik analizi ile yapılır. Dedektör sistemlerindeki ölçülen doz dağılımlarının, TPS ile hesaplanan doz dağılımına kıyasla değerlendirilmesi için, gamma analiz yöntemi kullanılarak uygulanabilir (Van Esch ve ark., 2004).

Çalışmada Eclipse 15.1 TPS ile yapılan prostat YART tedavi planlarının kalite kontrollerinin yapılması amaçlanmıştır. Bu çalışmada YART dozunun doğrulanması

için üç farklı sistem kullanılmıştır. PDIP algoritmasını kullanan Varian Portal Dozimetri yazılımı, GLAaS algoritmasını kullanan Epiqa ve VeriSoft yazılımı kullanan 2-D Array seven 29 dozimetrik ölçüm sistemlerinde gama analizi karşılaştırmalarının yapılması amaçlanmıştır. Farklı algoritmaların kullanıldığı üç yazılımın sonuçları birbiriyle karşılaştırılarak algoritmaların birbiriyle tutarlılığı incelenmiştir. Tüm tedavi planlarında doz dağılımlarının doğrulanması için %2/2 mm ve %3/3 mm kriterlerinde gama-indeks analiz yöntemi kullanılarak planlar karşılaştırılmış ve istatistiksel olarak incelenmiştir.

1.1. Radyoterapinin Gelişimi

Röntgen'in X ışınlarını, Becquerel'in ise doğal radyoaktiviteyi keşfinden bu yana geçen zamanda radyasyon tedavisinde karmaşık sistem ve teknolojiler kullanılarak kanser tedavisinde büyük gelişmeler gösterilmiştir. X ışınlarının keşfinden 2 ay sonra 29 Ocak 1896'da Chicago'da bir fabrikada 65 yaşındaki Rosa Lee adlı meme kanseri olan hastaya X ışınları ile radyoterapi tedavisi uygulayan Emil Grubbe'den bu yana Radyasyon Onkolojisi gelişimini, aşağıdaki gibi sıralayabiliriz (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008).

1895: X ışınları Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir (Würzbur - Almanya).

1895: X ışınları meme kanserinde kullanılmıştır (Emil Grubbe Chicago - ABD).

1896: X ışınları Nazofarinks kanserinde kullanımış ve radyasyon tedavisinin ağrı tedavisinde uygundığı ilk yayın gerçekleştirilmiştir (Voigt J, Ärztlicher Verein Hamburg. Hamburg, Germany; Febr 3).

1896: Doğal radyoaktivite Henri Becquerel tarafından keşfedilmiştir (Paris- Fransa).

1896: Mide kanserinde Victor Despeignes tarafından X ışınları kullanılmıştır (Lyon - Fransa).

1896: Cilt kanserinde Léopold Freund tarafından X ışınları kullanılmıştır (Viyana-Avusturya).

1897: Elektronlar keşfedilmiştir (Thompson).

1898: Radyum, Marie ve Pierre Curie tarafından keşfedilmiştir (Paris – Fransa).

1899: Alfa parçacıkları tanımlanmıştır (E. Rutherford).

1901: Cilt brakiterapisinde Radyum ilk defa kullanılmıştır (Dr Danlos -Hôspital Saint-Louis -Fransa).

1903: Lenfoma radyoterapisinde ilk yayınlar çıkmıştır (Dr. Senn ve Dr. Pusey).

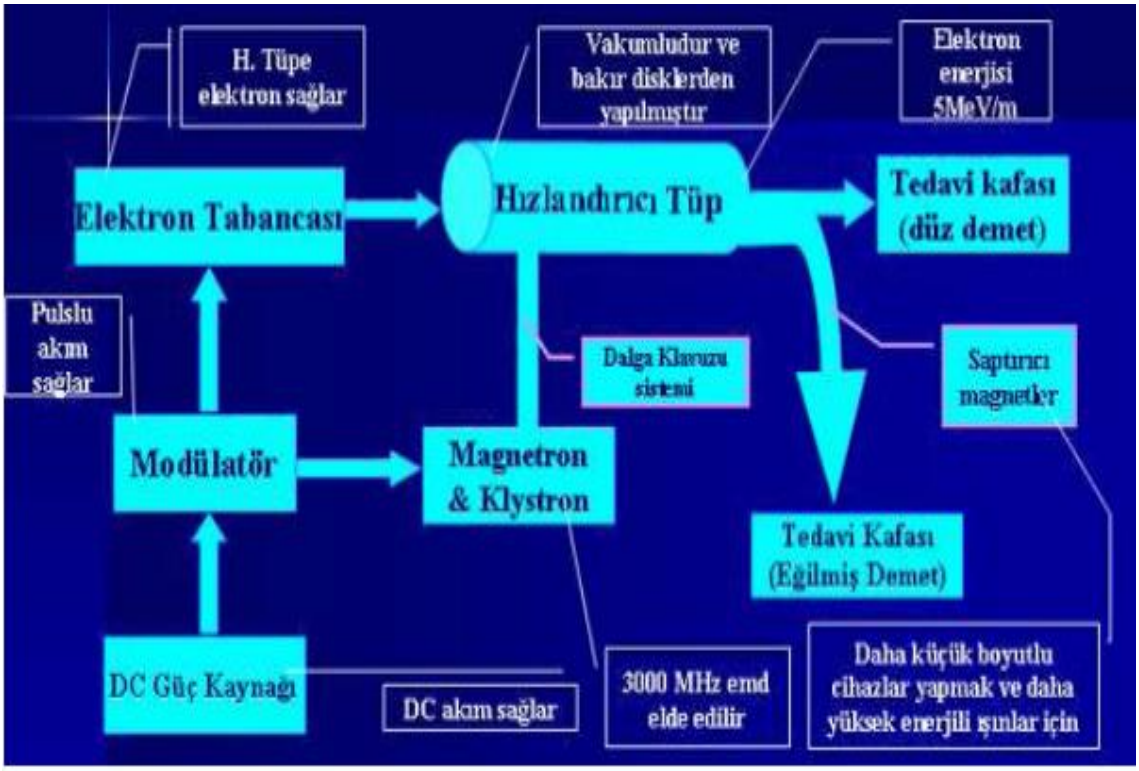
1905: Seminomların radyoterapi üzerine duyarlılığı keşfedilmiştir (Antoine Béclère – Paris –Fransa).
1905: Einstein tarafından Fotoelektrik etkisi gösterilmiştir.
1906: Karakteristik X ışınları saptanmıştır (G. Barkla).
1922: Compton etkisi gösterilmiştir (Arthur H. Compton).
1931: İlk Siklotron gelişmiştir (Ernest O. Lawrence).
1932: Nötronlar keşfedilmiştir (Sir James Chadwick–Cambridge- Birleşik Krallık).
1934: Yapay radyo elementler keşfedilmiştir (Irène ve Frédéric Joliot-Curie–Paris - Fransa).
1934: Baş boyun kanserleri tedavisinde % 23'lük kür sağlanmıştır (Henri Coutard).
1934: Marie Curie pernisiyöz anemi sebebiyle hayatını kaybetmiştir.
1940: İlk Betatron geliştirilmiştir (Donald W. Kerst).
1951: İlk Kobalt aygıtı kullanılmıştır (Harold E. Johns – Kanada).
1952: İlk Linak aygıtı yapılmıştır (Henry S. Kaplan - Stanford - Kaliforniya).
1968: Gamma Knife keşfedilmiştir (Lars Leksell).
1971: İlk Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılmıştır (G.N. Hounsfield-İngiltere).
1973: İlk Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) cihazı kullanılmıştır (Paul C. Lauterbur, Peter Mansfield).
1990: Bilgisayar ve Bilgisayarlı Tomografi YART tedavisinde kullanılmıştır (ABD).
2000'ler: Tomoterapi, IGRT, Cyberknife, İntraoperatif RT uygulamaları başlamıştır.
2017: Manyetik Rezonans (MR) Lineer Akseleratör kullanılmıştır (UMC Utrecht-Hollanda) (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008).

1.2. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcılar, radyasyon onkoloijsinde kanser hastalarının tedavisinde kullanılan yüksek enerjili X-ışını ve elektron üretebilen oldukça pahalı cihazlardır. Yüksek gerilime sahip metal hedeften koparılan elektronlar, daha yüksek bir kinetik enerjiye sahip olabilmek için elektromanyetik alanda hızlandırılırlar. Yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde, bir hedefe çarptırılmaları ile oluşan yüksek enerjili X-ışınları ise doku içerisindeki derin tümörlerin tedavisinde kullanılır.

Lineer hızlandırıcılarda röntgen tüpündeki gibi, hızlandırılan elektronlar tungstenden elde edilmiş bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X-ışınları oluşur. Hedef olarak tungsten kullanılmasının sebebi yüksek erime sıcaklığına sahip olmasıdır ve

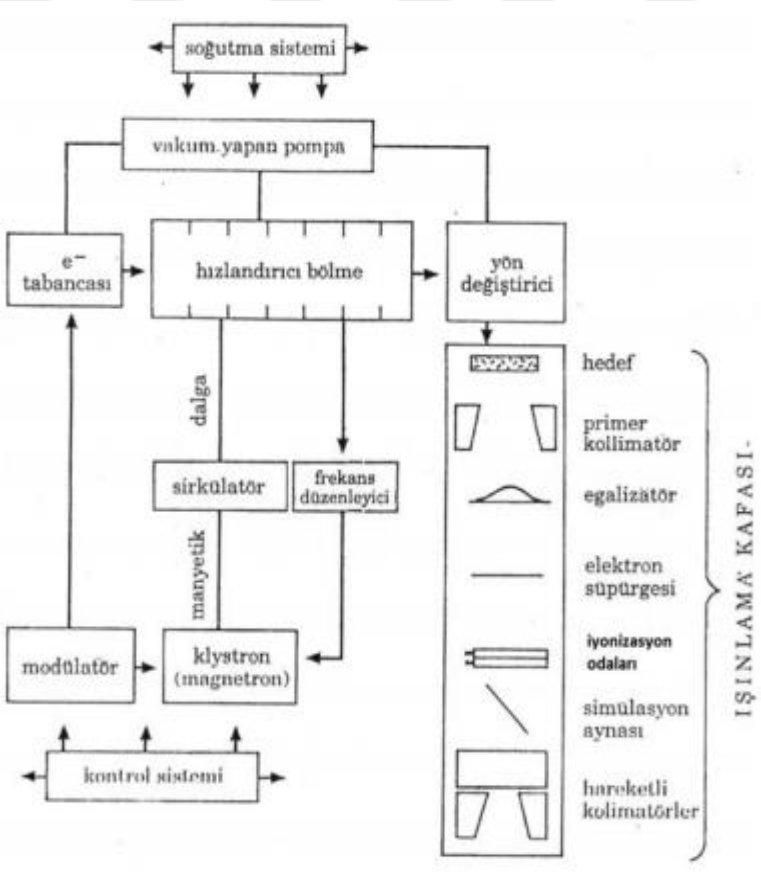
ayrıca yüksek atom ağırlığına sahip olduğu için elektron enerjisinin artması ile birlikte ısı veriminin aksine X- ışınlarının verimide artmaktadır. Lineer hızlandırma elektronların bir tüp içerisinde elektromanyetik dalgalar kullanılarak hızlandırılmasıdır. Genel olarak lineer hızlandırıcıların çalışma prenbine bakarsak bir güç kaynaği modülatöre doğru akım sağlamaktadır. Modülatör elektrik akımını toplar ve akımı şebekeye iletir. Akım modülatör içerisinde bulunan thyratron lambaları ile elde edilir. Elde edilen akım, bir kontrol sistemi ile belli aralıklarla mikrodalga oluşturur ve klastron veya magnetron tüplerinin yanı sıra aynı anda elektron tabancasına da iletilir. Elektromanyetik dalgalar magnetronda üretilir, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren yapılardır. 15 MeV' den daha yüksek elektronlar için klystron kullanılmaktadır. Klystron ve magnetron gibi yapılarda yaklaşık 3000 MHz olan elektromanyetik dalgalar oluşur. Klystron veya magnetron elde edilen dalgalar dalga klavuzu aracılığıyla hızlandırıcılara gelmektedir. Yüksek frekanslı manyetik dalga odacıkları, elektronları hızlandırmak için kullanılır. Eksi yüke sahip elektronlar manyetik alan ile etkileşmesi sonucu, yüksek kinetik enerjiye sahip olur. Elektronları hızlandırmak için kullanılan mikrodalga odacıklarının doğrusal sıralanması ile oluşan dalga klavuzu, hızlandırıcıların en önemli yapılarından biridir.



Şekil 1.1. Lineer hızlandırıcıların çalışma prensibi

Çoğunlukla bakırdan yapılmış olup, yüksek vakumda dalga klavuzu içinde 3000 MHz frekanslı titreşim oluşan, yaklaşık 10 cm çapı olan odacıklardan oluşmaktadır (Khan, 1992).

Elektron tabancası aracılığı ile oluşan elektronlar 50 keV'luk enerji ile lineer hızlandırıcıda bulunan tüpün içine gönderilmektedir. Buraya gönderilen elektronlarla klystron veya magnetrondan gelen mikrodalgalar arasında etkileşme olur. Elektronlar hızlandırılarak enerji kazandırmak amacıyla elekromanyetik dalgaların üstüne bindirilir, bir odacıktan diğer odacığa kanal boyunca doğrusal bir şekilde ilerleyerek hızlanırlar. Odacığın sonuna gelen elektronlar her odacıktan aldıkları hızların toplamına eşit olmaktadır**.** Lineer hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar en yüksek enerjiye ulaşırlar. Hızlandırıcıda titreşimlerin aynı frekansa sahip olması için frekans düzenleyiciler, vakumu sağlamak için ise vakum pompası kullanılmaktadır. Vakum altında hız kazandırılan elektronlar 3 mm kalınlığında bir demet oluştururlar ve yüksek enerjili ışınlar oluşturmak için demet saptırıcı elektronları cihazın kafa kısmına (hedefe) yönlendirir.



Şekil 1.2. Lineer Hızlandırıcıların Şeması

Cihazın tedavi kafası kurşun tungsten veya alaşımından olan yüksek yoğunluğa sahip koruyucu materyal içermektedir. Elektron demetleri cihazın kafa kısmında hedefe çarptırılarak yüksek enerjiye sahip olan foton demetleri oluşur. Elde edilen ışın tedavide kullanılmadan önce düzeltici filtreden geçirilir.

Elektron demeti elektron tedavisinde kullanılacak ise saçıcı foillere iletilerek demet yayılır ve homojen bir elektron demeti oluşturularak doğrudan tedavide kullanılır. Saçıcı foil bir metalden oluşturulmuştur ve tercih edilen metal genellikle kurşundur. Kullanılan foil kalınlığı elektronlar için önemlidir çünkü metale çapan elektronlardan bir kısmı frenleme radyasyonu (bremsstrahlung) etkisi ile X-ışınlarını meydana getirebilir. Bu yüzden yeterince ince olan foil kalınlığı tercih edilmelidir (Johns ve Cunnigham, 1983).

1.3. Çok Yapraklı Kolimatör Sistemi

ÇYK'ler sayesinde hastaya verilen radyasyon keskin sınırlarla şekillendirilmektedir. Bu sayede özellikle düzensiz yapılar için hedef hacimde doz dağılımının daha konformal olması sağlanırken, çevredeki kritk yapıların daha başarılı bir şekilde korunması sağlanmaktadır.

Kolimatör sistemi kurşun, tungsten yada kurşun- tungsten alaşımı gibi yüksek yoğunluklu kalın bir tabaka ile çevrilidir. Kolimatör sisteminde radyasyon alanını şekillendiren birbirinden bağımsız hareket edebilen ince ve yoğunluğu yüksek birçok plakanın oluşturduğu ÇYK olarak adlandırılan kısım oldukça önemlidir. Tedavide düzenli veya düzensiz alan oluşturmak için kullanılır. Alan şekillendirme işlemi bilgisayar kontrolü ile otomatik olarak yapılır.

ÇYK'de yaprak sayısı, kalınlıkları, radyasyon geçirgenliği, yapraklar arasındaki sızdırmazlık, diverjans özelliği ve yaprak hızları üretici firmaya göre değişkenlik göstermektedir. Genellikle 80 veya daha fazla sayıda yapraktan oluşur. Tek bir yaprağın genişliği 1 cm yada daha azdır. Yaprak kalınlıkları, yaprakların birincil x-ışını geçirgenliğinin %2'den daha az olmasına olanak sağlar. MLC sayesinde foton demetleri için düşük bir geçirgenlik elde edilmektedir. ÇYK'ler 3 boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve YART, gibi radyoterapi tekniklerinin uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır.



Şekil 1.3. Çok yapraklı kolimatör sitemi

1.4. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

YART konformal radyoterapinin bir üst basamağını oluşturmaktadır. YART' ın en önemli avantajı üniform demet yoğunluklarını kullanan 3BKRT'ye göre çok daha konformal doz dağılımları elde etmesine olanak sağlamasıdır.

YART tekniğinde üç boyutta hedefin ve diğer kritik yapıların şeklini ve sınırlarını daha yakın saran konkav şekilli izodoz dağılımları sağlanabilmektedir. Bu sayede non uniform doz dağılımının elde edilmesine olanak sağlar ve sağlıklı dokuları koruyarak hedef hacimde kabul edilebilir bir doz dağılımı oluşturur (Özyiğit, 2015). Örneğin prostat tümörlerindeetrafındaki hassas kritik yapıları (rektum, mesane, femur başları) korumak için genellikle konkav şekilli tedavi hacimleri gerekmektedir. Bu şekildeki demet akı dağılımları YART ile kolaylıkla sağlanabilmekte, ancak 3BKRT dahil diğer tekniklerle bunu elde etmek mümkün olmamaktadır.

YART tekniğinin diğer tekniklere göre ana üstünlüğü tümör ile kritik yapılar arasındaki hızlı doz düşüşünü sağlayabilmesinden kaynaklanmaktadır. Bu durum toksiteyi azaltırken, doz artırımını ve lokal bölgesel kontrolun artışını mümkün kılabilmektedir (Webb, 2001).

1.5. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlama İşlemi

YART planlama süreci karmaşık ve dikkatli bir çalışma gerektiren uzun bir tedavi sürecidir. YART tekdüze olmayan yoğunlukları (ağırlıkları), ışın veya 'demetçik' olarak adlandırılan küçük demet alt birimlerine en uygun şekilde ayırabilmektedir. Her demetteki ışınların ayrı ayrı yoğunluğunu en optimal bir şekilde ayarlayabilmesi, radyasyon akısının kontrolünün sağlanmasına ve en iyi doz dağılımının elde edilmesine olanak sağlar. YART tedavisi 3-B konformal radyoterapiye göre çok daha iyi konformal doz dağılımı sağlamaktadır. YART işlemi birçok aşamadan oluşmaktadır; hazırlık aşaması, planlama, optimizasyon, kalite kontrol ve statik veya dinamik ÇYK ile radyasyonun verilmesini kapsamaktadır (Özyiğit, 2015). Hazırlık aşaması hastanın BT görüntüleme çekiminden sonra hedef hacim ve kritik yapıların konturlanması, doz tanımlanması ve planın oluşturulması kısmından oluşur. YART işleminde öncelikle ilgili anatomik yapılar ve risk altındaki bölgelerin çizilmesi gerekmektedir. Konturlama işlemi bittikten sonra plan optimizasyon aşamasında ise YART planlarının doz hesaplaması yapılmaktadır. En iyi tedavi planını sağlayabilmek için tümöre düşen radyasyonun tedavi alanı içinde optimum yoğunluk dağılımlarını belirlemek gerekmektedir. Bunun için bilgisayara dayalı optimizasyon teknikleri ve doz hacim limitlerine bağlı ölçütler kullanılmaktadır.

Plan optimizasyon işleminin sonucunda ortaya çıkan yoğunluk dağılımı sayesinde ÇYK' in hareketleri belirlenir. Planlama optimizasyonu işlemi sırasında en iyi doz dağılımını elde etmek amacıyla her plan için en uygun doz kriterleri ve optimizasyon ağırlık değerleri kullanılır. YART planları saçılan radyasyonu hesaba katarak, tedavi sınırlarını keskinleşleştirir. Kritik organlarla tümör arasındaki kesişimleri daha iyi ayarlar ve bu sayede normal dokular daha fazla korunup, homojen bir hedef doz elde edilebilir (Carol 1995; Ling ve ark., 1996).

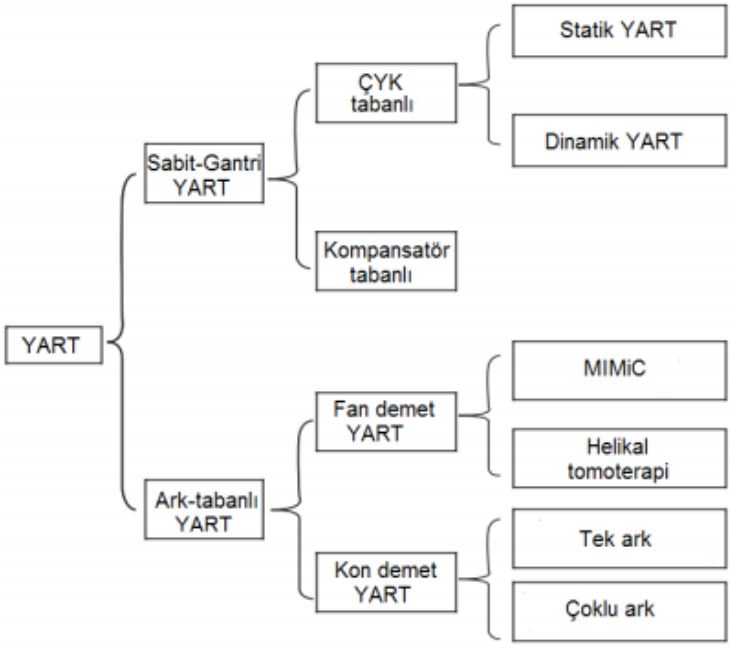
YART tedavi planlarında en iyi doz dağılımı sağlayan planın dozimetrik kontrolünün yapılması gerekmektedir. Dozimetrik doğrulama YART tedavisinin en önemli basamaklarından birini oluşturmaktadır. Hastaya tedavi verilmeden önce belirli dozimetrik ölçüm sistemlerinde planın kalite kontrol değerlendirilmesi yapılmalıdır. Kalite kontrol sonucu hesaplanan ve ölçülen doz akıları uyumlu ise plan hastaya uygulanabilir, ancak doz akıları uyum sağlamamışsa plan ve kalite kontrol tekrar edilmelidir.

1.5.1. YART Planlama Teknikleri

YART tedavisinde uygun doz dağılımını elde etmek için ileri planlama ve ters planlama teknikleri olmak üzere iki çeşit planlama tekniği kullanılır.

İleri doğru planlama tekniği, klinik sonuçlar elde etmek için tedavi alanlarının veya demet ağırlıklarının genellikle planlayıcı kişi tarafından belirlendiği planlar için kullanılan bir tekniktir. Bu süreç genellikle 3BKRT planlarını hazırlamak için kullanılmakta ayrıca basit 'alan içi alan' yoğunluk ayarlı tedavileri oluşturmak içinde kullanılabilmektedir.

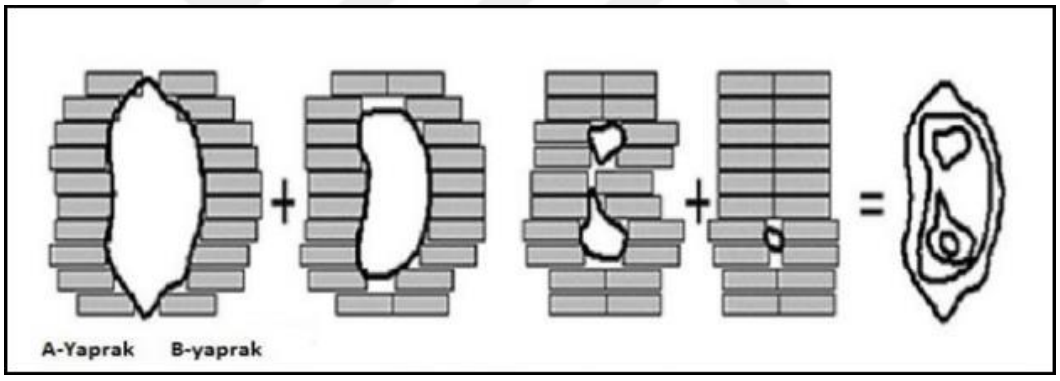
Tersten planlama tekniğinde ise istenilen doz dağılımı bir bilgisayar optimizasyon algoritması kullanılarak sisteme tanımlanır. İstenilen doz dağılımının elde edilebilmesi için hedef hacme minimum ve maksimum doz kriterleri, kritik yapılar için ise izin verilen limitler eşliğinde belirli ağırlık değerleri kullanılarak optimizasyon işlemi başlatılır. Daha sonra plan hesaplatılarak TPS'de plan, doz dağılımına ve doz-hacim histogramına bakılarak değerlendirilir. Planlamada oluşturulan demet akılarının gerçek akılara geçilirken farklı teknikler kullanılabilir. Temel olarak statik ve dinamik YART olmak üzere iki farklı YART teknikleri uygulanmaktadır ve bu tekniklerde sistemin hareketini ÇYK'ler belirler.



Şekil 1.4. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) teknikleri

1.5.2. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

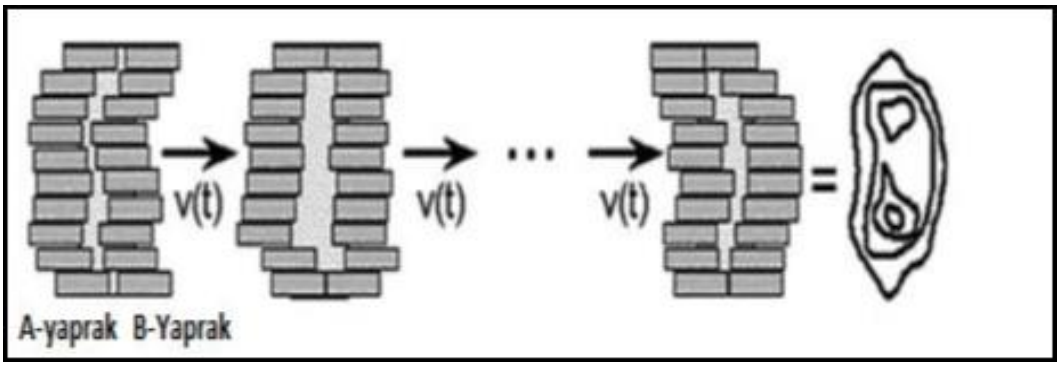
Statik yoğunluk ayarlı radyoterapi (SYART) tekniğinde, hasta birden fazla alanla tedavi edilir ve her alan, homojen ışın yoğunluğu seviyelerine sahip ışınlanmış bir dizi alt alana bölünür. Alt alanlar ÇYK tarafından oluşturulur ve alt alanlar sırasıyla arka arkaya ÇYK'lar ile şekillendirilerek ışınlanır. Yapraklar bir sonraki alt alanı oluşturmak için hareket ederken hızlandırıcı kapatılır. Her bir alt alana verilen doz artışlarının bileşimi, TPS tarafından planlandığı gibi oluşturulur. TPS ile yapılan işlemler her bir alt alanın dozunu belirler ve her bir segment için monitör birimi (MU) tanımlanır. YART tekniğinin bu yöntemine "dur ve ışınla" denir (Khan, 2014). Alt alanların tümünün ışınlanmasıyla elde edilen yoğunluk ayarı yapılmış demet elde edilmiş olur. Şekil 1.5'te bu demetin oluşumu gösterilmektedir. YART tekniğinde alt alanlar yaratma ve yaprak düzenleme teorisi Bortfeld ve ark. tarafından tartışılmıştır (Bortfeld ve ark., 1994).



Şekil 1.5. Statik YART tekniğinde yoğunluk ayarlaması

1.5.3. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi (DYART) tekniğinde, ışınlama esnasında ÇYK'lerin dinamik olup doz ayarlaması yaptığı ancak gantrinin hareket etmediği tedavi tekniğidir. SYART dağıtımından farklı olarak, yapraklar hareket ederken hızlandırıcı ışın vermeye devam etmektedir. Yapraklar arasında bulunan açıklık, radyasyon alanının farklı konumlardaki değişen radyasyon yoğunluğunun oluşmasına sebep olur. Bu ışınlama tekniği kayan pencere olarak da adlandırılmaktadır (Khan, 2014). DYART'ın çalışma Şekil 1.6.'da gösterilmiştir.



Şekil 1.6. Dinamik YART tekniğinde yoğunluk ayarlaması

1.6. Doz Hesaplama Algoritmaları

Radyasyon dozu, birim kütle başına madde veya dokular tarafından soğrulan toplam iyonize radyasyon enerjisi miktarı şeklinde ifade edilir. Bu nedenle, doz hesaplama algoritmaları radyasyonun ışın parçacıkları ile ortam arasındaki çeşitli fiziksel etkileşimlere bağlı bir şekilde herhangi bir noktada partiküllerin geçebilmesinin veya geçememesinin hesabını sağlar. Herhangi bir noktada birincil ışın partiküllerinin etkileşimlerinden, birincil olmayan ışın parçacıklarının sızıntısından ve saçılmalardan dolayı doza bir katkı sağlanır.

Radyasyon tedavisi için doz hesaplama algoritması, özellikle parçacık/nükleer fizik ve bilgisayar bilimleri alanındaki gelişmelere dayanarak 1950'lerden bu yana hızla gelişmektedir. TPS'deki yeni gelişmeler hastanın 3 boyutlu tomografi görüntüsünde doz dağılımını gerçeğe en yakın şekilde belirlemeyi sağlar. Tomografi görüntülerinde hedef hacimde istenilen dozun en uygun bir şekilde hesaplatılması TPS'de bulunan doz algoritmaları sayesinde gerçekleşmektedir. Bu algoritmaların doğru olarak kullanılabilmesi için doku içerisinde verilen radyasyonun homojen olmayan dokudaki etkileşmesini ve ardından saçılan elektronların doku içerisinde soğrulmasının bilinmesi gerekmektedir. Doz algoritmaları ışın demeti-ortam etkileşimi ile ilgili fiziksel süreçleri daha iyi anlamamızı ve karmaşık bir sistem için dozları kısa bir süre içinde hesaplamamızı sağlar. Doz hesaplama algoritmasını iyi bir şekilde elde edebilmek için, ışın partiküllerinin ortam etkileşimi ile ilgili fiziksel süreçleri hesaba katmanın yanında klinikte uygulanabilecek kadar da hızlı hesaplayan algoritma olmasına önem verilmelidir. Bir doz hesaplama algoritması için doğruluk ve hız iki önemli faktördür (Lanchun, 2013).

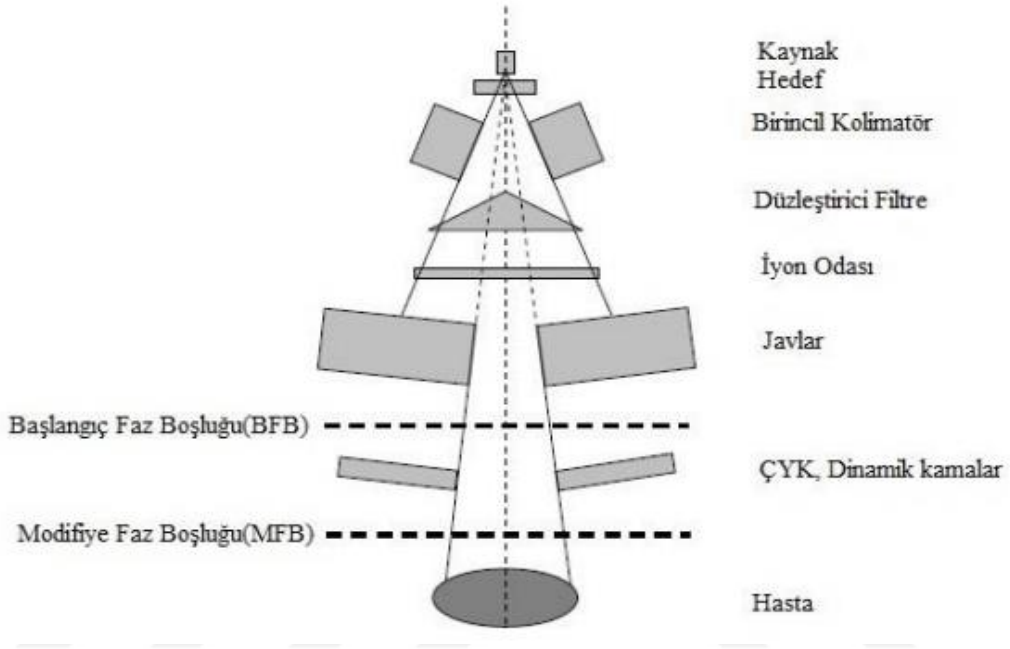
Çalışmamızda kullanılan TPS'de iki farklı hesaplama algoritması bulunmaktadır. Birincisi Pencil Beam Convolution (PBC) (Kalem Demet Evrişimi) diğeri ise ise Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) (Anizotropik Analitik Algoritma)'dir. YART tedavi tekniğinde sadece AAA algoritması kullanılmaktadır. Yapmış olduğumuz bu çalışmada AAA algoritması YART tedavi planlarının doz hesabı için kullanılmıştır.

1.6.1. Anizotropik Analitik Algoritma (AAA)

Foton ışınlarının doz dağılımlarının hesaplanmasında PBC algoritmasının yerini TPS'de AAA almıştır. Eclipse 'Entegre Tedavi Planlamasında' yeni bir foton dozu hesaplama modeli olan AAA uygulanmıştır. AAA modeli, karmaşık doku heterojenitelerinde bile tedavide kullanılan foton ışınları için daha hızlı ve doğru bir doz hesaplaması sağlar. AAA, özellikle heterojen ortamlarda doz hesaplama doğruluğunu arttırmak için geliştirilmiştir. Toplam doz birikimi, iki foton kaynağı ile (birincil ve ikincil), bir elektron kontaminasyon kaynağı tarafından elde edilen dozun üst üste binmesi olarak hesaplanmaktadır. AAA modelinin yapılandırması, ölçülen klinik ışın verilerine uyarlanmış Monte-Carlo tarafından belirlenen temel fiziksel parametrelere dayanmaktadır. Bunların her bir tedavi ünitesine özgü klinik ışının enerji spektrumu ve akıcılığı tanımlayan bir faz boşluğu oluşturmak için kullanılır.

AAA doz hesaplama modeli, iki ana bileşenden, yapılandırma algoritması ve gerçek doz hesaplama algoritmasından oluşur (Erik, 2009). Yapılandırma algoritması, fotonların ve elektronların akıcılık ve enerji spektrumlarını karakterize etmek için kullanılan temel fiziksel parametreleri ve bunların suya eşdeğer ortamdaki temel saçılma özelliklerini belirlemek için kullanılır. Bu, AAA modelinde, Monte Carlo simülasyonları kullanılarak tüm parametrelerin önceden hesaplanması ve ardından bu verilerin ışın veri şekillenimi (konfigürasyon) aşaması sırasında gerçek ölçülmüş klinik ışın verileriyle eşleşecek şekilde değiştirilmesiyle çözülür. Bu yaklaşım, AAA dozu hesaplaması için gerekli tüm önemli temel fiziksel parametrelerin hızlı ve yüksek bir şekilde belirlenmesini sağlar. AAA için tüm model parametreleri suya eşdeğer bir ortamda hesaplanır. Doz dağılımı hesaplanırken, bu parametreler gerçek hasta doku yoğunluğuna göre ölçeklendirilir. AAA foton doz hesaplama modeli, karmaşık modern tedavi teknikleri için gereken artan hız ve doğruluğu sağlayan klinik radyoterapi planlaması için güçlü bir araçtır (Sievinen ve ark.).

Lineer hızlandırıcılarda diyaframların altındaki ışın, Modifiye Faz Uzayı (MFU) ve Başlangıç Faz Uzayı (BFU) ve olarak ikiye arılır. ÇYK'ler gibi ışın düzenleyici sistemler enerji spektrumunu ve akıyı modifiye eder. BFU"da ışını düzenleyen bu aksesuarların etkisi MFU"da dikkat edilir. MFU, hastaya verilecek giriş seviyesinde ışını belirler.



Şekil 1.7. Tedavi Bileşenleri

AAA Yapılandırma modülünün üç ana bileşeni vardır: Bunlar birincil foton enerji akısı, ekstra odak foton enerji akısı ve kontamine elektron akısıdır. Bu bileşenler bir dizi parametre ile karakterize edilir.

Birincil foton enerji akısı önceden hesaplatılan Monte Carlo yönteminden yararlanarak hedefte hızlandırılmış elektronlardan dolayı bremsstrahlung etkisini gösterir. Ekstra odak foton enerji akısı ikincil foton enerji kaynağı, düzleştirici filtrenin altında bir Gaussian düzlem kaynağıdır. Kaynak, hızlandırıcının kafasındaki etkileşimlerden kaynaklanan fotonları modeller. Elektron kontamine kaynağında ise lineer hızlandırıcının kafasında ve havada Compton saçılmasından dolayı elektronları modeller.

1.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Kalite Güvencesi

YART tedavisi konformal radyoterapinin geliştirilmiş şeklini oluşturmaktadır. Sağlıklı dokuları koruyarak hedef kitlede kabul edilebilir bir doz dağılımı sağlamaktadır. Hedefte istenilen doz dağılımı farklı optimizasyon teknikleriyle elde edilir. YART planları sağlıklı dokuların içine alınmadığı konkav planlardır. YART tedavilerinin kullanılan diğer tekniklere göre en büyük üstünlüklerinden biri kritik organ ve kitle arasındaki hızlı doz düşüşünü sağlayabilmesidr. Bunun sonucunda hastada toksite azalırken, doz artışı sağlanabilir. YART tedavileri komplex doz hesaplamaları içermektedir bu yüzden yapılan planlarda daha fazla zaman gerektirmektedir. Planlarda tedavi sahalarının çoklu alt segmentlerinin hesaba katılmasından dolayı daha uzun bir zamana ihtiyaç vardır. Alt segmentlerin doğru bir biçimde oluşturulması ÇYK'lerin pozisyonunun doğru olmasına bağlıdır. ÇYK konumunun doğru olması 3 boyutlu konformal tedaviye göre çok daha önemlidir. ÇYK'ün konumundan kaynaklı oluşabilecek bir hata YART tedavisinde 3 boyutlu konformal tedaviye göre daha ciddi sonuçlara sebep olabilir. Ayrıca doz çıkış doğrusallığı, lif geçirgenliği gibi etkenler doz dağılımını etkilemektedir. Bunun sonucu olarak planlarda hesaplanan ve ölçülen doz doğruluğunun mutlaka kontrol edilmesi gerekmektedir. Hesaplanan ve ölçülen doz dağılım arasındaki değerlendirme kalite kontrol yöntemleri ile tespit edilmelidir. Karmaşık doz hesaplamalarına sahip olan YART tekniğinde dozu istenilen doğrulukta kullanabilmek için bazı özel kalite kontrol yöntemleri yapılmaktadır (Çakır ve Bilge, 2013). Radyoterapi tedavi süresi boyunca YART planlarının uygulanabilmesi için kalite kontrollerinin yapılması gerekmektedir. Kalite kontrol değerlendirmeleri iki kısıma ayrılabilir. Birincisi cihazıdaki parametrelere bağlı kalite kontrol ikincisi ise her hastaya özgü yapılan kalite kontrollerdir. Hastaya özgü kalite kontrol sonuçlarının limitler içerisinde sonuç alınması, cihazın kalite kontrollerinin rutin bir şekilde yapılmasına bağlıdır.

1.7.1. Lineer Hızlandırıcıya Bağlı Kalite Kontroller

Kliniklerde kullanılan lineer hızlandırıcılarda kalite kontrol testleri kendi içinde çok az faklılık göstermesine rağmen dinamik ve statik YART tekniklerinde benzer uygulanması gereken testler vardır:

- Mekanik testler
- Dozimetrik testler (homojenite, simetri, doz hızı, X-ışını verimi/out put)
- ÇYK geçirgenliği
- ÇYK pozisyon doğrulanması
- ÇYK hızları (dinamik IMRT için)

YART' ın özel gerekliliklerini anlamak için American Association Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 142 raporuna göre YART tedavilerinde lineer hızlandırıcılara ait kalite kontrol testleri tablo 1.1.'de gösterilmiştir. Bu testler kapsamında cihazların hem doz verimi hemde mekanik ölçümleri yapılarak kontrol edilmelidir.

Tablo 1.1. Lineer hızlandırıcı için yapılacak mekanik ve dozimetrik testler.

Dozimetrik/ Mekanik Testler	YART
Dozimetrik	
X-ışını out-put sabitliği	%2
Doz hız değişimi	%2
Foton ışını profil düzgünlüğü	%2
Mekanik	
Işık/Işın alanı uyumu	2 mm
Işık/Işın alanı uyumu asimetrik	1 mm
SSD mesafe göstergesi	1 mm
Jaw pozisyon göstergesi	1 mm
Cross hair	1 mm
Tedavi masası pozisyon doğruluğu	1 mm
Gantry/Kolimatör açı göstergeleri	1^0
Lazer göstergeleri	±1 mm
ÇYK pozisyon doğruluğu	±1 mm
ÇYK geçirgenliği (transmisyon)	±0.5 mm
DinamikYART tekniği için ÇYK hızında değişim	< 0.5 cm/s

YART tedavisinde ÇYK'lerin yanlış konumlandırılması karşılıklı kenarlar arasında mesafe kalmasına ya da planlamalardaki alanların üst üste binmesine neden olmaktadır. Bu tedavi yönteminde öncelikle ilk yapılacak testlerden biri ÇYK

pozisyonlarının doğruluğunun belirlenmesidir. Ölçüm yöntemleri olarak portal dozimetriler, 2-D Array, dedektörler, film dozimetreler gibi sistemler kullanılabilir (Çakır ve Bilge, 2013).

1.7.2. Planlamaya ve Hastaya Bağlı Kalite Kontroller

YART tedavileri sağlam dokuların daha düşük doz almasını ve hedef hacime daha yüksek dozlar verilmesini sağlamaktadır. Bu işlem TPS'de planlanan dozun istenilen hedefte doğru bir şekilde oluşmasına bağlıdır. YART tedavilerinin karmaşık olması sebebiyle planlar düzensiz alanların şekilleri, küçük alan dozimetrisi ve ÇYK'ler gibi karmaşık yapılardan etkilenebilir. Bundan dolayı YART tedavisi için hastaya özgü planlamalarda istenilen doz şartlarının uygulanılabilmesi için TPS'de yapılan planların dozimetrik kontrollerinin yapılması gerekmektedir. YART tekniğinin kullanılabilmesi için hasta planlarının özel yazılım programlarıyla kalite kontrol planları oluşturulduktan sonra belli dozimetrik ekipmanlarla tedavi cihazlarında ışınlanarak doğruluğunun kontrol edilmesi şarttır. Kullanılan sistemlerin doz tepkilerinin enerji, doz hızı, sıcaklıktan bağımsız olması istenmektedir. Dozimetri sisteminin ideal olması için bazı özelliklere sahip olması gerekir (Çakır ve Bilge, 2013).

• Radyasyona dayanıklı olmalıdır.
• Yüksek hassasiyet göstermelidir.
• Hızlı cevap vermelidir.
• Enerjiden bağımsız olmalıdır.
• Doz hızından bağımsız olmalıdır.
• Doku eşdeğerine sahip olmalıdır.
• Kolay kullanıma sahip olmalı ve diğer fantomlara uyumlu olmalıdır.

1.8. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

Portal görüntü, radyoterapi tedavi ışınından elde edilen bir görüntüdür. Amorf silikon yassı panel sistemlerine dayanan elektronik portal görüntüleyiciler, özellikle ön işlem YART doğrulaması için büyük ölçüde dozimetrik amaçlar için kullanılmaktadır. Genel olarak, bu dedektörlerin ham görüntülerini doz okumalarına dönüştürmeyi amaçlayan özel algoritmalar geliştirilmiştir. Portal görüntülerde megavoltaj

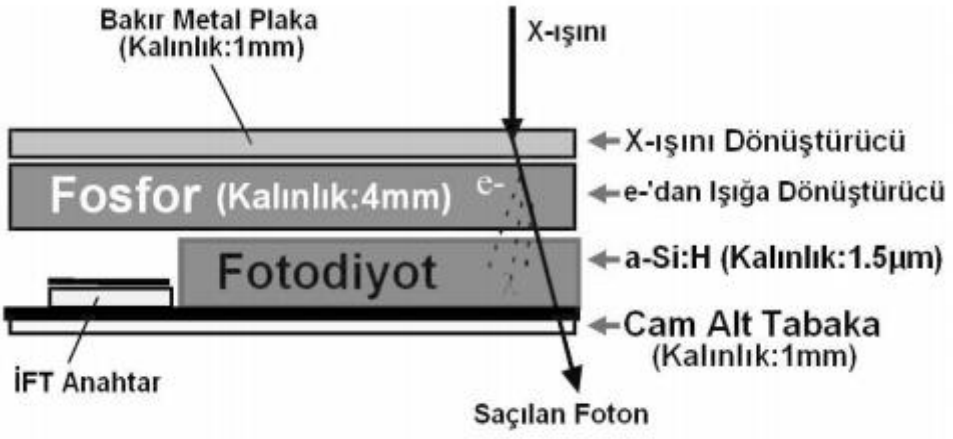
radyasyondan elde edilen görüntülerin kilovoltaj radyasyondan elde edilen görüntülere kıyasla daha düşük kaliteye sahip olmasına rağmen, tam olarak ışınlanmış alanı gösterdiği için tedavi doğrulaması için çok önemlidir. Geleneksel olarak, portal görüntüler günümüzde Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları (EPGC) ile elde edilmektedir. EPGC kullanmanın avantajları, görüntülerin zaman ve maliyet açısından daha uygun olarak hemen kullanılabilmesi ve bir bilgisayar ağı üzerinden kolay erişim sağlamanın yanı sıra görüntü işleme ve görüntü eşleştirmeyi kolaylaştıran dijitallere sahip olmasıdır.

Portal görüntüler, hastanın tedavi esnasında alınan portal görüntüsü ile hastanın doğru konumlandırıldığını doğrulamak için referans görüntü ile eşleştirilerek kullanılır (Erik). Bu eşleştirme, radyasyon tedavisinden önce TPS'de hastanın Dijital Olarak Rekonstrükte Edilmiş Radyografi (DRR) görüntüsü üzerinden kemikli yapılar veya radyoopak markerler üzerinde yapılabilir. Tedavi öncesi doğrulama yapma imkanı sağlayan bir dizi özellikten oluşur:

- Dozimetrik görüntülerin alınması
- Tahmini doz görüntülerinin hesaplanması
- Alınan ve öngörülen görüntülerin değerlendirilmesi

Çalışma prensibi en yaygın kullanılan EPID modeli düz panel amorf silikon (a-Si) EPID'dir. Bu tip bir EPID, bir bakır plaka, bir flüoresan katman ve bir fotodiyot sisteminden oluşmaktadır (Yun, 2016).

Bu çalışmada incelenen EPID, bir Varian aS500'dür (Varian Medical Systems). Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcıda bulunan geri çekilebilir bir robotik kolla (ExactArm) monte edilmiştir. Hızlandırıcı 6 MV ve 18 MV fotonlar ve 6 MeV'den 18 MeV'a kadar çeşitli enerjilerde elektronlar verebilmektedir. ExactArm, görüntü dedektör ünitesini konumlandırmak için kullanılır. Görüntü dedektör ünitesinin eşmerkez (izocenter) üzerinde 2.5 cm'den dikeyde, eşmerkezin altında 82 cm altına, yanal olarak ± 16 cm ve boyuna (dikey pozisyona bağlı olarak) +24 cm / - 20 cm'ye kadar hareketini sağlar. Görüntüleyicinin hassas alanı (bazen aktif matris olarak da adlandırılır) 30 cm x 40 cm'dir. Aktif matris 384 × 512 pikselden oluşur, bu nedenle dedektör yüzeyinde her pikselin boyutu 0.39 mm x 0.39 mm'dir. Varian aS500 EPGC amorf silikon düz bir panel sistemi ve birkaç bileşenlerden meyadana gelmektedir (Şekil 1.8).



Şekil 1.8. EPGC dedektörünün kesitsel yapısı

1. Saçılan radyasyonu soğurmak ve doz yığılması sağlamak için en üstte 1 mm kalınlığında bakır tabaka bulunmaktadır. Bakır levhanın işlevleri, fotonlardan elektronlar üretmek ve görüntü kontrastını azaltmaktır.
2. Altında gadolinyum oksisülfitten (Gd2O2S:Tb) yapılmış, gelen ışını görünür fotona dönüştüren sintilasyon fosfor ekran bulunmaktadır. Sintilasyon, gelen radyasyonun fosfor ekranda uyarılan elektronların eski haline dönerken görünür foton yaymasıyla oluşmaktadır. Dolaylı bir algılama düz paneli için, radyasyonun görünür ışığa dönüştürmek için gadolinyum oksisülfür (Gd2O2S: Tb) fosforlu ilave bir flüoresan katman kullanılır.
3. 0.34 mm kalınlığındaki fosfor tabakanın altında gelen fotonları algılayan 1.5 mikrometre kalınlığında a-Si:H fotodiyot ve ince film transistör (İFT) anahtarlar bulunmaktadır. Fotodiyot görünür ışığı emer, İFT satır satır okuma işlemi için bir anahtar görevi görür.
4. Fosfordan gelen sinyal yük olarak piksel (fotodiyot) kapasitansında depolanır. 1 mm kalınlığında olan cam alt tabaka dedektörün en altında bulunmaktadır. Ayrıca bunların yanı sıra transistörden gelen yükü okuyup, elde edilen veriyi görüntü verisine çeviren elektronik düzenek yer almaktadır. Görüntüleyici, koruyucu bir plastik kapak ile kapatılmıştır. Düzenekte metal plaka ve koruyucu kapak arasında hava boşluğu vardır. Koruyucu kapak, etkin ölçüm noktasının yaklaşık 3 cm üzerindedir (Erik, 2006).

1.9. Portal Doz Hesaplama

Portal doz hesaplama yöntemi, YART planlarının tedavi öncesi kalite kontrollerinde, doz dağılımı (akı haritası) olan alanların portal doz görüntülerinin hesaplanmasında kullanılır. Tedavi öncesi planların kalite kontrolleri, TPS'de ÇYK'ler tarafından oluşturan doz dağılımı ile aynı planların portal görüntüleyici ile ışınlanmasıyla elde edilen doz dağılımlarının tutarlılığını karılaştırmak amacıyla yapılmaktadır. Elde edilen akı doğrudan ölçülemeyeceğinden foton enerjisine duyarlı bir portal görüntüleme cihazına ihtiyaç vardır. Bu sayede TPS'de planlanan akının cihazda ışınlanan akıyla karşılaştırılması sağlanır. Karşılaştırmalar gama analizi yöntemi kullanılarak yapılmaktadır. EPGC, tedaviye başlamadan önce hasta pozisyonun doğruluğunu belirlemede kullanılmasının yanı sıra tedavi öncesi YART tedavi planlarının kalite kontrolü için de kullanılmaktadır.

1.9.1. Varian Portal Dozimetri Yazılımının PDIP Algoritması

YART tedavilerinde planlarda oluşturulan alanlarda toplam akıya dayalı elde edilen görüntüyü PDIP algoritması hesaplamaktadır. PDIP algoritmasının oluşturulması YART alanlarıyla yapılmalıdır. Portal doz hesaplamaları EPGC dedektör düzleminde hasta ve masa hesaba katılmadan yapılmaktadır. EPGC ile ışınlama yapılırken kaynak dedektör mesafesinde (KDM) ölçüm yapılmaktadır. Bu mesafe dedektör kalibrasyon yapılırken kullanılan mesafedir. Kalibrasyon ölçümünün EPGC'nın izomerkeze en yakın olduğu mesafede yapılması daha uygundur. Daha sonra kaynak eksen mesafesinde (KEM) görüntü çözünürlüğü gösterilir.

PDIP, elde edlilen portal doz görüntüsünü, akıyı Gaussyen çekirdeklerle evriştirerek hesaplar.

$$p = f'x\ k\left(\frac{KEM}{KDM}\right)^2 \frac{OF(fs_x,fs_y)}{PSF(fs_x,fs_y)} \tag{1.1}$$

- P: hesaplanan portal doz görüntüsünü CU cinsinden vermektedir.
- f': Yoğunluk profili ile ölçeklenmiş detektör mesafesiyle düzeltilmiş giriş akısı
- k: Portal görüntüleyici doz kerneli
- OF: Doz Verimi Faktörü (KEM'nde tanımlı ve 10x10 cm alana normalize edilmiş)

- PSF: Fantom saçılma faktörü (KEM'nde tanımlı)
- fs_x: KEM'nde alan boyutu (FX-doğrultusunda)
- fs_y: KEM'nde alan boyutu (FY-doğrultusunda)

PDIP Eclipse Demet Yapılandırması'nda (Eclipse Beam Configuration) yapılan PDIP yapılandırmasından ve Eksternal Demet Planlama'da (External Beam Planning) yaratılan verifikasyon planından gelen giriş verisini kullanır.

Giriş verisi PDIP yapılandırmasında aşağıdaki parametreler alınmaktadır.

- Seçilen enerji / mod için doz verimi faktörü
- Seçilen enerji / mod için çekirdekler
- Akı eksen-dışı bağlılığını belirleyen yoğunluk profili
- KEM (Demet yapılandırılması için kullanılan, yapılandırılan tedavi cihazının KEM değeri)

Giriş verisi verifikasyon planından aşağıdaki parametreler alınmaktadır.

- Gerçek akı ilgili MU faktörü
- Ölçüm yapılırken portal görüntünün KDM değeri (En iyi sonuç izomerkeze yakın mesafede bulunur)
- Kolimatör hareketi

1.9.2. Epiqa Yazılımı GLAaS Algoritması

Epiqa, elektronik portal görüntüleme cihazı tarafından elde edilen dozimetrik bir görüntüyü doz haritasına dönüştürmeye ve referans bir doz dağılımları ile doz haritasını karşılaştırmaya yarayan bir yazılım programdır. Epiqa'yı YART alanlarının doğrulanması için kullanmak mümkündür. Bir dozimetrik görüntünün bir doz haritasına dönüştürülmesi, ancak görüntüleyicinin bir ışına tepkisi biliniyorsa mümkündür. Portal görüntüleyici ile elde edilen ham görüntüleri maksimum doz derinliğinde (dmaks) doz matrislerine dönüştürmek için GLAaS algoritması kullanılır. Epiqa, Nicolini ve

arkadaşları tarafından detaylandırılan GLAaS algoritmasına dayanmaktadır (Nicolini ve ark., 2008a).

Belirli bir ışın için, amorf silikon dedektörlerinin tepkisi doğrusaldır (Nicolini ve ark., 2006).

$$D(Gy)=mR_{pv}+q \tag{1.2}$$

- D: Doz
- m: Eğim
- R_{PV}: Toplam EPGC sinyalleri
- q: Kesişim.

YART alanları tedavi süresince kesintisiz şekilde değişmektedir. GLAaS, zaman ve pozisyondaki bu değişimleri, farklı m ve q değerleri kullanarak ve primer ile sızan (ÇYK'den) radyasyonu diferansiye ederek piksel piksel hesaplar. İ'nci pikseldeki toplam doz di tüm alan aktarımında GLAaS algoritması pozisyon ve zamandaki değişimleri, farklı bir q ve m değerleriyle, primer sızan (ÇYK'den) radyasyonu piksel cinsinden hesaplar.

i.pikseldeki toplam doz; d_i tüm alan aktarımında;

$$d_i = d_{pr,i} + d_{tr,i} \tag{1.3}$$

$$d_i = \left(\sum_{s=1}^{N} m_{pr,s}\,(\mathrm{EwwF}) \cdot r_{i,s} + q_{pr,s} \right) + \left(m_{\mathrm{tr}} \cdot (R_i - \sum_{s=1}^{N} r_{i,s}) + q_{tr} \right) \tag{1.4}$$

- EwwF (Equivalent window width Field): Eşdeğer alan pencere genişliği
- r: Segment için primer radyasyona bağlı okuma
- s: Segment/kontrol noktası
- R: Toplam PV okuması
- pr: Primer radyasyon
- tr: Sızan radyasyon
- N: Segmentin toplamı

Bir statik alan GLAaS için temel bileşenler benzerdir. Tedavinin herhangi bir kısmında ÇYK doz aktarımının ve şeklinin bilinmesidir. Edinilen bilginin tamamı TPS'nin DICOM-RT planlarında bulunur.

$$OF(EwwF) = [c + d \cdot \ln(EwwF)]^{-1} \quad (1.5)$$

EwwF: Her segment için eşdeğer alan boyutu

$$m_{pr}(OF) = a \cdot OF + b \quad (1.6)$$

- mpr: Primer radyasyon için eğim değeri
- OF: PV ile ölçülmüş doz verimi faktörü

Sızan radyasyon için ilişki;

$$m_{tr} = k \cdot m_{pr} \quad (1.7)$$

- k parametresi ölçülecek alanın tipine bağlıdır. MLC'den iletilen radyasyona uygulanır.

GLAaS konfigürasyonu, bir dizi ampirik parametrenin belirlenmesinde oluşur: a, b, c, d, k, qpr ve qtr (Nicolini ve ark 2008).

GLAaS, KDM=100 cm'de maksimum doz derinliğinde (dmaks) (6 MV için 1.5 cm) PV kutusu üzerinde doz yığılması olmadan elde edilen görüntüleri dönüştürmek için yapılandırılmıştır (Nicolini ve ark., 2008b; Levent, 2012).

1.10. 2-D Array Dedektör

YART tedavilerinin karmaşıklığından dolayı planların kalite kontrollerinde birden fazla noktada dozimetrik ölçüm yapılmalıdır. Ölçümlerin sonucuna göre doz dağılımları alan boyutları, derinlik gibi birden fazla parametreye bağlı olarak değişmektedir. YART tedavilerinin daha çok kullanılması ile birlikte daha hızlı ve doğru sonuçlar alınması gerektiğinden tek ışınlamada birden fazla noktada ölçüm alınabilecek şekilde iki boyuta sahip dedektörler 2-D array geliştirilmiştir. 2-D array tek düzlemde belirli sayıda dedektörün yan yana dizilimden oluşmuştur. 2-D array dedektörleri katı fantomlarla birlikte kullanılarak özel yazılım programları ile cihazlarda

kalite kontrollerde kullanılmaktadırlar. Hastaya ait TPS'de hesaplanan doz dağılımı ile cihazda 2-D array kullanılarak ölçülen doz dağılımı karşılaştırılabilir. Rölatif olarak karşılaştırmada TPS'de hesaplanan tedavi alanlarının ayrı ayrı ya da toplam doz profilleri, kalite kontrol plan opsiyonu kullanılarak oluşturulur. TPS'de oluşturulan planlar 2-D array ve fantom düzeneği kullanılarak aynı tedavi şartlarında linaklarda ışınlanır. TPS'de dehesaplanan ve cihazda ölçülen doz profilleri özel yazılım programlarıyla gama analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırılır.

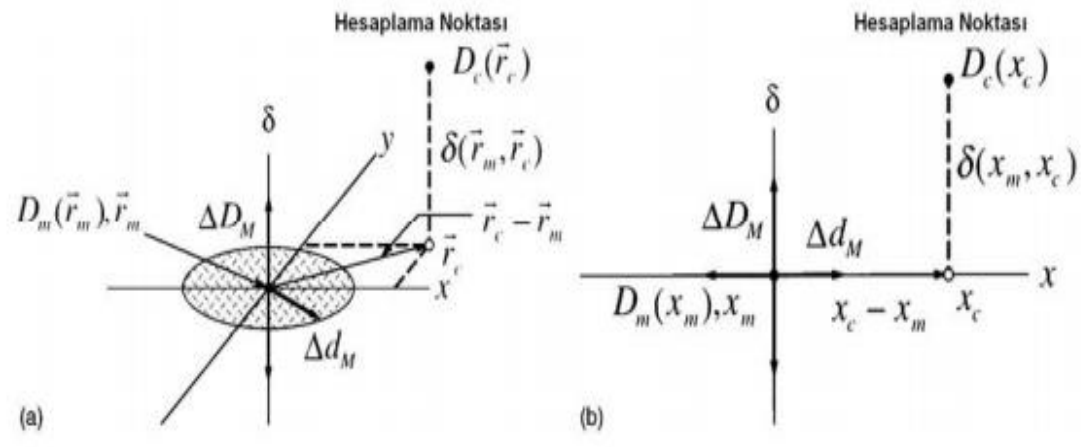
1.11. Gama Analizi Yöntemi

Radyoterapi tedavi planlarının doğrulanması, karmaşık radyoterapi tekniklerinde çok önemli bir adımdır. YART tekniğinde TPS'de hesaplanan doz dağılımı ile cihazda ölçülen doz dağılımı arasında karşılaştırma yapmak için birçok araç bulunmaktadır. Bazı değerlendirme programları yalnızca profilleri ve izodoz dağılımlarını kapsadığı için yetersizdir. Karşılaştırma işlemleri özel olarak geliştirilen bilgisayar programları ve yazılım algoritmaları kullanılarak yapılmaktadır. 1998' de Low ve arkadaşları, belirli bir tedavi için hesaplanan ve ölçülen doz dağılımı arasındaki karşılaştırmada gama analizi yöntemini geliştirmişlerdir (Low ve ark., 1998). YART tedavisinde planlamadaki doz akı haritası ile cihazda ölçülerek elde edilen doz haritasının karşılaştırmasında gama analiz yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntemde Yüzde Doz Değişimi (%DD) ve Mesafe Uyumu (DTA, Distance to Agreement) kabul kriterleri kullanılmaktadır.

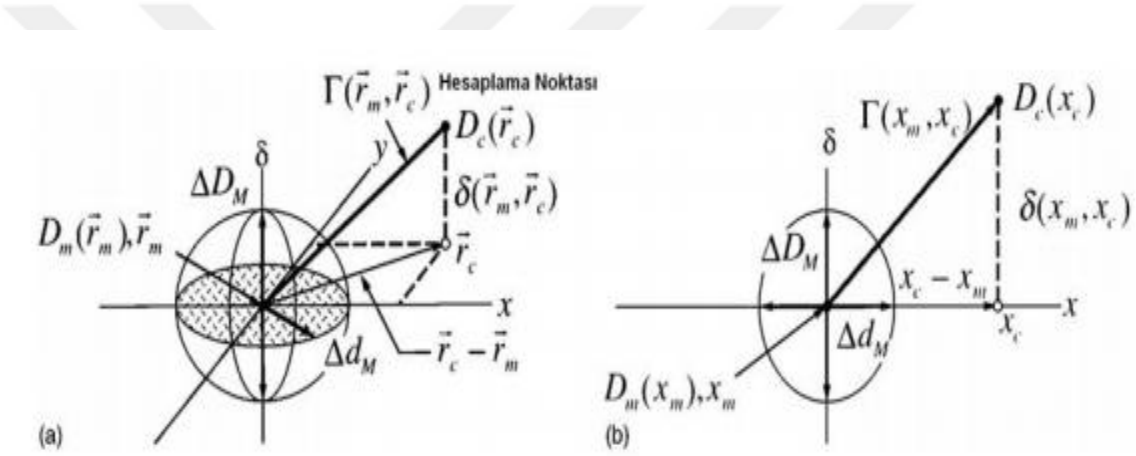
Mesafe Uyumu (UM=Δdm) (DTA) ölçülen veri noktası ile hesaplanan doz dağılımındaki en yakın nokta arasındaki aynı soğrulan dozu gösteren mesafe olarak ayarlanabilir (Low, 2010).

Yüzde Doz Değişimi (%DD= ΔD_M) ise ile ölçülen noktadaki dozlar ile referans noktasındaki dozun yüzde cinsinden doz farkını göstermektedir.

Klinik kalite kontrol uygulamalarımızda standart geçme kriteri ΔDM = 3% ve ΔdM =3mm'dir.



Şekil 1.9. doz farkı ve uzlaşma mesafesi testleri için doz dağılım değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi (a) İki boyutlu gösterim (b) Bir boyutlu gösterim



Şekil 1.10. Birleşik elipssel doz farkı ve uyum mesafesi testleri kullanılan doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi (a) İki boyutlu gösterim (b)Bir boyutlu gösterim

Şekil 1.9.'da iki boyutta doz dağılım değerlendirmeleri için birleşik analiz aracının şematik bir sunumunu gösterilmektedir. Şekillerdeki tüm durumlarda, sunulan değerlendirme, şeklin kökeninde yatan, tek bir ölçüm noktası $\mathbf{r}_m$ içindir ve klinik değerlendirmelerde, bütün ölçüm noktalarında karşılaştırmalar tekrarlanır. Her iki eksen (x ve y)'nin, ölçülen noktaya göre hesaplanan dağılımın uzamsal konumunu ($\mathbf{r}_c$) göstermektedir. Üçüncü eksen (δ) ise hesaplanan [$D_c(\mathbf{r}_c)$] ve ölçülen [$D_m(\mathbf{r}_m)$] dozlar arasındaki farkı belirtmektedir. Uyum mesafesi (Δd_M, DTA), $\mathbf{r}_c$-$\mathbf{r}_m$ düzleminde Δd_M'e eşit olacak şekilde yarıçaplı bir disk ile gösterilmektedir. Hesaplanan dağılım yüzeyi ($D_c(\mathbf{r}_c)$) disk ile kesişirse, uyum mesafesi kabul şeklindedir, hesaplanan dağılım o noktada uyum mesafesi kriterini geçer. Vertikal çizgisi ise doz farkı göstermektedir ve

$2\Delta D_M$ uzunluğundadır. Hesaplanan dağılım yüzeyi $[(D_c(\mathbf{r}_c)\text{-}D_m(\mathbf{r}_m)) \leq \Delta D_M)]$ çizgisini keserse, hesaplanan dağılım ölçüm noktasında doz farkı kriterini geçer.

Şekil 1.9. (b), şekil 1.9. (a)'nın bir boyutlu şeklini göstermektedir. Şekil 1.10' da uyum mesafesi ve doz farkını aynı anda hesaba katan kabul kriterinin belirlenmesi için bir metot gösterilmiştir. Bir elips, kabul kriterini belirleyen yüzey olarak belirtilmiştir.

$$r\,(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = \left| \mathbf{r} - \mathbf{r}_m \right| \tag{1.8}$$

$$\delta(\mathbf{r}_m) = D(\mathbf{r}) - D_m(\mathbf{r}_m) \tag{1.9}$$

olmak üzere, yüzeyi tanımlayan denklem aşağıdaki gibidir.

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m.r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m.r)}{\Delta D_M^2}} \tag{1.10}$$

$D_c(\mathbf{r}_c)$ yüzeyinin herhangi bir noktası denklem 1.10' da gösterilen elipsle kesişirse, hesaplama değeri $\mathbf{r}_m$'de geçer.

Kabul kriterinin yalnızca δ ekseni boyunca $\mathbf{r}_c$ - $\mathbf{r}_m$ düzleminde tanımlanmaması ölçülen ve hesaplanan değerler arasındaki değerlendirmelerden daha genel karşılaştırmaya imkan sağlar. Denklem 1.10' da $\mathbf{r}_m$ ölçüm noktası için $\mathbf{r}_c$ - $\mathbf{r}_m$ değerlendirme düzleminde yer alan her noktada bir gama indeksi metodunda kullanılabilir.

$\mathbf{r}_m$'ye bağlı gama indeksi:

$$\gamma(\mathbf{r}_m) = \min \{r\,(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)\} \; \forall \; \{\mathbf{r}_c\} \tag{1.11}$$

$$r\,(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m.r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m.r)}{\Delta D_M^2}} \tag{1.12}$$

Ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarındaki değerlerin farkı ise söyledir:

$$\mathbf{r}\,(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = \left| \mathbf{r}_c - \mathbf{r}m \right| \tag{1.13}$$

$$\delta\,(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = D_c\,(\mathbf{r}_c) - D_m\,(\mathbf{r}_m) \tag{1.14}$$

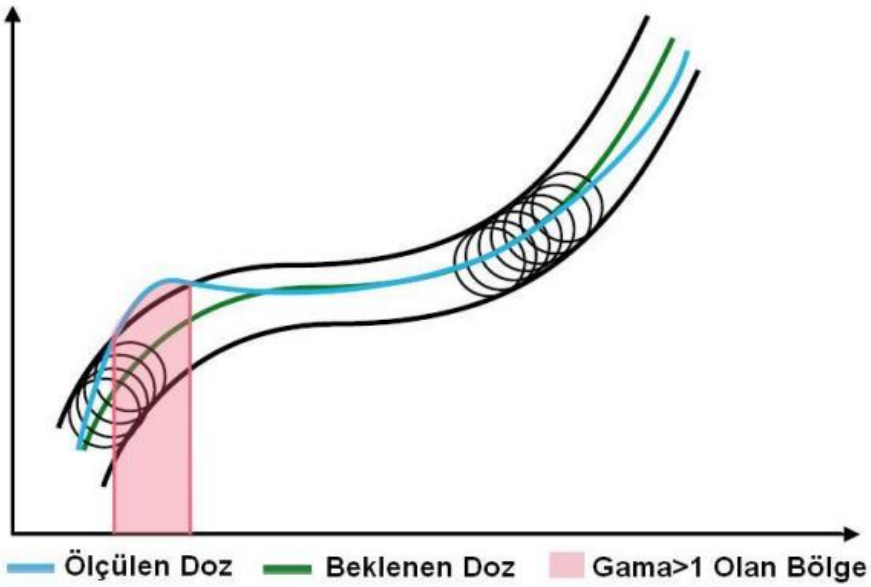
Geçme-kalma kriterleri ise;

γ ($\mathbf{r}_m$) $\leq$ 1 hesaplama kabul kriterindedir,

γ ($\mathbf{r}_m$) > 1 hesaplama kabul kriterinde değildir.

Yöntemin önemli olması, doz dağılım kalitesinin en son değerlendirmesinde γ(rm)' in bi r izo- γ dağılımında ifade edilebilmesidir. γ(rm)'in büyük ama yaklaşık olarak aynı olduğu yerler, çok belirgin uyuşmazlıkların bölgelerine bağlı bir şekilde belli olur (Low ve ark., 1998; Levent, 2012).

Gama analizi değerlendirmesi şekil 1.11.'de gösterilmiştir. Yeşil çizgi beklenen dozu, mavi çizgi ölçülen dozu, göstermektedir. Beklenen dozu üzerinde alacak şekilde etrafında ΔDM (mesafe uyum toleransı) 3mm ile ΔdM (doz uyum toleransı) %3 olan bir birim çaplı hayali bir çember olduğunu düşünelim.



Şekil 1.11. Gama analizi değerlendirmesi

Tolerans çemberlerinin hepsinin toplamı beklenen dozun etrafında tüp şeklini oluşturmaktadır. Ölçülen doz tüpün içindeki bölgelerde yer alıyorsa gama değeri 1'den küçük, dışında yer alıyorsa 1'den büyük şeklinde tanımlanmaktadır. Analizi geçen gama değerleri %95'ten büyük ise hesaplanan doz haritası ile ölçülen doz haritaları birbiri ile uyumludur şeklinde kabul edilir. Bu kriter sağlanamazsa plan yada kalite kontrol yeniden tekrar edilmelidir (Low ve Dempsey, 2003; Low, 2010).

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Radyoterapi özellikle son yıllarda teknolojik olarak en hızlı gelişen alanlardan biridir. Radyasyonla kanserli dokunun tedavi edilmesini sağlayan modern yöntemler ve ileri teknolojinin kullanıldığı cihazlarla oldukça başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Radyasyon onkolojisindeki bu gelişmeler radyoterapiyi önemli bir tedavi yöntemi haline getirmiştir. YART, Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi (IGRT), Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavisi (VMAT), özellikle erken evre hastalık için Brakiterapi (BRT) dahil olmak üzere geliştirilen teknikler, iyileştirilmiş tedavi sonuçları ile daha yaygın olarak kullanılmakta ve hastaların yaşam kalitesini arttırmaktadır.

Radyasyon tedavisinde istenilen dozu hedef hacme doğru bir şekilde vermek çok önemlidir. YART, kalite güvencesi açısından daha karmaşıktır ve ayrıntılı iki boyutlu dozimetrik doğrulama gerektirir. Hesaplanan doz ve ölçülen doz arasındaki değerlendirme, YART tedavisinin kalite güvencesinde önemli bir rol oynar (Buonamici ve ark., 2007; Son ve ark., 2015). Klinik tedavilerin artan karmaşıklığı, daha doğru doz doğrulama süreçlerini ve sistemlerine duyulan ihtiyacı arttırmaktadır (Bresciania S. ve ark., 2018). YART tedavisinin yüksek karmaşıklığından dolayı hastaya özel tedavi öncesi kalite güvencesinin genel olarak hasta tedavisi için gerekli bir ön koşul olduğu düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda standart kalite güvence programlarında radyoterapi tedavi planlamasının uygulanması hakkında kapsamlı raporlar sunulmaktadır (Kutcher ve ark., 1994; Frass ve ark., 1998). Tedavi planlama sisteminin doğruluğunu ölçmek için kullanılan birçok dozimetrik sistem vardır. Filmler, iyon odaları dizileri ve elektronik görüntüleme cihazları gibi dozimetrik sistemler kalite güvencesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bu çalışma, YART tedavi dozunun doğrulanması için üç farklı sistem kullanarak dozimetrik özellikler performansını değerlendirmek ve gama analizinde elde edilen sonuçları istatistiksel olarak karşılaştırmak için yapılmıştır. Gama analizini değerlendirmek için farklı dozimetrik sistemleri karşılaştıran birçok çalışma vardır.

Ayman ve ark (2018); ‘Dosimetric comparison of amorphous silicon Epid and 2D-Array detector for pre-treatment verification of intensity modulated radiation therapy’ çalışmasında YART tedavisinde TPS’deki dozu ölçülen dozla karşılaştırmak için gama indeksi yönteminde film (Kodak X-OMAT), 2-D Array ve Epid kullanarak kalite güvencesi için gama indeksini karşılaştırmışlardır. Karşılaştırılmalar doz farkı %3 ve uyum mesafesi (DTA) 3 mm kriterlerinde incelenmiştir. Beş hastanın 30 YART

tedavi alanları için gama indeksinin ortalama geçiş hızları film, 2-DArray ve Epid için sırasıyla (γ% ≤1), %95.93 ± 0.96, %99.05 ± 0.24 ve %99.37 ± 0.12 bulunmuştur. % 95'lik tüm geçme oranı ile kabul edilebilir bu aletlerin aynı ışının ölçülmesinde bazı farklılıklar gösterdiğini ve gama indeksi incelendiğinde film için elde edilen sonuçların diğer sistemlerden çok daha düşük olduğunu belirtmişlerdir (Ayman ve ark., 2018).

Vieillevigne ve ark (2015); 'Gamma index comparison of three VMAT QA systems and evaluation of their sensitivity to delivery errors' çalışmasında VMAT' da prostat, baş-boyun, yemek borusu gibi toplamda 59 hastadan oluşan planların doz dağılımlarının dozimetrik doğrulaması için ArcCheck, 2D-Array ve Epid kullanarak %2/2 mm ve %3/3 mm gama kriterlerinde gama indeksi karşılaştırması yapmışlardır. Üç sistem için ölçümler, Anisotropic Analitik Algoritma (AAA 8.9) kullanılarak Eclipse'de (Varian Medical Systems) hesaplanan referans doz dağılımları ile karşılaştırılmıştır. Ölçümler, 120 millenyum MLC' sahip Varian Linak iX'te (Varian Medical Systems) foton ışını (6 MV) kullanılarak yapılmıştır. Üç ölçüm cihazından elde edilen doz dağılımı ile ilgili tedavi planlama doz dağılımı gama indeksi açısından değerlendirilmiştir. Yaptıkları çalışmada %3/3 mm gama kriterinde üç cihazdan elde ettikleri sonuçların % 95'in üzerinde olduğunu belirtmişler, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları arasındaki ortalama gama geçişi ArcCheck, 2D-Array ve EPID için sırasıyla %99.4% ± 0.6, %99.7 ± 0.6 ve %98.3 ± 1.2 bulmuşlardır. Bu çalışmayla elde edilen sonuçlara göre üç cihazın güvenilir bir doğrulama yöntemi olduğu gösterilmiştir (Vieillevigne ve ark., 2015).

Merheb ve ark (2015); 'Comparison between two different algorithms used for pretreatment QA via aSi portal images' çalışmasında 77 VMAT tedavisinde planların tedavi öncesi kalite kontrolleri için portal dozimetri ve Epiqa'yı karşılaştırmışlardır. 6 MV foton enerjisi kullanarak portal dozimetri ve Epiqa için 3 mm'lik uyum mesafesi ve %3'lük doz farkı gamma kriterinde sırasıyla %99,81 ± 1,48 ve %99,42 ± 0,97 olduğunu bulmuşlardır. 20 MV foton enerjisi kullanılarak toplanan veriler için aynı gamma kriterinde ortalama değerlerin ise portal dozimetri ve Epiqa için sırasıyla %98.33 ± 2.41 ve %98.12 ± 1.99 olduğunu belirtmişlerdir. Hem Epidin hem de Epiqanın yazılımı olan iki sistemle klinik verilerin kalite kontrol ön işleminde kullanıldığını, düşük enerjiler için kabul edilebilir ve benzer sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (Merheb ve ark., 2015).

Jayesh ve ark (2013); 'Dosimetric Comparison of aSi1000 EPID and ImatriXX 2-D Array System for Volumetric Modulated Arc and Intensity Modulated Radiotherapy Patient Specific Quality Assurance' çalışmasında toplamda 102 alt alana

sahip 10 tane dinamik YART tedavisi ve 10 tane VMAT tedavisinde TPS ile hesaplanan doza karşı ölçülen dozu gama indeksi kriterlerinde incelemişlerdir. Tüm olgular Eclipse TPS'de planlanmış ve TPS ile hesaplanan düzlemsel doz dağılımları için mutlak nokta doz ölçümleri, portal dozimetri ve 2D-Array sisteminde kalite kontrol planları oluşturulmuştur. Bu oluşturulan kalite kontrol planları cihazda ışınlanmış ve düzlemsel doz görüntüleri alınmıştır. Her plan için hesaplanan ve ölçülen doz, %3'lük, 3 mm gama kriteri (% fark ve DTA) temelinde karşılaştırılmıştır. Her iki dedektör sistemininde YART ve VMAT hastalarına özel kalite kontroller işlemlerinde iyi sonuçlar verdiğini, portal dozimetri sistemi ile elde edilen değerlerin 2D-Array sistemi ile elde edilen değerlere kıyasla nispeten daha tutarlı olduğunu ve EPID tabanlı YART ve VMAT hastalarına özgü kalite kontrol işlemlerinde Epid kullanmanın zamandan tasarruf için daha avantajlı olduğunu belirtmişlerdir (Jayesh ve ark., 2013).

Ayman ve ark (2017); 'Portal Dosimetry for Pre-treatment Verification of IMRT/VMAT Plan: A Comparison with 2D Array Detector for Quality Assurance' çalışmasında YART/VMAT tedavilerinde TPS dozunu ölçülen dozla karşılaştırmak için gamma indeksi yönteminde 2-D Array ve Epid kullanarak kalite güvencesini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada tedavi planları 6 MV foton enerjisi ile yapılmış, hesaplamalarda ise AAA kullanılmış ve tüm ölçümler Varian IX lineer hızlandırıcıda yapılmıştır. YART tedavileri için on tane baş ve boyun, bir tane servikal omurga ve on dört tane pelvis hastası seçilmiştir. Hem portal dozimetri hem de 2-D Array sisteminde toplamda 177 alanın planlanan ve ölçülen doz dağılımının doğrulanması için %3/3 mm gama kriterlerinde gama indeksi karşılaştırmasında sırasıyla %99.41 ±0.67 ve %98.55 ± 0.79 olduğunu bulmuşlardır. Hastaya özgü kalite kontrol için doğrulama değerlendirmesinin yararlı bir yöntem olduğunu ve portal dozimetrinin 2-D dedektöre kıyasla daha doğru sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. % 3/3 mm (DD / DTA) gama kriternin YART / VMAT planlarının kalite güvencesi için en uygun gamma kriteri olduğunu bildirmişlerdir (Ayman ve ark., 2017).

Sharma ve ark (2010); 'Portal dosimetry for pretreatment verification of IMRT plan: A comparison with 2D ion chamber array' çalışmasında toplamda 181 alandan oluşan 14 tane YART planlarının kalite kontrol incelemesi için portal dozimetri ve 2D-array sistemlerini karşılaştırmışlardır. Portal dozimetri ve 2D-Array için 3 mm'lik uyum mesafesi ve %3'lük doz farkı gamma kriterinde sırasıyla % 99,43 ve %99.80 olduğunu bulmuşlardır. Bazı planlarda 2D-Array ve portal dozimetresi ile hesaplanan gamma değerlerinde farklılıkların anlamlı olduğunu belirtselelerde, değerlerin kabul edilebilir

sınırlar içinde olduğunu ve elde edilen tüm parametrelerin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir (Sharma ve ark., 2010).

Kausar ve ark (2018) 'Patient-specific quality control for intensitymodulated radiation therapy and volumetricmodulated arc therapy using electronic portalimaging device and two-dimensional ionchamber array' çalışmasıyla beş tane baş-boyun ve beş tane prostat hastasının YART ve VMAT planlarının kalite kontrol incelemesi için portal dozimetri ve 2D-array sistemlerini karşılaştırmışlardır. Planlar Varian TrueBeam doğrusal hızlandırıcısında (Varian Medical Systems, Inc.) Eclipse 11.0 versiyonunda TPS'de (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, ABD) 6 MV X-ışın kullanılarak oluşturulmuştur. Her bir YART ve VMAT planları, sırasıyla iki boyutlu 2-D dedektörü ve elektronik portal ile ölçülmüştür. Dozimetrik aletlerin gama geçiş oranları, %3/3 mm'lik kriteri kullanılarak hesaplanmıştır. Dozimetri aracıyla ölçülen değerler, YART planlarında hem prostat hem de baş boyun vakalarındaki beş hasta için hesaplanan değerlerle iyi bir uyum göstermiştir. Portal dozimetri ve 2-D dedektör sistemi doğrulama sistemlerinin, hastalara özgü kalite kontrol için mükemmel dozimetrik özellikleri ve kullanım kolaylığı nedeniyle yaygın olarak kullanıldığını, portal dozimetrinin 2-D dedektörü ile karşılaştırıldığında daha iyi bir çözünürlüğe sahip olduğunu belirtmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlara göre YART ve VMAT tedavilerinin kalite kontrollerinde Epid kullanmanın 2-D dedektöre göre kullanım kolaylığı ve zaman tasarrufu açısından daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir (Kausar ve ark., 2018).

Son ve ark (2015); 'A comparison of the quality assurance of four dosimetric tools for intensity modulated radiation therapy' çalışmasında YART tedavisi için kullanılan dört dozimetrik aracın kalite kontrol sonuçlarını karşılaştırmışlar ve kullanılan dozimetrik araca bakılmaksızın kalite kontrol için en uygun gama geçme kriterini araştırmışlardır. Beş hastada toplam otuz YART alanı seçilmiş ve planların kalite kontrolü için radyokromik film, Mapcheck, MatriXX ve EPID üzerine ışınlama yapılmıştır. Dört dozimetrik araçtan ölçülen dozlar, tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan dozla karşılaştırılmıştır. Dört dozimetrik aletin geçiş hızları,% 3'lük bir doz farkı ve 3 mm'lik bir uzlaşmaya kadar olan mesafe ölçütleri kullanılarak, gama indeksi yöntemi kullanılarak hesaplanmıştır. Beş hastanın 30 YART alanı için film, Mapcheck, MatriXX ve EPID için ortalama ± standart sapma (SD) geçme oranları sırasıyla ($\gamma\% \leq 1$), %95,88 ± 0,87, %99,61 ± 0,41, %99,04 ± 0,18 ve %99,29 ± 0,15 bulunmuştur. Dört dozimetri aletinin % 95'inin kabul edilebilir geçiş hızını karşılamasına rağmen, bu araçların aynı ışının ölçülmesinde bazı farklılıklar gösterdiğini ve gama indeksinin film

için diğer üç araçtan daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Kalite kontrol sonuçlarındaki farklı geçiş hızları, kısmen dört dozimetrik araçların farklı çözünürlüklerinden (veya ölçülen doz matrisinden) kaynaklanmaktadır (Son ve ark., 2015).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma Konya Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda yapılmış olup kullanılan tüm araç ve gereçler bölümümüze aittir. Bu araç ve gereçler şunlardır;

1. Varian DHX Lineer Hızlandırıcı
2. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi
3. Varian aS500 Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPGC)
4. Varian Portal Dozimetri Yazılımı
5. PTW 2-D Array Seven 29
6. PTW VeriSoft Yazılımı
7. Epidos Epiqa Yazılımı
8. Toschiba Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

3.1.1. Varian Marka DHX Lineer Hızlandırıcı

Varian marka DHX lineer hızlandırıcı cihazı 6 MV ve 18 MV foton enerjileri ile 4, 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerji değerlerine sahip elektron üretebilen bir tedavi cihazıdır. Cihaz 3 boyutlu konformal radyoterapinin yanı sıra YART tedavi seçeneğine sahiptir. 100 cm Kaynak Cilt Mesafesinde (KCM) açılabilen alan boyutları; foton enerjileri için en küçük 0.5x0.5 cm^2, en fazla 40x40cm^2'dir. Cihaz 100, 200, 300, 400, 500 ve 600 MU/dakika doz hızı aralığında istenilen hızda değiştirilebilmektedir. 15º, 30º, 45º ve 60º statik ve 10º, 15º, 20º, 25º, 30º, 45ºve 60º dinamik wedge sistemi bulunmaktadır. Cihazın kafa kısmında tungsten alaşımdan yapılmış olan 40 çift ÇYK sistemi bulunmaktadır. Bu yapılar tedavide düzenli veya düzensiz alan oluşturarak birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen sistemlerdir. ÇYK'ler 1 cm kalınlığında olup, bilgisayarlı planlama sistemi sayesinde statik ve dinamik YART tedavilerinde kullanılmaktadırlar. ÇYK sisteminde yaprakların hareketi, her bir yaprağa ait olan kendine özgü motorlar sayesinde yapılır. Cihazda kullanılan EPGC sayesinde hastanın tedavi öncesi port görüntüleri alınmaktadır. Hastanın mevcut konumu ile olması gereken konum arasındaki fark belirlenmektedir. EPGC ayrıca YART

planlamalarının dozimetrik kalite kontrollerinin yapılmasına olanak sağlamaktadır. Varian Clinac DHX Lineer hızlandırıcı cihazı Şekil 3.1.'de gösterilmiştir.

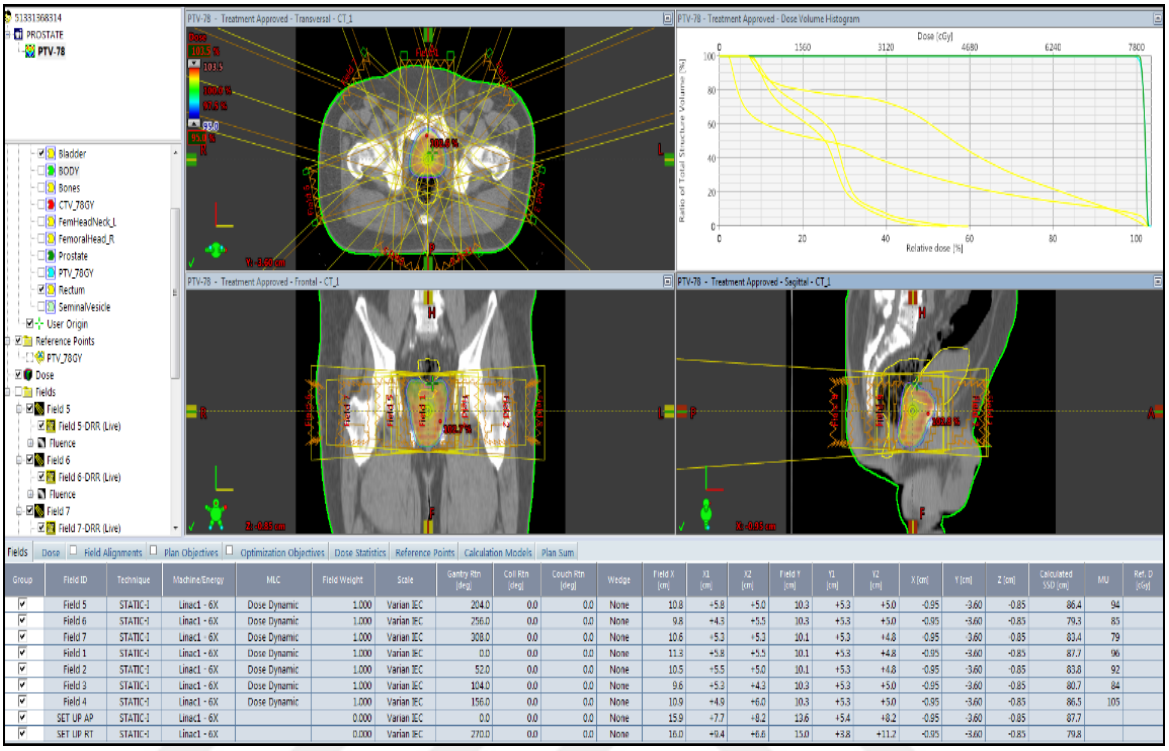


Şekil 3.1. Varian DHX Lineer hızlandırıcı cihazı

3.1.2. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Varian 15.1 Eclipse tedavi planlama sistemi 3BKRT, YART ve brakiretapi planlamalarında kullanılan DICOM tabanlı bir planlama sistemidir. Hesaplama algoritması olarak PBC ve AAA kullanılarak doz dağılımları hesaplanmaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) görüntüleme yöntemleri ile birbiriyle füzyon edilerek hastanın konturlama ve planlama işlemleri yapılmaktır. Planlamalarda hesaplama algoritmaları kullanılarak doz dağılımları ve doz hacimleri değerlendirilmekte ve hastaya en uygun plan seçilmektedir. YART tedavi planlamasında ters planlama (inverse planning) kullanılmaktadır. YART planlamalarında Dinamik ve Step-and-Shoot tekniklerinin kullanımına olanak sağlamaktadır. YART planlamalarının kalite kontrol yapılması için görüntüler fantoma ya da EPGC'na aktarılabilmektedir. Portal dozimetride PDIP algoritması, Epiqa'da ise GLAaS algoritmasını kullanılarak YART

planlarının kalite kontrolleri yapılmaktadır. Varian Eclipse tedavi planlama sistemi ile yapılan prostat YART planlama örneği Şekil 3.2.'de gösterilmektedir.



Şekil 3.2. Varian Eclipse tedavi planlama sistemi ile yapılan YART planlama örneği

3.1.3. Varian aSi500 Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPGC)

Portal görüntüleyici, hızlı kurulum, kolay veri toplama ve yüksek çözünürlüğü nedeniyle rutin kullanım için çok tercih edilen bir ölçüm cihazıdır. Günümüzde en yaygın kullanılan EPID modeli, Varian amorf silikon (aSi) paneldir (aS500, Varian Medical Systems). Bu tip bir aSi-EPID, kompton elektronlarını oluşturmak için bir bakır plaka, yüksek enerjiye sahip elektronları soğurmak ve foton ışığı yayınlamak için bir fosfor tabaka ile bir fotodiyot sisteminden oluşmaktadır. Çalışmamızda kullanılan EPGC görüntü paneli yarı iletken amorf silisyum dedektöre sahip 6 MV ve 18 MV foton enerjili lineer hızlandırıcıya monte edilimiş ve ticari olarak temin edilebilen bir aSi görüntüleme cihazıdır (Grattan ve McGarry, 2010). Cihazın tedavi kafasına robotik bir kolla entegre edilmiş olup, istenilen yönde **(**sağa-sola, ileri-geri, yukarı-aşağı) hareketi sağlayabilmektedir. Cihazda bulunan bu sistem sayesinde hastanın planlama esnasında elde edilen DRR görüntüleri ile tedavi esnasındaki mevcut konumu karşılaştırılabilmekte ve böylece hastanın pozisyon doğruluğu kontrolüne olanak

sağlamaktadır. Portal görüntüleme cihazlarında aynı zamanda YART planlarının tedavi öncesi dozimetrik kalite kontrolleri yapılabilmektedir. Lineer hızlandırıcı cihazına monte olmuş EPGC Şekil 3.3.'de gösterilmektedir.



Şekil 3.3. Varian aS500 EPGC

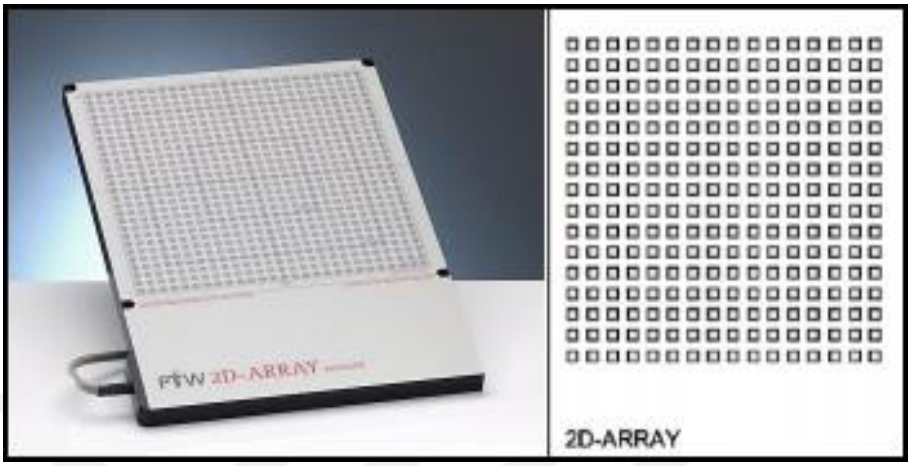
3.1.4. Varian Portal Dozimetri Yazılımı

Varian portal dozimetri yazılımı tedavi planlama sisteminde yapılan YART planlarında hesaplanan ışın akıları ile ölçülerek elde edilen ışın akılarını birbiriyle karşılaştırarak gama indeks analizi yapan bir kalite kontrol programıdır. Bu analiz yöntemiyle en büyük ve ortalama değere sahip gama değeri noktalarının yüzde oranı belirlenebilmektedir

3.1.5. PTW 2-D Array Seven 29

2-D Array seven 29, 27x27 cm^2'lik bir matriks şeklinde sıralı içi hava dolu 729 tane iyon odasından oluşur. Havalandırılan düzlem paralel iyon odalarının boyutu 5x5x5 mm^3'dir ve merkezden merkeze mesafe 10 mm'dir. Maksimum 27x27 cm^2 alan boyutuna sahiptir. 2D-Array kullanılarak planlara ait TPS'de hesaplanan doz profilleri ile kalite kontrol ışınlamasında ölçülen doz profilleri karşılaştırılabilir. Kullanmadan önce herhangi bir kalibrasyon gerekli değildir. Doz veya doz oranı verilerini elde etmek

için veri toplama yazılımı olarak VeriSoft kullanılır. Elde edilen verileri ve 3 boyutlu görüntüleri VeriSoft, MultiCheck veya MEPHYSTO yazılım programlarına aktarır (Şekil 3.4) (Ahluwalia ve Saini, 2004; Bohsung, 2004).



Şekil 3.4. PTW 2-D Array Seven 29

3.1.6. PTW VeriSoft Yazılımı

VeriSoft yazılımı radyoterapi tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan doz dağılımlarıyla fantomunda ölçülen doz dağılımlarını karşılaştırmada kullanılan bir programdır. Gama değerlendirme yöntemi kullanılarak karşılaştırılır, sıcak ve soğuk noktalar kolayca bulunabilir. Tedavi planı ile ölçülen ışın arasındaki maksimum ve ortalama sapma belirlenir. VeriSoft, çeşitli tedavi planlama sistemlerinden veri almaya olanak sağlar (Bohsung, 2004).

3.1.7. Epidos Epiqa (sürüm 4.1.5) Yazılımı

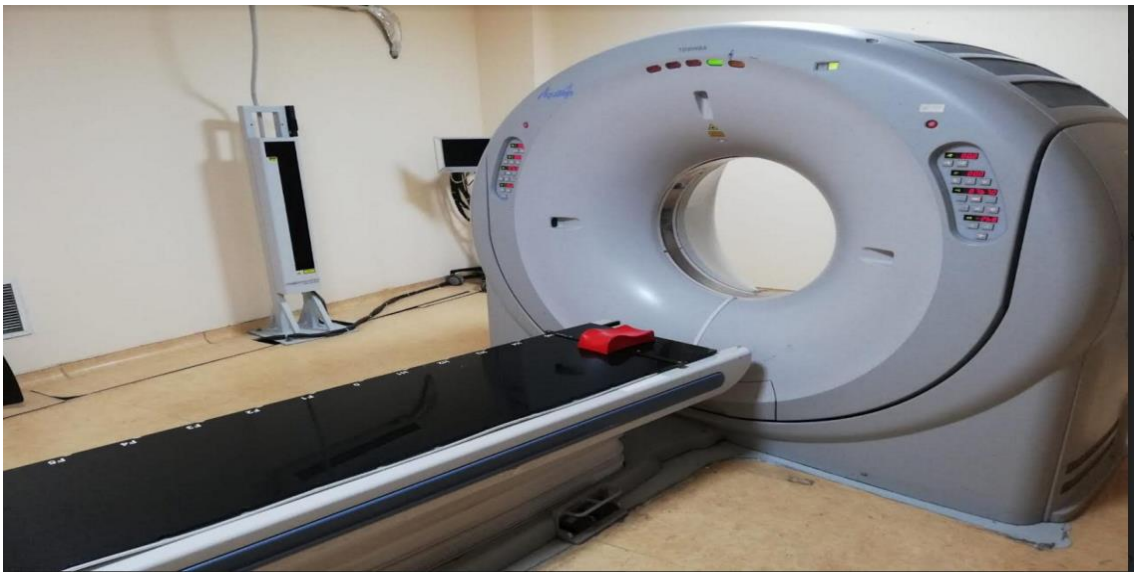
Epiqa EPGC'larında kalite kontrol için kullanılan kapsamlı bir yazılım programıdır. EPID görüntüleri kullanılarak okumaları belirli bir derinlikte soğrulan doza dönüştüren GLAaS adında bir dönüştürme algoritmasıdır. EPID görüntülerinden dönüştürülen veya tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan doz matrisleri, gama matrisleriyle kolayca karşılaştırılabilir. Epiqa linak kalite kontrol süreçlerinin yanı sıra YART kalite kontrolleri içinde tasarlanmıştır. Epiqa yazılımı 4 modülden oluşmuştur. Bu modüller Hera (YART kalite kontrol modülü), Artemis (RapidArc/VMAT kalite kontrol modülü), Athena (Cihaz kalite kontrol modülü) ve Hermes (TPS kalite kontrol

modülü) şeklindedir (Epiqa Reference Guide, 2016). Bu çalışmada Hera modülleri kullanılmıştır (Varian Medical Systems, 2010).

Hera modülü, özellikle tedavi öncesi hareketli pencere (sliding window) ya da statik (step-and-shoot) YART kalite kontrollerinde hesaplanan ve ölçülen YART alanlarını karşılaştırmak için kullanılır. Portal Vision entegre görüntüleri ile suya dönüşüm dozu kullanılarak hesaplanan YART alanlarının karşılaştırılmasını sağlar. Referans doz matriksi, hasta planıyla aynı hesaplama algoritması kullanılarak herhangi bir derinlikte su fantomunda hesaplanır. Her bir alan için tedavideki gantri açısında ışınlanarak entegre görüntü edinilir. Bu yazılım kullanılarak istenilen bölgede doz farkı ve gama analizi yapılabilir (Epiqa Reference Guide, 2016)

3.1.8. Toschiba Marka Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Toshiba Aquilion S4 bilgisayarlı tomografi cihazının X-ışını tüpünün 60 kW'lik değerde bir kapasitesi vardır. Dönüş başına 0.5 s'lik yüksek dönüş hızına sahiptir. Dört dedektörlü olup, minimum kesit kalınlığı 1 mm' den başlayarak 10 mm kadar kesit aralıkları ile seçilebilmektedir. Uygun muayene ortamı oluşturmak için bu sistemde çift monitör sistemi bulunur. Tarama sistemi monitörü ve görüntü işlem monitörü, muayene verimliliğini artırmak için bağımsız ya da paralel çalışabilir. Gantry açıklığı 72 cm'dir. X-ışın tüp gerilimi: 80, 100, 120, 135 kVX-ışın tüp akımı: 10 mA ile 300 mA aralığında olup tüp akımı 10 mA'lik adımlar halinde belirlenebilmektedir.

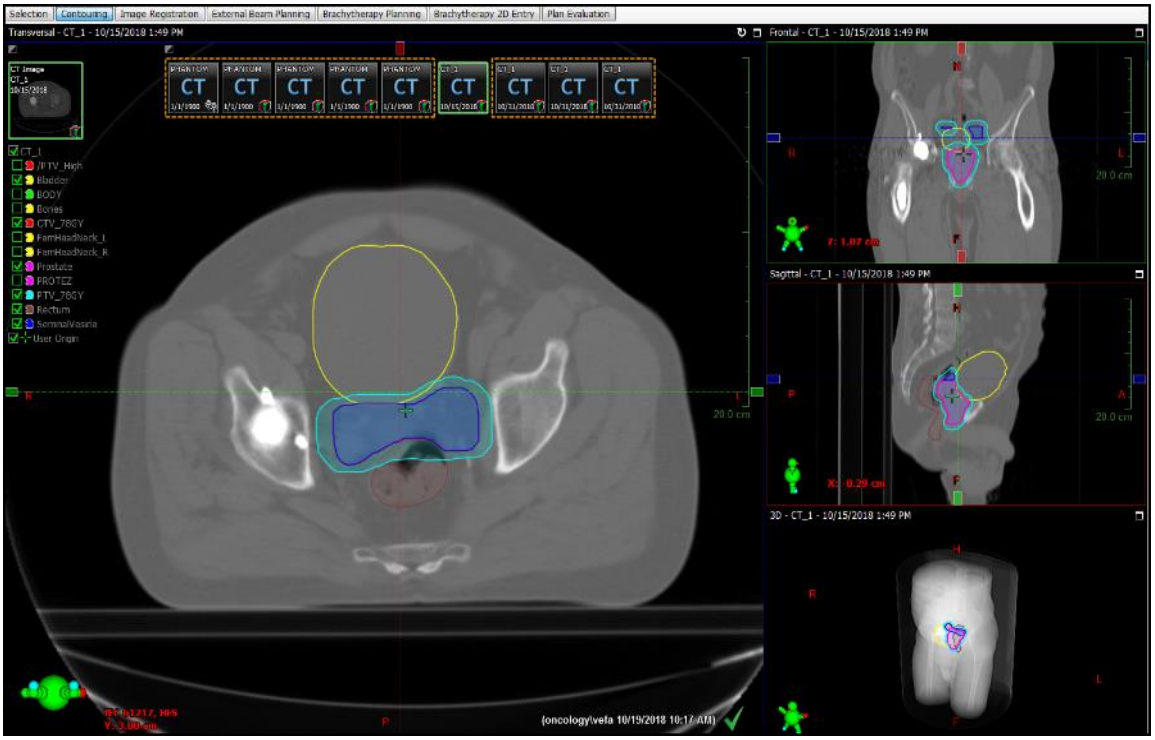


Şekil 3.5. Toschiba bilgisayarlı tomografi cihazı

3.2. YÖNTEM

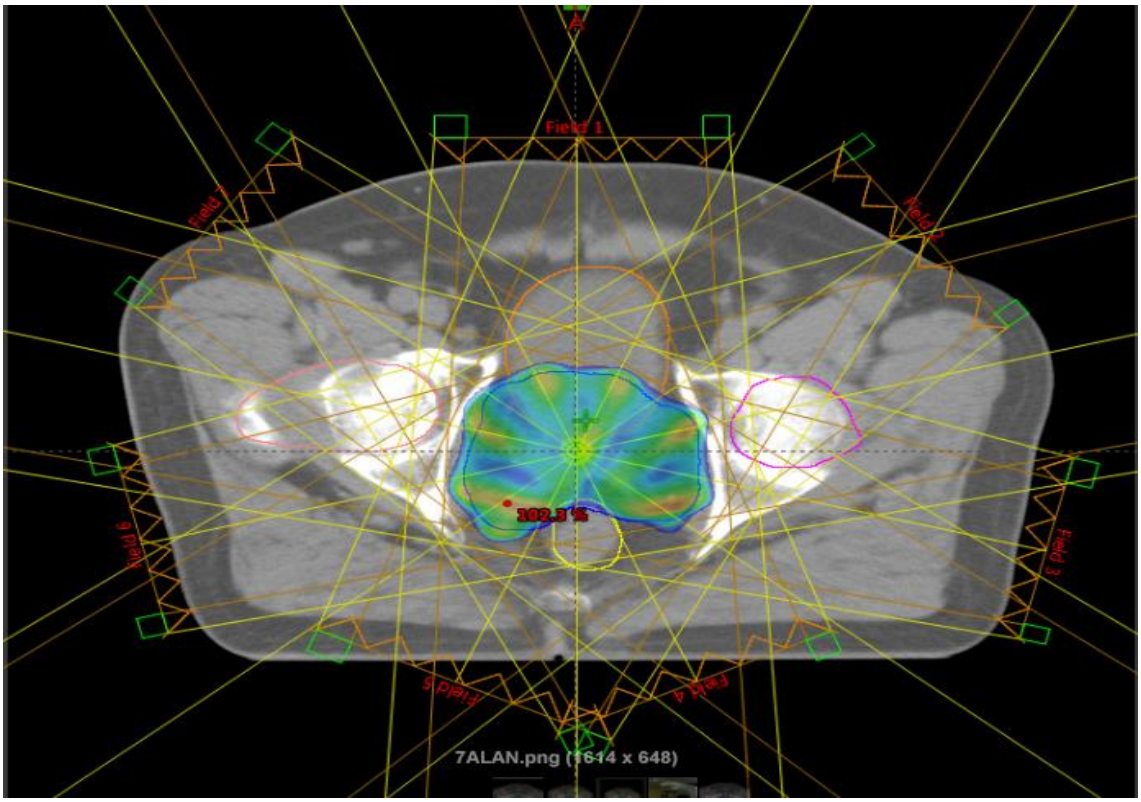
3.2.1. YART Tedavi Planlarının Oluşturulması

Çalışmamız Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda tedavisi tamamlanan 20 tane prostat kanseri hastası ile yapılmıştır. Prostat kanseri teşhisi ile kliniğimize gelen 20 tane prostat hastasının, BT cihazında 3 mm'lik kesit aralığında uygun set-up koşularına göre görüntüleri çekildi ve elde edilen görüntüler Eclipse planlama sistemine aktarıldı. İmmobilizasyon için prostat hastalarında diz altı yastığı ve ayak sabitleyici kullanıldı. Klinik protokolüyle uyumlu olarak rectum boş mesane dolu olacak şekilde BT görüntüleri elde edildi. Hastaların BT görüntüleri üzerinden gros (makroskopik) tümör volümü (GTV), klinik tümör volümü (KTV) ve planlanan tümör volümü (PTV) ve risk altındaki organlar (RAO) olan mesane, rektum, ince barsak ve femur başları gibi yapılar "The International Commission on Radiation Units and Measurements" (ICRU)"nun 83 numaralı raporuna göre doktorlar tarafından konturlanmıştır (Hodapp, 2012). Örnek bir hastanın konturları Şekil 3.6.'da gösterilmektedir.



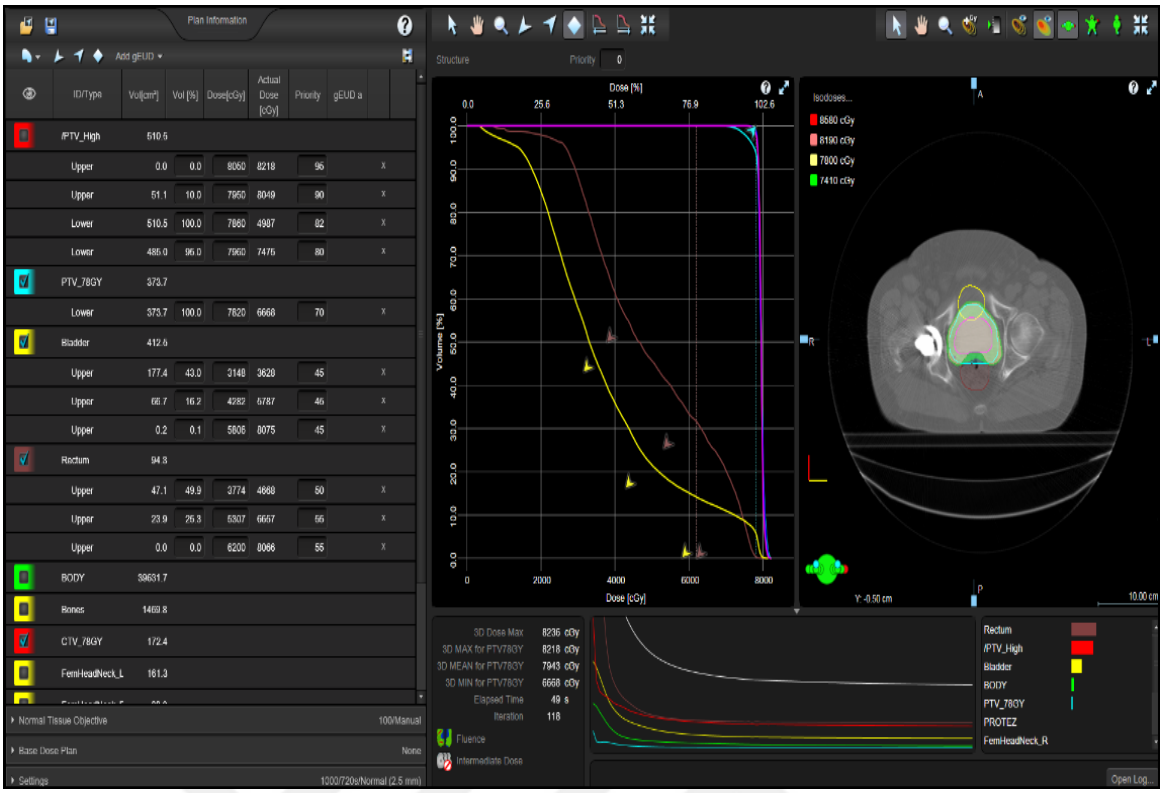
Şekil 3.6. Varian Eclipse TPS'nde prostat YART konturlaması

Konturlama işlemi tamamlandıktan sonra YART planlamasına geçildi. YART planlarında PTV 78 hacmin merkezi izocenter olarak belirlendi. 6 MV foton enerjisi ve doz hızı 300 MU seçildi. IMRT planlarında cihazın açıları 0º, 72º, 144º, 216º ve 288º olacak şekilde 5 alanlı planlar ve 0º, 52º, 104º, 156º, 204º, 256º ve 308º olacak şekilde 7 alanlı planlar oluşturuldu. PTV'ye toplamda 78 Gy verilecek şekilde ters planlama tekniği kullanıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. 7 alanlı prostat YART planlaması

Planlama optimizasyonu sırasında en iyi doz dağılımını elde etmek amacıyla her plan için en uygun doz kriterleri ve optimizasyon ağırlık değerleri kullanıldı (Şekil 3.8). Doz hesaplaması için AAA algoritması kullanılarak planlar hesaplatıldı. Planlarda hedef hacmin %95'ini kapsayacak şekilde kritik yapıların önem durumuna göre ağırlık değerleri verilerek sağlıklı dokuların en iyi şekilde korunması sağlanmıştır (Wambersie A. ve ark., 1999). İstenilen doz dağılımını sağlayana kadar optimizasyon işlemleri tekrar edilmiştir. Optimizasyon işlemi sonucunda her alan için akı haritaları elde edilmiştir. Elde edilen akı haritaları için dinamik YART yöntemi ile ÇYK hareketleri hesaplanmıştır. ÇYK tekniği dinamik ÇYK olarak bilinen ''Sliding Window'' tekniği seçilmiştir.



Şekil 3.8. TPS'de yapılan optimizasyon görüntüsü

3.2.2. Kalite Kontrol Öncesi Tedavi Cihazında Yapılan Ölçümler

YART planlarının kalite kontrol ölçümleri öncesinde Varian DHX lineer hızlandırıcı cihazının mekanik ve dozimetrik kontrolleri yapılmış, değerlendirmeler sonucu bulunan parametrelerin tolerans değerler içinde olduğu görülmüştür. Mekanik kontrollerde optik mesafe gösterge kontrolü, alan boyutları ve ışık-ışın alanı uyumu, kontrolleri yapılmıştır. 6 MV için KCM=100 cm'de 10 cm x10 cm'lik alan boyutlarında maksimum doz derinliğinde (dmaks) 1 MU = 1 cGy verilecek şekilde kalibre edilmiş olan cihazın ölçümlerinin tolerans dahilinde olduğu görülmüştür. Ölçümlerde 0.65 cc hacime sahip Farmer tipi iyon odası ve RW3 katı fantom kullanılmıştır. Cihazın ÇYK ve asimetrik kolimatör kontrolüde yapılmış olup bulunan değerlerin tolerans değerlerin içinde olduğu görülmüştür.

IAEA TRS-398 absorbe doz protokolüne göre cihazın dozimetrik kontrolleri yapılmıştır (International Atomic Energy Agency (IAEA) Tecnical, 2000). Birçok çalışmada bu şekilde kalite kontrol testleri önerilmektedir (Huq ve ark., 1995; Sharpe ve ark., 2000; Schlegel ve ark., 2006).

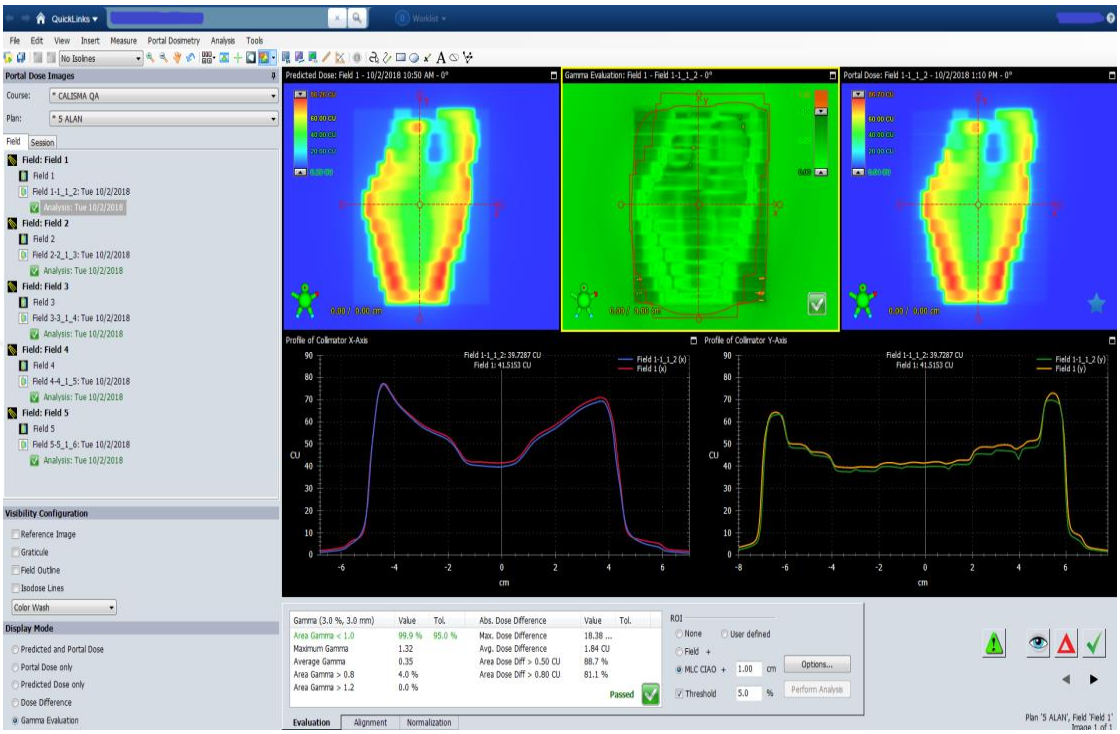
3.2.3. EPG Sisteminin Kalibrasyonu

Portal görüntüleme cihazının tedavi öncesi dozimetrik kalite kontrollerde kullanılabilmesi için kalibre edilmesi gerekmektedir. EPID, Varian süreçlerine göre koyu alan (dark field) ve açık alan (flood field) görüntülerinin alınmasıyla kalibre edilmektedir. Öncelikle koyu alan dediğimiz kısımda karanlık alan görüntüsünü radyasyon olmadan elde ettik. Diğer bir aşama olan açık alan dediğimiz kısımda ise ışınının düzgün bir yoğunluğa sahip olduğu varsayılarak üretilen sinyalleri düzelttik. 100 cm SDD için, veriler 6 MV için 40x30 cm² alan boyutuyla ve farklı doz oranlarıyla (100 MU / dak ila 600 MU / dak) elde edilir. Açık alan görüntüsü alan homojenliğini temsil eder. Bu işlemlerden sonra doz kalibrasyonuna geçtik. Kalibrasyon işlemleri 10×10 cm² açık alan ve 100 MU ile gerçekleştirilir. 100 MU 1 kalibre birimine (KB) olacak şekilde kalibre edilmiştir. Portal dozimetri yazılımında PDIP algoritmasının kurulumu için 3x3 cm²'den 28x28 cm²'ye kadar olan alanlarda portal dozimetri ölçümü alınmış ve elde edilen değerler 10x10 cm'lik alanda okunan kalibrasyon birimine normalize edilmiştir. Daha sonra TPS' ne yüklenen optimal akı dosyasıyla oluşturulan akı, belirli KDM'de ölçülmüştür. Alınan portal görüntüler sisteme hesap yapılabilmesi için aktarılmıştır.

3.2.4. Portal Dozimetri ve Epiqa Kalite Kontrol Planlarının Hazırlanması ve Değerlendirilmesi

Tedavi planlama sisteminde hazırlanan YART tedavi planlarının doğruluğunu kontrol etmek amacıyla her bir plan için kalite kontrol planları oluşturulmuştur. 5 tedavi alanı ve 7 tedavi alanından oluşan toplamda 40 adet YART kalite kontrol planı elde edilmiştir. Planlama bilgisayarında verifikasyon planı oluşturularak EPGC ile kalite kontrol seçilmiştir ve KDM=100 olacak şekilde kalibrasyon mesafesi ayarlanmıştır. Tüm kalite kontrol planlarında gantri, masa açısı ve kolimatör açıları 0º olacak şekilde ayarlanmıştır. Lineer hızlandırıcıda elektronik portal görüntüleme cihazı kalibrasyon pozisyonuna getirilmiş ve oluşturulan kalite kontrol planları sistemde açılarak ışınlama gerçekleştirilmiştir. Epiqa yazılımında ise kalite kontrol planlarının ışınlanması dışında buna ek olarak 50 MU'lik 10x10 cm'lik referans alan ışınlanmıştır: Bu alan, EPGC'nın pozisyonunu ve cihazın günlük doz verimini kontrol etmek için gereklidir (Epiqa Reference Guide, 2016). Elde edilen veriler gama analizde kullanılmaktadır.

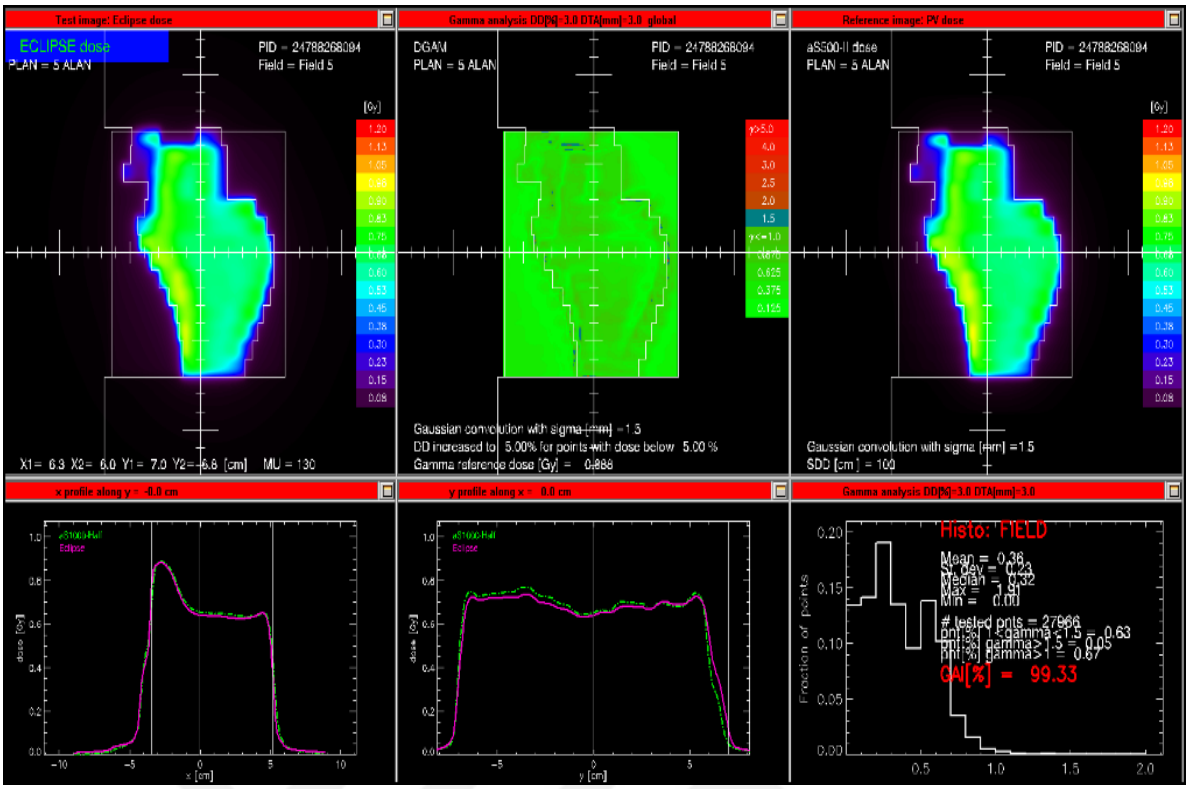
Portal dozimetri yazılımında oluşturulan kalite kontrol planlarının PDIP algoritmasıyla elde edilen doz dağılımları ile ışınlanan kalite kontrol planlarının doz dağılımları eşleştirilip, analiz yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Şekil 3.9.'da Varian Portal dozimetri yazılımı ile gama analizi örneği gösterilmiştir.



Şekil 3.9. Varian portal dozimetri yazılımı

Epiqa yazılımının GLAaS algoritması kullanılarak gama analizi yapmak için Eclipse TPS'nden bazı veriler alınmıştır. Tedavi planı Eclipse TPS'de yaratılan planlar, EPGC' da ışınlama sonrası elde edilen görüntüler ve KDM 100 cm'de ışınlanan 10x10 cm^2'lik referans alan görüntüsü Epiqa yazılım programın aktarılmış, elde edilen veriler Portal dozimetri yazılımı ile aynı olacak şekilde istenilen kriterlerde analiz yapılmıştır. Şekil 3.10.' da Epiqa Hera – YART gama analizi örneği verilmiştir.

Portal dozimetri kalite kontrol planları, portal dozimetri ve Epiqa yazılımlarında gama analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Gama analizi yöntemi 2% ve 3% doz farkı ve 2 mm ve 3 mm uyum mesafesi (DTA) kriterleri kullanılarak mutlak doz karşılaştırması yapılmıştır. Analizler sonucunda gama yüzdelerinin %95'ten büyük olması durumunda kalite kontrol sonucu ideal, %95-90 aralığında olması durumunda ise kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir.



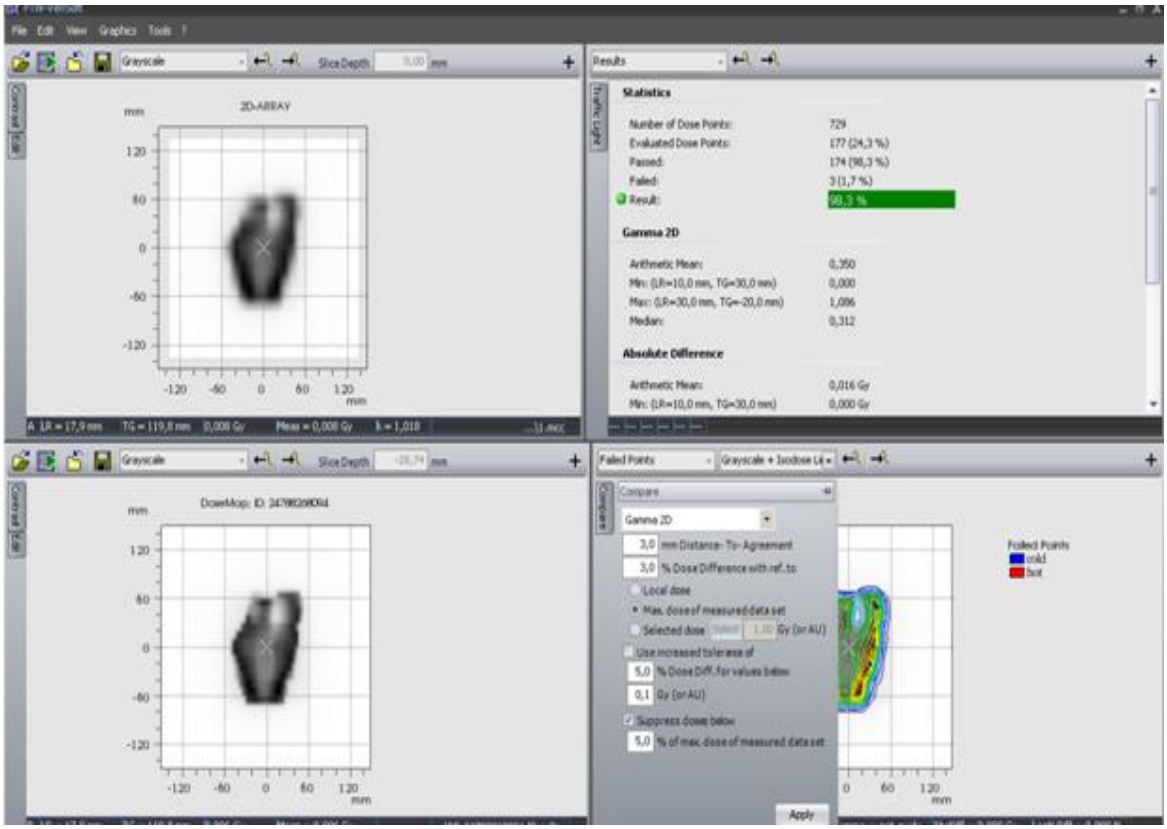
Şekil 3.10. Epiqa Hera – YART gama analizi

3.2.5. 2-D Array Kalite Kontrol Planlarının Hazırlanması ve Değerlendirilmesi

2-D Array kullanılarak planlara ait hesaplanan doz dağılımları ile kalite kontrol ışınlamasında ölçülen doz dağılımları karşılaştırılabilir. Kalite kontrol işlemlerine başlamadan önce, 2-D Array ve katı fantom kombinasyonunun 3 mm' lik kesit kalınlığındaki BT görüntüleri alınmıştır. 10 cm' lik bir katı fantom kombinasyonu BT masasına yerleştirilmiş, üstüne 2-D Array fantomu konulmuş ve tekrar 4.5 cm'lik fantom konularak sistem BT'de taratılmış ve TPS' ye aktarılmıştır. TPS'de planlanmış olan 40 farklı YART planı kalite kontrollerinin yapılması için 2-D Array fantomuna tüm gantri açıları 0° olacak şekilde hesaplattırılmış ve 2-D Array ölçüm sistemi ile doz akı haritaları elde edilmiştir. TPS'de YART planları için oluşturulan sanal doz akı haritasının 2-D Array üzerinde yer alan iyon odalarının üzerindeki frontal görüntüsü, ölçüm verileriyle karşılaştırmak için kaydedilmiştir.

Elde edilen doz profilleri fantoma gönderilirken belli bir derinlik ve SSD değeri kullanılır. Linak cihazında da aynı koşullarda katı-su farntomu kullanılarak ışınlanan 2-D Array sisteminden elde edilen profiller, bilgisayarındaki özel yazılım progamı ile dijital ortama aktarılır. PTW VeriSoft yazılımı sayesinde, fantomda ölçülen akı

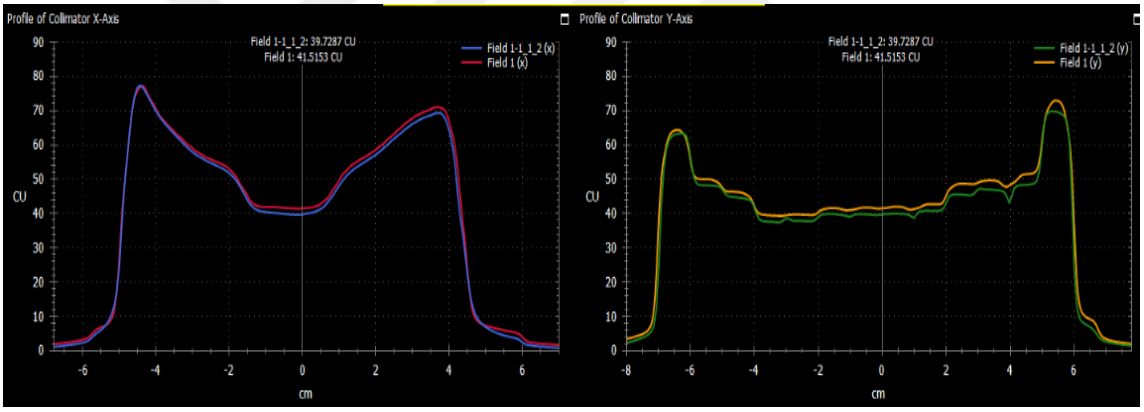
haritaları ile TPS tarafından aynı fantom için hesaplanmış akı haritaları gama analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırılmıştır. VeriSoft yazılımda bir düzeltme faktörü kullanıcı tarafından girilmiştir. Şekil 3.11'de 2-D Array üzerinde Verisoft yazılımı ile gama analizi örneği gösterilmiştir.



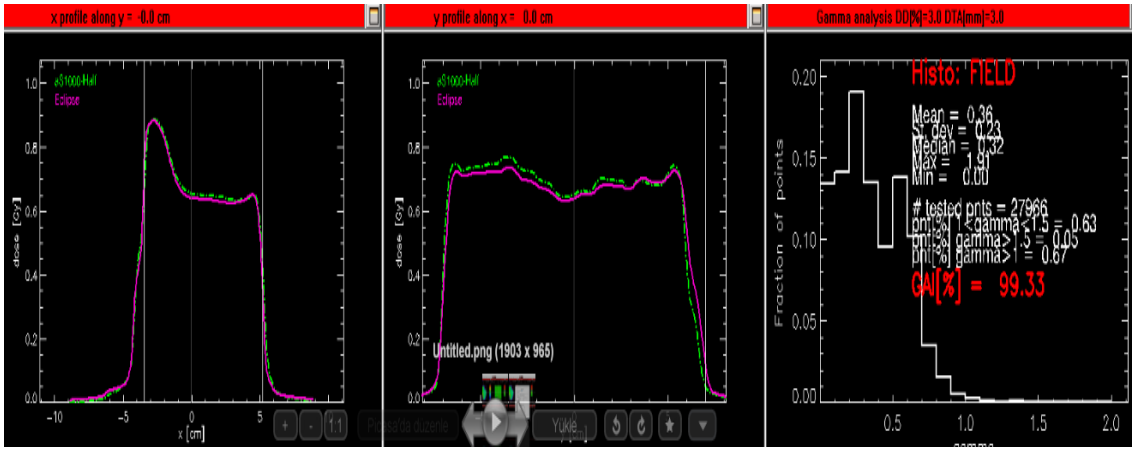
Şekil 3.11. 2-D Array VeriSoft yazılımı ile gama analizi

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

PDIP algoritmasını kullanan portal dozimetri, GLAaS algoritmasını kullanan Epiqa ve Verisoft algoritmasını kullanan PTW 2-D Array 729 iyon odası sistemi kullanılarak ölçülen doz dağılımları ile TPS'de hesaplanarak elde edilen YART planlarının doz dağılımları gama analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırılmalar doz farkı %2 ve %3, uyum mesafesi (DTA) 2 mm ve 3 mm kriterlerinde incelendi. Gama yüzdesi (γ<1%) değerlerine bakılan karşılaştırmalarda gama değeri %95'ten fazla ise plan ideal, %90-95 aralığında ise kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir. Gamma analizi geçme yüzdelerine göre, her bir plan için 5 tedavi alanı ve 7 tedavi alanı kullanılarak oluşturulan planlarından edilen sonuçlar, üç ayrı sistemde YART alanları gantri açı dereceleriyle gösterilmiştir. İdeal olarak değerlendirilen planlar normal, kabul edilebilir olanlar koyu renkle belirtilmiştir.



Şekil 4.1. Portal dozimetrede YART planı gama analizi karşılaştırması



Şekil 4.2. Epiqa yazılımda YART planı gama analizi karşılaştırması

Tablo 4. 1. 1. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	98.1	99.7	97.4	99.6	96.0	98.1
72º	96.9	99.8	97.1	99.4	95.2	97.4
144º	98.0	99.8	96.9	99.6	97.1	98.9
216º	97.7	100	97.2	99.8	96.4	98.1
288º	97.5	100	98.1	99.3	95.8	97.8
0º	98.0	99.7	98.2	99.6	95.1	98.1
52º	97.4	99.9	97.9	99.7	97.4	98.9
104º	98.1	99.8	97.4	99.7	96.9	97.8
156 º	97.2	99.7	96.9	99.5	97.0	98.4
204º	97.4	99.6	97.3	99.2	95.8	97.4
256º	97.1	100	96.5	99.8	95.3	97.3
308º	96.8	99.9	96.2	99.8	96.0	98.9

Tablo 4. 2. 2. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.4	99.2	98.4	99.1	96.0	98.6
72º	98.1	99.8	98.1	99.4	95.2	98.8
144º	97.0	100	97.9	99.4	97.1	98.3
216º	97.2	99.3	97.2	99.1	96.4	98.5
288º	97.4	99.8	98.3	99.0	95.8	97.6
0º	97.6	99.9	98.2	98.9	96.1	98.5
52º	98.2	99.8	97.9	99.5	**94.8**	97.9
104º	97.9	99.8	97.4	99.7	97.1	98.8
156 º	98.1	99.8	96.9	99.3	96.9	97.4
204º	97.2	99.4	97.3	99.2	**94.4**	97.8
256º	98.3	100	96.5	99.7	95.5	98.1
308º	97.9	99.8	96.2	99.7	96.6	98.2

Tablo 4. 3. 3. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	98.2	99.7	97.3	98.9	96.1	97.6
72º	98.1	100	98.2	99.4	95.4	97.1
144º	98.0	99.4	97.6	98.8	**94.5**	96.9
216º	96.7	99.7	97.5	98.6	96.6	97.3
288º	97.4	99.5	96.7	98.3	96.3	97.4
0º	98.2	100	98.2	99.5	95.6	97.9
52º	98.0	99.5	97.9	99.1	96.2	97.1
104º	97.6	99.7	97.4	98.9	95.9	97.3
156 º	97.8	100	96.9	99.5	96.1	98.4
204º	97.9	99.8	97.3	99.2	95.8	97.2
256º	98.2	99.7	96.5	99.1	96.2	97.6
308º	98.1	99.6	96.2	98.9	95.1	98.4

Tablo 4. 4. 4. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	96.8	99.9	97.2	99.8	96.2	98.5
72º	96.6	99.8	96.4	99.2	95.7	98.5
144º	96.9	100	96.3	99.6	95.9	98.1
216º	98.5	100	97.5	99.5	96.2	98.1
288º	97.9	99.7	97.6	98.9	96.6	98.8
0º	97.2	99.3	97.1	99.6	95.1	98.9
52º	96.5	99.8	96.3	99.4	95.7	97.2
104º	96.9	99.5	96.6	98.8	96.2	97.3
156 º	97.2	99.7	97.1	98.5	95.3	98.2
204º	98.8	99.9	96.9	99.4	95.7	97.2
256º	97.8	99.8	96.4	99.1	96.1	97.5
308º	98.5	99.6	95.8	99.3	95.4	97.6

Tablo 4.5. 5. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.8	99.9	97.2	99.8	95.3	96.5
72º	96.5	99.9	96.4	99.5	95.1	96.2
144º	96.7	99.8	96.1	99.6	**93.2**	96.5
216º	98.3	100	97.5	99.8	95.4	97.9
288º	97.6	99.9	96.6	99.5	**93.4**	95.3
0º	97.1	99.7	96.9	99.6	**94.3**	95.7
52º	96.8	99.6	96.5	99.3	95.1	96.4
104º	96.5	99.5	96.2	99.1	**93.0**	96.4
156 º	97.1	99.8	95.1	99.2	**93.1**	95.9
204º	98.8	99.9	95.9	99.4	95.9	97.6
256º	98.6	100	97.4	99.4	95.3	96.5
308º	97.5	99.7	96.8	99.3	**93.2**	95.8

Tablo 4. 6. 6. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	98.6	100	97.1	99.1	95.3	97.2
72º	97.5	99.9	97.4	99.3	95.1	96.6
144º	97.7	99.8	96.4	99.4	95.9	96.5
216º	98.1	99.5	96.5	99.8	**94.8**	97.4
288º	98.3	99.8	96.4	98.7	95.6	95.5
0º	98.2	99.5	96.2	98.7	95.1	96.6
52º	97.8	100	96.1	98.9	96.3	97.2
104º	97.4	99.5	97.2	99.4	95.2	96.8
156 º	98.5	100	97.3	99.4	95.1	95.8
204º	97.8	99.6	95.9	99.3	95.9	95.6
256º	97.5	100	96.9	99.5	**94.7**	96.3
308º	97.7	99.3	97.2	99.1	95.3	96.7

Tablo 4. 7. 7. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.6	99.8	97.2	99.8	95.1	97.3
72º	98.2	99.7	97.5	99.3	**94.2**	96.8
144º	98.6	100	97.3	99.5	95.8	97.8
216º	97.7	99.9	96.8	99.6	95.4	98.1
288º	97.1	99.9	97.0	99.2	95.0	97.8
0º	98.1	100	96.1	99.3	95.6	97.6
52º	98.2	99.9	96.8	99.5	96.1	98.3
104º	97.5	99.8	97.1	99.2	95.5	97.8
156 º	97.6	99.7	96.3	98.7	95.0	98.8
204º	98.2	99.6	95.9	98.4	**94.3**	96.6
256º	97.4	99.8	96.8	98.1	95.6	97.8
308º	97.1	99.9	96.2	99.7	96.0	97.7

Tablo 4. 8. 8. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.5	99.9	97.0	99.6	95.1	98.3
72º	96.4	99.9	97.8	98.9	**94.2**	97.7
144º	97.6	99.9	96.3	99.4	95.8	97.5
216º	97.0	100	96.7	99.6	95.4	97.4
288º	96.9	100	96.2	99.8	95.0	97.4
0º	97.1	99.6	96.8	99.4	**94.8**	96.6
52º	97.5	100	96.1	99.6	95.4	97.4
104º	97.9	100	95.1	99.7	95.0	97.5
156 º	96.6	99.5	96.3	98.9	**93.5**	96.8
204º	97.3	99.7	96.9	99.4	96.1	97.5
256º	97.1	99.9	96.2	99.0	95.7	97.8
308º	97.4	99.8	96.5	99.5	96.0	97.2

Tablo 4. 9. 9. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	96.4	99.8	97.0	99.4	95.5	97.3
72º	97.4	99.7	97.8	98.8	95.2	98.7
144º	97.6	100	96.3	98.4	**93.5**	96.5
216º	97.0	99.5	96.7	99.2	**94.5**	96.9
288º	96.9	99.8	96.2	99.0	95.6	98.2
0º	97.1	99.7	96.8	99.2	**93.5**	97.6
52º	97.5	99.8	96.1	99.4	95.0	97.3
104º	97.9	99.8	95.1	99.4	**94.0**	97.1
156 º	96.6	99.5	96.3	98.9	**93.8**	96.9
204º	97.3	100	96.9	99.5	**92.1**	96.5
256º	97.1	99.7	96.2	99.1	95.0	96.7
308º	97.4	99.9	96.5	99.1	95.2	96.6

Tablo 4. 10. 10. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	96.5	99.9	96.3	99.6	**94.8**	97.5
72º	97.2	99.8	96.8	98.4	95.1	97.7
144º	96.6	99.5	96.1	98.9	95.6	97.5
216º	96.2	99.7	96.0	99.0	**94.8**	95.9
288º	97.3	100	96.2	99.6	**94.6**	96.9
0º	97.5	99.6	96.3	99.1	95.0	96.6
52º	96.5	99.9	96.1	99.5	95.2	96.3
104º	97.8	100	95.1	99.0	95.0	97.2
156 º	96.4	100	96.8	98.9	**93.7**	96.3
204º	96.2	99.9	96.0	99.2	95.2	96.9
256º	96.8	99.8	95.2	99.0	95.1	96.8
308º	96.4	99.9	96.2	99.4	**94.9**	97.1

Tablo 4.11. 11. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	96.5	99.8	96.3	99.2	**94.8**	96.5
72º	97.2	99.9	96.8	99.4	95.1	97.8
144º	96.6	100	96.1	99.7	95.6	98.5
216º	96.2	100	96.0	99.6	**94.8**	97.8
288º	97.3	99.8	96.2	99.6	**94.6**	96.3
0º	97.5	100	96.3	99.6	95.0	97.5
52º	96.5	100	96.1	99.3	95.2	96.8
104º	97.8	99.9	95.1	99.2	95.0	97.1
156 º	96.4	99.8	96.8	99.7	**93.7**	96.9
204º	96.2	99.9	96.0	98.9	95.2	97.9
256º	96.8	99.8	95.2	99.2	95.1	96.8
308º	96.4	99.7	96.2	99.4	**94.9**	96.3

Tablo 4.12. 12. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.2	99.9	97.0	99.6	**94.3**	97.5
72º	97.5	100	97.3	99.4	**94.2**	97.2
144º	96.4	99.8	96.1	99.7	95.9	98.1
216º	96.9	99.7	96.5	99.5	95.2	96.9
288º	98.1	100	96.7	99.5	95.1	97.1
0º	96.2	99.6	95.3	98.9	96.1	97.6
52º	96.9	99.8	96.7	99.6	95.7	97.4
104º	98.4	100	96.8	99.6	95.1	96.9
156 º	97.9	100	96.5	99.7	96.4	98.1
204º	96.5	99.7	95.8	98.8	95.3	97.2
256º	97.1	99.7	95.9	99.2	96.4	98.4
308º	96.3	99.8	96.2	99.3	**94.6**	96.8

Tablo 4.13. 13. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.2	100	97.4	99.8	95.3	96.9
72º	97.1	100	97.3	99.6	95.2	97.1
144º	96.8	99.9	96.7	98.9	95.9	97.6
216º	96.8	99.8	96.5	99.6	**93.8**	97.9
288º	97.9	99.8	96.7	99.6	**94.9**	98.1
0º	96.1	99.8	95.3	99.2	**94.2**	97.5
52º	97.9	99.8	96.9	99.4	95.1	97.4
104º	97.4	99.6	96.8	99.5	**94.8**	95.9
156 º	96.9	100	96.5	99.5	96.1	97.4
204º	97.2	99.9	95.0	98.9	95.9	97.3
256º	97.1	99.9	95.5	99.1	95.1	96.9
308º	96.8	99.7	96.4	99.4	**94.4**	97.1

Tablo 4.14. 14. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.6	99.6	97.2	99.6	**94.2**	97.1
72º	97.2	99.8	97.1	99.5	95.1	98.4
144º	98.1	100	96.8	100	95.2	97.8
216º	96.7	99.9	96.5	99.7	**94.1**	97.5
288º	97.5	99.7	96.9	99.5	96.6	98.1
0º	96.7	99.9	95.9	99.0	95.2	97.8
52º	96.9	99.7	95.9	99.1	96.8	98.1
104º	98.1	100	96.1	99.2	**93.8**	96.9
156 º	96.7	99.6	96.2	99.5	96.5	97.7
204º	96.8	99.8	97.4	98.8	95.9	97.3
256º	97.4	99.8	96.5	99.3	**94.8**	96.7
308º	96.7	99.6	96.4	99.5	95.4	97.2

Tablo 4.15. 15. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.5	99.7	96.2	99.5	95.2	98.4
72º	97.0	98.9	96.5	99.3	95.5	98.1
144º	96.9	99.9	95.8	99.4	95.3	97.5
216º	98.7	99.8	96.0	98.6	96.0	97.4
288º	97.5	99.8	96.2	99.0	**94.5**	96.9
0º	97.9	99.9	97.5	99.1	95.0	97.4
52º	96.7	99.9	95.8	99.4	96.1	97.9
104º	97.7	100	96.9	99.2	95.8	97.5
156 º	96.9	99.9	96.8	99.2	**93.5**	96.7
204º	96.8	99.9	97.5	99.7	95.7	98.1
256º	98.0	100	96.4	99.5	95.1	96.8
308º	98.1	100	96.3	99.6	95.9	97.1

Tablo 4.16. 16. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	96.9	99.9	96.6	99.4	95.0	97.2
72º	97.1	99.9	97.5	99.5	95.7	98.0
144º	96.8	99.8	96.8	99.5	95.1	96.5
216º	98.0	100	97.6	98.9	95.7	97.6
288º	97.4	99.6	96.8	99.3	95.5	97.8
0º	98.1	99.6	97.4	99.0	95.4	97.0
52º	97.7	99.9	97.0	99.2	96.2	97.1
104º	97.6	99.4	96.8	99.0	**94.7**	96.5
156 º	98.2	100	96.7	99.5	**93.8**	96.9
204º	97.8	99.9	96.5	99.6	95.8	97.2
256º	97.5	99.7	96.2	99.3	95.0	96.7
308º	97.1	100	97.1	99.6	95.6	97.8

Tablo 4.17. 17. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	98.0	100	97.8	99.6	95.8	97.8
72º	97.8	99.8	97.7	99.6	95.7	97.0
144º	97.9	99.7	96.9	99.5	95.4	96.8
216º	98.1	100	97.6	99.1	**94.4**	96.5
288º	97.8	100	96.6	99.0	95.5	97.9
0º	97.6	99.8	97.2	99.1	95.5	96.0
52º	97.5	99.8	97.0	99.5	96.1	97.5
104º	96.6	99.7	96.3	99.2	96.7	98.1
156 º	98.0	100	97.6	99.6	95.7	97.9
204º	97.9	100	96.5	99.6	95.8	97.8
256º	97.5	99.9	96.5	99.4	95.0	97.7
308º	97.4	99.8	97.3	99.5	**94.6**	96.8

Tablo 4.18. 18. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.4	99.7	96.8	99.5	95.4	97.5
72º	97.3	99.6	97.0	99.3	95.9	97.4
144º	97.9	99.9	97.2	99.4	96.4	98.1
216º	98.0	99.8	97.6	99.2	95.4	97.9
288º	97.6	99.6	97.5	99.2	96.1	98.0
0º	96.5	99.7	97.1	99.0	95.8	97.0
52º	97.3	99.9	96.5	99.4	96.2	97.4
104º	97.6	99.9	96.2	99.3	97.1	98.2
156 º	97.7	99.6	96.6	98.9	95.9	97.8
204º	96.9	99.5	97.1	98.8	95.7	97.7
256º	97.1	99.9	96.8	98.9	95.1	97.5
308º	97.2	100	97.2	99.5	95.0	96.9

Tablo 4.19. 19. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.7	99.9	96.6	99.3	**94.4**	97.2
72º	96.8	99.5	96.3	98.9	95.5	97.9
144º	96.5	99.7	96.0	99.5	96.2	98.3
216º	97.8	100	96.4	99.6	95.0	98.1
288º	98.1	99.8	97.6	99.6	95.5	97.6
0º	97.5	99.9	97.2	99.2	95.4	97.5
52º	97.0	100	96.6	99.3	96.6	98.0
104º	96.6	99.7	96.0	99.3	95.3	97.8
156 º	97.8	99.6	95.4	99.5	95.5	97.6
204º	97.9	99.7	95.8	99.0	**94.7**	96.9
256º	97.5	99.8	96.4	99.1	95.6	97.4
308º	97.4	99.6	96.3	99.0	97.0	98.1

Tablo 4.20. 20. Hastanın YART tedavi planlarına ait kalite kontrol planlarının Epid, Epiqa ve 2-D Array gama analiz sonuçları

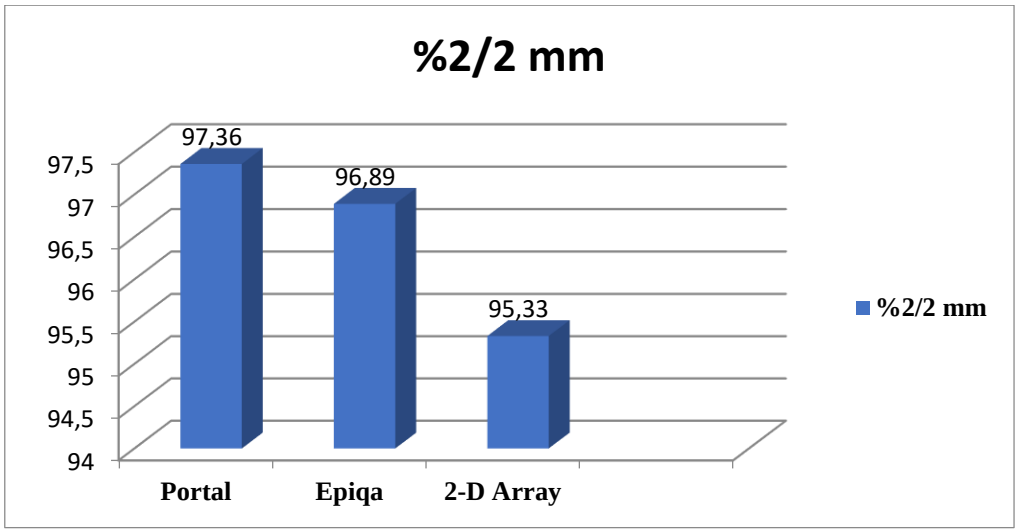
	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
Fields	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**	**%2/2mm**	**%3/3mm**
0º	97.4	99.8	96.8	99.2	95.4	97.6
72º	97.8	99.5	96.0	99.6	95.1	97.0
144º	96.0	99.6	96.5	99.5	96.3	98.1
216º	97.1	99.9	95.4	99.7	96.2	98.0
288º	96.4	99.5	97.1	99.4	95.0	97.5
0º	96.8	99.9	96.2	99.4	96.4	98.5
52º	97.3	99.9	96.8	99.5	96.0	98.2
104º	97.0	100	97.2	99.0	96.1	97.7
156 º	97.1	100	96.4	99.6	95.8	97.9
204º	96.9	99.8	96.7	98.9	**94.8**	97.2
256º	96.9	99.8	97.0	99.1	95.8	98.0
308º	97.2	99.9	96.7	99.0	96.0	98.1

4.1. Kalite Kontrol Planlarında 5 Tedavi Alanına Sahip YART Ortalama Sonuçları

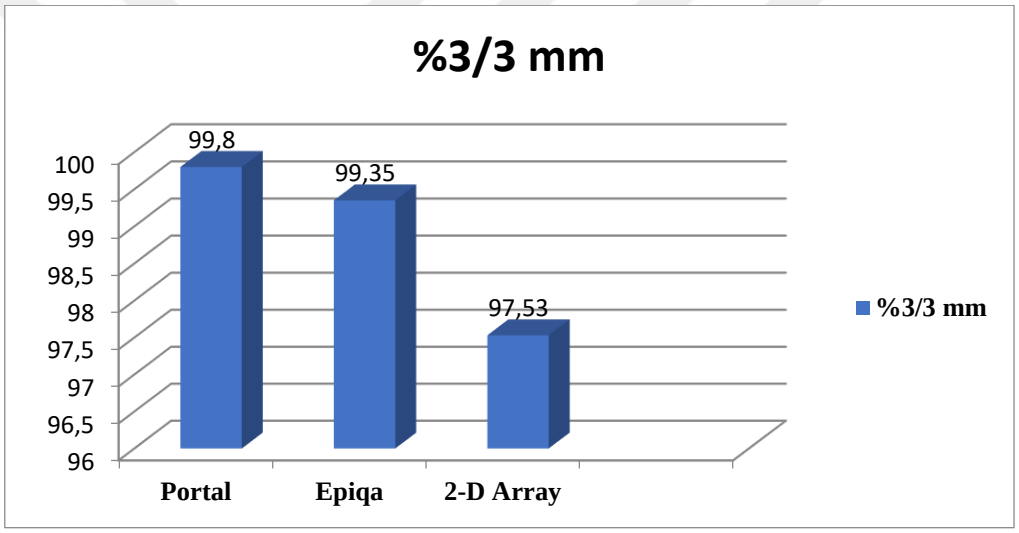
Tablo 4.21.'de 5 tedavi alanlı YART kalite kontrol planlarına ait portal dozimetri, epiqa ve 2-D array gama analiz sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri verilmiştir. Bütün tedavi alanları üzerinden inceleme yapıldığında $\gamma<1\%$ değerlerinin ortalaması %2/2 mm ve %3/3 mm gama kriterlerinde Epid, Epiqa ve 2-D Array için sırasıyla %97.37 ± 0.61, %96.89 ± 0.62, %95.34 ± 0.75 ve %99.80 ± 0.19, %99.35 ± 0.34, %97.53 ± 0.71 bulunmuştur. %2/2 mm gama kriterinde 5 tedavi alanlı YART planlarına ait tüm alanlarda Epid ve epiqa ideal sonuç verirken, 2-D Arrayde, 24 alan kabul edilebilir sonuç vermiştir. %3/3 mm gama kriterinde ise 5 tedavi alanlı YART planlarına ait tüm alanlar Epid, Epiqa ve 2-D Arrayde ideal sonuç vermiştir. Elde edilen sonuçların yüzde dağılımları Şekil 4.3. ve Şekil 4.4.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.21. 5 Alan için toplam 20 hastanın YART planlarına ait kalite kontrol planlarının ortalama ve standart sapma değerleri

Fields	EPID		EPIQA		2-D ARRAY	
	%2/2mm	%3/3mm	%2/2mm	%3/3mm	%2/2mm	%3/3mm
0º	97.41±0.58 [96.4,98.6]	99.80±0.18 [99.2,100]	97.04±0.52 [96.3,98.4]	99.47±0.26 [98.9,99.8]	95.26±0.58 [94.2,96.2]	97.53±0.60 [96.5,98.6]
72º	97.28±0.52 [96.3,98.2]	99.76±0.25 [98.9,100]	97.15±0.62 [96.298.2]	99.28±0.30 [98.8,99.6]	95.17±0.48 [94.1,95.9]	97.57±0.71 [96.2,98.8]
144º	97.23±0.71 [96.0,98.6]	99.82±0.17 [99.5,100]	96.60±0.56 [95.8,97.9]	99.38±0.36 [98.7,100]	95.58±0.98 [93.5,97.1]	97.59±0.74 [96.4,98.9]
216º	97.43±0.74 [96.2,98.5]	99.83±0.20 [99.3,100]	96.78±0.65 [95.4,97.6]	99.37±0.38 [98.6,99.8]	95.32±0.80 [93.8,96.6]	97.56±0.63 [95.9,98.5]
288º	97.49±0.45 [96.4,98.3]	99.80±0.16 [99.5,100]	96.88±0.4 [96.2,98.3]	99.25±0.36 [98.3,99.8]	95.35±0.77 [94.5,96.7]	97.40±0.87 [95.3,98.7]
Ortalama ± SD	97.37±0.61	99.80±0.19	96.89±0.62	99.35±0.34	95.34±0.75	97.53±0.71



Şekil 4.3. 5 Alanlı planlarda epid, epiqa ve 2-D array %2/2 mm gama değerleri için yüzde dağılımı



Şekil 4.4. 5 Alanlı planlarda epid, epiqa ve 2-D array %3/3 mm gama değerleri için yüzde dağılımı

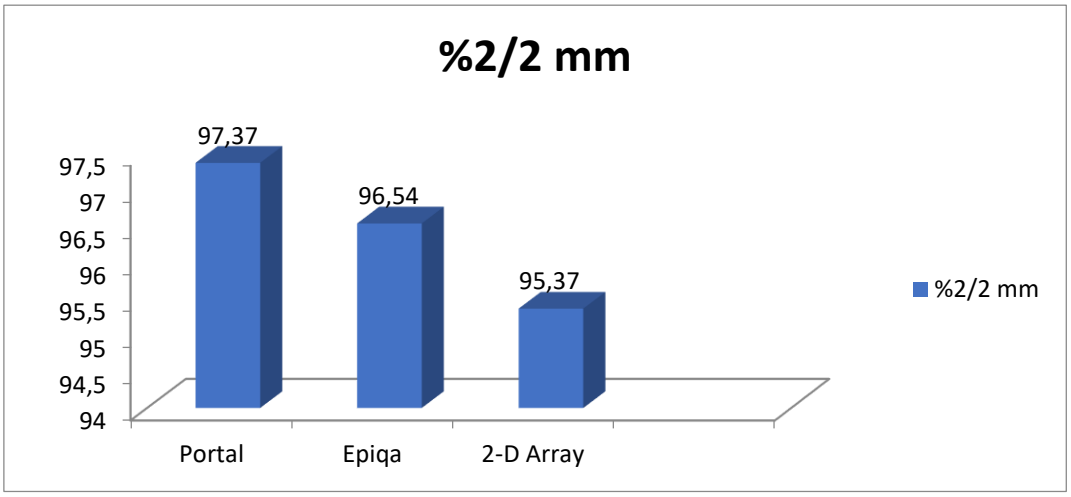
4.2. Kalite Kontrol Planlarında 7 Tedavi Alanına Sahip YART Ortalama Sonuçları

Tablo 4.22.'de 7 tedavi alanlı YART kalite kontrol planlarına ait portal dozimetri, epiqa ve 2-D array gama analiz sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri verilmiştir. Bütün tedavi alanları üzerinden inceleme yapıldığında $\gamma<1\%$ değerlerinin ortalaması %2/2 mm ve %3/3 mm gama kriterlerinde Epid, Epiqa ve 2-D Array için sırasıyla %97.37 ± 0.60, %96.54 ± 0.67, %95.37 ± 0.89 ve %99.79 ± 016, %99.26 ± 0.30, %97.34 ± 0.69 bulunmuştur.

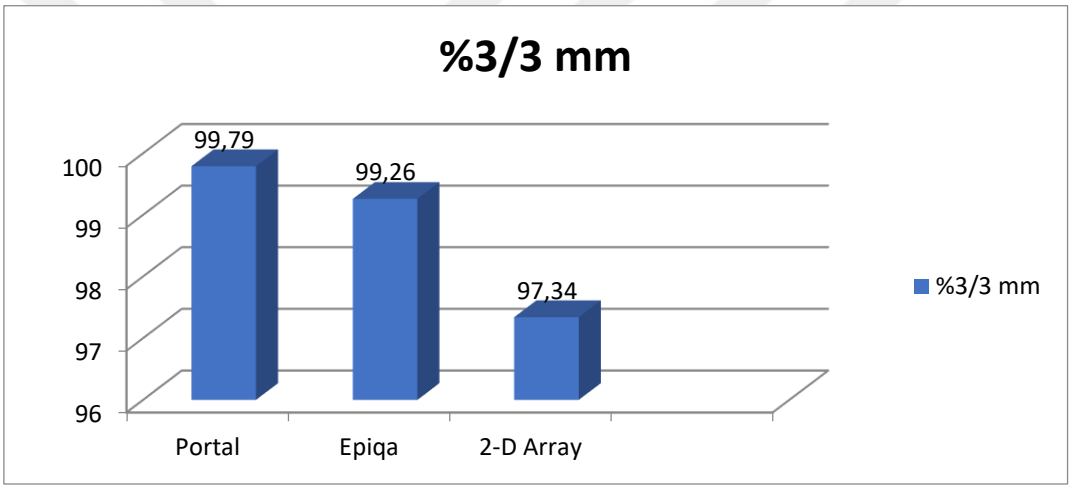
Tablo 4. 22. 7 Alan için toplam 20 hastanın YART planlarına ait kalite kontrol planlarının ortalama ve standart sapma değerleri

Tedavi alanları	EPID 2%2/2mm	3%3/3mm	EPIQA 2%2/2mm	3%3/3mm	2-D ARRAY 2%2/2mm	3%3/3mm
0º	97.35±0.65 [96.1,98.2]	99.75±0.18 [99.3,100]	96.81±0.86 [95.3,98.2]	99.22±0.27 [98.7,99.6]	95.21±0.68 [93.5,96.4]	97.39±0.82 [95.7,98.9]
52º	97.30±0.55 [96.5,98.3]	99.84±0.13 [99.5,100]	96.65±0.64 [95.8,97.9]	99.38±0.19 [98.9,99.7]	95.86±0.67 [94.8,97.4]	97.49±0.63 [96.3,98.9]
104º	97.51±0.53 [96.5,98.4]	99.78±0.19 [99.4,100]	96.44±0.81 [95.1,97.4]	99.27±0.26 [98.8,99.7]	95.41±1.10 [93.6,97.1]	97.33±0.67 [95.9,98.8]
156º	97.33±0.64 [96.4,98.5]	99.81±0.18 [99.5,100]	96.57±0.57 [95.1,97.6]	99.28±0.35 [98.5,99.6]	95.12±1.26 [93.1,97.0]	97.39±0.84 [95.9,98.8]
204º	97.39±0.74 [96.2,98.8]	99.77±0.16 [99.4,100]	96.53±0.70 [95.0,97.5]	99.16±0.33 [98.4,99.7]	95.30±0.92 [92.1,96.1]	97.24±0.56 [95.6,98.1]
256 º	97.44±0.50 [96.8,98.6]	99.85±0.11 [99.7,100]	96.35±0.56 [95.2,97.4]	99.19±0.35 [98.1,99.8]	95.37±0.47 [94.7,96.4]	97.26±0.59 [96.3,98.4]
308 º	97.27±0.60 [96.3,98.5]	99.77±0.03 [99.3,100]	96.49±0.41 [95.8,97.3}	99.38±0.25 [98.9,99.8]	95.35±0.84 [93.2,97.0]	97.32±0.76 [95.8,98.9]
Ortalama ± SD	97.37±0.60	99.79±016	96.54±0.67	99.26±0.30	95.37±0.89	97.34±0.69

%2/2 mm gama kriterinde 7 alanlı YART planlarına ait tüm alanlarda Epid ve Epiqa ideal sonuç verirken, 2-D Arrayde, 29 alan kabul edilebilir sonuç vermiştir. %3/3 mm gama kriterinde ise 5 alanlı YART planlarına ait tüm alanlar Epid, Epiqa ve 2-D Array' de ideal sonuç vermiştir. %2/2 ve %3/3 mm ortalama gama değerleri için elde edilen yüzde dağılımı Şekil 4.5. ve Şelil 4.6.'da gösterilmiştir



Grafik 4.5. 7 Alanlı planlarda epid, epiqa ve 2-D array %2/2 mm gama değerleri için yüzde dağılımı



Grafik 4.6. 7 Alanlı planlarda epid, epiqa ve 2-D array %3/3 mm gama değerleri için yüzde dağılımı

4.3. Portal Dozimetri, Epiqa ve 2-D Array IMRT Kalite Kontrol Planlarının Gamma Analiz Sonuçlarının İstatistiksel Verileri

İstatistiksel analizleri değerlendirmek için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanılmıştır. Elde edilen çalışma sonuçları değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metot uygulamalarının (Ortalama, Standart Sapma, Medyan, Frekans, Oran, Minimum, Maksimum) yanında verilerin dağılımları Shapiro-Wilk Testi ile değerlendirilmiştir. Normal dağılım göstermeyen niceliksel verilerde üç grubun karşılaştırması yapılırken Kruskall-Wallis Testi, iki grubun karşılaştırmasında ise Mann-Whitney U Testi kullanılmıştır. Anlamlılık $p<0.01$ ve $p<0.05$ düzeylerinde değerlendirilmiştir.

Tablo 4. 23. 5 Alan YART planlarında %2/2 mm Gama Kriteri için Ölçümlerin Çoklu Karşılaştırılması

		N	*Ort±S.s*	*Min-Max (Medyan)*	*[a]p*
%2/2 mm	*EPID*	100	97,37±0,61	96-98,7 (97,4)	***0,001****
	EPIQA	100	96,89±0,62	95,4-98,4 (96,8)	
	2D ARRAY	100	95,34±0,75	93,2-97,1 (95,4)	

[a]Kruskall-Wallis *p<0,05 **p<0,001

Grupların %2/2 mm gama kriterinde üç sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Tablo 4. 24. 5 Alan YART planlarında %2/2 mm Gama Kriteri için Ölçümlerin İkili Karşılaştırılması

		N	*Ort±S.s*	*Min-Max (Medyan)*	*[b]p*
%2/2 mm	*EPID*	100	97,37±0,61	96-98,7 (97,4)	***0,001****
	EPIQA	100	96,89±0,62	95,4-98,4 (96,8)	
	EPID	100	97,37±0,61	96-98,7 (97,4)	***0,001****
	2D ARRAY	100	95,34±0,75	93,2-97,1 (95,4)	
	EPIQA	100	96,89±0,62	95,4-98,4 (96,8)	***0,001****
	2D ARRAY	100	95,34±0,75	93,2-97,1 (95,4)	

[b]Mann Whitney Testi *p<0,05 **p<0,001

Epid'in %2/2 mm gama kriterinde Epiqa ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001;p<0,01). Epid'in %2/2 mm gama kriterinde 2-D Array ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001;p<0,01). Epiqa'nın %2/2 mm gama kriterinde 2-D Array ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Tablo 4. 25. 5 Alan YART planlarında %3/3 mm Gama Kriteri için Ölçümlerin Çoklu Karşılaştırılması

		N	*Ort±S.s*	*Min-Max (Medyan)*	*[a]p*
%3/3 mm	*EPID*	100	99,8±0,19	98,9-100 (99,8)	***0,001****
	EPIQA	100	99,35±0,34	98,3-100 (99,4)	
	2D ARRAY	100	97,53±0,71	95,3-98,9 (97,6)	

[a]Kruskall-Wallis *p<0,05 **p<0,001

Grupların %3/3 mm gama kriterinde üç sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Tablo 4. 26. 5 Alan YART planlarında %3/3 mm Gama Kriteri için Ölçümlerin İkili Karşılaştırılması

		N	***Ort±S.s***	***Min-Max (Medyan)***	***[b]p***
%3/3 mm	*EPID*	100	99,8±0,19	98,9-100 (99,8)	***0,001*****
	EPIQA	100	99,35±0,34	98,3-100 (99,4)	
	EPID	100	99,8±0,19	98,9-100 (99,8)	***0,001*****
	2D ARRAY	100	97,53±0,71	95,3-98,9 (97,6)	
	EPIQA	100	99,35±0,34	98,3-100 (99,4)	***0,001*****
	2D ARRAY	100	97,53±0,71	95,3-98,9 (97,6)	

[b]Mann Whitney Testi *p<0,05 **p<0,00

Epid'in %3/3 mm gama kriterinde Epiqa ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001;p<0,01). Epid'in %3/3 mm gama kriterinde 2-D Array ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01) Epiqa'nın %3/3 mm gama kriterinde 2-D Array ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Tablo 4. 27. 7 Alan YART planlarında %2/2 mm Gama Kriteri için Ölçümlerin Çoklu Karşılaştırılması

		N	***Ort±S.s***	***Max (Medyan)***	***[a]p***
%2/2 mm	*EPID*	140	97,37±0,6	96,1-98,8 (97,4)	***0,001*****
	EPIQA	140	96,55±0,67	95-98,2 (96,5)	
	2D ARRAY	140	95,38±0,9	92,1-97,4 (95,4)	

[a]Kruskall-Wallis *p<0,05 **p<0,001

Grupların %2/2 mm gama kriterinde üç sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p=0,001; p<0,01)

Tablo 4. 28. 7 Alan YART planlarında %2/2 mm Gama Kriteri için Ölçümlerin İkili Karşılaştırılması

		N	*Ort±S.s*	*Min-Max (Medyan)*	*[b]p*
%2/2 mm	*EPID*	140	97,37±0,6	96,1-98,8 (97,4)	***0,001****
	EPIQA	140	96,55±0,67	95-98,2 (96,5)	
	EPID	140	97,37±0,6	96,1-98,8 (97,4)	***0,001****
	2D ARRAY	140	95,38±0,9	92,1-97,4 (95,4)	
	EPIQA	140	96,55±0,67	95-98,2 (96,5)	***0,001****
	2D ARRAY	140	95,38±0,9	92,1-97,4 (95,4)	

[b]Mann Whitney Testi *p<0,05 **p<0,001

Epid'in %2/2 mm gama kriterinde Epiqa ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01). Epid'in %2/2 mm gama kriterinde 2-D Array ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01). Epiqa'nın %2/2 mm kriterinde 2-D Array ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Tablo 4. 29. 7 Alan YART planlarında %3/3 mm Gama Kriteri için Ölçümlerin Çoklu Karşılaştırılması

		N	*Ort±S.s*	*Min-Max (Medyan)*	*[a]p*
%3/3 mm	*EPID*	140	99,8±0,17	99,3-100 (99,8)	***0,001****
	EPIQA	140	99,27±0,3	98,1-99,8 (99,3)	
	2D ARRAY	140	97,35±0,7	95,6-98,9 (97,4)	

[a]Kruskall-Wallis *p<0,05 **p<0,001

Tablo 4. 30. 7 Alan YART planlarında %3/3 mm Gama Kriteri için Ölçümlerin İkili Karşılaştırılması

		N	*Ort±S.s*	*Min-Max (Medyan)*	*[b]p*
%3/3 mm	*EPID*	140	99,8±0,17	99,3-100 (99,8)	***0,001****
	EPIQA	140	99,27±0,3	98,1-99,8 (99,3)	
	EPID	140	99,8±0,17	99,3-100 (99,8)	***0,001****
	2D ARRAY	140	97,35±0,7	95,6-98,9 (97,4)	
	EPIQA	140	99,27±0,3	98,1-99,8 (99,3)	***0,001****
	2D ARRAY	140	97,35±0,7	95,6-98,9 (97,4)	

[b]Mann Whitney Testi *p<0,05 **p<0,001

Grupların %3/3 mm gama kriteri arasında üç sistemdede istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (p=0,001;p<0,01).

Epid %3/3 mm gama kriterinde Epiqa ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01). Epid %3/3 mm gama kriterinde 2-D Array ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01). Epiqa %3/3 mm gama kriterinde 2-D Array ölçümlerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

4.4. Gama Analiz Sonuçlarının Literatür ile Karşılaştırılması

(Ayman ve ark., 2017) yaptıkları çalışmada YART tedavisinde TPS dozunu ölçülen dozla karşılaştırmak için gama indeksi yönteminde film (Kodak X-OMAT), 2-D Array ve Epid kullanmışlar ve doz farkı %3 ve uyum mesafesi 3 mm kriterinde sırsıyla ortalama geçiş oranlarını (γ% ≤1), %95.93 ± 0.96, %99.05 ± 0.24 ve %99.37 ± 0.12 bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda TPS dozunu ölçülen dozla karşılaştırmak için gama indeksi yönteminde Epid, Epiqa ve 2-D Array kullanılmış, 5 tedavi alanı ve 7 tedavi alanı için %3/3 mm gama kriterinde ortalama geçiş oranları sırasıyla %99.79 ± 016, %99.26 ± 0.30, %97.34 ± 0.69 ve %99.79 ± 016, %99.26 ± 0.30, %97.34 ± 0.69 bulunmuştur. İki çalışma birbiriyle karşılaştırıldığında portal dozimetrinin her iki çalışmada da diğer ölçüm sistemlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür.

(Merheb ve ark., 2015) yaptıkları çalışmada planların tedavi öncesi kalite kontrolleri için portal dozimetri ve Epiqa'yı karşılaştırmışlardır. 3 mm'lik uyum mesafesi ve %3'lük doz farkı gamma kriterinde sırasıyla %99,81 ± 1,48 ve %99,42 ± 0,97 olduğunu bulmuşlardır. Yaptığımız çalışma ile karşılaştırıldığında, her iki çalışmada da 6 MV foton enerjisi kullanılmış ve portal dozimetrinin gama geçiş oranının epiqaya göre daha yüksek olduğu bulunmuştur.

(Jayesh ve ark., 2013) yaptıkları çalışmada 10 tane dinamik YART tedavisinde TPS ile hesaplanan doza karşı ölçülen dozu gama indeksi kriterlerinde portal dozimetri ve 2-D Array kullanarak incelemişlerdir. Her iki sisteminde özel kalite kontroller işlemlerinde iyi sonuçlar verdiğini, portal dozimetri sistemi ile elde edilen değerlerin 2D-Array sistemi ile elde edilen değerlere kıyasla nispeten daha tutarlı olduğunu

belirtmişlerdir. Yapmış olduğumuz çalışma Jayesh ve ark (2013) yaptıkları çalışma ile benzer sonuçlar göstemektedir.

(Sharma ve ark., 2010) yaptıkları çalışmada 181 alandan oluşan 14 tane YART planlarının kalite kontrol incelemesi için portal dozimetri ve 2D-array sistemlerini karşılaştırmışlardır. 3 mm'lik uyum mesafesi ve %3'lük doz farkı gamma kriterinde sırasıyla %99,43 ve %99.80 olduğunu bulmuşlardır. Yaptığımız çalışmada %3'lük doz farkı gamma kriterinde portal dozimetri ile 2-D Array sırasıyla %99.79, %97.34 bulunmuştur. Her iki çalışma birbiriyle karşılaştırıldığında literatür açısından benzer sonuçlar göstermektedir

(Kausar ve ark., 2018) yaptıkları çalışmada prostat hastalarının YART planlarının kalite kontrol incelemesi için portal dozimetri ve 2D-array sistemlerini karşılaştırmışlardır. Portal dozimetri ve 2-D dedektör sistemlerinin, hastalara özgü kalite kontrol için mükemmel dozimetrik özellikleri ve kullanım kolaylığı nedeniyle yaygın olarak kullanıldığını, portal dozimetrinin 2-D dedektörü ile karşılaştırıldığında daha iyi bir çözünürlüğe sahip olduğunu belirtmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlara göre YART tedavilerinin kalite kontrollerinde Epid kullanmanın 2-D dedektöre göre kullanım kolaylığı ve zaman tasarrufu açısından daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir. Yaptığımız çalışma bu çalışma ile karşılaştırıldığında benzer sonuçlar elde edilmiştir.

(Son ve ark., 2015) yaptıkları çalışmada beş hastada toplam otuz YART alanlarının kalite kontrolleri için radyokromik film, Mapcheck, MatriXX ve EPID üzerine ışınlama yapmışlardır. Dört dozimetrik araçtan ölçülen dozlar, tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan dozla karşılaştırılmıştır. Kalite kontrol sonuçlarındaki farklı geçiş hızları, kısmen dört dozimetrik araçların farklı çözünürlüklerinden (veya ölçülen doz matrisinden) kaynaklandığını belirtmişlerdir.

(Ayman ve ark., 2017) yaptıkları çalışmada TPS dozunu ölçülen dozla karşılaştırmak için gamma indeksi yönteminde 2-D Array ve Epid kullanarak kalite güvencesini karşılaştırılmış ve %3/3 mm gama kriterlerinde gama indeksi karşılaştırmasında sırasıyla %99.41 ±0.67 ve %98.55 ± 0.79 olduğunu bulmuşlardır. Değerlendirmeler sonucu portal dozimetrinin 2-D dedektöre kıyasla daha kullanılabilir olduğunu belirtmişlerdir. Yapmış olduğumuz çalışma ile karşılaştırıldığında literatür açısından iki çalışmada benzer sonuçlar göstermektedir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Radyasyon tedavisi en yaygın kullanılan kanser tedavi yöntemlerinden biridir. Radyoterapide tedavi planlarının doğrulanması, karmaşık radyoterapi tekniklerinde çok önemli bir adımdır. Radyoterapi tedavi planlamasının amacı, kritik organları ve sağlıklı dokuları korurken hedef hacme en uygun doz dağılımı sağlamaktır. Radyasyon tedavisindeki son gelişmeler, tedavilerin standardını yükselterek bu amacı gerçekleştirmeye katkıda bulunmuştur. Özellikle, ÇYK'ler gibi sistemleri kullanarak karmaşık alanlar oluşturmak ve istenilen doz dağılımını elde etmek için, konformal radyoterapi teknikleri geliştirildi ve YART tedavisinin klinik uygulaması artırıldı (Webb, 2001). YART tedavisinin ve kalite kontrol işlemlerinin ışınlama aşamasında ÇYK'in iyi bir şekilde kontrol edilmesi gerekmektedir (Langer ve ark., 1990; Morrill ve ark., 1991).

YART tedavisi planları günümüzde uygulanabilen en karmaşık tedavi tekniklerinden biridir. TPS' nin sahip olduğu özel algoritmalar ve yazılım programları kullanılarak doz dağılımları hesaplanmaktadır. YART tedavisinin başarılı bir şekilde uygulanabilmesi için cihazın mekanik ve dozimetrik kontrollerinin düzenli bir şekilde yapılması gerekmektedir. Yapılan bu kontrollerin yanı sıra YART tedavisi gören her hasta için tedavi öncesi planların, hesaplanan ile ölçülen doz dağılımları arasındaki farkı belirlemek için kontrol edilmesi gerekmektedir (Buonamici ve ark., 2007) Hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki gama analizi değerlendirmesi, YART tedavisinin kalite kontrol sonuçlarının güvenilirliği için önemli bir rol oynar.

Gama analizini değerlendirmek için farklı dozimetrik sistemleri karşılaştıran birçok çalışma vardır. Bu çalışmamızda portal dozimetri, epiqa ve 2-D array ölçüm sistemleri kullanılarak, YART planlarının kalite kontrollerinin yapılması, mevcut literatürdeki çalışmalara katkı sağlanması ve kullandığımız dozimetrik sistemlerin birbirleri ile karşılaştırması amaçlanmıştır. Bu doğrultuda Eclipse TPS'de 20 prostat hastası için 5 ve 7 tedavi alanları kullanılarak YART planları oluşturulmuştur. Çalışmadaki dozimetrik değerlendirme verilerine göre, kalite kontrol sistemleri için farklı sonuçlar elde edildiği ve bütün hastaların YART planlarının gama analizini geçtiği görülmüştür.

%2/2 mm ve %3/3 mm kriterlerinde gama analizinin geçiş oranları, dozimetride, epiqa ve 2-D dedektöründen daha yüksek bir değere sahip olduğu görülmüştür. Kalite kontrol işlemlerinde bu dozimetrik sistemler için %2/2 mm ve %3/3 mm gama geçiş

oranlarına bakıldığında, %2/2 mm olan sıkı geçme kriterlerinde bazı farklılıklar göstermiştir. Gama analiz sonuçları, 2-D dedektörü için diğer araçlardan lde edilen sonuçlardan daha düşük bulunmuştur.

Epiqa'nın dışa aktarma işlemleri ve günlük cihaz değişikliklerini otomatik olarak hesaplamak için gereken ek görüntü nedeniyle daha fazla zamana ihtiyaç duyulmaktadır. Benzer şekilde 2-D Array dedektörü içinde kalite kontrol yapılabilmesi için cihazda ölçüm düzeneği kurulması gerekmektedir. EPGC, cihaz ile entegre olması sebebiyle sonuçların hızlı elde edilmesi ve güvenilir olması bakımından YART tedavilerinin kalite kontrol kullanımı için portal dozimetri, epiqa ve 2-D dedöktörüne kıyasla daha uygundur.

Epiqa tarafından kullanılan GLAaS algoritması, TPS dozu hesaplamasını kontrol ederken, portal dozimetri algoritması yalnızca akıcılığı kontrol etmektedir. Portal dozimetri yerine rutin kullanımlarda Epiqa da tercih edilebilir ve TPS'yi denetlemek için iyi bir alternatif olabilir.

Ölçüm sistemlerine ait yazılım algoritmalarındaki farklılıklar gama analiz sonuçlarına etki edebildiğinden dolayı gama geçme kriterlerinde farklılıklar görülebilmektedir. Bu çalışmada kullanılan sistemlerin aktif alanda gösterdiği çözünürlükleri ve farklı yazılım algoritmasının analiz esnasında kullandığı referans doz düzlem çözünürlükleri birbirinden farklı olduğu için gama analiz sonuçlarında farklılıklar görülebilmektedir.

YART tedavilerinin kalite kontrollerinde portal dozimetrede diğer ölçüm sistemlerine göre klinik için kullanımlarda daha uygun ve daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Ölçüm esnasında herhangi bir kurulama gerek duymadan daha hızlı bir zamanda ölçülebilmesi ve istenildiğinde daha hızlı tekrar edilebilmesi özelliğinden dolayı hasta sayısının çok olduğu kliniklerde daha çok tercih edilebilir. Portal görüntüleme cihazının en önemli faydalarından bir taneside ÇYK'den dolayı gerçekleşen dozimetrik farklılıkları yüksek hassasiyet göstererek elde edebilmesidir (Bailey ve ark., 2012).

Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre ölçülen doz ile TPS'de hesaplanan dozu arasında genel olarak iyi bir uyum olduğunu göstermektedir. Yapılan gama analizi sonucunda %2, %3 doz farkı ve 2 mm ve 3 mm uzaklıktaki gama indeksi kriterleri ölçülerek, her üç sistemde de geçtiği istatistiksel olarak desteklenmiştir.

Birçok klinikte portal dozimetri, epiqa ve 2-D dedektör kalite kontrol sistemleri, mükemmel dozimetrik performansları nedeniyle kalite güvencesi için kullanılmaktadır.

Sonuçlar değerlendirildiğinde, birçok klinikte %3/3 mm’lik gama kriteri kullanılıyor olmasına rağmen, %2/2 mm'lik sıkı gama kriterinin de YART ölçümüne dayalı doğrulamalarda kalite kontrol için uygun bir şekilde kulanılabileceği görülmüştür. Gama analizlerinin sonuçları her üç dozimetrik sistemin, YART için hastaya özgü kalite kontrol ölçümlerinde güvenle uygulanabileceğini göstermektedir.

KAYNAKLAR

Ahluwalia B. ve Saini D., S., 2004, IMRT QA with 2-dimensional diode Array of detectors *AMPI Conference*, New Delhi.

Ayman G., I., İsmail E.. M. ve Hamdy M., Z., 2018, Dosimetric comparison of amorphous silicon Epıd and 2D array detector for pre-treatment verification of intensity modulated radiation therapy, *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 7 (438-452).

Ayman G., M., İsmail E., M. ve Hamdy M., Z., 2017, Portal Dosimetry for Pre-treatment Verification of IMRT/VMAT Plan: A Comparison with 2D Array Detector for Quality Assurance, *Journal of Nuclear Medicine and Radiation Therapy*, 9 (2), 359.

Bailey D., W., Kumaraswamy L., Bakhtiari M., Malhotra H. ve Podgorsak B., M., 2012, EPID dosimetry for pretreatment quality assurance with two commercial systems, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 13 (4), 82-99.

Beyzadeoğlu M. ve Ebruli C., 2008, Temel Radyasyon Onkolojisi, In, Eds, *Gata Yayını*, p. 3-5.

Bijl E., Oers R., F., M., ve Mans A., 2017, Comparison of gamma- and DVH-based in vivo dosimetric plan evaluation for pelvic VMAT treatments, *Radiation Oncology*, 125 (3), 405-410.

Bohsung J., 2004, The 2D Array Seven29 A new way of dosimetric verification of IMRT Beams, Application Note.

Bortfeld T., R., Kahler D., L. ve Waldron T., J., 1994, X-ray field compensation with multileaf collimators, *Int J Radiat Oneal Bioi Phys*, 28 (3), 723-730.

Bresciania S., Poli M., Mirantia A., Maggioa A., Dia A., Braccoa C., Gabriele P. ve M., S., 2018, Comparison of two different EPID-based solutions performing pretreatmentquality assurance: 2D portal dosimetry versus 3D forward projection method *Physica Medica*, 52, 65-71.

Buonamici F., B., Compagnucci A., Marazzo L., Russo S. ve Bucciolini M., 2007, Intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance, *Med Phys*, 34 (4), 1372-1379.

Carol M., P., 1995, A system for plannig and rotational delivery of intensity modulate fields, *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 6, 56-61.

Çakır A. ve Bilge H., 2013, Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol yöntemleri, *Türk Onkoloji Dergisi*, 28 (2), 81-90.

Epiqa Reference Guide, V., 2016, EPID Dosimetry For Quality Assurance, Varian Medical System.

Erik N., 2009, Evaluation of the Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) in lung tumours for 6 MV photon energy, Göteborg University.

Erik W., 2006 Dosimetric pre-treatment verification with an electronic portal imaging device Stockholm University Faculty of Science, Medical Radiation Physics.

Frass B., Doppke K., Hunt M., Kutcher G., Starkschall G., Stern R. ve J., V. D., 1998, American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapytreatment planning *Med. Phys*, 25 (10), 1773-1829.

Grattan M., W. ve McGarry C., K., 2010, Mechanical characterization of the varian Exact-arm and R-arm support systems for eight aS500 electronic portal imaging devices, *Med Phys*, 37 (4), 1707-1713.

Hodapp N., 2012, [The ICRU Report 83: prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT)], *Strahlenther Onkol*, 188 (1), 97-99.

Huq M., S., Yu Y., Chen Z., P. ve Suntharalingam N., 1995, Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator, *Med Phys*, 22 (2), 241-247.

International Atomic Energy Agency (IAEA) Tecnical., 2000, Absorbe dose determination in external beam radiotherapy: An international code o practice for dosimetry based on standards of absorbe dose to water., *Vienna, Austria*

Jayesh K., Ganesh T., Suganthi D., Mohan R., Rakesh C., J., Sarojkumar D., M. ve Jacob S., J., 2013, Dosimetric Comparison of aSi1000 EPID and ImatriXX 2-D Array System for Volumetric Modulated Arc and Intensity Modulated Radiotherapy *Patient Specific Quality Assurance World Academy of Science, Engineering and Technology International Journal of Physical and Mathematical Sciences*

Johns H., E. ve Cunnigham J., R., 1983, The Physics of Radiology 4.Ed, Springfield.

Kausar A., Karthick R., M., Hasin A., A. ve Golam A., Z., 2018, Patient-specific quality control for intensitymodulated radiation therapy and volumetricmodulated arc therapy using electronic portalimaging device and two-dimensional ion chamber array, *Journal of Radiotherapy in Practice*, 18 (1), 26-31.

Khan F., M., 1992, The Physics of Radiation Therapy 3rnd, Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, Williams and Wilkins, p.

Khan F., M., 2014, The physics of radiation therapy. 5rd ed, Baltimore, MD: Lippincot Williams and Wilkins., p.

Kutcher G., J., Coia L., Gillin M., Hanson W., F., Leibel S., Morton R., J., Palta J., R., A.., P. J., Reinstein, L. E., Svensson, G. K., Weller, M. ve Wingfield, L., 1994, Comprehensive Qa for Radiation Oncology - Report of Aapm Radiation-Therapy Committee Task-Group-40, *Medical Physics*, 21 (4), 581-618.

Lanchun L., 2013, Dose calculation algorithms in external beam photon radiation theraphy. , *Int J Cancer Ther Oncol*, 1 (2).

Langer M., Brown R., Urie M., Leong J., Stracher M. ve Shapiro J., 1990, Large-Scale Optimization of Beam Weights under Dose-Volume Restrictions, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 18 (4), 887-893.

Levent A., 2012, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Portal Dozimetri ile Kalite Kontrolünde Kullanılan PDIP ve GLAaS Algoritmalarının Karşılaştırılması, *Acıbadem Üni. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul*.

Ling C., C., Burman C., Chui C., S., Kutcher G., J., Leibel S., A., LoSasso T., Mohan R., Reinstein L., Spiro S. ve Wang X., H., 1996, Conformal Radiation treatment of prostate cancer using inversely- plnanned intensity-modulated photons beams produced with dynamic multileaf collimation, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 35 (4), 721-730.

Low D., A., Harms W., B., Mutic S. ve Purdy J., A., 1998, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Medical Physics*, 25 (5), 656-661.

Low D., A. ve Dempsey J., F., 2003, Dempsey J.F, 2003. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method, *Med. Phys*, 30 (9), 2455-2464.

Low D., A., 2010, Gamma Dose Distribution Evaluation Tool, *Journal of Physics: Conference Series*.

Merheb C., Chevillard C., Ksouri W., Fawzi M., Bollet M. ve A., T., 2015, Comparison between two different algorithms used for pretreatment QA via aSi portal images, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 16 (3), 141-153.

Morrill S., M., Lane R., G., Wong J., A. ve Rosen I., I., 1991, Dose-Volume Considerations with Linear-Programming Optimization, *Medical Physics*, 18 (6), 1201-1210.

Nicolini G., Fogliata A., Vanetti E., Clivio A. ve L., C., 2006, GLAaS: An absolute dose calibration algorithm for an amorphous silicon portal imager. Applications to IMRT verifications, *Medical Physics*, 33 (8), 2839-2851.

Nicolini G., Fogliata, A., Vanetti, E., Clivio, A., Vefterli, D. ve Cozzi, L., 2008a, Testing the GLAaS algorithm for dose measurements on low- and high-energy photon beams using an amorphous silicon portal imager, *Medical Physics*, 35 (2), 464-472.

Nicolini G., Vanetti E., Clivio A., Fogliata A., Boka G. ve Cozzi L., 2008b, Testing the portal imager GLAaS algorithm for machine quality assurance, *Radiation Oncology*, 3.

Özyiğit G., 2015, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Uygulamalı Esasları, *Ankara*, Dünya Tıp Kitabevi, p. 5-26.

Sağer Ö. ve Beyzadeoğlu M., 2017, Radiotherapyfor prostate cancer treatment, *Turkey Clinics J Med Oncol-Special Topics*, 10 (4).

Schlegel W., Bortfeld T. ve Grosu A., L., 2006, New technologies in radiation oncology. , *Berlin Heidelberg*, Springer Verlag, p. 187-207.

Sharma D., S., Mhatre V., Heigrujam M., Talapatra K. ve S., M., 2010, Portal dosimetry for pretreatment verification of IMRT plan: a comparison with 2D ion chamber array, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 11 (4), 238-248.

Sharpe M., B., Miller B., M., Yan D. ve Wong J., W., 2000, Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step-and-shoot approach, *Medical Physics*, 27 (12), 2719-2725.

Sievinen J., Ulmer. W. ve Wolfgang K., AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse™ *Varian Medical Systems.*

Son J., Baek T., Lee B., Shin D., Park S., Y., Park J., Lim, Y., K.,, Lee S., B., Kim J. ve M., Y., 2015, A comparison of the quality assurance of four dosimetric tools for intensity modulated radiation therapy, *Radiology and Oncology*, 49 (3), 307-313.

Spezi E., Angelini A., L., Romani F. ve Ferri A., 2005, Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments, *Physics in Medicine and Biology*, 50 (14), 3361-3373.

Syamkumar S., A., Padmanabhan S., Sukumar P. ve V., N., 2012, Characterization of Responsesof 2D array Seven 29 Detector and Its Combined Use with Octavius Phantom for the patient Specific Quality Assurance, *Medical Dosimetry*, 37 (1), 53-60.

Van Esch A., Depuydt T. ve Huyskens D., P., 2004, The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields, *Radiotherapy and Oncology*, 71 (2), 223-234.

Varian Medical Systems., 2010, Eclipse Algorithms Reference Guide.

Vieillevigne L., Molinier J., Brun T. ve R., F., 2015, Gamma index comparison of three VMAT QA systems and evaluation of their sensitivity to delivery errors, *Physica Medica-European Journal of Medical Physics*, 31 (7), 720-725.

Wambersie A., Landberg T. ve Gahbauer R., 1999, Prescribing, recording and reporting photon beam therapy: the problem of margins (the recent ICRU recommendations, Report 62, 1999), *Patras Medical Physics 99*, 25-31.

Webb S., 2001, Intensity Modulated Radiation Therapy, p. 1-5.

Yun I., T., 2016, 2D Transit Dosimetry Using Electronic Portal Imaging Device, Submitted in fulfilment of the requirements for the Degree of Doctor of Philosophy,College of Medical, Veterinary and Life Sciences Department of Clinical Physics.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Gökçen İnan
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : Ankara -1985
Telefon : 0505 301 38 30
Faks : -
E-mail : gokceninan85@gmail.com

EĞİTİM

Derece			**Bitirme Yılı**
Lise	:	Dolapoğlu Anadolu Lisesi, Konya	2004
Üniversite	:	Selçuk Ünv. Fen Fak. Fizik Bölümü, Konya	2009
Yüksek Lisans	:	Selçuk Ünv. Fen Fak. Fizik Bölümü, Konya	2011
Doktora	:	-	

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	**Kurum**	**Görevi**
2009-2011	Konya Özel Radyasyon Onkoloji Merkezi	Medikal Fizikçi
2011-Halen	Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi A.B.D.	Medikal Fizik Uzm.

UZMANLIK ALANI

Radyasyon onkolojisinde Kullanılan cihazlar ve bu cihazların dozimetrik, mekanik doğruluğunun sağlanması, Brakiterapi, Medikal Fizik Uzm.

YABANCI DİLLER

İngilizce

YAYINLAR

1. Yavaş G, Yavaş Ç, Acar H, Büyükyörük A, **Çobanoğlu G**, Kerimoğlu, Yavaş, Çelik Ç, 2012. Dosimetric comparison of 3- dimensional conformal and field in field radiotheraphy techniques for the adjuvant treatment of early stage endometrial cancer, Physica Media 29, 577-582.

2. Yavaş G, Yavaş Ç, **Çobanoğlu G**, Gül O.V, Acar H, Ata Ö, (2014). Mide kanseri nedeni ile eş zamanlı kemoterapi uygulanan hastalarda iki farklı radyoterapi tekniğinin karşılaştırılması, Medical Journal of Bakırköy, 10(1), DOI: 10.5350/BTDMJB201410103.

3. Yavaş G, Çağdaş Y, **İnan G**, 2017. Locally Advanced Squamous Cell Cervical Cancer in a Patient with Septate Uterus Journal of Contemporary Brachytherapy,9(5), 487-489.

4. Gül O.V, **İnan G,** Yavaş G, Yavaş Ç, 2018. Düzova M, Yoğunluk Ayarlı Radyotarepi Planlarının Kalite Kontrolünde GlaAS ve PDIP Algoritmalarının Karşılaştırılması XIII. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi 27 Nisan-1Mayıs 2018 KKTC. **(Poster)** (Doktora Tezinden)

5. Gül O.V, **İnan G,** Yavaş G, Yavaş Ç, Nazofarenks Radyoterapisinde Multiple Static Segment ve Sliding Window Tekniklerinin Karşılaştırılması

23. Ulusal Kanser Kongresi Nisan 17-21, Antalya. **(Sözlü Sunum)** (Doktora Tezinden)

6. İnan G, Gül O.V, Yavaş G, Yavaş Ç. 2019. Comparison of gamma analyses by three different dosimetric systems in IMRT. 5th International Conference on Theoretical and Experimental Studies in Nuclear Applications and Technology (TESNAT 2019), May 2-4, Amasya, Turkey. **(Sözlü Sunum)** (Doktora Tezinden)

7. İnan G, Gül O.V, Yavaş G, Yavaş Ç. Oğul R, 2019. Comparison of Gamma Analysis in Multiple Static Segment and Sliding Window Techniques in Nasopharyngeal Radiotherapy. Turkish Physical Society 35th International Physics Congress Eylül 4-8, Bodrum, Muğla, Turkey. **(Sözlü Sunum)** (Doktora Tezinden)

8. İnan G, Gül O.V, Yavaş G, Yavaş Ç. Oğul R, 2019. Comparison of Multiple Static Segment and Sliding Window Techniques in Prostate Radiotherapy. Turkish Physical Society 35th International Physics Congress

Eylül 4-8, Bodrum, Muğla, Turkey. **(Sözlü Sunum)** (Yüksek Lisans Tezinden)

9. İnan G, Gül O.V, Yavaş G, Yavaş Ç. Oğul R, 2019. Comparison of Gamma Analysis in Multiple Static Segment and Sliding Window Techniques in Nasopharyngeal Radiotherapy. AIP Conference Proceedings 2178, 030056. doi.org./10.1063/1.5135454. (Doktora Tezinden)

10. İnan G, Gül O.V, Yavaş G, Yavaş Ç. Oğul R, 2019. Comparison of Multiple Static Segment and Sliding Window Techniques in Prostate Radiotherapy. AIP Conference Proceedings 2178, 030056. doi.org./10.1063/1.5135455. (Yüksek Lisans Tezinden)