

T.C
ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR
ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

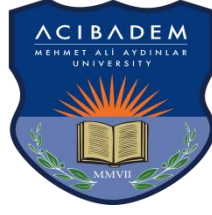
**VMAT TEKNİĞİ KULLANILARAK YAPILAN
TEDAVİ PLANLARININ HASTAYA ÖZEL
DOĞRULAMASINDA FARKLI YÖNTEMLERLE
ELDE EDİLEN GAMMA İNDEKS DEĞERLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

MUSTAFA BUDAK
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ

İSTANBUL-2018



REPUBLIC OF TURKEY
ACIBADEM MEHMET ALI AYDINLAR
UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

**COMPARISON OF GAMMA INDEX VALUES
OBTAINED BY DIFFERENT METHODS IN PATIENT
SPECIFIC VERIFICATION OF TREATMENT PLANS
USING VMAT TECHNIQUE**

MUSTAFA BUDAK
MASTER THESIS

RADIATION ONCOLOGY DEPARTMENT
HEALTH PHYSICS MASTER PROGRAM

SUPERVISOR
Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ

ISTANBUL-2018

TEZ ONAYI

Kurum : Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın Seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ()

Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi

Tez Sahibi : Mustafa BUDAK

TEZ BAŞLIĞI : VMAT Tekniğı Kullanılarak Yapılan Tedavi Planlarının Hastaya Özel Doğrulamasında Farklı Yöntemlerle Elde Edilen Gamma İndeks Değerlerinin Karşılaştırılması

Öğrencinin Adı-Soyadı Mustafa BUDAK

Savunma Sınavı Tarihi 13/07/2018

Bu tez çalışması jürimiz tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı	Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ	Acıbadem Üniversitesi
Tez Danışmanı	Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ	Acıbadem Üniversitesi
Üye	Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ	Acıbadem Üniversitesi
Üye	Doç. Dr. Banu ATALAR	Acıbadem Üniversitesi
Üye	Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR	Medipol Üniversitesi

Acıbadem Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğı'nin ilgili maddeleri uyarınca bu tez yukarıdaki jüri tarafından onaylanmış ve Sağlık Bilimleri Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Uğur Özbek
Enstitü Müdürü

BEYAN

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

MUSTAFA BUDAK

İTHAF

Dedem Mustafa Kemal Budak'a ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Tezimde her konuda bana kolaylık sağlayan ve destek olan değerli Hocam Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ'e,

Eğitimim boyunca bilgilerini ve tecrübelerini benden esirgemeyen değerli Hocalarım Prof. Dr. Enis ÖZYAR ve Doç. Dr Banu ATALARA'a

Medikal Fizik eğitimim boyunca mesleki tecrübelerini bana aktaran ve tezime katkıda bulunan Hocam Med. Fiz. Uzm. Görkem GÜNGÖR'e ve bu süreçte gelişimime her anlamda katkı sağlayan Öğr. Gör. Med. Fiz. Uzm. Bülent YAPICI'ya ve Med. Fiz. Uzm. Gökhan AYDIN'a,

Tezimin yazım süresince hep daha iyisini yapmama yardımcı olan Tıbbi Radyofizik Uzm. Dr. Öznur ŞENKESEN'E

Klinikte çalıştığım sürece kendimi geliştirmemde çok büyük pay sahibi olan Tıbbi Radyofizik Uzm. Dr. Basri GÜNHAN'a ve Med. Fiz. Uzm. Namık KAYALILAR'a

Tezimin tamamlanmasında gösterdiği anlayış ve sağladığı imkanlar için MNT Medikal Fizik Departmanı Müdürü Dr. Salih GÜRDALLI'ya ve Neolife Tıp Merkezi Ekibi'ne

Hayatım boyunca desteğini benden esirgemeyen aileme ve eğitimim boyunca anlayışını eksik etmeyen Serenad Şiir KABAR'a çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	İV
İTHAF	V
TEŞEKKÜR	VI
İÇİNDEKİLER	Vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	XI
TABLolar LİSTESİ.....	Xii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XV
ÖZET.....	XVII
ABSTRACT	XVIII
1-GİRİŞ VE AMAÇ	1
2- GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Akciğer Kanseri.....	3
2.1.1. Akciğer Kanserinde Tedavi.....	4
2.2. Baş-Boyun Kanseri	5
2.2.1. Baş-Boyun Kanserinde Tedavi.....	6
2.3. Radyoterapinin Kanser Tedavisinde Yeri	7
2.4. Medikal Lineer Hızlandırıcı	8
2.5. Radyoterapi Tedavi Planı	10
2.5.1. Görünen Tümör Volümü, Klinik Hedef Volümü ve Planlama Hedef Volümü	11
2.5.2. Tedavi Planlama Teknikleri	12
2.5.2.1. İleri Planlama	12
2.5.2.2. Ters Planlama	13
2.5.3. Doz-Volüm Histogramı (DVH)	14
2.6. Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK).....	16
2.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)	16
2.7.1. Sabit Gantry Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	17
2.7.1.1. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi	17
2.7.1.2. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi	18
2.7.2. Ark Tabanlı Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	18
2.7.2.1. VMAT Kalite Kontrol Testleri	19
2.8. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları (EPID)	22

2.9. Tedavi Planlarının Dozimetrik Kalite Kontrolü.....	23
2.10. Gama Analizi.....	23
3-GEREÇ VE YÖNTEM.....	27
3.1. Araç ve Gereçler.....	27
3.1.1. GE Optima CT580RT	27
3.1.2. Tedavi Planlama Sistemi (Eclipse).....	28
3.1.2.1. Varian Eclipse AAA (Analytical Anistoropic Algorithm) Algoritması.....	30
3.1.3. Varian Truebeam STX Lineer Hızlandırıcı.....	30
3.1.4. Varian aS 1000 EPGC.....	32
3.1.5. Varian Elektronik Portal Dozimetri Yazılımı	33
3.1.6. Epidos Epiqa Yazılımı	34
3.1.6.1. Hera YART Kalite Kontrol Modülü	35
3.1.6.2. Artemis VMAT Kalite Kontrol Modülü	35
3.1.6.3. Athena Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Modülü	36
3.1.6.4. Hermes Tedavi Planlama Sistemi Kalite Kontrol Modülü.....	37
3.1.7. Sun Nuclear Arccheck 3DVH	38
3.1.8. SPSS İstatiksel Veri Analiz Programı	39
3.2. Yöntem	40
3.2.1. VAT Planlarının Oluşturulması	41
3.2.2. Kalite Kontrol Planlarının Hazırlanması ve Ölçülmesi.....	42
3.2.2.1. Epid ve Epiqa Kalite Kontrol Planlarının Hazırlanması ve Ölçülmesi	42
3.2.2.2. Arccheck Kalite Kontrol Planlarının Hazırlanması ve Ölçülmesi	43
3.2.3. Kalite Kontrollerde Kullanılan Parametreler	44
4-BULGULAR.....	45
4.1. Üç yöntemin Farklı Kriterlerine Ait Gama Analizi Sonuçları	45
4.2.Gama Analizi Sonuçlarının Wilcoxon Testi Sonuçları ve Pearson Korelasyon Analizi Sonuçları.....	47
4.3. Gama Analizi geçme oranları Sonuçlarından Elde Edilen Grafikler	55
4.3.1. %0.5 – 0.5 mm Kriterlerine Ait Sonuçlardan Elde Edilen Grafikler	55
4.3.2. %1 – 1 mm Kriterlerine Ait Sonuçlardan Elde Edilen Grafikler	57
4.3.3. %2 – 2 mm Kriterlerine Ait Elde Edilen Grafikler	60
4.3.4. %3 – 3 mm Kriterlerine Ait Sonuçlardan Elde Edilen Grafikler	63

4.3.5. %4 – 4 mm Kriterlerine Ait Sonuçlardan Elde Edilen Grafikler	66
4.3.6. %5 – 5 mm Kriterlerine Ait Sonuçlardan Elde Edilen Grafikler	68
4.3.7. Anatomik Bölgelere Göre Tüm Gama Analizi Sonuçlarından Elde Edilen Grafikler	70
5-TARTIŞMA VE SONUÇ	73
6-KAYNAKLAR	76
7-EKLER	80
7.EK 1. Özgeçmiş.....	80



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1- Akciğerin Yapısı.....	4
Şekil 2.2- Baş-Boyun Bölgesinin Yapısı	6
Şekil 2.3- Lineer Hızlandırıcının Çalışma Prensipleri	9
Şekil 2.4- Kolimatör Yapısı	10
Şekil 2.5- İleri Planlama Örneği	13
Şekil 2.6- Ters Planlama Optimizasyon Modülü	14
Şekil 2.7- Diferansiyel ve Kümülatif DVH.....	15
Şekil 2.8- İdeal DVH İntegralleri.....	15
Şekil 2.9- 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi ile Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Şematik Karşılaştırılması	17
Şekil 2.10- Hareketli Gantri Çit Testi	20
Şekil 2.11- Değişken Doz Hızı ve Gantri Hızı Testi.....	21
Şekil 2.12- Gantri Hareketi Sırasında ÇYK Hareket Hızı Testi	22
Şekil 2.13- Ölçülen doz ile hesaplanan dozun değerlendirmesi	24
Şekil 2.14- Gama Analizinin Şematik Gösterimi.....	25
Şekil 3.1- GE Optima CT580RT.....	28
Şekil 3.2- Eclips TPS RapidArc Plan Örneği	29
Şekil 3.3- Varian Truebeam STX Lineer Hızlandırıcı	32
Şekil 3.4- Varian As1000 EPGC.....	33
Şekil 3.5- Varian Portal Dozimetri Yazılımı.....	34
Şekil 3.6- Hera YART KK Modülü	35
Şekil 3.7- Artemis VMAT KK Modülü	36
Şekil 3.8- Athena Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Modülü	37
Şekil 3.9-PBC ve AAA algoritmalarıyla hesaplanmış doz yoğunluk haritalarının Hermes Modülü ile karşılaştırılması	37
Şekil 3.10- Sun Nuclear Arccheck 3DVH	38
Şekil 3.11- SPSS İstatistiksel Veri Analiz Programı	40
Şekil 3.12.-Epiqa İş Akışı	43
Şekil 3.13- SNC Patient Programı Arayüzü.....	44
Şekil 4.1- % 0.5 – 0.5 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım grafiği	56

Şekil 4.2- % 0.5 – 0.5 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı.....	56
Şekil 4.3- % 0.5 – 0.5 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait Box Plot grafiği	57
Şekil 4.4- % 1 – 1 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım grafiği....	58
Şekil 4.5- % 1 – 1 mm kriterleri için Epid ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği	58
Şekil 4.6- % 1 – 1 mm kriterleri için Epiqa ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği	59
Şekil 4.7- % 1 – 1 mm kriterleri için Arccheck, Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı.....	59
Şekil 4.8- % 1 – 1 mm kriterleri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Box Plot grafiği	60
Şekil 4.9- % 2 – 2 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım grafiği....	61
Şekil 4.10- % 2 – 2 mm kriterleri için Epid ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği	61
Şekil 4.11- % 2 – 2 mm kriterleri için Epiqa ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği	62
Şekil 4.12- % 2 – 2 mm kriterleri için Arccheck, Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı.....	62
Şekil 4.13- % 2 – 2 mm kriterleri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Box Plot grafiği.....	63
Şekil 4.14- % 3 – 3 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım grafiği..	64
Şekil 4.15- % 3 – 3 mm kriterleri için Epid ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği	64
Şekil 4.16- % 3 – 3 mm kriterleri için Epiqa ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği	65
Şekil 4.17- % 3 – 3 mm kriterleri için Arccheck, Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı.....	65
Şekil 4.18- % 3 – 3 mm kriterleri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Box Plot grafiği.....	66

Şekil 4.19- % 4 – 4 mm kriterleri için Arccheck, Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı.....	67
Şekil 4.20- % 4 – 4 mm kriterleri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Box Plot grafiği.....	67
Şekil 4.21- % 5 – 5 mm kriterleri için Arccheck, Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı.....	68
Şekil 4.22- % 5 – 5 mm kriterleri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Box Plot grafiği.....	69
Şekil 4.23- Anatomik bölgelere göre her yonteme ait gama analizi sonuçları için sıklık histogramı.....	70
Şekil 4.24- Anatomik bölgelere göre her yonteme ait gama analizi sonuçları için box plot grafiği.....	71
Şekil 4.25- Test kriterlerine göre gama analizi sonuçlarının değişim grafiği.....	71

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1- Akciğer Tedavilerinde Risk Altındaki Organlar İçin Doz Sınırlandırmaları	5
Tablo 2.2- Baş-Boyun Tedavilerinde Risk Altındaki Organlar İçin Doz Sınırlandırmaları	7
Tablo 4.1- % 1 – 1 mm Kriterlerine Ait Minimum, Maksimum, Ortalama $\% \gamma \leq 1$ ve Standart Sapma Değerleri	45
Tablo 4.2- % 2 – 2 mm Kriterlerine Ait Minimum, Maksimum, Ortalama $\% \gamma \leq 1$ ve Standart Sapma Değerleri.....	45
Tablo 4.3- % 3 – 3 mm Kriterlerine Ait Minimum, Maksimum, Ortalama $\% \gamma \leq 1$ ve Standart Sapma Değerleri.....	46
Tablo 4.4- % 4 – 4 mm Kriterlerine Ait Minimum, Maksimum, Ortalama $\% \gamma \leq 1$ ve Standart Sapma Değerleri	46
Tablo 4.5- % 5 – 5 mm Kriterlerine Ait Minimum, Maksimum, Ortalama $\% \gamma \leq 1$ ve Standart Sapma Değerleri.....	46
Tablo 4.6- % 0.5 – 0.5 mm kriteri için Epid ve Epiqa verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları	47
Tablo 4.7- % 0.5 – 0.5 mm kriteri için Epid ve Epiqa verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçları	48
Tablo 4.8- % 1 – 1 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları	48
Tablo 4.9- % 1 – 1 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçları	49
Tablo 4.10- % 2 – 2 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları.....	49
Tablo 4.11- % 2 – 2 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi Sonuçları.....	50
Tablo 4.12- % 3 – 3 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları.....	51
Tablo 4.13- % 3 – 3 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçlar.....	51

Tablo 4.14- % 4 – 4 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları.....	52
Tablo 4.15- % 4 – 4 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçları.....	53
Tablo 4.16- % 5 – 5 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları.....	53
Tablo 4.17- % 5 – 5 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçları.....	54



SEMBOLLER / Kısaltmalar Listesi

KK: Kalite Kontrol(Quality Assurance)

3BKRT: 3Boyutlu Konformal Radyoterapi

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

RT: Radyoterapi

KT: Kemoterapi

YART: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

VMAT: Volumetrik Ark Terapi (Volumetric Modulated Arc Therapy)

ÇYK: Çok Yapraklı Kolimatör (Multi Leaf Colimator)

MU: Monitor Unit

FFF: Düzleştirici filtresiz (Flattening Filter Free)

AAA: Analitik Anizotropik Algoritma

MV: Mega Volt

keV: Kilo ElektronVolt

DTA: Uyum Mesafesi (Distance To Agreement)

DD: Doz Farkı(Dose Difference)

Max: Maximum

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

WHO: Dünya Sağlık Örgütü (World Health Organization)

KHAK: Küçük Hücreli Akciğer Kanseri

BT: Bilgisayarlı Tomografi

GTV: Görünür Tümör Volümü

CTV: Klinik Tümör Volümü

PTV: Planlanan Tümör Volümü

DVH: Doz-Volüm Histogramı



ÖZET

Radyasyon tedavisinde reçetelendirilen dozu hedef hacme istenilen şekilde aktarmak oldukça önemlidir. VMAT tedavi tekniğinde tedavi planlaması kompleks bir yöntem olduğu için dozimetrik doğrulama gerektirmektedir. Bu teknikte dozimetrik kalite kontrol tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımı ile ölçülen doz dağılımının karşılaştırılması ile yapılmaktadır. Bu çalışmada dozimetrik kontrol için Epiqa, Varian Portal Dosimetry ve Arccheck kullanılmıştır ve her biri için elde edilen gamma indeksleri karşılaştırılmıştır. Çalışmada Eclipse Tedavi Planlama Sistemi ve Truebeam STx Lineer Hızlandırıcı kullanılmıştır. Her dozimetrik ekipman ile uyum mesafesi 0.5, 1, 2, 3, 4, 5 mm ve doz farkı %0.5, 1, 2, 3, 4, 5 kriterleri için gamma indeksleri elde edilmiştir. Yapılan ölçümler sonrasında en yüksek gama indeksi değerini veren yöntem EPID olmuştur. Epiqa ve Arccheck yöntemleri ise benzerlik göstermiştir. Bu çalışmada EPID ve EPIQA yöntemlerinin her ikisi de elektronik portal görüntüleme cihazını kullanmalarına rağmen tüm kriterlerde aralarında anlamlı fark görülmüştür ($p<0.05$). Bu çalışmada % 1 – 1 mm, % 2 – 2mm, % 3 – 3 mm, % 4 – 4mm ve % 5 – 5 mm kriterleri için Arccheck ile elde edilen ortalama gama analizi değerleri sırasıyla 57.54 ± 12.84 , 88.76 ± 5.99 , 97.37 ± 1.5 , 99.37 ± 0.55 ve 99.81 ± 0.36 'dir. Bu değerler Epiqa için elde edilen ortalama gama analizi değerleri ile yakınlık göstermektedir. Her üç yöntemde de akciğer kanserli hasta tedavi planlarına ait gama indekslerinin, baş-boyun kanserli hasta tedavi planlarına ait gama indekslerinden daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Elde edilen gama analizi değerleri düşük kriterlerde üç yöntemde farklılık göstermiştir fakat klinik uygulamalarda kullanılmakta olan % 3 – 3 mm kriterinden itibaren elde edilen ortalama gama analizi değerlerinin tümü her üç yöntem için benzerlik göstermektedir. Aynı kriterler için birden çok kalite kontrol yöntemi birbirinden farklı sonuçlar verebilmektedir. Bu sonuçlara göre üç yöntem de klinikte kalite kontrol amaçlı olarak kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Arccheck, Epid, Epiqa, Gama Analizi, VMAT

ABSTRACT

It is very important to transfer the desired dose to target volume prescribed in radiation therapy. Because treatment planning in VMAT treatment technique is a complex method, it requires dosimetric confirmation. In this technique, dosimetric quality control is performed by comparing the dose distribution calculated in the treatment planning system and the dose distribution measured. In this study, Epiqa, Varian Portal Dosimetry and Arccheck were used for dosimetric control and the gamma indexes obtained for each were compared. Eclipse Treatment Planning System and Truebeam STx Linear Accelerator were used in the study. With each dosimetric equipment, gamma indexes were obtained with distance-to-agreement values of 0.5, 1, 2, 3, 4, 5 mm and dose differences of 0.5, 1, 2, 3, 4, 5 %. The method that gives the highest gamma index value after the measurements was EPID. The Epiqa and Arccheck methods showed similar results. Although EPID and EPIQA methods both use electronic portal imaging device in this study, there was a significant difference between all the criteria's ($p < 0.05$). In this study, average gamma analysis values obtained with Arccheck for the criteria of 1 - 1 mm, 2 - 2 mm, 3 - 3 mm, 4 - 4 mm and 5 - 5 mm were 57.54 ± 12.84 , 88.76 ± 5.99 , 97.37 ± 1.5 , 99.37 ± 0.55 and 99.81 ± 0.36 , respectively. These values are close to the average gamma analysis values obtained for Epiqa. In all three methods, it was observed that the gamma indexes of patients with lung cancer treatment plans were higher than the gamma indexes of patients with head and neck cancer treatment plans. The obtained gamma analysis values differed in the all three methods with low criterion but the average gamma analysis values obtained from the 3%-3 mm criterion that used in clinical practice were similar for all three methods. Various quality control methods for the same criteria could give different results. According to these results, all three methods can be used for clinical quality control purposes.

Key words: Arccheck, Epid, Epiqa, Gamma Analysis, VMAT

1-GİRİŞ ve AMAÇ

X-ışınlarının keşfinden bu yana radyasyonun tıbbi amaçla kullanımı yaygınlaşmıştır. Radyoterapi, iyonize radyasyonun hedefteki kanserli hücreleri yok etmesine dayanan bir tedavi tekniğidir. Kemoterapi ve cerrahi ile birlikte kanser tedavisinde önemli rol oynar.

Hedef hacimde kanserli hücreleri uygun dozda radyasyona maruz bırakıp, bunu yaparken de çevre organları ve sağlıklı dokuyu olabildiğince korumayı amaçlar. Sağlıklı doku ve organların tolerans dozlarından fazla radyasyona maruz kalması kısa veya uzun sürede ortaya çıkacak biyolojik etkilere sebep olabilir.

Radyoterapide teknolojinin gelişmesiyle konvansiyonel teknikler yerini yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) , volümetrik ark tedavi (VMAT) gibi daha kompleks tedavi tekniklerine bırakmıştır. VMAT, radyoterapide kullanılan en modern tedavi tekniklerinden biridir. Hedef hacim ile etrafında kalan riskli organların iç içe geçtiği durumlarda, riskli organın maruz kaldığı dozu en aza indirirken, hedef yapıya da istenilen dozu vermekte oldukça başarılıdır. Tedavi sırasında çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) ışını modüle ederken aynı zamanda gantri rotasyon yapar. Doz hızı, gantri rotasyon hızı verilen doza bağlı olarak değişir.

Tedavi planlama sistemlerinde oluşturulan planların, planlandığı şekilde hasta üzerinde uygulanmadan önce kalite kontrol testlerinin yapılması uygulanan dozun doğru bir şekilde verilmesi yönünden önemlidir. Özellikle Volümetrik Arc tedavi tekniğinde planın uygulanabilirliği cihaza ait birçok parametreye bağlı olduğu için her planın kalite kontrolünün yapılması daha fazla öneme sahiptir. Hastaya özel kalite kontrol testlerinin yapılmasında farklı sistemler kullanılarak tedavi planlarının 2boyutlu ve 3boyutlu olarak kontrolleri mümkün olabilmektedir. Işınlanan alanın birçok açıdan ışına maruz kalması ve ÇYK'lerin sürekli hareket halinde olması sebebiyle VMAT tekniğinde yapılan tedavi planlarının kalite kontrolleri de konformal planlara göre daha karışıktır ve çeşitli gereçler kullanmayı gerektirir.

Bu çalışmada Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) VMAT tekniği uygulanacak şekilde hazırlanmış 20 baş-boyun, 20 akciğer kanserli hasta planlarının hasta bazlı kalite kontrolleri Portal Dozimetri (Portal Dosimetry system, Varian

Med.Sys.), Epiqa (EPIdos Sys), ve Arc-check (Sun Nucler Co.) ile ayrı ayrı yapılarak, tüm kalite kontrol yöntemleri için elde edilen gamma indeks değerlerinin karşılaştırılması, aralarındaki benzerlikler ve farklılıkların incelenmesi amaçlanmıştır.



2- Genel Bilgiler

2.1. Akciğer Kanseri

Akciğer kanseri, akciğer dokusunun malign dönüşümü ile oluşan bir kanser türüdür. Trakea, bronşlar gibi alt solunum yolları veya akciğer parankiminde gelişen tümörler akciğer kanseri olarak tanımlanır.

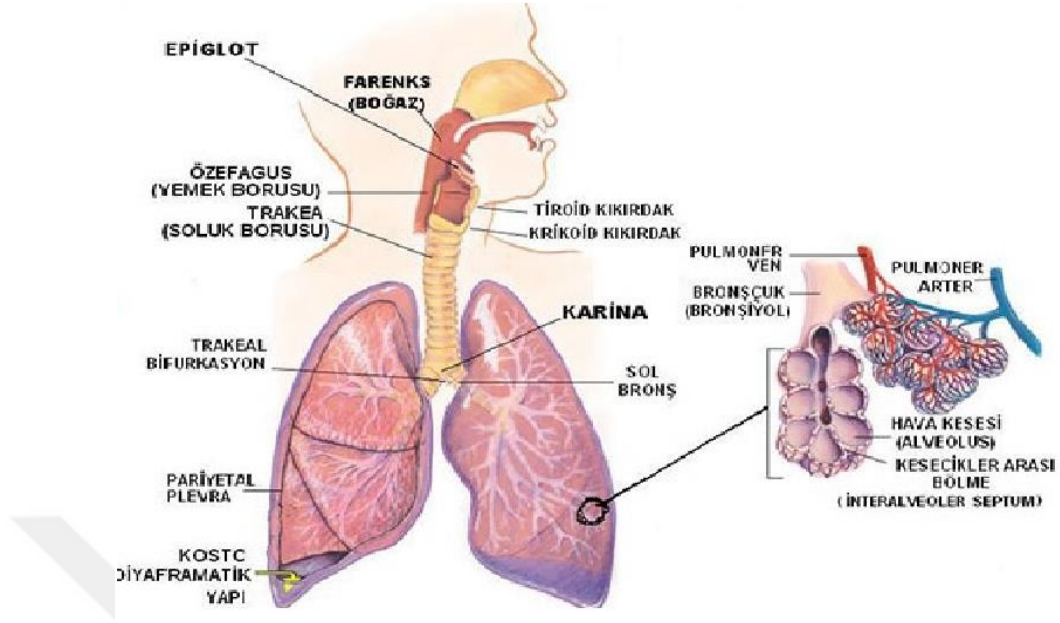
Akciğer kanseri tüm kanser türleri arasında en yüksek mortaliteye sahip olan kanser türüdür, tüm ölümlerin %6'sından, kansere bağlı ölümlerin ise %22'sinden sorumludur. 5 yıllık sağ kalım oranı %25'tir ve 1 yıl yaşam oranı %25'in altındadır. Erkeklerde akciğer kanserine bağlı mortalite hızları 1950'lerin ortasında ölüm nedenlerinin ilk sıralarına yerleşmiştir. Halen erkeklerde bütün kanser ölümlerinin %34'nü, kadınlarda %22'sini oluşturmaktadır.

Geçen yüzyılda akciğer kanseri sigara içme alışkanlığının bir yansıması olarak nadir görülen bir hastalık konumundan erkeklerde görülen en sık, kadınlarda görülen en sık üçüncü kanser konumuna gelmiştir.

Akciğer kanserinde en büyük risk faktörü olan sigara, olguların %90'ından sorumludur. Hangi yaşta olursa olsun sigaranın bırakılması akciğer kanseri riskini azaltır, 10 yıl sonra sigara içmeye devam edenlere göre risk %30-50 azalır. Endüstriyel olarak nikel, krom ve bazı arsenik bileşiklerine maruz kalmak da akciğer kanserine sebep olabilmektedir. Asbest maruziyeti sigara içenlerde akciğer kanseri riskini 3 kat artırır, aynı zamanda mezotelyoma için de risk faktörüdür. (1)

Akciğer kanserli olgular hastalığın 5 yıllık yaşam süresinde anlamlı farklılık oluşturan 4 evreye ayrılmıştır. Bu amaçla hazırlanan TNM sınıflamasında tümör (T), invaze edilen nodül (N) ve uzak metastaz (M) ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Bu evreleme sistemi klinik, cerrahi ve patolojik verileri kapsamaktadır. Bu sistemde akciğer kanseri tanısı konmuş olgular primer tümörün büyüklüğüne göre 4 gruba ayrılır (T 1-4). Lenf nodu invazyonu; bronkopulmoner (N1), ipsilateral mediastinal (N2), kontralateral mediastinal (N3) olarak değerlendirilir. Uzak metastazların yokluğu M0, varlığı ise M1 şeklinde belirtilir.

Şekil 2.1 de akciğerlerin anatomik yapıları görülmektedir.



Şekil 2.1 - Akciğerin Yapısı

2.1.1. Akciğer Kanseri Tedavi

Dünya Sağlık Örgütü'nün (WHO) 1997'deki sınıflamasına göre akciğer kanseri histolojik olarak küçük hücreli akciğer kanseri (KHAK) ve küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK) olmak üzere iki tiptedir. Tedavide izlenecek yolu bu gruplandırma belirler. Evrelere ve histopatolojik tiplere göre tedavi yaklaşımı değişmekle birlikte, üç ana tedavi (cerrahi, Radyoterapi ve/veya Kemoterapi) şekli halen geçerliliğini korumaktadırlar.

Tedavi yaklaşımı küçük hücreli akciğer kanseri (KHAK) ve küçük hücreli dışı (KHDAK) için farklılık göstermektedir. Erken evre küçük hücreli dışı akciğer kanserleri (KHDAK) için cerrahi seçeneği en iyi istatistiklere sahip olmasına rağmen bazı hastalar komorbidite sebebiyle cerrahiye uygun değildir. KHDAK'li hastalarda uzak metastaz bulunmaması durumunda RT uygulaması oldukça yaygındır. IB-III evrelerinde adjuvan kemoterapi (KT) tavsiye edilmektedir. KT'ye iyi yanıt veren hastalara erken dönemde profilaktik kraniyal RT önerilmektedir. (2)

Günümüzde radyoterapi uygulamalarında komşu kritik organların aldığı dozu azaltmak ve tümöre en etkili şekilde dozu verebilmek için VMAT tekniği sıkça kullanılmaktadır. Bu bölgedeki kritik organlar için doz sınırlandırmaları Tablo 2.1’de belirtilmiştir.

Tablo 2.1 – Akciğer Tedavilerinde Risk Altındaki Organlar İçin Doz Sınırlandırmaları

Organ	Volüm-Doz Sınırlandırması
Akciğer	V20 < %30-35, V5 < %70, Ortalama \leq 20 Gy
Özofagus	V55 < %50, Ortalama \leq 34 Gy, Maksimum \leq Reçetelen dozun %105’i
Kalp	V40 < %80, V45 < %60, V60 < %30, Ortalama \leq 35 Gy
Brakial Pleksus	Maksimum < 60-66 Gy
Spinal Kord	Maksimum < 45 Gy

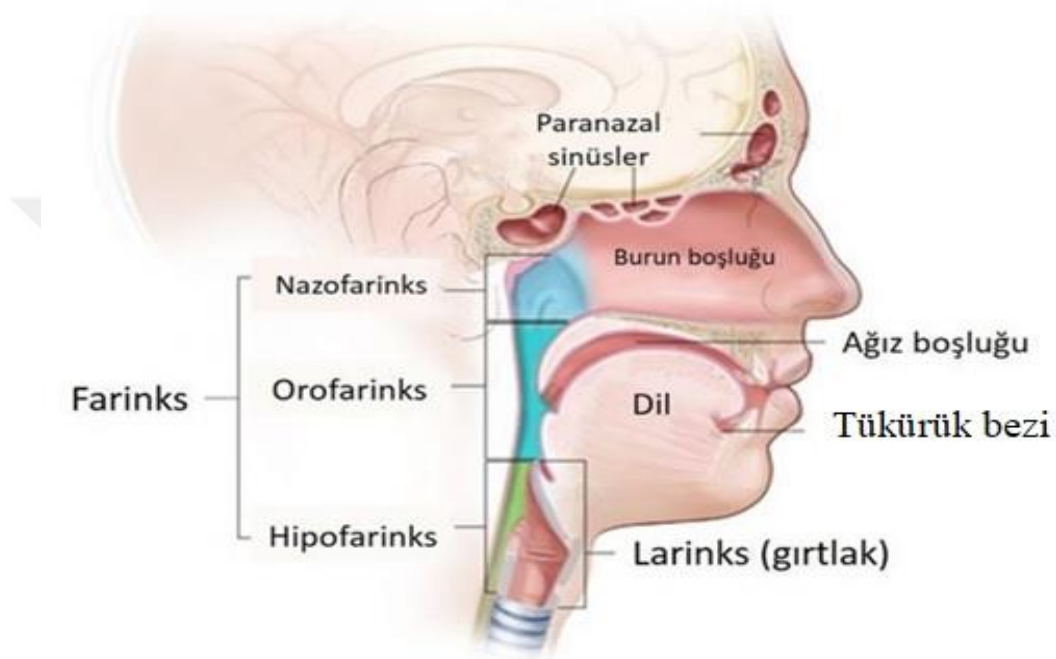
2.2. Baş-Boyun Kanseri

Baş-boyun kanserleri; ağız boşluğu, tükürük bezleri, paranasal sinüsler ve nazal boşluk, farenks, nazofarenks, orofarenks, hipofarenks ve larenks bölgesinde oluşan kanserlere verilen genel isimdir. Baş-boyun kanserlerinin çoğu bu bölgelerdeki mukozal yüzeylerin hücrelerinde başlar. Baş-boyun tümörlerinin %90’ını yassı hücrelidir.(1,3). Baş-boyun tümörlerinin görülme sıklığı tükürük bezi tümörleri dışında erkeklerde kadınlara göre daha fazladır. İnsidans orta yaşlarda artar, 60-75 yaş grubunda pik yapar.

Çevresel faktörlerde uzamış maruziyet kilit rol oynar. Sigara ve puro içimi oral kavite, larenks ve farenks kanserleri ile doğrudan ilişkilidir. Pipo içimi özellikle dudak kanseri ile ilişkilidir. Güneydoğu Asya’da yaygın olan tütün çiğneme

alışkanlığı bu bölgedeki dudak ve oral kavite tümörlerindeki artışın temel sebeplerinden biridir. (1)

Şekil 2.2 de baş boyun bölgesinin anatomik yapısı görülmektedir.



Şekil 2.2 - Baş-Boyun Bölgesinin Yapısı

2.2.1. Baş-Boyun Kanserinde Tedavi

Baş-boyun kanserlerinde temel tedavi yaklaşımının cerrahi olmasının yanı sıra, erken evre larenks, nazofarenks kanserlerinde radyoterapiyle hastalık kontrolü %90'lara ulaşmaktadır. Lokal ileri baş-boyun tümörlerinin tedavisinde ise kemoterapi ve radyoterapi primer tedavidir.

Radyoterapi özellikle eş zamanlı kemoterapiyle birlikte uygulandığında önemli akut ve geç yan etkilere sebep olabilmektedir. Örneğin larenks kanserli bir hastada radyoterapiyle hastanın larenksini kaybetmesi önlenirken, radyoterapi sonrasında ağız kuruluğu, yutma güçlüğü gibi yan etkiler görülebilmektedir. Bu

bölgede kritik organların birbirine çok yakın olması sebebiyle tümöre yüksek dozlar verilirken normal dokuların korunması da oldukça güç olmaktadır.

3 boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve sonrasında gelişen yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) dünyada ilk ve en çok olarak özellikle baş-boyun tümörlerinde kullanılmıştır. YART sayesinde tükürük bezlerinin ve diğer kritik organların daha iyi korunduğu ve fonksiyon kayıplarının en aza indiği birçok çalışmayla ispatlanmıştır. Baş-Boyun kanseri tedavilerinde kritik organlar için uygulanan doz sınırlamaları Tablo 2.2’de belirtilmiştir.

Tablo 2.2 – Baş-Boyun Tedavilerinde Risk Altındaki Organlar İçin Doz Sınırlandırmaları

Organ	Volüm-Doz Sınırlandırması
Spinal Kord	Maksimum < 45 Gy
Beyin	Maksimum < 60 Gy
Beyin Sapı	Maksimum < 54 Gy
Kiazma	Maksimum < 54 Gy
Larenks	Maksimum < 73.5 Gy
Mandibula	Maksimum < 70-73.5 Gy
Özofagus	Maksimum < 45 Gy
Parotis	Mean < 26 Gy
Lens	Maksimum < 5 Gy
Optik Sinir	Maksimum < 54 Gy

2.3. Radyoterapinin Kanser Tedavisinde Yeri

Radyasyon tıpta tedavi ve tanı aşamalarında sıkça kullanılmaktadır. Dokuları, organları ve organların çalışmalarını görüntüleyerek hastalıkların tanısında oldukça etkili olmaktadır. İyonize radyasyonun sahip olduğu iyonizasyon özelliği ise kanserli

hücrelerin çoğalmasını durdurması veya yok etmesi ise hastalığın tedavisini sağlamaktadır.

İyonize radyasyon canlı doku ile etkileşime geçtiğinde iyonizasyona uğramış atomlar meydana getirir ve DNA'da hasara yol açarak kanserli hücrelerin yok olmasına ya da çoğalmasının durmasına sebep olur. (4)

Günümüzde kanser tedavisinde en yaygın tedavi yöntemlerinden biri radyoterapidir. Radyasyonun hastaya verilmiş türüne göre 2 uygulama yöntemi vardır;

a-Eksternal veya Teleterapi (Uzaktan Tedavi)

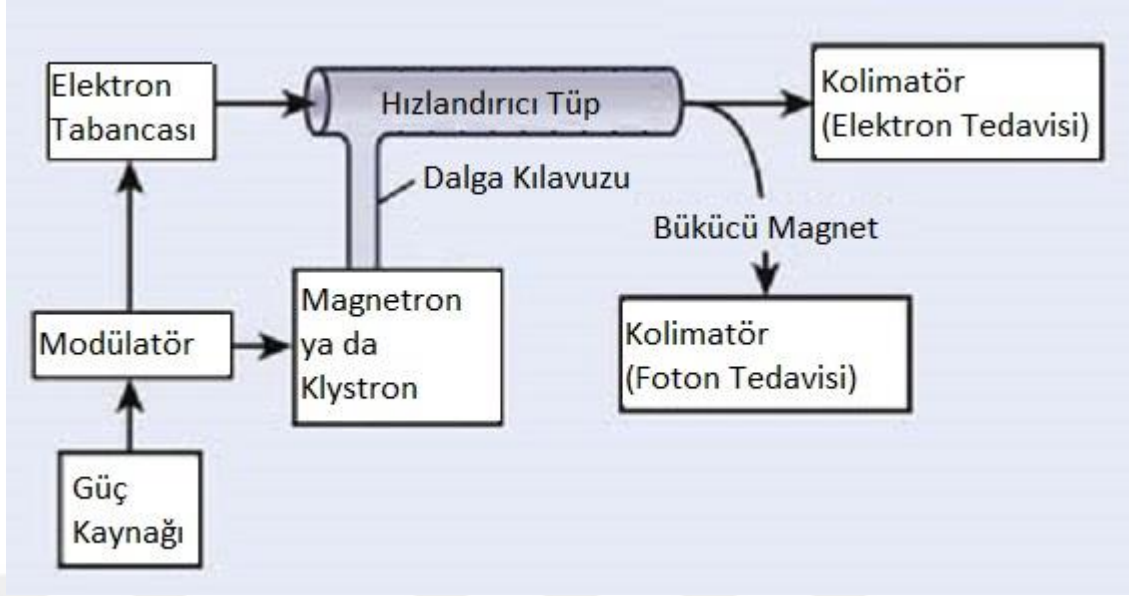
b-Brakiterapi (Yakından Tedavi) (5)

Eksternal radyoterapi 1900'lü yılların ikinci çeyreğinde yaygınlaşmaya başlamış ve 1951 yılında Co-60 teleterapi ünitesi ve 1952'de lineer hızlandırıcı gibi cihazların kullanılmaya başlaması ile oldukça gelişim sağlamıştır. Tarihte ilk defa 1953 yılında Londra'da bir hasta lineer hızlandırıcı vasıtasıyla tedavi edilmiştir. (6) Radyoterapide genellikle yüksek enerjili foton ışınları kullanılmaktadır. Lineer hızlandırıcılar günümüzde radyoterapi alanında en çok kullanılan cihazlardır. Hızlandırılmış elektronlar ile ışın demetleri üretmeye yarayan lineer hızlandırıcılarda hem elektron hem de foton ışınlarının üretilmesi mümkündür.

2.4. Medikal Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcılar doğrudan elektronlar ile ya da elektronların bir hedefe çarptırılması ile ortaya çıkan fotonlar ile kanseri tedavi etmeye yönelik geliştirilmiş cihazlardır. Yüzeğe yakın tümörlerin tedavisinde elektronlar etkin rol oynarken, daha derin yerleşimli tümörlerin tedavisi için fotonların kullanılması gerekmektedir.

Şekil 2.3'te medikal lineer hızlandırıcıların temel çalışma prensibi gösterilmiştir.



Şekil 2.3 - Lineer hızlandırıcının çalışma prensibi

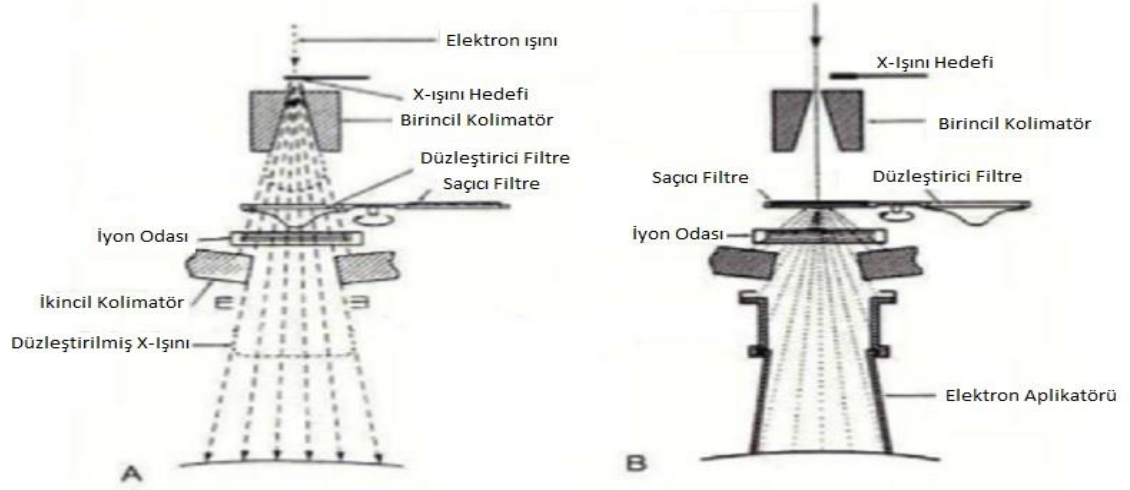
Güç kaynağından gelen doğru akım modülatöre gider. Modülatör switch tüpe sahiptir. Buradaki yüksek voltajlı pulslar elektron tabancasına ve magnetron ya da klystron'a gönderilir. Magnetron ve klystron temelde aynı işi yapıyor gibi görünse de magnetron mikrodalgayı üretir ama klystron mikrodalgayı güçlendirir. Magnetron ya da klystron tarafından mikrodalgalar hızlandırıcı tüp içerisine elektronlarla aynı anda olacak şekilde gönderilir. Elektronlar tabancadan ortalama 50 keV'luk enerji ile çıkar ve elektrik alanlar ile etkileşime girer. Düşük enerjili fotonların eldesi için elektronlar doğrudan tungsten hedefe çarptırılırlar. Daha yüksek enerjili fotonların eldesi için ise elektronlara açı verilerek hedefe çarptırılırlar ve X-ışınları meydana gelir.

Cihazın kafasında monitör iyon odası, ışık ve ayna sistemi, birincil ve ikincil kolimatör bulunmaktadır. Elektron ışınlaması yapılacağı zaman düzleştirici filtrenin yerini saçıcı filtreler almaktadır. X-ışını hedefi yalnızca foton ışınlaması yapılacağı zaman kullanılmaktadır. (7,8)

Günümüzde teknolojinin ilerlemesi ile modern medikal hızlandırıcılarda düzleştirici filtrenin olmadığı modlar da kullanılmaya başlamıştır, buna Flattening Filter Free (FFF) denmektedir. Düzleştirici filtrenin kaldırılması sayesinde; doz

hızında artış, penumbrada küçülme, daha az nötron üretimi ve bu sayede ikincil kanser oluşumu riskinin azalması gibi faydalar sağlanmıştır.

Şekil 2.4 te foton ve elektron modu için kolimatör yapısı şematik olarak görülmektedir.



Şekil 2.4 - Kolimatör Yapısı (A:Foton Modu, B:Elektron Modu)

2.5. Radyoterapi Tedavi Planı

Radyoterapi tedavisinde planlama BT görüntülerinin elde edilmesi ilk aşamayı oluşturur. Gerekli durumlarda MR ya da Pet CT görüntülerinin BT görüntüleri üzerinde eşleştirilmesinden sonra, hastaya ait kritik yapı ve organların çizimi gerçekleştirilir. Bütün bu adımlar gerçekleştirilip, enerji, tedavi tekniği, hastaya verilecek toplam doz, gantry ve kolimatör açısı gibi parametreler de belirlendikten sonra medikal fizik uzmanı tedavi planlamasına başlar. Ortaya çıkan planda doz-hacim histogramında istenilen sonuç elde edildiyse, plan gerekli kalite kontrollerin ardından kullanıma hazır demektir.

Radyoterapi planlamasında en çok dikkat edilmesi gereken şeylerin başında sağlıklı dokunun korunması gelir. Amaç her zaman en az dozu vererek en yüksek verimi elde etmek olmalıdır. Radyoterapinin kullanılmaya başlandığı ilk dönemlerde sağlıklı dokuların korunması kurşun bloklar ile yapılmaktaydı. Ancak son yıllarda geliştirilen

çok yapraklı kolimatör sistemi sayesinde artık kurşun bloklara ihtiyaç duymadan sağlıklı dokuyu korumak mümkün olmuştur.

Normal doku koruması için GTV, CTV, PTV gibi hacim tanımlamaları kullanılmaktadır. Bu yöntem sayesinde tümörde yüksek dozlara çıkılabilirken, normal dokuların alacakları doz da daha iyi şekilde kontrol altına alınabilmektedir. Hasta pozisyonlamasından kaynaklanabilecek hataları gidermek için bu tarz marjların kullanılması gerekmektedir (9)

İyi bir radyoterapi planının hasta tedavisinde verimli olabilmesi için hastanın pozisyonlanması ve tedavi boyunca sabitlenmesi oldukça önemlidir. Tümörün çok ufak bir kısmı bile hastayı yanlış pozisyonlamaktan dolayı kaçırılırsa hem tümör gerekli dozu alamayacak ve tedavinin başarılı olma olasılığı düşecektir, hem de sağlıklı doku gereğinden fazla doz almış olacaktır.(10)

2.5.1. Görünen Tümör Volümü, Klinik Hedef Volümü ve Planlama Hedef Volümü

-Görünen Tümör Volümü (GTV): Görülebilen, görüntüleme sistemleri ile gözlenebilen tümör hacmini belirtir. Kanser hücrelerinin en yoğun olduğu yerdir. Gözlemlenmesi oldukça kolay olsa da zaman zaman tespit edilmesi mümkün değildir ve MR, Pet CT gibi görüntüleme sistemleri ile varlığının doğrulanması gerekebilir. (11)

-Klinik Hedef Volümü (CTV): GTV'ye dahil edilen subklinik hastalık marjıdır. Hücre demetlerini, mikro yayımları, lenfatik alanları kapsar. Tümör tipine ve yerine göre değişir. Görüntüleme tekniğine göre farklılıklar gösterebilir. (11)

-Planlama Hedef Volümü (PTV): CTV'ye iç organ hareketlerinden ve tekrar pozisyon vermelerden doğabilecek rastgele hatalardan kaçınmak amacı ile verilen marjıdır.(11)

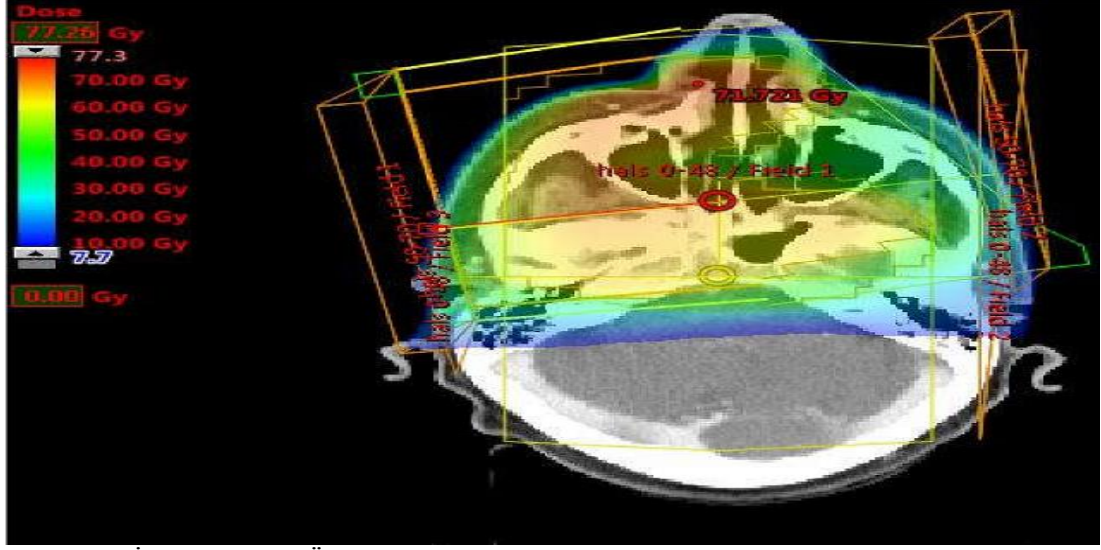
2.5.2. Tedavi Planlama Teknikleri

Radyoterapide tedavi teknikleri uygulanırken istenilen dozu vermek için kullanılan iki farklı planlama yöntemi vardır. Bunlardan biri, istenilen doz haritasını ortaya çıkarmak için hesaplama algoritmasının kullanıldığı ters planlamadır. Bir diğer yöntem ise kullanıcı tarafından belirlenen açılara yerleştirilen alanların çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ile şekillendirilerek istenilen dozun verildiği ileri planlamadır.

2.5.2.1. İleri Planlama

Bu teknikte alanlar kullanıcı tarafından hedefi kapsayacak ve riskli organlar ile normal dokuyu mümkün olduğunca koruyacak şekilde yerleştirilir.(12) Alanlar yerleştirildikten sonra ÇYK ile doz sınımlarını sağlayacak ve riskli bölgeleri koruyacak şekilde şekillendirme yapılır. Alan ağırlıkları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Gerekli durumlarda alt alanlar kullanılarak yüksek doz alan bölgelerdeki doz düşüşü sağlanır. Komplike olmayan planlarda kullanımı daha yaygındır.

Şekil 2.5 te ileri planlama örneği görülmektedir.

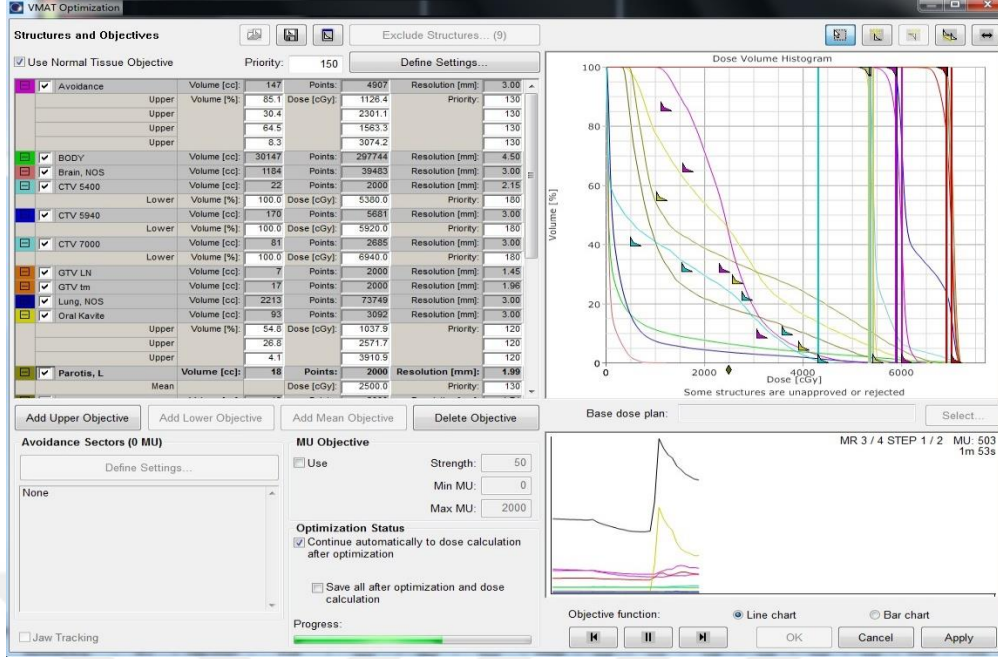


Şekil 1.5 - İleri Planlama Örneği

2.5.2.2. Ters Planlama

Kullanıcı önceden belirlenen doz sınırlamalarını sisteme girer. Uygulama tarafından kullanılan hesaplama algoritması istenilen kriterlere göre en optimum demet ağırlıklarını elde eder. ÇYK'nın yapacağı hareketler ve sonrasında elde edilecek doz hesaplanır. İstenilen doz volüm histogramı elde edilene kadar birkaç kez planlama yapılır.

Şekil 2.6'da ters planlama optimizasyon modülü görülmektedir.



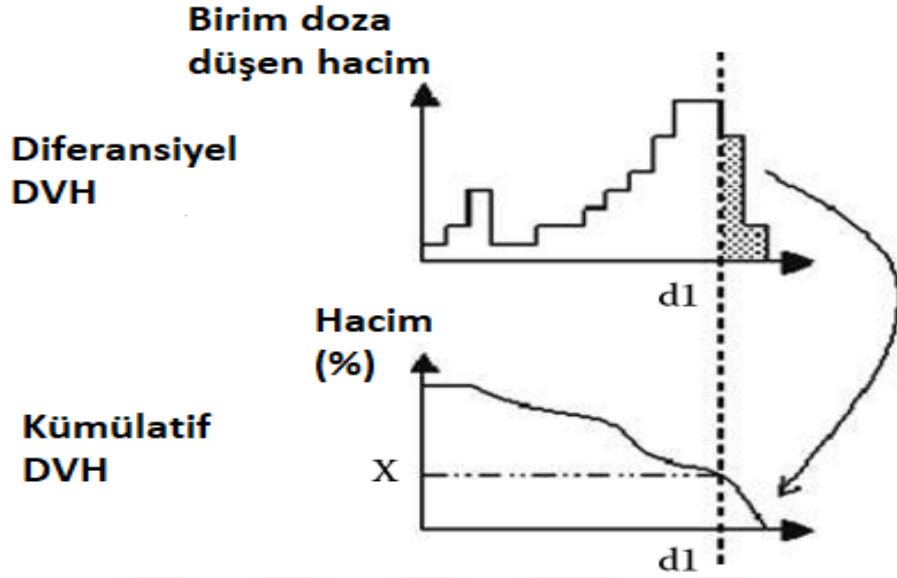
Şekil 2.6 - Ters Planlama Optimizasyon Modülü

2.5.3. Doz-Volüm Histogramı (DVH)

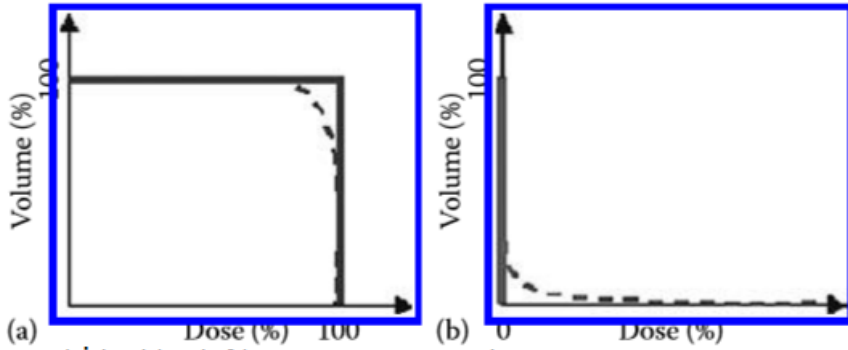
Doz-volüm histogramları, tedavi planlarının değerlendirilmesine yardımcı olmak için kullanılan araçlardan biridir. Özel olarak tanımlanmış olan bir hacme ait doz dağılımının özeti niteliğindedir. DVH'ları aracılığıyla gerek tedavisi planlanan hacmin aldığı doza, gerekse kritik organların aldığı doza dair fikir sahibi olunabilir. Ayrıca farklı planlara ait DVH'ları karşılaştırılarak aralarındaki farklar gözlemlenebilir. NTCP adı verilen normal doku komplikasyonu olasılığının hesaplanmasında DVH aktif rol oynar.

İki çeşit DVH bulunmaktadır, bunlar diferansiyel DVH ve kümülatif DVH'dır. Diferansiyel DVH'ında belirli voksel numaralarına ait olan aralıktaki ortalama doz toplanır ve sistem bunu dozun fonksiyonu olacak şekilde gösterir. Kümülatif DVH ise günümüzde en çok kullanılan DVH şeklidir. Kümülatif DVH'ında sistem bütün hacme ait voksellerin aldığı dozu hesaplar ve belirli bir doza karşı karşılaştırmalarını ortaya koyar. DVH'ler kullanıcının isteğine bağlı olarak absöüt ya da rölatif şekilde değerlendirilebilir. (13)

Şekil 2.7’de diferansiyel ve kümülatif DVH şemaları görülmektedir. İdeal bir DVH integralinin nasıl olması gerektiği ise Şekil 2.8’de gösterilmiştir.



Şekil 2.7 - Diferansiyel ve Kümülatif DVH



- a.) İdeal hedef hacim DVH integrali
b.) İdeal riskli organ DVH integrali
Kalın çizgi en iyi durum, kesikli çizgi ise daha gerçekçi integral

Şekil 2.8 - ideal DVH integralleri

2.6. Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK)

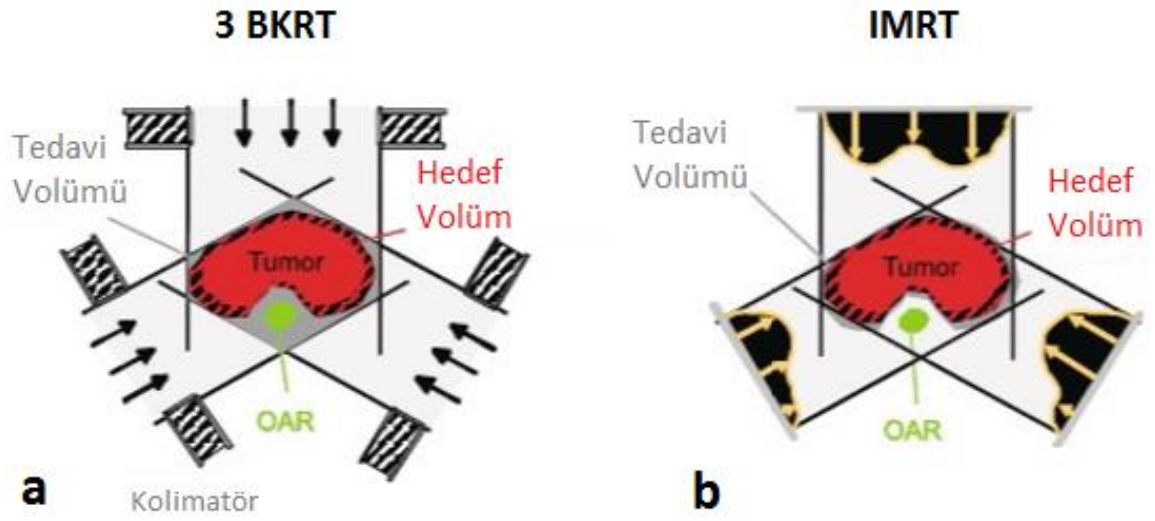
Radyoterapi uygulamalarında amaç hedeflenen dokuya istenilen dozu verirken, aynı zamanda normal dokuda da maksimum korumayı elde etmektir. Bu da tedavi planlamalarında ciddi kısıtlamalara yol açmaktadır. Spinal kord gibi radyasyona karşı fazla duyarlı organların korunması ciddi önem arz etmektedir. (14)

ÇYK'ler ışınlama sırasında hareket ederek düzensiz alanlar oluşturur ve foton akısına şekil verir. Bu sayede hedefe istenilen doz verilirken, çevre organ ve dokularda da koruma sağlanmış olur. ÇYK'ler genellikle 80 ya da daha fazla yapraktan oluşur. Yaprakların yoğunluğu 17 ve 18.5 g/cm³ arasındadır ve kalınlıkları ışın doğrultusunda 6-7.5 cm arasında değişmektedir. (8)

ÇYK'ler üç temel şekilde kullanılır. İlki blok amacıyla kullanımdır. Cerrobend bloklar kullanmak yerine istenen alan şekillerini vermeye yarar. İstenen alan şekli verildikten sonra dosya formatında saklanır ve belirli bölgelerde farklı hastalarda aynı dosyalar kullanılır. İkincisi ise ilk kullanım şeklinin genişletilmiş halidir. Konformal ark tedavi boyunca X ışınının planlanan tümör hacminin şeklini alması gerekmektedir ve bunu sağlamaya yarar. Üçüncü yöntemde ise yaprak hareketleri ışınlama boyunca hareket eder ve farklı yoğunlukta ışın demetleri elde etmeye yarar. (14)

2.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

3 boyutlu konformal radyoterapideki ilerlemeler sonucunda ortaya yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği (YART) çıkmıştır. MIMic cihazının geliştirilmesi ve sonrasında YART tabanlı çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sisteminin geliştirilmesi ile uygulanmaya başladı. ÇYK'lerin hareketleri ile ışın demetini modüle etmek mümkün hale geldi ve bu da ideale daha yakın ışın demetlerinin elde edilmesini mümkün kıldı.



Şekil 2.9 - 3 boyutlu konformal radyoterapi ile yoğunluk ayarlı radyoterapinin şematik karşılaştırması

Sabit gantri ile yapılan iki tür YART tekniği bulunmaktadır. Statik YART ya da dinamik YART şeklinde yapılan YART tedavilerinin tümünde amaç hedefin üç boyutlu uzayda doz dağılımını kontrol altına almaktır. Doz homojenitesi bakımından 3-BKRT ile benzerlik gösterse de daha konformal sonuçlar ortaya çıkarır. Tüm ışın demetlerinde demet akısı değiştirilerek optimal doz dağılımı sağlanır. Ayrıca YART'nin sağladığı avantajlardan bir diğeri ise sağlıklı dokulardaki doz düşüşünü sağlaması ve bu sayede sağlıklı dokuda oluşacak toksisiteyi azaltmaktır.

Şekil 2.9'de 3-BKRT ile YART tekniklerinin karşılaştırılması görülmektedir.

2.7.1. Sabit Gantry Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

2.7.1.1. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Tedavi birçok alt segmente sahip olan alanlar ile gerçekleştirilir. Tüm segmentler homojen bir yapıya sahiptir. Alt segmentler çok yapraklı kolimatörler ile oluşturulur. Tedavi alt segmentler oluşturulduğu sırada hızlandırıcı ışınlamayı bırakır ve sonrasında tekrar devam eder. Işınlama sırasında ÇYK'lar hareket etmez. Bu tekniğin yaygın adı "Step and Shoot" ya da "Stop and Shoot"tur (Dur ve ışınla). Bu teknik ilk olarak Bortfeld ve ark. tarafından öne sürülmüştür. (15)

Oluşturulan birden fazla alt alan ile istenilen doz akısı elde edilir. Tedavi boyunca uygulanan alt alanların toplamı ise doz dağılımını elde etmeyi sağlar. (16)

2.7.1.2. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Bu yöntemin yaygın adı ‘‘Sliding Window’’dur. Step and Shoot tekniğinin aksine ÇYK’ler ışınlama süresince farklı hızlarda karşılıklı olarak hareket halindedir. Alt alanların zamana göre integrali ÇYK’lerin hareketlerini belirler.

2.7.2. Ark Tabanlı Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Son yıllarda statik alanlı YART ile ilgili bazı yetersizliklerin üstesinden gelmek amacıyla ark temelli radyoterapi uygulamalarına olan ilgi artmıştır. Ark terapisinin temel konsepti, radyasyon kaynağının belli bir rotasyonu boyunca radyasyon vermesidir ve hedefin 360 derece ya da belirli açılar arası mesafe boyunca ışın almasını sağlar. Ark tedavileri son derece homojen doz dağılımları elde etme yeteneğine sahiptir. Ayrıca, statik alanlı yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğine kıyasla tedavi iletim süresinde azalma ve MU kullanımındaki düşüş ile daha verimli bir tedavi imkanı sunabilmektedir.(17) Ark tabanlı terapi cihazları temelde iki türden oluşur, bunlar tomoterapi ve volümetrik ark terapi cihazlarıdır(VMAT). Tomoterapi cihazları BT tarayıcı ile lineer hızlandırıcıların kombinasyonu olarak düşünülebilir. BT tarayıcıdaki gibi sürekli dönmekte olan bir radyasyon kaynağı vardır ve hasta, makinenin içerisine doğru tedavi masası aracılığıyla hareket eder. Tomoterapi teknikleri kesitsel tomoterapi ve seri tomoterapi olmak üzere kendi içinde iki alt gruba ayrılır. (18,19)

Volümetrik ark radyoterapi tekniği (VMAT), klasik radyoterapi tekniklerine göre daha iyileştirilmiş hedef hacim sarımı ve normal dokuların korunması ile son derece uyumlu doz dağılımları elde edebilen yeni bir ışınlama tekniğidir. VAT aynı zamanda, geleneksel statik alanlı yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği (YART) ile karşılaştırıldığında, tedavi süresinin azalması gibi çeşitli avantajlar sağlamaktadır.(20,17) VAT ilk olarak 2007'de tanıtıldı. VAT tedavisi sırasında birbirinden farklı üç parametre de eşzamanlı olarak değişim halinde olabilmektedir.

Örneğin gantry dönüşü sırasında gantry'nin dönüş hızı, çok yapraklı kolimatörün oluşturduğu alan ve doz hızı sürekli değişim halinde olabilir. Yoğunluk ayarlı ark terapisi olarak adlandırılan ark terapisinin daha önceki formu 1995 yılında ilk kez Yu tarafından tanımlanmıştır ve uygun bir doz dağılımı elde etmek için birçok arc kullanılması ihtiyacı ortaya konulmuştur. (21) Daha sonraları ortaya çıkan VMAT teknikleri, kompleks vakalarda tümör hacminin bir veya daha çok ark ile sarılmasını sağladı. VMAT, temelde, tek arklı yoğunluk ayarlı ark terapi tekniğinin doz hızı değişimi kullanan bir biçimi olarak tanımlanmaktadır (22). Şu anda çeşitli üreticilere ait birden çok VMAT sistemi mevcuttur (RapidArc - Varian, SmartArc - Phillips ve Elekta VMAT - Elekta).

2.7.2.1. VMAT Kalite Kontrol Testleri

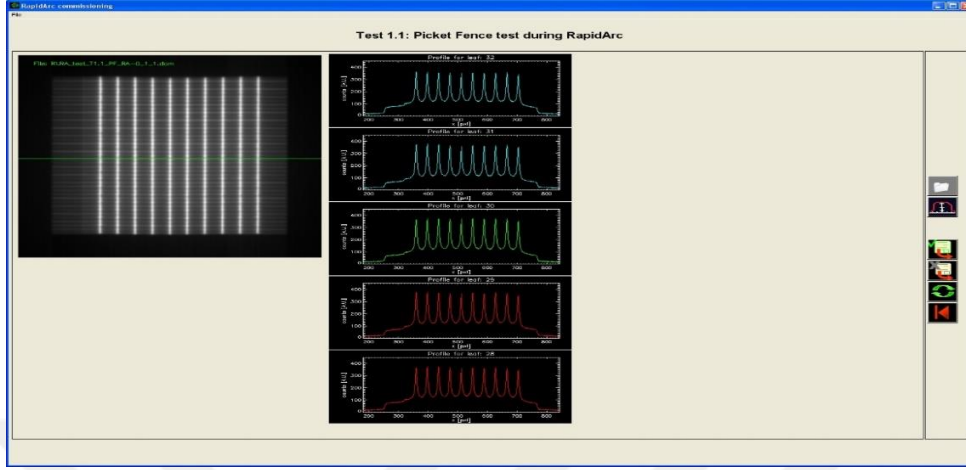
Ark tabanlı tedavi yaklaşımının bir takım avantajları bulunmaktadır. 360 derecelik hareket kabiliyeti, sınırlı sayıda alana sahip YART'ye göre daha konformal doz dağılımları sunabilmektedir. Işın demeti sayısı ve rotasyon hareketi açısından daha özgür bir teknik olduğu için plan optimizasyonunda da avantaj sağlamaktadır. (23,24) Tomoterapi ile karşılaştırıldığında kon demetleri daha yüksek verimliliğe sahiptir. Özellikle volümetrik bir ışınlama hacmi kullanan VMAT , tedavi süresi ve MU açısından kesitsel tomoterapiye göre 15 kat daha verimlidir. (24)

VMAT tedavilerinin verimliliğini arttırmakta hasta bazlı kalite kontrolün yanı sıra cihaz spesifik kalite kontroller de yapılmaktadır. Bu kalite kontrollerde; dinamik çok yapraklı kolimatör pozisyonlarının gantri hareketi süresince doğruluğu, değişken doz hızı ve gantri hızı, çok yapraklı kolimatörün hareket hızı kontrolü gibi testler yapılmaktadır. Bu testler film dozimetri ya da elektronik portal görüntüleme cihazı yardımıyla yapılabilir. (25)

-Hareketli Gantri Çit Testi

Sabit gantri pozisyonunda elde edilen çit görüntüleri ile gantri hareket halindeyken elde edilen çit görüntüleri karşılaştırılır. (25)

Şekil 2.10'da hareketli gantri çit testinin karşılaştırması görülmektedir.

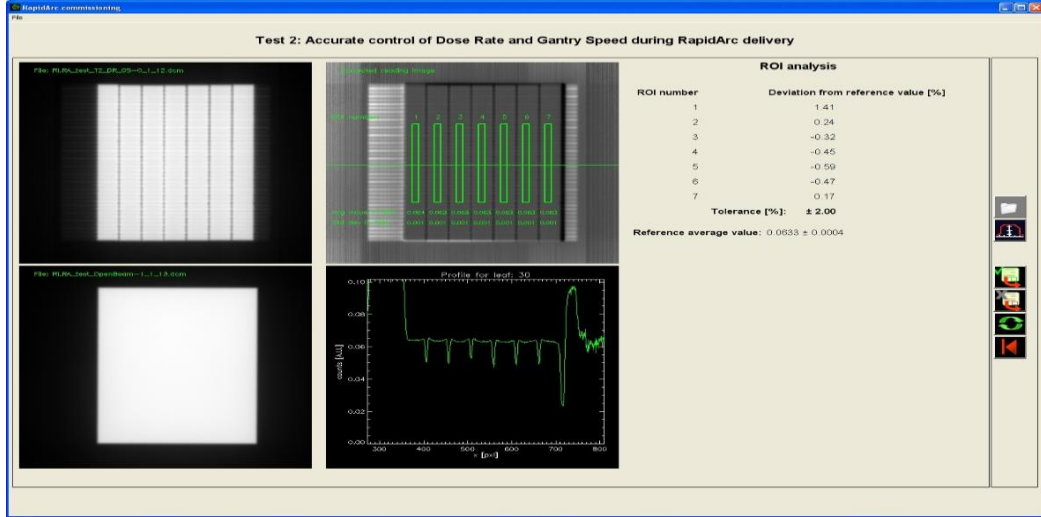


Şekil 2.10 - Hareketli Gantri Çit Testi

-Değişken Doz Hızı ve Gantri Hızı Testi

Bu test doz hızı ve gantri hızı değişiminin, cihaz performansına etkisini değerlendirmeye yarar. Sabit MU sayısı, farklı doz hızı-gantri hızı kombinasyonlarında verilir, sonuçlar karşılaştırılır. (25)

Şekil 2.11'de değişken doz hızı ve gantri hızı testinin karşılaştırması görülmektedir.

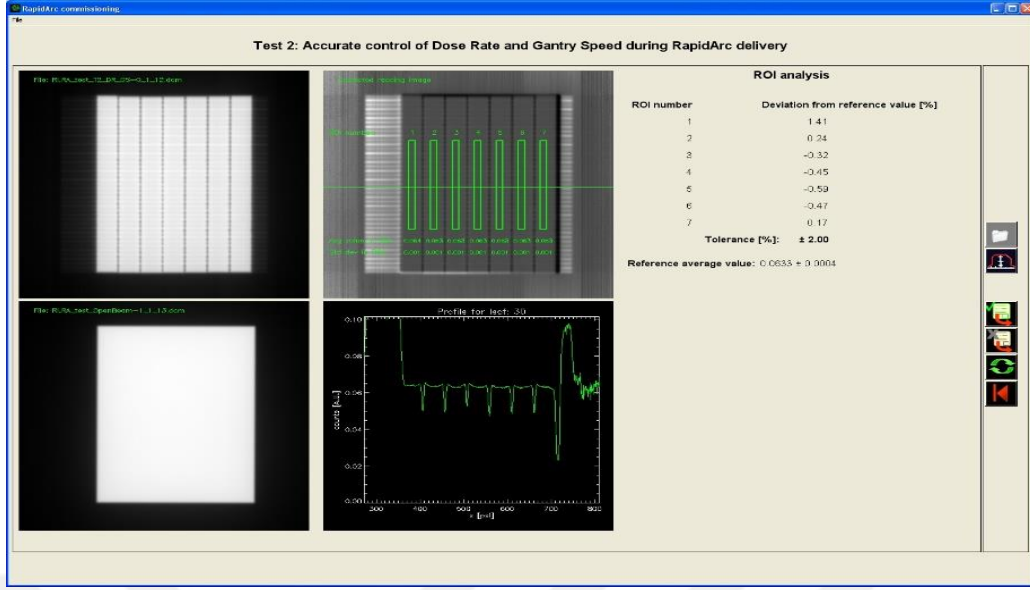


Şekil 2.11 - Değişken Doz Hızı ve Gantri Hızı Testi

-Gantri Hareketi Sırasında ÇYK Hareket Hızı Testi

Dinamik ÇYK'lar sliding window tekniği kullanılarak aynı doz miktarını farklı doz hızlarını ve farklı yaprak hızlarını kombine ederek ışınlama yapar ve oluşan doz şekli incelenir.

Şekil 2.12'de gantri hareketi sırasında ÇYK hareket hızı testi değerlendirilmesi görülmektedir.



Şekil 2.12 - Gantri Hareketi Sırasında ÇYK Hareket Hızı Testi

2.8. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları (EPID)

Elektronik portal görüntüleme cihazları (EPID'ler), tedavi masasında hasta ile birlikte bir tedavi alanının elektronik görüntüsünü elde etmek için kullanılan araçlardır. Geleneksel portal görüntülemeye benzer şekilde, megavoltaj mertebesinde ışınlar kullanarak görüntüler üretir. Bununla birlikte, konvansiyonel portal filmlerinin görüntü işlemeden kaynaklanan gecikmeleri gibi birçok sorunun üstesinden gelmektedir. Ayrıca EPID görüntüleri, ilgili anatomiyi daha iyi görselleştirmek için dijital olarak işlenebilir ve çevrimdışı inceleme için saklanabilir. (26)

Video temelli, sıvı iyon odası ve katı hal sistemleri içeren çok sayıda EPID sınıfı tanıtıldı. Bugün kullanılan ticari sistemlerin çoğu amorf silikon (aSi) dedektörlerine dayanmaktadır. Bu yöntemle, bir sintilatör önce x ışınlarını görünür ışığa çevirir. Bir fotodiyot dizisi daha sonra ışığı amorf silikon katmanındaki pikselleri aktif hale geçiren elektronlara dönüştürür. Ardından, pikseller birbirini izleyen satırlarda okunur, işlenir ve görüntülenmek üzere bir bilgisayar ekranında gösterilir. (27,28) Elektronik portal görüntüleme cihazlarının bir diğer kullanım

çeşidi ise kalite kontroldür. ÇYK'lerin ve hasta spesifik tedavi planlarının kalite kontrolleri, konvansiyonel kalite kontrol yöntemlerinin aksine, daha kolay şekilde yapılabilmektedir. (29)

2.9. Tedavi Planlarının Dozimetrik Kalite Kontrolü

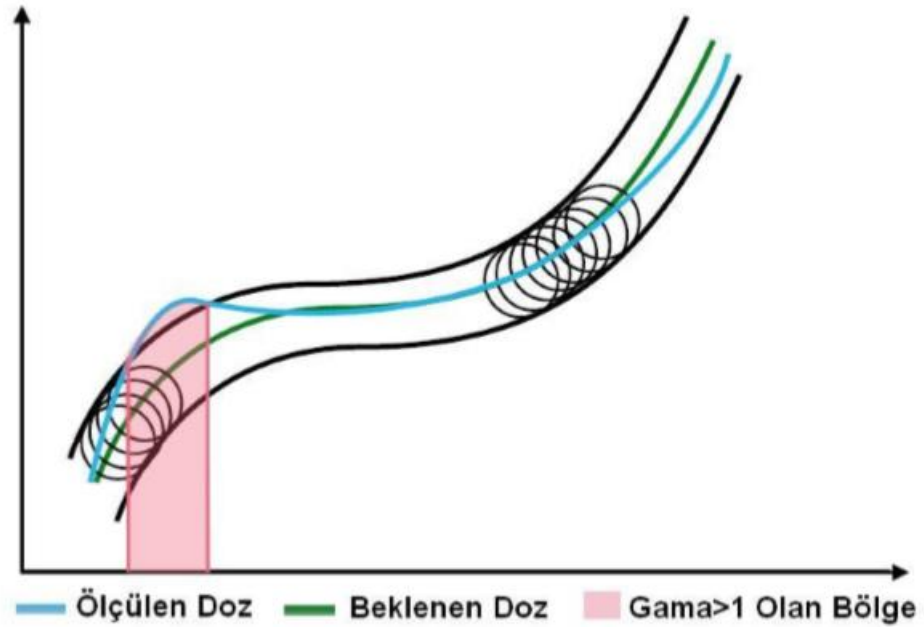
Radyoterapi planlarında amaç hedef hacime ve çevrede bulunan normal dokulara planlanan tedavi dozlarını verebilmektir. Tedavi planlarının gelişen teknolojiyle birlikte daha kompleks bir hal alması, radyoterapi planlarının dozimetrik doğrulamasının yapılmasını mecburi hale getirmiştir. Planların dozimetrik kalite kontrollerinin yapılmaması durumunda hedef hacmin istenilen dozu almaması ya da sağlıklı dokunun planlanan dozdan fazlasını alması mümkün olabilir ve bu da istenmeyen komplikasyonlar ortaya çıkaracaktır.

Dozimetrik kontroller tedavi alanı içerisine çeşitli dozimetrik ekipmanlar yerleştirilerek yapılır. Bu kontroller tek boyutlu, iki boyutlu ya da üç boyutlu olabilir. Kullanılacak dozimetrik sistemin doz lineeritesi, duyarlılığı, doz hızı bağımlılığı, uzaysal çözünürlüğü gibi parametreler göz önünde bulundurulmalıdır. (30)

2.10. Gama Analizi

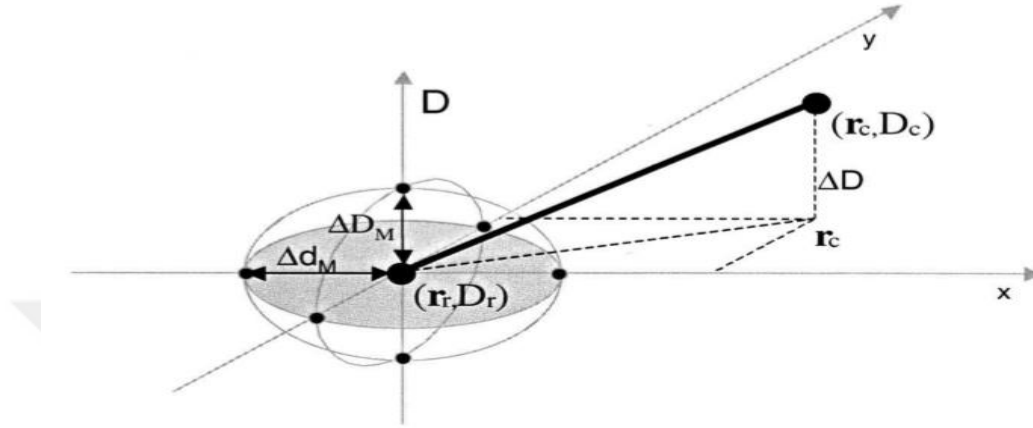
Radyoterapide ölçülen doz ile hesaplanan dozun aynı olması gerekmektedir. Bu doğrulamayı sağlamak için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bunlardan en önemlisi de hesaplanan izodoz eğrileri ile ölçülen izodoz eğrilerinin karşılaştırılmasıdır. Bu uygulama bilgisayar programları ile yapılmaktadır. Bilgisayar programlarının sahip olduğu algoritmalar belirli matematiksel ve fiziksel modellemelere sahiptir. Bu amaçla geliştirilmiş olan gama analizi de 3 boyutlu tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz ile ölçülen dozu karşılaştırmak için yüzde doz farkı (%DD) ve uyum mesafesi (DTA) gibi nicel kavramları kullanmaktadır. Kabul edilebilir hesaplama performansı ölçütü genel olarak düşük ve yüksek doz gradyent bölgelerinde doz farkı ve uyum mesafesi toleransı ile belirlenir. Gama analizi Van Dyk ve arkadaşlarının çalışmalarının Low tarafından geliştirilmesi ile meydana

gelmiştir. Van Dyk çalışmasında doz dağılımını yüksek ve düşük gradyanlı bölgeler olmak üzere ikiye ayırmıştır. (31) Van Dyk çalışmasını düşük gradyanlı bölgelerde gerçekleştirerek buna uygun kabul kriterleri geliştirmiştir. Fakat yüksek gradyanlı bölgelerde bu yöntem yüksek hata payına sebep olmaktadır. Bu yüzden yüksek doz gradyanlı bölgelerde uyum mesafesi kavramı kullanılmaktadır.1998 yılında Low ve arkadaşları tarafından geliştirilen gama analizinde yüzde doz farkı ve uyum mesafesi kompozit olarak kullanılmaktadır.. (32) Gama analizinde esas amaç ölçülen doz ile hesaplanan doz profillerini görmektir. Şekil 2.13'te ölçülen doz ile hesaplanan doz değerleri çizgi şeklinde gösterilmiştir. Hesaplanan dozun eğrisi boyunca yarıçapı 1 birim olan hayali bir daire çizilir. Uzaysal yönelimde bu 3 mm, doz yönelimde hesaplanan dozun %3'üdür. Hesaplanan değer çevresinde oluşan hayali dairelerden oluşan tüp gama indeksini belirleyicidir. Ölçülen dozun tüp içinde kaldığı bölgelerde gama indeksi 1'den küçük, dışına çıktığı bölgelerde ise 1'den büyüktür. Gama değeri 1'in altındaysa analiz geçer, değilse geçemez. Fakat bu değerlendirme sadece tek noktayı kapsamaktadır. Gama analizinde bu değerlendirme tüm noktaları kapsamaktadır.



Şekil 2.13- Ölçülen doz ile hesaplanan dozun değerlendirilmesi

Gama analizinde doz farkı kriteri ΔD ve uyum mesafesi kriteri Δd şeklinde tanımlanmıştır. Gama analizi yönteminde ölçülen doz olan $D_m(\mathbf{r}_M)$ ile hesaplanan doz olan $D_C(\mathbf{r}_C)$ karşılaştırılır. Belirlenen sınırlamalar içerisinde kabul ya da ret sonucu ortaya çıkar. (32)



Şekil 2.14- Gama Analizinin Şematik Gösterimi

Gama analizinde kabul kriteri;

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \quad (\text{Eş. 2.1})$$

Bu denklemde;

$$\Delta r = |\mathbf{r}_r - \mathbf{r}_c| \quad (\text{Eş. 2.2})$$

Referans ve ölçülen noktalar arasındaki mesafe ve

$$\Delta D = D_C(r_c) - D_C(r_r) \quad (\text{Eş. 2.3})$$

r_c ile r_r noktaları arasındaki doz farkıdır. ΔD^2_M ve Δd^2_M değerlendirmeyi belirleyecek doz farkı ve uyum mesafesi kriterleridir.

Eş. 2.1'deki denklemin sonucu 1'den küçük ise gama analizi kabul edilebilir demektir. Aksi halde gama analizi başarısız kabul edilecektir.

3-GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma Neolife Tıp Merkezi'nde yapılmıştır ve çalışmada kullanılan ekipmanlar aşağıda sıralanmıştır;

1-GE Optima CT580RT

2-Eclipse Planlama Sistemi

3-Varian Truebeam STX Lineer Hızlandırıcı

4-Varian aS 1000 EPGC

5-Varian Elektronik Portal Dozimetri Yazılımı

6-Epidos Epiqa Yazılımı

7-Sun Nuclear Arccheck 3DVH

8-SPSS İstatiksel Veri Analiz Programı

3.1.1. GE Optima CT580RT

GE Optima CT580, 3. bir nesil tarayıcıdır. Halen başka GE CT tarayıcıların desteklediği pek çok klinik uygulamayı destekler. Bu tarayıcı, çok amaçlı geniş çaplı bir tarayıcı olarak tasarlanmıştır, aynı anda 8 veya 16 satırlı tarama verilerini toplayabilir. Bu 8/16 satırlı veri toplama işlevi, 24 satırlı bir dedektör ve 16 satırlı bir DAS (Veri Alım Sistemi) ile gerçekleştirilir. 0,625 mm, 1,25 mm, 2,5 mm, 3,75 mm, 5 mm, 7,5 mm ve 10 mm kalınlığında kesitlerle görüntü alabilir. GE Optima CT580RT'nin temel özellikleri;

- 80 cm gantri açıklığı
- Bir gantri dönüşünde 16 eksenel imaj üretebilme kabiliyeti

- Özel 65 cm'lik geniş görünümlü görüş alanı
- Etkin operatör müdahalesi için BT konsolu
- Her sistem, geliştirilmiş güvenilirlik ve çalışma süresine sahiptir ve EMC uyumludur.
- Dünya sınıfında bir kullanıcı arayüzü (33)

Şekil 3.1’de GE Optima CT580RT bilgisayarlı tomografi cihazı görülmektedir.



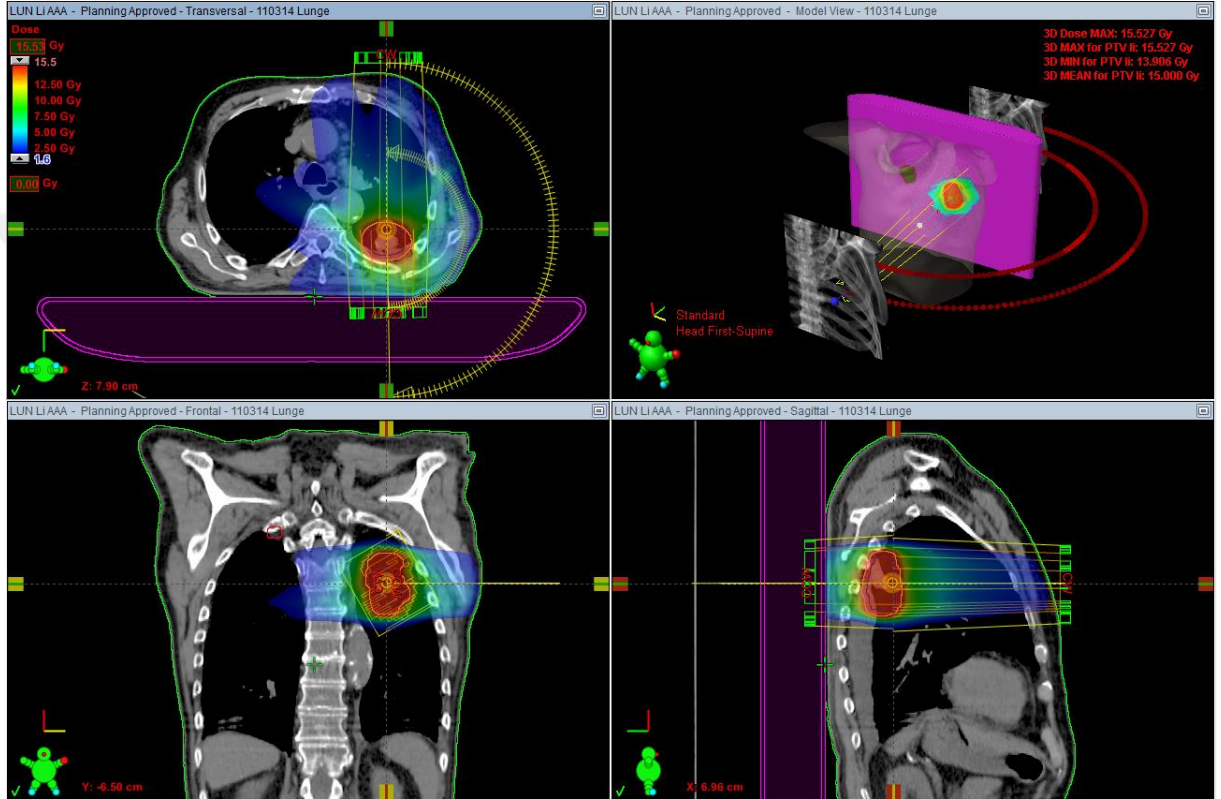
Şekil 3.1 - GE Optima CT580RT

3.1.2. Tedavi Planlama Sistemi (Eclipse)

Hasta üzerindeki ya da sanal bir ortamdaki doz dağılımını hesaplamak, verilecek dozun planlamasını yapmak için planlama sistemleri kullanılmaktadır. Varian firmasına ait olan Eclipse TPS de en yaygın kullanılan planlama sistemlerinden biridir. Eclipse TPS ile eksternal radyoterapi tedavi planları

yapılabildiği gibi, brakiterapi tedavi planı yapmayı da desteklemektedir. Eclipse TPS konformal, YART ve VAT yöntemleriyle planlar yapmaya imkan sağlar.

Şekil 3.2’de Eclipse TPS RapidArc plan örneği görülmektedir.



Şekil 3.2 - Eclips TPS RapidArc Plan Örneği

Eclipse TPS, kullanıcıya ileri ve ters planlama tekniklerini kullanabilme imkanı sağlamaktadır. Planın hazırlanmasının ardından DVH yardımı ile kritik yapıların aldığı dozu inceleme özelliği ile birlikte, ters planlama için optimizasyon sırasında DVH üzerinde eş zamanlı gözlem yaparak kullanıcının müdahalede bulunmasına yardımcı olur. Elektron ve foton tedavisini desteklemektedir.

Eclipse TPS’nin başlıca özellikleri şu şekilde sıralanabilir;

-Farklı görüntüleme sistemlerine ait görüntülerin füzyonu ve konturlanması

-İleri planlama – ters planlama

- Konformal tedavi planlama
- YART tedavi planlama
- VAT tedavi planlama
- Plan karşılaştırma
- Portal dozimetri
- Brakiterapi tedavi planlama

3.1.2.1. Varian Eclipse AAA (Analytical Anistoropic Algorithm) Algoritması

AAA, Eclipse TPS’de foton ışınlarına ait doz dağılımını hesaplamaya yarayan bir algoritmadır. Monte Carlo metodunu kullanarak temel fiziksel değişkenleri belirler. Heterojen dokulardaki doz hesabını yapmakta ve saçılan doz hesaplamasının doğruluğunda büyük avantajlar sağlamaktadır.

Soğurulan enerji miktarı belirlendikten sonra gerekli düzeltmeler yapılarak soğurulan doza çevirilir. Birincil foton demeti ortamda bulunan düzleştirici filtreler, saçıcı foiller, havadaki elektronlar ile etkileşime girebilir ve bu durumda elektron kontaminasyonu meydana gelebilir. Toplam doz depolaması primere ve sekonder foton kaynaklarındaki doz depolamasının süperpozisyonu ve kontamine elektronlar ile elde edilir. (34)

3.1.3. Varian Truebeam STX Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada Varian markasının Trubeam STX model lineer hızlandırıcısı kullanılmıştır. Truebeam STX 6 MV, 10 MV, 15 MV filtrelenmiş ve 6 MV, 10 MV filtresiz foton enerjileri ile birlikte 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV elektron enerjilerine sahiptir. Filtrelenmiş foton enerjileri için doz hızı aralığı 100 MU/dk ile 600 MU/dk arasındadır. Filtresiz enerjilerde doz hızı aralığı filtrelenmiş enerjilere göre farklılık göstermektedir. 6 MV filtrelenmemiş foton enerjisi için doz hızı aralığı 400 MU/dk ile 1400 MU/dk arasında iken, 10 MV filtrelenmemiş foton enerjisi için bu aralık 400MU/dk ile 2400 MU/dk arasındadır.

Çalışmada kullanılan Truebeam STX'te HD ÇYK mevcuttur. HD ÇYK dizaynı 60 çift yapraktan (toplam 120 yaprak) oluşmaktadır. Bu ÇYK çiftlerinden; 32 çift 0,25 cm kalınlığında, 28 çift ise 0,5 cm kalınlığındadır. Maksimum statik alan boyutu 40x22 cm'dir.

Truebeam STx lineer hızlandırıcı, tedavinin doğruluğunu arttırmak için IGRT adı verilen (Görüntü rehberliğinde radyoterapi) pozisyon doğrulama imkanları açısından oldukça zengin bir cihazdır. Hasta tedavi masasına yatırıldıktan sonra tedavi edilen bölgenin görüntülenmesinde uygulanacak yöntem ya da yöntemler ile pozisyonun doğruluğu kontrol edilir. Çalışmada kullanılan cihazda Cone Beam Computed Tomography (CBCT), KV görüntüleme, MV görüntüleme ve Exactrac gibi görüntüleme sistemleri mevcuttur. Bu görüntüleme sistemlerinin yalnızca biri tedavi doğrulamasında kullanılabileceği gibi, kimi hastalarda birden fazlasının kullanılarak hasta pozisyonun teyit edilmesi de mümkündür.

Truebeam STx ile Stereotaktik beden radyoterapisi, stereotaktik radyocerrahi, 3 boyutlu konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi ve volümetrik ark terapi yöntemleri uygulanabilmektedir. Stereotaktik beden radyoterapisi ve stereotaktik radyocerrahi tedavilerinde filtresiz enerjilerin kullanılabilmesi ve bu sayede doz hızının yüksek olmasıyla kısa sürede yüksek dozlar verilerek hasta konforu arttırılabilir.

Şekil 3.3'te Varian Trubeam STx Lineer Hızlandırıcı görülmektedir.



Şekil 3.3 - Varian Truebeam STX Lineer Hızlandırıcı

3.1.4. Varian aS 1000 EPGC

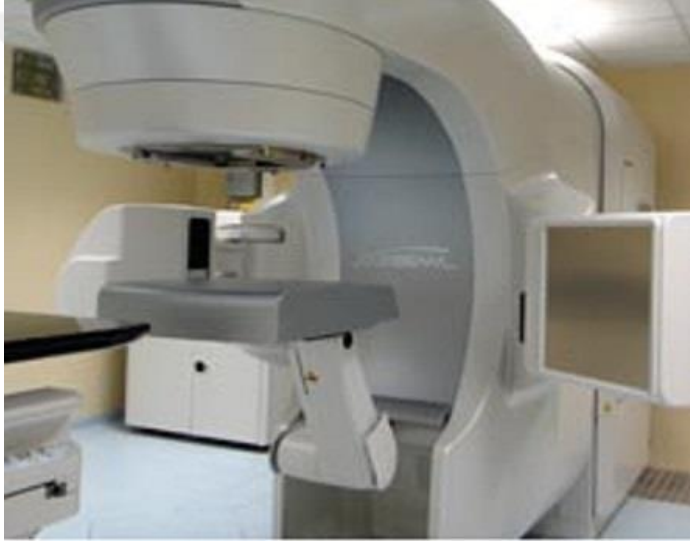
Çalışmada Varian'a ait Varian aS1000 elektronik portal görüntüleme cihazı kullanılmıştır. aS1000 amorf silikon bir görüntüleme panelidir. Bu cihaz ExactArm adı verilen robotik bir koldan ve görüntü dedektöründen oluşmaktadır. Lineer hızlandırıcıya robotik kol ile birleştirilmiş olan elektronik portal görüntüleme cihazı lateral, vertikal ve longitudinal hareket yapabilmektedir.

Robotik kol, görüntü dedektörünün hareketini sağlamaktadır. Görüntü dedektörü robotik kol aracılığı ile vertikalde izomerkezin 2.5 cm üstüne ve 82 cm altına kadar, lateralde ± 16 cm ve longitudinalde ise +24 cm/-20 cm mesafeleri arasında hareket etmektedir.

Aktif ölçüm alanı 30 cm x 40 cm ebatlarındadır . Piksel boyutu 0.39 mm x 0.39 mm'dir ve 768 x 1024 piksel bulunmaktadır. Varian aS1000 elektronik portal görüntüleme cihazı temel bazı temel bileşenlerden oluşmaktadır. Doz saturasyonunun sağlanması ve saçılan radyasyonun soğurulması için en üst kısımda 1 mm kalınlığında bakır bir tabaka vardır. Bakır tabakanın ardından terbiyum katkı

gadolinium oksisülfitten meydana gelen fosfor ekran bulunmaktadır. Bu fosfor ekran, detektöre gelen radyasyonu görünür fotona çevirerek sintilasyon meydana getirmeye yarar. Bu ekranın kalınlığı yaklaşık 0.34 mm'dir. Fosfor ekranın altında a-Si:H fotodiyot ve ince film transistörden yapılmış piksel matrisi bulunmaktadır. Fosfordan gelen sinyal yük olarak fotodiyot kapasitansında birikir. En alt kısımda ise 1 mm kalınlığında cam tabaka vardır. Transistörden gelen yük, elektronik aksam sayesinde okunarak görüntü datasına çevirilir. (35)

Şekil 3.4'te Varian As1000 EPGC görülmektedir.

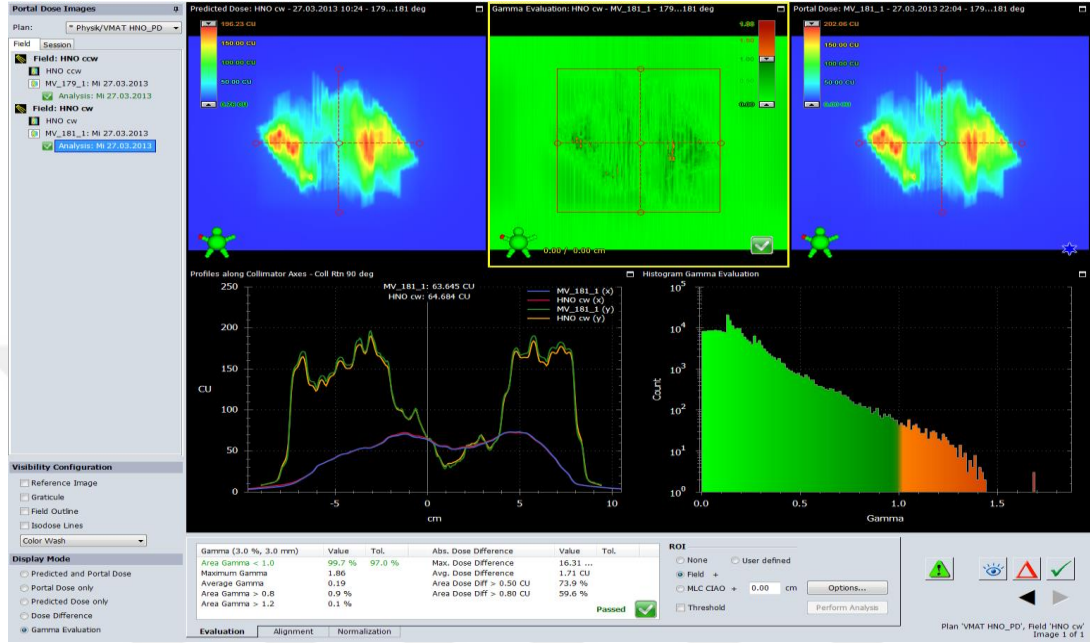


Şekil 3.4 - Varian As1000 EPGC

3.1.5. Varian Elektronik Portal Dozimetri Yazılımı

Varian elektronik portal görüntüleme cihazından alınan portal görüntüleri, hiçbir yazılıma ya da ekstra hesaplama ihtiyacı duymadan Eclipse TPS içerisinde bulunan Portal Dozimetri yazılımı ile değerlendirilebilir. Varian elektronik portal dozimetri yazılımı YART planlarında hesaplanan ışın akıları ile cihaz tarafından verilen ışın akılarını karşılaştırmaya yarayan bir kalite kontrol yazılımıdır. Varian portal dozimetri yazılımı ile uyum mesafesi ve doz farkı hesaplanarak gama analizi elde edilebilmektedir.

Şekil 3.5'te Varian Elektronik Portal Dozimetri Yazılımı görülmektedir.



Şekil 3.5 - Varian Portal Dozimetri Yazılımı

3.1.6. Epiqa Yazılımı

Epiqa yazılımı elektronik portal görüntüleme cihazından alınan doz haritaları ile TPS aracılığıyla hesaplanan referans doz haritalarını GLAaS algoritmasının kullanarak karşılaştıran bir kalite kontrol yazılımıdır. Elektronik portal görüntüleme cihazının belirli bir ışın akısına olan cevabının bilinmesi ile herhangi dozimetrik bir görüntüye ait doz haritasının elde edilmesini mümkün kılar. Elektronik portal görüntüleme cihazı enerji bağımlılığı göstermektedir, bu yüzden elektronik portal görüntüleme cihazı ÇYK geçirgenlik dozuna ve primer ışın akısına farklı cevap verebilmektedir. Epiqa yazılımı enerji bağımlılığını hesaba katan kalibrasyon işlemi ile bu sorunu çözmektedir. Farklı alan boyutlarında alınan açık ve kapalı alan ölçümlerinin verim tablosu algoritma konfigürasyonuna yüklenir. GLAaS, elektronik portal görüntüleme cihazının her pikseli için elde edilmiş veri

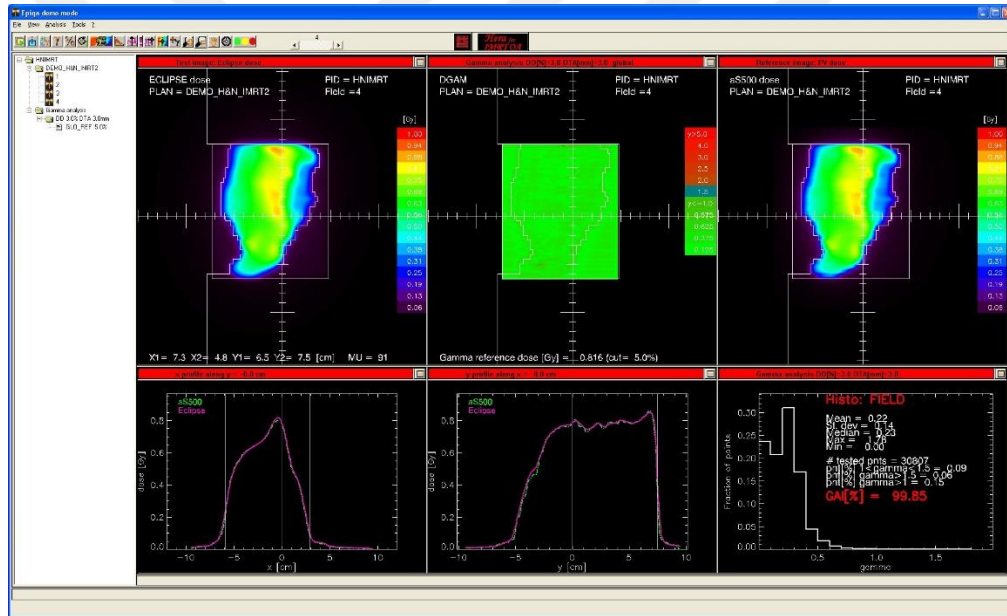
dizini ile kalibrasyon faktörlerini oluşturmaktadır ve bu sayede TPS'ten bağımsız şekilde cihaz performansı test edilir. (36)

Epiqa yazılımının 4 farklı modülü bulunmaktadır.

3.1.6.1. Hera YART Kalite Kontrol Modülü

Statik alanlı ve YART planlarında hasta bazlı kalite kontrol yapmak için geliştirilmiştir. Doz farkı, uyum mesafesi, gama analizi gibi verileri elde etmeye yarar.(37)

Şekil 3.6'da Hera YART KK Modülü görülmektedir.

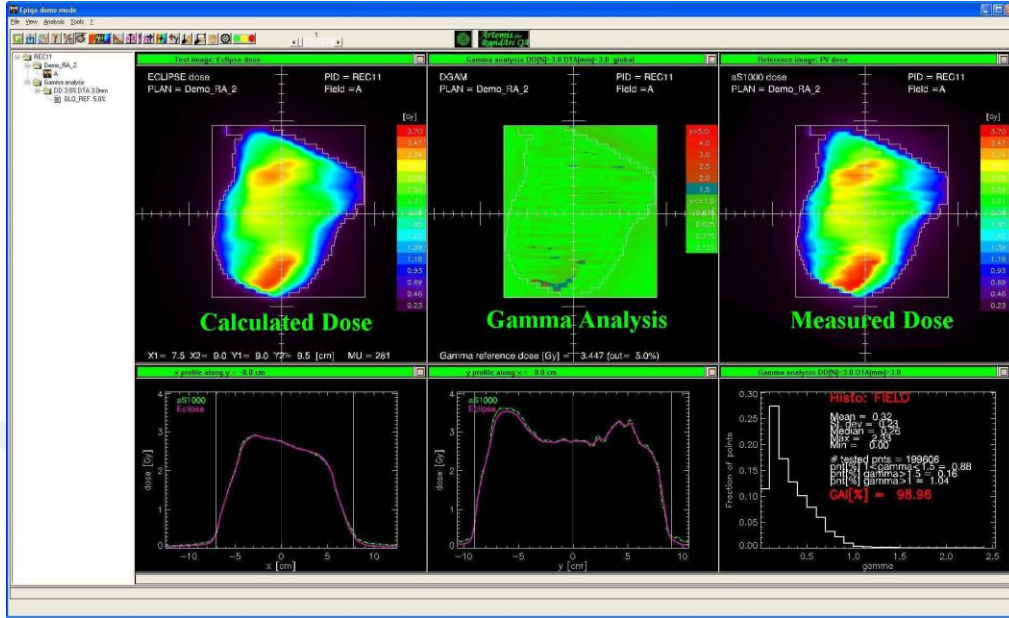


Şekil 3.6 - Hera YART KK Modülü

3.1.6.2. Artemis VMAT Kalite Kontrol Modülü

Tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz haritası ile elektronik portal görüntüleme cihazında ölçülen doz haritasını karşılaştırarak VMAT planlarının kalite kontrollerinin yapılmasını sağlar.(37)

Şekil 3.7’de Artemis VMAT KK modülü görülmektedir.

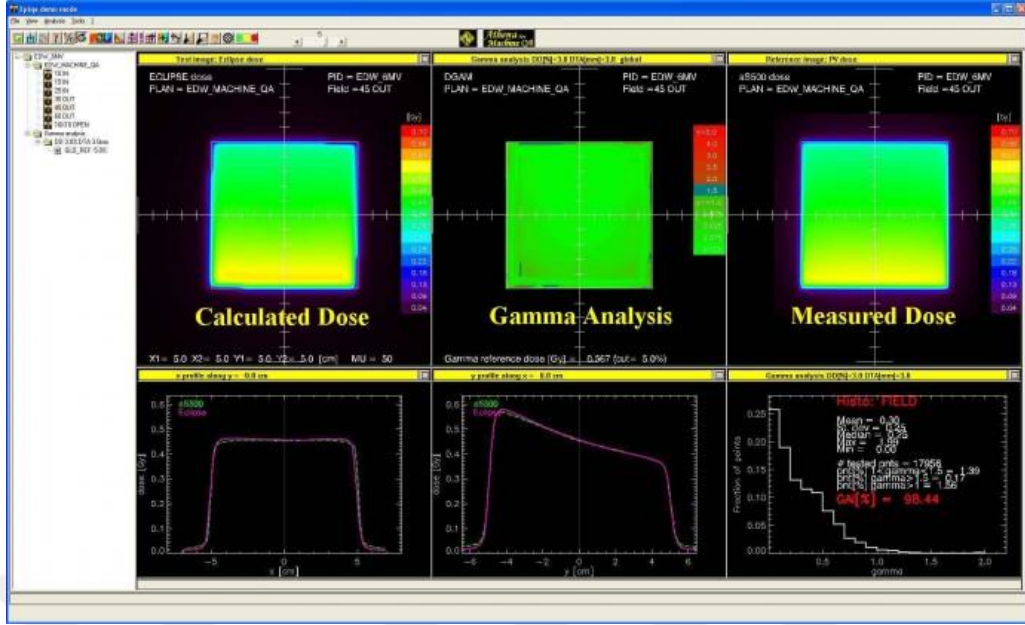


Şekil 3.7 - Artemis VMAT KK modülü

3.1.6.3. Athena Linear Hızlandırıcı Kalite Kontrol Modülü

Demet enerjisi, simetri, düzlük, verim faktörleri gibi cihazın enerji kalitesini belirleyen verileri ölçmekte kullanılır. (37)

Şekil 3.8’de Athena Linear Hızlandırıcı Kalite Kontrol Modülü görülmektedir.

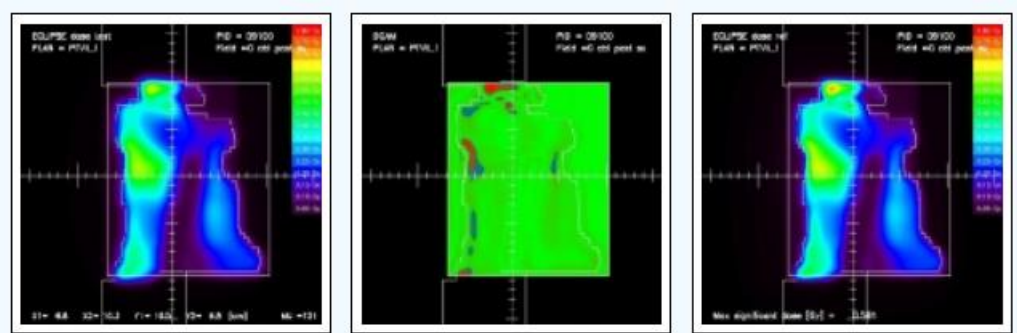


Şekil 3.8 - Athena Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrol Modülü

3.1.6.4. Hermes Tedavi Planlama Sistemi Kalite Kontrol Modülü

Hermes modülü farklı doz hesaplama algoritmalarını karşılaştırmaya yarar.

(37) Şekil 3.9’da PBC ve AAA algoritmalarıyla hesaplanmış doz yoğunluk haritalarının Hermes Modülü ile karşılaştırması görülmektedir.



Şekil 3.9 - PBC ve AAA algoritmalarıyla hesaplanmış doz yoğunluk haritalarının Hermes Modülü ile karşılaştırması

3.1.7. Sun Nuclear Arccheck 3DVH

Arccheck, Sun Nuclear Corporation tarafından geliştirilmiş 3 boyutlu gama analizi yapabilen ve su eşdeğeri materyalden yapılmış bir kalite kontrol cihazıdır. Silindirik, suya eşdeğer bir fantom olup, üç boyutlu 1386 adet diyot dedektörü dizisi spiral bir düzen içinde 10 mm dedektör aralığıyla düzenlenmiştir. Fantomun merkezi (15 cm çapında), katı bir homojen çekirdek, iyon odaları veya diyot dizileri olan bir dozimetrik çekirdek, görüntü QA çekirdeği, doz çalışmaları için heterojen malzemeler içeren bir çekirdek gibi çeşitli aksesuarları barındıracak şekilde tasarlanmıştır; ArcCHECK ayrıca silindir eksenini etrafında dönme açısını ölçmek ve eksenin eğimini ölçmek için iki eğim ölçer içerir. Bir sıcaklık sensörü, dedektör alanının ortam sıcaklığını ölçer. Her sensörden doz ölçümleri her 50 ms'de güncellenir; bir ölçüm için herhangi bir zaman sınırı veya doz sınırı yoktur. (38)

Şekil 3.10'da Sun Nuclear Arccheck 3DVH cihazı görülmektedir.



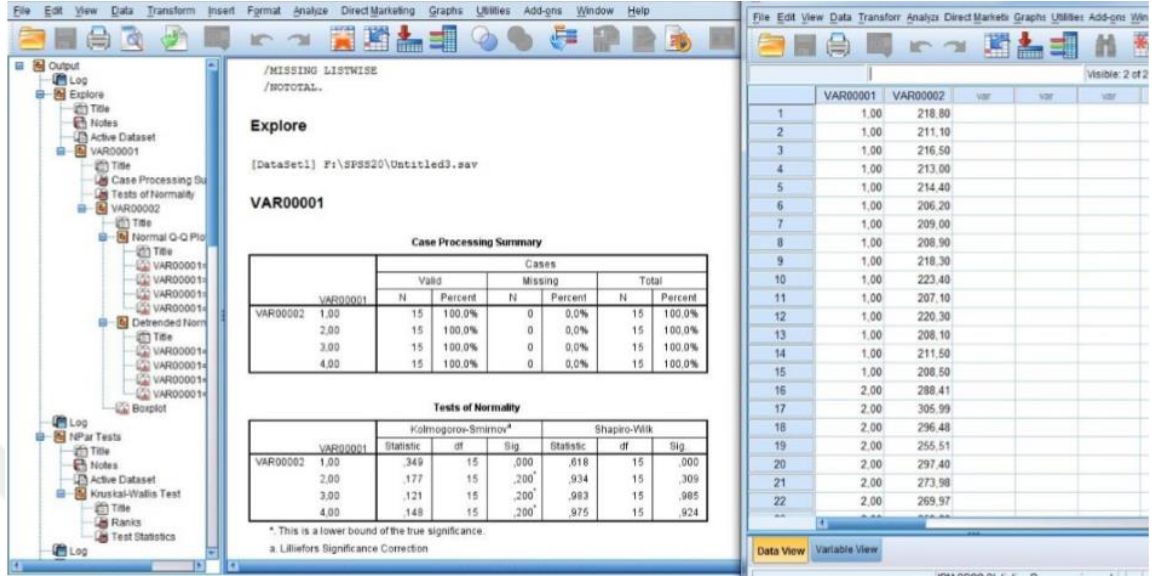
Şekil 3.10 - Sun Nuclear Arccheck 3DVH

3.1.8. SPSS İstatiksel Veri Analiz Programı

SPSS sağlık bilimleri ve fen bilimleri başta olmak üzere birçok alanda verilerin analizinin yapılması için kullanılır. Ortalama, standart sapma, medyan gibi bilgileri elde etmeye yarar. SPSS'in istatistiksel-matematiksel fonksiyonları ve istatistiksel prosedürleri gelişmiş bir işleme yeteneği vardır. Verileri hemen hemen her formatta (ör., Sayısal, alfa sayısal, ikili, dolar, tarih, saat biçimleri) okuyabilir. Ayrıca mükemmel veri işleme araçları vardır. SPSS'in bazı işlevleri şunlardır:

- Veri dönüşümleri
- Veri İnceleme
- Betimleyici İstatistik
- Acil Durum Tabloları
- Güvenilirlik Testleri
- Korelasyon
- T-Testleri
- ANOVA
- MANOVA
- Genel Linear Model (Sürüm 7.0 ve sonrası)
- Regresyon
- Doğrusal Olmayan Regresyon
- Lojistik Regresyon
- Loglineer Regresyon
- Diskriminant Analizi
- Faktör Analizi
- Küme analizi
- Çok Boyutlu Ölçeklendirme
- Probit Analizi
- Tahmin / Zaman Dizisi
- Hayatta Kalma Analizi
- Parametrik Olmayan Analiz
- Grafik ve grafik arayüz

Şekil 3.11’de SPSS İstatistiksel Veri Analiz Programı görülmektedir.



Şekil 3.11 - SPSS İstatistiksel Veri Analiz Programı

3.2. Yöntem

Bu çalışmada Eclipse tedavi sistemi kullanarak AAA doz hesaplama algoritması ile VMAT tedavi planları oluşturulmuştur. 6 MV’lik foton enerjisi kullanarak oluşturulan planların kalite kontrolleri Varian Portal Dosimetri, Epiqa ve Arccheck yöntemleri ile yapılmıştır. 3 farklı yöntem için elde edilen gama indeksleri istatistiksel şekilde incelenmiş ve birbiri ile karşılaştırılmıştır.

Işınlamalar öncesinde cihazın mekanik ve dozimetrik kontrolleri yapılmıştır. Cihazın mekanik kontrolleri AAPM TG-40 protokolüne uygun şekilde yapılmış olup, gantri rotasyonu, kolimatör rotasyonu, ışıklı alan doğruluğu, görüntüleme sisteminin izomerkez ile uyumu gibi parametreler incelenmiştir. Dozimetrik kontroller ise IAEA TRS-398 absorbe doz protokolüne uygun şekilde yapılmıştır. Silindirik iyon

odası ile 6 MV foton enerjisine ait doz verimi ölçülmüş, çıkan sonuçların tolerans içerisinde olduğu belirlenmiştir. Tüm bunların ardından son olarak 2.7.2.1'de anlatılan VMAT Kalite Kontrol Testleri yapılarak ÇYK'lerin kalite kontrolleri tamamlanmıştır.

EPGC'nin dark field, flood field ve absolute CU kalibrasyonları ölçümler öncesinde kontrol edilmiştir.

Ölçümlerde cihazın dozimetrik belirsizliğinin ortadan kalkması amacıyla portal ışınlamaları ve arccheck ışınlamaları aynı gün içinde yapıldı.

3.2.1. VAT Planlarının Oluşturulması

Bu çalışmada daha önce kliniğimizde tedaviye girmiş olan 20 akciğer ve 20 baş-boyun kanseri hastası olmak üzere toplam 40 hastaya ait BT görüntüsü kullanılmıştır. Akciğer hastalarında T-board, baş-boyun hastalarında ise baş-boyun maskesi immobilizasyonu sağlamak amacıyla kullanılmıştır.

BT görüntüleri üzerinden risk altındaki organlar, GTV, CTV ve PTV gibi yapılar radyasyon onkologları tarafından belirlenmiş ve konturlanmıştır.

Tedavi planlarının tümünde 6 MV foton enerjisi kullanılmıştır. Akciğer planlarında 2 yarım ark, baş-boyun planlarında ise 3 tam ark kullanılmıştır. Optimizasyonda PTV'nin %95'inin, reçetelendirilen dozun %100'ünü alması hedeflenmiştir. PTV doz sarımı sağlanırken kritik organ dozlarının da belirlenen kriterlere uygun olması sağlanmıştır. Kritik organ dozlarının sağlanmasında QUANTEC kriterleri uygulanmıştır. Aynı hasta gruplarında optimizasyon kriterlerinin benzer olmasına dikkat edilmiştir. Tüm planlar AAA hesaplama algoritmasında 0,25 grid size çözünürlüğünde hesaplatılmıştır.

3.2.2. Kalite Kontrol Planlarının Hazırlanması ve Ölçülmesi

3.2.2.1. Epid ve Epiqa Kalite Kontrol Planlarının Hazırlanması ve Ölçülmesi

40 hastaya ait toplam 100 ark alanından oluşan kalite kontrol planları Eclipse TPS'nde oluşturulmuştur. Bütün planlar için kendi gantry ve kolimatör açıları aynı tutularak kalite kontrol planları yaratılmıştır. Epid ve Epiqa yöntemlerinde Kolimatör ve dedektör mesafesi (KDM) aynı olduğu için her iki yöntemde de aynı portal görüntüleri kullanılmıştır. Epid için ayrı, epiqa için ayrı ışınlama yapılmamıştır.

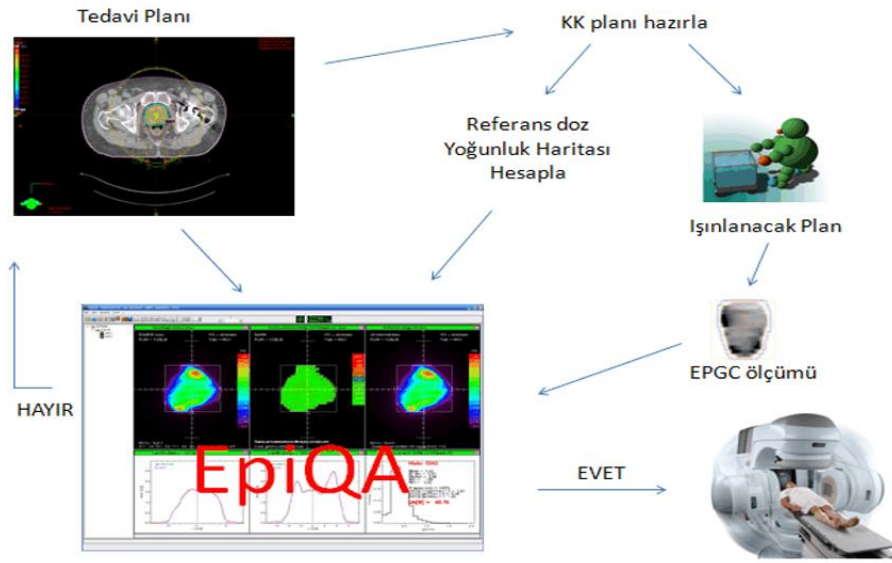
Planların ışınlanması ile elde edilen portal görüntülerin, Varian Portal Dosimetri yazılımı tarafından PDIP algoritmasıyla elde edilmiş olan doz dağılımları ile ışınlanan kalite kontrol planlarının doz dağılımlarının belirli kriterlerde karşılaştırılmasıyla analizi yapılmıştır.

Epiqa yazılımında farklı olarak 10 x 10 cm'lik referans alanda 50 MU'luk bir ışınlama yapılmıştır. Bu referans görüntü, cihaz veriminin Epiqa tarafından gama analizi sırasında kullanılması açısından önem taşımaktadır. Bu yüzden Epiqa yöntemi kullanılacağı her zaman 50 MU'luk referans görüntü ışınlaması yapmak gerekmektedir. Epiqa'da analiz için şu adımlar izlenmiştir;

- 1- Işınlamada kullanılan plan TPS aracılığı ile bilgisayara aktarıldı
- 2- Tedavi planı TPS'te oluşturulan sanal su fantomunda gantri ve kolimatör açıları değiştirilmeden AAA algoritması ile hesaplatıldı ve 1,5 cm derinlikteki doz düzlemi 0,125 cm çözünürlük ile bilgisayara aktarıldı.
- 3- Işınlamadan sonra elden edilen portal görüntüleri bilgisayara aktarıldı.
- 4- 10 X 10 alanda 50 MU verilerek elde edilen referans görüntü bilgisayara aktarıldı.

Tüm bu adımlardan sonra bilgisayara aktarılan veriler Epiqa yazılımına aktarıldı ve belirlenen kriterlerde analiz yapıldı.

Şekil 3.12'de Epiqa iş akışı şematik şekilde gösterilmiştir.



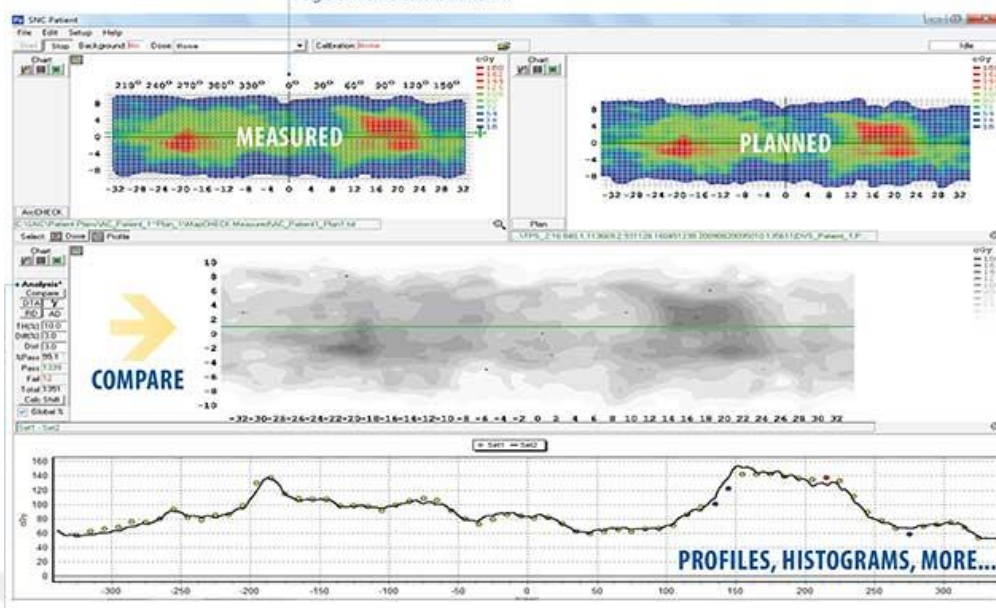
Şekil 3.12 - Epiqa İş Akışı

3.2.2.2. Arccheck Kalite Kontrol Planlarının Hazırlanması ve Ölçülmesi

Hazırlanmış olan tedavi planları, TPS’nde sanal arccheck fantomu üzerinde AAA algoritması kullanılarak 0,25 grid size ile hesaplatıldı ve doz dağılımları 0,125 cm çözünürlükte elde edildi. Sonrasında elde edilen kalite kontrol planı SNC Patient programının olduğu bilgisayara aktarıldı.

Arccheck cihazının üzerinde belirlenen eksen çizgileri ile duvar lazerleri ve cihaza ait çapraz teller eşleştirilerek setup kuruldu. Kaynak cihaz mesafesinin (KCM) 86,7 cm olduğu teyit edildi. Işınlama öncesinde Arccheck’in 6 MV için günlük doz kalibrasyonu yapıldı. Ölçülen doz dağılımı ile TPS’ten gelen hesaplanan doz dağılımı SNC Patient programı ile karşılaştırıldı.

Şekil 3.13’te SNC Patient programı arayüzü görülmektedir.



Şekil 3.13 - SNC Patient Programı Arayüzü

3.2.3. Kalite Kontrollerde Kullanılan Parametreler

Tedavi planlarına ait gama indeksleri Arccheck, Epiqa ve Epid kullanılarak elde edilmiştir. Epid ve Epiqa’da her hasta için; doz farkı %0.5, %1, %2, %3, %4, %5 ve uyum mesafesi 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm kriterleri kullanılarak analizler yapılmıştır. Arccheck’te ise uyum mesafesi 0.5 mm kriteri, yazılımsal “Access Violation” hatası sebebi ile çalışmanın dışında tutulmuştur. Bütün kalite kontrol sistemlerinde düşük doz bölgesini kapsayan %10’luk izodoz bölgesi filtrelenmiştir. Tüm gama analizleri global seçeneğinde yapılmıştır.

Elde edilen gama indeks sonuçları değerlendirilirken %95’in üstü başarılı, %95-90 arası kabul edilebilir, %90’ın altı ise başarısız olarak kabul edilmiştir. Sonuçlar SPSS yazılımı ile incelenmiştir.

4-BULGULAR

4.1. Üç yöntemin Farklı Kriterlerine Ait Gama Analizi Sonuçları

Her 3 yönetime ait farklı kriterler için gama analizleri yapıp, en az, en çok, ortalama ve standart sapma değerleri elde edilmiştir. % 1 – 1 mm, % 2 – 2 mm, % 3 – 3 mm, % 4 – 4 mm ve % 5 – 5 mm doz farkı – uyum mesafesi kriterlerine ait değerler sırasıyla Tablo 4.1, Tablo 4.2, Tablo 4.3, Tablo 4.4 ve Tablo 4.5’te görülmektedir. % 0.5 – 0.5 mm kriterlerine ait bu değerler ArcCheck cihazı için SNC Patient programında ortaya çıkan ‘‘Access Violation’’ hatası sebebiyle elde edilemediği için değerlendirmeye alınmamıştır.

Tablo 4.1- % 1 – 1 mm Kriterlerine Ait Minimum, Maksimum, Ortalama $\% \gamma \leq 1$ ve Standart Sapma Değerleri

YÖNTEM	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
EPID	67	94.4	88.74	5.74
EPIQA	38.51	79.14	63.86	10.33
ARCCHECK	34.33	80.65	57.54	12.84

Tablo 4.2- % 2 – 2 mm Kriterlerine Ait Minimum, Maksimum, Ortalama $\% \gamma \leq 1$ ve Standart Sapma Değerleri

YÖNTEM	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
EPID	89.6	99.75	98.65	1.69
EPIQA	74.2	97.83	89.63	6.08
ARCCHECK	75.57	98.1	88.76	5.99

Tablo 4.3- % 3 – 3 mm Kriterlerine Ait Minimum, Maksimum, Ortalama $\% \gamma \leq 1$ ve Standart Sapma Değerleri

YÖNTEM	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
EPID	96.1	100	99.73	0.62
EPIQA	87.87	99.8	96.82	2.45
ARCCHECK	94	100	97.37	1.5

Tablo 4.4- % 4 – 4 mm Kriterlerine Ait Minimum, Maksimum, Ortalama $\% \gamma \leq 1$ ve Standart Sapma Değerleri

YÖNTEM	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
EPID	98.95	100	99.94	0.17
EPIQA	94.38	99.99	98.7	1.3
ARCCHECK	97.23	100	99.37	0.55

Tablo 4.5- % 5 – 5 mm Kriterlerine Ait Minimum, Maksimum, Ortalama $\% \gamma \leq 1$ ve Standart Sapma Değerleri

YÖNTEM	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
EPID	99.8	100	99.99	0.03
EPIQA	97.3	100	99.38	0.72
ARCCHECK	98.03	100	99.81	0.36

Yapılan ölçümlerde en yüksek gama geçme oranı sonuçları beklenildiği üzere % 5 – 5 mm kriterinde, en düşük sonuçlar ise % 1 – 1 mm kriterinde gözlenmiştir. Klinikte kullanılan % 3 – 3 mm kriterinde en yüksek ortalama değeri 99.73 ile EPID

sağlamıştır, Arccheck'teki ölçümlerin ortalaması 97.37'dir ve EPIQA 96.82 ile en düşük ortalamaya sahip bulunmuştur.

4.2.Gama Analizi Sonuçlarının Wilcoxon Testi Sonuçları ve Pearson Korelasyon Analizi Sonuçları

Yapılan ölçümlerdeki gama analizi sonuçları kullanılarak SPSS'te Pearson Korelasyon Analizleri yapılmış ve ayrıca Wilcoxon Testi ile anlamlılık dereceleri incelenmiştir.

Wilcoxon Testi'ne ait sonuçlar sırasıyla Tablo 4.6, Tablo 4.8, Tablo 4.10, Tablo 4.12, Tablo 4.14 ve Tablo 4.16'da verilmiştir. Pearson Korelasyon Testi'ne ait sonuçlar ise sırasıyla Tablo 4.7, Tablo 4.9, Tablo 4.11, Tablo 4.13, Tablo 4.15 ve Tablo 4.17'de verilmiştir.

Pearson Korelasyon Testinde sonuçlar yorumlanırken korelasyon seviyesi Korelasyon Katsayısı 0.5'in altındaysa zayıf korelasyon, 0.5 - 0.7 arasında ise orta korelasyon, 0.7'nin üstündeyse güçlü korelasyon olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.6- % 0.5 – 0.5 mm kriteri için Epid ve Epiqa verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları

Test Statistics^a	
	EPIQA - EPID
Z	-5.497 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	.000

a. Wilcoxon Signed Ranks Test

b. Based on positive ranks.

Tablo 4.6'da görüldüğü üzere % 0.5 – 0.5 mm kriteri sağlandığında Epiqa ve Epid yöntemleri arasında anlamlı fark görülmüştür. Access Violation hatası vermesi sebebiyle Arccheck bu karşılaştırmaya dahil edilememiştir.

Tablo 4.7- % 0.5 – 0.5 mm kriteri için Epid ve Epiqa verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçları

		EPID	EPIQA
EPID	Pearson Correlation	1	.430**
	Sig. (2-tailed)		.006
	N	40	40
EPIQA	Pearson Correlation	.430**	1
	Sig. (2-tailed)	.006	
	N	40	40

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tablo 4.7’de görüldüğü üzere % 0.5 – 0.5 mm kriteri sağlandığında, Epid değerine göre Epiqa değerinin korelasyon kat sayısı 0.43 olarak bulunmuştur. Bu kriterde Epiqa ve Epid arasında zayıf korelasyon olduğu gözlenmiştir.

Tablo 4.8- % 1 – 1 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları

Test Statistics ^a			
	EPIQA - EPID	ARCHECK - EPID	ARCHECK - EPIQA
Z	-5.511 ^b	-5.484 ^b	-3.199 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	.000	.000	.001

a. Wilcoxon Signed Ranks Test

b. Based on positive ranks.

Tablo 4.8’de görüldüğü üzere % 1 – 1 mm kriteri sağlandığında üç yöntem arasında da anlamlı fark olduğu gözlenmiştir. Epiqa ve Epid arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p < 0.005$), Arccheck ve Epid arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p < 0.005$) ve Arccheck ile Epiqa arasındaki anlamlılık değeri 0.001 ($p < 0.005$) olarak elde edilmiştir.

Tablo 4.9- % 1 – 1 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçları

		EPID	EPIQA	ARCCHECK
EPID	Pearson Correlation	1	.423**	.095
	Sig. (2-tailed)		.007	.558
	N	40	40	40
EPIQA	Pearson Correlation	.423**	1	.585**
	Sig. (2-tailed)	.007		.000
	N	40	40	40
ARCCHECK	Pearson Correlation	.095	.585**	1
	Sig. (2-tailed)	.558	.000	
	N	40	40	40

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tablo 4.9’da görüldüğü üzere % 1 – 1 mm kriteri sağlandığında Epid değerine göre Epiqa değerinin korelasyon katsayısı 0.423, Arccheck değerinin korelasyon katsayısı ise 0.095 bulunmuştur. Epiqa değerine göre Arccheck değerinin korelasyon katsayısı ise 0.585 olarak bulunmuştur. Epid ile Epiqa arasında zayıf korelasyon, epid ile arccheck arasında zayıf korelasyon ve epiqa ile arccheck arasında ise orta korelasyon gözlenmiştir.

Tablo 4.10- % 2 – 2 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları

Test Statistics ^a			
	EPIQA - EPID	ARCCHECK - EPID	ARCCHECK - EPIQA
Z	-5.511 ^b	-5.403 ^b	-1.048 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	.000	.000	.294

a. Wilcoxon Signed Ranks Test

b. Based on positive ranks.

Tablo 4.10’da görüldüğü üzere % 2 – 2 mm kriteri sağlandığında Epid ve Epiqa ile Epid ve Arccheck arasında anlamlı fark görülürken Arccheck ve Epiqa arasında anlamlı fark görülmemiştir.. Epiqa ve Epid arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p<0.005$), Arccheck ve Epid arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p<0.005$) ve Arccheck ile Epiqa arasındaki anlamlılık değeri 0.294 ($p>0.005$) olarak elde edilmiştir.

Tablo 4.11- % 2 – 2 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçları

Correlations

		EPID	EPIQA	ARCCHECK
EPID	Pearson Correlation	1	.238	-.049
	Sig. (2-tailed)		.139	.766
	N	40	40	40
EPIQA	Pearson Correlation	.238	1	.465**
	Sig. (2-tailed)	.139		.003
	N	40	40	40
ARCCHECK	Pearson Correlation	-.049	.465**	1
	Sig. (2-tailed)	.766	.003	
	N	40	40	40

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tablo 4.11’de görüldüğü üzere % 2 – 2 mm kriteri sağlandığında Epid değerine göre Epiqa değerinin korelasyon katsayısı 0.238, Arccheck değerinin korelasyon katsayısı ise -0.049 bulunmuştur. Epiqa değerine göre Arccheck değerinin korelasyon katsayısı ise 0.465 olarak bulunmuştur. Her 3 yöntemin ikiye karşılaştırmaları arasında da zayıf korelasyon görülmüştür.

Tablo 4.12- % 3 – 3 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları

Test Statistics^a			
	EPIQA - EPID	ARCCHECK - EPID	ARCCHECK - EPIQA
Z	-5.511 ^b	-5.404 ^b	-1.492 ^c
Asymp. Sig. (2-tailed)	.000	.000	.136

a. Wilcoxon Signed Ranks Test

b. Based on positive ranks.

c. Based on negative ranks.

Tablo 4.12’de görüldüğü üzere % 3 – 3 mm kriteri sağlandığında Epid ve Epiqa ile Epid ve Arccheck arasında anlamlı fark görülürken Arccheck ve Epiqa arasında anlamlı fark görülmemiştir.. Epiqa ve Epid arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p < 0.005$), Arccheck ve Epid arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p < 0.005$) ve Arccheck ile Epiqa arasındaki anlamlılık değeri 0.136 ($p > 0.005$) olarak elde edilmiştir.

Tablo 4.13- % 3 – 3 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçları

		EPID	EPIQA	ARCCHECK
EPID	Pearson Correlation	1	.264	.050
	Sig. (2-tailed)		.099	.757
	N	40	40	40
EPIQA	Pearson Correlation	.264	1	.441 ^{**}
	Sig. (2-tailed)	.099		.004
	N	40	40	40
ARCCHECK	Pearson Correlation	.050	.441 ^{**}	1
	Sig. (2-tailed)	.757	.004	
	N	40	40	40

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tablo 4.13’de görüldüğü üzere % 3 – 3 mm kriteri sağlandığında Epid değerine göre Epiqa değerinin korelasyon katsayısı 0.264, Arccheck değerinin korelasyon katsayısı ise 0.050 bulunmuştur. Epiqa değerine göre Arccheck değerinin korelasyon katsayısı ise 0.441 olarak bulunmuştur. Her 3 yöntemin ikişerli karşılaştırmaları arasında da zayıf korelasyon görülmüştür.

Tablo 4.14- % 4 – 4 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları

Test Statistics ^a			
	EPIQA - EPID	ARCCHECK - EPID	ARCCHECK - EPIQA
Z	-5.417 ^b	-5.183 ^b	-3.517 ^c
Asymp. Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000

a. Wilcoxon Signed Ranks Test

b. Based on positive ranks.

c. Based on negative ranks.

Tablo 4.14’de görüldüğü üzere % 4 – 4 mm kriteri sağlandığında üç yöntem arasında da anlamlı fark olduğu gözlenmiştir. Epiqa ve Epid arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p < 0.005$), Arccheck ve Epid arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p < 0.005$) ve Arccheck ile Epiqa arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p < 0.005$) olarak elde edilmiştir.

Tablo 4.15- % 4 – 4 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçları

		EPID	EPIQA	ARCCHECK
EPID	Pearson Correlation	1	.346*	.324*
	Sig. (2-tailed)		.029	.041
	N	40	40	40
EPIQA	Pearson Correlation	.346*	1	.520**
	Sig. (2-tailed)	.029		.001
	N	40	40	40
ARCCHECK	Pearson Correlation	.324*	.520**	1
	Sig. (2-tailed)	.041	.001	
	N	40	40	40

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tablo 4.15’de görüldüğü üzere % 4 – 4 mm kriteri sağlandığında Epid değerine göre Epiqa değerinin korelasyon katsayısı 0.346, Arccheck değerinin korelasyon katsayısı ise 0.324 bulunmuştur. Epiqa değerine göre Arccheck değerinin korelasyon katsayısı ise 0.520 olarak bulunmuştur. Epid ile Epiqa arasında zayıf korelasyon, epid ile arccheck arasında zayıf korelasyon ve epiqa ile arccheck arasında ise orta korelasyon gözlenmiştir.

Tablo 4.16- % 5 – 5 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Wilcoxon Testi sonuçları

Test Statistics ^a			
	EPIQA - EPID	ARCCHECK - EPID	ARCCHECK - EPIQA
Z	-5.401 ^b	-4.485 ^b	-4.326 ^c
Asymp. Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000

a. Wilcoxon Signed Ranks Test

b. Based on positive ranks.

c. Based on negative ranks.

Tablo 4.16’de görüldüğü üzere % 5 – 5 mm kriteri sağlandığında üç yöntem arasında da anlamlı fark olduğu gözlenmiştir. Epiqa ve Epid arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p<0.005$), Arccheck ve Epid arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p<0.005$) ve Arccheck ile Epiqa arasındaki anlamlılık değeri 0.000 ($p<0.005$) olarak elde edilmiştir.

Tablo 4.17- % 5 – 5 mm kriteri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Pearson Korelasyon Analizi sonuçları

		EPID	EPIQA	ARCCHECK
EPID	Pearson Correlation	1	.528**	.461**
	Sig. (2-tailed)		.000	.003
	N	40	40	40
EPIQA	Pearson Correlation	.528**	1	.518**
	Sig. (2-tailed)	.000		.001
	N	40	40	40
ARCCHECK	Pearson Correlation	.461**	.518**	1
	Sig. (2-tailed)	.003	.001	
	N	40	40	40

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tablo 4.17’de görüldüğü üzere % 5 – 5 mm kriteri sağlandığında Epid değerine göre Epiqa değerinin korelasyon katsayısı 0.528, Arccheck değerinin korelasyon katsayısı ise 0.461 bulunmuştur. Epiqa değerine göre Arccheck değerinin korelasyon katsayısı ise 0.518 olarak bulunmuştur. Epid ile Epiqa arasında orta korelasyon, epid ile arccheck arasında zayıf korelasyon ve epiqa ile arccheck arasında ise orta korelasyon gözlenmiştir.

Wilcoxon Testi ile elde edilen sonuçlara bakıldığında yalnızca % 2 – 2 mm ve % 3 – 3 mm kriterlerinde Epiqa ve Arccheck verileri arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$). Tablo 4.6, Tablo 4.8, Tablo 4.14 ve Tablo 4.16’da

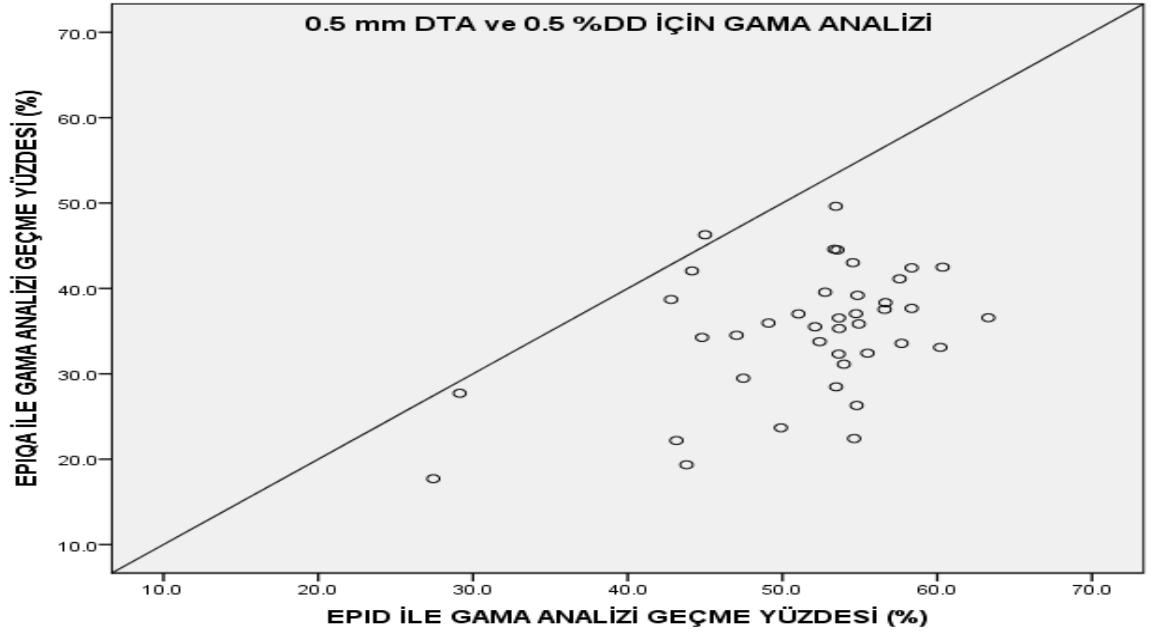
görüldüğü şekilde % 0.5 – 5 mm, % 1 – 1 mm, % 4 – 4 mm ve % 5 – 5 mm verileri arasında anlamlı fark görülmüştür ($p<0.05$).

Pearson Korelasyon Testi'ne ait sonuçların verildiği tablolar incelendiğinde Epid için en yüksek korelasyon katsayısı değerinin Tablo 4.17'de görüldüğü üzere Epiqa ile elde edilmektedir. % 5 – 5 mm kriterlerinde Epid'e ait en yüksek korelasyon değeri Epiqa için 0.528 olarak bulunmuştur. Tablo 4.9'da görüldüğü üzere Epiqa için en yüksek korelasyon değeri Arccheck ile elde edilmektedir. %1 – 1 mm kriterlerinde Epiqa'ya ait en yüksek korelasyon değeri Arccheck için 0.585 olarak bulunmuştur. Arccheck için de en yüksek korelasyon değeri Tablo 4.9'da görüldüğü üzere 0.585 olarak Epiqa için elde edilmiştir.

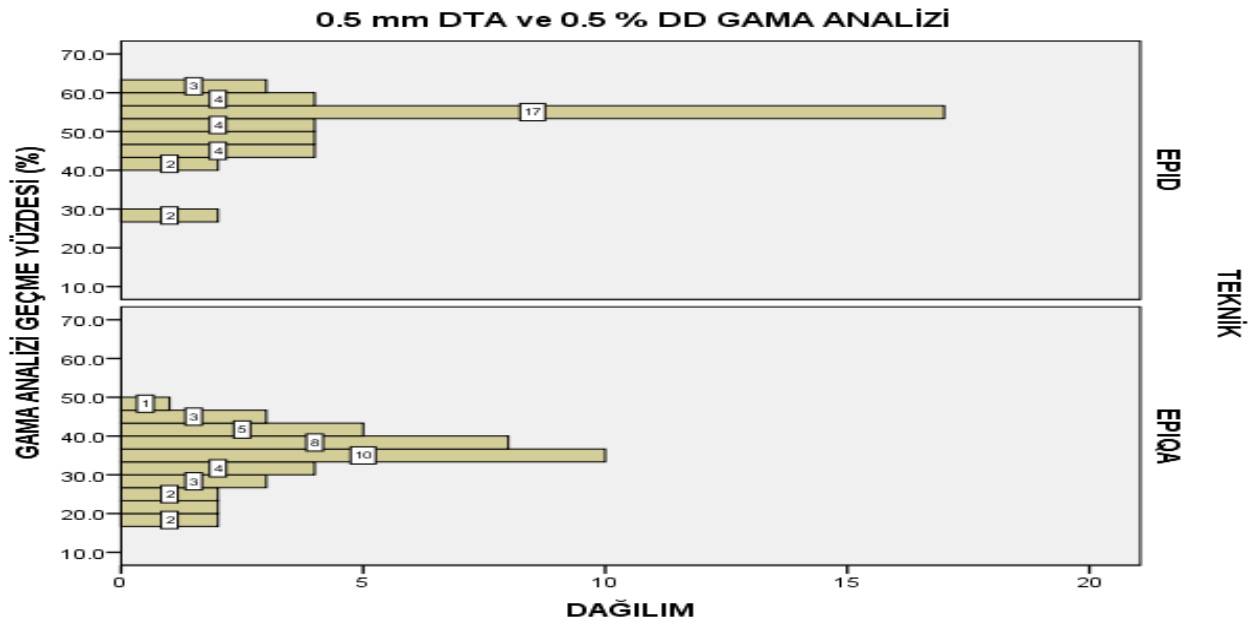
4.3. Gama Analizi geçme oranları Sonuçlarından Elde Edilen Grafikler

4.3.1. %0.5 – 0.5 mm Kriterlerine Ait Sonuçlardan Elde Edilen Grafikler

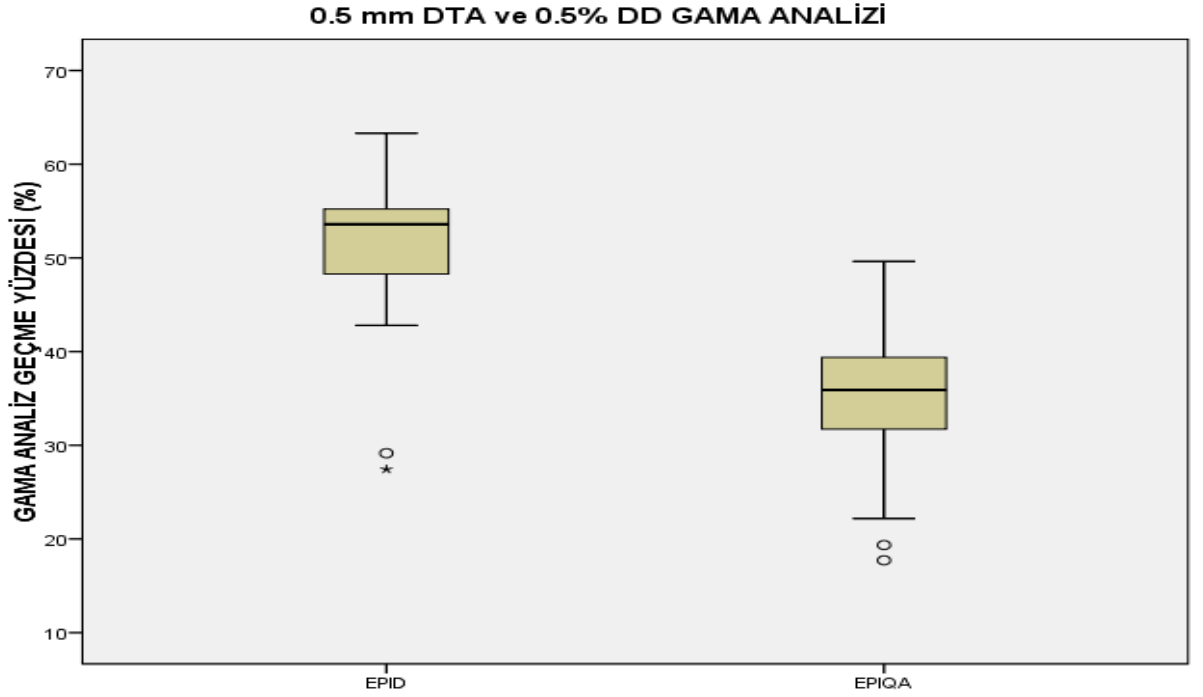
%0.5 doz farkı ve 0.5 mm uyum mesafesi kriterlerine ait gama analizi sonuçları kullanılarak elde edilen grafikler Şekil 4.1, Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'te yer almaktadır.



Şekil 4.1- % 0.5 – 0.5 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım grafiği



Şekil 4.2- % 0.5 – 0.5 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı

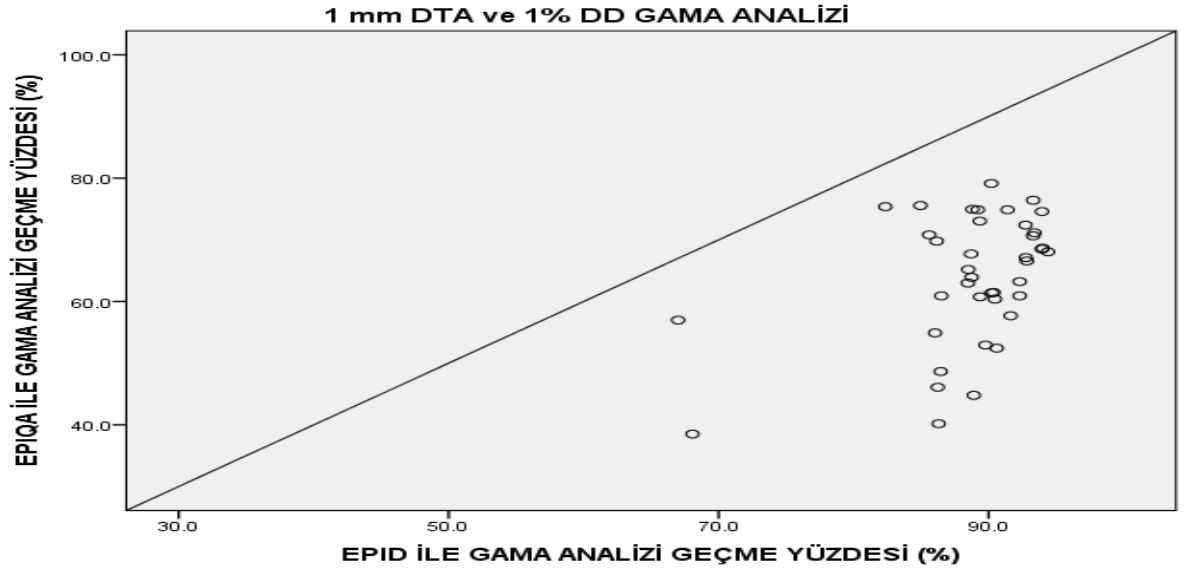


Şekil 4.3- % 0.5 – 0.5 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait Box Plot grafiği

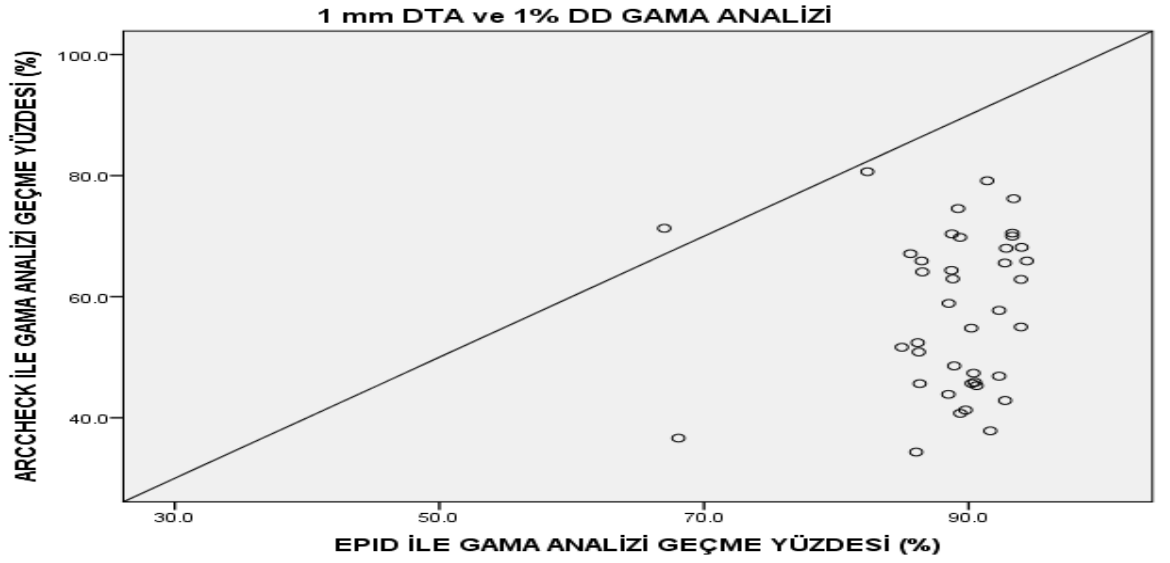
% 0.5 – 0.5 mm kriterinde Epid ve Arccheck kullanılarak yapılan kalite kontrollerde Epid’de daha yüksek sonuçlar elde edilmiştir. Bu kriterlerde en sık dağılım Epid yöntemi için % 50 ve % 40 geçme yüzdesi arasında bulunurken, Epiqa için bu aralık % 30 ve % 40 geçme yüzdesi arasında bulunmuştur.

4.3.2. %1 – 1 mm Kriterlerine Ait Sonuçlardan Elde Edilen Grafikler

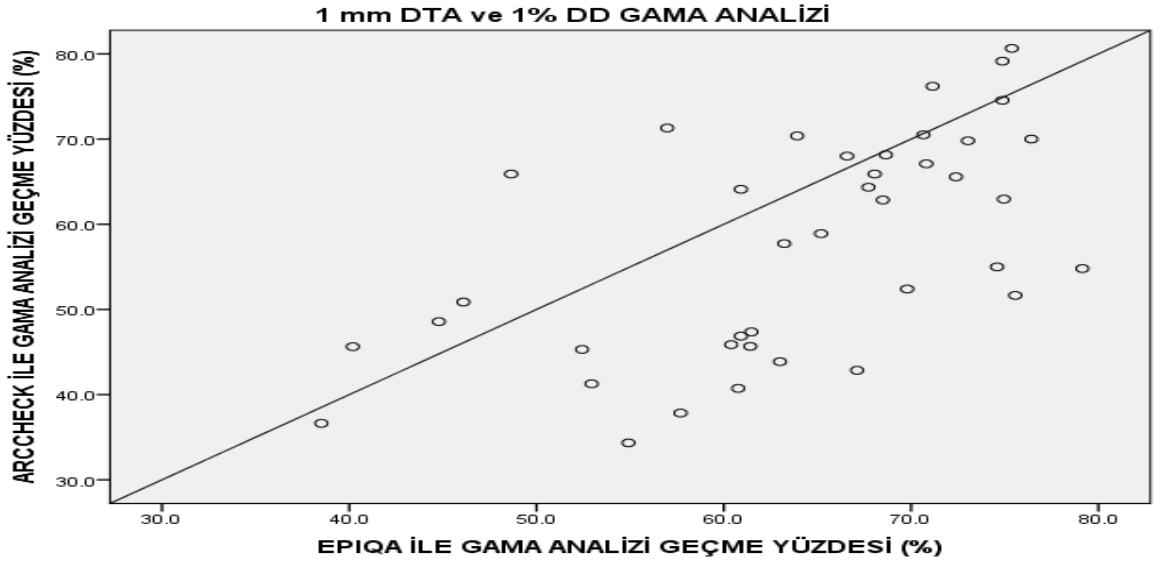
% 1 doz farkı ve 1 mm uyum mesafesi kriterlerine ait gama analizi sonuçları kullanılarak elde edilen grafikler Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7 ve Şekil 4.8’te yer almaktadır. Şekil 4.7 ve Şekil 4.8’de bulunan mavi çizgi %95’lik seviyeyi, turuncu çizgi ise %90’lık seviyeyi belirtmektedir.



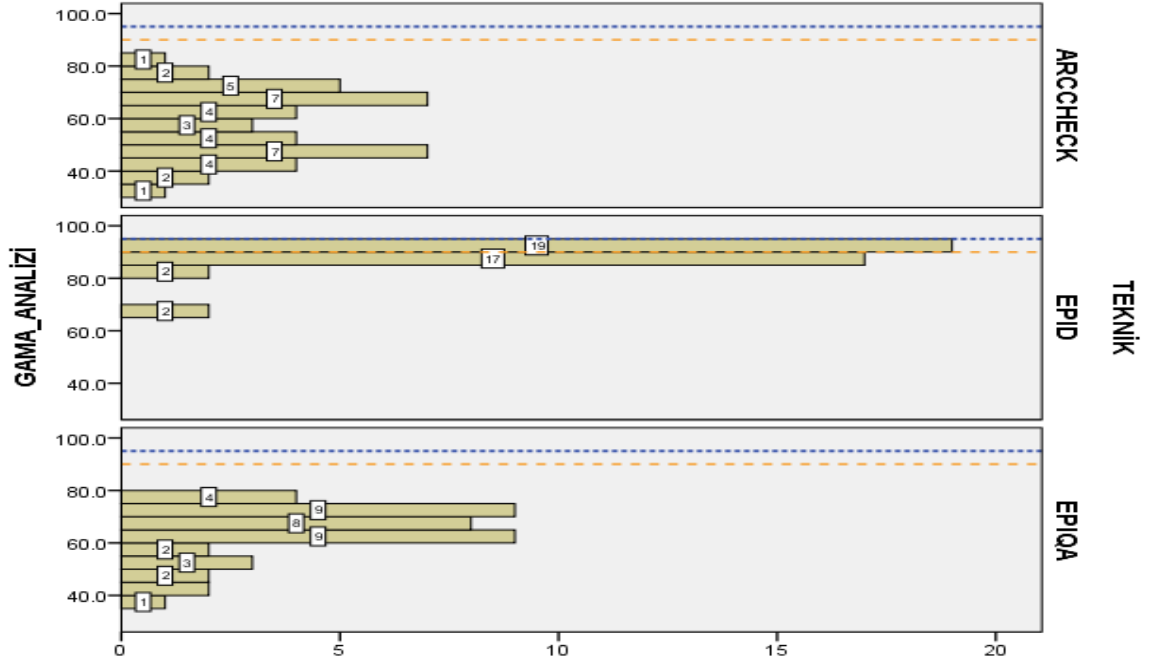
Şekil 4.4- % 1 – 1 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım grafiği



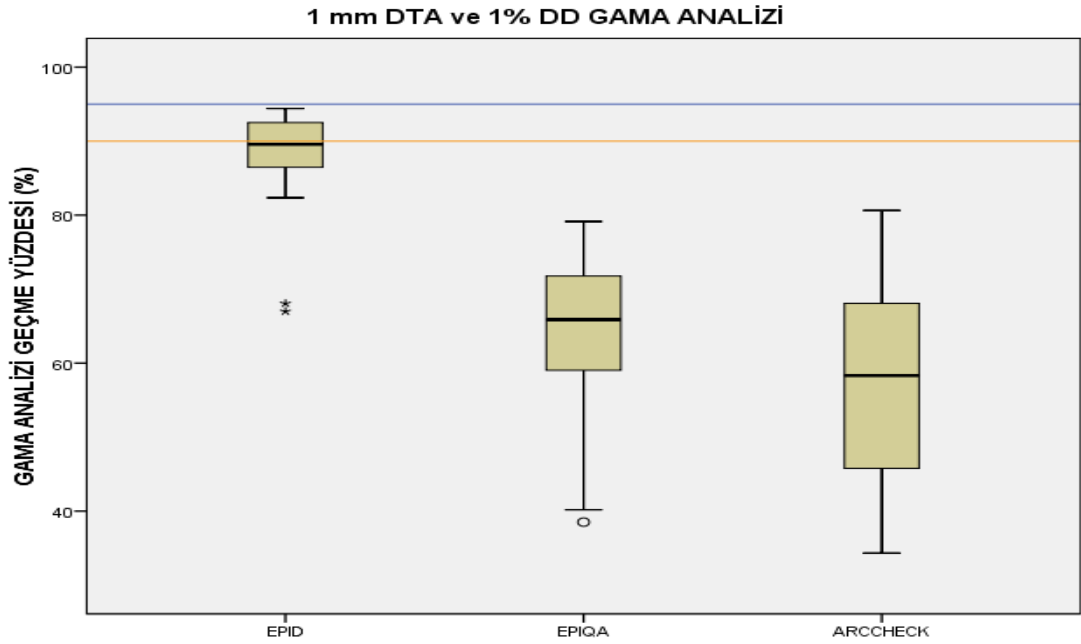
Şekil 4.5- % 1 – 1 mm kriterleri için Epid ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği



Şekil 4.6- % 1 – 1 mm kriterleri için Epiqa ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği



Şekil 4.7- % 1 – 1 mm kriterleri için Arccheck, Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı

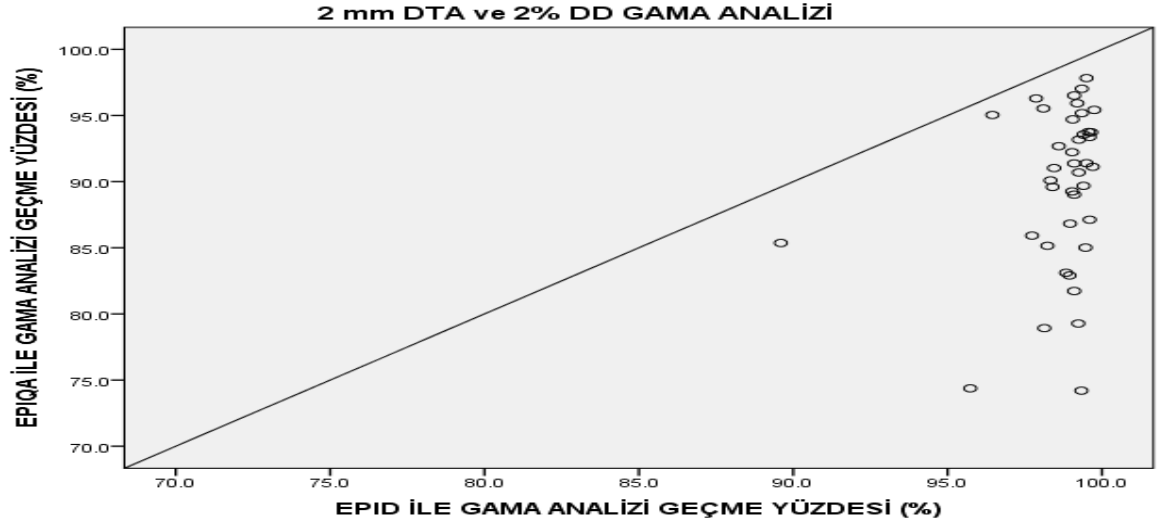


Şekil 4.8- % 1 – 1 mm kriterleri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Box Plot grafiği

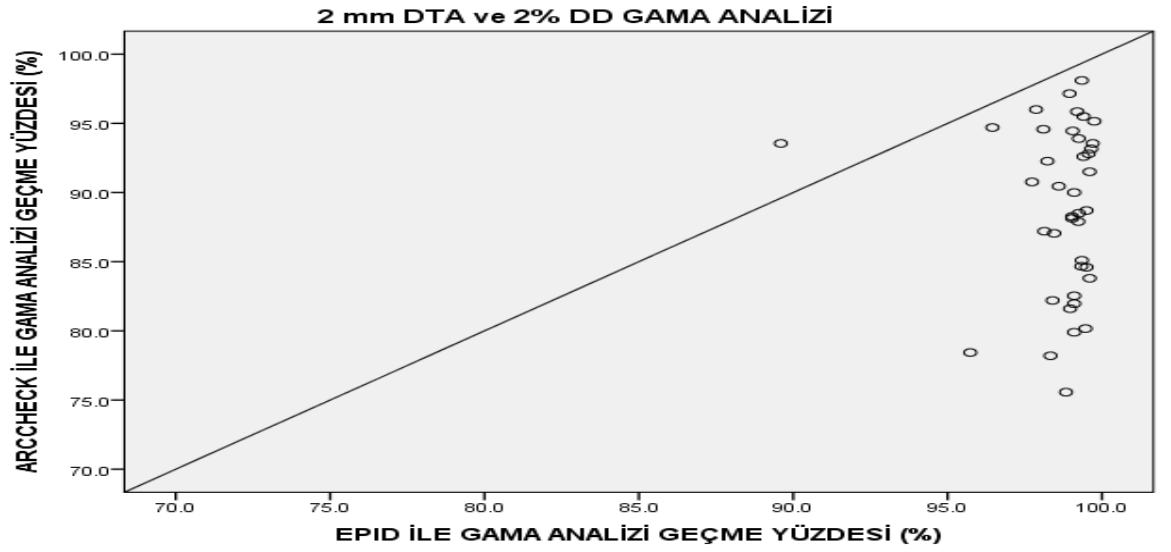
% 1 – 1 mm kriterinde her üç yöntemi de kullanarak yapılan kalite kontrollerinde en yüksek geçme yüzdesi Epid ile elde edilmiştir. Epid ile Arccheck ve Epid ile Epiqa arasındaki dağılımlarda yoğunluk Epid ağırlıklı olmuştur, yalnızca Arccheck ile Epiqa arasında dengeli dağılım görülmüştür. Klinikte kullanılmakta olan % 95 geçme yüzdesi sınırına en çok yaklaşan median değere Epid sahip olmuştur, Epid'i sırasıyla Epiqa ve Arccheck izlemiştir.

4.3.3. %2 – 2 mm Kriterlerine Ait Elde Edilen Grafikler

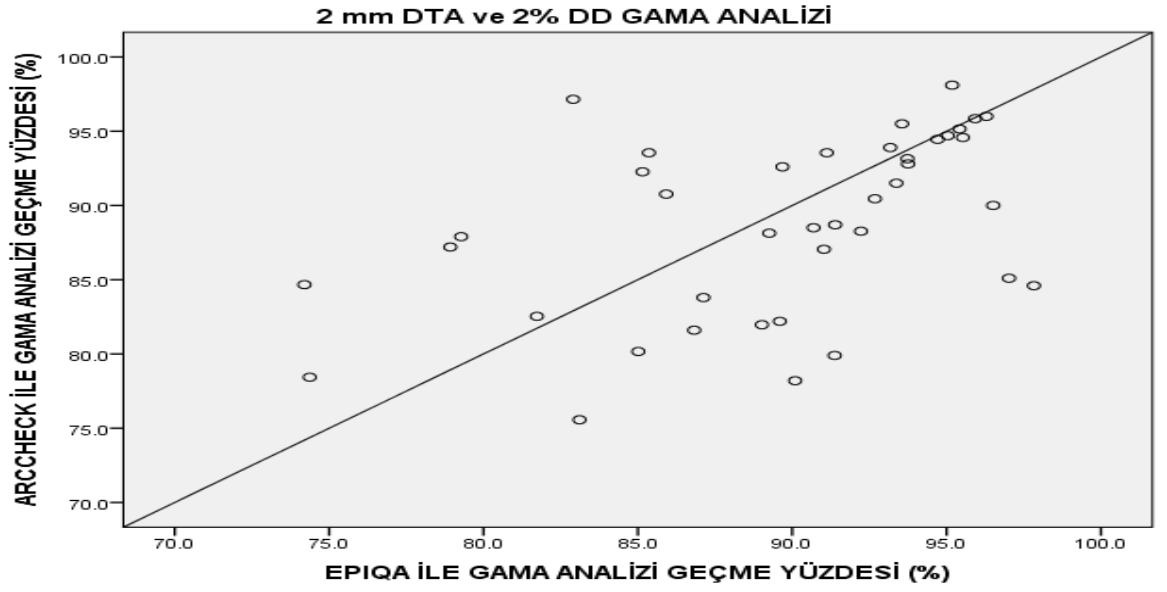
% 2 doz farkı ve 2 mm uyum mesafesi kriterlerine ait gama analizi sonuçları kullanılarak elde edilen grafikler Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'te yer almaktadır. Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'te bulunan mavi çizgi %95'lik seviyeyi, turuncu çizgi ise %90'lık seviyeyi belirtmektedir.



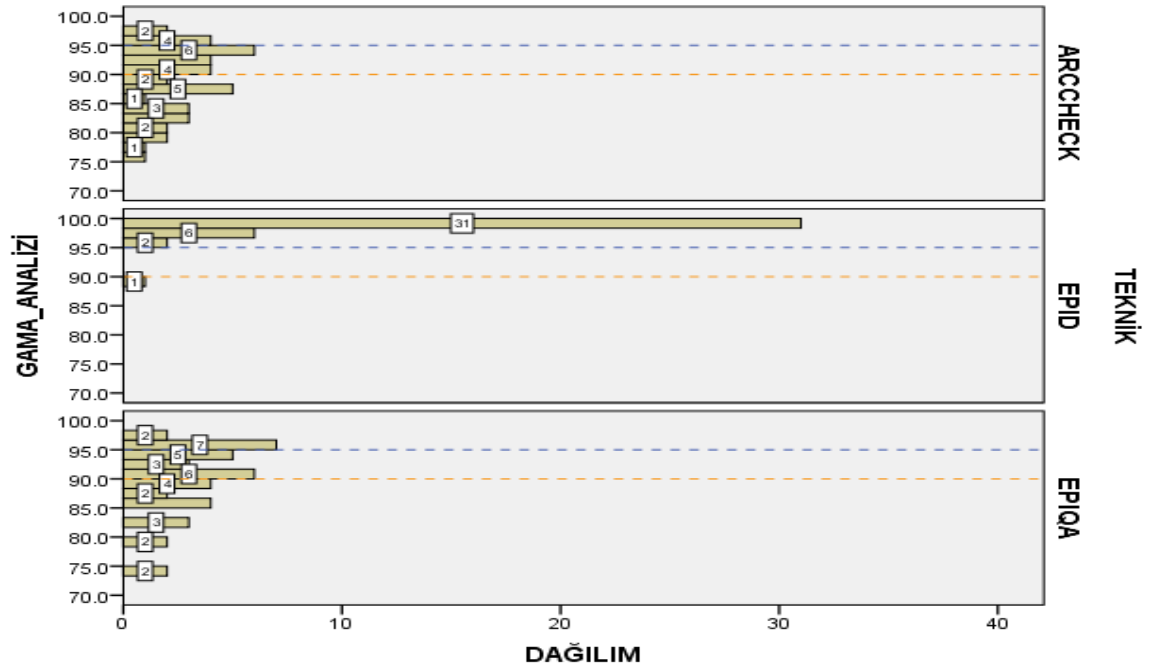
Şekil 4.9- % 2 – 2 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım grafiği



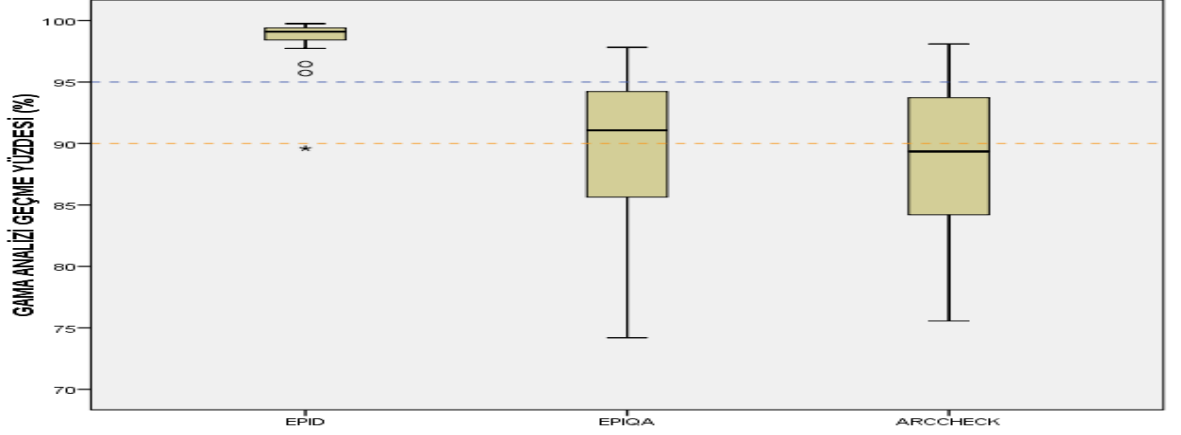
Şekil 4.10- % 2 – 2 mm kriterleri için Epid ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği



Şekil 4.11- % 2 – 2 mm kriterleri için Epiqa ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği



Şekil 4.12- % 2 – 2 mm kriterleri için Arccheck, Epiqa ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı

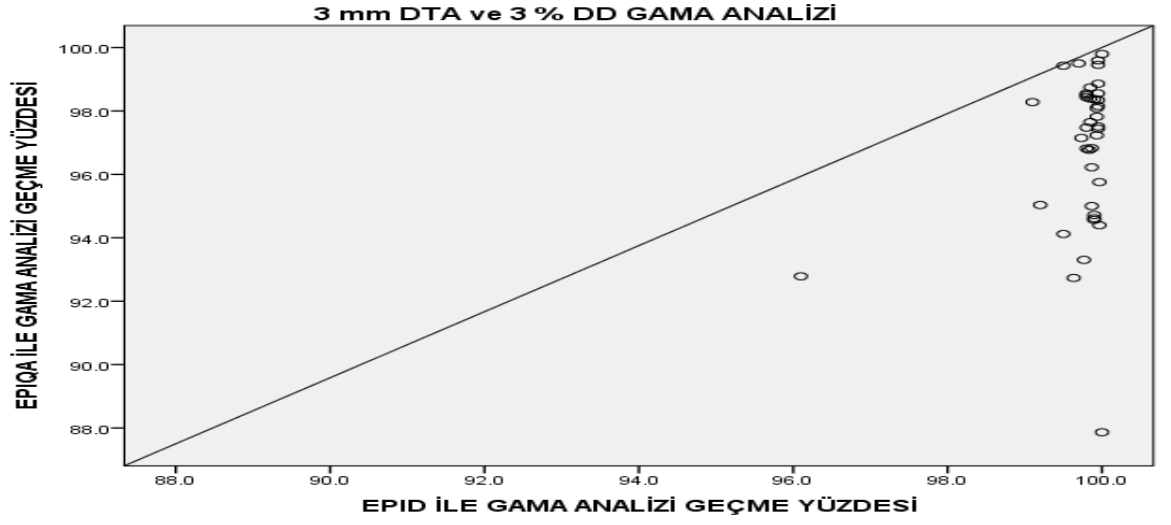


Şekil 4.13- % 2 – 2 mm kriterleri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Box Plot grafiği

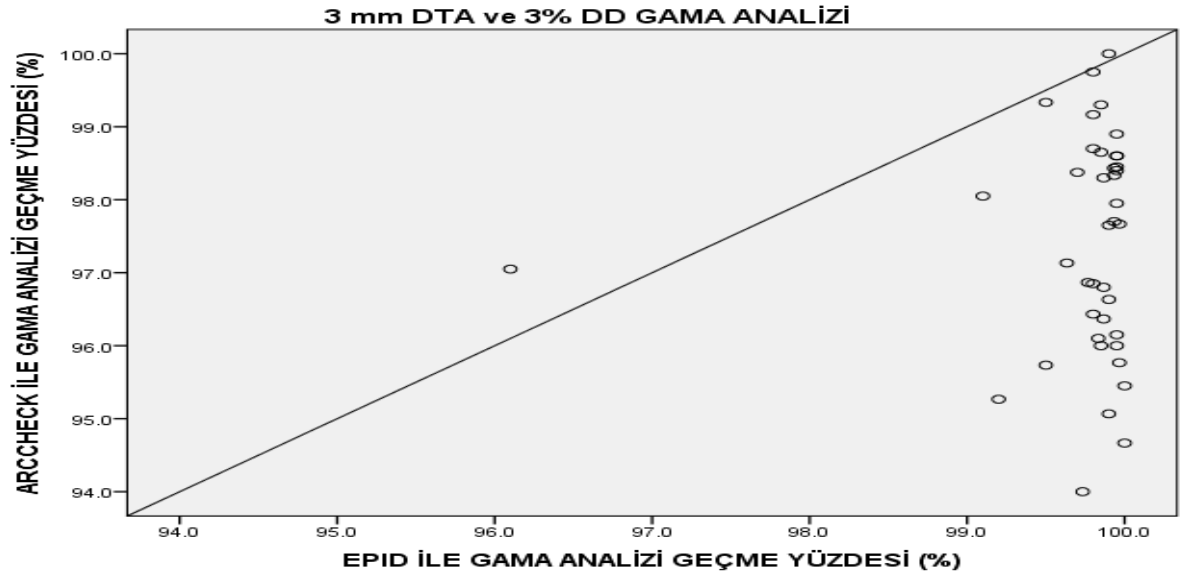
% 2 – 2 mm kriterinde her üç yöntemi de kullanarak yapılan kalite kontrollerde en yüksek geçme yüzdesi Epid ile elde edilmiştir. Epid ile Arccheck ve Epid ile Epiqa arasındaki dağılımlarda dağılım Epid ağırlıklı olmuştur, yalnızca Arccheck ile Epiqa arasında dengeli dağılım görülmüştür. Klinikte kullanılmakta olan % 95 geçme yüzdesi sınırını geçen tek yöntem Epid olmuştur, Epid'i sırasıyla Epiqa ve Arccheck izlemiştir.

4.3.4. %3 – 3 mm Kriterlerine Ait Sonuçlardan Elde Edilen Grafikler

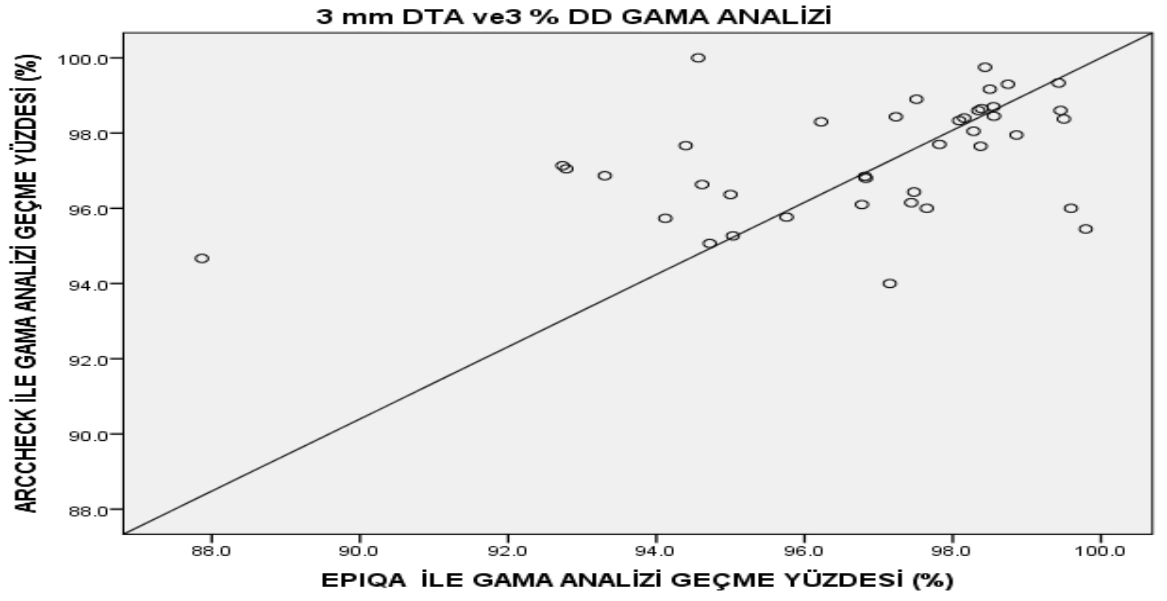
% 3 doz farkı ve 3 mm uyum mesafesi kriterlerine ait gama analizi sonuçları kullanılarak elde edilen grafikler Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'de yer almaktadır. Şekil 4.17'de bulunan mavi çizgi %95lik seviyeyi, turuncu çizgi ise %97'lik seviyeyi belirtmektedir. Şekil 4.18'te bulunan mavi çizgi %95'lik seviyeyi, turuncu çizgi ise %90'lık seviyeyi belirtmektedir.



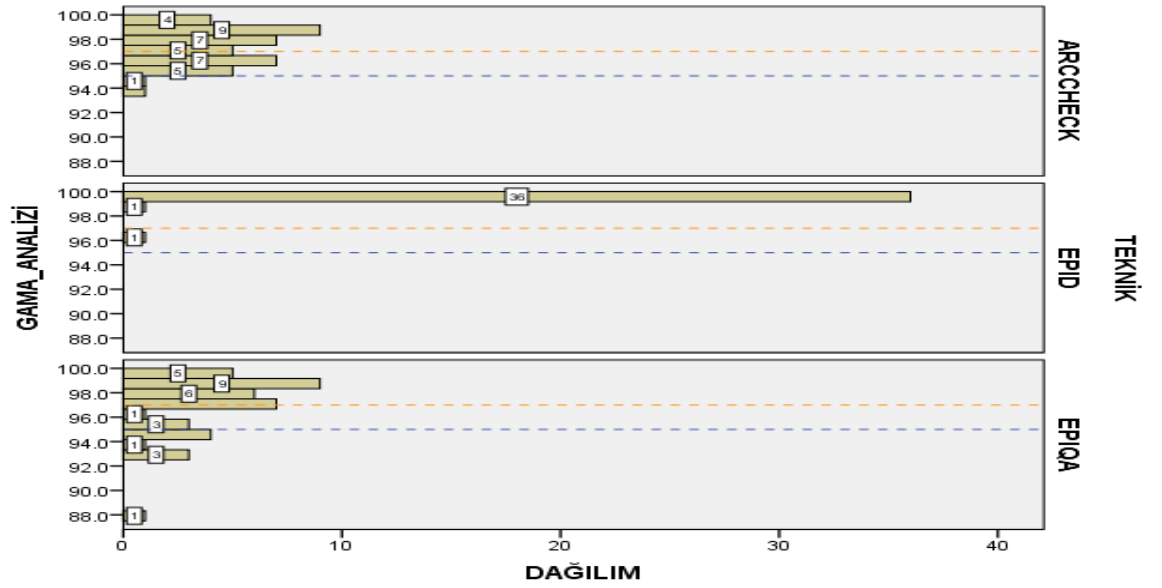
Şekil 4.14- % 3 – 3 mm kriterleri için Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım grafiği



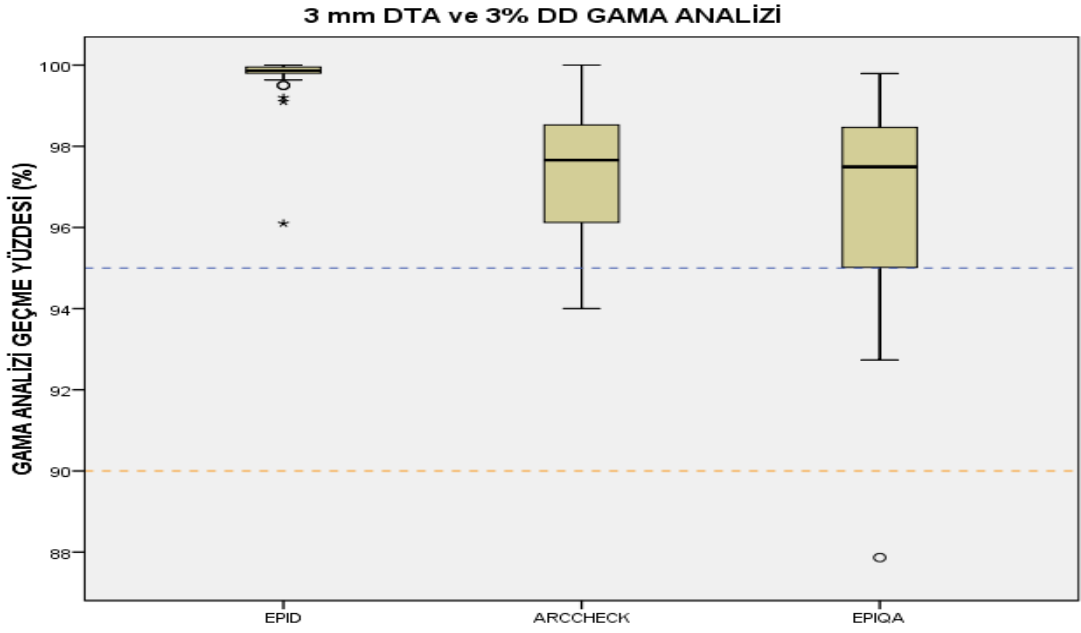
Şekil 4.15- % 3 – 3 mm kriterleri için Epid ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği



Şekil 4.16- % 3 – 3 mm kriterleri için Epiqa ve Arccheck verilerine ait dağılım grafiği



Şekil 4.17- % 3 – 3 mm kriterleri için Arccheck, Epiqa ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı

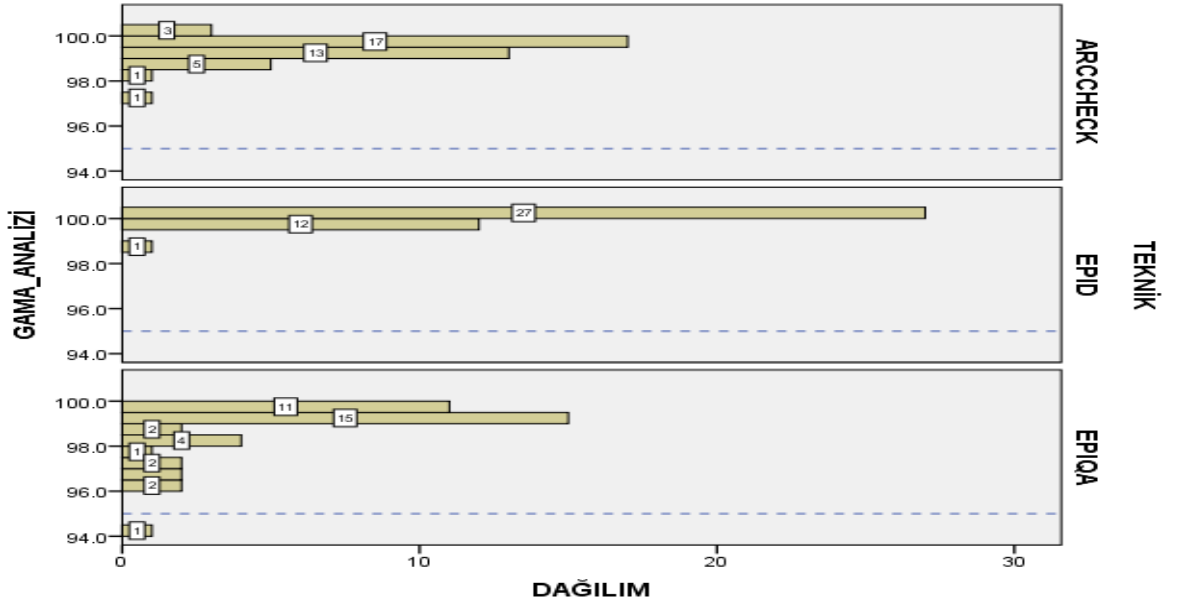


Şekil 4.18- % 3 – 3 mm kriterleri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Box Plot grafiği

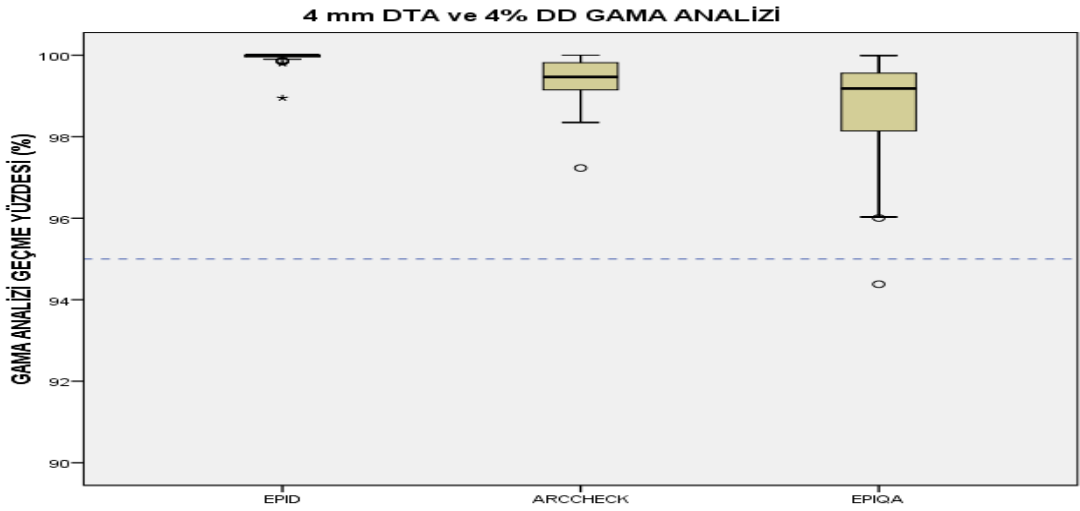
% 3 – 3 mm kriterinde her üç yöntemi de kullanarak yapılan kalite kontrollerinde en yüksek geçme yüzdesi Epid ile elde edilmiştir. Epid ile Arccheck ve Epid ile Epiqa arasındaki dağılımlarda dağılım Epid ağırlıklı olmuştur, yalnızca Arccheck ile Epiqa arasında dengeli dağılım görülmüştür. Her üç yönteme ait median değer, Klinikte kullanılmakta olan % 95 geçme yüzdesi sınırını geçmiştir. En yüksek median değere sahip olan yöntem Epid'dir ve Epid'i sırasıyla Arccheck ile Epiqa izlemiştir.

4.3.5. %4 – 4 mm Kriterlerine Ait Sonuçlardan Elde Edilen Grafikler

% 4 doz farkı ve 4 mm uyum mesafesi kriterlerine ait gama analizi sonuçları kullanılarak elde edilen grafikler Şekil 4.19 ve Şekil 4.20'de yer almaktadır. Bu kriterlerde hemen hemen tüm sonuçlar yüksek değerlerin olduğu bölgede kümelenmekte olduğu için dağılım grafiklerine yer verilmemiştir. Şekil 4.19 ve Şekil 4.20'de bulunan mavi çizgi %95'lik seviyeyi belirtmektedir.



Şekil 4.19- % 4 – 4 mm kriterleri için Arccheck, Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı



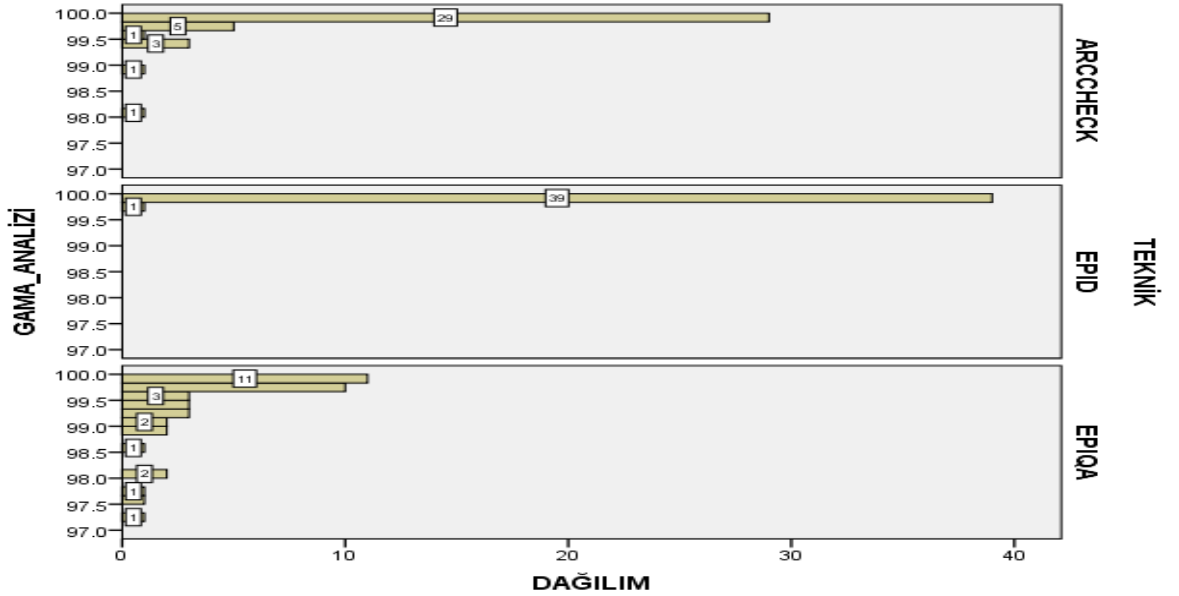
Şekil 4.20- % 4 – 4 mm kriterleri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Box Plot grafiği

% 4 – 4 mm kriterinde her üç yöntemi de kullanarak yapılan kalite kontrollerinde en yüksek gama geçme yüzdesi Epid'e ait bulunmuştur. Üç yöntem arasında klinikte kullanılmakta olan % 95 gama geçme sınırına ulaşamayan sonuç veren yalnızca

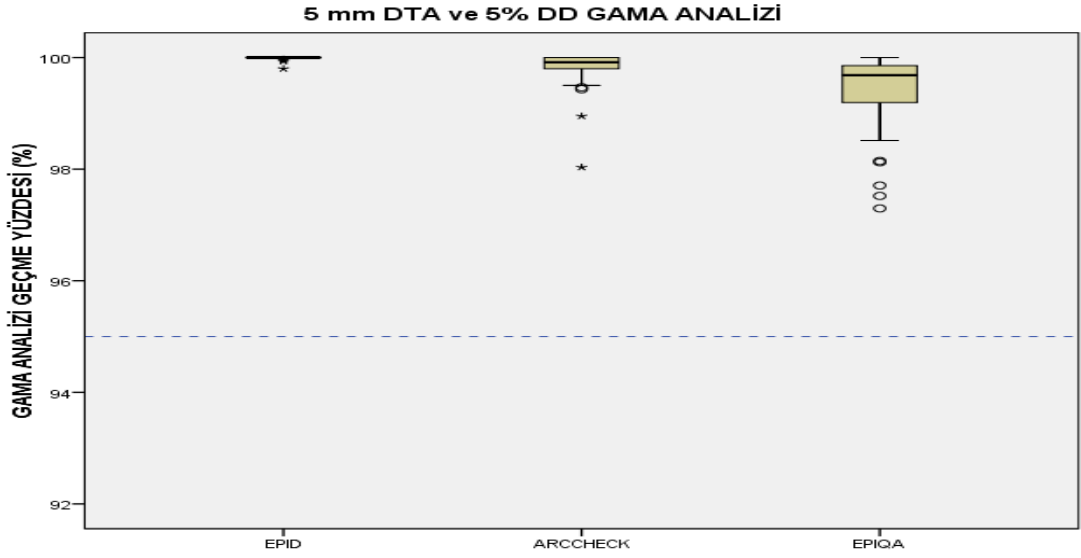
Epiqa olmuştur. Üç yöntem arasında en yüksek median değere sahip olan yöntem Epid olmuştur ve Epid'i sırasıyla Arccheck ve Epiqa izlemiştir. Her üç yöntemin median değeri de % 95'lik sınırı geçmiştir.

4.3.6. %5 – 5 mm Kriterlerine Ait Sonuçlardan Elde Edilen Grafikler

% 5 doz farkı ve 5 mm uyum mesafesi kriterlerine ait gama analizi sonuçları kullanılarak elde edilen grafikler Şekil 4.21 ve Şekil 4.22'de yer almaktadır. Bu kriterlerde hemen hemen tüm sonuçlar yüksek değerlerin olduğu bölgede kümelenmekte olduğu için dağılım grafiklerine yer verilmemiştir. Şekil 4.19'da bulunan mavi çizgi %95'lik seviyeyi belirtmektedir.



Şekil 4.21- % 5 – 5 mm kriterleri için Arccheck, Epid ve Epiqa verilerine ait dağılım histogramı



Şekil 4.22- % 5 – 5 mm kriterleri için Epid, Epiqa ve Arccheck verilerine ait Box Plot grafiği

% 5 – 5 mm kriterinde her üç yöntemi de kullanarak yapılan kalite kontrollerde en yüksek gama geçme yüzdesi Epid'e ait bulunmuştur. Üç yöntemin tümü de tüm sonuçlarda klinikte kullanılmakta olan % 95 gama geçme sınırını aşmıştır. Üç yöntem arasında en yüksek median değere sahip olan yöntem Epid olmuştur ve Epid'i sırasıyla Arccheck ve Epiqa izlemiştir. Her üç yöntemin median değeri de % 95'lik sınırı geçmiştir.

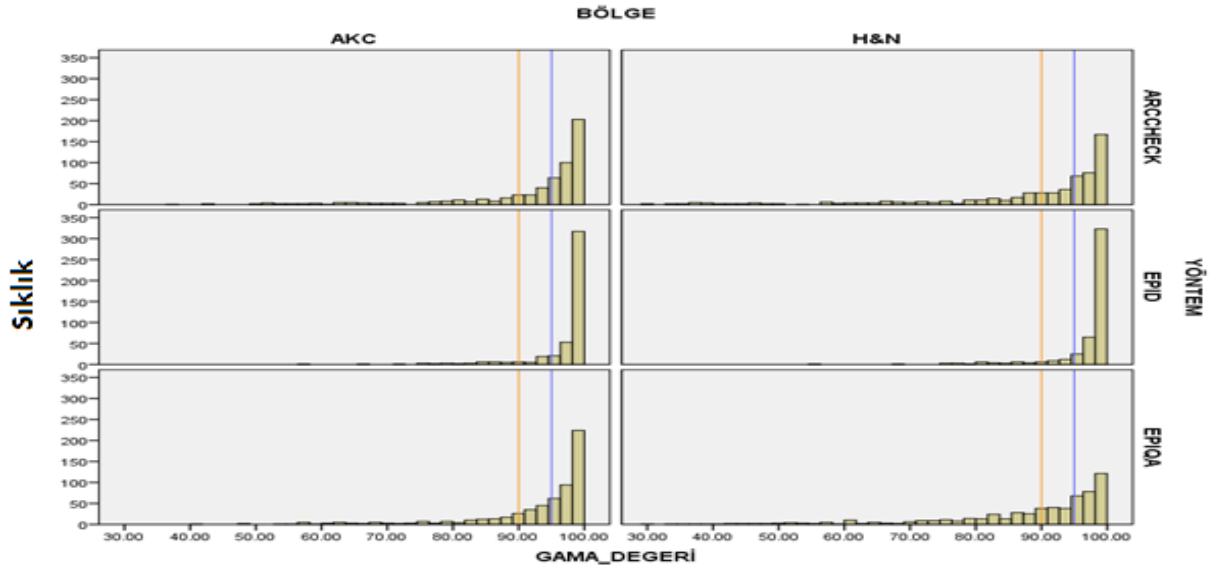
4.3.7. Anatomik Bölgelere Göre Tüm Gama Analizi Sonuçlarından Elde Edilen Grafikler

Şekil 4.23'te her iki anatomik bölgeye ait gama analizi sonuçları, üç farklı yöntemi karşılaştıracak şekilde sıklık histogramı olarak gösterilmiştir. Histogramda doz farkı %0.5, %1, %2, %3, %4, %5 ve uyum mesafesi 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm kriterlerinden elde edilen gama analizi sonuçları kullanılmıştır.

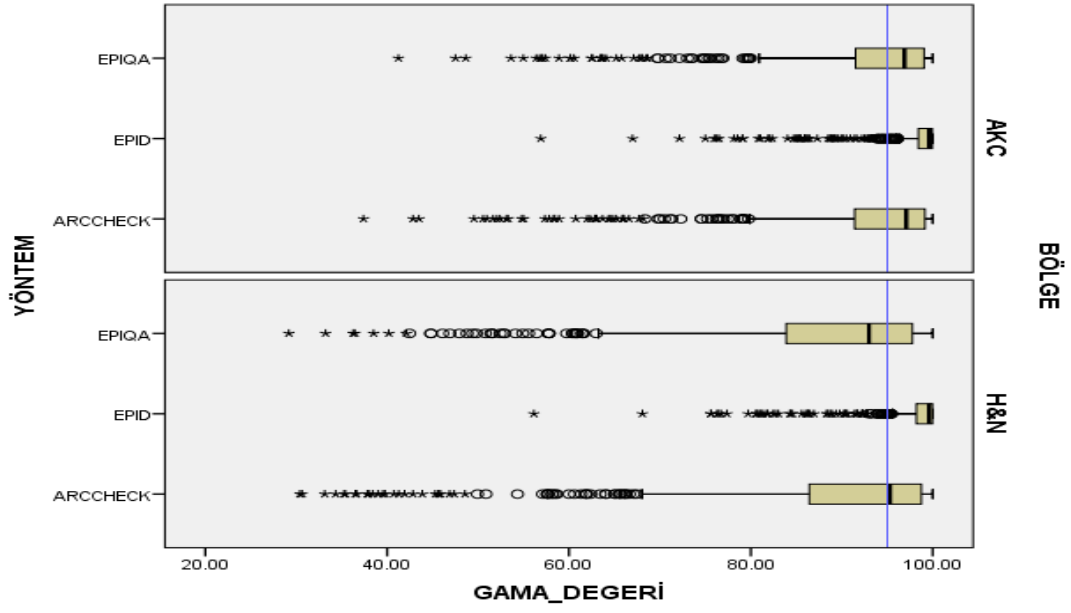
Akciğer bölgesi için yapılan planlara ait gama analizi sonuçlarının her üç yöntemde de daha yüksek olduğu görülmüştür. En yüksek gama analizi sonucunu Epid'in verdiği, Arccheck ve Epiqa'nın ise benzer sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir.

Şekil 4.24'te her iki anatomik bölgeye ait gama analizi sonuçları, üç farklı yöntemi karşılaştıracak şekilde box plot grafiği şeklinde gösterilmiştir.

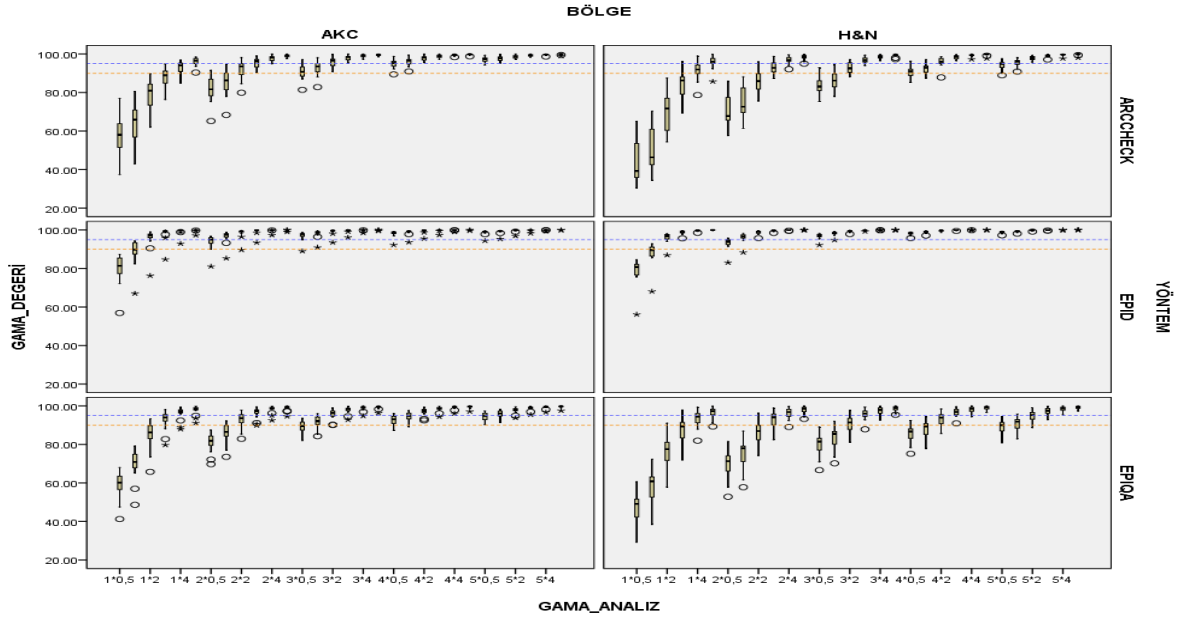
Şekil 4.25'te ise her iki anatomik bölgeye ait gama analizi sonuçlarının üç farklı yöntemde de test kriterlerine bağlı değişiminin box plot grafiği gösterilmiştir.



Şekil 4.23- Anatomik bölgelere göre her yönteme ait gama analizi sonuçları için sıklık histogramı



Şekil 4.24- Anatomik bölgelere göre her yöntemle ait gama analizi sonuçları için box plot grafiği



Şekil 4.25- Test kriterlerine göre gama analizi sonuçlarının değişim grafiği

Çalışmada kullanılan tüm kriterlere ait sonuçlar incelendiğinde en yoğun sıklığın % 90 ve % 100 gama geçme değeri aralığında bulunduğu gözlenmiştir. Her üç

yöntemde de akciğer anatomik bölgesine ait sonuçların daha yüksek sonuç verdiği gözlenmiştir. En yüksek değerleri veren yöntem Epid olmakla birlikte, Epiqa ile Arccheck'in birbirleri ile daha doğrusal sonuçlar verdiği görülmüştür. Epid ve Arccheck her iki anatomik bölgeye ait median değerleri incelendiğinde % 95'lik sınırı geçmiştir fakat Epiqa akciğer bölgesinde %95'lik sınırı geçerken, baş-boyun bölgesinde % 95'lik sınırın altında sonuç vermiştir.



5-TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapide gelişmekte olan teknoloji ile artık 3BKRT'ye göre daha kompleks tedavi yöntemleri gelişmektedir. 3BKRT'de hazırlanan planın kalite kontrolü manuel olarak kolayca yapılabilirken, VMAT ve YART gibi kompleks planların kalite kontrolü için daha farklı dozimetrik kalite kontrol yöntemleri geliştirilmiştir.

Bu çalışmada tedavi planı kalite kontrolü amacıyla kullanılan 3 farklı yöntem karşılaştırıldı. Çalışmada 20 baş-boyun ve 20 akciğer hastasına ait tedavi planları kullanıldı. Yöntemlerin çeşitli kriterlerde verdiği sonuçlar elde edildi. Elde edilen gama analizi sonuçlarının, anatomik bölgelere bağlı değişimi incelendi ve aşağıdaki sonuçlar elde edildi. Değerlendirme Low D. Ve ark. (32) çalışmasında ortaya koyduğu gamma indeksi kullanılarak, her sistemin kendine ait yazılımı ile yapılmıştır.

Yapılan ölçümler sonrasında en yüksek gama indeksi değerini veren yöntem EPID olmuştur. Epiqa ve Arccheck yöntemleri ise paralellik göstermiştir. % 3 - 3 mm kriteri öncesinde EPID ile diğer iki yöntem arasındaki fark yüksek olmakla birlikte, % 3 – 3 mm ve üstündeki kriterlerde bu farkın gittikçe azaldığı ve ortalama değerlerin paralellik gösterdiği görülmüştür.

Bu çalışmada EPID ve EPIQA yöntemlerinin her ikisi de elektronik portal görüntüleme cihazını kullanmalarına rağmen tüm kriterlerde aralarında anlamlı fark görülmüştür ($p < 0.05$). EPID yönteminde % 1 – 1 mm, % 2 – 2 mm, % 3 – 3 mm, % 4 – 4mm ve % 5 – 5 mm kriterleri için elde edilen ortalama değerler sırasıyla 88.74 ± 5.74 , 98.65 ± 1.69 , 99.73 ± 0.62 , 99.94 ± 0.17 ve 99.99 ± 0.03 iken, bu kriterler için Epiqa yöntemine ait ortalama değerler sırasıyla 63.86 ± 10.33 , $89.63 \pm 6,08$, 96.82 ± 2.45 , 98.7 ± 1.3 ve 99.38 ± 0.72 'dir. Merheb ve ark. (39) çalışmalarında 38 baş-boyun kanserli hastanın 6 MV foton enerjisi kullanılarak hazırlanan planlarının kalite kontrolünü EPID ve Epiqa yöntemlerini kullanarak yapmıştır. % 2 – 2 mm, % 3 – 3mm ve % 4 – 4mm kriterlerine ait EPID gama analizi sonuçlarının ortalaması sırasıyla 94.28 ± 4.52 , 98.81 ± 1.48 ve 99.65 ± 0.70 iken, aynı kriterlerde Epiqa için gama analizi ortalama sonuçları sırasıyla 92.11 ± 5.53 , 99.42 ± 0.97 ve 99.96 ± 0.15 olarak bulunmuştur. Bu değerler bu çalışmada elde edilen değerler ile benzerlik

göstermektedir. Elektronik portal görüntüleme cihazını kullanmakta olan bu iki yöntemin arasındaki farklılığın, kullanmakta oldukları farklı algoritmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Epiqa, KK planını oluşturmak için planlamada kullanılan algoritmayı kullanırken, EPID ise referans doz dağılımı için farklı bir yazılım kullanarak beklenen doz tahmini yapmaktadır. Bunun yanında Epiqa yazılımı gama analizini yaparken GLAaS algoritmasını kullanır ve elektronik portal görüntüleme cihazı ile elde edilen görüntüleri maksimum doz derinliğinde doz matrislerine çevirir. EPID ise gama analizini yaparken PDIP algoritmasını kullanmaktadır, hesaplanan doz haritası ile ölçülen dozu karşılaştırmak için elektronik portal cihazı ile elde edilen foton akısına ait doz haritasını kullanır.

Bu çalışmada % 1 – 1 mm, % 2 – 2mm, % 3 – 3 mm, % 4 – 4mm ve % 5 – 5 mm kriterleri için Arccheck ile elde edilen ortalama gama analizi değerleri sırasıyla 57.54 ± 12.84 , 88.76 ± 5.99 , 97.37 ± 1.5 , 99.37 ± 0.55 ve 99.81 ± 0.36 'dir. Bu değerler Epiqa için elde edilen ortalama gama analizi değerleri ile yakınlık göstermektedir. Vieillevigne ve ark. (40) çalışmalarında 26 baş-boyun kanserli hastanın tedavi planlarının kalite kontrolünü Arccheck ve Epiqa kullanarak yapmış ve her iki yöntem için de %2 – 2 mm ile % 3 – 3 mm kriterlerine ait ortalama gama analizi değerlerini elde etmiştir. Vieillevigne ve ark.'nın çalışmalarında % 2 – 2 mm ve % 3 – 3 mm kriterlerinin Arccheck ile elde edilen ortalama gama analizi değerleri sırasıyla 96.4 ± 2.8 ve 99.4 ± 0.7 , Epiqa ile elde edilen ortalama gama analizi değerleri ise sırasıyla 91.8 ± 2.5 ve 97.8 ± 1.1 olarak bulunmuştur. Vieillevigne ve ark. bu sonuçlar doğrultusunda her iki yöntemin de birbiri ile uyum içerisinde olduğu şeklinde yorumlamıştır.

Hussein ve ark. (41) çalışmalarında EPID ve Arccheck gama analizi değerlerini karşılaştırmıştır. Yaptıkları çalışmada % 2 – 2 mm, % 3 – 2 mm ve % 3 – 3 mm kriterleri için ortalama gama analizi değerlerini elde edilmiştir. % 2 – 2 mm, % 3 – 2 mm ve % 3 – 3 mm kriterlerine ait ortalama gama analizi değerleri Arccheck için 93.9, 97.2 ve 98.4'iken, EPID'e ait elde edilen değerler sırasıyla 93.6, 96.2 ve 97.7'dir. Hussein ve ark. çalışmalarında Arccheck'e ait ortalama gama analizi değeri EPID'den daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışmada ise EPID'e ait ortalama gama analizi değeri Arccheck'ten daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebinin Hussein ve

ark.'nın çalışmalarında kullandıkları threshold değerinin %20, bu çalışmada kullanılan threshold değerinin ise %10 olması düşünülmektedir.

Bu çalışmada, her üç yöntemde de akciğer kanserli hasta tedavi planlarına ait gama indekslerinin, baş-boyun kanserli hasta planlarına ait gama indekslerinden daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Sharma ve ark. (42) çalışmalarında çeşitli anatomik bölgelere ait 14 YART tedavi planının kalite kontrolünü % 3 – 3 mm kriterlerinde EPID yöntemini kullanarak yapmıştır ve $\gamma > 1$ oranının baş-boyun vb. kompleks bölgelerde arttığını belirtmiştir. Howell ve ark. (43) çalışmalarında 152 tedavi planına ait çeşitli gama analizi incelemeleri yapmıştır. Howell ve ark.'nın çalışmalarında da baş-boyun bölgesine ait planlarda $\gamma > 1$ oranının daha yüksek olduğu belirtilmektedir. Howell ve ark. bu durumun düşük doz gradyan bölgelerindeki doz sızıntısına bağlı olduğunu iddia etmektedir.

Bu çalışmada elde edilen gama analizi değerleri düşük kriterlerde üç yöntemde farklılık göstermiştir fakat klinik uygulamalarda kullanmakta olduğumuz % 3 – 3 mm kriterinden itibaren elde edilen ortalama gama analizi değerlerinin tümü her üç yöntem için benzerlik göstermektedir. Aynı kriterler için birden çok kalite kontrol yöntemi birbirinden farklı sonuçlar verebilmektedir. Bu sonuçlara göre üç yöntem de klinikte kalite kontrol amaçlı olarak kullanılabilir. Ancak klinikte kullanılmakta olan kalite kontrol ekipmanına ait sınırlamaların farkındalığını bilmek kilit rol oynamaktadır.

6-KAYNAKLAR

1. Lousie Hanna, Tom Crosby ve Fergus Macbeth, Pratik Klinik Onkoloji, Çev: Feyyaz Özdemir, İstanbul Medikal Sağlık ve Yayıncılık, İstanbul 2012
2. Mustafa Yaman, Akciğer Kanserinde Tedavi Yaklaşımı, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Sürekli Tıp Eğitimi Etkinlikleri, 2007, 58, 157-168
3. National Cancer Institute Fact Sheet 6.37, Head and Neck Cancer: Questions and Answers
4. Ann Barrett, Jane Dobbs, Stephen Morris ve Tom Roques, Practical Radiotherapy Planning Fourth Edition, CRC Press, Londra 2009
5. Yücel Pak, Radyasyon Onkolojisi ve Radyoterapi Kavramları, Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı, 2001, 1, 61-68
6. David I. Thwaites ve John B. Tuohy, Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator, Phys. Med. Biol., 2006, 51, 343-362
7. E. B. Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicists, Springer, 2009
8. Khan, F.M. The Physics of Radiation Therapy. Third Edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2003
9. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, 1999
10. International Atomic Energy Agency (IAEA), Setting Up A radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects, Viyana 2008
11. K. S. Clifford Chao, Carlos A. Perez, Luther W. Brady, Radiation Oncology Management Decisions, Lippincott Williams and Wilkins, 2011
12. A. Haydaroğlu, G. Özyiğit, Principles and Practice of Modern Radiotherapy Techniques in Breast Cancer, Springer, 2013
13. Slavik Tabakov, Franco Milano, Sven-Erik Strand, Cornelius Lewis, Perry Sprawls, Encyclopaedia of Medical Physics Volume I and II, CRC Press, 2013

14. Arthur Boyer, Peter Biggs, James Galvin, Eric Klein, Thomas LoSasso, Daniel Low, Katherine Mah, Cedric Yu, Basic Applications of Multileaf Collimators, American Association of Physicists in Medicine by Medical Physics Publishing, 2001
15. Bortfeld TR, Kahler DL, Waldron TJ, X-Ray Field Compensation with Multileaf Collimators, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1994, 28, 723-730
16. S. Webb, Intensity-Modulated Radiation Therapy, Philadelphia: Institute of Physics Publishing, 2001
17. Palma DA, Verbakel WF, Otto K, Senan S., New developments in arc radiation therapy: a review. *Cancer Treat Rev*, 2010, 36, 393–399
18. T. Rock Mackie, Timothy Holmes, Stuart Swerdloff, Paul Reckwerdt, Joseph O. Deasy, James Yang, Bhudatt Paliwal, Timothy Kinsella, Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy, *Med. Phys.*, 1993, 20(6), 1709-1719
19. A. W. Beavis, Is Tomotherapy the future of IMRT?, *The British Journal of Radiology*, 2004, 77, 285-295
20. M. Teoh, C. H. Clark, K. Wood, S. Whitaker, A. Nisbet, Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice, *The British Journal of Radiology*, 2011, 84, 967–996
21. Yu CX, Li XA, Ma l, Chen D, Naqvi SA, Shepard DM, Sarfaraz M, Holmes TW, Suntharalingam M ve Mansfield CM , Clinical Implementation of Intensity-Modulated Arc Therapy, *Int J radiat Oncol Biol Phys*, 2002, 53, 453-463

22. Yu CX, Tang G., Intensity Modulated Arc Therapy: Principles, Technologies and Clinical Implementation, *Phys Med Biol.*, 2011, 56, 31-54
23. Otto K, Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantr arc, *Med Phys* 2008, 35,310-317
24. Yu CX, Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: An alternative to tomotherapy, *Phys Med Biol*, 1995, 40, 1435-1449
25. C.C Ling et. All, Commissioning And Quality Assurance Of Rapidarc Radiotherapy Delivery System, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* Vol.72, 2008, 2, 575-581
26. Perez C A, Brady LW. Principles and Practice of Radiation Oncology. 4th ed., Lippincott Co Philadelphia 2004 (bölüm- sayfa)
27. Antonuk L., Electronic Portal Imaging Devices: A Review and Historical Perspective of Contemporary Technologies and Research, *Phys Med Biol*, 2002, 47, 31-65
28. Boyer AI, Antonuk L., Fenster A., Van Herk M., Meertens H., Munro P., Reinstein LE., Wong J., A Review of Electronic Portal Imaging Devices (EPIDs), *Med Phys*, 1992, 1, 1-16
29. Michael G. Herman, Hames M. Balter, David A. Jaffray, Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58, *Medical Physics* Vol. 28, 2001, 5, 712-737
30. Podgorsak E B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Viyana 2005 sayfa bölüm
31. Van Dyk, J., Barnett, R.B., Cygler, J.E.,Shragge, Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 1993, 26 (2), 261- 273
32. D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic ve J. A. Purdy, A Technique For the Quantitative Evaluation of Dose Distributions, *Medical Physics* Vol. 25, 1998, 5, 656-661
33. Discovery CT590 RT, Optima CT580 Teknik Referans Kılavuzu
34. Van Esch A¹, Tillikainen L, Pyykkonen J, Tenhunen M, Helminen H, Siljamäki S, Alakuijala J, Paiusco M, Lori M, Huyskens DP, Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation, *Med Phys*. 2006 Nov;33(11):4130-48
35. <https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:197876/FULLTEXT01.pdf>

36. EpiQA product brochure. (2012). EpiDos Company
37. EpiQA Reference Guide. (2010). EPIDos S.R.O.
38. Rajesh Thiagarajan Arunai Nambiraj, Sujit Nath Sinha, Girigesh Yadav, Ashok Kumar, Vikraman Subramani, Kothandaraman, Analyzing the performance of ArcCHECK diode array detector for VMAT plan, *Rep Pract Oncol Radiother.*, 2016 Jan-Feb; 21(1): 50-56.
39. Charbel Merheb, Clément Chevillard, Wassim Ksouri, Maher Fawzi, Marc Bollet, and Alain Toledano, Comparison between two different algorithms used for pretreatment QA via aSi portal images, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, volume 16, number 3, 2015(pages 141–153)
40. Laure Vieilleigne, Jeremy Molinier, Thomas Brun, Regis Ferrand, Gamma index comparison of three VMAT QA systems and evaluation of their sensitivity to delivery errors, *Physica Medica*, 2015, 720-725
41. Mohammad Hussein, Pejman Rowshanfarzad, Martin A. Ebert, Andrew Nisbet, Catharine H. Clark, A comparison of the gamma index analysis in various commercial IMRT/VMAT QA systems, *Radiotherapy and Oncology*, 2013; 109, 370-376
42. Dayananda Shamurailatpam Sharma, a Vaibav Mhatre, Malhotra Heigrujam, Kaustav Talapatra, Suman Mallik, Portal dosimetry for pretreatment verification of IMRT plan: a comparison with 2D ion chamber array, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, volume 11, number 4, 2010Pages 238–248
43. Rebecca M. Howell, Iris P. N. Smith, and Christie S. Jarrio, Establishing action levels for EPID-based QA for IMRT, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, volume 9, number 3, 2008

7-EKLER

7.EK 1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler

Ad	Mustafa	Soyad	BUDAK
Doğum yeri	Gaziantep	Doğum tarihi	11/05/1991
Uyruğu	T.C	Telefon	05552126811
Askerlik Durumu	Tecilli		
E-mail	mustafa.budak@mntsaglik.com.tr		

Eğitim Düzeyi

	Mezun olduğu kurumun adı	Mezuniyet yılı
Yüksek lisans	Acıbadem Üniversitesi	2018
Lisans	Kocaeli Üniversitesi	2015
Lise	Fenerbahçe Lisesi	2009

Yabancı dil

Yabancı dil	Okuduğunu anlama	Konuşma	Yazma
İngilizce	İyi	İyi	İyi

Bilgisayar bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	Çok iyi
Eclipse Treatment Planning System	Çok iyi