



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ UYGULAMASINDA DİNAMİK VE
STATİK ÇOKLU SEGMENTLİ IŞINLAMA TEKNİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

BERKAN GELER

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Enis ÖZYAR

İSTANBUL-2013



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ UYGULAMASINDA DİNAMİK VE
STATİK ÇOKLU SEGMENTLİ IŞINLAMA TEKNİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

BERKAN GELER
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Enis ÖZYAR

İSTANBUL-2013

TEZ ONAYI

Kurum : Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora ()

Anabilim Dalı :

Tez Sahibi :

Tez Başlığı :

Sınav Yeri :

Sınav Tarihi :

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Kurumu

İmza

Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Enis ÖZYAR

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla 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.

Berkan GELER

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen, hiçbir konuda yardımcı olmaktan çekinmeyen değerli tez danışmanlarım Acıbadem Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Enis ÖZYAR 'a ve değerli hocam Sayın Uzm. Fiz. Gökhan AYDIN'a

2 yıllık yüksek lisans eğitim sürecinde bilgi ve disiplinleriyle yol gösteren, maddi manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen Acıbadem Maslak Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümündeki değerli hocalarım Sayın Uzm. Fiz. Bülent YAPICI 'ya ve Sayın Uzm. Fiz. Görkem GÜNGÖR 'e

Mesleki ve hayati tecrübeleriyle her konuda bilgi ve tecrübe edinmemi sağlayan Doç. Dr. Banu ATALAR 'a ve Doç. Dr. Hale Başak ÇAĞLAR 'a

Tezimde yardımlarını esirgemeyen değerli arkadaşım Yasin ACARBAŞ 'a

Tezimin tamamlanmasında göstermiş oldukları anlayışlarından ve desteklerinden ötürü MNT Medikal Fizik Departmanı Müdürü Dr. Salih GÜRDALLI'ya, Uzm. Fiz. M. Ertuğrul ERTÜRK 'e ve Neolife Tıp Merkezi Medikal Fizik Ekibine,

Bugünlere gelmemi sağlayan ve yaşamım boyunca attığım her adımda beni destekleyen değerli babam, annem ve ablama canı gönülden teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	III
BEYAN.....	IV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ	XI
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XIII
ÖZET	XVI
ABSTRACT.....	XVII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. X Işınları ve Özellikleri	4
2.2. Radyoterapi	4
2.3. Hedef Hacimler	5
2.3.1. GTV (Gross Tumor Volume).....	5
2.3.2. CTV (Clinical Target Volume).....	5
2.3.3. PTV (Planning Target Volume).....	5
2.3.4. Işınlanan Volüm	5
2.3.5. Riskli Organ	6
2.4. Lineer Hızlandırıcılar	6
2.4.1. Linak Bileşenleri	8
2.4.1.1. Mikro Dalga Güç Kaynağı	8
2.4.1.2. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu	9
2.4.1.3. Elektron Tabancası.....	9
2.4.1.4. Saptırıcı Magnet Düzeneği.....	10
2.4.2. Linak Kafa Yapısı	10
2.4.2.1. X – Işınları Hedefi.....	10
2.4.2.2. Düzleştirici Filtre	10
2.4.2.3. Monitör İyon Odaları	10
2.4.2.4. Kolimasyon	11

2.5. Varian Rapidarc DHX Lineer Hızlandırıcı	11
2.5.1. Izgaralı (Gridded) Elektron Tabancası.....	12
2.5.2. Enerji Şalteri (Switch).....	12
2.5.3. Dalga Kılavuzu (Wave Guide).....	12
2.5.4. Perdesi Değişmeyen 3 Alan Bükme Mıknatısı	12
2.5.5. Gerçek Zamanlı Işın Kontrol Yönlendirme Sistemi	12
2.5.6. Odak Noktası (Focal Spot) Büyüklüğü	12
2.5.7. On Port Karusel (Carousel).....	12
2.5.8. İyon Odası	13
2.5.9. Asimetrik Çeneler (Asymmetric Jaws)	13
2.5.10. Çok Yapraklı Kolimatörler (Multi Leaf Collimator)	13
2.6. Çok Yapraklı Kolimatörler	13
2.6.1. Çok Yapraklı Kolimatörlerin Geometrik Özellikleri	14
2.6.1.1. Maksimum Alan Boyutu	15
2.6.1.2. Lif Genişliği	15
2.6.1.3. Maksimum Overtravel (Merkezin Karşısına Geçme) Mesafesi.....	15
2.6.1.4. Liflerin İç İç Geçmesi.....	16
2.6.1.5. ÇYK 'nın Kolimatör Çenelerine Göre Konumu	16
2.6.2. Çok Yapraklı Kolimatörlerin Fiziksel Özellikleri	17
2.6.2.1. Fokoslama Özellikleri ve Penumbra	17
2.6.2.2. Lifler Arası Geçirgenlik	18
2.6.2.3. Lif Geçirgenliği	19
2.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Teknikleri.....	19
2.7.1. Dinamik ÇYK Tekniği.....	20
2.7.2. Statik ÇYK Tekniği	20
2.8. Optimizasyon ve Ters (İnverse) Planlama	21
2.9. YART Doz Optimizasyon Algoritmaları.....	22
2.9.1. Fiziksel Parametreler.....	22
2.9.1.1. Hava Akımı	22
2.9.1.2. Derin Doz Dağılımı.....	22
2.9.1.3. Monitör Unit (MU) Hesaplamaları	23
2.9.2. Pencil Beam Algoritması (FSPB)	23

2.9.3. Convolution Algoritması.....	24
2.10. Tedavi Planlama Sistemi.....	24
2.11. YART 'ın Dozimetrik Doğrulanması (YART KK).....	25
2.11.1. YART Yapılacak Lineer Hızlandırıcıya Bağlı KK.....	26
2.11.1.1. ÇYK Lif Pozisyonu Doğrulanması Testi	26
2.11.1.2. Küçük Monitor Unitlerle (MU) Linak Performansının Kontrolü	28
2.11.1.3. ÇYK Fiziksel Özelliklerinin Kontrolü	29
2.11.2. Plan İlişki Yöntemi	29
2.11.3. Alan İlişki Yöntemi.....	30
2.11.4. İki Boyutlu (2D) Doz Dağılımlarının Karşılaştırılmasında Kullanılan Metotlar	31
2.12. Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	34
2.12.1. Tedavi Planının Hazırlanması.....	35
2.12.2. Doz Volüm Histogramı (DVH).....	35
2.12.2.1. Diferansiyel DVH	36
2.12.2.2. Kümülatif DVH.....	36
2.13. Nazofarenks Kanseri.....	36
2.13.1. Anatomi, Hastalığın Yayılımı ve Tanı	36
2.13.2. Tedavi Çeşitleri ve Kararı	37
2.13.3. Radyoterapinin Katkıları.....	37
2.13.4. Radyoterapi Tekniği.....	37
2.13.5. Riskli Organlar	37
2.13.6. Tedavi Planı	38
2.13.6.1. Eş Zamanlı Boost Uygulaması.....	38
2.13.7. Yan Etkiler	38
2.13.7.1. Erken Yan Etkiler.....	39
2.13.7.2. Geç Yan Etkiler.....	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	42
3.1. Araç ve Gereçler	42
3.1.1. Varian DHX (RapidArc) Lineer Hızlandırıcı	42
3.1.2. Varian aS1000 EPGC.....	43
3.1.3. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	44

3.1.3.1. Varian Eclipse AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) Algoritması	44
3.1.4. Portal Dozimetri (EPGC)	45
3.1.5. Epiq 2.1 Yazılımı	46
3.1.5.1. Hera YART KK Modülü.....	46
3.2. Yöntem.....	47
3.2.1. Hasta Seçimi	47
3.2.2. Tedavi Planlarının Oluşturulması	47
3.2.3. Planların Analiz Edilmesi ve Doz Kıyaslamaları	48
3.2.4. YART Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması ve Ölçülmesi	49
3.2.5. Gama Analizi ile Planlanan Doz Akı Haritalarının ve Kalite Kontrol Planlarının Analizi.....	51
3.2.6. İstatistiksel Değerlendirme	51
4. BULGULAR.....	52
4.1. Farklı ÇYK Teknikleriyle Elde Edilen Planların Dozimetrik Analizi.....	53
4.2. Farklı ÇYK Teknikleriyle Elde Edilen Planların Toplam MU, Segment ve Tedavi Süresi Açısından Karşılaştırılması.....	59
4.3. Farklı Tekniklerin Optimizasyon ve Hesaplama Sonrası Elde Edilen Doz Akı Değerlerinin Benzerliğinin Analizi.....	62
4.4. YART Planlarının Doz Akı Haritalarının Gama Analizi.....	64
4.5. YART Kalite Kontrol Planlarının Gama Analizi.....	70
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	77
KAYNAKLAR	84
ÖZGEÇMİŞ	88

TABLÖLER LİSTESİ

Tablo 2-1 Farklı Ticari Firmalara Ait ÇYK Özellikleri	19
Tablo 2-2 Risk Altındaki Organlar İçin Doz Sınırlandırmaları Ve Tolerans Aşımında Olası Yan Etkileri	40
Tablo 4-1 Hasta 1' e ait Planların Dozimetrik Analizi	53
Tablo 4-2 Hasta 2' e ait Planların Dozimetrik Analizi	53
Tablo 4-3 Hasta 3' e ait Planların Dozimetrik Analizi	54
Tablo 4-4 Hasta 4' e ait Planların Dozimetrik Analizi	54
Tablo 4-5 Hasta 5' e ait Planların Dozimetrik Analizi	55
Tablo 4-6 Hasta 6' a ait Planların Dozimetrik Analizi	55
Tablo 4-7 Hasta 7' e ait Planların Dozimetrik Analizi	56
Tablo 4-8 Hasta 8' e ait Planların Dozimetrik Analizi	56
Tablo 4-9 Hasta 9' a ait Planların Dozimetrik Analizi	57
Tablo 4-10 Hasta 10' a ait Planların Dozimetrik Analizi	57
Tablo 4-11 Toplam MU Kıyaslaması	59
Tablo 4-12 Toplam Segment Kıyaslaması.....	60
Tablo 4-13 Işınlama Süresi Kıyaslaması	60
Tablo 4-14 Root Mean Square Analizi	62
Tablo 4-15 YART Planlarının Doz Akı Haritalarının Gama Analizi	65
Tablo 4-16 YART Kalite Kontrol Planlarının Gama Analizi	71

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1 Radyoterapide Kullanılan Volüm Kavramları	6
Şekil 2-2 Lineer Hızlandırıcı Şeması	7
Şekil 2-3 Varian DHX Linakın Hızlandırıcı ve Gantry Kısımları	11
Şekil 2-4 Bir Lineer Hızlandırıcıya Ait ÇYK Yaprakları	14
Şekil 2-5 ÇYK'ların Geometrik Özellikleri	14
Şekil 2-6 Lif İç İç Geçme Probleminin Görünüşü	16
Şekil 2-7 Elekta, Siemens ve Varian Firmalarının ÇYK Yapılarının Alt ve Üst Kolimatör Çenelerine Göre Pozisyonları	16
Şekil 2-8 Liflerin Fokuslama Özellikleri	18
Şekil 2-9 Lifler Arası Sızıntıyı Engellemek İçin Farklı Lif Dizaynları	18
Şekil 2-10 Sliding Window Tekniğinin Şematik Gösterimi	20
Şekil 2-11 Statik Çoklu Segment Tekniğinin Şematik Gösterimi	21
Şekil 2-12 5 cm'lik Komşu ÇYK Şeritlerinin Işınladığı Kalibrasyon Test Filmi ve Doz Profili	27
Şekil 2-13 Garden Fence (Bahçe Çiti) ÇYK Kalibrasyon Testi Film Görüntüsü ve Doz Profili	28
Şekil 2-14 Plan İlişki Yöntemi İçin Işınlama Düzeneği	29
Şekil 2-15 Alan İlişki Yöntemine Göre Işınlama Düzeneği	31
Şekil 2-16 Doz Farkı (Dose Difference) ve DTA (Distance to Agreement) Testlerinin Doz Dağılımı Değerlendirme Kriterlerinin Geometrik Gösterimi. a) İki Boyutlu, b) Tek Boyutlu Gösterim	32
Şekil 2-17 Doz farkı ve DTA testlerinin kombine kullanılmasıyla doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim. 33	
Şekil 2-18 Nazofarenks Planlama Görüntüsü	40
Şekil 2-19 Nazofarenks Doz Dağılımı Görüntüsü	41
Şekil 3-1 Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı	42
Şekil 3-2 Pencil Beam Superposition 'un Şematik Gösterimi	45
Şekil 3-3 Eclipse Portal Dozimetri Yazılımı	45
Şekil 3-4 Hera YART KK Modülü	46
Şekil 3-5 Bir Hastanın Optimizasyon Görüntüsü	48

Şekil 3-6 EPGC Ölçüm Düzeneği	49
Şekil 3-7 EpiQA Yazılımı İş Akışı	50
Şekil 4-1 Bir Hastaya Ait Planlama Görüntüsü	52
Şekil 4-2 Farklı ÇYK Teknikleriyle Elde Edilen Planların Dozimetrik Analizi	58
Şekil 4-3 Farklı ÇYK Teknikleriyle Elde Edilen Planların Toplam MU, Segment ve Tedavi Süresi Açısından Karşılaştırılması.....	61
Şekil 4-4 Root Mean Square Kıyaslaması	64
Şekil 4-5 DÇYK ve SÇYK Planları için Doz Akı Haritası Kıyaslaması.....	70
Şekil 4-6 YART Kalite Kontrol Planlarının Gama Analizi	76

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

%DD : Yüzde Derin Doz

1D : 1 Boyutlu

2D : 2 Boyutlu

3D : 3 Boyutlu

AAA : Anisotropic Analytical Algorithm

3BKRT : 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

BT : Bilgisayarlı Tomografi

cGy : Santigray

cm : Santimetre

CTV : Clinical Target Volume

ÇYK : Çok Yapraklı Kolimatör

DC : Direct Current

DD : Doz Farkı (Dose Difference)

DÇYK : Dinamik Çok Yapraklı Kolimatör

DTA : Kabule Uzaklık (Distance to Agreement)

DVH : Doz Volüm Histogramı

EPGC : Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

FSPB : Finite Size Pencil Beam

Gd2O2S:Tb : Terbiyum Katkılı Gadolinyum Oksisülfid

GDS : Görüntü Dedeksiyon Sistemi

GTV : Gross Tumor Volume

HVL : Half Value Layer

IGRT : Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (Image-Guided Radiotherapy)

ISF : Ters Kare Kanunu Faktörü
İFT : İnce Film Transistör
KV : Kilovolt
KeV : Kiloelektronvolt
KK : Kalite Kontrol
MV : Megavolt
mm : Milimetre
MRG : Manyetik Rezonans Görüntüleme
MW : Megawatt
MU : Monitör Unit
ND : Normalizasyon Faktörü
OAR : Organ at Risk
PB : Pencil Beam
PET : Pozitron Emisyon Tomografisi
PTV : Planning Target Volume
RMS : Root Mean Square (Kare Köklerinin Ortalaması)
SAD : Source Axis Distance
SAR : Scatter Air Ratio
Sc : Kolimatör Saçılma Faktörü
Sc,p : Output Faktörü
Sp : Fantom Saçılma Faktörü
SÇYK : Statik Çok Yapraklı Kolimatör
SF6 : Sülfür Hekzalflorid
SSD : Source Skin Distance
Ti : Geçirgenlik Faktörü

TAR : Tissue Air Ratio

TLD : Termoluminesans Dozimetri

TMR : Tissue Maksimum Ratio

TPS : Tedavi Planlama Sistemi

YAAT : Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi

YART : Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

QA : Kalite Güvenilirliği (Quality Assurance)

ÖZET

Yoğunluk ayarlı radyoterapide (YART) her alanının doz yoğunluğu çok yapraklı kolimatör yardımıyla karmaşık bir yolla değiştirilir. Bu yüzden oluşturulan YART planlarının dozimetrik olarak doğrulanması zorunlu hale gelmiştir. Bu çalışmanın birinci amacı, 10 nazofarenks kanseri hastasının YART tedavi planlarını Eclipse tedavi planlama sisteminde Varian lineer hızlandırıcıyla hem dinamik çoklu segment planıyla hem de farklı segment seviyelerindeki (5, 10 ve 20) statik çoklu segment planlarıyla hedef hacim, kritik organ dozları, monitör unit (MU) değerleri ve ışınlama süreleri bakımından karşılaştırmaktır. İkinci amacı ise, her plan için aynı hasta grubuyla oluşturulan kalite kontrol (KK) planlarının doğruluğunu ölçerek araştırmaktır.

Oluşturulan planlar, doz volüm histogramları kullanılarak karşılaştırıldı. YART KK planları oluşturuldu. Bu planların doz akı haritaları Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPGC) ölçüm sistemi kullanılarak ölçüldü. Doz akı haritalarına ait gama analizleri, %3DD – 3DTA kriterlerine göre %10 filtreleme ile EpiQA yazılımıyla yapıldı.

Her hasta için oluşturulan planlar karşılaştırıldığında hedef hacim ve kritik organ dozları bakımından benzer bulundu. Planlardan elde edilen MU değerleri analiz edildiğinde statik çok yapraklı kolimatör (SÇYK) planlarının, dinamik çok yapraklı kolimatör (DÇYK) planına göre yaklaşık %25 daha az MU değeri verdiği görüldü. Işınlama süresi açısından bakıldığında ise en az süre DÇYK planı ile elde edildi. SÇYK KK planlarında hesaplanan doz akı haritaları DÇYK planının doz akı haritalarıyla karşılaştırıldığında ve %10 filtre uygulandığında segment seviyesinin artmasıyla gama indeks değerlerinin de artış gösterdiği ve 20 segment seviyesinde %97 oranında uyumlu olduğu görülmüştür. Elde edilen KK planlarının hesaplanan ve ölçülen doz akı haritaları karşılaştırıldığında ise, DÇYK planları ortalama % 95 gama indeks değeri verirken, SÇYK5 için %86, SÇYK10 için %94, SÇYK20 için %97 değerleri elde edildi.

Sonuç olarak; baş boyun kanserleri tedavisinde SÇKY ve DÇKY tekniklerinin farklı avantajları göz önüne alınarak güvenle kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Statik YART, Dinamik YART, Gama analizi, Tedavi planlama sistemi

ABSTRACT

In Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT), dose intensity is changed with multi leaf collimator (MLCs) in a complicated way for all fields. For this reason, it is necessary to dosimetrically verify IMRT plans. The main purpose of this thesis is comparing dynamic multisegmented plan with static multi segmented plans in different segment levels (5,10 and 20) for IMRT plans of 10 nasopharyngeal cancer patients in Eclipse treatment planning system by Varian linear accelerator in respect to target volume, organs at risk (OAR), monitor unit (MU) values and irradiation time. The second purpose is verifying the accuracy of QA plans which is constituted with same patient group for all plans.

Obtained plans are compared by using Dose Volume Histogram (DVHs). IMRT QA plans are constituted. The dose fluence maps of these plans are measured with Electronic Portal Imaging Device (EPID). Gamma analysis of measured and calculated dose fluence maps are calculated by EPIQA with %10 filtration according to %3DD-3DTA criterias.

When the plans constituting for all patients are compared doses of both target volume and OAR, they were similar. When MU values of the plans were analyzed, MU values of SMLC plans are calculated %25 less than DMLC plans. With regard to irradiation times, DMLC plans are taking less time. Dose fluence maps of reference DMLC plans are compared with SMLC QA plans with %10 filtration. Then, it is observed that when segment levels are increased, gamma index values are increased too and in 20 segment level it is compatible with %97. When measured and calculated dose fluence maps of QA plans are compared, DMLC plans are resulted %95 gamma index and SMLC5 plans are resulted %86, SMLC10 %94, SMLC20 %97.

Consequently, in the treatment of head and neck cancers varied advantages of SMLC and DMLC techniques are observed and might be applied in secure.

Keywords: Static IMRT, dynamic IMRT, gamma analysis, Treatment planning systems.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kanser, günümüzde en önemli sağlık problemlerinin başında gelir. Kanser tedavisinde cerrahi, radyoterapi ve sistemik tedaviler kullanılan ana yöntemlerdir. Radyoterapi, iyonizan ışın ya da partiküllerin kanser ve nadiren kanser dışı hastalıkların tedavisinde kullanıldığı bir yöntemdir. Radyoterapinin amacı; tümör hacmine gereken dozu verirken, ışınlanan bölgedeki sağlıklı organ ve dokuların korunmasıdır.

Her gün gelişmeye devam eden teknolojiyle beraber, radyoterapi tedavi planlamalarında kullanılan tedavi planlama sistemleride (TPS) gün geçtikçe gelişmektedir. TPS leri ile tümör hacmi ve etrafındaki sağlıklı organ ve dokular belirlenir. En doğru tedavi planlamasının ortaya çıkarılabilmesi için bu belirlemelerin ardından, hedef hacime ve bölgedeki sağlıklı dokulara aktarılan doz dağılımlarının da en uygun biçimde elde edilmesi gereklidir. Bu anatomik yapıların ve doz dağılımlarının en doğru şekilde belirlenmesi için de üç boyutlu tedavi planlama sistemleri geliştirilmiştir. Yapılan tedavi planında üç boyutlu görüntüler ve farklı planlama teknikleri kullanılarak en ideal tedavi planına ulaşmak amaçlanmaktadır. Bu amaca ulaşmak adına, yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) kullanılan yöntemlerin başında gelmektedir. (2)

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), hedef hacim etrafındaki sağlıklı dokuların dozunu artırmadan tümör dozunu artırabilmeye olanak veren bir yöntemdir. YART tekniğinin kullanımı, özellikle baş-boyun tümörlerinin tedavisinde giderek artmaktadır. Yapılan çalışmalarda YART tekniği kullanılarak, konvansiyonel ve üç boyutlu konformal radyoterapiye oranla hem tümör hacminde daha iyi doz dağılımı ve yüksek doz uygulanması, hem de normal dokuların daha düşük doz alması sağlanmaktadır. YART ile, tümör kontrolü artırılırken, normal dokular anlamlı şekilde korunarak geç yan etkileri azaltmak mümkün olmaktadır. Özellikle, düzensiz anatomiye sahip tedavilerde konvansiyonel radyoterapi teknikleri ile tümöre etkili dozları verirken sağlıklı dokuları korumak mümkün değildir. Son yıllarda üç boyutlu planlama sistemlerinin ve çok yapraklı kolimatör sistemli (ÇYK) lineer hızlandırıcıların geliştirilmesi ile demet yoğunluğu değiştirilerek, tümör hacmine maksimum doz verilirken, hacim etrafındaki sağlıklı dokuları korumak mümkün olmaktadır. Tipik bir

YART planlamasında, belirlenen hedef hacimlerin ve sağlıklı organların hacimlerindeki doz sınırlamaları (constraint) belirlenmektedir. Optimum yoğunluk dağılımlarının saptanması, tedavi planlama bilgisayarına dayalı optimizasyon teknikleri kullanılarak yapılır. İstenilen hedeflere ulaşılmasını sağlayan optimizasyon işlemi sonucu ortaya çıkan yoğunluk dağılımına göre YART planını uygulamadan önce mutlaka her hastaya özgü tedavi planının kalite kontrol işlemi yapılmalıdır.

YART tekniğinde, ÇYK lar demet şeklinin dış kenarını belirlediğinden yaprak pozisyonundaki 1-2 mm'lik belirsizlik doz veriminde önemli hatalar meydana getirebilir. Bu nedenle YART için tasarlanmış ÇYK pozisyon doğruluğu testi yapılmalıdır. ÇYK'da, sızıntı ve geçirgenlik de kontrol edilmesi gereken bir diğer parametredir. (3)

YART alanlarının her biri kendi içerisinde segmentlerden yani alt alanlardan oluşmaktadır. YART uygulamalarında her bir segment kısa ışınlama süreleriyle, dolayısıyla daha az monitor unit (MU) ile gerçekleştirilmektedir. Statik çoklu segment tekniğinde yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulamalarında bir segment için hesaplanan MU verildikten sonra yapraklar yeni segment pozisyonunu alırken demet kapatılır. Bu nedenle ışınlama sürekli olarak devam etmez. Lineer hızlandırıcıların kısa süreli ışınlamalarda doz verimi kararlı olmalıdır. Aksi takdirde bu durum tedavi doğruluğunu önemli ölçüde etkilemektedir.

Kompleks bir YART planında segment sayısı fazla olduğundan, birçok alan küçük MU değerleri ile verilmektedir. Örneğin 200 cGy ile tedavi edilen bir hasta için 100 segment ve her bir segment için ortalama 3-5 MU hesaplanmaktadır. Böylesine küçük bir MU konvansiyonel uygulamalarda söz konusu olmadığından, YART 'da kalite kontrol işlemleri bu noktada odaklanmıştır. Statik çoklu segment tekniği kullanılacaksa, demetin sürekli açılıp kapatılması nedeniyle lineer hızlandırıcının küçük MU değerleri için gösterdiği performans mutlaka kontrol edilmelidir. Segment başına MU azaldığı gibi her bir segment için oluşturulan alan boyutu da azalmaktadır. Bu nedenle küçük alan dozimetrisi de kontrol edilmesi gereken diğer önemli bir parametredir. (4)

Üç boyutlu konformal tedavide, tedavi planlama sistemi (TPS) tarafından hesaplanan MU, demet ile ilgili temel dozimetri bilgileri ve geometri bilgilerini kullanarak el hesabı ile doğrulanabilmektedir. YART tekniğinde ise demet birçok

segmentten oluştuğundan el hesabı ile doğrulama yapmak çok zaman alıcı ve güçtür, ve pratik olarak mümkün değildir. Sliding Window tekniğinde ise ışınlama süresince ÇYK sürekli hareket ettiğinden el hesabı ile doğrulama mümkün olmamaktadır. Bu nedenle hasta planı dozimetrik olarak tedaviden önce kontrol edilmelidir. YART 'da tedavi dozimetrik kontrolleri tek alan yada toplam plan üzerine kurulmuştur. Tek alan doğrulama tekniğinde YART planını oluşturan alanlar, belirli derinlikte uygun katı fantomda teker teker kontrol edilmektedir. (5)

Bu çalışmanın amacı, 10 nazofarenks kanseri hastasının Eclipse planlama sistemi, dinamik ve farklı segment seviyelerinde statik ÇYK teknikleriyle oluşturulan YART tedavi planlarını, hedef hacim, kritik organ, ÇYK performansı, MU ve ışınlama süresi açısından analiz etmektir. Ayrıca her iki planlama tekniği için aynı hasta grubunda oluşturulan kalite kontrol planları doğrudan ölçölerek tedavi planlama bilgisayarında hesaplanan doz akı haritalarıyla uygunluğu gama analizi yöntemiyle karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. X Işınları ve Özellikleri

X-ışınları 1895 yılında Wilhelm Röntgen tarafından keşfedilmiş ve bu keşif 1901 yılında Nobel Fizik Ödülü'ne layık görülmüştür. X-ışınlarının keşfini takiben 1896 yılında Henri Becquerel'in radyoaktiviteyi keşfetmesiyle radyasyon tıp alanında kullanılmaya başlanmıştır. Radyasyonun tıpta kullanımı çok yüksek enerji seviyelerinde X-ışını üreten ileri teknoloji ürünü lineer hızlandırıcıların tasarlanmasıyla yaygınlaşmıştır. Radyoaktif kobalt (Co-60) tedavi ünitesinin 1951'de Kanada'da geliştirilmesiyle, megavoltaj ışınlarla teleterapi (uzaktan tedavi) dönemi başlamış ve 1953'de diğer megavoltaj ışın üreten lineer hızlandırıcılar geliştirilmiş, tedavi amaçlı lineer hızlandırıcı ilk defa İngiltere 'de kullanılmıştır.

2.2. Radyoterapi

Radyoterapi, iyonizan ışın ya da parçacıkların kullanımıyla kanser ve bazı kanser dışı hastalıkların tedavisinde kullanılan bir yöntemdir. Radyoterapinin amacı, tümöre maksimum tedavi dozunu verirken, sağlıklı dokuları ve kritik organları mümkün olan en üst düzeyde korumaktır. Bu amaç için elektromanyetik dalga (X-ışınları, gamma ışınları) veya partikül şeklindeki (beta tanecikleri, elektronlar, protonlar, nötronlar, negatif pi-mezonlar, yüksek enerjili ağır iyonlar) iyonlayıcı radyasyon kullanılır. Radyoterapi, kanser tedavisinde primer tedavi, kombine tedavi modalitesi, adjuvan tedavi (yardımcı tedavi) ve palyatif tedavi yöntemleri şeklinde tek başına ya da cerrahi ve kemoterapi gibi diğer tedavi yöntemleriyle beraber kullanılır. (6)

Üretilen X-ışınları veya radyoaktif kaynaktan çıkan radyasyon, tedavi amacıyla iki şekilde uygulanır. Bunlar eksternal (dışarıdan ve uzaktan) radyoterapi ve internal (vücut içinden veya çok yakından) radyoterapi şeklindedir. Tedavilerin şekli hastanın yaşı, genel sağlık durumu, teşhis edilen kanserin türü, evresi, yerleşimi gibi faktörlere bağlıdır.

2.3. Hedef Hacimler

Konformal radyoterapi ve YART planmasında malign (kötü huylu) hastalığa sahip bir hastanın tedavisi için ilgili organın, sağlıklı doku ve organ hacimlerinin sınırlarının üç boyutlu olarak belirlenmesi gerekir. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU Report 62) tarafından.

2.3.1. GTV (Gross Tumor Volume)

Görülebilir ve görüntüleme yöntemleri ile gösterilebilir hastalığı tanımlar. GTV primer, GTV nodal, GTV metastatik bölgeler ayrı ayrı tanımlanmalıdır. Evreleme, doz tayini ve yanıt değerlendirilmesi için bu tanımlamaların her tedavi endikasyonu vetüründe yapılması gerekir. GTV, tümör hücrelerinin en yoğun olduğu bölgedir, tanımlanması en kolay volümdür, ancak her zaman kesin değildir. Yeni yöntemlere açıktır (MRG, PET, diğer sintigrafik yöntemler ...).

2.3.2. CTV (Clinical Target Volume)

Klinik hedef volüm tanımlanabilir tümör volümü ve / veya yok edilmesi gereken subklinik malign hastalığı içeren doku volümüdür. CTV; GTV ve subklinik hastalık (hücre demetleri, Mikroekstansiyonlar, lenfatik alanlar) olarak işaretlenebilir. Tümör tipi ve yerleşimine bağlı olarak değişir. CTV işaretlemede klinik deneyimin önemi büyüktür. Küratif amaçlı tedavilerde mutlaka tedavi edilmelidir. Birden fazla CTV işaretlenebilir. CTV sınırları görüntüleme tekniğine göre değişebilir. Patolojik özellikler hakkında birikim ve deneyim önemlidir. Bazı planlamalarda gözardı edilebilir.

2.3.3. PTV (Planning Target Volume)

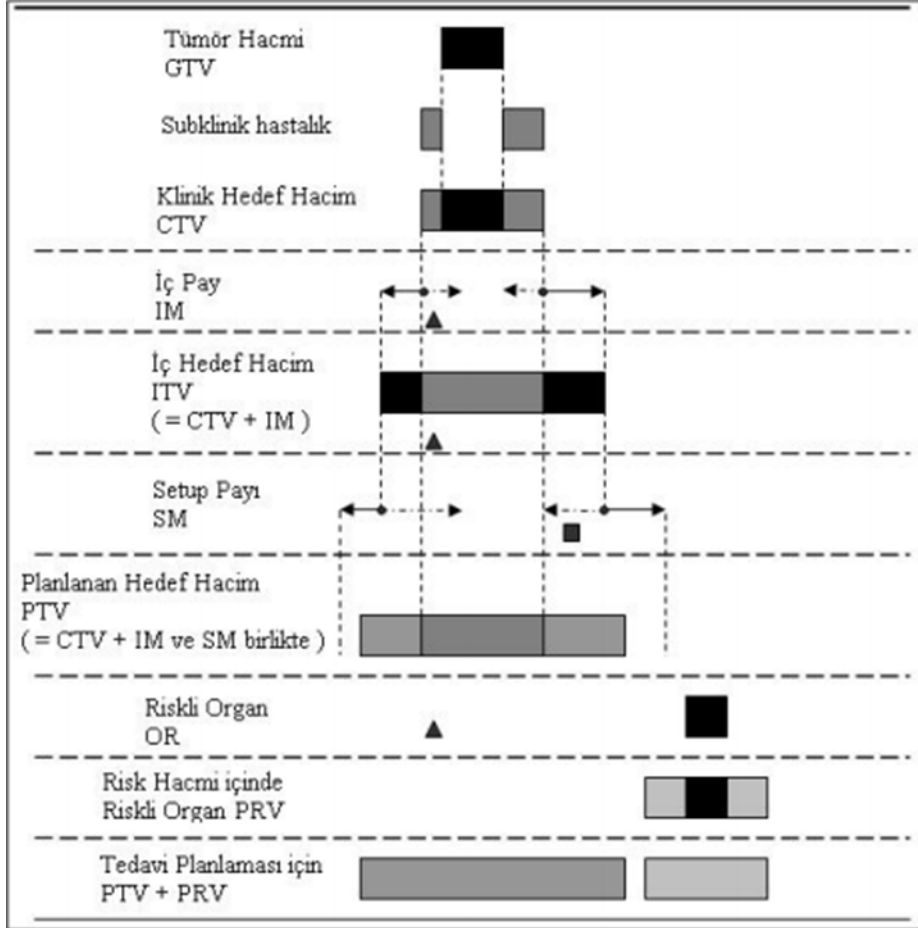
Planlanan tedavi volümü, tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. CTV'yi içermelidir. PTV, bazen kemik kontur, hatta hasta konturu dışına taşabilir. Fizyolojik nedenlerle oluşan CTV içindeki anatomik yapıların şekil, boyut ve pozisyon değişikliklerini ve setup sırasında oluşabilecek hata paylarını içermelidir. Hasta ve ışın pozisyonuna bağlı günlük değişiklikler göz önüne alınmalıdır.

2.3.4. Işınlanan Volüm

Işınlanan volüm normal dokutoleransına göre kayda değer miktarda doz alması beklenen volümdür.

2.3.5. Riskli Organ

Riskli (kritik) organ, radyasyon duyarlılığı tedavi planlamasını ve/veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokulardır. (7)

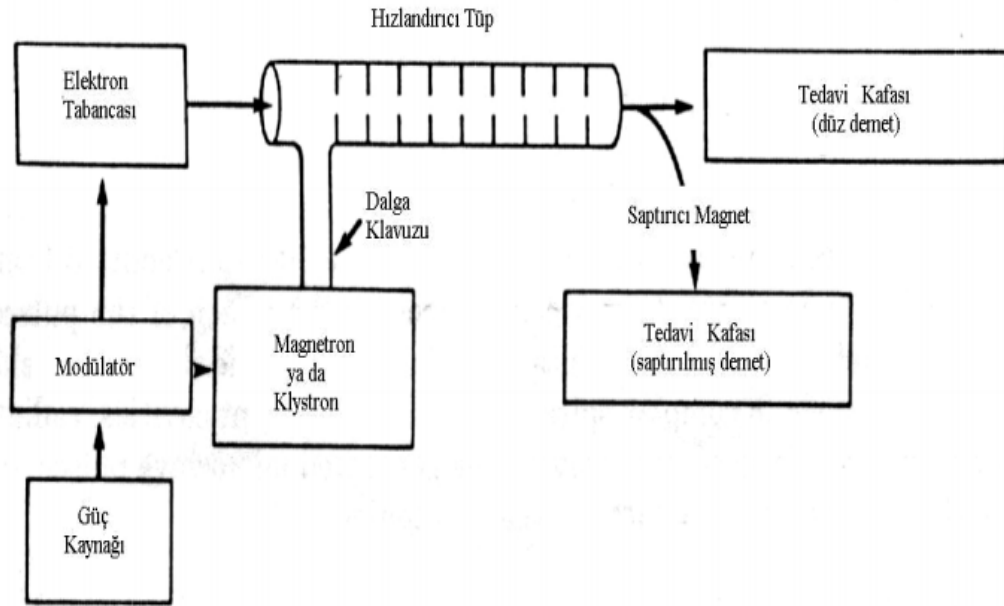


Şekil 2-1 Radyoterapide Kullanılan Volüm Kavramları

2.4. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcılar, hızlandırıcı tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektron gibi yüklü parçacıkları hızlandırır. Üretilen yüksek enerjili iyon demetleri yüzeysel tümörlerin tedavisinde ya da bir hedefe çaptırılarak x - ışını üretiminde kullanılırlar. Lineer hızlandırıcıda güç kaynağı modülatöre DC güç sağlar. Modülatördeki yüksek gerilim birkaç mikrosaniye gibikısa bir süre içerisinde DC pulslara dönüştürülür. Bu atımlar magnetron ya da klystron, ve aynı zamanda elektron tabancasına gönderilir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır. Yüksek güçlü bir

osilatör gibi çalışır ve birkaç mikrosaniyede mikrodalga pulsları oluşturabilir. Klystron ise mikrodalga üretemez. Ancak var olan dalganın genliğini yükseltebilir. Magnetron ya da klystronda oluşturulan yüksek güçteki mikrodalga atmlar dalgakılavuzu sistemi ile hızlandırıcı tüpe gönderilirken elektron tabancasından fırlatılan elektronlar da hızlandırıcı tüpe girerler. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri 50 KeV civarındadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar dalga üzerinde sinüzoidal elektrik alan vasıtası ile enerji kazanırlar. Hızlandırılmış elektronların hedefe gönderilmesi sonucunda x – ışınları üretilir. Oluşan x – ışınlarının yoğunluğunu homojen hale getirebilmek için düzleştirici filtre kullanılmaktadır. Filtreler kurşun, tungsten, çelik, uranyum, alüminyum veya bunların kombinasyonundan yapılmaktadır. Elektron ışınlaması sırasında ise filtre kullanılmamaktadır.(5)



Şekil 2-2 Lineer Hızlandırıcı Şeması

2.4.1. Linak Bileşenleri

2.4.1.1. Mikro Dalga Güç Kaynağı

Medikal amaçlı lineer hızlandırıcılarda gerekli olan elektromanyetik dalga gücü 2 MW ile 10 MW arasında değişmektedir. Linaklarda kullanılan magnetron ve klystron olmak üzere iki çeşit mikro dalga güç kaynağı üretici vardır.

i. Magnetron

Magnetron mikro dalgalar üreten bir radyofrekans osilatördür. Bir yüksek güç osilatör olarak birkaç mikro saniyelik aralıklarla ve saniye başına birkaç yüz pulsluk tekrarlanma oranıyla mikro dalga pulsları üretir. Silindirik bir yapıya sahip olan magnetron merkezi bir katot ve bakır bir katı parçayla rezonans kavitesine sahip bir dış anottan oluşur. Katot bir iç filaman ile ısıtılır ve elektronlar termoiyonik emisyonla üretilir. Statik manyetik alan kavitenin yan kesitine dik uygulanır ve anot-katot arasına DC elektrik alan uygulanır. Katottan yayılanellektronlar puls şeklindeki DC elektrik alanının etkisiyle anoda doğru hareket ederler. Eş zamanlı uygulanan manyetik alan etkisi altında elektronlar rezonans kavitesine doğru spiral şekilde hareket ederler ve mikrodalga şeklinde enerji yayınlanır. Bu şekilde üretilen mikrodalga palslar bir dalga rehberi yardımıyla hızlandırıcı tüpe aktarılır.

Magnetronlar genellikle düşük enerjili linaklarda kullanılmakta olup 2 MW'lık pik gücü sağlarlar. Yüksek enerjili linaklar klystron kullandığı halde 25 MV enerjili bazı linaklarda 5 MW'lık pik güce sahip magnetronlar kullanmaktadır.

ii. Klystron

Klystron bir mikro dalga üreticisi değil bir mikrodalga yükseltecidir. Klystronlar düşük güç mikrodalga üreticisine gereksinim duyarlar. Klystronlar magnetronlardan daha büyük ve ağırdırlar. Bu nedenle magnetronlar gantriye monte edilebilirken, klystronlar genellikle standın arkasına monte edilirler. Mikrodalga güç, mikrodalga kaynağından (mikrodalga üreticisi veya magnetron) hızlandırıcı dalga kılavuzu yapısına, basınçlı gazla doldurulmuş (sülfür hekzaflorid SF₆) bir taşıyıcı dalga kılavuzu ile taşınır. Mikrodalga için geçirgen olan iki mikrodalga penceresi (seramik veya

berilyum) basınçlı gazı, magnetron/mikrodalga üreticisi içindeki ve hızlandırıcı dalga kılavuzu içindeki vakumdan ayırır. (5)

2.4.1.2. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu

Temel olarak linakların ana bileşeni olan hızlandırıcı dalga kılavuzu bakır bir boruya benzetilmektedir. Bu bakır kılavuzun iç yapısı yatay olarak disklere bölünmüştür. Güçlü mikrodalgalar hızlandırıcıda her bir kavitesinde elektrik ve manyetik alan oluştururlar. Mikrodalgaların kılavuza iletilen elektronların faz hızlarına ayak uydurmasını sağlamak amacıyla ilk birkaç kavite daha geniş aralıklı olup sonraki kavite eşit aralıktır. Elektronlar ilk birkaç kavitede hız kazanır ve ışık hızına yakın hıza ulaşırlar. Bakır mikrodalga frekanslarda oldukça iyi iletkenliğe sahip olduğundan hızlandırıcı dalga kılavuzları genelde bakırdan yapılır. Böylece mikrodalgaların kavite duvarlarından yansması sırasında çok az güç kaybı oluşur. Elektron kaybını önlemek için kılavuz yüksek vakum altında tutulmakta olup kılavuz içinde elektronların odaklanmalarını, yönelimleri ve pozisyonlarını kaybetmelerini engellemek için odaklayıcı selenoid kanga kılavuzun etrafına yerleştirilmiştir.

Hareketli ve sabit dalga olmak üzere iki tip kılavuz vardır. Hareketli dalga kılavuzunda mikrodalga elektron tabancasının olduğu uçtan verilip tüpün sonunda soğrulur. Kılavuza enjekte edilen elektronlar hareketli mikro dalgalar tarafından tutulur ve aynı fazda hareket etmeye başlarlar. Duran dalga kılavuzlarda ise hareketlinin aksine mikrodalga güç kılavuzun sonunda soğrulmaz, aksine maksimum yansıtılarak gelen ve yansıyan dalgaların üst üste bindirilmesiyle duran dalgalar oluşturulur. (5)

2.4.1.3. Elektron Tabancası

Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için bir elektron kaynağıdır. Konvansiyonel bir X-ışınları tüpünde elektronlar termoiyonik emisyonla ısıtılmış bir katot'tan elde edilir. Genellikle katot spiral şeklinde tungsten bir flamanndan oluşmaktadır. Pals şeklindeki elektron demeti yaklaşık 10 kV'luk bir puls şeklinde voltaj uygulanmasıyla elde edilir. Elektronlar hızlandırıcı kılavuz içine yüksek güçlü mikrodalgalarla eş zamanlı olarak enjekte edilirler. Elektron tabancası bir tabanca sürücü alt sistemi tarafından kontrol edilir. Bu sistemin fonksiyonları; tabanca flamanını ısıtmak için güç sağlamak, tabanca katodu için yüksek gerilim sağlamak, doğru fazda bir pals programı ve dalga şekli sağlamaktır. (5)

2.4.1.4. Saptırıcı Magnet Düzeneği

Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için bir elektron kaynağıdır. Konvansiyonel bir X-ışınları tüpünde elektronlar termoiyonik emisyonla ısıtılmış bir katot'tan elde edilir. Genellikle katot spiral şeklinde tungsten bir flamanndan oluşmaktadır. Pals şeklindeki elektron demeti yaklaşık 10 kV'luk bir puls şeklinde voltaj uygulanmasıyla elde edilir. Elektronlar hızlandırıcı kılavuz içine yüksek güçlü mikrodalgalarla eş zamanlı olarak enjekte edilirler. Elektron tabancası bir tabanca sürücü alt sistemi tarafından kontrol edilir. Bu sistemin fonksiyonları; tabanca flamanını ısıtmak için güç sağlamak, tabanca katodu için yüksek gerilim sağlamak, doğru fazda bir pals programı ve dalga şekli sağlamaktır.

2.4.2. Linak Kafa Yapısı

Yukarıda anlatılan hızlandırıcı ve saptırıcı yapısı ile çok dar odaklanmış bir elektron demeti elde edilir. Yaklaşık 3 mm çapındaki bu elektron demeti kullanılamaz. Hasta tedavisinde kullanılacak ışın elde etmek için bu dar elektron demeti ya fotonlara dönüştürülmeli veya uygun şekilde bir elektron demeti elde edilmelidir.

2.4.2.1. X – Işınları Hedefi

Kilovoltaj ve megavoltaj X ışınları yüksek enerjili elektronların tungsten veya bakır-tungsten karışımı gibi yüksek atom numaralı metal hedefe çarptırılmasıyla oluşan bremsstrahlung ışınlarından elde edilir. Bununla birlikte enerji arttıkça bremsstrahlung emisyonu ileriye doğru arttığından megavoltaj enerjilerde target bir transmisyon target gibi davranır.

2.4.2.2. Düzleştirici Filtre

Hedekten çıkan yüksek enerjili X - ışınları sabit birincil kolimatörlerle kolime edilir. Homojen bir demet oluşturmak için x ışını doz profili, ucu hedefi gösteren koni şeklinde bir düzleştirici filtre ile düzleştirilir. Düzleştirici filtre genellikle tungsten, çelik veya kurşun-çelik kombinasyonundan yapılır.

2.4.2.3. Monitör İyon Odaları

Düzleştirici filtreyle homojen bir hale gelen demet iki tane çok kanallı paralel iyon odasından geçer. İyon odaları genellikle kaptondan yapılır. Önceleri mika

kullanılmakta olup bu materyalin azalması nedeniyle kapton son yıllarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca elektron modunda kapton iyon odalarından kaynaklanan bremsstrahlung x-ışını kontaminasyonu daha azdır. Ortamdaki basınç ve sıcaklık dalgalanmaları nedeniyle iyon odası içindeki gaz yoğunluğu değişimleri için gerekli olan düzeltmelerden kaçınmak amacıyla iki iyon odası da dış etkilere kapatılır.

2.4.2.4. Kolimasyon

i. Birincil Sabit Kolimatörler

Birincil sabit kolimatör genellikle tungstenden yapılmış olup düzleştirici filtrenin üstüne monte edilir. İki ucu açık az bir eğime sahip olan koni şeklindeki bu aparat sadece ileri doğru saçılan x-ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından kaçınmaya yardımcı olur. Birincil kolimatörlerin boyutları genellikle ikincil kolimatörler olmaksızın 100 cm SSD'ye yaklaşık 50 cm çap verecek şekildedir.

ii. İkincil Kolimatörler

İkincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm tungsten veya kurşundan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur.

2.5. Varian Rapidarc DHX Lineer Hızlandırıcı



Şekil 2-3 Varian DHX Linakın Hızlandırıcı ve Gantry Kısımları

2.5.1. Izgaralı (Gridded) Elektron Tabancası

Doz hızını sürekli ve başarıyla kontrol eder. Dinamik tedaviler için uygun ışın kontrolünü sağlar.

2.5.2. Enerji Şalteri (Switch)

Bütün tedavi edici enerji aralığında stabil doz hızlarında enerji sağlar. Bütün enerjilerde optimal performans ve spektral saflık sağlar.

2.5.3. Dalga Kılavuzu (Wave Guide)

Çıkarılabilir elektron tabancası ve enerji şalteri birlikte yüksek verimli ve çift taraflı duran dalga kılavuzunu oluşturur. Radyofrekans kaynağı tarafından üretilen alternatif elektrik alanı kullanılarak gelen parçacıklar hızlandırılır.

2.5.4. Perdesi Değişmeyen 3 Alan Bükme Mıknatısı

Sabitlenmiş aralıklardan oluşan 3 parçalı tasarımı ile gelen ışının her tedavi için çoğaltılması sağlanır. 270 derece açılı bükme sistemi, optimal portal görüntüleme için 2 mm dairesel noktasal büyüklüğünü sağlar.

2.5.5. Gerçek Zamanlı Işın Kontrol Yönlendirme Sistemi

Radyal ve enine (transverse) yönlendirme bobinleri (coil) ve gerçek zamanlı geri bildirim sistemi ışın simetrisinin bütün gantry açılarında $\pm 2\%$ içerisinde kaldığından emin olunmasını sağlar.

2.5.6. Odak Noktası (Focal Spot) Büyüklüğü

En büyük doz hızlarında bile, dairesel odak noktasının büyüklüğü mıknatıslı bobinler tarafından sabit tutulur ve 2 mm'den küçük kalması sağlanır.

2.5.7. On Port Karusel (Carousel)

Yeni elektron saçılma folyoları homojen elektron ışını sunar.

2.5.8. İyon Odası

8 sektörlü ve çift mühürlü (dual sealed) iyon odaları sıcaklık ve basınçtan etkilenmez; ışın dozimetrisinin uzun dönemdeki güvenilirliği ve stabilitesi için dozimetrisinin $\pm 2\%$ içerisinde kaldığından emin olunmasını sağlar.

2.5.9. Asimetrik Çeneler (Asymmetric Jaws)

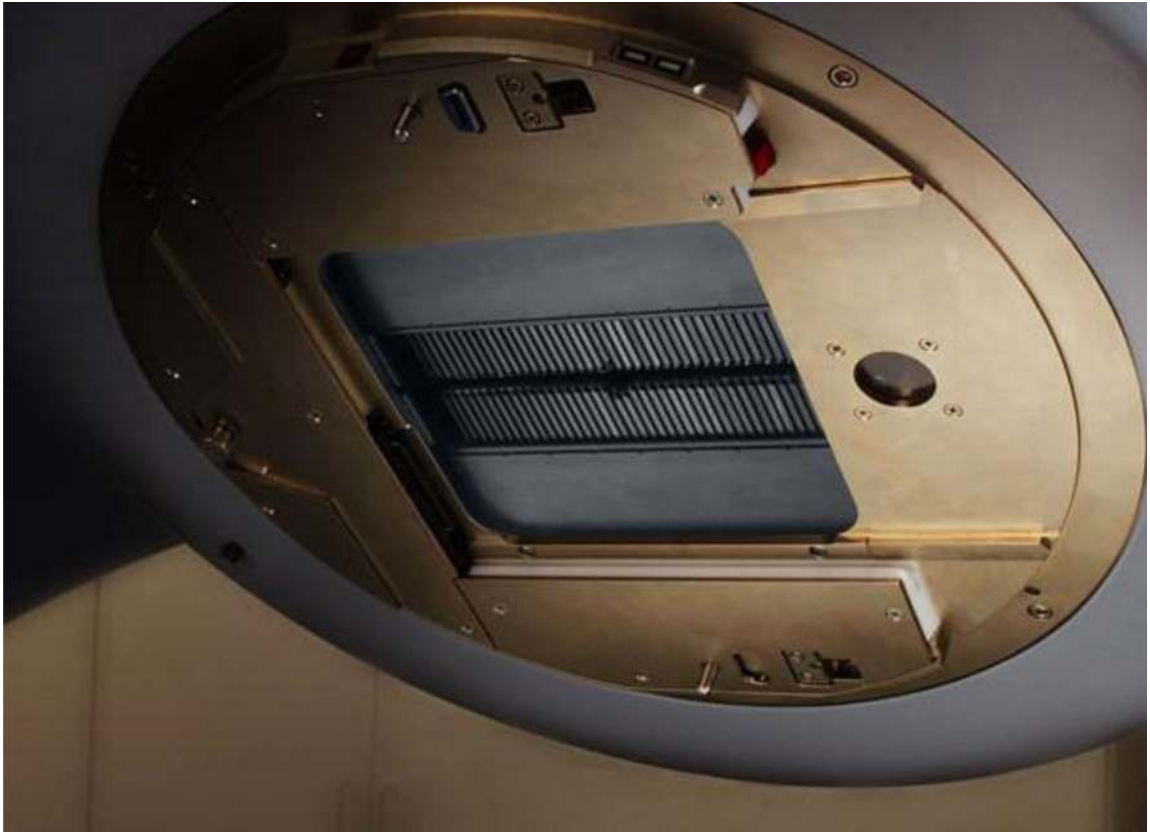
4 bağımsız kolimatör isteğe bağlı olarak simetrik ve asimetrik alanlar oluşturulmasını sağlar.

2.5.10. Çok Yapraklı Kolimatörler (Multi Leaf Collimator)

120 yapraklı dinamik ÇYK ile YART tedavileri için en gelişmiş ışın şekillendiricileri kullanılır. (8)

2.6. Çok Yapraklı Kolimatörler

Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) tungsten gibi yüksek atom numaralı bir maddeden yapılmış, bireysel yapraklardan oluşan ve ışınının geçişini engellemek üzere her biri ileri geri bağımsız olarak hareket edebilen bir cihazdır (Şekil 2-4).

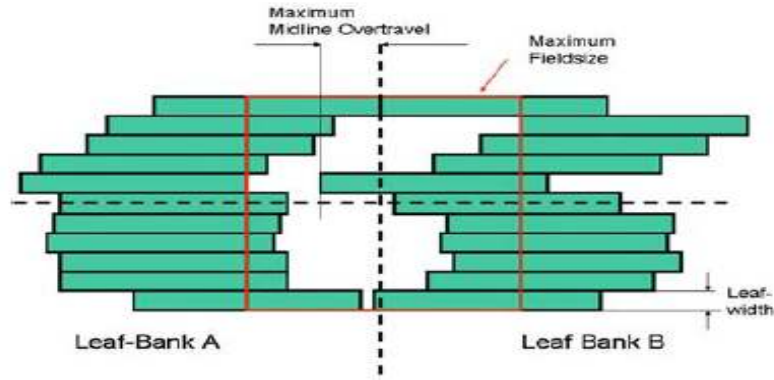


Şekil 2-4 Bir Lineer Hızlandırıcıya Ait ÇYK Yaprakları

ÇYK yaprakları lineer hızlandırıcılarda radyoterapi tedavi ışınlarını düzenlemek için kullanılırlar. Özellikle konformal ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) için bu cihazlar çok önemlidir. ÇYK 1965 yılında konformal tedavilerde kullanılmaya başlanmış ve daha sonra YART tedavileri için geliştirilmiştir. ÇYK, konformal radyoterapide ışının boyutunu düzenleyerek tümörü daha iyi kapsamak ve çevredeki sağlam dokuları korumak için kullanılır. Ayrıca, kullanıcıyı blok dökme ve saklama zahmetinden kurtarır. YARTteknğinde ise, ÇYK yaprakları alan boyunca hareket ederek inhomojen bir doz dağılımının oluşturulmasını sağlar. Farklı üreticiler tarafından geliştirilmiş birçok ÇYK çeşiti bulunur. Günümüzde 120 ve 160 yapraktan oluşan standart ve yüksek çözünürlüklü ÇYK çeşitleri vardır. Geometrileri üreticiye göre değişmektedir. (9)

2.6.1. Çok Yapraklı Kolimatörlerin Geometrik Özellikleri

ÇYK'ların performansını karakterize eden en önemli teknik parametrelerden biri geometrik özellikleri olup Şekil 2-5'de bu parametreler gösterilmektedir.



Şekil 2-5 ÇYK'ların Geometrik Özellikleri

Şekilde gösterilen geometrik özellikler şöyle sıralanabilir:

- ✓ Maksimum alan boyutu
- ✓ Lif genişliği
- ✓ Maksimum overtravel (merkezin karşısına geçme) mesafesi

- ✓ Liflerin iç içe geçmesi
- ✓ ÇYK'nın kolimatör çenelerine göre konumu

Bunların dışında YART için ÇYK kullanıldığından lif hızları ve pozisyonlarının doğruluğu da önemli parametrelerdir. Yukarıda sıralanan geometrik özellikleri şöyle açıklayabiliriz.

2.6.1.1. Maksimum Alan Boyutu

Günümüzde klinikte kullanılan iki tür ÇYK vardır. Bunlardan ilki 40x40 cm alan boyutuna kadar olan orta ve büyük alanlar için tasarlanmış ve linakların kafasına monte edilmiş olan ÇYK'dır. İkincisi ise genellikle mini veya mikro ÇYK olarak adlandırılan ve tedavi cihazının kafasına tutturulabilen bir aksesuara monte edilmiş ÇYK tipidir. Mini ve mikro ÇYK'lar karakteristik olarak maksimum 10x10 alan boyutuna sahiptirler. (10)

2.6.1.2. Lif Genişliği

Linak kafasına monte edilmiş olan bilgisayar kontrollü ÇYK'lar genellikle izomerkezde 0.5-1 cm genişliği sahiptirler. Bu genişlik lif hareketine dik olan düzlemdeki genişlik olup hareket doğrultusunda 1 mm pozisyon doğruluğuna sahiptirler.

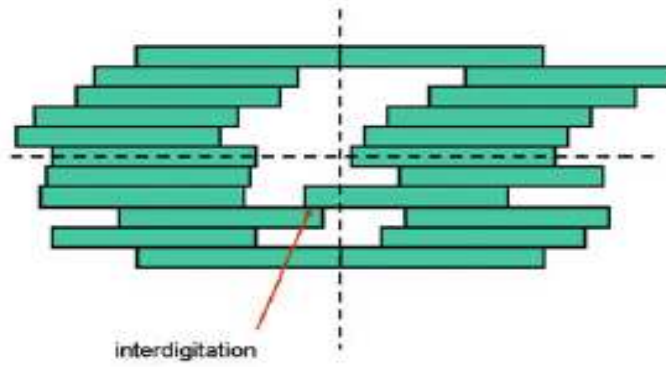
İzomerkezdeki bu lif genişliği hedef volümün şekli ve boyutuna uygun olmalıdır. Piyasada farklı lif genişliklerine sahip cihazlar bulunmaktadır. (10)

2.6.1.3. Maksimum Overtravel (Merkezin Karşısına Geçme) Mesafesi

Overtravel bir yaprağın ÇYK'nın orta hattından ne kadar uzağa gittiğini karakterize eden bir parametredir. Bu parametrenin büyük olması kompleks şekilli hedef volümlerin tedavisinde ve YART'daki yoğunluğu modüle edilmiş alanların oluşturulmasında oldukça önemlidir. Bunun yanında büyük overtravel mekanik bir zorluktur çünkü daha fazla ağırlığa sahip olup mekanik kontrol etme gücünü yaratacak olan daha uzun liflerin kullanılması gerekir. (10)

2.6.1.4. Liflerin İç İç Geçmesi

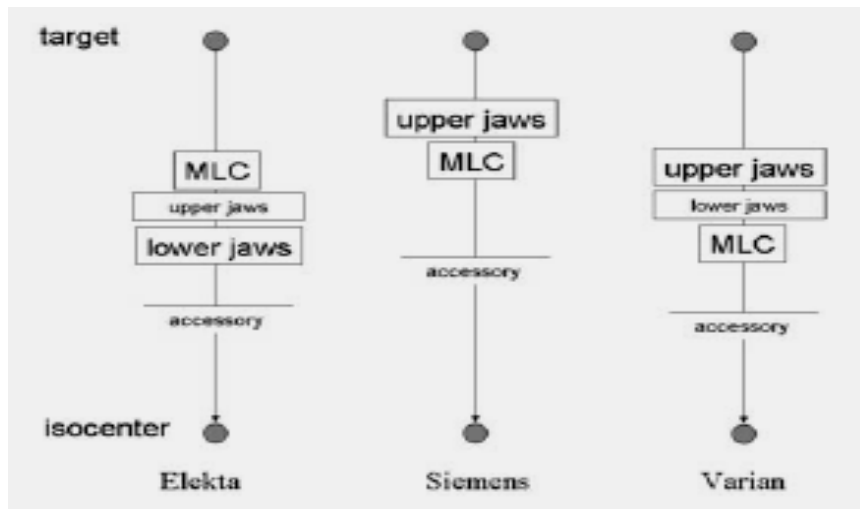
Bazı durumlarda bir lif karşı komşu lif ile çarpışmaksızın bu lif hizasında öteye geçemez. Bu durum konformal radyoterapi için sorun değildir fakat YART’da kompleks şekilli alanların alt segmentlerini oluşturmada sorun çıkarabilir. Şekil 2-6’da bu durum gösterilmektedir. (10)



Şekil 2-6 Lif İç İç Geçme Probleminin Görünüşü

2.6.1.5. ÇYK ’nın Kolimatör Çenelerine Göre Konumu

ÇYK’nın sabit çenelere göre pozisyonu şekilde gösterildiği gibi firmadan firmaya değişkenlik gösterir. Şekil 2-7’de farklı firmalara ait kolimatör pozisyonları gösterilmektedir. (10)



Şekil 2-7 Elekta, Siemens ve Varian Firmalarının ÇYK Yapılarının Alt ve Üst Kolimatör Çenelerine Göre Pozisyonları

Elekta’da ÇYK alan şekillendirmeyi sağlamakta olup ek koruma primer kolimatörle ile sağlanır. ÇYK primer kolimatörü içeren standart kolimasyon sisteminin yerini alır.

Siemens’de ÇYK birinci kolimasyon hariç tüm kolimasyonu sağlar ve tamamen standart kolimasyon sisteminin yerini alır.

Varian’da ÇYK standart kolimasyon sistemine ek olarak alan şekillendirmesi sağlar. Cihaz kafasının bir parçası olduğu halde eksternal olarak monte edilir ve standart kolimasyon sistemini tamamlar.

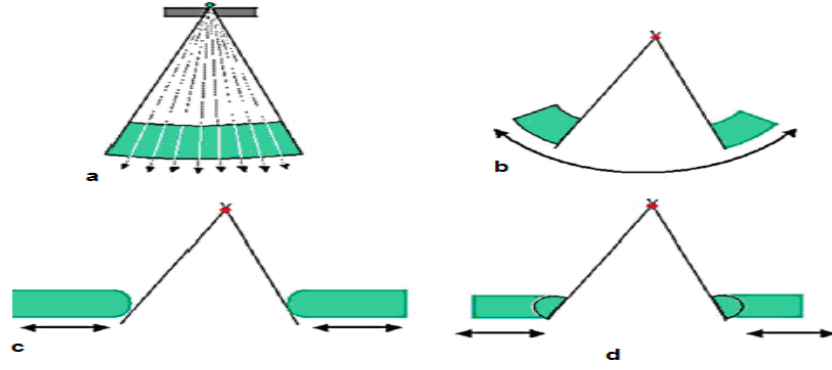
2.6.2. Çok Yapraklı Kolimatörlerin Fiziksel Özellikleri

2.6.2.1. Fokuslama Özellikleri ve Penumbra

Hedef volüm ve sağlıklı dokular arasında hızlı bir doz gradyenti oluşturmak için penumbra mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Bu yüzden penumbra tedavi cihazlarının dizaynına bağlı olan önemli bir parametredir.

Penumbra öncelikle kolimatör çenelerinin kaynağa,hasta yüzeyine göre pozisyonuna ve kaynağın çapına bağlıdır. Kural olarak küçük penumbra elde etmek için kaynağın çapı mümkün olduğunca küçük olmalı ve kaynak-kolimatör arasındaki mesafe ise olabildiğince büyük olmalıdır. İkinci olarak penumbra kolimatör kenarlarının yapısına da bağlıdır. ÇYK’dan oluşan bir kolimatörde penumbranın küçük olması için lif pozisyonundan bağımsız olarak lif kenarları kaynağa doğru yönelmelidir. Bu özellik fokuslama olarak adlandırılır. Şekil 2-12.a da gösterildiği gibi trapezoid lif kesitiyle lif hareketi yönüne dik yönde iyi bir fokuslama özelliği elde edilir.

Şekil 2-12.b,c,d de ise lif hareketi yönünde fokuslama özelliğine sahip ÇYK yapıları gösterilmektedir. Lif hareketi yönünde fokuslama gösterildiği gibi lif kenarlarının dönmesi veya dairesel bir yol boyunca liflerin hareketiyle elde edilir. Bu her iki yol da mühendislik problemlerini beraberinde getirir. Bu nedenle şekil 2-9.b de gösterildiği gibi makul bir penumbra oluşturacak şekilde kenarları eğimli olan ÇYK’lar kullanılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte ÇYK sisteminde penumbra tamamen lif pozisyonundan bağımsız değildir. Alana bağlı olarak penumbra değişimleri tedavi planlama bilgisayarlarına yüklenmelidir. Bu durum özellikle YART’da küçük alt alanlar kullanıldığında önem kazanmaktadır. (10)

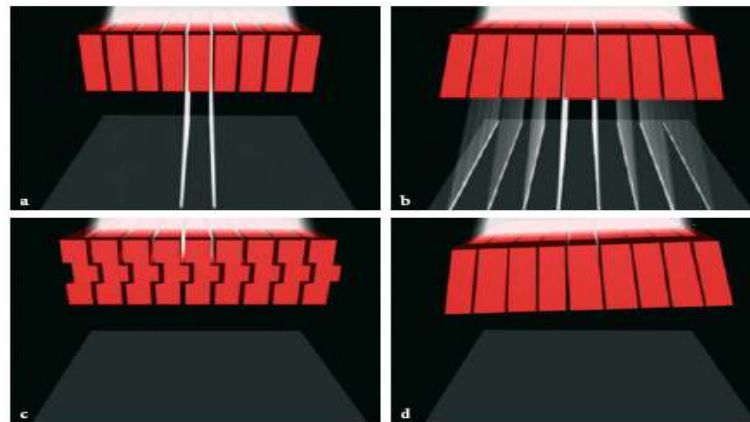


Şekil 2-8 Liflerin Fokuslama Özellikleri

a) Lif Hareketi Yönüne Dik Yönde Fokuslama Yapabilen Yamuk Çapraz Kesitli Lif Yapısı, Lif Hareketi Yönünde Fokuslama Yapan, b) Dairesel Bir Yolda Hareket Eden Lif Yapısı, c) Yuvarlak Kenarlara Sahip Lif yapısı, d) Dönen Kenarlara Sahip Lif Yapısı.

2.6.2.2. Lifler Arası Geçirgenlik

Liflerin birbirine sürtünmesini engellemek için aralarında yaklaşık olarak 0.1 mm'lik küçük bir gap olmalıdır. Bu gap ise yaklaşık %4'ün altında tutulması gereken sızıntı radyasyona yol açar. Şekil 2-9'da görüldüğü gibi bu durum özellikle fokuslama için trapezoid bir kesite sahip olan liflerde problem olmaktadır. Lifler arası sızıntıyı minimum seviyede tutmak için üretici firmalar şekil 2-9.c de görüldüğü gibi tongue and groove dizaynını kullanmaktadırlar. Lifler arası sızıntıyı azaltmanın diğer bir yolu da şekil 2-9.d de gösterildiği gibi ışın diverjansına uygun olarak tüm liflere hafif bir eğim vermektir.



Şekil 2-9 Lifler Arası Sızıntıyı Engellemek İçin Farklı Lif Dizaynları

2.6.2.3. Lif Geçirgenliği

Linakların ayarlanabilir kolimatörleri ÇYK'larla yer değiştirildiğinde ÇYK'ların kişiye özel bloklarla aynı geçirgenliği (<%5 veya 4 ile 5 HVL arası) sağlaması beklenir. Bu kriter yaklaşık 5cm kalınlığında tungsten karışımla mümkündür. %5 olan bu transmisyon kriterini %1'e düşürmek için tungsten alaşımının kalınlığını 2,5 cm artırmak yeterli olur. Tablo 2-1'de farklı firmalara ait ÇYK özellikleri gösterilmiştir. (10)

Tablo 2-1 Farklı Ticari Firmalara Ait ÇYK Özellikleri

	Elekta	Varian	Varian	Siemens 82	Siemens
		MLC80	MLC120	lif	160 lif
Tip	B	C	C	A	A
Lifçiftlerinin sayısı	40	40	60	41	80
İzomerkezdeki alan boyutu	40x40 cm	40x40 cm	40x40 cm	40x40 cm	40x40 cm
İzomerkezdeki lif pitc.	10 mm	10 mm	40x5mm+ 20x10 mm	41x10 mm	80x5 mm
Max. Over travel	12.5 cm	20 cm	20 cm	10 cm	20 cm
Lif geçirgenliği	<2%	<2.5%	<2.5%	<1%	
Lifler arası sızıntı	<5%	<4%	<3%	<2%	
Pozisyon doğruluğu	1 mm	1 mm	1mm	1 mm	0.5 mm
Lif hızı	20mm/s	25mm/s	30mm/s		40mm/s

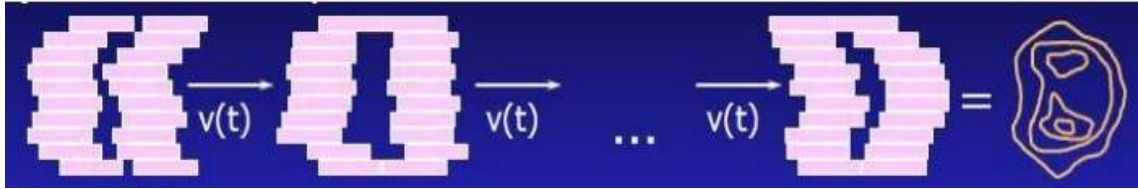
2.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Teknikleri

Yoğunluk ayarlı foton alanı, çok yapraklı kolimatör bulunduran lineer hızlandırıcı ile gerçekleştirilmektedir. Yoğunluk ayarı, çene ve yaprakların hareketi ile sağlanan farklı şiddet dağılımları olarak tanımlanmaktadır. Homojen birçok farklı radyasyon alanının üst üste çakışması ile yoğunluk ayarı yapılmaktadır. (5) YART'da bir çok tedavi metodu bulunmaktadır. Bu nedenle YART uygulamaları gantri hareketine göre sabit ya da hareketli olarak sınıflandırılmaktadır. Sabit gantri açılarında, statik

çoklu segment ve dinamik YART tekniği bulunmaktadır. Hareketli gantri açılarındaki ise yoğunluk ayarlı ark terapi ve tomoterapi bulunmaktadır. (11)

2.7.1. Dinamik ÇYK Tekniği

“Sliding Window” olarak da adlandırılan dinamik ÇYK tekniği, çok yapraklı kolimatör yapraklarının segmentleri arasında hareketi boyunca ışınlamanın devam ettiği bir tekniktir. Belli bir tedavi alanı ayarlandığında bu tedavi alanında ışınlama durmadan yapraklar hareket ederek segmentleri değiştirir ve farklı yoğunlukta doz dağılımı meydana gelir. Bu teknikte lifler ışınlama süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket ederler. Her bir lif çifti bir boyutta ayarlamayı tanımlamakta olup, bu bir boyutlu ayarlama lif çiftleri arasında farklılık gösterebilir. Bununla birlikte kavram olarak tüm lif çiftleri birlikte hareket ederek iki boyutlu şiddet ayarlaması yaratırlar ve bu şekilde şiddeti değiştirilmiş ışın demeti oluşur. Bu teknikte lifler arası açıklık süresi alanda farklı akı şiddetleri oluşturacak şekilde kullanılan algoritma tarafından ayarlanır. Lifler motorla hareket etmekte ve saniyede 2cm’den fazla hareket edebilecek bir hıza sahiptir. Lif hareketi bilgisayar kontrollü olup pozisyonları doğrulanmaktadır. Dinamik ÇYK tekniğinin temel prensibi Şekil 2-10’da gösterilmektedir.



Şekil 2-10 Sliding Window Tekniğinin Şematik Gösterimi

2.7.2. Statik ÇYK Tekniği

Segmentleri oluşturmak için çok yapraklı kolimatörler hareket ederken ışınlamanın durduğu “Step and Shoot” olarak adlandırılan statik ÇYK tekniğinde, her YART alanı bir dizi sabit alan segmentine ayrılır ve ayarlanmış her bir segment için doz verilir. Doz tamamlanınca ışınlama durur. Çok yapraklı kolimatörler hareket ederek aynı alandaki farklı segmenti oluşturur, sonrasında tekrar ışınlama yapılır. Bu işlem bütün tedavi alanlarındaki segmentler sona erene kadar devam eder. Yoğunluk

haritasına göre oluşturulan segmentlerin her biri farklı biçimlidir ve doz ağırlıkları farklıdır. Temel prensip olarak statik ÇYK tekniği Şekil 2-11’ de gösterilmiştir.



Şekil 2-11 Statik Çoklu Segment Tekniğinin Şematik Gösterimi

Alt alanlar veya diğer adıyla segmentler ÇYK ile şekillendirilir ve herhangi bir operatör yardımı olmadan üst üste gelerek uniform olmayan bir şiddete sahip modüle edilmiş demet oluştururlar. Bu demetlerin oluşturulmasında close-in ve lif sweep adı verilen başlıca iki yöntem kullanılır. Close-in tekniğinde lifler birbirine zıt yönde hareket ederek ilk segmenti oluşturur. Diğer segmentlerde yine aynı şekilde lif topluluklarının zıt hareketleri sonucunda oluşurlar. Lif sweep tekniği daha karmaşık bir tekniktir. Bu teknikte lif toplulukları önce birbirine zıt olarak hareket ederken daha sonra aynı yönde hareket etmeye başlarlar. Lifler aynı yönde hareket ettiğinden tedavi süresi daha kısadır. (12)

2.8. Optimizasyon ve Ters (İnverse) Planlama

Optimizasyon matematiksek olarak belirli sınırlamalar altında istenen bir değerin maksimum veya minimum hale getirilmesidir. Genel olarak matematiksel optimizasyonda problem, tüm sınırlandırmaları sağlarken maksimum veya minimum skoru yerine getirecek değişkenlerin bulunmasıdır. Radyoterapideki optimizasyonda ise problem her bir hasta için en iyi tedaviyi sağlayacak tedavi planıyla ilgili ışın açıları ve şiddetleri gibi değişkenlerin uygun olarak bulunmasıdır. Optimizasyon YART planlarının temelini oluşturmaktadır.

Optimize edilecek planla ilgili değişkenlere geçilmeden önce fiziksel doz kriterlerinin belirlenmesi ve gerekirse bu doz sınırlamalarının çeşitli parametrelerle optimize edilmesi gerekir. Gerçek dozun ulaşılmak istenen dozdan kuadratik sapması en sık kullanılan doz kriteri olup bu sapmanın minimum olması gerekmektedir. Hedefte oluşan yüksek ve alçak dozları düzeltmek için farklı ağırlık faktörleri kullanılabilir.

Hedefteki doz homojenitesini sağlamamanın bir yolu hedefe tanımlanan tümör dozunun minimum “Dmin” ve maksimum “Dmax” değerlerine çok sıkı sınırlamalar koymaktır. Örneğin bu değerlerin ağırlığı ve önem derecesi arttırılabilir. Tanımlanacak sınırlamalar hedefteki dozu -%5 ile +%7 içerisinde tutabilmelidir (ICRU 2010). (13)

Kritik organ dozları da YART’da organın seri veya paralel bağlı olmasına bağlı olarak oluşacak maksimum doz açısından oldukça önemlidir. Seri bağlı organların da maksimum dozları tolerans seviyesi üstüneyse bu organların ağırlık, güç ve önem derecesini arttırmak gerekir.

YART planlamasında doz sınırlamalarını (constraint) belirledikten sonra optimize edilecek değişkenler: akı haritaları, ışın sayıları ve açıları, alt alan(segment) sayısı ve ışın enerjisi olarak sıralanabilir.

2.9. YART Doz Optimizasyon Algoritmaları

YART için doz hesaplama algoritmaları, YK yapraklarının dinamik özellikleri haricinde, standart 3 boyutlu tedavi planlaması algoritmalarıyla aynıdır. Öncelikle, bir noktanın YK yaprakları tarafından kaç MU için kapatılacağının hesaplandığı hava akı dağılımı oluşturulur. Daha sonra, düzeltmeler YK kenarı penumbrası, YK arası sızıntılar (tongue and groove effect) ile YK ve çene (jaw) pozisyonlarının bir fonksiyonu olarak kafa saçılmalarının hesaba katılmasıyla sonuçlandırılır. (14)

2.9.1. Fiziksel Parametreler

2.9.1.1. Hava Akımı

Yoğunluk ayarlı bir ışın için oluşturulan ve çeneler ile her bir YK yaprağının, zamanın bir fonksiyonu olarak hangi pozisyonda yer alacağının belirlendiği hava akı dağılımı, kullanılan algoritma tarafından çıkış (output) fonksiyonuna entegre edilen fiziksel bir parametredir. (14)

2.9.1.2. Derin Doz Dağılımı

ışın bloklarının şekil ve genişliklerinin büyük ölçülerde değişim göstermesi sebebiyle, yoğunluk haritasını oluşturabilmek için 1 cm’den az genişlikteki segmentlere ihtiyaç duyulabilir. YART planlarının hesaplanabilmesi için, segmentlerin tümünde ve özellikle bu küçük boyutlu alanlarda derin doz dağılımlarının doğru hesaplanabilmesi

esastır. Hesaplamadaki başarısı ile Pencil Beam ve Convolution-Superposition hesaplama modelleri YART tekniğinde en çok tercih edilen algoritmalar, ikincil elektronların etkilerini hesaplamadaki başarısıyla Monte Carlo tekniği de artan çapta yaygınlaşmaktadır. Ancak, görece yavaş olan bu algoritmanın genelleşmesi, hesaplama motorunun hızlandırılmasına bağlıdır. (14)

2.9.1.3. Monitör Unit (MU) Hesaplamaları

YART için elle MU hesabı yapmak, imkansız olmasa bile, oldukça zordur. Pratikte, derin doz dağılımını hesaplayan algoritmalar ile tedavi planlama sistemlerinin hesapladığı MU değerlerine güvenilir. Linak ve hesaplama algoritmasına bağlı olarak TMR ve referans doz gibi ilave değerlere ihtiyaç duyulsa da, MU hesabı doz hesabına paralel bir şekilde TPS tarafından yapılır. Bu yöntem, konformal tedavilerde sıkça başvurulmuş bir kontrol yöntemi olan MU hesabının elle tekrar yapılmasına tezdır, fakat YART tekniği içerdığı karmaşık yoğunluk dağılımı nedeniyle bir istisna oluşturur. Bunun bir sorun olmaması ve MU verilerinin kontrol edilebilmesi için, tedavi planlama sistemlerine tam entegre olmuş, ancak bağımsız çalışan MU hesaplama programlarına ihtiyaç vardır.

YART’da ışın profili tekdüze değildir ve akı yoğunluğu alan içinde modüle edilir. Bunu başarıyla sağlayan ‘Pencil Beam’ ve ‘The Convolution-Superposition’ algoritmaları doz hesaplaması için tercih sebebidir. Fakat, bu yöntemlerde elde edilen MU değerlerinin elle kontrol edilmesi mümkün değildir. TPS tarafından hesaplanmış bu MU değerleri yalnızca harici bir MU hesabı programı yardımıyla kontrol edilebilir. (15)

2.9.2. Pencil Beam Algoritması (FSPB)

Sonsuz küçük ışın parçacıklarını analitik olarak hayal etmek mümkün olmasa bile, bir kesin sınırlı küçük ışını (finite size pencil beam) deneysel olarak ölçmek mümkündür. Algoritma $1 \times 1 \text{ cm}^2$ gibi küçük alanlarda yüzde derin doz ve profil hesabına dayanmaktadır. FSPB algoritmasında, doz hesaplama formülü verilen yoğunluk haritası, sabit alan elementlerine ($1 \times 1 \text{ cm}^2$) bölünür ve her biri toplam ağırlığa göre kıyaslanarak görel bir şekilde hesap edilir.

n. FSPB için d derinliğindeki bir P noktasında $D_i(P)$ dozu ve MU arasındaki bağıntı:

$$D_i(P) = k \times MU \times TMR(d) \times S_{c,p} \times T_i \times ISF \times OAR_i(d) \text{ Formül: 2.1.}$$

K: hızlandırıcı için kalibrasyon faktörü (doz/referans koşullarda MU).

TMR(d): İlgili FSPB için d derinliğindeki doku-maksimum oranı.

Sc,p : Kalibrasyon alan boyutuna (10x10 cm²) oranla FSPB için maksimum dozun referans derinliğindeki çıkış faktörü (output factor).

Ti: Geçirgenlik faktörü (P ÇYK yaprağı altında ise, değeri küçük; P açık alandaysa P değerine eşittir)

ISF: Ters kare kanunu faktörü (kaynaktan P'ye olan uzaklığa karşı kaynaktan referans noktasına ulan uzaklığın bir ölçütüdür).

OAR_i(d): İlgili FSPB'nin merkezi eksenine göre P noktasındaki eksenden kaymanın bir ölçütüdür.

P noktasındaki doz P noktasını etkileyen bütün FSPB'lerin o noktaya katkılarının toplanmasıyla elde edilir. (15)

2.9.3. Convolution Algoritması

Convolution algoritması, ikincil parçacıkların (yükli parçacıklar ve saçılan fotonlar) birincil etkileşimlerinin ayrı ayrı hesaplanmasına dayanan bir yöntemdir. Bir fantomdaki doz, bu etkileşimlerin olasılık dağılımlarına dayanarak hesaplanır. Convolution doz motoru temel olarak her enerji akısı paketi için dozu ayrı ayrı hesaplar. Enerji akısı MU değerine bağlı olduğundan doz ve doz/MU vermek için yönetilebilir.

ADAC Pinnacle tedavi planlama sisteminde kullanılan formül:

$$MU = D_d / (K \times ND \times S_c \times ISF) \text{ Formül 2.2.}$$

D_d: d derinliğinde öngörülen doz.

ND: Normalizasyon faktörü (ilgili derinlikteki her enerji akısı için hesaplanan dozun, kalibrasyonda kullanılan referans noktasındaki her enerji akısı için hesaplanan doza oranı. (15)

2.10. Tedavi Planlama Sistemi

Tedavi planlama sistemi (TPS), hastada ya da fantomda doz dağılımını hesaplamak için kullanılan yazılım, bilgisayar ve çevre birimlerinden oluşmaktadır. Üç

boyutlu konformal tedavi, brakiterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi birçok tedavi tekniğinde bilgisayar programı kullanarak hasta tedavi planı oluşturmak mümkündür.

TPS’de doz hesaplamaları yapmak için, kullanılan lineer hızlandırıcıya ait birçok parametre, planlama sistemine girilmelidir. Bunlar; lineer hızlandırıcıya ait demet enerjileri, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılma-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerdir. Planlama sistemi, içerdği doz hesaplama algoritmalarıyla, her hastanın tedavisinde kullanılacak foton ya da elektron enerjisi, alan boyutu, derinlik ve kullanılan aksesuarlara (kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametrelerle doz hesabı yapmaktadır. (16)

2.11. YART ’ın Dozimetrik Doğrulanması (YART KK)

YART’ın uygulanmasıyla kompleks şekilli hedef volümlerde yüksek dozlara ulaşılırken, çevre sağlıklı organ ve dokulardaki dozu tolerans seviyelerinde tutmak gerekmektedir. YART’da toplam dozun yüksekliğinden dolayı tedavi doğruluğu konvansiyonel ve konformal tedavilere göre daha önemlidir. Konformal radyoterapide tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan monitor unit(MU) kontrolü yüzde derin doz eğrileri (%DD), doku fantom oranı (TPR), toplam saçılma faktörü (Sc.p) ve tedavide kullanılan ışın geometrisi bilgileri gibi temel dozimetri bilgileri kullanılarak elle yapılabilir. Fakat YART’da kullanılan ışın yoğunlukları modüle edildiğinden basit MU doğrulaması tedavi doğrulanması için yeterli değildir. Bu yüzden YART uygulayan pek çok klinik iyon odaları, TLD, MOSFET dedektör, elektronik portal görüntüleme (EPGC) radyografik veya radyokromik film kullanarak tedavi dozimetrik doğrulaması yapmaktadırlar. Tedaviye başlamadan önce yapılacak bu doğrulama işleminin tedavinin rutin olarak kullanılabilirliği açısından efektif, ucuz ve çabuk olması gerekir. Bu yüzden seçilecek doğrulama yöntemi klinik açısından oldukça önemlidir. Dozimetrik YART doğrulanması YART kalite güvenirliliğinin (QA) sadece bir parçası olup YART kalite güvenirliliği ters planlama algoritmasının değerlendirilip kontrol edilmesi, veri transferinin doğrulanıp kaydedilmesi ve lineer hızlandırıcının ÇYK ve lif hızı kontrollerini içermektedir. YART kalite güvenirliliği, doz hesaplama algoritmasının onaylanması, planlama sisteminden lineer hızlandırıcıya veri transferinin doğrulanıp kaydedilmesi ve YART planının dozimetrik olarak doğrulanması olmak üzere üç kısımdan oluşur.

Statik YART (step and shoot) tekniğinde çok küçük alt alanlar kullanılabilmekte olup bu alt alanların boyutu lif genişliği ve hedeflenen doz sınırlamalarına bağlı olarak değişmektedir. Küçük alan dozimetrisinde toplam saçılma faktörü ve profillerin doğru şekilde ölçülmesi açısından yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip detektörler kullanılmalıdır. Örneğin $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'lik bir alanın toplam saçılma faktörünün 0.125 cm^3 ve diamond detektörle ölçümü arasında %25'lik bir sapma görülmektedir. Yani tedavi planlama sistemine yüklenen küçük alan verilerinin uzaysal çözünürlüğü yüksek detektörlerle alınıp yüklenmesi gerekmektedir. YART güvenilirliğinin ikinci adımında planlama sisteminden lineer hızlandırıcıya veri transferi ve kayıt işlemlerinin ayrı ayrı kontrol edilmesi gerekmektedir.

YART planlarının dozimetrik doğrulanması için plan ilişki ve alan ilişki olmak üzere iki yöntem kullanılmaktadır. (17,18)

2.11.1. YART Yapılacak Lineer Hızlandırıcıya Bağlı KK

Klinikte kullanılan lineer hızlandırıcıların hepsinin ÇYK dizaynı ve linak kafasına monte edilmesi farklılık göstermektedir. ÇYK dizaynı ve kullanılacak olan YART tekniğine (dinamik veya statik) göre linakla ilgili bazı kalite güvenirliliği (QA) işlemleri değişmektedir. Genel olarak YART yapılmadan önce linaklarda küçük alan dozimetrisi, lif hızı ve sızıntısı kontrolünün yapılması gerekmektedir.

2.11.1.1. ÇYK Lif Pozisyonu Doğrulanması Testi

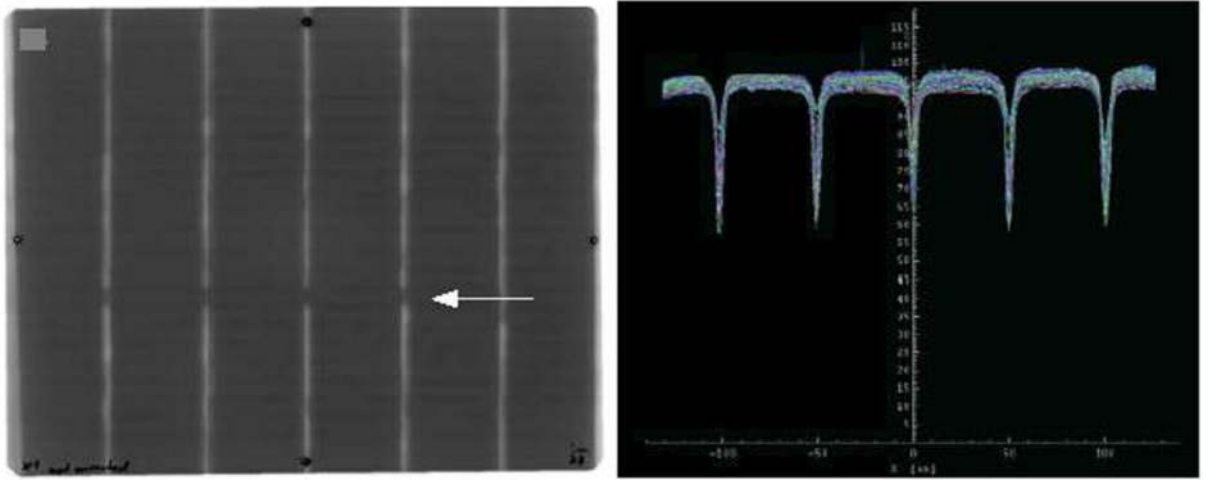
Konvansiyonel ve 3 boyutlu konformal radyoterapide (3BKRT) ÇYK ışın alanlarını şekillendirmek için kullanılmaktadır. Liflerin pozisyonundaki 1 veya 2 mm'lik belirsizlikler verimde (output) belirgin bir değişikliğe neden olmadıklarından, genelde önemsenmeyebilir. Statik YART'da ise inhomojen bir demet akısı elde edilmesinde küçük alt alanların birleşimiyle demetler oluşturulduğundan ve bazen bu alt alanlar çok küçük boyutlara sahip olabileceğinden lif pozisyonundaki belirsizlikler önem kazanmaktadır. Kung ve arkadaşları 1 cm genişliğe sahip alan boyutlarında lif pozisyonundaki 1 mm'den daha küçük belirsizliklerin bile dozda kabul edilemez farklılığa yol açtığını göstermişlerdir. (19)

Aynı durum Sharpe ve ark. tarafından da çalışılmıştır. (20)

Statik YART (step and shoot) da alt alanların kenarları tedavi alanı içinde olabileceğinden lif pozisyonu doğruluğu önem kazanmaktadır. Tüm bu sebeplerden dolayı ÇYK lif pozisyonu bağıl doğruluğu 1mm veya daha küçük doğruluğa sahip olmalıdır.

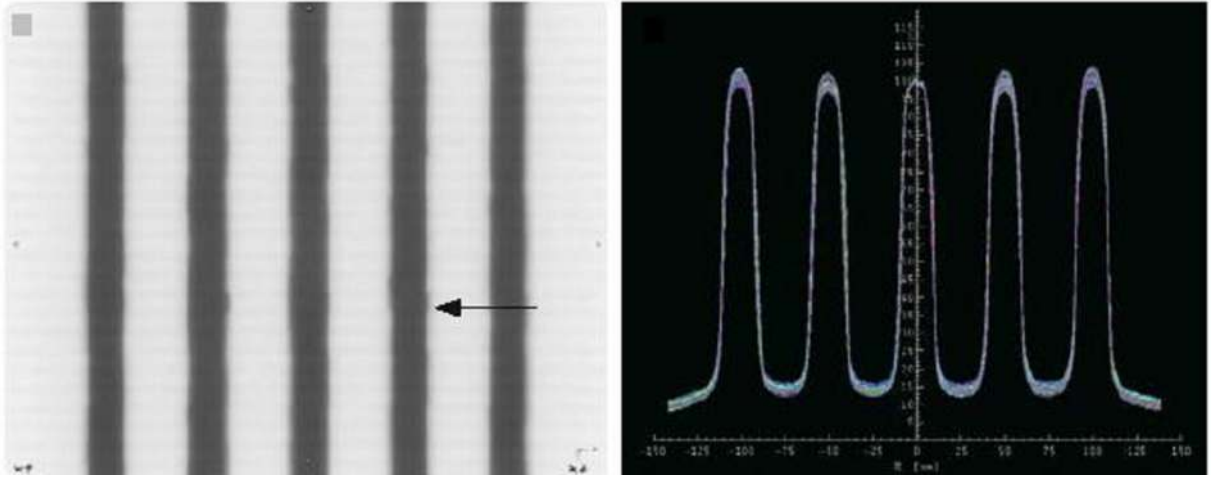
YART için anahtar nokta radyasyon alan kenarının lokalizasyonunun ÇYK lif nominal lokalizasyonuna göre iyi ayarlanmasıdır. Yuvarlak life sahip olan ÇYK'larda (rounded leaf end) ışıklı alan tarafından belirlenen alan kenarı ve radyasyon alanının %50'sinin geçtiği yer arasında bir offset değeri vardır. Bu değer 0.4-1.1 mm arasında olup ÇYK tipine, enerjiye ve merkezi eksene olan uzaklığa göre değişmektedir.

Öncelikle bu offset değerinin belirlenmesi için bitişik şeritler şeklindeki ışınlama alanlarının bir ardışık serisi yaratılıp film 5cm'de ışınlanmalıdır. Bu şekilde ışınlanan film liflerin tamamlanmayan mekanik fokuslaması, saçılma etkileri ve sonlu radyasyon kaynağının neden olduğu maksimum alan dozunun %40'ının geçtiği düşük doz bölgelerini gösterir. Bu şekilde ışınlanan filmin görüntüsü Şekil 2.12.'de gösterildiği gibidir.



Şekil 2-12 5 cm'lik Komşu ÇYK Şeritlerinin Işınladığı Kalibrasyon Test Filmi ve Doz Profili

Diğer bir sık kullanılan ÇYK pozisyon testi ise 1mm 'lik şeritler halinde olacak şekilde belirli aralıklarla dizilen bir plan hazırlayıp ışınlamaktır. Bu testte genellikle 1mm veya 2mm'lik ÇYK şeritleri eşit aralıklıdır. ÇYK pozisyon doğrulanmasında en sık kullanılan testtir. Bu test için ışınlanan film görüntüsü ve doz profiline örnek aşağıdaki Şekil 2.13'de gösterilmektedir.



Şekil 2-13 Garden Fence (Bahçe Çiti) ÇYK Kalibrasyon Testi Film Görüntüsü ve Doz Profili

YART uygulamaya başlamadan önce ÇYK pozisyon doğruluğu rutin linak KK programı içine alınmalıdır. YART konusunda klinik deneyim arttıkça bu rutin ÇYK pozisyon doğrulama testlerinin sıklığı azaltılabilir. Konvansiyonel ve konformal radyoterapinin aksine YART da ÇYK kalibrasyonu ve performansı doz dağılımını etkilediğinden bu testlerin YART uygulanan kliniklerde belirli aralıklarla yapılması oldukça önemlidir.

2.11.1.2. Küçük Monitor Unitlerle (MU) Linak Performansının Kontrolü

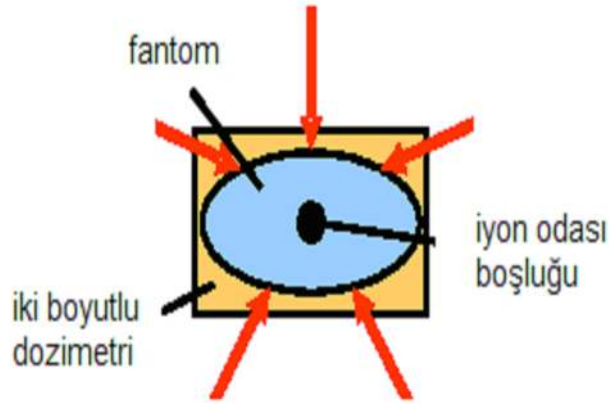
Statik YART’da kullanılan tedavi planlama sistemine ve optimizasyon işlemine bağlı olarak tedavi alanlarını oluşturan alt alanlar(segment) küçük monitor unitlere sahip olabilmektedir. Bu yüzden YART uygulamaya başlamadan önce MU başına doz değişimi kontrol edilmeli ve eğer küçük monitor unitlerde doz düşüklüğü varsa, optimizasyon sonrası bu doğrultuda küçük segmentler kullanılmamalıdır. Bazı araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalarda gösterilmiştir ki küçük monitor unitlerde MU başına doz sabiti sapma göstermektedir. Bu durum konformal ve konvansiyonel radyoterapide önemli olmamakla birlikte YART ’da kullanılabilecek küçük monitor unitli segmentlerden dolayı oldukça önemlidir.

2.11.1.3. ÇYK Fiziksel Özelliklerinin Kontrolü

YART’da alt alanları oluşturan ÇYK’ların gölgeleri tedavi alanı içinde olacağından liflerin geçirgenlik özellikleri YART için 3 boyutlu konformal radyoterapiden daha önemlidir. Lif geçirgenliği kadar lifler arası sızıntı da YART’da oldukça önemlidir. Pek çok planlama sistemi ortalama bir geçirgenlik değeri istediğinden ölçüm yapılacak dozimetri hem geçirgenlik, hem de lifler arası sızıntıyı gösterecek şekilde geniş bir alanı kapsamalıdır.

2.11.2. Plan İlişki Yöntemi

Plan ilişki yönteminde tüm plan yani tüm ışınlar kendi gantry açılarındaki olacak şekilde tedavi planlama sisteminde doğrulama fantomu aktarılır ve doz dağılımı hesaplanır. Plan ilişki yöntemine göre doğrulama düzeneği Şekil 2.14.’de gösterilmektedir. Bu doğrulama yönteminde kullanılacak doğrulama fantomu genellikle silindirik, elipsoid veya küresel şekle sahip olan içine film yerleştirilebilecek şekilde tasarlanmış kesitlerden oluşan fantomdur. Film ile doğrulama yapılabilmesine ek olarak bazı doğrulama fantomları absolute doz ölçümü yapılabilmesi için iyon odası boşluğuna veya TLD ölçümü için çip boşluklarına sahiptirler. Farklı ticari firmalar tarafından üretilen doğrulama fantomları kliniklerde YART plan doğrulanmasında kullanılmaktadır.



Şekil 2-14 Plan İlişki Yöntemi İçin Işınlama Düzeneği

Plan ilişki yönteminin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- ✓ Tüm plan bir defada doğrulanır.
- ✓ Işın girişlerini ve yönlerini gösteren tüm tedavi parametreleri gerçek hasta planıyla aynı olduğundan tedavi esnasında ve set-upta karşılaşılabilecek tedavi masasının etkisi ve benzeri parametreler de aynı anda kontrol edilmiş olur.
- ✓ Işınlara kendi gantri açılarındaki olacak şekilde gerçek tedavi planı doğrulandığından ölçülen gerçek doz dağılımı hesaplanan dağılımla karşılaştırılır. Eğer iki dağılım arasında kabul sınırı üstünde bir fark varsa bu farkın gerçekte anatomik olarak hastanın neresine geleceği bulunmuş olur.

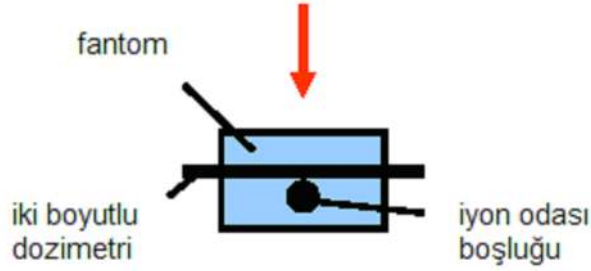
Bu avantajlarının yanı sıra plan ilişki yöntemi bazı dezavantajlara sahiptir.

- ✓ Gerçek 3D doz ölçümü çok fazla zaman alır ve klinik şartlarda 3 boyutlu doz ölçümü yapılamaz. Bu yöntemle ancak 2D veya 1D doz dağılımı elde edilebilir. Eğer ölçüm yapılan bölge dışında bir doz farklılığı varsa bu tespit edilememiş olur.
- ✓ Ölçüm yapılacak dozimetrik sisteme bağlı olarak plan ilişki yöntemi farklı dozimetrik problemleri beraberinde getirir. Örneğin bu yöntemde 2D doz dağılımı elde edilmesi için film kullanılması gerekmekte olup kullanılacak filmi tipine göre film kalibrasyonu gerekmektedir. Eğer Kodak EDR film kullanılacaksa her ölçümde film kalibrasyonu yapmak gerekmektedir. Radyokromik film için ise her kutu için tek bir kalibrasyon eğrisi kullanılabilir.
- ✓ Bu yöntem için fantomun tedavi koşullarında hazırlanması zaman alır.

2.11.3. Alan İlişki Yöntemi

Alan ilişki yönteminde tedavideki her bir tedavi alanı tek tek veya tüm olarak gantri 0° 'de doğrulama fantomuna tedavi planlama sisteminden aktararak doz hesaplaması yapılır. Tüm tedavi parametreleri gantri açısı dışında gerçek planla aynıdır. Sadece doğrulama sırasında plandaki tüm ışınlar gantri açısı 0° 'de iken ışınlanarak doğrulama işlemi yapılır. Alan ilişki yönteminde sadece her zaman dozimetrik ölçümlerde kullanılan kare fantomlar kullanılarak radyografik, radyokromik film veya

2D-ARRAY (seven 29) ve Map Check türü iki boyutlu matriks dozimetre ışın gelişine dik yerleştirilerek Şekil 2.15 'de gösterildiği gibi doğrulama ölçümü yapılır.



Şekil 2-15 Alan İlişki Yöntemine Göre Işınlama Düzenegi

Alan ilişki yöntemi gerçek planı yansıtmamasına rağmen plan ilişki yöntemine göre bazı avantajlara sahiptir.

- ✓ Bu yöntemde alanlar tüm olarak birlikte ışınlanabildiği gibi tek tek de ışınlanabileceğinden, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımı arasında fark olursa farkın hangi alandan kaynaklandığı ve nedeni kolayca bulunabilir.
- ✓ Doz ölçümünde dozimetre ışın geliş açısına dik yerleştirildiğinden plan ilişki yöntemindekine göre daha az dozimetrik problemle karşılaşılır.
- ✓ Ölçüm setinin hazırlanması ve set-up daha kolay olup daha az süre alır.
- ✓ Alan ilişki yöntemi iki boyutlu doz ölçümü yapılabilen 2D –ARRAY (seven 29) gibi diyot matriksler için çok uygun bir yöntemdir.

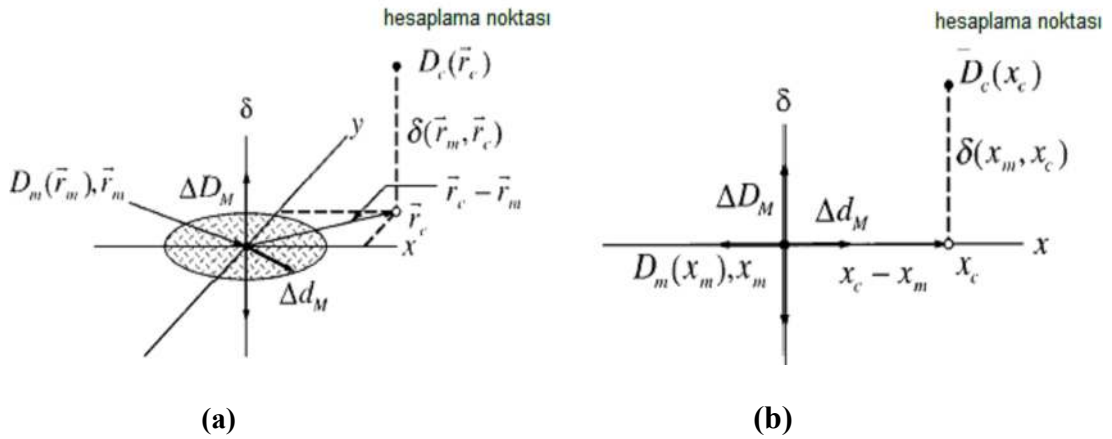
2.11.4. İki Boyutlu (2D) Doz Dağılımlarının Karşılaştırılmasında Kullanılan Metotlar

Geometrik korelasyon ve tek nokta dozun belirlenmesi basitliğine sahip olan nokta doz ölçümünün aksine, EPGC, radyografik veya radyokromik film gibi iki boyutlu ölçüm yapan dozimetrelerin ölçüm sonuçlarının değerlendirilmesi belirli bir bilgi ve deneyim gerektirmektedir. YART 'da ölçülen ve tedavi planlama bilgisayarıyla hesaplanan iki boyutlu doz dağılımları arasındaki uyumu belirleyip değerlendirebilecek özel doğrulama yazılım programlarına gereksinim vardır. Standart değerlendirme programları soğrulan ve bağıl izodoz ve profilleri kapsamaktadır. Yani hesaplanan ve

ölçülen profiller üst üste bindirilerek karşılaştırma yapılır. Halbuki YART iki boyutlu doz dağılımlarının değerlendirilmesi için daha kapsamlı yazılım programları gerekmektedir. Bazı araştırmacılar tarafından bu durum araştırılmış ve 1998 'de Low ve arkadaşları, 2003 'de ise yine Low ve Dempsy tarafından ilk kez halen YART 'da en sık kullanılan doğrulama yazılım programı olan gamma indeks metodu ileri sürülmüştür (21,22)

Gamma indeks metodu ölçülen dozu referans olarak kullanıp doz farkı ve doz mesafe uyumuna (DTA) dayanarak hesaplama yapan bir değerlendirme yöntemidir. DTA (doz mesafe uyumu) herhangi bir noktada ölçülen doz ile hesaplanan dağılımda bu doz değeriyle aynı değere sahip olan hesaplanmış doz noktası arasındaki mesafedir. Doz dağılımlarının değerlendirilmesinde doz farkı (DD) ve DTA birbirini tamamlayan iki parametredir.

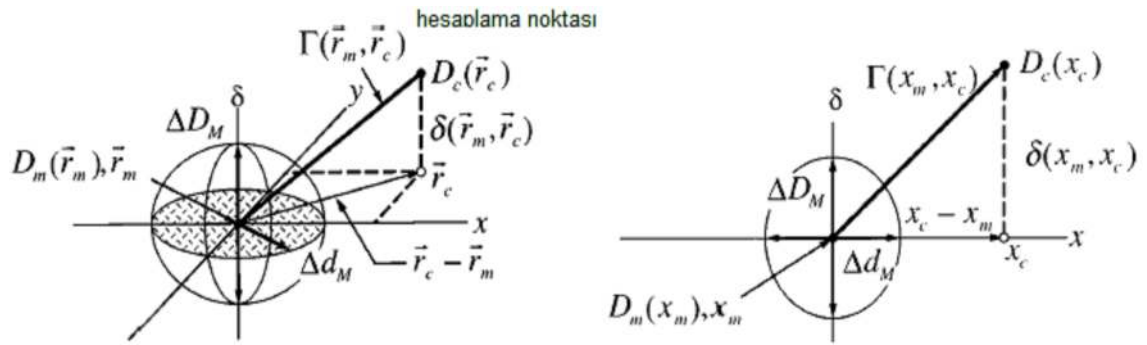
Gamma indeks metodunda ölçülen değer referans, hesaplanan dağılım ise doğruluğu kanıtlanacak data olarak alınıp karşılaştırma yapılır. Aşağıdaki Şekil 2-16 kullanılarak matematiksel olarak bu metot açıklanabilir.



Şekil 2-16 Doz Farkı (Dose Difference) ve DTA (Distance to Agreement) Testlerinin Doz Dağılımı Değerlendirme Kriterlerinin Geometrik Gösterimi. a) İki Boyutlu, b) Tek Boyutlu Gösterim.

Yukarıdaki şekilde doz farkı parametresi ΔDM ve DTA ise ΔdM ile gösterilmektedir. Doz farkı ve DTA parametrelerinin değerleri klinikten kliniğe değişmekle birlikte genelde $\Delta DM = \%3$ ve $\Delta dM = 3$ mm olarak alınmaktadır.

Şekil 2.16.a. iki boyutlu doz dağılımı değerlendirmesi için yapılan analizin diyagramı olarak gösterimidir. Burada gösterilen diyagram tek bir ölçüm noktası r_m için yapılmış olup tüm bu hesaplama tüm ölçüm noktaları için karşılaştırma işleminde tekrarlanır. x ve y eksenleri hesaplanan dağılımın r_c ölçülen doz değerine göre bağlı olarak uzaysal lokalizasyonunu verir. Üçüncü eksendeki (δ) ise ölçülen $[D_m(r_m)]$ ve hesaplanan $[D_c(r_c)]$ dozları arasındaki farkı göstermektedir. DTA parametresi (ΔdM) yarıçapı ΔdM olan $r_c - r_m$ düzleminde bir disk tarafından gösterilmektedir. Eğer yüzey dağılımı $D_c(r_c)$ disk ile kesişirse DTA kabul limitleri içinde kalır ve o noktada hesaplanan doz DTA testini geçer. Dikey çizgi ise doz farkı testini göstermekte olup uzunluğu $2\Delta DM$ 'dir. Eğer hesaplanan yüzey dağılımı çizgiyi geçerse $[|D(r_c) - D_m(r_m)| \leq \Delta DM]$, ölçülen doz noktasında hesaplanan değer doz farkı testini geçmiş olur.



Şekil 2-17 Doz farkı ve DTA testlerinin kombine kullanılmasıyla doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim.

Yukarıdaki şekil eş zamanlı olarak DTA ve doz farkının kabul limitlerinin belirlemek için metodu göstermektedir. Şekilden görüldüğü gibi kabul kriterini gösteren yüzey olarak bir elips seçilmiştir. Bu elipsoidin yüzeyini tanımlayan eşitlik;

$$1 = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d_M^2] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D_M^2]\}}$$

bu eşitlikte;

$$r(r_m, r) = |r - r_m|$$

ve;

$$\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$$

ise r_m noktasındaki doz farkıdır. $D_c(r_c)$ 'nin herhangi bir kısmı elips yüzeyini keserse hesaplanan değer r_m noktasında kabul değerini geçmiş sayılır. Yukarıdaki eşitliğin sağ tarafı bir r_m ölçüm noktası için $r_c - r_m$ değerlendirme düzleminde herbir noktadaki kalite indeksi γ 'yı tanımlamak için kullanılabilir. O halde;

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

Formülde;

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{ \{ [r^2(r_m, r) / \Delta d^2 M] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D^2 M] }$$

$$r(r_m, r) = |r - r_m|$$

ve

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$$

ise hesaplanan ve ölçülen doz değerleri arasındaki farktır. Bu yüzden geçer ve geçmez kriteri şu şekildedir:

$$\gamma(r_m) \leq 1 \text{ ise hesaplanan değer geçer,}$$

$$\gamma(r_m) \geq 1 \text{ ise hesaplanan değer geçemez.}$$

Bu metodun önemli bir özelliği doz dağılımının final değerlendirmesi olup, $\gamma(r_m)$ 'nin değeri bir izo(eş)- γ (gamma) dağılımında gösterilebilir.

2.12. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

TPS monitör, yazıcı, bilgisayar gibi donanımlardan oluşan iki ya da üç boyutlu planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışan yazılımlardan oluşan sistemdir. TPS ile farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafesinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturmak, farklı tedavi tekniklerinin uygulanabilirliğine imkan sağlamak ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımını elde etmek mümkündür. TPS, cihazda kullanılan radyasyonun enerjisine ait verim, derin doz yüzdesi, kolimatör saçılma oranı, fantom saçılma oranı gibi dozimetrik parametreleri ve cihaza ait kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu gibi aksesuar parametrelerini ilişkilendirerek doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonucunda radyasyonun hedef

alan içindeki dağılımı, komşu kritik organ ve dokular ile hedef volümün alacağı dozlar hakkında bilgi elde edilir. Bilgisayarlı tomografi ile birlikte geliştirilen tedavi planlama sistemleri doz dağılımlarını hastanın anatomisi üzerinde istenilen düzlemde görmemizi sağlamıştır. Hastanın anatomisi, hedef volümü ve doz dağılımları üç boyutlu olarak elde edilebilmektedir. Ayrıca doz volüm histogramı (DVH) ile hastanın tanımlanmış doku ve/veya organlarının birim volüm başına alacağı doz da görülebilmektedir. Işınlama süresi veya MU (monitor unit) değerleri hastaya verilecek doza göre hesaplanabilmektedir.

2.12.1. Tedavi Planının Hazırlanması

İyi bir tedavi planının hazırlanabilmesi için verilecek ışınların, hedef volümlerin ve anatomik yapıların tanımlanması gerekmektedir. Tedavi planlaması sırasında bazı sorunlar oluşabilir (örneğin tedavi alanlarının hedef volümü kapsayamaması). Bu nedenle doz hesaplamalarından önce planın görüntüsünün optimizasyonu yapılarak yani “Beam Eye View” (ışın gözü ile görme) görüntüsüne bakılarak doz hesaplamalarının tekrarları önlenabilir. Üç boyutlu tedavi planı hazırlanırken dikkat edilmesi gereken en önemli şey ışın gözü ile görmedir (izleyen kişinin gözünün ışın başlangıç noktasından hastaya doğru merkez ışın eksenini doğrultusunda baktığı zaman ortaya çıkan görünümüdür). “Beam Eye View” (BEV) optimal ışın açısının gerekli blok ve ışın tanımlayıcıları ayırt etmekte önemli ve kullanışlı gereçtir. BEV sayesinde normal anatomik yapıları en fazla koruyabileceğimiz ve hedef volüm için en iyi dozu verebileceğimiz ışın geometrilerini tespit edebiliriz. Bunun yanında BEV görüntüsü ile kullanılan kama filtrelerin yönünün kolimatör açısı ile ilişkisini, koruma bloklarının yerini, ışının hastanın hangi yanında olduğunu, yatağın pozisyonunun görünmesini ve tedavi pozisyonunun değerlendirilmesinde yardımcı olur. (23)

2.12.2. Doz Volüm Histogramı (DVH)

DVH yaklaşık 20 yıl önce ortaya çıkmış ve şimdilerde planlama için rutin olarak kullanılan bir araçtır. Doz – volüm histogramları, üç boyutlu tedavi planlamasında, hastanın anatomisine ait doz dağılım bilgilerinin elde edilmesini sağlarlar. Üç boyutlu doz dağılımındaki tüm bilgilerin özeti niteliğindedir. Basitçe, tanımlanan volümlerde doz değerlerinin dağılım frekanslarını temsil eder. Genellikle toplam volüm yüzdesi

olarak görüntülenir. Normal doku komplikasyon olasılığının hesaplanmasında kullanılırlar. (5)

Diferansiyel ve kümülatif olmak üzere iki tür DVH vardır.

2.12.2.1. Diferansiyel DVH

Bilgisayar, voksel numarası ile verilen aralıktaki ortalama dozu hesaplar ve dozun fonksiyonu olarak çizer. Hedef volüm için ideal DVH, tanımlanan dozun istenilen volümün tamamına verildiğini gösteren piklerdir. Kritik yapıların DVH'lerinde farklı dozların farklı volümlere verilmesi nedeniyle çok sayıda pik gözlenir. (5)

2.12.2.2. Kümülatif DVH

“Seçilen % izodoz eğrilerinin kapsadığı volüm ne kadardır?” sorusuna direkt DVH ile cevap verilemez. Bunun için kümülatif DVH kullanılır. Bilgisayar, hedef volümüne (veya kritik yapıya) verilen dozu hesaplar ve bu volüme (volüm yüzdesi) karşı dozları çizer. Kümülatif DVH 'e 0 Gy doz için % 100 volümle başlanır ve bütün volümlerin aldığı doza kadar devam eder. (5)

2.13. Nazofarenks Kanseri

Nazofarenks kanserleri (NFK), radyoterapi dışında tedavi alternatifi olmayan tek malign hastalıktır. Diğer kanserler ise erken teşhis edildiği takdirde sadece cerrahi ya da radyoterapi ile tedavi edilebilir.

2.13.1. Anatomi, Hastalığın Yayılımı ve Tanı

NFK, dilimizde geniz diye tabir edilen, burnun arka kısmında, kulaklardan gelen dengeleyici tünellerin açıldığı kör boşlukta ortaya çıkar ve zengin lenfatik damarlanma özelliğine sahiptir. Bu sayede çoğu zaman boyundaki lenf bezlerine yayılım gösterir. Ayrıca komşu olduğu kafa kemiklerinden beyine, burun boşluğuna ve ağız bölgesine de yayılım gösterebilir. Başka bir şekilde akciğer, karaciğer gibi organlara uzak yayılım da yapabilir. NFK 'nın başlıca belirtileri arasında, boyunda şişkinlik, kulak tıkanıklığı, burun kanaması yer alır. Ayrıca yüzde oluşan hissizlik, nesneleri çift görme, göz kapağında düşme gibi az görülen bulgular da olabilir. KBB muayenesi sonucunda bu bölgedeki kitleden ya da boyundaki lenf bezlerinden alınan biopsi ile tanı konur.

2.13.2. Tedavi eşitleri ve Kararı

Tedavi kararı yapılan evrelendirmeye göre verilir. Hastalık sınırı baş boyun bölgesinde ise ve erken evre teşhis edilebildiyse tek başına radyoterapi uygulanır. Bölgesel olarak ilerlemiş bir hastalıkta ise kemoterapi ve radyoterapi birlikte uygulanabilir. Kemoterapi tedavisi radyoterapi ile beraber 3 farklı şekilde uygulanabilir. Radyoterapi öncesinde uygulanan kemoterapi ile hastalık ve buna bağılı şikayetler büyük oranda azaltılır. Fakat kısa süre sonra hastalığın tekrarlaması sebebiyle radyoterapi de uygulanmalıdır. En sık kullanılan tedavi yöntemi ise kemoterapi ve radyoterapinin eş zamanlı yürütölmesidir. Radyoterapi ile aynı zaman içerisinde haftada bir veya üç haftada bir olmak üzere uygulanabilir. Radyoterapi sonrasında uygulanan kemoterapi uygulaması ise etkinliğı kesinleşmemiş, daha az uygulanan bir yöntemdir.

2.13.3. Radyoterapinin Katkıları

Erken evre NFK’da %80-95 oranında başarı elde edilir.İleri evreler de dahi bu oran %40-70 civarındadır. Hastalığın lokal tekrarlaması durumunda 60 Gy ve üstü dozlar verilerek tekrar ışınlama yapılır.

2.13.4. Radyoterapi Tekniğı

Uygulanan tedavi tekniğı eksternal tedavidir. Teknolojiyle beraber tedavilerin gelişimi de göz önüne alındığında eksternal tedavi uygulamaları 2 boyutlu, 3 boyutlu ve yoğunluk ayarlı RT şeklinde ilerlemiştir. Bu uygulamalar arasındaki en önemli fark ise radyoterapinin en temel amacı olan tümörün daha iyi kapsanması ve normal dokuların maksimum seviyede korunmasıdır.

Üç boyutlu konformal RT ile tükruk bezleri istenilen seviyede korunamadığından, YART uygulaması daha çok önem kazanmıştır. Bu uygulama ile tükruk bezleri ve diğerk organlar fonksiyon bozukluğuna uğramayacak şekilde korunabilmektedir.

2.13.5. Riskli Organlar

Nazofarenks bölgesi civarında çok sayıda kritik organ bulunur. Bu organlar, iç kulak, beyin, beyin sapı, tükruk bezleri, spinal kord, gözler, görme sinirleri, kiazma, oral kavite, sayılabilecek en önemli yapılar arasındadır. Bu organlar için radyasyon

tolerans dozları ve tolerans dozları aşımında görülebilecek olası yan etkiler ekteki tabloda verilmiştir (Tablo 2-2)

2.13.6. Tedavi Planı

Diğer kanser türlerinde de olduğu gibi, NFK'nın da tedavi planlaması ve değerlendirilmesinde bazı önemli parametrelerin dikkate alınması gerekir.

- Hedef volümün %95'lik hacmi tanımlanan dozu almalıdır.
- Hedef volüm içinde doz değişimi +%7 ve -%5 arasında olmalıdır.
- Gros tümörler fraksiyon başına 200-220 cGy verilerek, elektif olarak (koruyucu amaçla) ışınlanan lenfatik bölgeler ise fraksiyon başına 150-180 cGy verilerek ışınlanır.
- Riskli organ dozları belirlenen sınırlar içinde ve olabildiğince düşük olmalıdır. Özellikle geç etkiler içinde hayat kalitesini en çok bozan xerostomi (Ömür boyu ağzın kuru kalması – yemek yerken, uyurken, istirahat anında, konuşurken tükürük ihtiyacı) için gerekli hassasiyet gösterilmelidir. (24)

Bu parametreleri gerçekleştirebilmek amacıyla hastaya uygulanabilecek en ideal teknik YART yöntemidir. YART'da genellikle primer tümör ve boyun alt kısmına kadar olan lenfatikleri içeren 5-9 alan arasında alanlar kullanılır. (Şekil 2) Alanlar genellikle birbirinin direk karşılığı olmaz, alan girişlerinde ense saçları, dudaklar, gözler, gibi eski yıllarda hiç giriş olarak kullanılmayan bölgeler kullanılır. YART dışında yine bu yöntemin farklı uygulama şekli olan ark tedavisi ve tomoterapi tedavileri de uygulanmaktadır. (24)

2.13.6.1. Eş Zamanlı Boost Uygulaması

Tedavi zamanını kısaltmak amacıyla gross tümöre daha yüksek dozlardan tedavi uygulanırken, koruyucu amaçlı ışınlama yapılan bölgelerde daha düşük dozlar uygulanabilir. Bu tekniğe simültane integre boost tekniği adı verilir. (24)

2.13.7. Yan Etkiler

Yan etkiler her hasta için farklı şekillerde gözlenebilir. Bu farklılık hastaya, tedaviye ve hastalığa ait parametrelerden kaynaklanır. Bu parametreler arasında cinsiyet, ekonomik durum, yaş gibi faktörler, tedaviye ait parametreler arasında ise

birlikte ya da önceden kemoterapi almak, önceden cerrahi operasyon geçirmek, verilen doz, fraksiyon dozu, kullanılan teknik gibi parametreler bulunur. (24)

Yan etkiler erken ve geç yan etkiler olmak üzere 2'ye ayrılır.

2.13.7.1. Erken Yan Etkiler

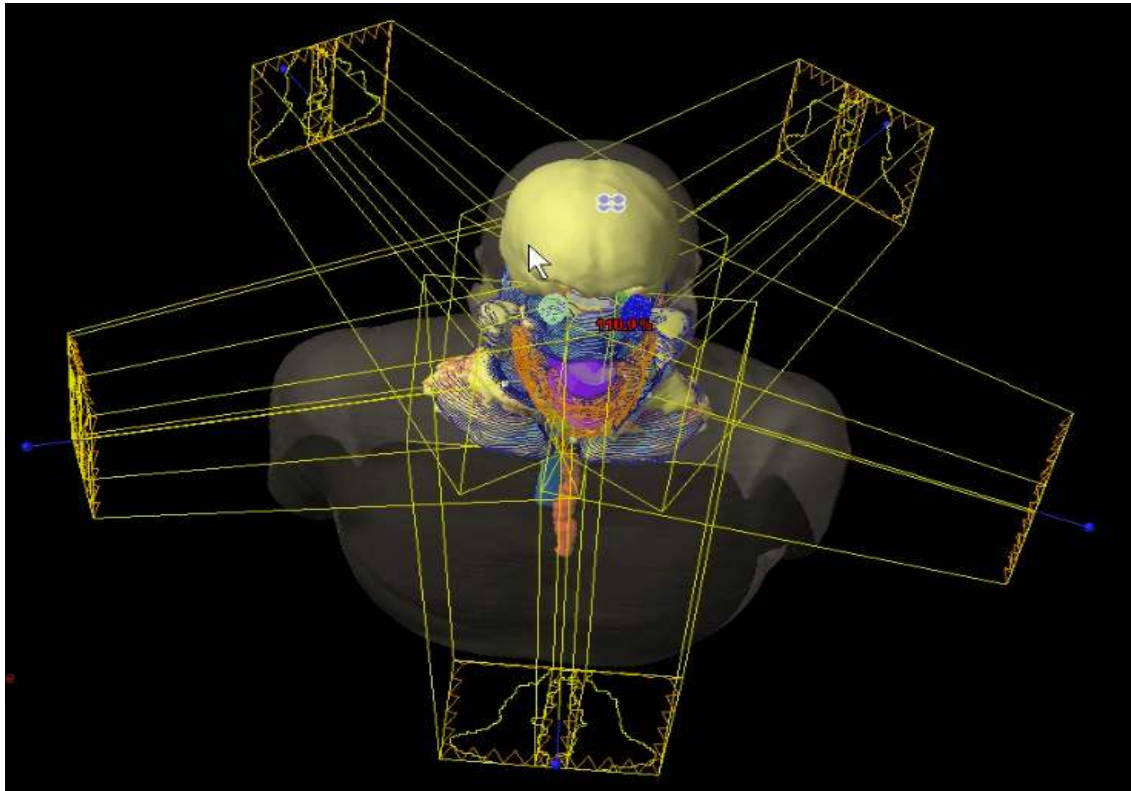
Tedavi sırasında ve tamamlandıktan sonraki haftalarda görülür. Bunların arasında ilk seanstan sonra hastanın her iki parotis tükürük bezlerinin ağız boşluğuna açılan kanallarının tıkanmasına bağlı şişlik görülmesi vardır. Basit bir steroid tedavisi ile düzelen bu yan etki sonrasında genellikle 4-5 günden sonra ağızda metalik bir tat olması, tükürük yapısında hafif koyulaşma ilk fark edilenlerdir. Onuncu fraksiyondan sonra mukozit denilen ağız içi mukozlarını etkileyen radyasyon mukozit etkisi, yutma güçlüğü, boğaz ağrısı şeklinde kendisini gösterir. Sonraki fraksiyonlarda ise ciltte kızarıklık, önce kuru sonra sulu soyulma izlenir. Alan içerisindeki saç ve sakallarda geçici dökülme olabilir. Erken yan etkilerle ilgili olarak bilinmesi gerekenlerin başında, bu etkilerin 10. fraksiyondan sonra ortaya çıkacak olmasıdır. Bu fraksiyondan önce meydana gelen yan etkiler ya başka nedenlerden dolayıdır ya da ciddi bir doz hatasını düşündürmelidir. (24)

2.13.7.2. Geç Yan Etkiler

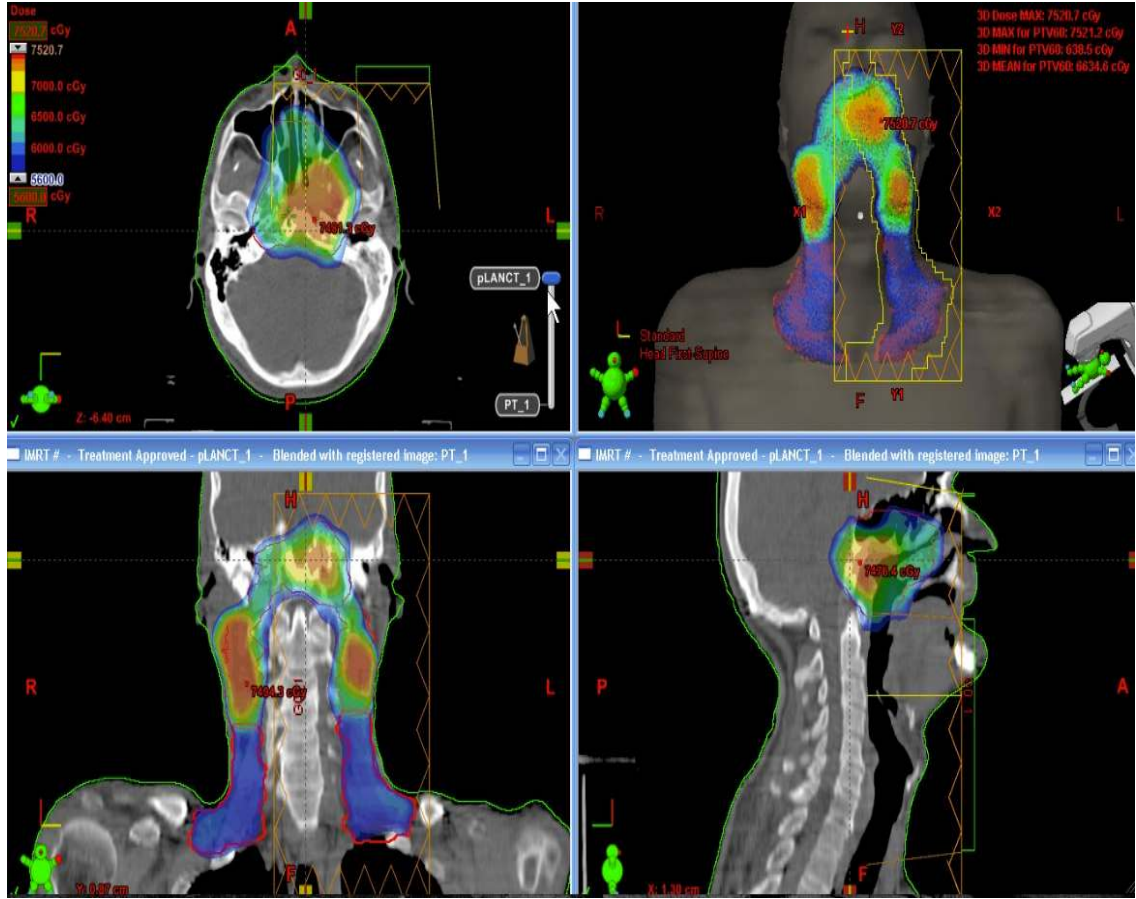
Baş boyun bölgesindeki geç yan etkiler ciddi kalıcı yan etkilere yol açabilir. Özellikle spinal kordun iyi korunamaması halinde kalıcı felç gibi ciddi etkilere yol açabilir. Bunun dışında beyin nekrozu, tam ya da kısmi işitme kaybı, kafa çifti felçleri, alan içerisinde özellikle deri, tiroid bezi, tükürük bezi ve beyinde ikincil maligniteler gibi yan etkilerin yanı sıra boyundaki cildde fibrozis, telanjiektazi, renk değişiklikleri gibi kozmetik sorunlar da görülebilir. (24)

Tablo 2-2 Risk Altındaki Organlar İçin Doz Sınırlandırmaları Ve Tolerans Aşımında Olası Yan Etkileri

Organ	Olası yan etkiler	Tolerans dozları (fraksiyon dozu ≤ 2 Gy)
Medulla spinalis	Felç, yarı felç	Maksimum 45 - 50 Gy
Beyin	Felç. Koma	Maksimum 60 - 65 Gy
Parotisler	Ağız kuruluğu	Ortalama doz 26 - 30 Gy
Beyin sapı	Felç	Maksimum 54 - 60 Gy
İç kulaklar	İşitme kaybı	Maksimum 40 - 45 Gy
Brakial sinirler	Kolda felç	Maksimum 65 - 70 Gy
Görme sinirleri – Kiazma	Görme kaybı	Maksimum 54 - 56 Gy
Oral kavite	Ağızda ülserli yara	Maksimum 65 Gy



Şekil 2-18 Nazofarenks Planlama Görüntüsü



Şekil 2-19 Nazofarenks Doz Dağılımı Görüntüsü

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Acıbadem Maslak Hastanesi' nde yapılmıştır. Kullanılan tüm araç ve gereçler Acıbadem Maslak Hastanesi'ne aittir.

3.1. Araç ve Gereçler

3.1.1. Varian DHX (RapidArc) Lineer Hızlandırıcı

Varian Medical Systems tarafından üretilen DHX lineer hızlandırıcısı 6 ve 18 MV foton ile 6, 9, 12, 16 MeV elektron enerjilerine sahiptir. Foton enerjileri için, maksimum doz derinliği 6 ve 15 MV için sırasıyla 1,5 ve 3 cm'dir. 100 cm SAD mesafesinde açılabilen en geniş alan 40x40 cm² iken elektron tedavileri için kullanılan aplikatörler 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 cm² büyüklüğündedir. Şekil 3-1'de Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı cihazı gösterilmiştir.



Şekil 3-1 Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı

Dinamik ve statik YART yapabilen bu cihazda merkezde 0,5 cm ve 20x20 cm²'den sonra ise 1 cm genişliğinde olmak üzere 120 adet ÇYK yaprağı bulunur. ÇYK'lar çenelerden bağımsız olarak hareket ederler. Bu sayede, alan boyutlarından bağımsız olarak, ÇYK'lar birbirleri içerisine girerek daha başarılı dinamik YART planlarının hazırlanmasına olanak sağlarlar.

15°, 30°, 45° ve 60° olmak üzere 4 adet fiziksel ışın düzenleyici (kama filtre) takılabilen bu cihazda ayrıca, 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° ve 60° sanal kama filtreler yaratılabilmektedir.

Amorf silisyum EPGC sistemini entegre olarak barındıran Varian (DHX) lineer hızlandırıcısında, hasta masada yatarken görüntüleri alınabilmekte ve düşük hata payıyla hastanın yatış pozisyonunun doğruluğu teyit edilebilmektedir. Bu sayede, YART, IGRT ve YAAT gibi gelişmiş tedavi teknikleri başarıyla uygulanabilmektedir. (25)

3.1.2. Varian aS1000 EPGC

Çalışmada kullanılan EPGC katlanabilir robotik kol (ExactArm) ve görüntü dedeksiyon sisteminden (GDS) oluşmaktadır. Robotik kol GDS vertikal doğrultuda izomerkezin 2.5 cm altına ve 82 cm üstüne çıkarabilmektedir. Lateral doğrultuda ± 16 cm, longitudinal doğrultuda ise GDS 'nin vertikal konumuna bağlı olarak +24/-20 cm hareket edebilmektedir. Ölçüm alanı 30 x 40 cm², 768 x 1024 pikselden oluşmaktadır. Her piksel 0.39 mm x 0.39 mm ebatlarındadır.

aS 1000 amorf silikon GDS dört ana parçadan oluşmaktadır.

- i. Yığılma bölgesini sağlamak ve saçılan radyasyonu absorbe etmek için 1 mm kalınlığında bakır plaka.
- ii. Terbiyum katkılı gadolinyum oksisülfid ($Gd_2O_2S:Tb$) den yapılmış sintilasyon sağlayan fosfor ekran gelen radyasyonu optik fotonlara çevirmektedir. Sintilasyon ekranının kalınlığı 0.34 mm dir.
- iii. Fotodiyot ve ince film transistörden (IFT) yapılmış piksel matriksi
- iv. Transistörden gelen yükü okuyup görüntü datasına çeviren elektronik aksam. (26)

3.1.3. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

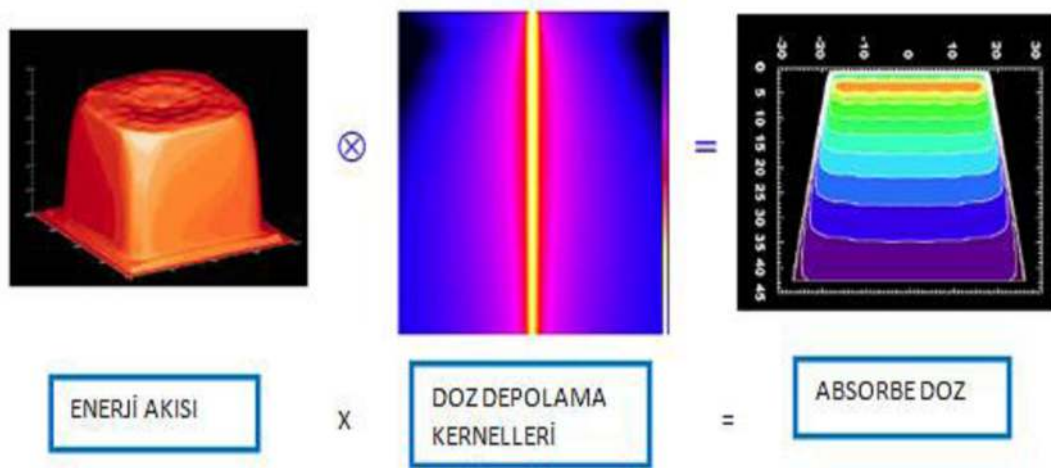
Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, ABD) tarafından sunulan ve kliniğimizde kullanılan Eclipse 8.9.17 tedavi planlama sistemi (TPS) elektron ve foton tedavilerini tam olarak destekler. Eclipse tedavi planlama sistemi ayrıca dinamik ve statik YART planlamalarını da içermektedir. YART tedavi planları hazırlanırken, kullanıcı planlama içeriğini doz volüm histogramı (DVH) şeklinde girmek ve planlar optimizasyon algoritması kullanılarak oluşturulmaktadır. Kullanıcı optimizasyon sürecini gözleyip gerçek zamanlı olarak müdahale edebilmekte; bu sayede istenilen sonuca daha kısa sürede varılabilmektedir. Eclipse'in bu planlama stili, kullanıcıya kliniğin isteklerini yerine getirme ve her hasta için en iyi tedavi planını hazırlama şansını vermektedir.

Eclipse TPS, Varian tarafından geliştirilen SmartBeam YART teknolojisinin bir parçasıdır ve bütün çözünürlüklerde hem dinamik hem de statik YART'ı destekler. Eclipse foton ışınları için Pencil Beam (PB) ve Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) Convolution tekniğini kullanır. Işın verisi düzenlenmesi derin doz bilgilerini, ışın profillerini ve çıkış faktörlerini gerektirir. Bloklar, ÇYK, dinamik, motorize ve sanal kama filtreler Eclipse TPS tarafından kullanılır. (27)

3.1.3.1. Varian Eclipse AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) Algoritması

AAA; 3D pencil beam convolution/superposition algoritmasıdır ve ışını karakterize etmek için Monte Carlo yöntemini kullanır. Primer fotonlar, saçılmış ekstra odaklı fotonlar ve ışın şekillendiricilerden saçılan elektronlar için ayrı modellenmesi vardır. Monte Carlo yönteminin kullanım amacı temel fiziksel değişkenleri belirlemektir.

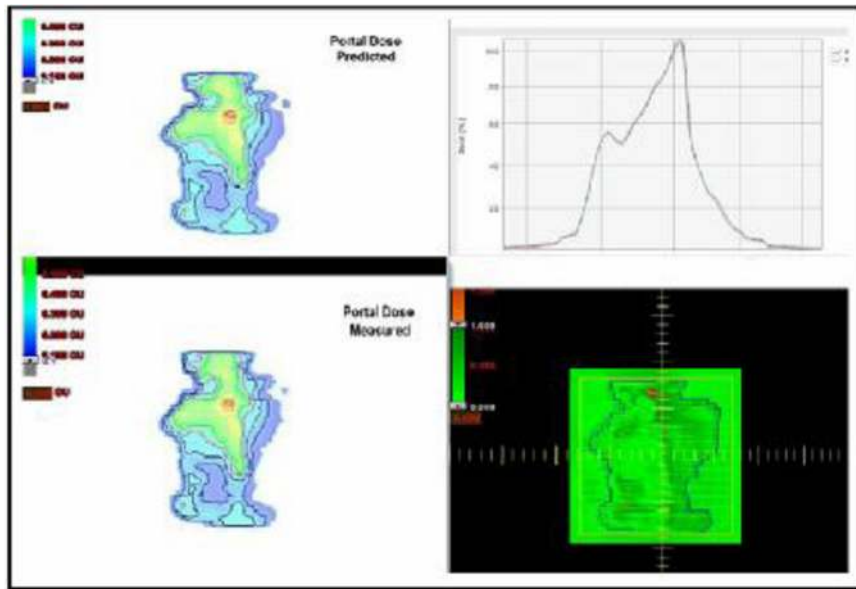
AAA, Eclipse TPS'de Single Pencil Beam algoritmasını yenilemek ve özellikle heterojen ortamda doz hesaplama doğruluğunu iyileştirmek için geliştirilmiştir. Total doz depolanması iki foton kaynağındaki (primer ve sekonder kaynaklar) doz depolanmasının süperpozisyonu ve elektron kontaminasyon kaynağı ile hesaplanır. Foton dozu, Monte Carlo ile hesaplanmış saçılan kernellerin 3D konvolüsyonunun elektron matriksine göre ölçeklendirilmesiyle hesaplanır. Şekil 3-2'de Pencil Beam Superposition şematik olarak gösterilmiştir. (28)



Şekil 3-2 Pencil Beam Superposition 'un Şematik Gösterimi

3.1.4. Portal Dozimetri (EPGC)

Cihaza monte edilmiş olan EPGC sistemi amorf silikon (aS1000) dedektörlerden oluşmaktadır. Aktif kullanım alanı $40 \times 30 \text{ cm}^2$ olan, 1024×768 piksele ayrılan sistemde her bir piksel boyutu $0,4 \times 0,4 \text{ mm}^2$ 'dir. Yapılan ışınlamalar yine Eclipse TPS'nde yer alan Portal Dozimetri yazılımı ile değerlendirilmektedir (Şekil 3 - 3).



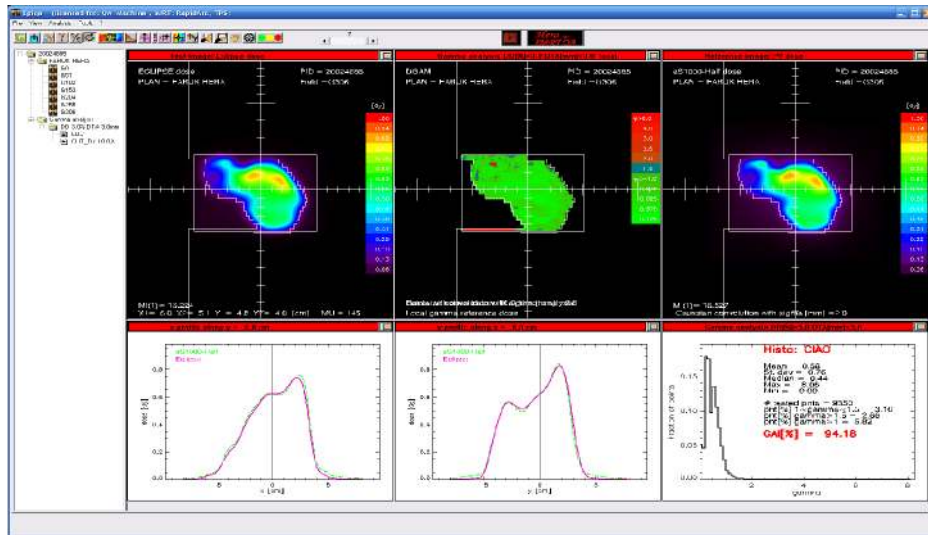
Şekil 3-3 Eclipse Portal Dozimetri Yazılımı

3.1.5. Epiqa 2.1 Yazılımı

EpiQA yazılımı EPGC ile alınan doz yoğunluk haritalarını TPS tarafından hesaplanan referans doz yoğunluk haritaları GLAaS algoritması kullanarak karşılaştırır. Dozimetrik bir görüntünün doz yoğunluk haritasına çevirilmesi EPGC 'nin foton akısına karşı olan cevabının bilinmesi ile mümkündür. EPGC 'nin foton akısına karşı lineeritesinin iyi olmasına rağmen enerji bağımlılığı göstermektedir, bu durum EPGC'nin ÇYK geçirgenlik dozu ile primer foton akısına karşı farklı cevap vermesine neden olur. EpiQA, EPGC 'nin enerji bağımlılığını hesaba katan kalibrasyon işlemi ile bu sorunu çözmektedir. Farklı alan büyüklüklerinde alınan açık alan ve ÇYK ile kapalı alan ölçümlerinin output tablosu ile algoritma konfigürasyonuna yüklenmesi gerekir. GLAaS EPGC 'nin her pikseli için ampirik olarak elde edilmiş data takımı ile kalibrasyon faktörlerini türetmektedir. Böylece TPS 'den bağımsız şekilde cihaz performansı test edilir (29). EpiQA dört farklı modüle sahiptir. YART planları kalite kontrolü için, EpiQA yazılımının Hera YART kalite kontrol modülü kullanılmıştır.

3.1.5.1. Hera YART KK Modülü

Statik ve dinamik YART hasta bazlı KK yapmak için tasarlanmıştır. Bu modül doz farkı, gama analizi, CIAO modu ve kullanıcı tanımlı analiz alanı seçme imkanı sağlamaktadır. (29)



Şekil 3-4 Hera YART KK Modülü

3.2. Yöntem

3.2.1. Hasta Seçimi

Bu tez çalışmasında, Acıbadem Maslak Hastanesi Radyasyon Onkolojisi'nde tedavi edilmiş 10 nazofarenks hastasına ait tedavi planlaması için çekilen BT görüntüleri kullanılmıştır. BT çekimi öncesi hastalara 5 noktalı baş-boyun maskesi yapılmıştır. Hastaların BT görüntülerinde, hedef hacimler (PTV70, PTV60 ve PTV56) ve kritik organlar (parotisler, spinal kord, beyin sapı vs.) ICRU 62 raporu çerçevesinde radyasyon onkoloğu tarafından çizilmiştir.(30)

Tüm hastalara 33 fraksiyonda, ayrı ayrı tanımlanan hedef hacimlere 70Gy/60Gy/56Gy olacak şekilde eş zamanlı ek doz tekniğine göre planlamalar yapılmıştır. Hastaların ırk, cinsiyet, yaş, sosyal durumu gibi etkenler dikkate alınmamıştır.

3.2.2. Tedavi Planlarının Oluşturulması

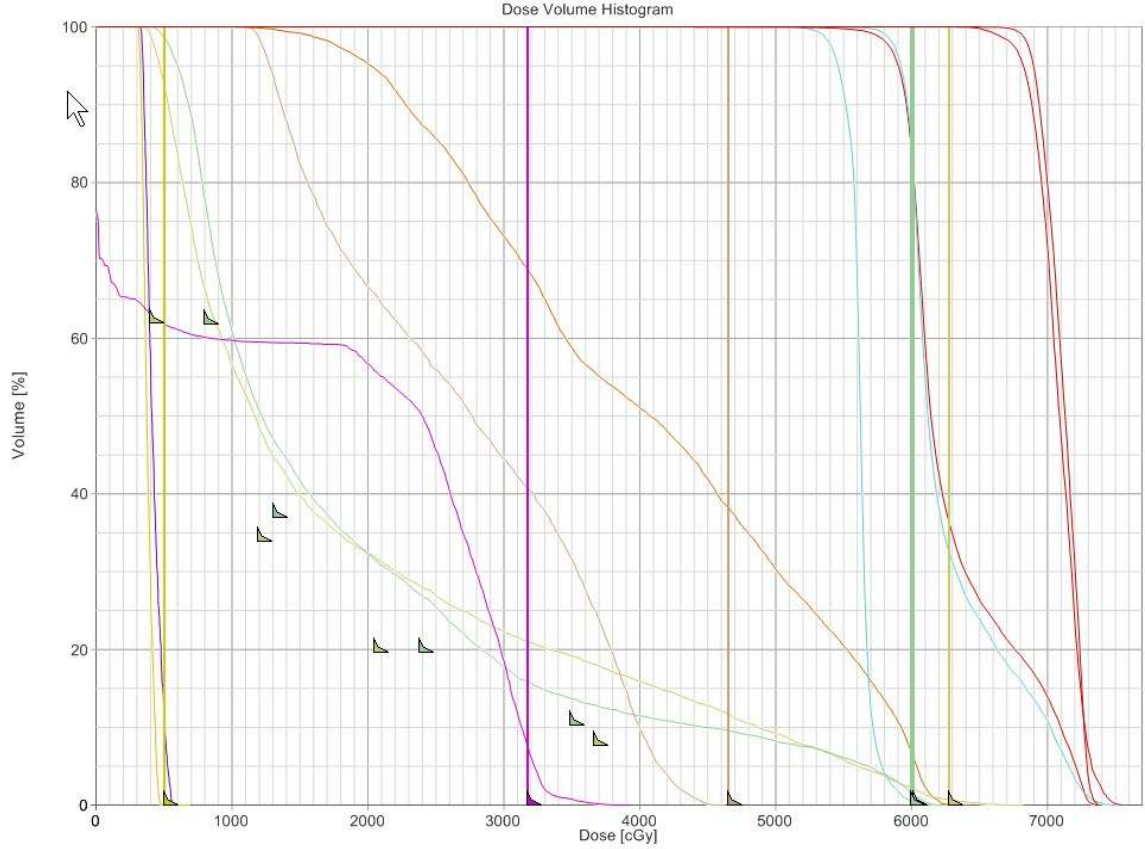
Planlamalar, Varian DHX lineer hızlandırıcı cihazı için, Eclipse planlama sisteminde, DVO 11.0 algoritması kullanılarak ters planlama optimizasyonu ve AAA 11.0 algoritması ile hesaplamalar yapılmıştır.

Planların oluşturulmasında, hasta bazlı olmak üzere aynı BT görüntüleri aynı doz tanımlamaları ve cihaz parametreleri kullanılmıştır.

Seçilen 10 hasta için toplam hedef hacmin geometrik merkezi esas alınarak izomerkez düzeyi belirlenmiştir. 6 MV foton enerjisi ile birlikte, 0^0 , 51^0 , 102^0 , 153^0 , 204^0 , 255^0 , 306^0 açılarında 7 alanlı YART planları yapılmıştır.

Optimizasyonda tüm planlar için aynı enerji ve alan konfigürasyonunda, en iyi doz dağılımının elde edilebilmesi amacıyla her hastaya özel uygun doz kriterleri ve optimizasyon ağırlık değerleri kullanılmıştır.

Şekil 3-5 de optimizasyon örneklerinden biri verilmiş olup, PTV70, PTV60, PTV56 hacimlerinin yanında lensler, parotisler, spinal kord, beyin sapı ve mandibula gösterilmiştir. Bu organların dışında larenks, optik sinirler, kiazma, oral kavite, kohlealar ve gözler optimizasyonda ele alınmıştır.



Şekil 3-5 Bir Hastanın Optimizasyon Görüntüsü

Optimizasyon işlemi tamamlandıktan sonra, planlar her hasta için farklı tekniklerde hesaplanmıştır. Başlangıçta referans plan olarak kabul edilen dinamik YART (DÇYK) tekniğiyle hesaplama yapılmış, daha sonrasında çalışma için uygun görülen 5, 10 ve 20 segment seviyesindeki statik YART tekniğiyle (SÇYK5, SÇYK10 ve SÇYK20) ÇYK hareketleri ve doz hesaplamaları yapılmıştır.

Planlar, hedef hacimlerin en az %95'i, verilmek istenen dozun %100 'ünü alacak şekilde normalize edilmiştir. Referans olarak kabul edilen DÇYK planı normalizasyon değeri, SÇYK planlarında bir değişiklik yapılmadan uygulanmıştır.

3.2.3. Planların Analiz Edilmesi ve Doz Kıyaslamaları

Planlamaların tamamlanmasının ardından hedef hacim ve kritik organlar için elde edilen sonuçlar analiz edildi. PTV70, PTV60 ve PTV56 hedef hacimlerinin %95 inin aldığı dozlar cGy cinsinden elde edildi ve statik segmentli tekniklerin referans dinamik ÇYK tekniğine göre yüzde farkları hesaplandı. Aynı şekilde doz kıyaslamaları

ortalama sağ ve sol parotis, maksimum nokta spinal kord dozu, maksimum nokta beyin sapı dozu, maksimum nokta kiazma dozu, maksimum nokta sağ ve sol lensler, maksimum nokta sağ ve sol optik sinirler için karşılaştırma yapıldı. Ayrıca, planlardaki 25 Gy alan hacim ve verilen dozun yüzde 107 sini alan hacim büyüklükleri karşılaştırıldı. Bir diğer karşılaştırma her bir alan için RMS değerleri için yapıldı. Alan başına RMS değer; optimizasyon esnasında elde edilen alanlara ait teorik doz akısı ile hesaplama sonucunda elde edilen ÇYK hareketinin oluşturduğu doz akısı arasındaki farkı ifade eder. Son olarak planlama sisteminin farklı planlar için verdiği toplam monitör unit (MU), toplam segment sayısı ve ölçülen ışınlama süresi veri olarak elde edilmiştir.

3.2.4. YART Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması ve Ölçülmesi

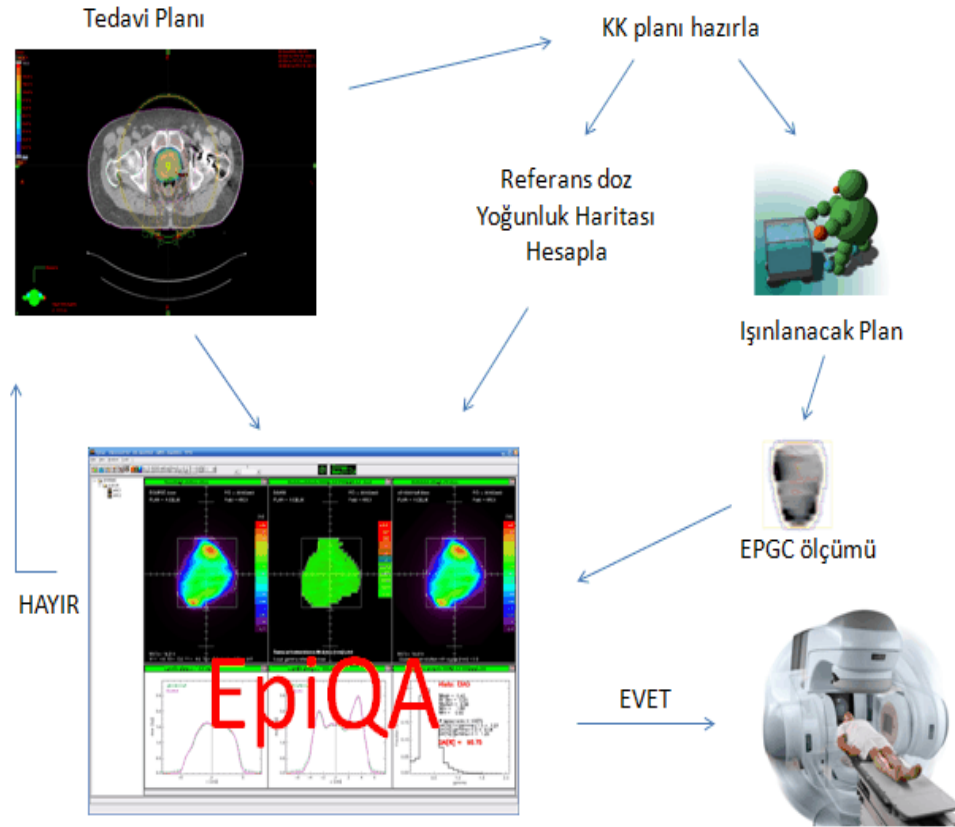
10 nazofarenks hastası için planlamaların tamamlanmasının ardından, analiz yapılması amacıyla gerekli verifikasyon planları ve referans doz akı haritaları oluşturuldu. Verifikasyon planları oluşturulurken gantri, kolimatör ve masa açısı değerleri 0 olarak sabitlendikten sonra referans doz akı haritası için SAD `da ve maksimum doz derinliğindeki koronal kesit doz profilleri kullanılmıştır.

A-Si (aS1000) dedektör sistemi SDD = 100 cm olacak şekilde ayarlandı (şekil 3-6). Ölçümler her hasta planı için ayrı ayrı alındı ve değerlendirme Eclipse TPS'inde yapıldı.



şekil 3-6 EPGC Ölçüm Düzeneği

GlaAS algoritmasının kullanımında EpiQA yazılımı farklı geometrilere konfigürasyon yapma olanağı sunar. Kliniğimizde mix setupa göre konfigürasyon yapıldı. Buna göre KK planlarında $SSD = 100\text{cm} - d_{max}$ olacak şekilde hesaplama yapıldı. SAD mesafesinde, d_{max} derinliğindeki izomerkez düzleminden çözünürlüğü $0.125\text{ cm} \times 0.125\text{ cm}$ olacak şekilde doz akı haritaları oluşturuldu. Bu referans doz haritası EPGC’nda kaynak dedektör mesafesi 100 cm ’de alınan ölçüm ile karşılaştırılarak analiz edildi. Her hasta için DÇYK, SÇYK5, SÇYK10 ve SÇYK20 verifikasyon planlarının ışınlanmasında, ışınlamanın başlatılmasıyla son bulması arasında geçen süreler ölçülmüştür.



Şekil 3-7 EpiQA Yazılımı İş Akışı

3.2.5. Gama Analizi ile Plananan Doz Akı Haritalarının ve Kalite Kontrol Planlarının Analizi

YART planlarının kendi aralarında ve KK amaçlı karşılaştırmasında gama analizi yöntemi kullanıldı. Gama analizinde kullanılan DTA ve %DD parametreleri için 3mm ve %3 değerlerine göre hesaplama yapıldı (32). Gama analizinde parametreler global, field ve %10 düşük doz filtresi şeklinde seçilmiştir.

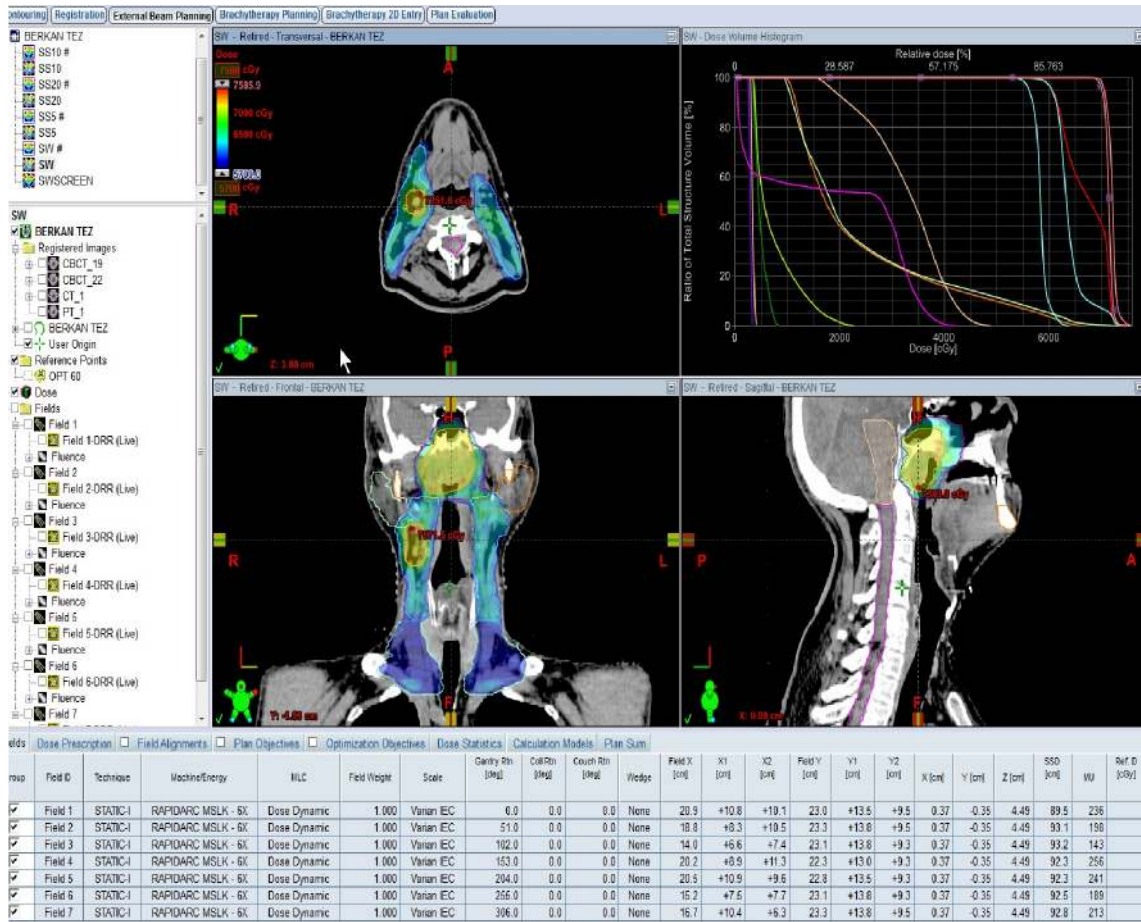
Yapılan planlar sonucunda DÇYK, SÇYK5, SÇYK10 ve SÇYK20 planları için oluşturulan doz akı haritalarının ve KK planlarının karşılıklı gama analizleri yapılmıştır. Planlardaki alanların kendi aralarındaki karşılaştırmalarının amacı farklı tekniklerin referans doz akı haritalarının birbiri ile ne kadar eşdeğer olduğunu değerlendirmektir. Kalite kontrolün amacı, yapılan planlar arasında ÇYK performansı ve optimizasyonda hesaplanan teorik doz akısı ile ÇYK yapısına göre hesaplanan doz akılarına bağlı fark olup olmadığını tespit etmektir.

3.2.6. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada Wilcoxon Signed Ranks (Wilcoxon işaretli sıra) testi kullanılarak elde edilen ölçüm sonuçlarının istatistiksel değerlendirilmesi yapılmıştır. Bu testten elde edilen sonuçlar $p \leq 0,05$ için anlamlı olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Hedef hacimler ve riskli organlar için dozimetrik değerler, toplam MU ve segment sayıları, 25 Gy alan hacim büyüklüğü, verilmek istenilen dozun %107 sini alan hacim büyüklüğü ve her alan için actual fluence ile optimal fluence arasındaki farkı belirleyen RMS değerleri ve planların ışınlama süreleri analiz edilmiştir. DVH karşılaştırma değerleri 10 hasta için ayrı ayrı olmak üzere Tablo 4-1 ile Tablo 4-10 arasında verilmiştir. Ayrıca bu tablolara ait karşılaştırma Şekil 4-2 de gösterilmiştir. Farklı ÇYK teknikleriyle elde edilen planların toplam MU, segment ve tedavi süresi açısından analizi, Tablo 4-11 ile Tablo 4-13 arasında gösterilmekte olup, bu tablolara ait grafik Şekil 4-3 de verilmiştir. Farklı tekniklerin optimizasyon ve hesaplama sonrası elde edilen doz akı benzerliği Tablo 4-14 de gösterilmekte olup, bu tabloya ait grafik ise Şekil 4-4 de verilmiştir.



Şekil 4-1 Bir Hastaya Ait Planlama Görüntüsü

4.1. Farklı ÇYK Teknikleriyle Elde Edilen Planların Dozimetrik Analizi

Tablo 4-1 Hasta 1' e ait Planların Dozimetrik Analizi

HASTA 1							
cGy cinsinden	DMLC	SMLC5	% Fark	SMLC10	% Fark	SMLC20	% Fark
PTV70 (%95)	7043	6686	5,1	6948	1,3	7026	0,2
PTV60 (%95)	6125	5755	6,0	6034	1,5	6093	0,5
PTV56 (%95)	5720	5202	9,1	5638	1,4	5713	0,1
SOL PAROTİS MEAN	2491,2	2277,9	8,6	2304,8	7,5	2360,2	5,3
SAG PAROTİS MEAN	2621,8	2319,7	11,5	2488	5,1	2530,1	3,5
ORT PAROTİS MEAN	2556,5	2298,8	10,1	2396,4	6,3	2445,15	4,4
SPİNAL KORD MAX	4452,1	4643,2	-4,3	4451,1	0,0	4377,5	1,7
BEYİN SAPI MAX	5137	5072,1	1,3	5143,6	-0,1	5089,2	0,9
KİAZMA MAX	1201,3	1254	-4,4	1243,8	-3,5	1184,6	1,4
SOL LENS	422,6	412,1	2,5	415,3	1,7	417	1,3
SAĞ LENS	473,3	443,3	6,3	457,7	3,3	463,2	2,1
SOL OPTİK SİNİR	752	730,5	2,9	739,3	1,7	745,1	0,9
SAĞ OPTİK SİNİR	797	780,9	2,0	771,3	3,2	784,5	1,6
V25	3809	3556		3696		3731	
V107	0	6,9		0		0	

Tablo 4-2 Hasta 2' e ait Planların Dozimetrik Analizi

HASTA 2							
cGy cinsinden	DMLC	SMLC5	% Fark	SMLC10	% Fark	SMLC20	% Fark
PTV70 (%95)	7096	6664	6,1	7031	0,9	7073	0,3
PTV60 (%95)	6117	5763	5,8	6041	1,2	6065	0,9
PTV56 (%95)	5605	5190	7,4	5544	1,1	5593	0,2
SOL PAROTİS MEAN	2443	2153,9	11,8	2236,8	8,4	2254,7	7,7
SAG PAROTİS MEAN	2243,6	2036,9	9,2	2169,7	3,3	2141,3	4,6
ORT PAROTİS MEAN	2343,3	2095,4	10,6	2203,25	6,0	2198	6,2
SPİNAL KORD MAX	4352,7	4263,6	2,0	4301,9	1,2	4228,2	2,9
BEYİN SAPI MAX	4904,2	5043,8	-2,8	4839	1,3	4854	1,0
KİAZMA MAX	2691,8	2713,1	-0,8	2670,2	0,8	2614,8	2,9
SOL LENS	726,9	666,6	8,3	700,4	3,6	700,3	3,7
SAĞ LENS	852,8	703,9	17,5	727,6	14,7	744,9	12,7
SOL OPTİK SİNİR	1368,1	1366,5	0,1	1355,6	0,9	1356,3	0,9
SAĞ OPTİK SİNİR	3332,2	3276	1,7	3170,5	4,9	3254,4	2,3
V25	4155	3874		4046		4050	
V107	19,6	14,1		17		14,3	

Tablo 4-3 Hasta 3' e ait Planların Dozimetrik Analizi

cGy cinsinden	HASTA 3						
	DMLC	SMLC5	% Fark	SMLC10	% Fark	SMLC20	% Fark
PTV70 (%95)	7036,1	6905	1,9	7035,5	0,0	7048,7	-0,2
PTV60 (%95)	6094,5	5851,9	4,0	6035,8	1,0	6081,3	0,2
PTV56 (%95)	5583,7	5315,2	4,8	5535,2	0,9	5566,5	0,3
SOL PAROTİS MEAN	3189,1	3344,7	-4,9	3404,1	-6,7	3410,8	-7,0
SAG PAROTİS MEAN	3543,6	3455,9	2,5	2995,2	15,5	3517,7	0,7
ORT PAROTİS MEAN	3366,35	3400,3	-1,0	3199,65	5,0	3464,25	-2,9
SPİNAL KORD MAX	4368,8	4295,4	1,7	4330,4	0,9	4286,2	1,9
BEYİN SAPI MAX	5844,5	5923,1	-1,3	5901,5	-1,0	5870,3	-0,4
KİAZMA MAX	5067,8	5114,4	-0,9	5006,9	1,2	5001,6	1,3
SOL LENS	1097,3	883	19,5	908	17,3	948,4	13,6
SAĞ LENS	1094,5	931	14,9	971,1	11,3	954,9	12,8
SOL OPTİK SİNİR	3813,2	3675,9	3,6	3752,1	1,6	3710,8	2,7
SAĞ OPTİK SİNİR	3894,2	3791,9	2,6	3774,4	3,1	3784,3	2,8
V25	2464	2382		2419		2422	
V107	2,74	15		5,29		1,49	

Tablo 4-4 Hasta 4' e ait Planların Dozimetrik Analizi

cGy cinsinden	HASTA 4						
	DMLC	SMLC5	% Fark	SMLC10	% Fark	SMLC20	% Fark
PTV70 (%95)	7084	6807	3,9	6994	1,3	7074	0,1
PTV60 (%95)	6103	5665	7,2	6037	1,1	6106	0,0
PTV56 (%95)	5606	4959	11,5	5512	1,7	5614	-0,1
SOL PAROTİS MEAN	2552,9	2339,1	8,4	2443,9	4,3	2470,2	3,2
SAG PAROTİS MEAN	2753,8	2590,6	5,9	2670	3,0	2671,1	3,0
ORT PAROTİS MEAN	2653,35	2464,85	7,1	2556,95	3,6	2570,65	3,1
SPİNAL KORD MAX	4368	4308,2	1,4	4227	3,2	4363,7	0,1
BEYİN SAPI MAX	5693,2	5386,2	5,4	5480,1	3,7	5670,2	0,4
KİAZMA MAX	5227,4	5143,6	1,6	5248,5	-0,4	5158	1,3
SOL LENS	1086,5	910,7	16,2	938	13,7	936,8	13,8
SAĞ LENS	1230,3	935,8	23,9	979,9	20,4	979	20,4
SOL OPTİK SİNİR	5251,6	5236,7	0,3	5425	-3,3	5174,7	1,5
SAĞ OPTİK SİNİR	5292,4	4991,5	5,7	5291,6	0,0	5261,9	0,6
V25	5087	4783		4972		4999	
V107	0	1,57		0		0	

Tablo 4-5 Hasta 5' e ait Planların Dozimetrik Analizi

cGy cinsinden	HASTA 5						
	DMLC	SMLC5	% Fark	SMLC10	% Fark	SMLC20	% Fark
PTV70 (%95)	7276	6858	5,7	7193	1,1	7250	0,4
PTV60 (%95)	6140	5674	7,6	5994	2,4	6097	0,7
PTV56 (%95)	5603	5299	5,4	5535	1,2	5600	0,1
SOL PAROTİS MEAN	2458	2153	12,4	2295	6,6	2315	5,8
SAG PAROTİS MEAN	2240	1978	11,7	2136	4,6	2140	4,5
ORT PAROTİS MEAN	2349	2065,5	12,1	2215,5	5,7	2227,5	5,2
SPİNAL KORD MAX	3896	3887	0,2	3957	-1,6	3797	2,5
BEYİN SAPI MAX	4628	4412	4,7	4582	1,0	4556	1,6
KİAZMA MAX	2649	2489	6,0	2563	3,2	2571	2,9
SOL LENS	1074	796	25,9	845	21,3	878	18,2
SAĞ LENS	1018	924	9,2	943	7,4	848	16,7
SOL OPTİK SİNİR	4802	4669	2,8	4799	0,1	4675	2,6
SAĞ OPTİK SİNİR	6310	4775	24,3	4789	24,1	4798	24,0
V25	3365	3152		3278		3996	
V107	19,48	5,5		14,37		17,2	

Tablo 4-6 Hasta 6' a ait Planların Dozimetrik Analizi

cGy cinsinden	HASTA 6						
	DMLC	SMLC5	% Fark	SMLC10	% Fark	SMLC20	% Fark
PTV70 (%95)	7015	6724	4,1	6952	0,9	7009	0,1
PTV60 (%95)	6052	5718	5,5	5987	1,1	6034	0,3
PTV56 (%95)	5612	5296	5,6	5551	1,1	5625	-0,2
SOL PAROTİS MEAN	2375	2112	11,1	2238	5,8	2262	4,8
SAG PAROTİS MEAN	2444	2270	7,1	2347	4,0	2358	3,5
ORT PAROTİS MEAN	2409,5	2191	9,1	2292,5	4,9	2310	4,1
SPİNAL KORD MAX	4226	4191	0,8	4112,8	2,7	4186,4	0,9
BEYİN SAPI MAX	4887	4722	3,4	4790	2,0	4831	1,1
KİAZMA MAX	2358	2207	6,4	2300	2,5	2285	3,1
SOL LENS	339	324	4,4	331	2,4	331	2,4
SAĞ LENS	412	389	5,6	397	3,6	401	2,7
SOL OPTİK SİNİR	852	841	1,3	845	0,8	843	1,1
SAĞ OPTİK SİNİR	2278	2178	4,4	2168	4,8	2243	1,5
V25	3829	3612		3723		3755	
V107	0,06	2,26		0,36		0	

Tablo 4-7 Hasta 7' e ait Planların Dozimetrik Analizi

cGy cinsinden	HASTA 7						
	DMLC	SMLC5	% Fark	SMLC10	% Fark	SMLC20	% Fark
PTV70 (%95)	7052	6703	4,9	6966	1,2	7045	0,1
PTV60 (%95)	6119	5755	5,9	6051	1,1	6105	0,2
PTV56 (%95)	5600	5095	9,0	5579	0,4	5600	0,0
SOL PAROTİS MEAN	2693	2412	10,4	2561	4,9	2589	3,9
SAG PAROTİS MEAN	2600	2362	9,2	2479	4,7	2515	3,3
ORT PAROTİS MEAN	2646,5	2387	9,8	2520	4,8	2552	3,6
SPİNAL KORD MAX	3634	3490	4,0	3571	1,7	3581	1,5
BEYİN SAPI MAX	5350	5189	3,0	5192	3,0	5265	1,6
KİAZMA MAX	4027	3910	2,9	3947	2,0	3990	0,9
SOL LENS	527	463	12,1	502	4,7	510	3,2
SAĞ LENS	541	464	14,2	477	11,8	485	10,4
SOL OPTİK SİNİR	3254	3142	3,4	3187	2,1	3208	1,4
SAĞ OPTİK SİNİR	2747	2520		2699		2732	
V25	4127	3725		4044		4055	

Tablo 4-8 Hasta 8' e ait Planların Dozimetrik Analizi

cGy cinsinden	HASTA 8						
	DMLC	SMLC5	% Fark	SMLC10	% Fark	SMLC20	% Fark
PTV70 (%95)	7016,2	6446,2	8,1	6896	1,7	6997	0,3
PTV60 (%95)	6039	5514	8,7	5930	1,8	6014	0,4
PTV56 (%95)	5667	4883	13,8	5545	2,2	5661	0,1
SOL PAROTİS MEAN	2639,2	2468,7	6,5	2582,8	2,1	2582,6	2,1
SAG PAROTİS MEAN	2733,5	2578,9	5,7	2673,7	2,2	2694	1,4
ORT PAROTİS MEAN	2686,35	2523,8	6,1	2628,25	2,2	2638,3	1,8
SPİNAL KORD MAX	4378,7	4426,1	-1,1	4465,3	-2,0	4390,4	-0,3
BEYİN SAPI MAX	5541,4	5481,5	1,1	5521,4	0,4	5485,2	1,0
KİAZMA MAX	2443,3	2090,6	14,4	2402,8	1,7	2407,4	1,5
SOL LENS	941,4	819,7	12,9	922,8	2,0	931,6	1,0
SAĞ LENS	967,6	787,6	18,6	861,2	11,0	923	4,6
SOL OPTİK SİNİR	2501,7	2104,6	15,9	2470,6	1,2	2473,9	1,1
SAĞ OPTİK SİNİR	2566,7	2303,7	10,2	2565,3	0,1	2536,3	1,2
V25	4021	3827		3989		3996	
V107	0	1,56		0		0	

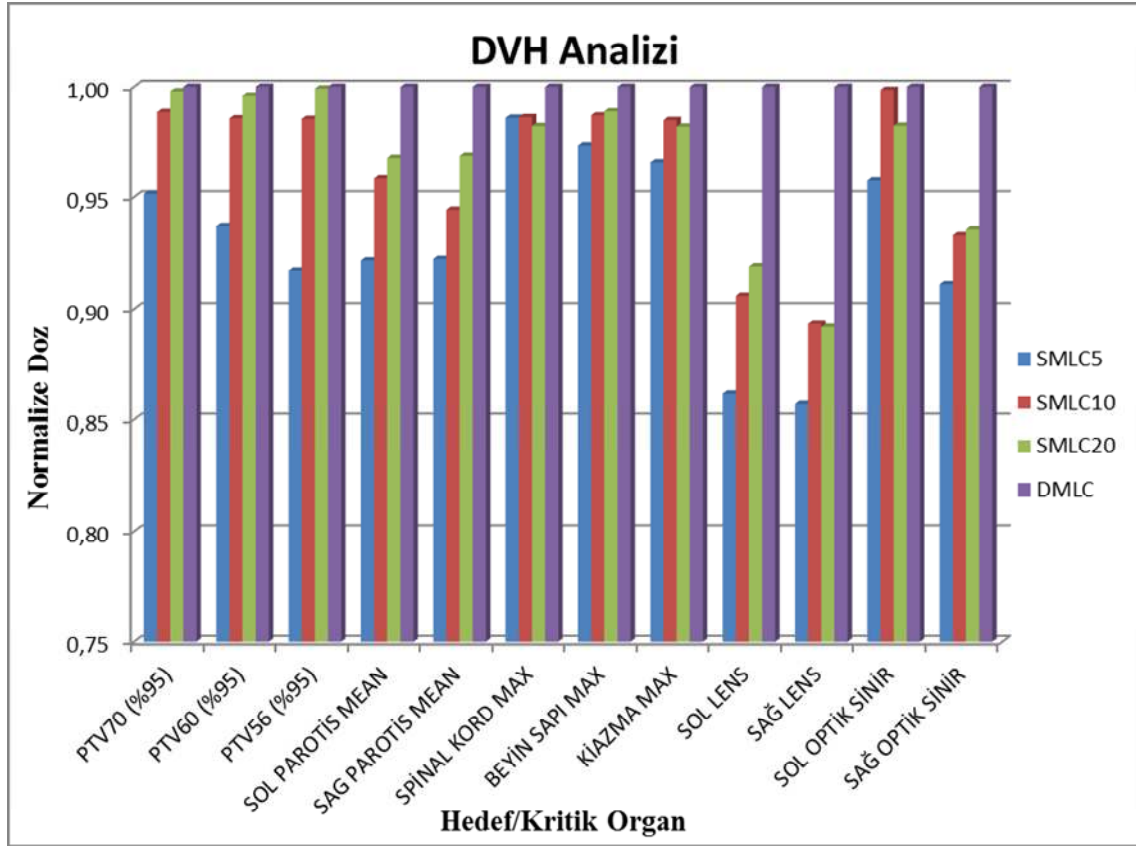
Tablo 4-9 Hasta 9 'a ait Planların Dozimetrik Analizi

HASTA 9							
cGy cinsinden	DMLC	SMLC5	% Fark	SMLC10	% Fark	SMLC20	% Fark
PTV70 (%95)	7058	6744	4,4	6954	1,5	7016	0,6
PTV60 (%95)	6087	5646	7,2	5961	2,1	6033	0,9
PTV56 (%95)	5600	5126	8,5	5433	3,0	5590	0,2
SOL PAROTİS MEAN	2756,7	2508,5	9,0	2588,9	6,1	2605,1	5,5
SAG PAROTİS MEAN	2480,2	2206,8	11,0	2351	5,2	2378,4	4,1
ORT PAROTİS MEAN	2618,45	2357,65	10,0	2469,95	5,7	2491,75	4,8
SPİNAL KORD MAX	4461,3	4006,4	10,2	4175,8	6,4	4248,6	4,8
BEYİN SAPI MAX	5111,7	4783	6,4	5039,1	1,4	5000,1	2,2
KİAZMA MAX	2890,3	2649,5	8,3	2737,8	5,3	2820,5	2,4
SOL LENS	517,4	487,8	5,7	507,3	2,0	509,2	1,6
SAĞ LENS	544,8	496	9,0	525,9	3,5	530,4	2,6
SOL OPTİK SİNİR	2556,8	2315,1	9,5	2550	0,3	2514	1,7
SAĞ OPTİK SİNİR	2382,1	2324,2	2,4	2361,4	0,9	2274	4,5
V25	4264	3904		4110		4138	
V107	3,93	11,65		4,55		1,14	

Tablo 4-10 Hasta 10' a ait Planların Dozimetrik Analizi

HASTA 10							
cGy cinsinden	DMLC	SMLC5	% Fark	SMLC10	% Fark	SMLC20	% Fark
PTV70 (%95)	7029	6740	4,1	6915	1,6	7020	0,1
PTV60 (%95)	6157	5855	4,9	6082	1,2	6140	0,3
PTV56 (%95)	5714	5288	7,5	5615	1,7	5702	0,2
SOL PAROTİS MEAN	3189,1	2923,9	8,3	3023,5	5,2	3069,3	3,8
SAG PAROTİS MEAN	3134,5	2919,3	6,9	2995,2	4,4	3004,2	4,2
ORT PAROTİS MEAN	3161,8	2921,6	7,6	3009,35	4,8	3036,75	4,0
SPİNAL KORD MAX	4368,8	4393,5	-0,6	4325	1,0	4286,1	1,9
BEYİN SAPI MAX	5321,4	4989,3	6,2	5245,6	1,4	5208,2	2,1
KİAZMA MAX	599,2	580,5	3,1	592,1	1,2	592,7	1,1
SOL LENS	389,7	374,3	4,0	381,6	2,1	383,7	1,5
SAĞ LENS	378,5	365,5	3,4	370	2,2	370,4	2,1
SOL OPTİK SİNİR	640,4	620,6	3,1	633	1,2	633,4	1,1
SAĞ OPTİK SİNİR	467,6	448,3	4,1	459,6	1,7	460,7	1,5
V25	3425	3424		3360		3373	
V107	0,92	22,62		3,72		1,45	

Yukarıda verilen tablolardaki dozimetrik değerlerden yola çıkarak, hedef hacim ve kritik organların, hastalara göre ortalaması alınarak sütun grafikleri çıkartılmıştır.



Şekil 4-2 Farklı ÇYK Teknikleriyle Elde Edilen Planların Dozimetrik Analizi

Plan karşılaştırmalarında ilk olarak hedef hacimlerdeki (PTV70, PTV60 ve PTV56) farklılıklar karşılaştırıldı. On hastanın dozimetrik değerlerinin ortalaması alınarak yapılan karşılaştırma sonucunda, SÇYK5 planlarında, DÇYK planına göre PTV70 için minimum %2 maksimum %9 olmak üzere ortalama %5 fark gözlenmiştir ($p<0.05$). Bu fark PTV60 için, %4 ile %10 arasında olup ortalama %7 dir ($p<0.05$). PTV56 hacmi için ise %5 ile %13 arasında olup ortalama %9 fark gözlendi ($p<0.05$). Bu kıyaslama SÇYK10 planı için yapıldığında, PTV70 için %0 ile %2 arasında olup ortalama %1 olduğu gözlendi ($p<0.05$). PTV60 için ise %1 ile %2 arasında değişerek ortalama %1 oranında bir fark gözlendi ($p<0.05$). PTV56 hacminde ise %0 ile %2 arasında değişerek ortalama %1 oranında fark gözlenmiştir ($p<0.05$). Son olarak

SÇYK20 planları için aynı analiz yapıldığında, tüm hedef hacimler için max %1 fark gözlenip ortalamada fark gözükmemektedir ($p>0.05$).

4.2. Farklı ÇYK Teknikleriyle Elde Edilen Planların Toplam MU, Segment ve Tedavi Süresi Açısından Karşılaştırılması

Tablo 4-11 Toplam MU Kıyaslaması

	Toplam MU						
	DÇYK	SÇYK5	% Fark	SÇYK10	% Fark	SÇYK20	% Fark
Hasta 1	1476	1120	24,1	1105	25,1	1100	25,5
Hasta 2	1783	1266	29,0	1366	23,4	1321	25,9
Hasta 3	1482	1137	23,3	1167	21,3	1153	22,2
Hasta 4	1522	1036	31,9	1081	29,0	1083	28,8
Hasta 5	1476	1120	24,1	1105	25,1	1100	25,5
Hasta 6	1476	1063	28,0	1066	27,8	1067	27,7
Hasta 7	1522	1107	27,3	1109	27,1	1112	26,9
Hasta 8	1479	1377	6,9	1347	8,9	1317	11,0
Hasta 9	2032	1569	22,8	1566	22,9	1616	20,5
Hasta 10	1642	1193	27,3	1186	27,8	1182	28,0
Ort	1589	1198.8	24,6	1209.8	23,9	1205.1	24,2

Çalışmamızda, farklı ÇYK teknikleriyle elde edilen planların toplam MU, segment sayısı ve tedavi süreleri kıyaslanmıştır. Yapılan MU kıyaslaması sonucunda tüm hastalar için elde edilen değerlerin ortalaması alındığında, DÇYK planı ile 1589 MU verilirken, bu değer SÇYK5 planında 1199 MU, SÇYK10 planında, 1210 MU, SÇYK20 planında ise 1205 MU olarak elde edildi. Bunun anlamı SÇYK20, DÇYK 'ya göre aynı dozu %24,2 daha az MU ile verebilmesidir ($p<0.05$).

Tablo 4-12 Toplam Segment Kıyaslaması

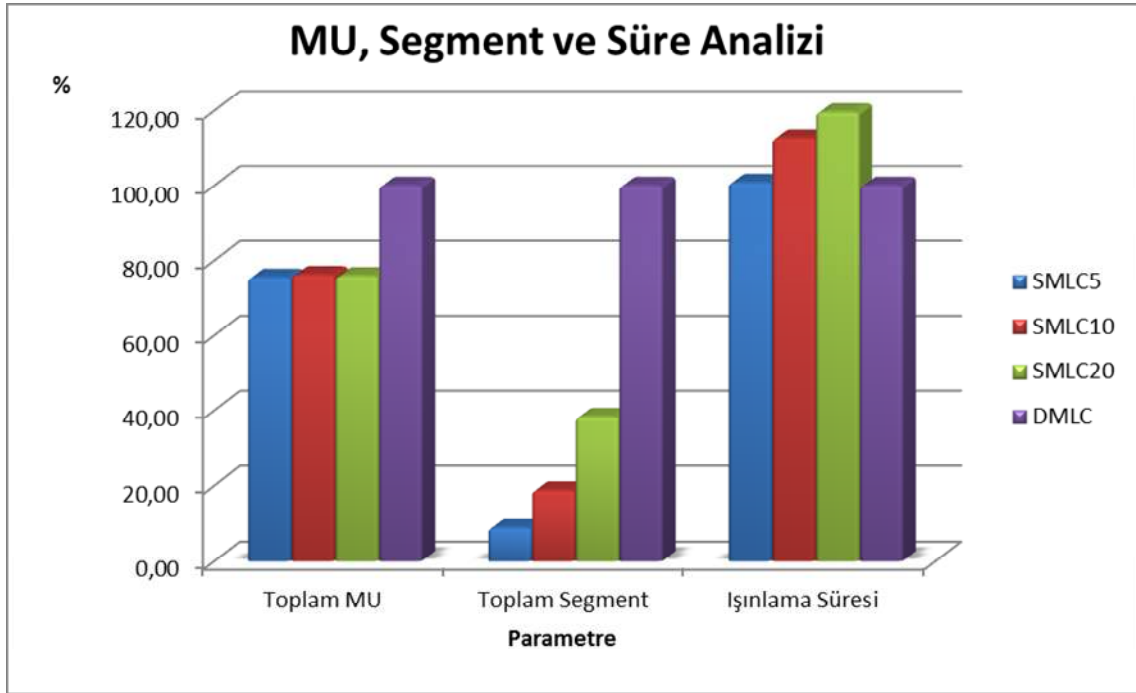
	Toplam Segment			
	DÇYK	SÇYK5	SÇYK10	SÇYK20
Hasta 1	1144	104	208	430
Hasta 2	1295	116	250	500
Hasta 3	1383	138	294	592
Hasta 4	1355	108	234	486
Hasta 5	1167	94	208	422
Hasta 6	1583	112	234	474
Hasta 7	1367	124	256	524
Hasta 8	1086	128	258	514
Hasta 9	1428	130	282	596
Hasta 10	1528	134	278	564
Ort	1333.6	118.8	250.2	510.2

Çalışmamızda, segment sayıları kıyaslandığında ise SÇYK5 planında 119, SÇYK10 planında 250, SÇYK20 planında ise 510 segment sayısı ile planların elde edildiği gözlemlendi. DÇYK planı için Eclipse TPS 'nin verdiği segment sayısı ise ortalama 1334 dür. Statik çoklu segment planları için segment seviyeleri ile orantılı olarak segment sayıları da artmaktadır. Bu segment sayıları DÇYK planının segment sayısı ile kıyaslandığında, sırasıyla %91,1, %81,2 ve %61,7 oranında bir düşüş gözlemlenmiştir.

Tablo 4-13 Işınlama Süresi Kıyaslaması

	Işınlama Süresi (dk.sn)			
	DÇYK	SÇYK5	SÇYK10	SÇYK20
Hasta 1	5.38	5.48	6.21	6.51
Hasta 2	6.55	6.3	7.35	8.29
Hasta 3	5.45	6.2	7.07	7.15
Hasta 4	6.21	6.13	7.19	7.21
Hasta 5	6.06	5.45	7.03	7.2
Hasta 6	5.41	5.52	6.15	6.39
Hasta 7	6.11	6.03	6.48	7.18
Hasta 8	5.5	5.58	6.35	6.4
Hasta 9	7.32	7.18	8.01	8.59
Hasta 10	6.59	7.45	7.53	8.31
Ort	6.18	6.21	7.06	7.32

DÇYK planlarının ışınlanması ortalama 6 dk 18 sn sürerken, bu süre SÇYK5 için 6 dk 21 sn, SÇYK10 için 7 dk 06 sn, SÇYK20 planı için ise 7 dk 32 sn sürmektedir. Farklar DÇYK planı ile kıyaslandığında, SÇYK5 için 3 sn ($p>0.05$), SÇYK10 için 48 sn ($p<0.05$), SÇYK20 planı için ise 1 dk 14 sn dir ($p<0.05$).



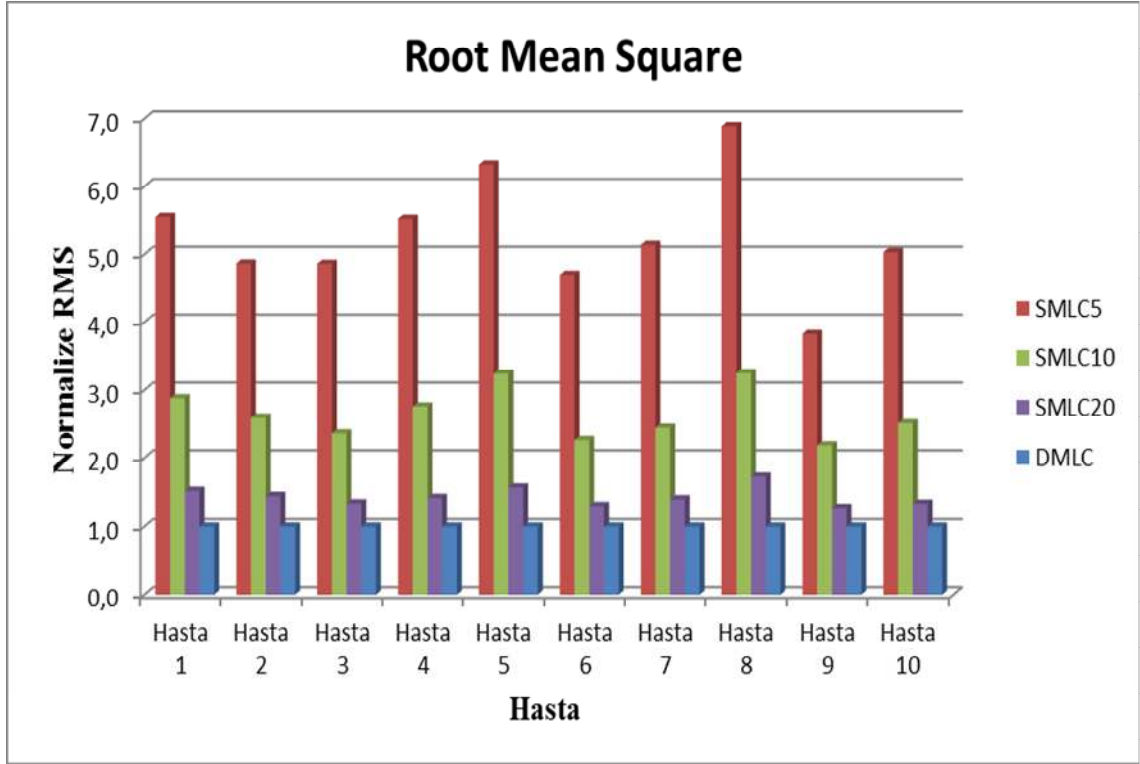
Şekil 4-3 Farklı ÇYK Teknikleriyle Elde Edilen Planların Toplam MU, Segment ve Tedavi Süresi Açısından Karşılaştırılması

4.3. Farklı Tekniklerin Optimizasyon ve Hesaplama Sonrası Elde Edilen Doz Akı Değerlerinin Benzerliğinin Analizi

Tablo 4-14 Root Mean Square Analizi

		RMS									
		Hasta 1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Hasta 6	Hasta 7	Hasta 8	Hasta 9	Hasta 10
Alan 1.1	DÇYK	0.012	0.018	0.017	0.016	0.009	0.019	0.013	0.011	0.010	0.012
	SÇYK5	0.063	0.064	0.066	0.068	0.090	0.065	0.074	0.076	0.064	0.073
	SÇYK10	0.035	0.035	0.035	0.034	0.037	0.035	0.035	0.038	0.039	0.032
	SÇYK20	0.018	0.022	0.019	0.020	0.018	0.021	0.019	0.018	0.019	0.018
Alan 1.2	DÇYK	0.013	0.014	0.015	0.013	0.012	0.016	0.016	0.010	0.016	0.015
	SÇYK5	0.066	0.065	0.071	0.070	0.059	0.073	0.072	0.076	0.062	0.069
	SÇYK10	0.037	0.032	0.036	0.030	0.036	0.035	0.033	0.034	0.040	0.037
	SÇYK20	0.019	0.021	0.019	0.019	0.020	0.022	0.021	0.017	0.021	0.020
Alan 2.1	DÇYK	0.016	0.017	0.015	0.012	0.012	0.017	0.015	0.010	0.022	0.016
	SÇYK5	0.067	0.063	0.073	0.068	0.062	0.069	0.071	0.069	0.064	0.061
	SÇYK10	0.034	0.035	0.033	0.035	0.032	0.033	0.033	0.032	0.037	0.034
	SÇYK20	0.019	0.021	0.021	0.019	0.018	0.020	0.019	0.017	0.024	0.020
Alan 2.2	DÇYK	0.007	0.008	0.008	0.005	0.010	0.010	0.008	0.007	0.014	0.008
	SÇYK5	0.077	0.071	0.094	0.061	0.119	0.109	0.082	0.079	0.074	0.063
	SÇYK10	0.043	0.036	0.035	0.035	0.042	0.035	0.030	0.039	0.036	0.040
	SÇYK20	0.017	0.016	0.017	0.015	0.017	0.018	0.018	0.017	0.018	0.017
Alan 3.1	DÇYK	0.020	0.010	0.022	0.018	0.015	0.018	0.018	0.016	0.018	0.016
	SÇYK5	0.066	0.066	0.066	0.066	0.073	0.061	0.073	0.067	0.077	0.084
	SÇYK10	0.036	0.035	0.039	0.036	0.036	0.034	0.033	0.036	0.040	0.042
	SÇYK20	0.022	0.019	0.025	0.021	0.019	0.021	0.021	0.021	0.020	0.020
Alan 3.2	DÇYK		0.017						0.008	0.031	0.023
	SÇYK5								0.073		0.078
	SÇYK10								0.033		0.037
	SÇYK20		0.020						0.019	0.034	0.023
Alan 4.1	DÇYK	0.013	0.015	0.016	0.014	0.015	0.017	0.015	0.012	0.016	0.014
	SÇYK5	0.075	0.070	0.071	0.071	0.070	0.061	0.083	0.069	0.071	0.076
	SÇYK10	0.036	0.037	0.036	0.035	0.038	0.036	0.038	0.033	0.036	0.033
	SÇYK20	0.019	0.019	0.021	0.019	0.019	0.020	0.019	0.018	0.020	0.019
Alan 4.2	DÇYK	0.008	0.012	0.011	0.012	0.008	0.015	0.012	0.008	0.013	0.010
	SÇYK5	0.069	0.073	0.081	0.073	0.082	0.074	0.072	0.075	0.069	0.068
	SÇYK10	0.031	0.031	0.034	0.035	0.032	0.032	0.036	0.032	0.034	0.033
	SÇYK20	0.016	0.019	0.020	0.017	0.015	0.020	0.019	0.017	0.019	0.018
Alan 5.1	DÇYK	0.007	0.015	0.011	0.011	0.009	0.010	0.012	0.007	0.012	0.008
	SÇYK5	0.076	0.067	0.075	0.080	0.064	0.072	0.082	0.078	0.059	0.066
	SÇYK10	0.042	0.036	0.040	0.032	0.037	0.035	0.034	0.037	0.033	0.036

	SÇYK20	0.019	0.019	0.017	0.018	0.018	0.017	0.018	0.018	0.019	0.017
	DÇYK	0.011	0.014	0.013	0.014	0.015	0.015	0.015	0.011	0.018	0.012
Alan	SÇYK5	0.068	0.062	0.073	0.073	0.076	0.072	0.064	0.071	0.072	0.073
5.2	SÇYK10	0.035	0.034	0.037	0.038	0.035	0.037	0.035	0.032	0.038	0.031
	SÇYK20	0.019	0.021	0.020	0.019	0.020	0.021	0.020	0.019	0.023	0.017
	DÇYK	0.017	0.010	0.027	0.019	0.015	0.021	0.025	0.011	0.027	0.013
Alan	SÇYK5	0.072	0.067	0.067	0.065	0.074	0.068	0.081	0.082	0.066	0.074
6.1	SÇYK10	0.034	0.036	0.040	0.034	0.037	0.038	0.039	0.037	0.049	0.033
	SÇYK20	0.021	0.020	0.027	0.019	0.020	0.024	0.027	0.018	0.028	0.017
	DÇYK		0.017		0.011	0.009			0.017	0.020	0.021
Alan	SÇYK5								0.067		0.070
6.2	SÇYK10		0.031		0.052	0.049			0.033	0.039	0.037
	SÇYK20		0.021		0.019	0.018			0.020	0.025	0.022
	DÇYK	0.013	0.008	0.013	0.012	0.008	0.012	0.010	0.007	0.011	0.015
Alan	SÇYK	0.071	0.056	0.093	0.105	0.056	0.083	0.059	0.062	0.060	0.073
7.1	SÇYK10	0.036	0.045	0.035	0.042	0.048	0.036	0.037	0.034	0.039	0.038
	SÇYK20	0.020	0.018	0.019	0.019	0.018	0.017	0.018	0.018	0.019	0.018
	DÇYK	0.013	0.016	0.018	0.013	0.014	0.017	0.013	0.012	0.020	0.016
Alan	SÇYK5	0.066	0.071	0.070	0.071	0.065	0.067	0.063	0.073	0.071	0.073
7.2	SÇYK10	0.033	0.036	0.036	0.033	0.036	0.035	0.032	0.031	0.040	0.034
	SÇYK20	0.019	0.022	0.023	0.019	0.020	0.022	0.019	0.019	0.025	0.020
	DÇYK	0.013	0.014	0.015	0.013	0.012	0.016	0.014	0.011	0.018	0.014
ORT	SÇYK5	0.070	0.066	0.075	0.073	0.074	0.073	0.073	0.073	0.067	0.071
	SÇYK10	0.036	0.035	0.036	0.036	0.038	0.035	0.035	0.034	0.039	0.036
	SÇYK20	0.019	0.020	0.021	0.019	0.018	0.020	0.020	0.018	0.023	0.019



Şekil 4-4 Root Mean Square Kıyaslaması

Yapılan analizler ve kıyaslamalar sonucunda, DÇYK için RMS değeri ortalama 0,014 iken, bu değer SÇYK5 için 0,072, SÇYK10 için 0,036, SÇYK20 için ise 0,020 bulunmuştur.

4.4. YART Planlarının Doz Akı Haritalarının Gama Analizi

Eclipse tedavi planlama sisteminde elde edilen DÇYK, SÇYK5, SÇYK10 ve SÇYK20 planlarının, her alan için ayrı olmak şartıyla oluşturulan doz akı haritaları kendi içerisinde analiz edilmiştir. Bu analizde, aynı optimizasyon değerleriyle hesaplatılan statik ve dinamik lif hareketlerinin birbirine yakınlığını görmek amaçlanmıştır. Gama analizinde 3mm DTA ve %3 %DD değerlerine göre hesaplama yapıldı. Analiz sonucunda 1' den küçük gama değerlerini veren "GAI" değerleri ile ortalama hatayı veren "mean" değerleri her alan için elde edilerek ve alanlara göre ortalamaları alınarak tabloya döküldü. Bu değerlere ait tablolar 10 hasta için ayrı ayrı olmak üzere Tablo 4-15 de verilmiştir. Ayrıca ortalama GAI değerleri, her hasta ve her plan için grafiğe dönüştürülerek Şekil 4-5 de gösterilmiştir.

Tablo 4-15 YART Planlarının Doz Akı Haritalarının Gama Analizi

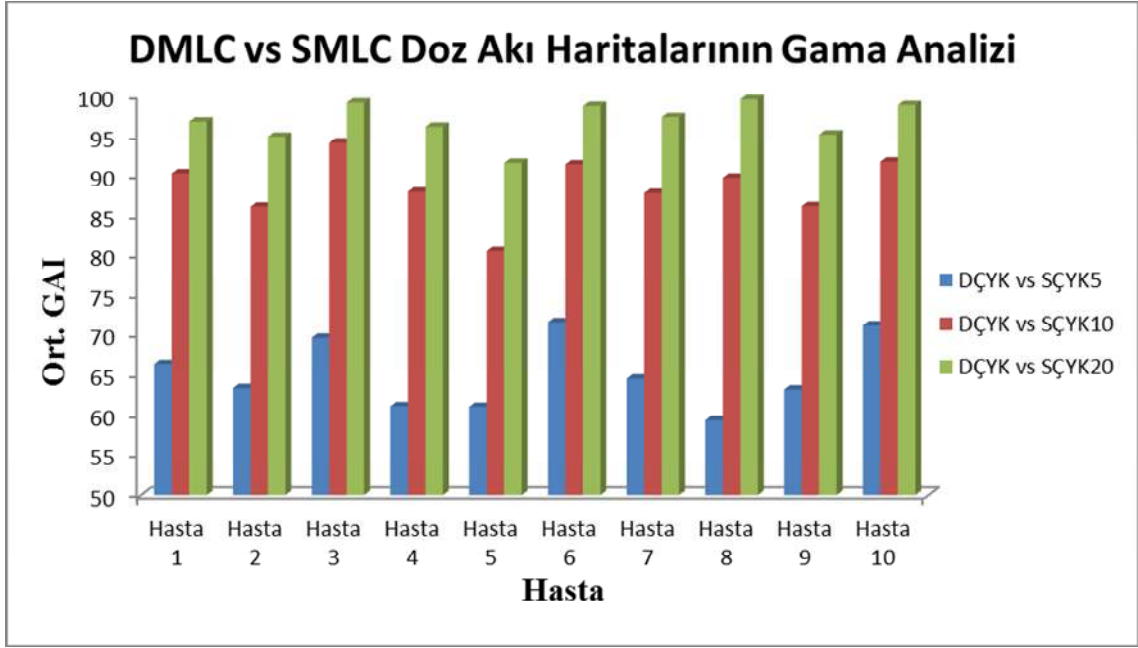
	HASTA 1								HASTA 2			
	DÇYK vs SÇYK5		DÇYK vs SÇYK10		DÇYK vs SÇYK20		DÇYK vs SÇYK5		DÇYK vs SÇYK10		DÇYK vs SÇYK20	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	70,55	0,83	93,31	0,41	99,99	0,18	71,82	0,76	90,24	0,44	100	0,18
Alan 1.2	73,86	0,79	93,64	0,4	100	0,14	69,98	0,84	97,76	0,31	99,6	0,2
Alan 2.1	73,97	0,73	98,56	0,29	99,89	0,15	81,42	0,61	99,13	0,26	100	0,15
Alan 2.2	18,1	3,59	52,38	1,25	67,75	0,84	27,87	3,07	60,26	1,04	81	0,61
Alan 3.1	87,11	0,53	99,43	0,27	99,91	0,14	11,69	5,14	15,85	4,98	58,82	1,14
Alan 3.2											100	0,15
Alan 4.1	72,66	0,76	98,25	0,31	100	0,15	82,49	0,57	98,37	0,28	100	0,12
Alan 4.2	44,5	2,19	77,35	0,72	96,45	0,34	56,32	1,29	87,42	0,48	99,12	0,26
Alan 5.1	51,91	1,67	77,74	0,73	96,65	0,32	72,2	0,86	92,35	0,41	99,68	0,23
Alan 5.2	74,95	0,72	98,31	0,34	100	0,16	72,51	0,74	90,54	0,44	99,51	0,25
Alan 6.1	80,49	0,62	98,67	0,27	100	0,14	81,39	0,61	97,23	0,31	99,43	0,3
Alan 6.2									98,66	0,27	100	0,16
Alan 7.1	66,82	0,97	94,51	0,39	99,25	0,24	23,71	2,98	46,37	1,52	68,71	0,85
Alan 7.2	80,85	0,62	99,69	0,27	100	0,13	74,52	0,73	97,56	0,31	100	0,14
ORT	66,31	1,17	90,15	0,47	96,66	0,24	63,28	1,25	86,00	0,55	94,76	0,30

	HASTA 3						HASTA 4					
	DÇYK vs SÇYK5		DÇYK vs SÇYK10		DÇYK vs SÇYK20		DÇYK vs SÇYK5		DÇYK vs SÇYK10		DÇYK vs SÇYK20	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	66,2	1,06	98,44	0,28	100	0,14	65,81	0,84	96,87	0,37	100	0,16
Alan 1.2	55,84	1,62	99,65	0,25	100	0,14	58,5	1,02	96,36	0,34	100	0,16
Alan 2.1	74,75	0,74	98,05	0,32	99,91	0,17	59,34	1,1	97,79	0,35	100	0,16
Alan 2.2	48,94	2,08	75,62	0,7	92,35	0,42	24,04	6,19	50,36	1,72	75,98	0,71
Alan 3.1	92,88	0,43	99,15	0,24	100	0,13	80,89	0,61	98,62	0,3	100	0,17
Alan 3.2												
Alan 4.1	78,62	0,65	99,01	0,3	100	0,16	75,81	0,68	98,01	0,3	99,43	0,17
Alan 4.2	55,7	1,3	91,16	0,45	99,91	0,25	47,99	1,52	83,66	0,56	97,92	0,27
Alan 5.1	55,2	1,27	88,38	0,54	98,88	0,26	55,34	1,37	88,82	0,47	99,9	0,23
Alan 5.2	74,6	0,74	96,3	0,36	99,24	0,2	76,91	0,69	97,83	0,33	100	0,15
Alan 6.1	92,03	0,47	98,59	0,25	100	0,15	74,45	0,68	97,77	0,29	99,61	0,18
Alan 6.2									55,4	1,23	77,54	0,92
Alan 7.1	58,8	1,39	85,89	0,54	97,96	0,27	42,65	2,04	82,15	0,63	97,71	0,28
Alan 7.2	81,42	0,6	97,87	0,27	100	0,14	70,53	0,8	99,04	0,28	100	0,13
ORT	69,58	1,03	94,01	0,38	99,02	0,20	61,02	1,46	87,90	0,55	96,01	0,28

	HASTA 5						HASTA 6					
	DÇYK vs SÇYK5		DÇYK vs SÇYK10		DÇYK vs SÇYK20		DÇYK vs SÇYK5		DÇYK vs SÇYK10		DÇYK vs SÇYK20	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	44,19	2,07	76,97	0,7	98,55	0,3	82,56	0,6	97,81	0,32	100	0,17
Alan 1.2	68,74	0,84	89,8	0,47	99,84	0,2	69,38	0,87	96,6	0,32	100	0,17
Alan 2.1	81,58	0,59	99,79	0,27	100	0,14	80,96	0,62	99,42	0,25	100	0,14
Alan 2.2	13,32	4,64	40,19	1,98	64,15	0,96	50,18	1,68	78,09	0,67	93,22	0,39
Alan 3.1	82,01	0,61	98,04	0,29	100	0,16	84,01	0,58	99,18	0,26	100	0,15
Alan 3.2												
Alan 4.1	81,2	0,65	97,57	0,31	100	0,14	85,47	0,54	99,21	0,33	100	0,14
Alan 4.2	48,13	1,53	80,34	0,65	99,47	0,27	70,57	0,83	90,75	0,41	100	0,16
Alan 5.1	43,61	2	66,77	0,89	96,92	0,36	51,6	1,63	68	0,85	96,85	0,36
Alan 5.2	79,67	0,66	98,66	0,29	100	0,16	70,32	0,82	89,12	0,47	100	0,17
Alan 6.1	81,09	0,67	98,64	0,27	100	0,14	84,67	0,57	99,8	0,26	100	0,13
Alan 6.2			61,4	1,47	66,02	1,43						
Alan 7.1	28,37	2,59	40,22	1,77	64,35	1,02	49,17	1,58	79,71	0,61	93,02	0,37
Alan 7.2	79,47	0,63	97,47	0,33	100	0,15	79,48	0,64	97,91	0,3	100	0,14
ORT	60,95	1,46	80,45	0,75	91,48	0,42	71,53	0,91	91,30	0,42	98,59	0,21

	HASTA 7						HASTA 8					
	DÇYK vs SÇYK5		DÇYK vs SÇYK10		DÇYK vs SÇYK20		DÇYK vs SÇYK5		DÇYK vs SÇYK10		DÇYK vs SÇYK20	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	66,2	1	87,12	0,45	100	0,21	54,91	1,22	86,24	0,49	100	0,2
Alan 1.2	73,66	0,75	97,54	0,34	100	0,18	53,48	1,24	88,97	0,47	100	0,2
Alan 2.1	70,1	0,8	96,22	0,34	99,99	0,16	66,53	0,88	96	0,35	100	0,16
Alan 2.2	35,29	3,33	65,45	0,9	86,37	0,51	45,73	2,28	73,14	0,79	97,92	0,33
Alan 3.1	84,65	0,6	99,93	0,18	100	0,12	83,45	0,6	98,03	0,3	100	0,16
Alan 3.2							58,54	1,3	84,03	0,59	99,39	0,32
Alan 4.1	71,84	0,76	92,41	0,38	100	0,16	74,04	0,73	98,08	0,32	100	0,15
Alan 4.2	57,29	1,18	82,89	0,55	100	0,22	41,27	1,87	77,55	0,66	97,9	0,3
Alan 5.1	53,11	1,59	78,32	0,62	98,78	0,27	49,09	1,94	80,68	0,62	98,53	0,32
Alan 5.2	77,52	0,65	97,88	0,32	100	0,15	67,94	0,88	97,02	0,36	99,98	0,15
Alan 6.1	86,54	0,57	96,68	0,22	100	0,13	30,18	2,24	96,34	0,35	100	0,2
Alan 6.2							87,1	0,52	99,88	0,27	100	0,12
Alan 7.1	23,18	3,66	60,74	1,24	81,41	0,57	55,53	1,56	79,46	0,67	98,61	0,31
Alan 7.2	74,07	0,74	97,36	0,35	100	0,17	62,12	1,01	99,27	0,3	100	0,12
ORT	64,45	1,30	87,71	0,49	97,21	0,24	59,28	1,31	89,62	0,47	99,45	0,22

	HASTA 9						HASTA 10					
	DÇYK vs SÇYK5		DÇYK vs SÇYK10		DÇYK vs SÇYK20		DÇYK vs SÇYK5		DÇYK vs SÇYK10		DÇYK vs SÇYK20	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	60,72	1,01	80,45	0,63	98,81	0,26	58,94	1,09	93,35	0,4	100	0,21
Alan 1.2	63,58	0,97	83,36	0,55	98,6	0,27	67,65	0,84	95,77	0,36	99,83	0,18
Alan 2.1	82,92	0,62	99,21	0,28	100	0,15	89,5	0,46	99,24	0,27	100	0,14
Alan 2.2	25,98	3,36	53,83	1,24	72,21	0,75	56,7	1,24	76,87	0,67	99,6	0,26
Alan 3.1	82,61	0,59	98,66	0,29	100	0,15	72,32	1,07	94,25	0,37	97,81	0,31
Alan 3.2					100	0,2	84,9	0,57	99,25	0,24	99,94	0,15
Alan 4.1	82,46	0,59	98,66	0,29	100	0,14	76,76	0,68	99,22	0,28	100	0,13
Alan 4.2	58,89	1,05	91,82	0,41	99,84	0,21	55,62	1,33	87,25	0,51	99,02	0,26
Alan 5.1	61,38	0,99	91,15	0,44	100	0,22	52,34	1,46	73,5	0,76	97,45	0,32
Alan 5.2	71,79	0,79	93,07	0,39	100	0,16	86,41	0,61	97,27	0,32	99,98	0,15
Alan 6.1	71,66	0,79	93,06	0,38	100	0,2	56,31	1,17	85,47	0,55	90,96	0,42
Alan 6.2			96,86	0,31	99,26	0,2	89,22	0,49	99,48	0,28	100	0,17
Alan 7.1	19,12	3,68	41,92	1,66	61,78	1,05	60,28	1,07	82,33	0,6	97,5	0,31
Alan 7.2	76,07	0,75	96,85	0,32	100	0,18	88,91	0,51	99,78	0,24	100	0,14
ORT	63,10	1,27	86,07	0,55	95,04	0,30	71,13	0,90	91,65	0,42	98,72	0,23



Şekil 4-5 DÇYK ve SÇYK Planları için Doz Akı Haritası Kıyaslaması

4.5. YART Kalite Kontrol Planlarının Gama Analizi

Eclipse tedavi planlama sisteminde elde edilen DÇYK, SÇYK5, SÇYK10 ve SÇYK20 planlarının, her alan için ayrı ayrı olmak şartıyla oluşturulan KK planları analiz edilmiştir. Planlarda, segment sayısının ÇYK performansı üzerine etkisi amaçlandı. Segment sayısına bağlı olarak, ÇYK performansı arasındaki farkı görebilmek amacıyla yapılan bu analizde tüm planlar alan başına olmak üzere değerlendirildi. Gama analizinde 3mm DTA ve %3 %DD değerlerine göre hesaplama yapıldı. Analiz sonucunda 1’ den küçük gama değerlerini veren “GAI” değerleri ile ortalama hatayı veren “mean” değerleri her alan için elde edilerek ve alanlara göre ortalamaları alınarak tabloya döküldü. Bu değerlere ait tablolar 10 hasta için ayrı ayrı olmak üzere Tablo 4-16 da verilmiştir. Ayrıca ortalama GAI değerleri, her hasta ve her plan için grafiğe dönüştürülerek Şekil 4-6 da gösterilmiştir.

Tablo 4-16 YART Kalite Kontrol Planlarının Gama Analizi

HASTA 1								
	SÇYK5		SÇYK10		SÇYK20		DÇYK	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	82,6	0,59	86,98	0,53	94,37	0,48	94,64	0,45
Alan 1.2	91,71	0,5	91,55	0,47	93,94	0,45	96,89	0,42
Alan 2.1	90,8	0,53	94,9	0,45	96,23	0,42	94,38	0,49
Alan 2.2	94,87	0,4	92,43	0,42	97,65	0,36	98,88	0,41
Alan 3.1	93,06	0,52	95,35	0,45	96,84	0,39	95,51	0,47
Alan 3.2								
Alan 4.1	91,61	0,5	97,71	0,42	98,15	0,38	97,15	0,44
Alan 4.2	75,06	0,89	91,82	0,6	96,73	0,55	95,84	0,56
Alan 5.1	83	0,69	91,27	0,6	87,62	0,56	92,35	0,53
Alan 5.2	91,5	0,52	94,45	0,44	96,17	0,41	94,57	0,46
Alan 6.1	90	0,5	92,8	0,42	93,58	0,37	92,86	0,44
Alan 6.2								
Alan 7.1	98,43	0,34	94,92	0,38	96,06	0,41	95,34	0,39
Alan 7.2	84,68	0,55	94,09	0,47	94,55	0,46	93,47	0,47
ORT	88,94	0,54	93,19	0,47	95,16	0,44	95,16	0,46

HASTA 2								
	SÇYK5		SÇYK10		SÇYK20		DÇYK	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	90,58	0,52	95,49	0,45	98,78	0,41	97,68	0,44
Alan 1.2	92,26	0,49	99,66	0,37	99,85	0,34	98,63	0,42
Alan 2.1	90,4	0,47	95,07	0,42	95,14	0,42	91,92	0,49
Alan 2.2	91,37	0,47	89,03	0,47	96,26	0,4	94,31	0,46
Alan 3.1	89,75	0,46	87,1	0,45	95,08	0,38	96,11	0,37
Alan 3.2					91,43	0,39	89,26	0,43
Alan 4.1	90,4	0,5	96,95	0,42	97,7	0,39	97,38	0,42
Alan 4.2	80,77	0,68	88,86	0,61	92,39	0,54	90,23	0,59
Alan 5.1	89,54	0,51	92,57	0,44	93,79	0,43	90,93	0,47
Alan 5.2	94,92	0,43	96,88	0,41	97,33	0,37	97,15	0,36
Alan 6.1	89,08	0,49	94,02	0,38	100	0,25	100	0,29
Alan 6.2			95,16	0,41	90,77	0,38	87,77	0,45
Alan 7.1	96,56	0,36	98,4	0,3	94,53	0,38	96,64	0,4
Alan 7.2	96,38	0,47	98,26	0,38	98,43	0,35	97,23	0,4
ORT	91,32	0,49	95,12	0,43	96,61	0,39	95,68	0,43

HASTA 3

	SÇYK5		SÇYK10		SÇYK20		DÇYK	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	86,94	0,53	95,15	0,44	99,94	0,42	96,92	0,5
Alan 1.2	87,58	0,58	94,58	0,51	95,77	0,49	91,06	0,57
Alan 2.1	94,79	0,48	97,06	0,44	96,69	0,45	94,26	0,53
Alan 2.2	91,45	0,5	95,62	0,41	97,91	0,37	99,75	0,37
Alan 3.1	83,54	0,79	98,7	0,45	99,3	0,44	96,35	0,55
Alan 3.2								
Alan 4.1	92,37	0,53	97,52	0,52	99,75	0,49	94,15	0,57
Alan 4.2	84,53	0,56	91,61	0,44	94,32	0,38	96,26	0,36
Alan 5.1	72,19	0,84	87,45	0,59	90	88	92,32	0,49
Alan 5.2	86,98	0,62	97,6	0,52	98,55	0,46	92,67	0,57
Alan 6.1	93,63	0,49	97,64	0,4	99,46	0,42	96,12	0,56
Alan 6.2								
Alan 7.1	88,4	0,5	98,75	0,4	96,2	0,41	99,95	0,4
Alan 7.2	89,88	0,52	96,66	0,43	96,19	0,42	94,86	0,51
ORT	87,69	0,58	95,70	0,46	97,01	7,73	95,39	0,50

HASTA 4

	SÇYK5		SÇYK10		SÇYK20		DÇYK	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	86,94	0,57	95,18	0,45	99,94	0,44	96,47	0,29
Alan 1.2	86,86	0,55	94,93	0,49	96,29	0,47	91,2	0,55
Alan 2.1	97,92	0,4	97,78	0,43	99,32	0,41	98,28	0,44
Alan 2.2	95,53	0,47	95,58	0,45	96,39	0,47	98,08	0,43
Alan 3.1	94,24	0,36	96,6	0,34	96,95	0,34	95,72	0,39
Alan 3.2								
Alan 4.1	95,84	0,45	98,98	0,42	99,43	0,39	99,01	0,45
Alan 4.2	92,51	0,57	95,39	0,5	98,61	0,46	90,36	0,55
Alan 5.1	85,84	0,72	88,13	0,62	95,62	0,49	94,08	0,52
Alan 5.2	92,31	0,41	95,28	0,41	97,51	0,38	94,67	0,45
Alan 6.1	94,38	0,44	97,76	0,39	98,2	0,35	96,55	0,41
Alan 6.2			92,7	0,44	99,49	0,27	99,17	0,29
Alan 7.1	91,62	0,44	96,92	0,35	99,33	0,31	100	0,28
Alan 7.2	92,15	0,48	94,45	0,48	96,31	0,47	95,95	0,47
ORT	92,18	0,49	95,38	0,44	97,95	0,40	96,12	0,42

HASTA 5

	SÇYK5		SÇYK10		SÇYK20		DÇYK	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	85,41	0,92	96,42	0,68	99,21	0,55	96,48	0,63
Alan 1.2	92	0,52	99,57	0,37	99,841	0,35	96,12	0,46
Alan 2.1	95,6	0,44	97,45	0,42	97,77	0,4	95,68	0,45
Alan 2.2	97,4	0,4	91,39	0,52	96,16	0,49	96,67	1,32
Alan 3.1	94,22	0,51	93,13	0,43	97,59	0,39	93,07	0,43
Alan 3.2								
Alan 4.1	92,44	0,51	96,19	0,46	95,05	0,46	94,21	0,53
Alan 4.2	84,54	0,73	91,39	0,62	98,68	0,62	96,01	0,61
Alan 5.1	74,82	1,03	91,51	0,88	95,46	0,74	94,85	0,87
Alan 5.2	86,01	0,55	96,43	0,47	97	0,46	96,52	0,48
Alan 6.1	86,07	0,57	94,42	0,46	96,23	0,41	95,37	0,55
Alan 6.2			96,88	0,46	98,48	0,33	94,47	1,67
Alan 7.1	86,43	0,63	93,59	0,68	95,47	0,49	93,86	1,19
Alan 7.2	94,02	0,51	97,61	0,44	98,65	0,41	95,59	0,46
ORT	89,08	0,61	95,08	0,53	97,35	0,47	95,30	0,74

HASTA 6

	SÇYK5		SÇYK10		SÇYK20		DÇYK	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	87,03	0,6	93,18	0,5	99,55	0,41	92,82	0,54
Alan 1.2	89,85	0,68	92,73	0,6	99,69	0,52	96,54	0,56
Alan 2.1	88,01	0,58	92,28	0,5	99,63	0,39	96,4	0,52
Alan 2.2	93,33	0,43	83,26	0,58	80,8	0,66	96,86	0,45
Alan 3.1	95,28	0,48	95,55	0,43	99,2	0,38	96,46	0,46
Alan 3.2								
Alan 4.1	85,05	0,59	95,11	0,48	98,59	0,43	96,69	0,53
Alan 4.2	95,19	0,71	97,8	0,63	99,18	0,61	96,5	0,64
Alan 5.1	68,26	1,33	88,04	0,8	99,63	0,61	92,27	0,77
Alan 5.2	90,39	0,52	92,77	0,46	93,97	0,43	95,64	0,45
Alan 6.1	91,84	0,51	93,29	0,47	94,33	0,4	93,43	0,49
Alan 6.2								
Alan 7.1	87,12	0,53	86,46	0,56	93,75	0,48	94,32	0,46
Alan 7.2	85,86	0,57	95,79	0,45	96,69	0,38	95,15	0,43
ORT	88,10	0,63	92,19	0,54	96,25	0,48	95,26	0,53

HASTA 7

	SÇYK5		SÇYK10		SÇYK20		DÇYK	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	91,25	0,69	96,13	0,57	96,89	0,58	94,24	0,59
Alan 1.2	96,71	0,67	91,74	0,66	93,86	0,63	94,55	0,63
Alan 2.1	93,78	0,56	95,25	0,53	100	0,5	96,3	0,57
Alan 2.2	85,52	0,62	73,62	0,73	95,42	0,48	97,67	0,48
Alan 3.1	90,34	0,56	95,56	0,47	95,87	0,43	94,22	0,5
Alan 3.2								
Alan 4.1	92,93	0,6	97,27	0,53	97,36	0,52	96,87	0,55
Alan 4.2	84,27	0,87	97,31	0,7	100	0,65	94,67	0,67
Alan 5.1	86,99	0,8	89,29	0,8	94,75	0,65	92,05	0,73
Alan 5.2	83,45	0,62	91,16	0,55	93,17	0,5	92,84	0,5
Alan 6.1	97,3	0,55	98,98	0,52	99,73	0,49	96,22	0,6
Alan 6.2								
Alan 7.1	81,85	0,55	94,15	0,46	99,73	0,41	96,73	0,47
Alan 7.2	86,41	0,61	97,69	0,52	98,56	0,49	96,07	0,52
ORT	89,23	0,64	93,18	0,59	97,11	0,53	95,20	0,57

HASTA 8

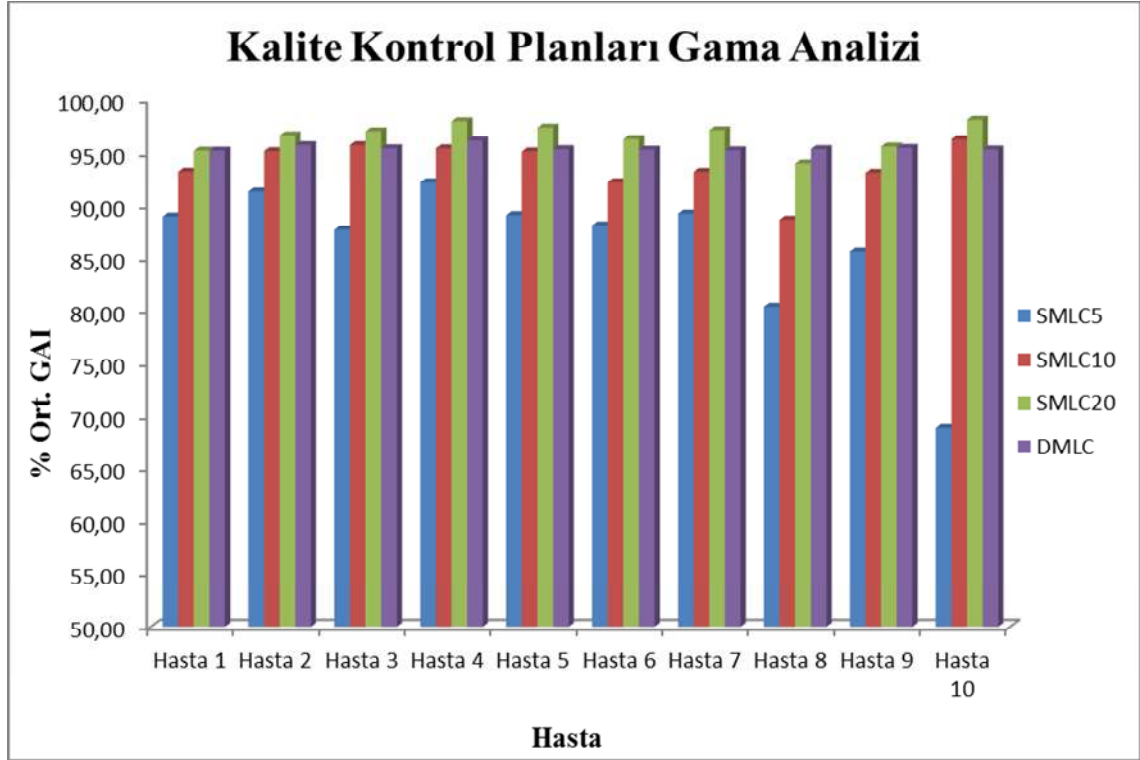
	SÇYK5		SÇYK10		SÇYK20		DÇYK	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	76,06	0,89	91,49	0,71	94,62	0,69	96,51	0,66
Alan 1.2	81,84	0,78	93,34	0,68	94,62	0,65	95,03	0,66
Alan 2.1	86,25	0,7	94,66	0,64	97,77	0,63	97,59	0,63
Alan 2.2	79,66	0,77	81,84	0,73	92,36	0,64	99,54	0,57
Alan 3.1	84,09	0,78	97,02	0,68	94,71	0,69	92,18	0,72
Alan 3.2	76,18	0,76	85,37	0,64	93,38	0,55	95,52	0,52
Alan 4.1	92,75	0,63	94,28	0,78	99,05	0,64	95,45	0,7
Alan 4.2	71,57	1,09	81,43	0,84	94,82	0,71	96,22	0,67
Alan 5.1	82,8	0,97	90,35	0,83	95,77	0,79	96,88	0,78
Alan 5.2	92,67	0,77	93,62	0,74	95,95	0,71	96,44	0,71
Alan 6.1	64,28	0,87	84,58	0,63	88,96	0,59	91,9	0,55
Alan 6.2	87,3	0,59	89,66	0,55	92,28	0,53	93,74	0,51
Alan 7.1	70,91	0,84	71,44	0,83	85,97	0,69	94,43	0,6
Alan 7.2	78,45	0,77	92,19	0,65	95,15	0,63	92,83	0,66
ORT	80,34	0,80	88,66	0,71	93,96	0,65	95,30	0,64

HASTA 9

	SÇYK5		SÇYK10		SÇYK20		DÇYK	
	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN	GAI	MEAN
Alan 1.1	62,92	0,84	85,24	0,57	85,24	0,57	90,73	0,53
Alan 1.2	76	0,66	89,86	0,53	97,24	0,35	95,32	0,49
Alan 2.1	92,88	0,47	95,45	0,43	95,46	0,43	94,3	0,48
Alan 2.2	94,05	0,42	95,17	0,39	98,63	0,29	99,77	0,32
Alan 3.1	93,67	0,42	96,14	0,35	96,14	0,35	93,77	0,4
Alan 3.2					100	0,22	100	0,22
Alan 4.1	88,86	0,5	87,84	0,5	90,85	0,47	89,43	0,5
Alan 4.2	80,89	0,63	90,95	0,47	94,41	0,44	92,17	0,47
Alan 5.1	72,02	0,72	87,38	0,52	91,15	0,49	92,72	0,48
Alan 5.2	88,16	0,54	95,82	0,43	95,82	0,43	96,03	0,4
Alan 6.1	93,43	0,44	100	0,27	100	0,27	99,98	0,23
Alan 6.2			96,51	0,36	96,51	0,36	95,71	0,39
Alan 7.1	90,87	0,51	93,32	0,43	99,98	0,25	99,96	0,25
Alan 7.2	93,42	0,46	96,32	0,41	96,32	0,41	95,98	0,44
ORT	85,60	0,55	93,08	0,44	95,55	0,38	95,42	0,40

HASTA 10

	SÇYK5	SÇYK10	SÇYK20	DÇYK	SÇYK5	SÇYK10	SÇYK20	DÇYK
Alan 1.1	72,42	1,34	99,47	0,56	100	0,52	94,8	0,59
Alan 1.2	61,51	1,02	95,23	0,47	95,3	0,47	92,08	0,51
Alan 2.1	80,27	0,63	95,93	0,38	96,75	0,36	94,67	0,43
Alan 2.2	48,28	1,45	92,31	0,53	99,31	0,45	93,74	0,52
Alan 3.1	76,15	0,9	100	0,22	100	0,18	100	0,25
Alan 3.2	80,3	0,66	93,88	0,43	94,13	0,41	91,17	0,47
Alan 4.1	68,46	0,89	96,3	0,44	97,93	0,39	96,48	0,49
Alan 4.2	63,06	1,89	97	0,59	97,05	0,57	94,76	0,62
Alan 5.1	61,14	2,17	95,53	0,72	97,79	0,63	92,87	0,74
Alan 5.2	60,69	1,04	96,18	0,49	97,4	0,47	97,18	0,47
Alan 6.1	61,13	1,22	98,17	0,39	97,98	0,33	97,32	0,41
Alan 6.2	81,4	0,68	99,07	0,41	100	0,37	95,09	0,5
Alan 7.1	68,05	1,06	89,77	0,53	100	0,45	96,71	0,52
Alan 7.2	81,52	0,65	98,54	0,41	99,87	0,37	96,87	0,44
ORT	68,88	1,11	96,24	0,47	98,11	0,43	95,27	0,50



Şekil 4-6 YART Kalite Kontrol Planlarının Gama Analizi

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bilgisayar yazılım ve donanımındaki ilerlemelere paralel olarak radyoterapi planlama ve tedavi uygulama sistemleri hızla değişmekte ve gelişmektedir. 3BKRT 'nin gelişmiş şekli olan, hedef hacme optimum, çevre dokulara minimum dozu vermeyi sağlayan, uniform olmayan ışınların kullanımına dayanan YART tekniği son yıllarda önem kazanmaktadır. Görüntüleme sistemlerinin planlama amaçlı daha yaygın kullanımı ve konturlamanın radyoterapide standartlaşmasıyla geçmişte uygulanan klasik alanlar ile farklı geometrik şekillere sahip hedeflerde optimum düzeyde doz dağılımı elde edilmesi mümkün olamamaktadır. Ayrıca klasik yöntemler hızlı doz düşüşü sağlayamadığından sağlıklı dokuların korunması başılamamıştır. Bu problem doz eskalasyonu sağlanabilmesi için YART gibi yeni yöntemlerin gelişimini gerektirmiştir. YART kullanımı özellikle prostat, baş-boyun gibi düzensiz hedef geometrisine sahip ve hedef ile kritik organ yakınlığı bulunan bölgelerde, kritik normal dokuların korunması ve ideal doz dağılımı sağlanması nedeniyle giderek artmaktadır.

YART uygulamasında ÇYK hareket yeteneğine göre iki farklı teknik uygulanabilir. Bunlar ÇYK'nın ışınlama süresi boyunca hareket ettiği DYART ve farklı segmentlerde adım adım ışınlamadan oluşan SYART teknikleridir. Cihazın yapısına bağlı olarak bu tekniklerden sadece SYART veya her ikisi birden uygulanabilir. ÇYK'nın bu özelliği tedavi planlamasındaki segmentasyon aşamasında karşımıza çıkar. YART tekniği ters planlama özelliği taşır. Yani ulaşılması istenen doz dağılımı bir başka deyişle DVH sisteme girilir ve sistemin bunu sağlayan bir çözüm üretmesi beklenir. Çözüm için planlama sistemi optimizasyon basamağında, seçilen gantri açıları için teorik doz akısı hesaplar. Optimizasyon sonunda hesaplanan teorik doz akıları ÇYK'nın dozimetrik lif aralığı ve soğurma parametlerine göre tercih edilen dinamik veya statik segmentli tekniğe göre ÇYK hareketine dönüştürülür. Bu adım segmentasyon olarak adlandırılır.

Farklı ÇYK teknikleri hızlı doz gradienti sağlanması, toplam segment sayısı, optimizasyon modeli ile benzerlik, ışınlama süresi, tedavi süresi, düşük ve yüksek doz bölgelerinin hacimleri ve kalite kontrol sonuçları gibi parametreler bakımından farklı sonuçlar oluşturabilir. Bu çalışmada, günlük klinik uygulamalarda kullanılan Varian DHX lineer hızlandırıcıda tedavi edilmiş 10 nazofarenks hastasına yapılan dinamik ve

statik çoklu segmentli ışınlama tekniklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Eclipse planlama sisteminde oluşturulan tedavi planları çeşitli hedef hacim, kritik organ, RMS, ÇYK performansı, MU ve ışınlama süresi açısından analiz edilmiştir. Ayrıca her iki planlama tekniği için aynı hasta grubunda oluşturulan kalite kontrol planları doğrudan ölçülerek tedavi planlama bilgisayarında hesaplanan doz akı haritalarıyla uygunluğu gama analizi yöntemiyle kıyaslanmıştır.

Plan karşılaştırmalarında ilk olarak hedef hacimlerdeki (PTV70, PTV60 ve PTV56) farklılıklar karşılaştırıldı. Çalışmada yer alan on hastanın dozimetrik değerlerinin ortalaması alınarak yapılan karşılaştırma sonucunda, PTV70, PTV60 ve PTV56 hedeflerinin istenilen doz değeri tarafından kapsanmasında referans alınan DÇYK ile eşdeğer sonuç SÇYK20 ile elde edilmiştir. Segment sayısı azaldıkça doz gradienti oluşturma yeteneği azaldığından düşük segmentli statik tekniklerde dozun istenildiği şekilde kapsanması başırlanamamıştır.

Hedef hacimlerdeki karşılaştırmadan sonra kritik organ dozlarında yapılan analizler sonucunda elde edilen sonuçlar hedefler için yapılan tartışmayla benzerdir. Özellikle nazofarenks planmasında YART tekniği kullanımı için sebep teşkil eden parotislerdeki dozlar incelendiğinde, referans DÇYK planına en yakın değerler SÇYK20 ve SÇYK 10 ile elde edilmiştir ($p<0.05$). Beyin sapı ve spinal korddaki maksimum nokta dozu karşılaştırmalarında SÇYK20 ve SÇYK10 planlarının sonuçları DÇYK ile yakındır ve farklar parotisteki karşılaştırmaya göre daha azdır ($p<0.05$), ($p>0.05$). Parotisler lenfatik bölgede konturlanan hedef ile iç içe olduğundan DÇYK planı ile elde edilen yüksek gradiente bağlı olarak statik segmentli tekniklere göre sonuçlar daha iyidir. Ancak spinal ve beyin sapı, hedef yapılar arasında yeterli doz gradientinin sağlanabildiği bir mesafe bulunduğundan teknikler arasındaki farklar azdır.

Planların düşük ve yüksek doz bölgeleri açısından karşılaştırılmasında düşük doz bölgesinde (V25) statik ve dinamik yöntemler arasında bir fark gözlenmezken, verilen dozun %107 sini alan hacim büyüklüklerine bakıldığında ise, SÇYK20 planında DÇYK'ya göre %24'lük en yüksek bir düşüş gözlemlendi. Dinamik ÇYK tekniğinde ışınlama süresi boyunca lifler hareket ettiğinden statik teknikle karşılaştırıldığında çok fazla segment kullanılmaktadır. Segment sayısındaki artış liflerin hızlarında yavaşlama, hareket adımlarında kısalma ve buna bağlı olarak maksimum nokta dozunda artışa neden olmaktadır.

Nicolini ve ark. (33) statik ve dinamik segmentli planları karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada DVH değerlerini analiz ederek düşük segmentli SÇYK planlarında hedef hacimlere verilmek istenen doz değerinin düştüğünü, segment sayısı arttıkça daha iyi bir doz sarımının oluştuğunu söylemişlerdir. Bunun yanında hedef hacimlere verilmek istenen dozun iletiminin en iyi DÇYK planında sağlandığını göstermişlerdir. Kritik organ dozlarında ise çok fazla bir farkın olmadığını göstermişlerdir. Bizim çalışmamız da genel olarak Nicolini ve ark. çalışmasıyla uyum göstermiştir. Ancak segment seviyesinin arttırıldığı planlarda DÇYK planına oranla daha iyi hedef hacim ve kritik organ dozları gözlenebilir.

Longobardi ve ark. (34) yaptıkları benzer bir çalışmada, hedef hacimlere verilmek istenen dozlarda kullanılan teknikler arasında anlamlı bir fark gözlenmediğini söylemişlerdir. Bu sonuçtaki önemli noktalardan birisi de statik segmentli YART planlarının 10 veya daha fazla segment seviyesinden oluşmasıdır. SÇYK5 planı için yapılan analizde ise, hedef hacimlere verilmek istenen doz iletiminin %1 civarında düştüğü, buna rağmen hedef hacim max doz değerinin diğer planlara göre %1 artış gösterdiği ve verilen dozun %107 sini alan hacmin de %4 civarında arttığı görülmüştür.

Cozzi ve ark. (35) 26 hasta üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda yayınladıkları dozimetrik verilere göre PTV kapsamları bizim çalışmamızla benzer özelliklerdedir.. Ayrıca V107 değerlerinin de SÇYK10 planı ile %2 civarında daha az çıktığını göstermişlerdir. Cozzi ve ark. çalışmasında en önemli vurgu parotis korumasına yapılmıştır. Yazarlar, radikal hastalar için bizim çalışmamızla da uyumlu olarak parotis dozlarının düştüğünü söylemiştir.

De Neve ve ark. (36) nın yaptığı başka bir çalışmada ise spinal kord koruyucu konkav şekilli bir doz dağılımı oluşturma adına alan başına birkaç segmentli tekniklerin uygun olduğu gösterilmiştir. Ayrıca statik segmentli teknikle özellikle parotis koruma adına etkili sonuçlar ortaya konmuştur. Sonuçlar hedef hacim kapsamı ve riskli organ koruması için özellikle parotisler ile ilgili çalışmalarla uyumlu olup, bizim sonuçlarımızla da uyum göstermektedir. Nicolini ve ark (33) yapılan analizler sonucunda ortalama parotis dozlarında kayda değer bir farkın gözlenmediği belirtirken, Longobardi ve ark (34) ise tüm SÇYK planlarıyla DÇYK planına göre daha iyi parotis dozu sağlamışlardır.

Çalışmada bir diğer karşılaştırma her alan için root mean square (RMS) değerlerine göre yapıldı. Alan başına RMS değeri; optimizasyon esnasında elde edilen alanlara ait teorik doz akısı ile hesaplama sonucunda elde edilen ÇYK hareketinin oluşturduğu doz akısı arasındaki farkı ifade eder. RMS parametresi her alan için tedavi planlama tarafından hesaplanır. RMS sonuçları segmentasyonda dinamik ÇYK 'nın teoriye en uygun çözüm ürettiğini göstermiştir. Buna bağlı olarak optimizasyonda gözlemlenen doz dağılımının hesaplamada elde edilmesi açısından dinamik ÇYK tekniğini kullanmak en uygundur.

Nicolini ve ark. (33) statik ve dinamik segmentli planları karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada optimal ve actual fluence arasındaki farkları incelemişlerdir. Yazarlar, segment sayısının artmasıyla elde edilen statik segmentli planların, dinamik segmentli planlara yaklaştığını belirtmiştir. SÇYK planlarının DÇYK planına göre daha düşük doz gradyent bölgeleri oluşturduğuna değinilmiş ve bunun sebebinin doz akıları arasındaki farkın olduğunu göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda da elde ettiğimiz sonuçlar Nicolini ve ark. çalışmasıyla uyum göstermiştir.

YART 'ın klasik yöntemlere göre eleştirilen yenilikleri arasında fazla alan sayısına bağlı olarak düşük doz bölgesinin genişliği ve yüksek doz değerlerinin fazlalığı gösterilmektedir. Farklı YART teknikleri karşılaştırıldığında çalışmamızda elde edilen sonuç yüksek segmentli statik teknik ve dinamik teknikte düşük doz bölgesinin artışıdır. Segment sayısının ve ışınlama süresinin fazla olmasına bağlı olarak bu beklenen bir sonuçtur. Yüksek doz bölgesindeki tartışma daha farklıdır. Az segmentli statik teknikte yetersiz segment sayısına bağlı olarak yüksek doz bölgelerinin minimize edilmesi başırlanamamaktadır. Dinamik teknikte ise fazla segment sayısına bağlı olarak noktasal maksimum değerleri yüksek segmentli tekniğe göre fazladır.

YART tedavilerinin konformal tekniklere göre dezavantajı, ÇYK yapısının alan içinde sürekli ışınlanmasına bağlı olarak yaratılan düşük enerjili saçılan radyasyondur. Buna bağlı olarak özellikle yüksek enerjiler için YART yapılmaması tavsiye edilir. Ayrıca düşük MU değeri düşük dozun etkili olduğu sekonder kanser riskinin minimize edilmesi için önemlidir. Çalışmada MU değeri incelendiğinde dinamik teknik statik tekniklere göre yaklaşık %24 daha fazladır. Buna göre pediatrik vakalarda daha kısa statik segmentle de kabul edilebilir doz dağılımları elde edildiğinde sekonder kanser riskinin minimize edilmesi açısından statik teknik tercih edilebilir.

Longobardi ve ark. (34) yaptıkları çalışmada MU değerleri için bir kıyaslama yapmış olup, 5, 10 ve 20 segmentli SÇYK planlarının DÇYK planına göre %7 civarında daha az MU sağladığını göstermişlerdir. van Asselen ve ark. (37) 3-9 alanlı planlamalar üzerinde yaptığı çalışma ile, alan başına 150 segment civarında elde ettiği planlar ile hedef hacmin kapsanmasında yeteri kadar etkili olduğunu göremezken, parotis üzerine küçük bir koruyucu etkinin olduğunu söylemişlerdir. Bu sonuçlar bizim bulgularımızla kısmen uyuşsa da çalışmamızda ortalama 500 segment sağlayan 20 segment seviyesi ile elde edilen planlarda DÇYK planlarına benzer hedef hacim kapsamı görülmüştür.

Kıyaslanan diğer bir parametre de planlamaların ışınlama süreleri olmuştur. Bu süreler ışın demetinin verilmeye başlandığı andan itibaren ışın demetinin kesilmesine kadar geçen süreden oluşmaktadır. Bilindiği üzere DÇYK planında SÇYK planlarının aksine ÇYK ların hareketi esnasında da ışınlama devam etmektedir. SÇYK planlarında segmentlerin her birinin oluşması esnasında geçen sürelerden dolayı SÇYK planlarının toplam ışınlama süreleri daha fazla sürmektedir.

Farklı çalışmalarda, tedavi süresinin tedavi kalitesine radyobiyojik olarak etkisi tartışılmıştır. Buna bağlı olarak hızlı tedavilerde radyobiyojik etkinliğin artabileceği vurgulanmıştır. Çalışmalarda, dinamik ÇYK tekniği statik tekniklere göre tüm tedaviyi daha hızlı tamamlamakta ve lokal kontrolün daha yüksek olabileceği vurgulanmaktadır. Ancak teknikler arasındaki sürenin son derece az olması bizi farklı radyobiyojik bir etki olasılığından uzaklaştırmaktadır. (38)

Son olarak, analiz edilen diğer parametreler ise doz akı haritaları ve kalite kontrol planlarının gama analizi olmuştur. Eclipse tedavi planlama sisteminde elde edilen DÇYK, SÇYK5, SÇYK10 ve SÇYK20 planlarının, her alan için ayrı ayrı olmak şartıyla oluşturulan doz akı haritaları kendi içerisinde analiz edilmiştir. Bu analizde, aynı optimizasyon değerleriyle hesaplatılan statik ve dinamik lif hareketlerinin birbirine yakınlığını görmek amaçlanmıştır. Gama analizinde 3mm DTA ve %3 %DD değerlerine göre hesaplama yapılmıştır. Analiz sonucunda 1' den küçük gama değerlerini veren "GAI" değerleri ile ortalama hatayı veren "mean" değerleri her alan için elde edilerek ve alanlara göre ortalamaları alınarak tabloya döküldü. Statik çoklu segmentli planlardan elde edilen oluşturulan doz akı haritaları, dinamik çoklu segmentli planlardan elde ettiğimiz doz akı haritaları ile kıyaslandığında SÇYK5 için %65, SÇYK10 için %88, SÇYK20 için %97 oranında uyumlu olduğu görüldü.

Farklı ÇYK tekniklerinden hangisinin hasta açısından uygun olacağına veya statik segmentli teknikte nasıl bir segment seviyesi belirleneceğine karar vermek için referans doz akıları karşılaştırıldığında, artan statik segmentli teknik RMS değeri iyi olan dinamik ÇYK lı teknikle en uyumlu sonuçtadır. Ancak statik teknikte segment sayısının artırılması MU ve zaman açısından avantajı kaybettirecek ve dinamik teknikle benzer bir uygulama oluşacaktır.

YART kalite kontrol planlarının gama analizinde ise Eclipse tedavi planlama sisteminde elde edilen DÇYK, SÇYK5, SÇYK10 ve SÇYK20 planlarının, her alan için ayrı ayrı olmak şartıyla karşılaştırılması yapılmıştır. Planlarda, segment sayısının ÇYK performansı üzerine etkisi amaçlandı. Segment sayısına bağlı olarak , ÇYK performansı arasındaki farkı görebilmek amacıyla yapılan bu analizde tüm alanlar ayrı ayrı değerlendirildi. Gama analizi sonucunda DÇYK planları ortalama %95 1'den küçük gama indeks değerine sahipken, SÇYK5 için %86, SÇYK10 için %94 ve SÇYK20 için %97 bulunmuştur.

Kalite kontrol veya ÇYK performansı açısından farklı teknikler karşılaştırıldığında yüksek statik segmentli teknik dinamikten iyi sonuç vermiştir. Kalite kontrol sonucu farklı teknikler için araştırılırken, gama analizini etkileyen parametre ÇYK nın adımlı veya sürekli hareketine bağlı zorlanmasını ifade edeceği gibi aynı zamanda hesaplamalarda kullanılan algoritmaların pratik uygulamalar ile uygunluğuna da bağlıdır. Kalite kontrol sonucunun model kaynaklı mı yoksa mekanik kaynaklı mı olduğu modülasyonun özel olarak oluşturulabileceği makine spesifik testlerle araştırılabilir.

Sadece statik segmentli opsiyona sahip cihazlar için değerlendirme yapılırsa, az sayılı segmentler az ışınlama süresi ve buna bağlı kısa tedavi süresi verse de yeterli doz modülasyonu sağlayamamaktadır. Aynı zamanda kalite kontrol sonuçlarının verilerine göre iki segment arasındaki fazla ÇYK hareketi, yüksek segmentteki yavaş ve kısa mesafeli ÇYK hareketlerine göre kötü sonuçlar vermiştir.

Sonuç olarak, yapılan çalışmalar veya klinik uygulamalara göre birçok merkezde YART için dinamik ÇYK kullanımı standarttır. Ancak bazı lineer hızlandırıcılar dinamik ÇYK hareket yeteneğine sahip değildir. Her iki özelliği de içeren cihazlar için hangi tekniğin seçileceğine karar verilmesi aşamasında, algoritmaya veya teoriye uygunluk, kalite kontrol başarısı, radyobiyolojik faktörler, hastanın yaşı,

genel durumu, merkezin hasta yoğunluğu gibi faktörler bir bütün olarak ele alınıp seçim yapılabilir. Statik ÇYK tekniği uygun bir segment seviyesinde dinamik tekniğe alternatif olarak güvenle kullanılabilir. Bu çalışmada kullanılan sistemlerde 20 segment seviyeli statik segmentli YART DÇYK tekniği ile klinik kullanım açısından benzer sonuçlar vermiştir.

KAYNAKLAR

1. IAEA. Podgorsak E.B. technical editor. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna, 2005.
2. Sultanem K., Patrocinio H., Lambert C., Corns R., Leblanc R., Parker W., Shenouda G., Souhami L. (2004). The Use of Hypofractionated Intensity Modulated Irradiation in The Treatment of Glioblastoma Multiforme.
3. Ezzell, G.A, Galvin, J.M., Low, D.A., Palta, J.R., Rosen, I., Sharpe, M.B., Xia, P., Xiao, Y., Xing, L., Yu, C. 2003. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT subcommittee of the AAPM.
4. LoSasso, T.J. 2003. IMRT Delivery System QA, New York
5. Khan, F.M. 2003. The Physics of Radiation Therapy Third Edition. Rhein, B., Haring, P., 2006. 3D Quality Assurance Systems. Germany.
6. Topuz E, Aydiner A, Karadeniz AN. Radyoterapinin Temel İlkeleri. Klinik Onkoloji. İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Yayınları, İstanbul, TR 2006; 16-33
7. Anonymous. “International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)”. (1999)
8. S. Oommen, A. Selvakumar, Linac-3: Advances in Medical Linear Accelerator Technology, Indraprastha Apollo Hospital, New Delhi, India.
9. J. M. Galvin, A. R. Smith, B. Lally. Characterization Of A Multi-Leaf Collimator System. Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys. 25 (1993) 181–92
10. Schegel W, Bortfeld T, Grosu A.L. New Technologies in Radiation Oncology. Verlag Berlin: Springer; 2006, 257-266.
11. Dirican, B. 2008a. Radyoterapi Fiziki Ders Notları, Ankara.

12. Yokoyama S, Roverson P L, Litzenberg D W, Moran J M and Fraass B A. Surface Build-up Dose Dependence on Photon Field Delivery Technique for IMRT. J. Appl. Clin. Med. Phys. 2004; 5: 71–81
13.) International Commission on Radiation Units and Measurements Report No.83. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Intensity Modulated Radiation Therapy, 2010.
14. Arno J. Mundt, John C. Roeske. Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinical Perspective. Bc Decker Inc, Hamilton, London, 2005.
15. Faiz M. Khan. The Physics Of Radiation Therapy, The, 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 2010.
16. Pelagade, S., Thakur, K., Bopche, T., Bhavsar, D., Patel, D., Shah, R., Vyas, R. 2007. Commissioning and quality assurance of a commercial intensity modulated radiotherapy (IMRT) treatment planning system PreceisePLAN. Turkish Journal of Cancer, Volume 37. No.1. 22-26, India
17. Wiezorek T., Banz N., Schwedas M., Scheithauer M., Salz H., Georg D., Wendt T.G. Dosimetric quality assurance for intensity Modulated Radiotherapy. Strahlenther Onkol 2005; 181: 468-474.
18. Bogner L., Scherer J., Hartmann M., Gum F., Amediek A. Verification of IMRT: Techniques and problem. Strahlenther Onkol. 2004; 180: 340-50.
19. Kung J.H., Chen G.T. Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. Med Phys. 2000; 27: 1617-1622.
20. Sharpe M.B., Miller M.B., Yan D., Wong J.W. Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step and shoot approach. Med Phys. 2000; 27: 2719-2725.
21. Low D.A. Harms W.B., Mutic S., Purdy J.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys. 1998; 25: 656-661.
22. Low D., Dempsey J.F. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. Med Phys 2003; 30: 2455-2464.

23. Nalça M, Bilgisayarlı üç boyutlu tedavi planlama sisteminin larenks kanseri olan bir hasta üzerinde değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi AD, Uzmanlık Tezi, Ankara, 1993
24. Ozyar E, Temel Klinik ve Radyoterapi Kitabı, Birinci Baskı, 2013
25. Varian Clinac DHX Lineer Accelerator [online].....
http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/#.URJPEh154qQ
26. <http://su.diva-portal.org/smash/get/diva2:197876/FULLTEXT01> (2013)
27. Varian Eclipse Treatment Planning System [online].....
http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/eclipse/
28. Esch A.E, Tillikainen L, Pyykkonen J, Paiusco M, Iori M, Huyskens D.P. Testing of the Analytical Anisotropic Algorithm for Photon Dose Calculation. Med Phys.2006; 33(11):4130-4148
29. EpiQA product brochure. (2012). Epidos Company
30. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report No: 62.
31. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report50), 1999.
32. Guidelines for The Verification of IMRT, ESTRO Booklet 9, 2008
33. Nicolini G., Fogliata A., Cozzi L., IMRT with the sliding window: Comparison of the static and dynamic methods. Dosimetric and spectral analysis. Med Phys. 2005
34. Longobardi B., De Martin E., Fiorino C., Dell'oca I., Broggi S., Comparing 3DCRT and inversely optimized IMRT planning for head and neck cancer: Equivalence between step-and-shoot and sliding window techniques. Med Phys. 2005
35. Cozzi L, Fogliata A, Bolsi A, Nicolini G, Bernier J. Three-dimensional conformal vs. intensity-modulated radiotherapy in head and neck cancer patients: comparative analysis of dosimetric and technical parameters. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2004;58:617-24

36. De Neve W, De Gerssem W, Derycke S, et al. Clinical delivery of intensity modulated conformal radiotherapy for relapsed or second-primary head and neck cancer using a multileaf with dynamic control. *Radiother Oncol* 1999;50:201-314
37. van Asselen B, Dehnad H, Terhaard CHJ, Lagendijk JJW, Raaijmakers CPJ. Segmental IMRT for oropharyngeal cancer in a clinical setting. *Radiother Oncol* 2003;69:259-66
38. Jian Z. WANG, X. Allen LI, Warren D. D'SOUZA, Robert D. STEWARD. Impact of prolonged fraction delivery times on tumor control: a note of caution for intensity-modulated radiation therapy (IMRT)

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Berkan	Soyadı	GELER
Doğ.Yeri	Düzce	Doğ.Tar.	1988
Uyruğu	TC	TC Kim No	53152735696
Email	berkangel@gmail.com	Tel	+90 536 966 97 67

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	Karadeniz Teknik Üniversitesi Fizik Bölümü	2010
Lise	Ömer Seyfettin Lisesi	2004

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Medikal Fizikçi	MNT Sağlık Hizmetleri	2013-Halen
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	51,25	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	83,25		
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

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

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Klinik Araştırma Metodları Kursu – İSTANBUL 13 Eylül 2012

Physics for Clinical Radiotherapy – ESTRO Kursu – İZMİR 17 - 21 Mart 2013