

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİĞİ
KULLANILARAK TEDAVİ EDİLEN
NAZOFARENKS KANSERLERİNDE
OLUŞAN DOZ DAĞILIMININ DOĞRULANMASI**

ŞEYDA KINAY

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR-2009

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİĞİ
KULLANILARAK TEDAVİ EDİLEN
NAZOFARENKS KANSERLERİNDE
OLUŞAN DOZ DAĞILIMININ DOĞRULANMASI**

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ŞEYDA KINAY

DANIŞMANLAR

Prof. Dr. Münir Kınay

Öğr. Gör. Zafer Karagüler

Prof. Dr. Münir Kınay ve Öğr. Gör. Zafer Karagüler danışmanlığında, Şeyda Kınay tarafından hazırlanan **“Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniği Kullanılarak Tedavi Edilen Nazofarenks Kanserlerinde Oluşan Doz Dağılımının Doğrulanması”** adlı tez 04/06/2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda yüksek lisans tezi olarak başarılı bulunmuştur.

Prof. Dr. Münir KINAY
BAŞKAN

Doç. Dr. Fadime AKMAN
ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR
ÜYE

Öğr. Gör. Dr. Oğuz ÇETİNAYAK
ÜYE

Öğr. Gör. Dr. Ayşegül YURT
ÜYE

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	i
TABLO LİSTESİ.....	iii
ŞEKİL LİSTESİ.....	iv
GRAFİK LİSTESİ.....	v
RESİM LİSTESİ.....	vi
KISALTMALAR.....	vii
ÖNSÖZ.....	ix
1. ÖZET.....	1
2. SUMMARY.....	3
3. GİRİŞ VE AMAÇ.....	5
4. GENEL BİLGİLER.....	8
4.1 Nazofarenksin Anatomik Yapısı.....	8
4.2 Radyoterapi (RT).....	9
4.2.1 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART).....	9
4.2.1.1 YART Planının Kalite Kontrolü.....	14
4.2.1.2 YART Planının Kalite Kontrolünde Medikal Fizik Uzmanının Rolü.....	15
4.3 Doz Dağılımı ve Saçılma Analizi.....	16
4.3.1 Fantomlar.....	16
4.3.1.1 Alderson Rando Fantom (ARF).....	17
4.3.2 Heterojen Ortam İçersindeki Soğrulan Doz.....	20
4.4 Radyografik Filmin Yapısı.....	20
4.5 Film Tipleri.....	22
4.6 Film Dozimetrisi	25
4.6.1 Film Dozimetrisinin Avantajları	26
4.6.2 Film Dozimetrisinde Dikkat Edilecek Faktörler.....	26
4.7 Film Densitometre.....	26

5. GEREÇ VE YÖNTEMLER

	Sayfa
5.1 Çalışmanın Şekli, Yapıldığı Yer.....	28
5.2 Çalışmada Kullanılan Gereçler.....	28
5.2.1 Bilgisayarlı Tomografi Simülatör Aygıtı.....	28
5.2.2 Radyoterapi Bilgi Sistemi.....	28
5.2.3 Tedavi Planlama Sistemi.....	28
5.2.4 ICRU 50-62 Numaralı Rapor.....	29
5.2.5 Baş-boyun Atlası.....	29
5.2.6 Lineer Hızlandırıcı	29
5.2.7 PTW RW3 Katı Su Fantomu.....	30
5.2.8 Alderson Rando Fantom.....	30
5.2.9 Kodak EDR2 Radyografi Filmi.....	30
5.2.10 Yüksek Yoğunluklu Lazer Tarayıcı ve Mephysto Yazılım Sistemi.....	30
5.3 Yöntemler.....	30
5.3.1 Tedavi Planlaması.....	30
5.3.2 Ölçüm Alınacak Referans Kesitlerin ve Noktaların Belirlenmesi.....	35
5.3.3 Kodak EDR2 Radyografi Filmi İçin Kalibrasyon Eğrisinin Elde Edilmesi.....	40
5.3.4 Alderson Rando Fantomun Işınlanması.....	41
6. BULGULAR.....	44
6.1 Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Veriler.....	44
6.2 Film Işınlamalarından Elde Edilen Veriler.....	46
7. TARTIŞMA.....	60
8. SONUÇ.....	64
9. KAYNAKLAR.....	66

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1 : Hedef hacimler için doz ve doz hacim limitleri.....	34
Tablo 2 : Riskli organlar için doz ve doz hacim limitleri.....	34
Tablo 3 : Kalibrasyon filmini ışınlama parametreleri.....	40
Tablo 4 : 22 nolu referans kesit için elde edilen rölatif ölçüm değerleri.....	49
Tablo 5 : 22 nolu kesit için standart sapma değerleri.....	50
Tablo 6 : 22 nolu kesit için referans noktadaki ölçüm değerlerinin her birinin ortalamadan uzaklığı.....	51
Tablo 7 : 28 nolu referans kesit için elde edilen rölatif ölçüm değerleri.....	52
Tablo 8 : 28 nolu kesit için standart sapma değerleri.....	52
Tablo 9 : 28 nolu kesit için ölçüm değerlerinin her birinin ortalamadan uzaklığı.....	53
Tablo 10 : 32 nolu referans kesit için elde edilen rölatif ölçüm değerleri.....	54
Tablo 11 : 32 nolu kesit için standart sapma değerleri.....	54
Tablo 12 : 32 nolu kesit için ölçüm değerlerinin her birinin ortalamadan uzaklığı.....	55
Tablo 13 : 22 nolu kesit için elde edilen ortalama ölçüm verilerinin TPS ile karşılaştırılması.....	57
Tablo 14 : 28 nolu kesit için elde edilen ortalama ölçüm verilerinin TPS ile karşılaştırılması.....	58
Tablo 15 : 32 nolu kesit için elde edilen ortalama ölçüm verilerinin TPS ile karşılaştırılması.....	59

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1 : Nazofarenksin Anatomik Yapısı.....	8
Şekil 2 : YART tekniğinde segmentlerin şematik gösterimi.....	10
Şekil 3 : 3BKRT planı.....	10
Şekil 4 : YART planı.....	10
Şekil 5 : YART tekniğinde ışın yoğunluklarının ayarlanması.....	12
Şekil 6 : “Step-and-shoot” tekniğinin şematik gösterimi.....	13
Şekil 7 : “Sliding window” tekniğinin şematik gösterimi.....	13
Şekil 8 : TPS’deki doz profili ile film dozimetrisinden elde edilen doz profilinin karşılaştırılması.....	15
Şekil 9 : Radyografik filmin kesitsel görüntüsü.....	21
Şekil 10 : Film üzerine gelen (I_0) ve film tarafından geçirilen ışığın (I_G) şematik gösterimi.....	22
Şekil 11 : Kodak EDR2 filmi için doz cevap eğrisi.....	23
Şekil 12 : Çok yapraklı kolimatörlerin (MLC) şematik gösterimi	30
Şekil 13 : 22 nolu kesit için oluşturulmuş koordinat sistemi.....	36
Şekil 14 : 28 nolu kesit için oluşturulmuş koordinat sistemi.....	37
Şekil 15 : 32 nolu kesit için oluşturulmuş koordinat sistemi.....	38

GRAFİK LİSTESİ

Sayfa

Grafik 1: Kodak EDR2 radyografi filmi için elde edilen kalibrasyon eğrisi.....	41
Grafik 2: TPS'deki 22 nolu kesite ait doz profili.....	44
Grafik 3: TPS'deki 28 nolu kesite ait doz profili.....	45
Grafik 4: TPS'deki 32 nolu kesite ait doz profili.....	45
Grafik 5: 22 nolu kesite yerleştirilen filme ait doz profili.....	46
Grafik 6: 28 nolu kesite yerleştirilen filme ait doz profili.....	47
Grafik 7: 32 nolu kesite yerleştirilen filme ait doz profili.....	48
Grafik 8: 22. kesit için 30 fraksiyon ışınlama sonucu elde edilen ölçüm verilerinin ortalaması ile TPS verilerinin karşılaştırıldığı doz değişim grafiği.....	57
Grafik 9: 28. kesit için 30 fraksiyon ışınlama sonucu elde edilen ölçüm verilerinin ortalaması ile TPS verilerinin karşılaştırıldığı doz değişim grafiği.....	58
Grafik 10: 32. kesit için 30 fraksiyon ışınlama sonucu elde edilen ölçüm verilerinin ortalaması ile TPS verilerinin karşılaştırıldığı doz değişim grafiği.....	59

RESİM LİSTESİ

Sayfa

Resim 1: Alderson Rando Fantom.....	18
Resim 2: Baş-boyun bölgesi için Alderson Rando Fantomun kurulumu.....	19
Resim 3: Baş-boyun bölgesi için Alderson Rando Fantomunun TLD yerleştirilen deliklerinin görünümü.....	20
Resim 4: Alderson Rando Fantomdan BT Görüntülerinin Alınması.....	31
Resim 5: BT referans noktaları ile birlikte fantomda konturlanan hedef hacimlerin ve riskli organların iki boyutlu görüntüsü.....	32
Resim 6: Fantomdaki hedef hacimlerin ve riskli organların üç boyutlu görüntüsü.....	33
Resim 7: YART planının doz dağılımı.....	35
Resim 8: 22 nolu referans kesite ait doz dağılımı.....	36
Resim 9: 28 nolu referans kesite ait doz dağılımı.....	37
Resim 10: 32 nolu referans kesite ait doz dağılımı.....	38
Resim 11: Filmlerin fantom kesitleri arasına yerleştirilmek üzere hazırlanması.....	39
Resim 12: Kodak EDR2 filmlerinin fantom kesitleri arasına yerleştirilmesi ve fantomun ışınlanmak üzere tedavi pozisyonunda hazırlanması.....	42
Resim 13: 22 nolu kesite yerleştirilen filmin ışınlama sonrası görüntüsü.....	46
Resim 14: 28 nolu kesite yerleştirilen filmin ışınlama sonrası görüntüsü.....	47
Resim 15: 32 nolu kesite yerleştirilen filmin ışınlama sonrası görüntüsü.....	48

KISALTMALAR

- YART** : Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy-IMRT)
- TPS** : Tedavi Planlama Sistemi
- ARF** : Alderson Rando Fantom
- BT** : Bilgisayarlı Tomografi
- ICRU** : Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi (International Committee of Radiation Units and Measurement)
- OTP** : Oncentra Tedavi Planlama
- ΔD** : Doz değişimi
- ÇYK** : Çok yapraklı kolimatör (Multileaf Collimatör-MLC)
- DEÜ** : Dokuz Eylül Üniversitesi
- RT** : Radyoterapi
- 3BKRT** : Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
- DVH** : Doz Volüm Histogramı
- TLD** : Termo Lüminesans Dozimetri
- GTV** : Görülebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume)
- CTV** : Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume)
- PTV** : Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)
- CTV50** : 50 Gy alacak Klinik Hedef Hacim
- PTV50** : 50 Gy alacak Planlanan Hedef Hacim
- PTV70** : 70 Gy alacak Planlanan Hedef Hacim
- EDR2** : Genişletilmiş Doz Aralığı (Extended Dose Range)
- XV** : X-Omat Verification
- RCF** : Radyokromik film (Radiocromic film)
- OD** : Optik yoğunluk (Optik Density)
- EBT** : External Beam Therapy
- RTOG** : Radyoterapi Onkoloji Grubu (Radiation Therapy Oncology Group)
- MV** : Milyon volt

MeV : Milyon Elektron Volt

LİNAK : Lineer Akseleratör (Hızlandırıcı)

RTIS : Radyoterapi Bilgi Sistemi (Radiotherapy Information System)

Gy : Gray (Absorbe Doz Birimi)

MU : Monitör Unit

ÖNSÖZ

Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı ve Medikal Fizik Anabilim Dalı'nın kurulmasında, geliştirilmesinde ve medikal fizik alanındaki eğitimimde büyük katkıları olan hocam Sayın Prof. Dr. Münir Kınay'a teşekkür ederim.

Medikal Fizik Anabilim Dalı'nın kurulmasında, geliştirilmesinde ve almış olduğum yüksek lisans eğitimimde emeği geçen bütün hocalarıma teşekkür ederim.

Klinik içi eğitimim ve tezimle ilgili bir çok konuda bilgi ve deneyiminden yararlandığım, yaşam karşısındaki güçlü duruşu ve mesleki disipliniyle her zaman kendime örnek aldığım hocam Sayın Doç. Dr. Fadime Akman'a teşekkür ederim.

Tezimin oluşmasında ve sonraki bütün aşamalarında mesleki bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen ve medikal fizik alanındaki eğitimimde büyük katkıları olan hocam Sayın Öğr. Gör. Zafer Karagüler'e sabrı, hoşgörüsü ve desteği için teşekkür ederim.

Tez çalışmam sırasında tıbbi bilgilerinden yararlandığım Uz. Dr. Nihal Dağ'a teşekkür ederim.

Öğrencilik yıllarımı geçirdiğim, meslek hayatımı devam ettirdiğim ve bu takımın içinde yer aldığım için kendimi her zaman şanslı hissettiğim bütün Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi çalışanlarına teşekkür ederim.

Koşulsuz ve hiç bitmeyen desteğiyle her zaman yanımda olan fedakar anneme yürekten teşekkür ederim...

Kocaman yüreği, sonsuz bilgi birikimi ve yaşama dair bütün öğretileri ile her zaman yolumu aydınlatan hayat arkadaşım eşime, varlığıyla hayatımıza anlam katan canım kızıma göstermiş oldukları anlayış , sabır ve destek için sonsuz teşekkür ederim...

Şeyda Kınay
Mayıs 2009, İZMİR

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİĞİ KULLANILARAK TEDAVİ EDİLEN NAZOFARENKS KANSERLERİNDE OLUŞAN DOZ DAĞILIMININ DOĞRULANMASI

Şeyda Kınay
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Narlıdere-İzmir
seyda.kinay@deu.edu.tr

I. ÖZET:

Amaç: Bu çalışmada yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği kullanılarak tedavi edilen nazofarenks kanserlerinde oluşan doz dağılımının doğrulanması amaçlandı. Bunun için tedavi planlama sistemi (TPS)'ndeki dozimetrik sonuçlar Alderson Rando Fantomda (ARF), film dozimetre tekniği kullanılarak elde edilen rölatif dozimetrik ölçümlerle karşılaştırıldı.

Gereç ve Yöntem: Tedavi planlaması için tedavi pozisyonunda (sırtüstü ve başaltı köpüğü ile) yatırılan ARF'dan Siemens Somatom marka bilgisayarlı tomografi (BT) aygıtı ile alınan görüntüler TPS'e aktarıldı. Nazofarenks kanseri için ICRU 50-62 nolu protokolde tanımlanan hedef hacim ve riskli organlar, bu fantomdan elde edilen tüm BT kesitlerinde ilgili hekim tarafından konturlanarak 3 boyutlu görüntüler oluşturuldu. TPS'de var olan bu verilerden yararlanılarak uygun YART planlaması yapıldı. Planlamalarda Oncentra Tedavi Planlama (OTP) sistemi kullanıldı. TPS'de seçilen referans 3 kesit için koordinat sistemi oluşturuldu ve her bir kesit için bir koordinat sisteminin merkezinde olmak üzere x ekseninde toplam 5 nokta belirlendi. Bu noktaların dozları kaydedildi. Bu referans kesit ve noktaların fantomdaki karşılığı bulundu. Planlama sonuçları Siemens marka Primus lineer hızlandırıcı aygıtına gönderildi ve ilgili referans kesitleri arasına Kodak EDR2 radyografi filmi yerleştirilen fantom 6 MV-X ışını ile ışınlandı. Işınlanan filmler yüksek yoğunluklu lazer tarayıcıda (FIPS plus) okutuldu ve Mephysto yazılımına aktarıldı. Her bir referans kesit için 30 fraksiyon boyunca referans x ekseninde alınan 5 farklı nokta için rölatif dozlara ait verilerinin ortalaması alınarak tablolar oluşturuldu. Bu ölçümler sonucu bulunan ortalama ölçüm verilerinin TPS verileri ile karşılaştırıldığı doz değişim grafikleri her bir referans kesit için çizdirildi.

Bulgular: Film dozimetri ile elde edilen nokta veriler, TPS verileri ile karşılaştırıldığında dozdaki değişimin (ΔD) -3.0% ile +2.5% aralığında olduğu gözlemlendi. Film dozimetrisine göre referans noktaların kendi aralarındaki günlük değişimi değerlendirildiğinde ise; standart sapmanın 0.5 ile 1.1 aralığında olduğu gözlemlendi. Her bir kesite ait referans noktalarındaki standart sapma ve ortalama ölçüm değerleri dikkate alındığında 30 fraksiyon boyunca okunan rölatif doz değerleri için ortalama maksimum uzaklık -3.2% olarak bulundu.

Sonuç: Nazofarenks kanserinin tedavisinde, YART tekniği uygulanarak elde edilen TPS'deki doz dağılımının, film dozimetri yöntemi kullanılarak elde edilen rölatif ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırıldığı bu çalışmada film sonuçları ile TPS verileri arasındaki doz değişimin kabul edilebilir aralıkta olduğu gözlemlendi. ARF kullanılarak yapılan bu çalışmada doku heterojenitesinin etkisi de dikkate alındı. Aynı zamanda Kodak EDR2 filmlerinin kullanılabilirliği gösterildi. Elde edilen verilere göre film ışınlamaları ile TPS'nde elde edilen doz profillerindeki değişim miktarları hem birbirleriyle hem de literatürdeki benzer çalışmaların sonuçlarıyla uyumlu bulundu. Planlanan doz dağılımı ile ölçülen doz dağılımı arasında anlamlı bir farklılık saptanmadı.

Anahtar Sözcükler: Nazofarenks kanseri, Alderson rando fantom, YART, film dozimetri

THE VERIFICATION OF DOSE DISTRIBUTIONS IN NASOPHARYNGEAL CANCER PATIENTS WHO WERE TREATED BY INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY

Seyda Kinay

Dokuz Eylul University School of Medicine

Radiation Oncology Department, Narlıdere-Izmir

seyda.kinay@deu.edu.tr

2. SUMMARY:

Purpose: In this study our aim is to find the verification of dose distribution in nasopharyngeal cancers treated with intensity modulated radiotherapy (IMRT) technique. Therefore the dosimetric results of the treatment planning system (TPS) were compared with the relative dosimetric measurements which were obtained by using the film dosimetry technique in Alderson Rando Phantom (ARP).

Material and Methods: The computed tomography (CT) images of the scanned ARP, which were taken at a treatment position in a Siemens Somatom CT for treatment simulation, were transferred to TPS. The targeted volumes and organs at risk were contoured by the responsible physician according to ICRU 50-62 protocol for nasopharyngeal cancer and three dimensional images were formed. By using the necessary data in the TPS the IMRT treatment plan for nasopharyngeal cancer was performed. Oncentra treatment planning (OTP) system software was used for the treatment planning. A coordinate system was formed for the three reference slices chosen at the TPS and a sum of 5 points were determined, one for each reference slice, one at the centre of the system and the rest on the x axis. The doses at these points were recorded. The equivalent points and slices at the phantom were found. The results of the planning system were sent to the linear accelerator (Primus, Siemens) and the phantom with the necessary Kodak EDR2 films was then treated with 6 MV-X rays. The irradiated films were read at the high concentrated laser scanner (FIPS plus) and transferred to Mephysto software. Tables were prepared for each reference slice and for the 5 different points on the reference x axis with the median data of the relative doses during 30

fractions. The dose difference graphics of the comparison between TPS data and the median measurement data of the slices were then made for each reference slice.

Results: When the point data, obtained by film dosimetry, were compared with the TPS data, the difference at the dose level (ΔD) was observed between -3.0% and +2.5%. And when the daily difference between each reference point according to film dosimetry was evaluated, it was observed that the standard deviation was between 0.5 and 1.1. When median measurement values and the standard deviation at the reference points of each slice were taken into consideration, the maximum difference from the median was found as -3.2% for the relative dose values during 30 fractions.

Conclusion: In this study when the dose distribution obtained at the TPS during the treatment of nasopharyngeal cancer with IMRT was compared with the relative measurement results obtained by the film dosimetry method, it was observed that the dose difference between the TPS data and the film dosimetry results were at a considerable interval. In this study the effect of tissue heterogeneity was taken into consideration by using ARF. At the same time the applicability of the Kodak EDR2 films were shown. According to the results, it was also found that the difference values of the dose profiles obtained at the TPS and the film dosimetry were quite correlated either with each other or with the similar studies in the literature. There was not significant difference between the measured dose distribution and planned dose distribution.

Key words: Nasopharyngeal cancer, IMRT, Alderson Rando phantom, film dosimetry

3. GİRİŞ VE AMAC

Nazofarenks kanserinde ana tedavi yöntemi radyoterapidir. Yerel bölgesel kontrol, hedef hacime verilen doz ile ilişkilidir.^(3,4) Uzun süreli sağkalım oranları tümörün evresine göre %40-90 arasında değişmektedir.^(1,2)

Nazofarenks, kafa tabanının hemen altında ve burunun gerisinde yerleşim gösteren küboidal bir yapı olup pek çok kranial sinirin kafa tabanından çıkış delikleriyle yakından ilişkilidir. Anatomik olarak optik kiazma, optik sinirler, temporal loblar ve medulla spinalis gibi kritik organlara yakın komşuluktadır. Bu önemli organların tolerans dozları nedeniyle konvansiyonel radyoterapi (RT) teknikleri ile hedef hacimde dozun artırılması engellenmektedir. Aynı zamanda nazofarenks, orta hatta yerleşmesi ve organ hareketlerinin kısıtlı olması nedeniyle YART için oldukça uygundur.

Radyasyon Onkolojisinde gelişen teknolojiye paralel olarak planlama teknikleri de planlanan tedavi dozlarının üç boyutlu dağılımını değerlendirmeye olanak tanımıştır. Özellikle düzensiz alanlarda konvansiyonel RT ile normal dokuları koruyarak sadece tümör ve tümörlü dokulara maksimum dozu vermek çok zordur. Son yıllarda üç boyutlu planlama sistemlerinin ve dinamik çok yapraklı kolimatör sistemli (Dinamic Multileaf Collimatör-DMLC) lineer hızlandırıcıların geliştirilmesi ile ışın demet yoğunluğu değiştirilerek, tümöral dokuya maksimum doz verilirken, radyasyona duyarlı normal dokuları korumak mümkün olmaktadır. YART, tedavi alanı içinde dinamik doz değişiklikleri yapabilen ve hedef dokular dışındaki dokulara fazla doz vermeden tümör dozunu arttırabilmeye olanak veren bir yöntemdir. YART tekniği, özellikle baş ve boyun tümörlerinin tedavisinde giderek artan oranda kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda YART tekniği kullanılarak, konvansiyonel ve üç boyutlu konformal radyoterapiye oranla hem tümör hedef haciminde daha iyi doz dağılımı, hem de normal dokularda daha düşük doz sağlanabilir.⁽⁵⁾ YART'deki bu dozimetrik avantaj tümör kontrolü üzerine olumsuz etkisi olmaksızın normal dokuları anlamlı şekilde koruyarak geç yan etkiyi azaltmaktadır.^(6,7)

YART hastaya özgü nitelik güvenilirliği gerektiren karmaşık uygulamalardan biridir. YART'deki karmaşık yapı ve uygulama şekli hesaplanan ve verilen doz arasındaki uyumun kontrolünü gerektirir. Tipik bir YART planlamasında, konturlanan hedef hacimlerin ve riskli organların doz veya doz hacim sınırları (volüm limitleri) belirtilmelidir. Optimum yoğunluk dağılımlarının saptanması tedavi planlama bilgisayarına dayalı optimizasyon teknikleri kullanılarak

yapılır. İstenilen hedeflere ulaşılmasını sağlayan plan optimizasyon işlemi sonucu ortaya çıkan yoğunluk dağılımı sonuçlarına göre YART planını uygulamadan önce mutlaka her hastaya özgü tedavi planının doğrulanması işlemi yapılmalıdır.

Her hasta için YART alanları ile hesaplanan doz dağılımları, tedavi öncesi, aynı “set-up” koşullarında ve fantom üzerinde kontrol edilir. Bu kontrol genellikle iyon odaları (mutlak nokta doz ölçümleri için) ve filmler (iki boyutlu düzlemde doz dağılım ölçümleri için) kullanılarak yapılır. Bu dozimetrik doğrulama ile tedavide kullanılan sistemin güvenilirliği test edilir. Böylece olası tedavi planlamasındaki hatalar etkin bir şekilde bulunabilir. Her kliniğin yapısına uygun olarak hazırlanan “Nitelik Güvenilirliği (Quality Assurance-QA) Kontrol Programı” RT’deki hataların erken saptanmasında dolayısıyla büyük doz hatalarının en aza indirilmesinde son derece etkili bir yöntemdir.

Yüksek çözünürlüklü film dozimetri sistemleri YART planlarının doğruluğu için kullanılan dozimetri yöntemlerinden biridir. Filmler bazı belirsizliklere rağmen çok yüksek çözünürlükte dozimetridir. Ayrıca filmler, oldukça geniş doz ölçüm aralığı sayesinde YART’nin uygulandığı hastalarda doz değerlendirmesi ve nitelik kontrol ölçümlerinde sıklıkla kullanılmaktadır. X ışını radyografik filmi YART dozimetrisinde çok sık kullanılan bir film çeşitidir.^(8,9) Başlangıçta düşük dozlara duyarlı olan (aşırı cevap veren) bu filmler zamanla geliştirilerek, daha yüksek çözünürlükte ve özellikle YART gibi yüksek dozlara çıkılan planlamaların doğrulanmasında kullanılmaya başlanmıştır.^(10,11) Filmin enerjiye bağımlılığının YART’de doz doğrulanmasına etkisi ayrıca değerlendirilmelidir. Film dozimetri sistemi diğer sistemlere göre bedeli düşük ve güvenilirliği yüksek bir tekniktir. Tek düzlemde iki boyutlu doz dağılımının görülebilmesi yanında farklı kesitlere konan filmlerle elde edilen doz dağılımları ile birlikte üç boyutlu değerlendirme olanağı da sağlamaktadır. RT’de kullanılan yüksek enerjili demetlerin rölatif ve nitelik kontrol dozimetrisi için Kodak EDR2 filmi kullanılması önerilmektedir. Bu filmler yüksek dozlarda (0-600 cGy) lineer doz-yoğunluk eğrisi verir.⁽¹²⁾ Çok iyi çözünürlüğe ve doz biriktirme özelliğine sahiptir.

Bu çalışmada YART tekniği kullanılarak tedavi edilen nazofarenks kanserlerinde oluşan doz dağılımının doğrulanması amaçlandı. Bunun için TPS’ndeki dozimetrik sonuçlar ARF’da , film dozimetri tekniği kullanılarak elde edilen rölatif dozimetrik ölçümlerle karşılaştırıldı. ARF kullanılarak yapılan bu çalışmada doku heterojenitesinin etkisi de dikkate alındı. Aynı zamanda YART planının doğrulanması için Kodak EDR2 filmlerinin güvenilirliği ve kullanılabilirliği

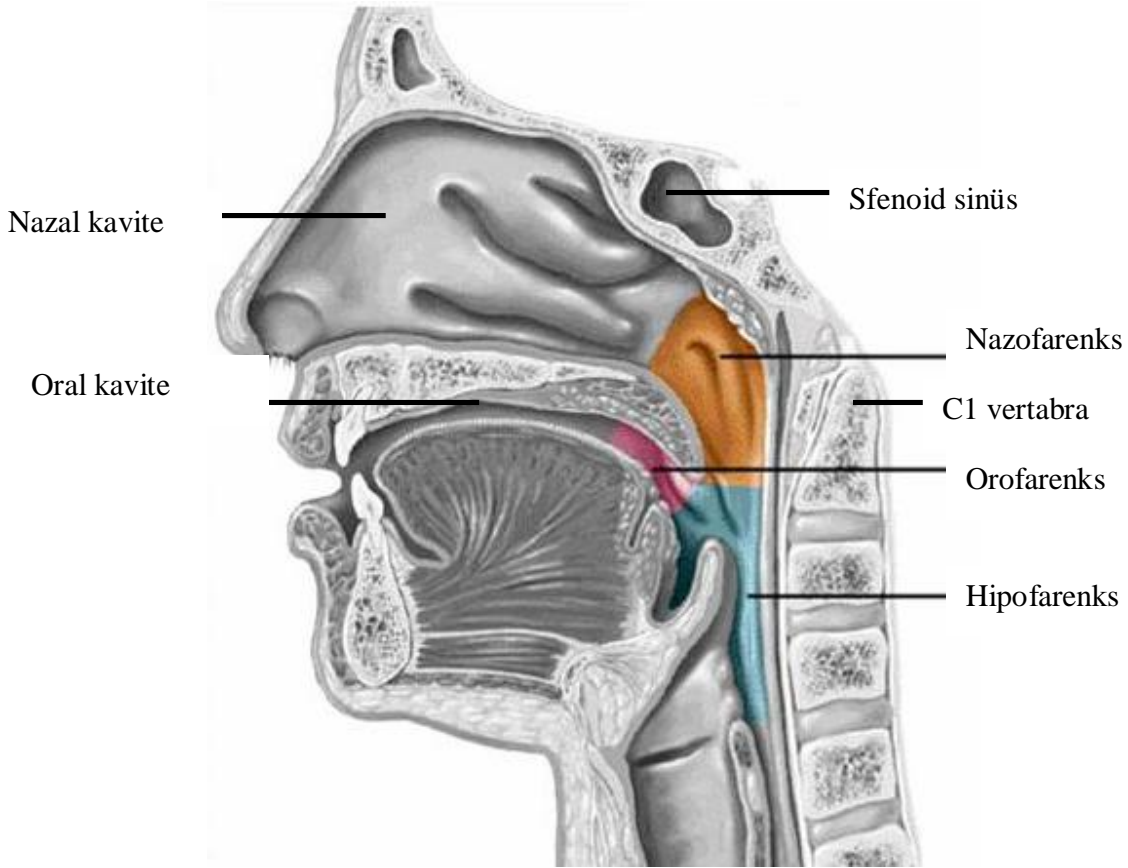
değerlendirildi. Böylece klinik nitelik kontrol uygulamaları çerçevesinde, nazofarenks kanserlerinin YART'sinde planlanan ve verilen doz dağılımları arasındaki kabul kriterleri tedavi öncesi doğrulandı.

Bu çalışmada, YART planının oluşturulması, dozimetri ve set-up verifikasyonu, verilerin analizi ve kaydı, Dokuz Eylül Üniversitesi (DEÜ) Radyasyon Onkolojisi kliniğinin yapısına uygun olarak hazırlanmış olan iş akış şeması doğrultusunda yapıldı.

4. GENEL BİLGİLER

4.1 Nazofarenksin Anatomik Yapısı

Nazofarenks kafa tabanının hemen altında ve burunun gerisinde yerleşim gösteren 14-15 cm³ haciminde kübik bir yapıdır. Önde, nazal kavitenin arka kısmı ve nazal septum; arkada, farenks mukozası ve sfenoid sinüs; altta, yumuşak damak ile komşudur.



Şekil 1: Nazofarenksin Anatomik Yapısı

4.2 Radyoterapi (RT)

Nazofarenksin anatomik yerleşimi bu bölgeye cerrahi olarak ulaşımı engeller. Bu nedenle primer tümör ve boyun bölgesi için yüksek doz RT nazofarenks kanserinde temel tedavi seçeneğidir.

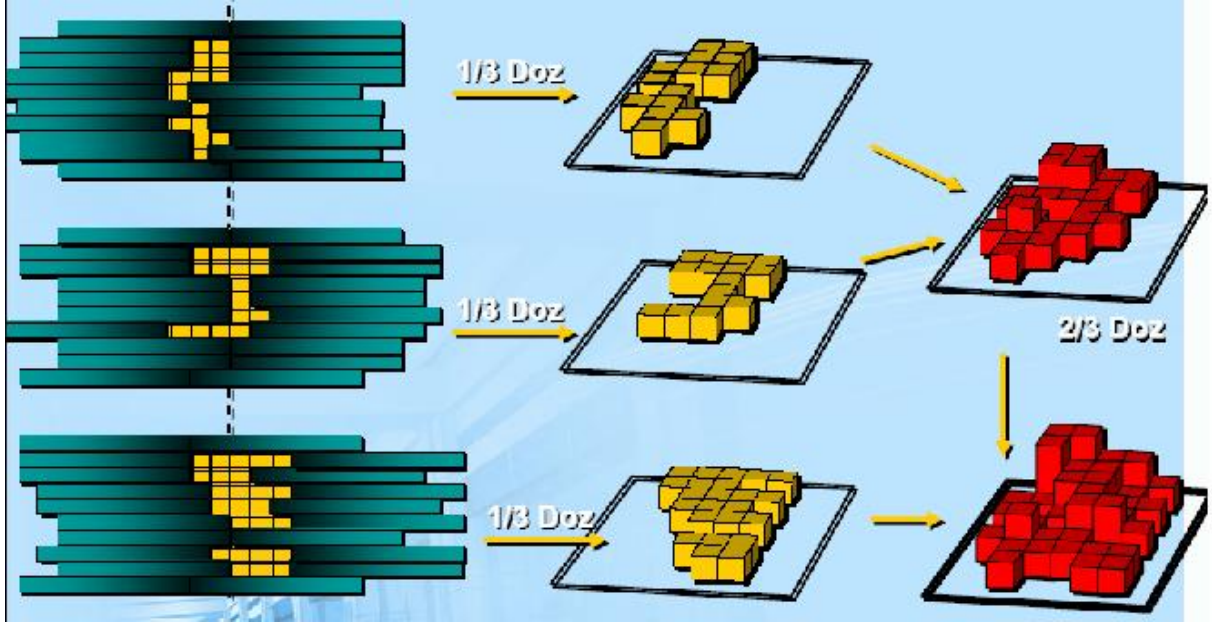
Nazofarenks kanserinin tedavisinde, konvansiyonel RT teknikleri ile hedef hacimde dozun artırılması engellenmektedir. Çünkü nazofarenks anatomik olarak optik kiazma, optik sinirler, temporal loblar ve medulla spinalis gibi kritik organlara yakın komşuluktadır ve tedavi sırasında bu önemli organların tolerans dozları göz önünde bulundurulmalıdır. Konvansiyonel RT teknikleri ile kserostomi (ağız kuruluğu), temporamandibuler eklemde fibrozis (dokuda sertleşme), duyma azlığı gibi yaşam niteliğini kötü yönde etkileyebilecek yan etkilerin oluşması engellenememektedir. Gelişen teknolojiye paralel olarak 1980'li yıllardan itibaren her bir BT kesitinde doz dağılımlarının görülebildiği ve çoklu alanların kullanıldığı üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) tekniği geliştirilmiştir. Bu tedavi tekniğiyle; konvansiyonel karşılıklı paralel iki alan ışınlamaya göre, hedef hacimde daha iyi doz dağılımı sağlanırken çevresindeki normal dokular daha iyi korunabilmektedir.^(1,2)

YART ise 3BKRT'nin ileri bir formu olup, çeşitli bilgisayar temelli optimizasyon tekniklerinin kullanılmasıyla belirlenen ve homojen olmayan radyasyon ışın yoğunluklarının hasta üzerinde kullanılması mantığına dayanmaktadır.⁽¹³⁾ Bu tedavi yönteminde, lokal tümör kontrolünün artırılması aynı zamanda da normal doku ve riskli organ dozlarının azaltılması, buna bağlı olarak da tedavi yan etkilerinin azaltılması hedeflenmektedir.

4.2.1 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

YART, 3BKRT'nin gelişmiş bir şeklidir. Hedeflenen hacime istenilen dozu vermek için, uygulanan ışın doğrultusunda, farklı yoğunluklarda bir çok küçük alan (segment) kullanılır.

(Şekil 2)



Şekil 2: YART tekniğinde segmentlerin şematik gösterimi

Her tedavi alanındaki ışın yoğunluğunun değiştirilmesi ilkesine dayanan YART tekniği, konvansiyonel ve 3BKRT teknikleri ile karşılaştırıldığında, hem hedef bölgede daha yüksek doz dağılımı hem de normal ve riskli dokularda daha düşük doz sağlayabilir.⁽⁵⁾ YART'deki bu dozimetrik avantaj tümör kontrolü üzerine olumsuz etkisi olmaksızın normal dokuları anlamlı şekilde koruyarak normal dokulardaki geç yan etkiyi azaltmaktadır.^(6,7) (şekil 3,4)



Şekil 3: 3BKRT planı

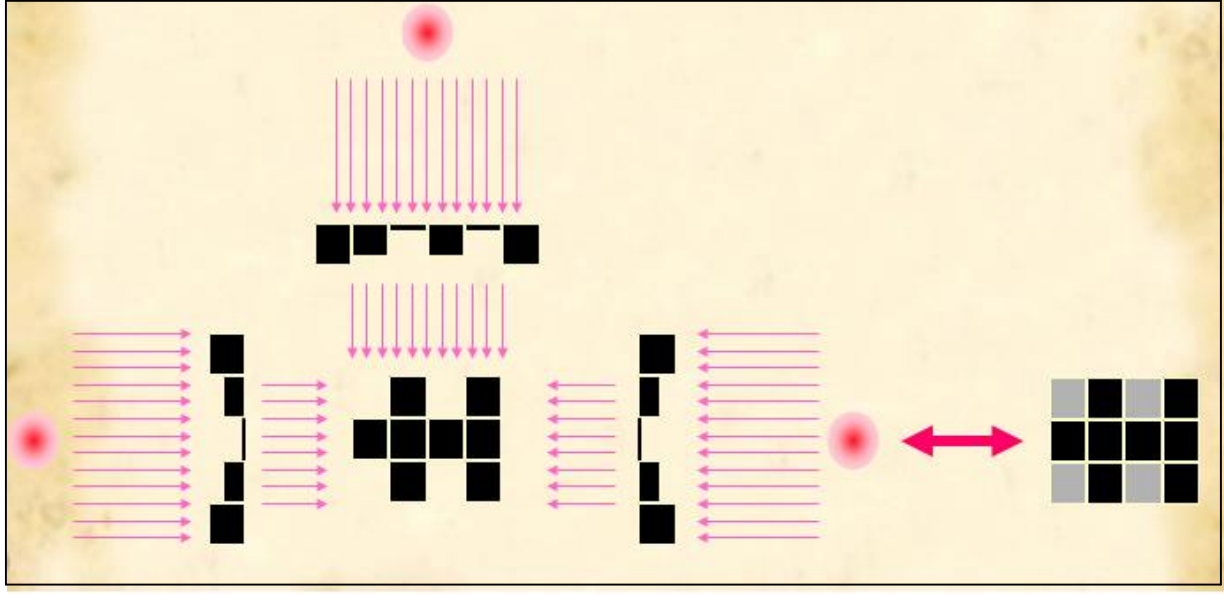
Şekil 4: YART planı

YART tekniğinin en önemli avantajları şunlardır:

- Karmaşık tedavi geometrilerinde kritik ve komşu organ koruma
- Tümör içerisinde yüksek dozlara çıkabilme
- Daha önce ışın almış olgularda komşu normal yapıları minimum dozda tutabilme
- Hedef volüm kenarında daha keskin doz düşüşü sağlayarak normal doku ışınlamasını azaltmak, buna bağlı olarak da daha düşük oranda yan etkilerin görülmesi
- Yüksek, orta ve düşük dozları gerektiren hedeflerin aynı anda tedavisi

1980'li yılların sonlarından itibaren kullanılan 3BKRT sonrasında, 1988 yılında “Yoğunluk ayarlı ışınlar ile “Inverse” (tersten) planlama konulu Brahme ve arkadaşlarının çalışması, 1991 yılında “Segmente Edilmiş Alan Önerisi” ile Bortfeld ve arkadaşlarının çalışması bilgisayar ile düzenlenen algoritmalar yardımıyla her radyasyon ışınının yoğunluğunu değiştirerek ışının farklı parçalarına farklı yoğunlukta radyasyon verme fikrini ortaya çıkarmıştır.^(14,15) Bu amaçla uygulanan YART tekniğinde, radyasyon yoğunluğu demet boyunca değiştirilmekte ve “inverse” tedavi planlama algoritmalarından yararlanılmaktadır. “Inverse” tedavi planlama işleminde, hedef hacim, kritik organlar ve istenen doz dağılımı tedavi planlama bilgisayarına tanıtılmakta ve çeşitli demet kombinasyonları ile istenen “optimal” doz dağılımı elde edilmeye çalışılmaktadır. Bir başka deyişle kullanıcı arzu ettiği amacı tanımlamakta, planlama sistemi de “optimal çözüm” bulmaktadır. “Optimal çözüm” istenen doz dağılımına en yakın sonuçtur. Demet sayısının çok fazla olduğu YART tekniğinde, “inverse” tedavi planlama sistemi sayesinde, planlama yaparken denemeyanılma işlemine gerek kalmaz ve mümkün olan en “optimal çözüm” bulunur. Böylece zaman kullanımı daha etkin olur. Bu amaçla heterojen yoğunluktaki ışınlar çok sayıda farklı açı ile hedef üzerine yönlendirilir. TPS, her bir açıdaki tedavi alanını “segment” adı verilen ışın demetçiklerine ayırır ve her biri için en uygun yoğunluğu ayarlar. Bir başka deyişle ana demeti çok daha fazla sayıda küçük demetçiklere böler ve her bir demetçiğin % 0 – 100 arasında bir yoğunluğu vardır. Örneğin planlanan hedef hacmin (Planning Target Volume-PTV) üzerini saran bir normal yapı varsa, ışın demeti PTV üzerine yönlendirildiğinde normal yapıyı gören demetin ışın yoğunluğu azaltılmakta, ışın demetinin PTV'yi gören kısmında ise ışın yoğunluğu arttırılmaktadır. Tüm ışın demetleri için bu gerçekleştirilerek PTV'de yüksek doz dağılımı oluşturulur. Her vokselden (her bir pikselin temsil ettiği doku hacmi) yeterli sayıda ışın geçerse ve her ışının ağırlığı bilgisayar desteği

ile en iyi şekilde ayarlanırsa, hedef hacimde ve normal dokularda istenen doz sağlanabilir (Şekil 5). Aslında yüzey eğiminin düzeltilmesinde kamaların (wedge) ve kompensatörlerin kullanımı da bu mantığa dayanır.



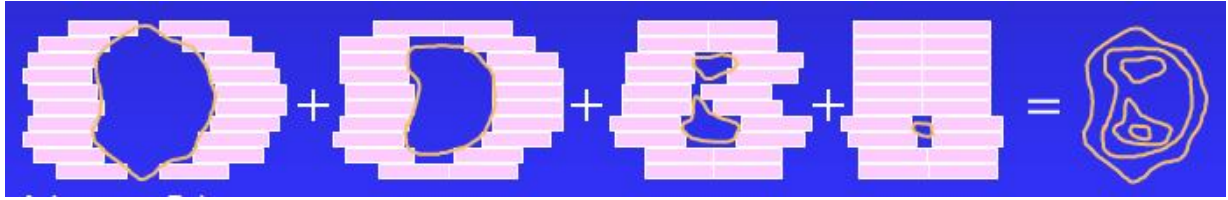
Şekil 5: YART tekniğinde ışın yoğunluklarının ayarlanması

“Inverse” planlamada, tedavi alanlarının sayısı, açıları ve uygulanacak ışının enerjisi seçildikten sonra optimizasyon algoritmasının çalışabilmesi için hedef hacim ve normal dokular için geçerli olacak maksimum, minimum ve ortalama dozlar, limit hacimler, dokuların planlamadaki öncelikleri bilgisayarlı planlama sisteminde belirtilir ve öngörülen bir doz volüm histogramı (DVH) oluşur. Öngörülen DVH doğrultusunda tedavi alanlarındaki “segment” lerin sayısı ve yoğunlukları planlama sistemi tarafından hesaplanır. Planlama sonucu oluşan DVH değerlendirilir. Beğenilmezse tedavi alanlarının açıları veya optimizasyon programındaki değerler değiştirilerek, uygun tedavi planlaması elde edilinceye kadar işlemler tekrarlanır.

3BKRT ile YART arasındaki temel farklılıklardan biri ışın yoğunluğunun değişkenliğidir. Çünkü 3BKRT’de belirlenen tedavi alanına, kullanıcı tarafından belirtilen açılarda ve eşit yoğunluktaki ışınlar ile ışınlama yapılır. YART’de ise belirlenen tedavi alanına, bir çok açıda ve her bir açı için değişik “segment” lerden oluşan farklı yoğunluktaki ışınlar ile ışınlama yapılır.

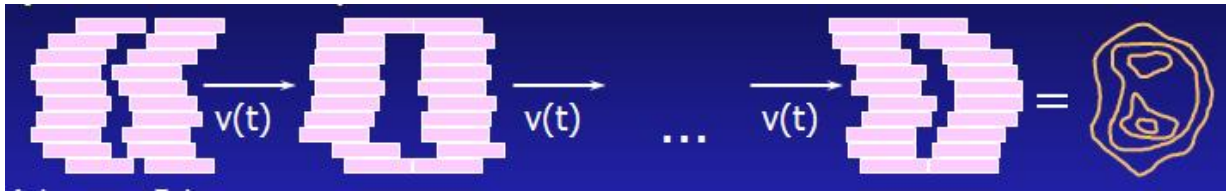
Çok yapraklı kolimatör (ÇYK, multileaf collimatör-MLC)'lerin YART planlamasındaki kullanımı iki farklı şekilde olabilir:

i. “Step-and-shoot ” (dur ve ışımla) veya “segmented multileaf collimation” (SMLC-parçalı çok yapraklı kollimasyon) tekniği: Her YART alanı bir dizi sabit alan “segment”ine ayrılır ve ayarlanmış her bir “segment” için doz verilir. Doz tamamlandıktan sonra ışınlatma durur. ÇYK'ler hareket ederek aynı alandaki farklı “segment”i oluşturur sonrasında tekrar ışınlatma yapılır. Bu işlem bütün tedavi alanlarındaki “segment”ler sona erene kadar devam eder. Bu yöntemde her bir sabit segmentin doz dağılımı ayrı ayrı ölçülebileceği için bu sistemin doğruluğunun kanıtlanması daha kolaydır. Bu yüzden genellikle bir çok sistemde bu yöntem kullanılır (Şekil 6).



Şekil 6: Step-and-shoot tekniğinin şematik gösterimi

ii. “Sliding window ” (kayan pencere) veya “dynamic multileaf collimation” (DMLC-dinamik çok yapraklı kollimasyon) tekniği: ÇYK'ler hareket ettiğinde de doz verilir. Belirli bir tedavi alanı ayarlandığında bu tedavi alanında ışınlatma durmadan yapraklar hareket ederek segmentleri değiştirir ve farklı yoğunlukta ışınlatma yapılır (Şekil 7).



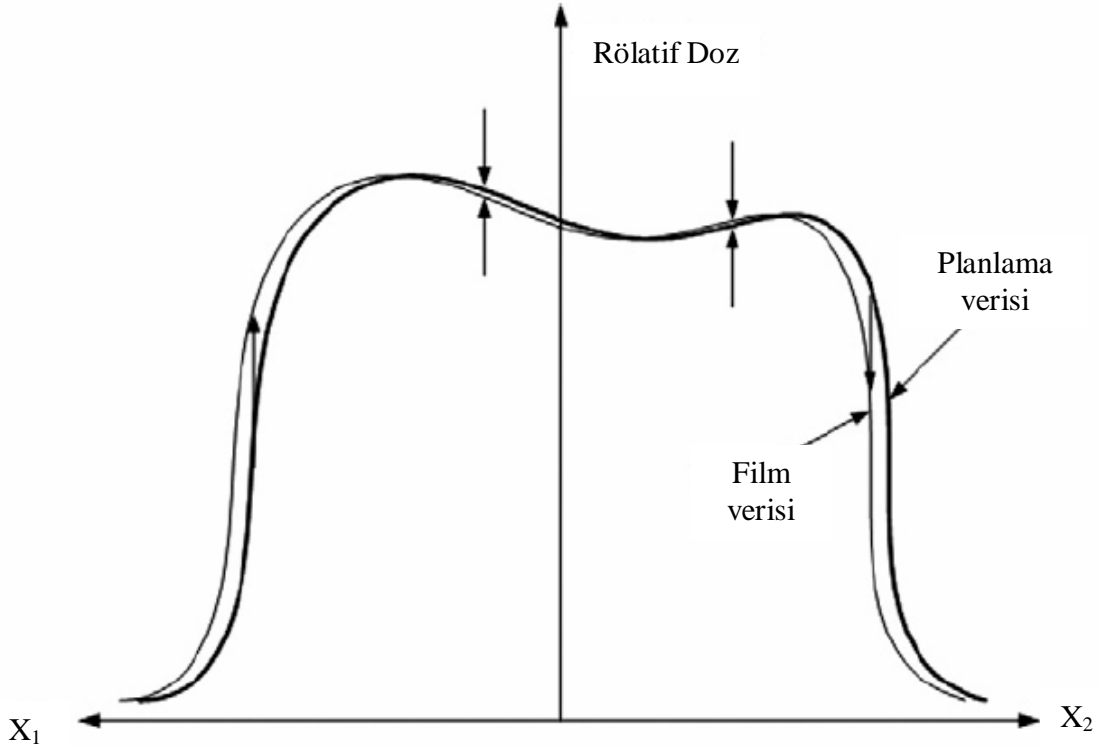
Şekil 7: Sliding window tekniğinin şematik gösterimi

YART’de hedef hacimde yüksek dozlar elde edilirken hedefin çok yakınındaki normal dokulardaki dozlar en az düzeyde tutulmalıdır. Ancak “set-up” koşullarındaki değişiklikler veya organ hareketleri birbirine son derece yakın olan riskli organ ve hedef hacimde istenmeyen doza neden olabilir. Bu nedenle doz dağılım bölgesi çok dikkatli değerlendirilmelidir. Hastaya pozisyon verirken yapacağımız küçük hatalar hedef hacmin kaçırılması anlamına gelebilir veya duyarlı sağlam doku istenmeden yüksek bir dozla, hatta toleransının üstünde ışınlanabilir. Bu nedenle YART uygulanabilirliğinde hedef organ hareketliliği çok önemlidir. YART planlamasındaki bu dozimetrik avantaj hedef organ hareketlerinin fazla olduğu bölgelerde dezavantaj haline gelmektedir. YART sırasında hedef organdaki hareket ile normal doku bölgelerinde yüksek doz alanları veya hedef hacimde düşük doz alanları oluşabilir. Bu nedenle YART fizyolojik hareketi olmayan veya çok az olan ve hareketini kontrol edebildiğimiz bölgelerde tercih edilmelidir. Aynı zamanda YART konvansiyonel tedavilere oranla hasta pozisyonlarının daha hassas ve tekrarlanabilir olmasını gerektirir. Nazofarenks fizyolojik hareketlerinin kısıtlı olması ve orta hatta yerleşmiş olması nedeniyle YART için oldukça uygundur.

4.2.1.1 YART Planının Nitelik Kontrolü

YART’deki karmaşık yapı ve uygulama şekli hesaplanan ve verilen doz arasındaki uyumun kontrolünü gerektirir. Bu amaçla TPS’nde hesaplanan üç boyutlu doz dağılımı ile gerçekte hastaya verilen doz dağılımı arasındaki uyumun, her hasta için özel olarak değerlendirilmesi gerekir. YART planlaması için uygulanan kalite kontrol işlemlerinde, her hastaya ait tedavi planı fantom üzerinde kontrol edilip gerekli ölçümler yapılmaktadır. Bu ölçümlerde mutlak doz ölçümü için fantom merkezine yerleştirilen iyon odaları kullanılır. İyon odalarının kullanımı ile yüksek doğrulukla mutlak doz ölçülebildiği halde, iyon odalarının hacim etkisi doz değişiminin çok hızlı olduğu bölgelerindeki ölçümleri etkiler (düşük doz cevabı verir). Küçük hacimli iyon odaları ve daha duyarlı diyod dedektörler karşılaştırmalarda kullanılabilirler. Diyod dedektör, elektrodunun su eşdeğeri olmaması durumunda düşük enerjide yüksek doz cevabı verir. Ayrıca diyod dedektörlerin yöne bağımlı olması, YART doz ölçümlerini olumsuz etkiler. Termoluminesans dozimetrlere (TLD), iyon odası ve diyod dedektörlerle karşılaştırıldığında daha iyi çözünürlüğe sahiptir. Ancak iyi tasarlanmış fantom içindeki YART doz dağılımını ölçme çok sayıda TLD yerleştirilmesi gibi zahmetli bir süreci gerektirir. Ayrıca TLD kullanımı, yoğunluk ayarlı doz dağılımını ölçmede

pratik değildir. İki veya üç boyutlu yüksek çözünürlükteki doz dağılım ölçümleri özel olarak tasarlanmış filmlerin kullanımı ile mümkündür. TPS'deki sonuçlar ile ölçümler sırasında elde edilen sonuçlar nitelik kontrolü için geliştirilmiş programlar yardımıyla karşılaştırılır. Amaç planlanan doz dağılımı ile ölçülen doz dağılımı arasındaki uyumu saptamaktır (Şekil 8).



Şekil 8: TPS'deki doz profili ile film dozimetrisinden elde edilen doz profilinin karşılaştırılması

4.2.1.2 YART Planının Nitelik Kontrolünde Medikal Fizik Uzmanının Rolü

YART planının nitelik kontrolü; tedavi planlama sistemlerini, tedavi verilerinin aygıtlara aktarılmasını sağlayan sistemleri ve tedavinin uygulandığı aygıtları içerir. RT'de tedavi aygıtlarının nitelik kontrolü medikal fizik uzmanı tarafından; günlük, aylık, yıllık kontroller şeklinde ve önceden hazırlanmış protokoller doğrultusunda yapılır. Buna ek olarak YART planının uygunluğu, her hasta için kontrol edilmelidir. Çünkü YART planının oluşturulması ve uygulanması konvansiyonel RT'ye

göre daha karmaşık bir süreç içerir. YART planının oluşturulması ve uygulanması aşamalarında doz optimizasyonunun, bilgisayar kontrollü uygulama işlemlerinin, küçük ve karmaşık RT sahalarının dozimetrisinin medikal fizik uzmanı tarafından çok iyi anlaşılması gerekir. Ayrıca hasta “set-up” ları sırasında, planlama ve uygulama arasındaki belirsizliklerin çok iyi bilinmesi gerekir.⁽¹⁶⁾

4.3 Doz Dağılımı ve Saçılma Analizi

RT’de hasta üzerindeki doz dağılımını doğrudan doğruya ölçmek mümkün değildir. Doz dağılım bilgisinin hemen hemen tamamı fantomlardan elde edilen ölçümlerle sağlanır. Fantomlar doku eşdeğeri materyallerden yapılmış olup genellikle verilen ışın için bütün saçılma şartlarını sağlayacak genişlikte hacme sahiptir. Bundan dolayı bu temel bilgiyi kullanan ve hasta üzerindeki doz dağılımını önceden söyleyen doz hesaplama sistemleri tasarlanmıştır.

4.3.1 Fantomlar

Doz dağılım bilgisi, genellikle kas ve diğer yumuşak dokulardan radyasyonun soğurulması (absorbsiyonu) ve saçılması özelliklerine en yakın olan su fantomunda ölçülür. Fantom materyali olarak suyun seçilmesinin bir diğer nedeni ise kolay bulunabilmesi ve ölçüm işlemlerinin tekrarlanabilirliğidir. Su içersinde, suya dayanaklı iyon odaları kullanılır. Suyu dirençli olmayan iyon odaları ise “katı su (solid dry) fantomu” olarak adlandırılan, yoğunluğu suya eşdeğer maddelerden yapılmış olan katı fantomlar da kullanılır. Bu fantomlar kütle yoğunluğu, gram başına elektron sayısı, efektif atom numarası gibi özellikleriyle suya veya dokuya eşdeğer maddelerden yapılmıştır. Ancak klinik uygulamalardaki megavoltaj ışınlar için en baskın etkileşim “compton” etkisi olduğundan böyle ışınlar için kullanılan fantom materyalinin su eşdeğeri olması için gerekli şart; suya benzer elektron yoğunluğudur (cm^3 başına elektron sayısı). Elektron yoğunluğu (ρ_e); materyalin kütle yoğunluğunu (ρ_m) ve atomik özelliklerini içeren aşağıdaki formülle hesaplanabilir.⁽²¹⁾

$$\rho_e = \rho_m \cdot N_A \cdot (Z/A) \quad (4.1)$$

Formüldeki N_A “Avagadro” sayısını, A atom ağırlığını ve Z atom numarasını ifade etmektedir. Farklı doku ve vücut sıvılarının elektron yoğunluğu denklem (4.1)’e göre hesaplanır.

Dozimetrik fantom olarak radyasyon dozimetrisinde en sık kullanılan ve ticari olarak elde edilebilen fantom materyali “lucite”(yoğunluğu 1.19 g/cm^3 ve erime sıcaklığı $130-140 \text{ }^\circ\text{C}$ olan ısıtılınca yumuşak hale dönebilen şeffaf termoplastik bir madde) ve polyesterdir. Ayrıca “epoxy” reçinesi kullanılarak yapılan fantomlar, RT’deki elektron ve foton ışınları için dozimetrik kalibrasyon fantomu olarak kullanılabilir. ^(17, 18) Doku yerine geçen maddeler ve onların anatomik yapı içersindeki karşılıkları “Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi (International Committee of Radiation Units and Measurement-ICRU)” tarafından ayrıntılı tablolar halinde düzenlenmiştir. ⁽¹⁹⁾

Klinik dozimetride homojen fantomlara ek olarak “anthropomorphic” fantomlar da sıklıkla kullanılır. Bu fantomların en büyük özelliği, insan anatomisine uygun olarak birbirine eşit yoğunlukta olmayan maddelerin dağılımından oluşmasıdır. ARF kas, kemik, akciğer ve hava boşluğu gibi çeşitli vücut dokularına benzer yoğunluktaki maddelerden oluşan ve enine dilimler şeklinde kullanıma sunulan “anthropomorphic” bir fantom çeşitidir.

4.3.1.1 Alderson Rando Fantom (ARF)

Bu fantom, insan vücudundaki yapılara (kas, kemik, akciğer, hava boşlukları vb.) eşdeğer yoğunluktaki maddelerden oluşmakta ve daha çok RT’deki nitelik kontrol uygulamalarında kullanılmaktadır. ⁽²⁰⁾ İnsan vücudu görünümündedir ve istendiğinde enine kesitler halinde ayrılabilir. Hem tasarımı hem de yapıldığı malzeme açısından sürekli geliştirilen ARF, nitelik kontrol uygulamalarında önemli bir yer tutmaktadır.

ARF çok yaygın kullanıldığı için uluslararası RT referans standartlarına uygundur. Günümüzün ARF’u uygun doku eşdeğeri maddelerden oluşmuştur ve son derece gelişmiş teknoloji ile üretilmiştir ve ICRU-44 ⁽¹⁹⁾ standartlarına uygundur. Kullanımı kolay ve gerçeğe yakın tasarlanmıştır. Erkek ve kadın bedeni olmak üzere farklı modelleri bulunmaktadır (Resim 1).



Resim 1: Alderson Rando Fantom

Anatomisi: Bütün fantom veya fantom bölümleri eksternal olarak film dozimetrisi veya internal olarak termo lüminesans dozimetrisi için uygunluk gösterir. Her bir fantomda, fantom bütünlüğünü sağlamak için bağlayıcı çubuklar ve plakalar bulunmaktadır. ARF'lar horizontal (enine) olarak dilimlenmiştir ve her bir dilime TLD'lerin yerleştirilebileceği delikler açılmıştır. Bu delikler, yumuşak doku ve akciğer dokusu eşdeğerinde maddelerle doludur. Gerektiğinde iğne şeklindeki bu maddeler çıkarılır ve yerlerine TLD'ler yerleştirilir. Her biri 2.5 cm kalınlığında olan yumuşak doku uyumlu dilimler, ağız, burun ve farenks gibi hava boşluğu kısımlarında kesilir.

Materyaller: ARF belirgin bir beden yapısına, kalsiyum içeriğine ve insan dokusundaki gibi enerjiyi soğurabilecek doku eşdeğeri materyale sahiptir.

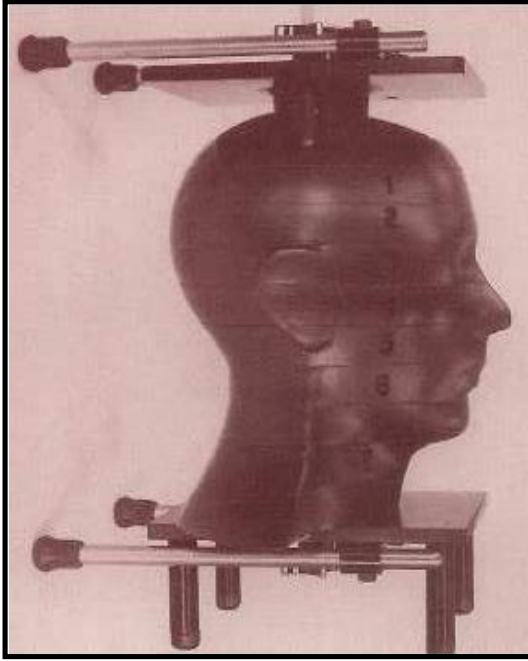
i)Yumuşak Dokular: ARF'daki yumuşak doku materyali, kas dokusuna uyumlu kütle yoğunluğuna ve emilim katsayısına sahiptir.

ii)Kemikler: Kemiklerin yapımı ve birleşimi gerçeğe uygundur. Hem kortikal, hem de meduller boşluklar için hazır olan kalıplar doğal kemik kullanılarak yapılmıştır. Kemikler, yumuşak doku

içersinde uygun pozisyona getirilmiş ve pozisyon hataları ortadan kaldırılmıştır. Fantom iskeleti ICRU-44 nolu rapora uyumludur.

iii)Akciğerler: Sentetik bir köpükten yapılmıştır.

Kurulum: ARF dilimleri, fantomun iç kısmını birleştiren naylon sabitleme çubukları ve bu çubukları sıkıştıran alüminyum tabakalar ile tutturulmuştur. Çubukların uçlarındaki düğümler dilimleri sıkıca ve düzgün bir şekilde bağlar. Plakalar hem iç hem de dış çubuklara uyumludur ve istenen sayıda dilimi bir arada tutar. Alüminyum plakalar geniştir. Çubukları dışarıda bırakarak daha geniş fantom konturu alınmasını sağlar. Bu çubuklar tüm fantom dilimlerini bir arada tuttuğu gibi baş-boyun (Resim 2), göğüs ve pelvis gibi bölgeleri de ayrı ayrı bir arada tutabilmektedir.



Resim 2: Baş-boyun bölgesi için Alderson Rando Fantomun kurulumu

ARF'un Dozimetrik Yapısı: ARF dilimleri, bilgisayarlı tomografi (BT) dilimlerine uyumludur. Ancak ARF'a ait dilimlerin kalınlığı 2.5 cm'dir. BT kesitleri istenen kalınlıkta alınabilir. Her bir dilimdeki deliklerin çapı 2 mm'dir. TLD çiplerinin yerleştirildiği delikler gerektiğinde çıkartılabilen iğne şeklinde doku eşdeğeri maddelerle doludur (Resim 3).



Resim 3: Baş-boyun bölgesi için Alderson Rando Fantomunun TLD yerleştirilen deliklerinin görünümü

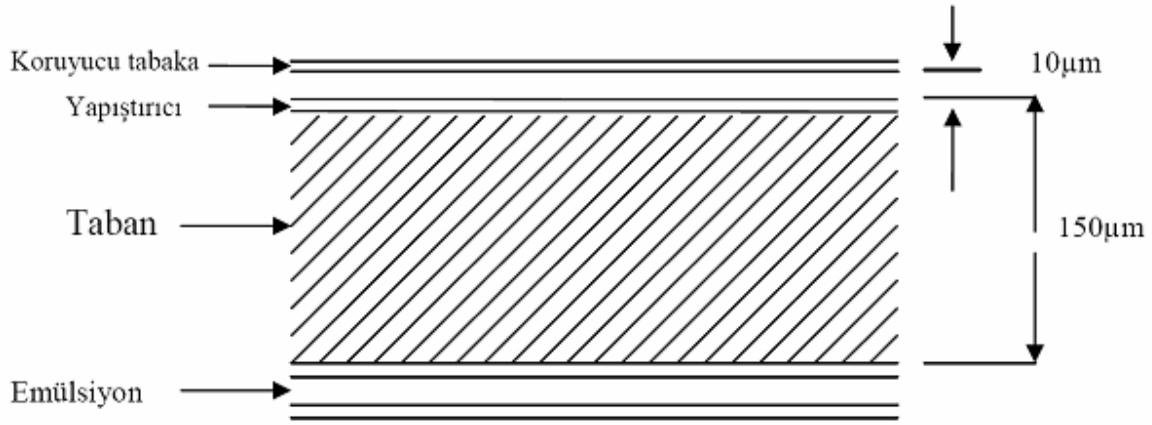
4.3.2 Heterojen Ortam İçerisindeki Soğrulan Doz

Planlama sonuçlarına göre elde edilen izodozlar incelenirken insan vücudundaki yağ, kemik, kas, akciğer ve hava katmanları gibi homojen olmayan (heterojen) ortamlar hesaba katılarak düzeltmeler yapılmalıdır. Soğrulma (absorbsiyon), dokunun yoğunluğu ile doğru orantılıdır. Yoğunluk arttıkça dokudaki elektron sayısı da artacağından, X ışını etkileşimi ve dolayısıyla soğrulma da artar. Bu homojen olmayan yapıların varlığı, mevcut materyalin tipine ve miktarına, kullanılan radyasyonun özelliklerine bağlı olarak doz dağılımında değişikliklere neden olur. Bu etkiler sonucu oluşan soğrulan doz içerisindeki rölatif değişim göz önünde bulundurulmalıdır.⁽²¹⁾

4.4 Radyografik Filmin Yapısı

Radyografik filmin selüloz nitrat veya polyesterden oluşan ve yaklaşık 200 µm kalınlığında şeffaf bir tabanı vardır. Tabanı oluşturan malzemenin ince, sert, ışığı geçirgen, filmin kolayca banyo edilmesini ve kullanılmasını sağlayacak özellikte olması gerekir. Bu taban her iki tarafı da yaklaşık 10-20 µm kalınlığında ve 2-5 mg/cm³ yoğunluğunda emülsiyon ile kaplıdır. Emülsiyon tabakası jelatin ve gümüş halojen kristallerinden oluşmuştur. Jelatin kemikten elde edilir; kristallerin kümelenmeden homojen bir biçimde dağılmasını ve banyo eriyiklerinin emülsiyon tarafından emilmesini sağlar. Emülsiyonun ışık ve radyasyona duyarlı kısmını oluşturan gümüş halojen kristalleri Ag⁺, Br⁻, I⁻ iyonlarını içerir. Gümüş halojenin büyük bir kısmını oluşturan gümüş bromür

(AgBr)'e az miktarda eklenen gümüş iyodür (AgI) emülsiyon hassasiyetinin artmasına neden olur. Emülsiyon tabakasının üstünde filmi fiziksel darbelere karşı koruyan ve genelde jelatinden yapılmış ince bir koruyucu tabaka bulunur (Şekil 9).



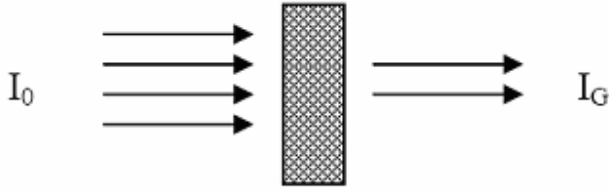
Şekil 9 : Radyografik filmin kesitsel görüntüsü

Film ışınlandığında veya görünür ışıkla temas ettiğinde, ışınlanan kristallerin içinde kimyasal bir değişim olur. Bu durum “latent imaj”ı oluşturur. Film banyo edilirse, etkileşime giren kristaller küçük metalik gümüş granülleri oluşturacak şekilde azalır. Böylelikle film “fikse” edilmiş olur. Etkilenmemiş granüller “fiksasyon” çözeltisi sayesinde uzaklaştırılır. “Fiksasyon” dan etkilenmeyen metalik gümüş kısım filmin kararmasından sorumludur. Filmin siyah kısımlarından serbest şekilde depolanan gümüş miktarı ve absorblanan enerji miktarı sorumludur. Filmin karar derecesi, bir densitometre ile ve denklem (4.2) kullanılarak optik yoğunluğun belirlenmesi yoluyla ölçülür (Şekil 10).

$$OD = \log (I_0 / I_G) \quad (4.2)$$

I_0 : Filme gelen ışık miktarı

I_G : Filmden geçen ışık miktarı



Şekil 10 : Film üzerine gelen (I_0) ve film tarafından geçirilen ışığın (I_G) şematik gösterimi

Radyografik filmlerin foton dozimetrisinde kullanımı sınırlıdır. Çünkü mevcut radyografik filmde olan gümüş materyalinin atom numarası 45'tir ve fotoelektrik olay atom numarasının kübüyle (Z^3) doğru orantılıdır. Bu nedenle film emülsiyonu, 150 keV altındaki radyasyonları düşük enerjili fotonlarda baskın olan fotoelektrik etkileşime bağlı olarak çok fazla absorbe eder. Ayrıca banyo koşullarından, film içindeki emülsiyon farklılıklarından ve filmin etrafında hava cepleri oluşması nedeniyle artefaktlara neden olur. RT alanlarının kontrolünde, cihazların fiziksel kontrolünde, izodoz eğrilerinin çiziminde, personel monitörizasyonunda kullanılır.

4.5 Film Tipleri

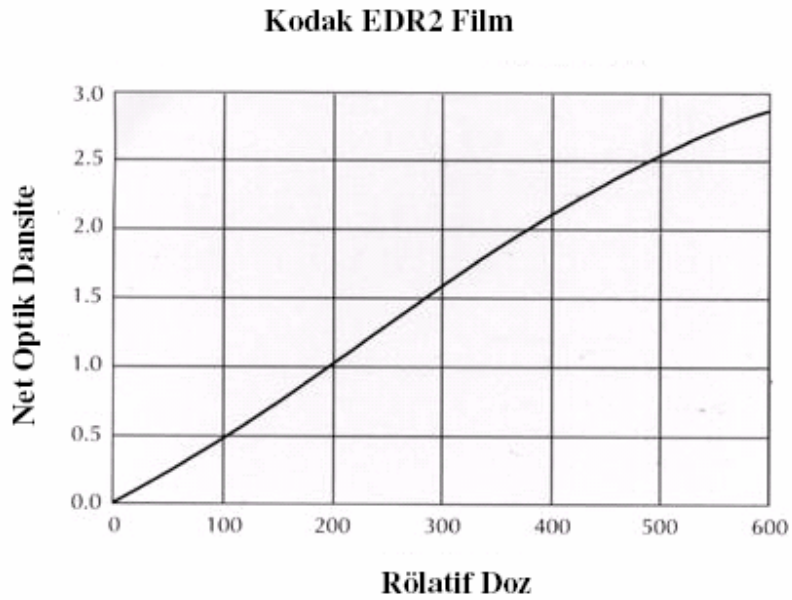
Filmin emülsiyon kısmını oluşturan gümüş halojen kristallerinin boyut, şekil ve dağılımlarına göre ayrıca emülsiyona katılan katkı maddeleri ile farklı özellikte filmler yapılmaktadır.

Kodak XV filmi, film dozimetrisinde kullanılan bir film çeşitidir. Ancak YART kalite kontrolü için kullanılmasında çeşitli kısıtlamalar vardır. Bu kısıtlamalardan ilki duyarlı olduğu doz aralığıdır (doz cevap aralığı 5-100 cGy). Ayrıca XV filmleri 200 cGy'de doyuma ulaşır. Bir diğer sorun ise 10 cm'den büyük derinliklerde ve 7x7 cm'den büyük alanlarda yüzde derin dozu (%DD)

gerçek dozun üstüne çıkartmasıdır. Bunun sebebi, gelen ışının film alanındaki gümüş miktarıyla saçılması sonucu düşük enerjili radyasyonun oluşmasıdır.

Kodak EDR2 filmi geniş ölçüm aralığına sahip olduğu için RT’de kullanılan yüksek enerjili ışınların dozimetri için kullanılabilir. Işınlamaya hazır paketler şeklinde bulunur. Yüksek dozlarda (0-600 cGy) lineer doz-yoğunluk eğrisi verir. 700 cGy’e kadar saturasyona uğramaz. Çok iyi çözünürlüğe ve doz biriktirme özelliğine sahiptir ve kullanımı kolaydır.

Kodak X-Omatic Verification (XV) ve Kodak EDR2 filmlerinin arasındaki farklılık gümüş bromür kristalleri ve tanecik boyutundaki farklılıktan meydana gelir. EDR2’nin tanecik boyutu daha küçüktür. XV filminin tanecik boyutu 0.43μ ’dur ve gümüş bromür miktarı yaklaşık 4.2 g/cm^2 ’dir. EDR2 filmleri ise kübik gümüş taneciklerinden oluşmuştur ve boyutu yaklaşık 0.24μ ’dur. Gümüş bromür miktarı yaklaşık 2.3 g/cm^2 ’dir. EDR2 filmindeki granüller daha seyrek, daha küçük ve eşit büyüklükteki kübik yapıdadır, bu sayede daha geniş ışınlama aralığındaki cevabı doğrusaldır (Şekil 11).



Şekil 11 : Kodak EDR2 filmi için doz cevap eğrisi

Kodak EDR2 ve XV filmlerinin her ikisinde de düşük enerjilerde kayda değer bir foton enerji bağımlılığı vardır. Ancak bir önceki versiyonla (XOMAT V-XV) karşılaştırıldığında, Kodak EDR2 filmlerindeki ince emülsiyon tabaka bu filmlerin düşük enerjili fotonlara duyarlılığını azaltmaktadır. İnce tabaka nedeniyle filmin gümüş içeriği anlamlı bir şekilde azalır ki bu da düşük enerjili fotonların fotoelektrik absorpsiyonunu azaltır. Megavoltaj fotonlar için enerji bağımlılığı daha azdır.

Yarı banyo işlemi gerektiren radyokromik filmler (RCF), radyografik filmlerdeki “gümüş halid• lerle ilişkili problemlerin bazılarına çözüm getirmektedir. Yüksek çözünürlüğe sahip ve görünür ışığa duyarlı olan bu filmler ışınlanmadan önce renksizdir. Işınlama ile renkleri yeşil, kırmızı veya koyu maviye döner.⁽²²⁾ Film üzerinde görüntünün (imaj) oluşması kimyasal, fiziksel veya ısıl (termal) bir işlem gerektirmez. Renk oluşumu filmin duyarlı tabakasında iyonize radyasyonun neden olduğu polimerizasyon işleminin sonucudur. Oluşan rengin yoğunluğu doğrudan soğrulan dozun miktarıyla orantılıdır. Işınlanan filmin optik yoğunluğu (OD) optik ölçüm sistemleri (spektrofotometre, densitometre veya film tarayıcı) kullanılarak ölçülebilir. Dolayısıyla ölçülen OD’yi mutlak doza veya rölatif doza dönüştüren çok boyutlu doz dağılım ölçümleri elde edilebilir. Bu filmler kendi kendilerine renk değiştirdikleri için filmin işlenmesi ile ilgili şartlara bağlı düzensizlikler çözümlenir. Bu filmlerin efektif atom numarası 6 ile 7 arasındadır ki bu da dokunun efektif atom numarasına oldukça yakındır. RCF’lerin çoğu düşük atom numaralı materyallerden (karbon, hidrojen, oksijen ve azot gibi) oluşmuştur. Yüksek atom numaralı materyalin olmayışı özellikle düşük enerjili saçılan fotonlarda RCF’yi ışın enerjisine daha az duyarlı yapar (daha az enerji bağımlı). Kayda değer bir aç bağımlılığı yoktur. Bu avantajlar RCF’nin radyasyon doz ölçümlerinde kullanılmasını sağlar. Ancak başlangıçta RCF’ler sadece endüstriyel ışın işlemlerinde^(23,24) 50 ile 2500 Gy arasındaki doz ölçümleri için geliştirilmiştir. Bundan dolayı rölatif olarak klinikte uygulanan günlük doz aralığına duyarlı olmayan filmlerdir.^{22,25,26} Son birkaç yıl içerisinde RCF’lerin imalat yöntemleri geliştirilmiştir (aktif materyalin kimyasal yapısındaki değişiklik, aktif tabakanın kalınlığındaki değişiklik, aktif materyalin tabakalanma tekniğindeki değişiklik gibi). RCF’lerin bazı tipleri (HD 810, DM 1260, MD 55, NMD 55 ve HS) gafkromik filmler olarak tanınır ve ticari olarak mevcuttur. Her bir tipi doza sensitometrik cevabı ve çevresel parametrelere bağımlılığı açısından ilke olarak diğerinden farklıdır. Birçok yazar gafkromik filmlerin bazı modelleri için filmin yapısal dağılımındaki heterojenitenin 15%’ lere vardığını

rapor etmiştir.^(27,28) Gafkromik filmlerin günlük klinik doz aralığına duyarlı ve homojen olmayan cevabı YART doz dağılım doğrulaması için kullanımını engeller.

Son zamanlarda gafkromik eksternal ışın tedavisi (Gafchromic External Beam Therapy-EBT) olarak tanımlanan yeni bir gafkromik film geliştirilmiştir (International Specialty Products, Wayne, NJ). EBT film 0.01 ile 8 Gy doz aralığında kullanılabilir ki bu seviye günlük klinik doz aralığı içine düşer ve daha önceki gafkromik filmlerden daha iyi doz dağılımı sağlar. EBT film daha iyi duyarlılığa sahip ve klinik dozlara uygun aralıktadır olmasına karşın filmin büyük YART alanları için doz cevabı sonuçların hassasiyetini ve doğruluğunu sınırlar. EBT filmleriyle yapılan ölçümler özellikle daha küçük alanlardaki ($4.5 \times 4.5 \text{ cm}^2$) doz dağılımı için daha iyi sonuçlar verir.

4.6 Film Dozimetrisi

Temel ilkesi film emülsiyonunun kararına derecesidir. Bilinen dozlarla ışınlanan filmlerden elde edilen kararına miktarı densitometrik metodlarla ölçülür. Kararına derecesi soğrulan radyasyon dozuna bağımlıdır. Bu ölçüm sonrasında elde edilen kalibrasyon eğrisi kullanılarak sonraki ışınlamalarda verilen dozun iki boyutlu dağılımı belirlenir. Bir başka deyişle optik densite ile doz arasında eğriler çizilerek karşılaştırma yolu ile doz saptanır.

Film dozimetrisi YART' de doz dağılım sonuçlarını doğrulamak için oldukça sık kullanılan bir yöntemdir. Filmin kararmasını doza dönüştürmek ve iki boyutlu doz dağılımını elde edebilmek için referans şartlar altında elde edilen bir kalibrasyon eğrisi kullanılır. Filmin ışınlanması sonrası optik yoğunluk değerinin saptanmasında sonucu etkileyen birçok parametre vardır:

- Foton enerjisi ve tipi
- Işınlama şartları (derinlik ve alan boyutu)
- Filmin üzerindeki emülsiyonun yaplanması
- Filmin işlenmesi (banyo ve karanlık oda koşulları)
- Film tarayıcısının özellikleri
- Filmin konumu

4.6.1 Film Dozimetrisinin Avantajları

Film dozimetri sistemi diğer sistemlere göre bedeli düşük, güvenilirliği yüksek ve pratik bir yöntemdir. Tek düzlemde iki boyutlu doz dağılımının görülebilmesi yanında farklı kesitlere konan filmlerle elde edilen doz dağılımları ile birlikte üç boyutlu değerlendirme imkanı da sağlamaktadır.

Film dozimetrisinin diğer avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- n Film dozimetrisi hem çok büyük alanlar için hem de çok küçük alanlar için kullanılabilir.
- n Film, yüksek çözünürlüğe sahiptir.
- n Alınan ölçümler tekrar tekrar kullanılabilir, kalıcı kayıt tutmak kolaydır.
- n Tek bir ışınlamayla verilen dozun iki boyutlu dağılımı gözlenir.
- n Farklı alanlardan verilen dozların toplamını verebilir.
- n Doz aralığına göre farklı marka ve film çeşiti seçeneği vardır.
- n Doz doğrusallığı vardır. Doğru aralık seçildiğinde doz ile optik densite arasındaki ilişki doğrusaldır.

4.6.2 Film Dozimetrisinde Dikkat Edilecek Faktörler

Sonuçların doğru çıkması için ölçümlerde ve film seçiminde dikkat edilmesi gereken etkenler vardır. Radyografik film kullanırken oluşan ana problem “Optik Densite (OD)”yi etkileyen durumlardır. Doz, doz hızı, seçilen radyasyon enerjisi, radyasyonun türü, ölçüm derinliği, alan boyutu, filmin ışına göre konumu (ışının geliş doğrultusuna paralel veya dik yerleştirilmesi) OD’yi etkileyen önemli faktörlerdir.

Ölçümler alınırken kullanılan filmlerin aynı paketten olmaması, filmlerde meydana gelen hava kabarcıkları, ölçüm şartlarının basınç ve sıcaklığa göre değişimi, aygıtın kalibrasyonundaki değişim, kullanılan geometrinin tutarsızlığı, film banyosuna bağlı parametreler (sıcaklık, film işleme süresi, “fikser” ve “developer” kalitesi) ve film tarayıcısının çözünürlüğünün kötü olması gibi nedenler sonucu olumsuz etkiler.

4.7 Film Densitometre

Optik yoğunluk ve absorbe doz arasındaki ilişkiyi belirleyen cihazlara “densitometre” denir. Film karakteristik eğrisinin elde edilmesi ve farklı özellikteki filmlerin karşılaştırılmasında, banyo işleminin nitelik kontrolünün yapılmasında, film-ekran kombinasyonlarının hassasiyetinin ölçülmesinde, film üzerinde istenen bölgedeki optik yoğunlukların duyarlılığının ölçülmesinde densitometre kullanılır. Densitometrede, ışınlanan radyografik filmlerin üzerinde oluşan kararmaların yoğunluğu belirlenir ve bu yoğunluğun radyasyon dozu cinsinden karşılığı saptanabilir. Eğer bir dizi ışınlama yapılacaksa kullanılacak filmler aynı film paketinden çıkan, benzer özellikli filmler olmalı ve densitometrenin kalibrasyonu bunlarla yapılmalıdır. Kalibrasyon için yapılan ışınlamalar, asıl filmlerin ışınlanmasında kullanılacak olan aynı cihazda yapılmalıdır. Densitometrenin kalibrasyonundan sonra filmler ışınlanıp banyo edilir ve densitometrenin lazer tarayıcısında taratılır. Filmdeki optik yoğunluğun doz olarak eşdeğeri, oluşturulan densitometre kalibrasyon eğrisi yardımıyla belirlenir.

5. GEREK VE YÖNTEMLER

5.1 Çalışmanın Şekli, Yapıldığı Yer

Bu çalışmada, YART planının oluşturulması, dozimetri ve “set-up” doğrulaması, verilerin analizi ve kaydı DEÜ Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nın yapısına uygun olarak hazırlanmış olan iş akış şeması doğrultusunda yapıldı.

5.2 Çalışmada Kullanılan Gereçler

5.2.1 Bilgisayarlı Tomografi Simülator Aygıtı : “Siemens Somatom Emotion” marka BT simülator aygıtında tepede hareketli ve yanlarda sabit olmak üzere “Bridge” tip LAP lazer sistemi bulunmaktadır. Gantry hasta açıklığı 70 cm olup tarama alanı maksimum çapı 50 cm’dir. Kesit kalınlıkları 1-10 mm arasında değişik değerlerde seçilebilmektedir.

5.2.2 Radyoterapi Bilgi Sistemi (Radiotherapy Information System-RTIS): Planlama sistemleri ve tedavi aygıtları arasındaki veri transferini, hasta kaydını, verilerin saklanması ve değerlendirilmesini sağlayan klinik işleyişe uygun olarak geliştirilen bilgisayar yazılımıdır.

5.2.3 Tedavi Planlama Sistemi (TPS): Nucletron firmasına ait “Oncentra Masterplan 1.4” tedavi planlama sistemi kullanıldı. Bu sistem RTIS aracılığıyla BT aygıtından aktarılan görüntüleri ve RT aygıtlarının dozimetrik verilerini içerir. Hedef hacimde ve normal dokularda oluşan doz miktarını kontrol edebilme olanağı sağlayan sistem, üç boyutlu doz dağılımı oluşturabilmekte ve birçok RT tekniklerinin uygulanabilirliğini sağlayabilmektedir. Çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcının verileri planlama sistemine yüklenmiş olup yapılan planlamalar tedavi aygıtına aktarılabilen ve bire bir uygulanabilmektedir. Tedavi planlama sistemi;

- n** 3BKRT ve YART planı oluşturabilme,
- n** BEV (Beam’s Eye View-kullanıcının hedefleri ve riskli organları kaynaktan görüyormuş gibi bakmaksına olanak sağlayan özellik) ve DRR (Digitally Reconstructed Radiography-dijital olarak oluşturulmuş radyografi) görüntüleri oluşturabilme,
- n** BT ve Manyetik Rezonans (MR) görüntülerini kullanarak füzyon yapabilme,
- n** Transvers, sagittal, koronal düzlemlerde görüntü ve doz dağılımı oluşturabilme,

- n Foton demetleri için “Collapse Cone” ve “Pencil Beam” elektronlar için “Monte Carlo” doz hesaplama algoritmalarını kullanabilme,

özelliklerine sahiptir.

5.2.4 Uluslar arası Radyasyon Ölçümleri ve Birimleri Komitesinin 50 ve 62 Numaralı Raporu (International Committee of Radiation measurements and Units-ICRU^{50,62}): RT’de üç boyutlu tedavi planlaması için gerekli olan hedef hacimlerin (Görülebilir tümör hacmi-GTV, Klinik hedef hacim-CTV, planlanan hedef hacim-PTV) ve riskli normal dokuların ayrıntılı olarak tanımlandığı rapordur.^(30,31)

5.2.5 Baş-boyun Atlası : Radyoterapi Onkoloji Grubu (RTOG) tarafından hazırlanan, dijital ortamda hedef hacimlerin ve riskli organların baş-boyun bölgesi için çekilmiş BT kesitlerinde tek tek konturlandığı referans bir kaynaktır.⁽³²⁾

5.2.6 Lineer Hızlandırıcı (LINAK): Siemens marka Primus LINAK aygıtı kullanılmaktadır. Bu aygıt aşağıdaki özelliklere sahiptir:

- n 6 MV ve 18 MV X ışını, 6-9-12-15-18-21 MeV elektron enerjileri oluşturabilme,
- n Maksimum 40x40 cm alan genişliği oluşturabilme (x boyutu ÇYK’ler ile, y boyutu konvansiyonel olarak ayarlanabilmektedir.)
- n Radyasyon alanı, koruma gerektirmeden ÇYK ile belirlenebilmektedir (Şekil 12).
- n 29 çift lif bulunmaktadır.
 - * 1.ve 29. lif çiftlerinin genişliği 6.5 cm diğerleri 1 cm genişliktedir.
(izosentir-eş merkez noktasında)
 - * Lifler tam açık pozisyonda hareket edebilir.
 - * Liflerin maksimum hareket mesafesi (overtravel) 10 cm.
 - * Her bir lif motoru birbirinden bağımsız.
 - * Lif hızı 1.5 cm/sn’dir.
 - * Lif yüksekliği 7.6 cm’dir.
 - * Tungstenden yapılmıştır.
 - * Lifler “diverjans” özelliğe sahiptir.
 - * YART ve 3BKRT teknikleri için gereklidir.



Şekil 12 : Çok yapraklı kolimatörlerin (ÇYK) şematik gösterimi

- n “Step and shoot” ile YART tekniğini uygulayabilmektedir.
- n Portal Görüntüleme sistemine (Floroskopik kamera sistemi) sahiptir.
- n Dinamik kama filtre (wedge) özelliğine sahiptir.

5.2.7 PTW RW3 Katı Su Fantomu: 40x40x1 cm³ boyutunda ve suya eşdeğer yoğunlukta olan, kalibrasyon, kalite kontrol ve derin doz ölçümleri için kullanılabilen bir fantom türüdür.⁽²⁹⁾

5.2.8 Alderson Rando Fantom: Baş-boyun bölgesi için kurulumu yapılan fantom kullanıldı.

5.2.9 Kodak EDR2 Radyografi Filmi: Fantomda ilgili kesitler arasındaki doz dağılımını rölatif olarak belirleyebilmek için Kodak EDR2 nitelik kontrol filmi kullanılmıştır.

5.2.10 Yüksek Yoğunluklu Lazer Tarayıcı (PTW FIPS plus) ve Mephysto yazılım sistemi:

Tarama ve kalibrasyonu içeren, otomatik film değerlendirmek için kullanılan yazılım paketidir.

Çalışmada kullanılan Kodak-Lumiscan75 lazer tarayıcı 8 veya 18 bitlik çözünürlükte olup 35x43 cm²'lik film boyutuna kadar tarama yapabilir.

5.3 Yöntemler

5.3.1 Tedavi Planlaması

Fantom tedavi planlaması için tedavi pozisyonunda (sırtüstü ve başaltı köpüğü ile) yatırıldı ve BT referans noktaları işaretlendi. 3 mm kesit kalınlığıyla alınan BT görüntüleri RTIS aracılığıyla TPS'e gönderildi (Resim 4).



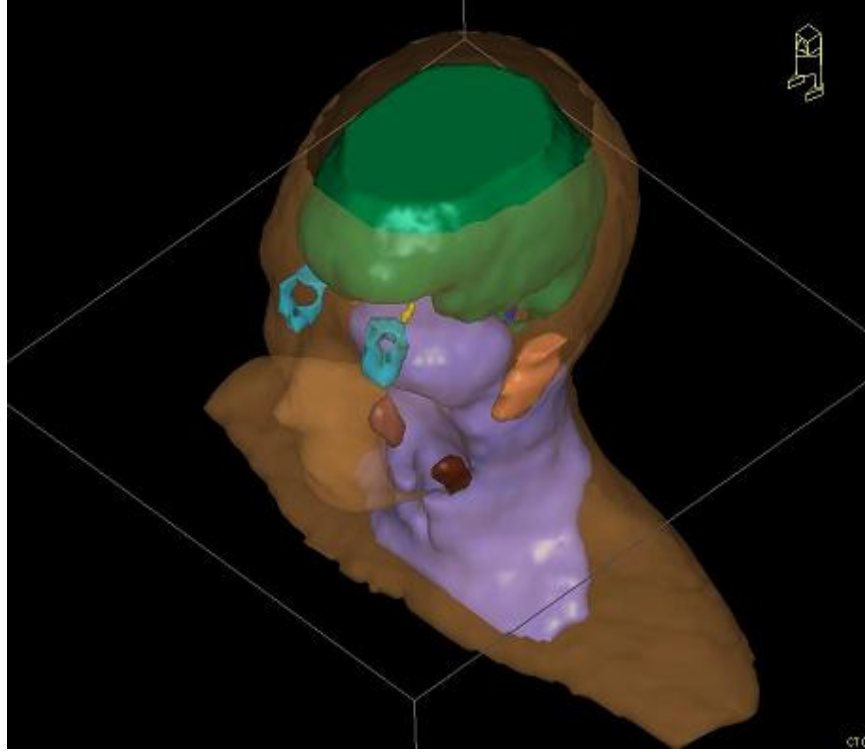
Resim 4 : Alderson Rando Fantomdan BT Görüntülerinin Alınması

Fantom üzerindeki BT referans noktaları TPS'e tanıtıldı. DEÜ Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında nazofarenks kanseri tanısıyla radikal RT ile tedavi edilen hastalarda uygulanan protokole göre belirlenen hedef hacim ve riskli organlar, bu fantomdan elde edilen tüm BT kesitlerinde hekim tarafından kontrol edilerek üç boyutlu görüntüler oluşturuldu. Bu kontrolleme işlemi ICRU50 ve ICRU62'de tanımlanan görülebilir tümör hacmini (Gross Tumor Volume-GTV), klinik hedef hacmini (Clinical Target Volume-CTV), planlanan hedef hacmini (Planning Target Volume-PTV) ve normal dokuları (medulla spinalis, beyin, beyin sapı, orbita, optik sinir, optik

kiazma, hipofiz, oral kavite, larenks, mandibula, bilateral parotis bezleri, bilateral submandibuler bezler, temporamandibuler eklem) kapsamaktadır (Resim 5,6).



Resim 5: BT referans noktaları ile birlikte fantomda konturlanan hedef hacimlerin ve riskli organların iki boyutlu görüntüsü



Resim 6: Fantomdaki hedef hacimlerin ve riskli organların üç boyutlu görüntüsü

GTV konturlanırken, BT kesitlerinde hekim tarafından belirlenen sanal bir tümörün olduğu kabul edildi. CTV'ler primer tümör için ve lenfatik alan için ayrı olarak değerlendirildi. Petroz kemik apeksi, sfenoid kemiğin gövdesinin 1/2 alt bölümü, klivus 1/2 ön bölümü, 1/3 arka maksiller sinus alanı, nazal kavite, pterigoid fossa ve parafarengeal alan CTV primer tümör olarak konturlandı. Çalışmada kullanılan fantomda lenf nodu tutulumu olmadığı varsayılarak bilateral boyun düzey II, III, IV, V lenf nodu bölgeleri ve retrofarengeal alan CTV lenfatik olarak değerlendirildi ve konturlama işlemleri RTOG'nin baş-boyun atlası önerilerine göre yapıldı.⁽³²⁾ ICRU 62'ye göre internal ve güvenlik sınırı (set-up marjı) içerecek şekilde CTV'ye 0,5 cm eklenerek PTV elde edildi. Bu planlamada fraksiyon sayısı 30 olarak belirtildi ve uygun doz limitleri verilerek "inverse" planlama yapıldı. Bu planlamada hedef hacimler ve riskli organlar için aşağıdaki doz limitleri verildi (Tablo 1,2).

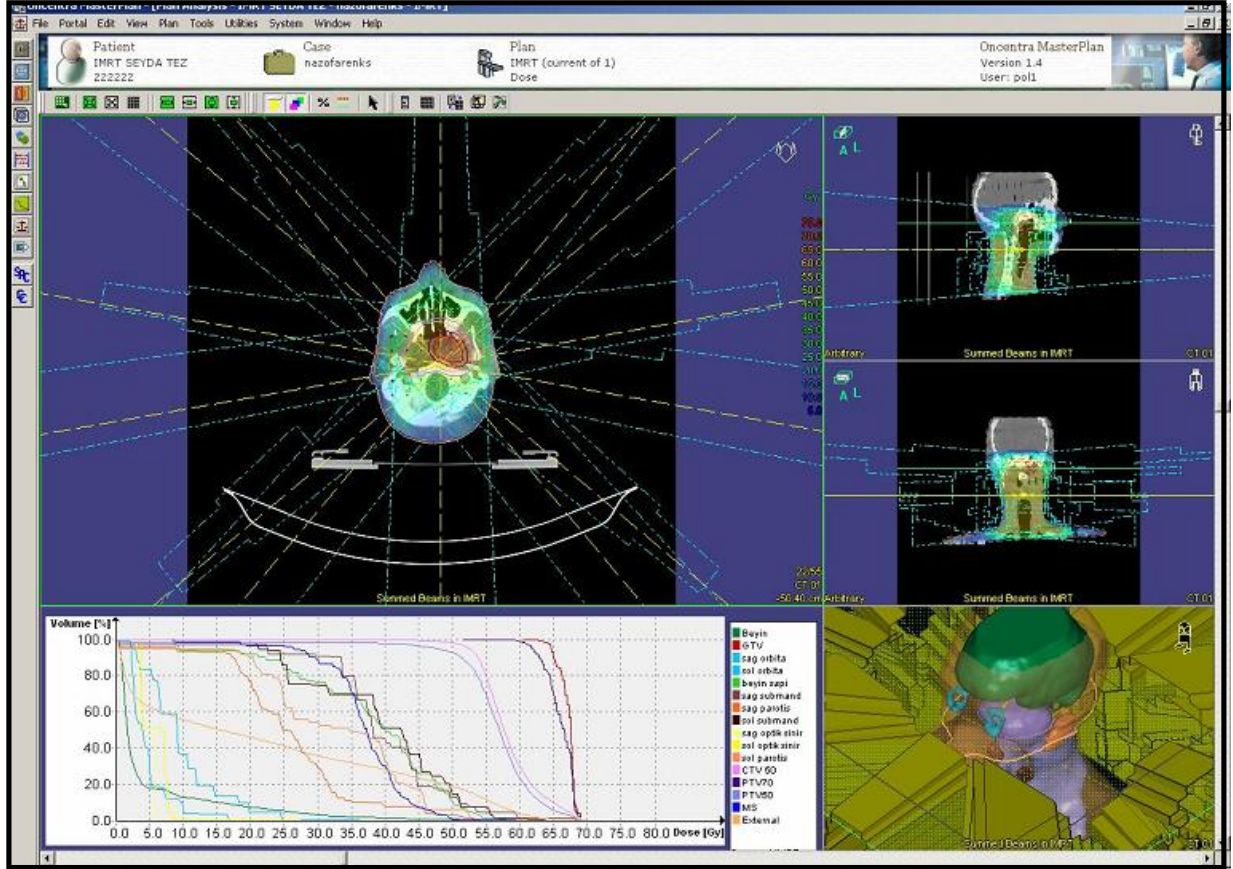
Tablo 1 : Hedef hacimler için doz ve doz hacim limitleri

Hedef Hacimler	Minimum Doz(Gy)	Tanımlanan Doz(Gy)	Düşük Doz Hacmi(%)	Limit Doz(Gy)	Ağırlık
GTV	63	66	5	70	100
CTV50	50	54	5	66	100
PTV50	46	54	5	66	100
PTV70	60	66	5	70	100

Tablo 2: Riskli organlar için doz ve doz hacim limitleri

Riskli Organlar	Tüm Hacim Dozu(Gy)	Maksimum Doz(Gy)	Fazla Doz Hacmi(%)	Limit Doz(Gy)	Ağırlık
Beyin sapı	30	50	1	54	100
Medulla Spinalis	26	45	1	50	100
Optik Sinirler	40	54	2	56	50
Orbitalar	20	50	5	54	50
Parotis Bezleri	15	40	25	60	80
Submandibuler Bezler	20	45	25	60	70

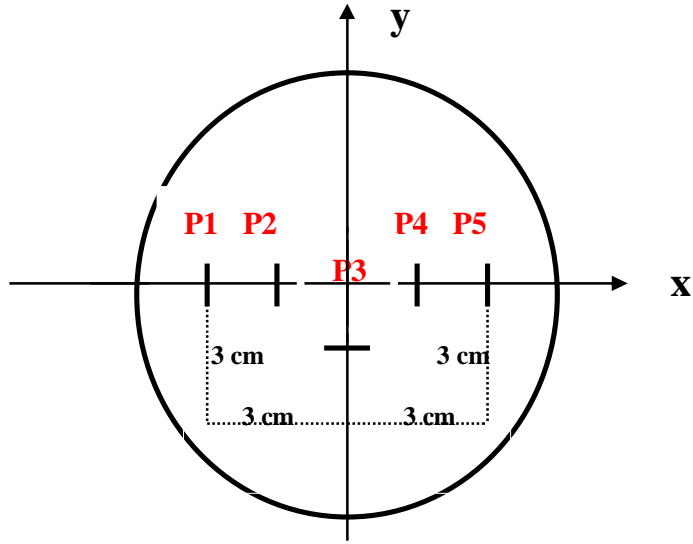
TPS'de varolan bu veriler ile 6 MV-X ışını kullanılarak uygun YART planlaması yapıldı. YART planı, kullanıcı tarafından belirlenen 0°-40°-80°-130°-230°-280° ve 320°'lik gantry açıları olmak üzere toplam 7 açı ve tanımladığımız doz limitlerine göre TPS tarafından oluşturulan toplam 25 segmentten oluşmaktadır. Planlama sonucu oluşan DVH hekim tarafından değerlendirildi ve ICRU-62'ye uygun olarak PTV50 ve PTV70'in %95'inin dozun minimum %95'ini alması yeterli kabul edildi. Uygun DVH sağlanana kadar gantry açılarında, riskli organ dozu ve ağırlıklarında küçük değişiklikler yapılarak optimizasyon işlemi tekrarlandı (Resim 7).



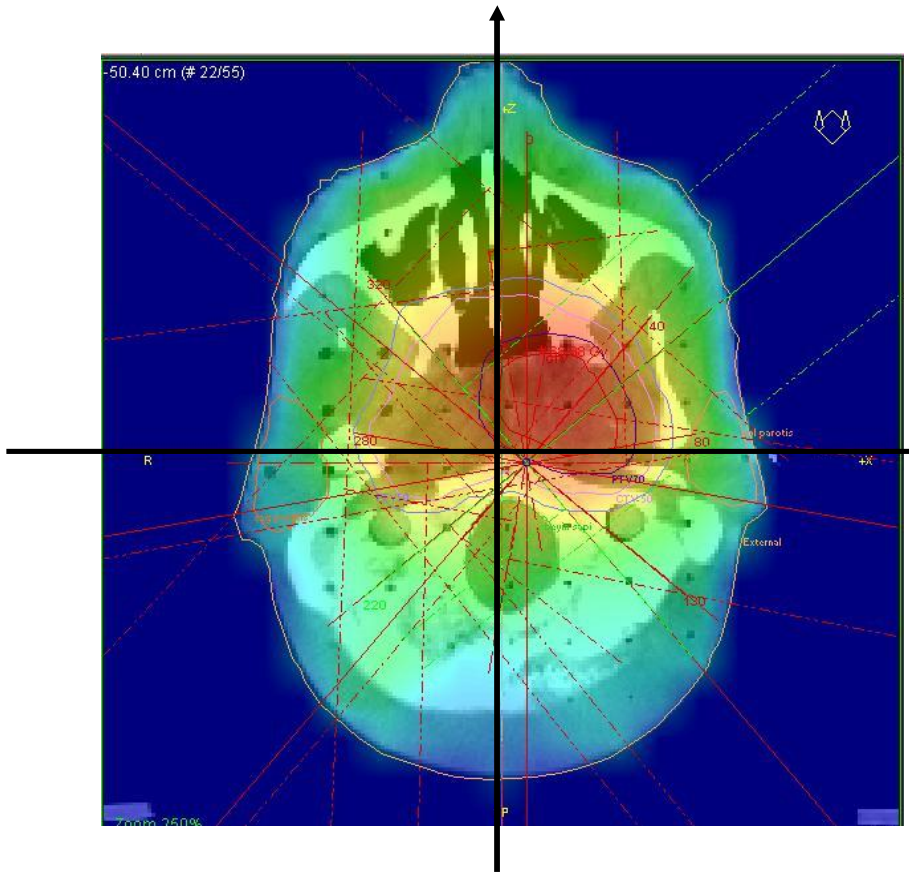
Resim 7: YART planının Doz Dağılımı

5.3.2 Ölçüm Alınacak Referans Kesitlerin ve Noktaların Belirlenmesi

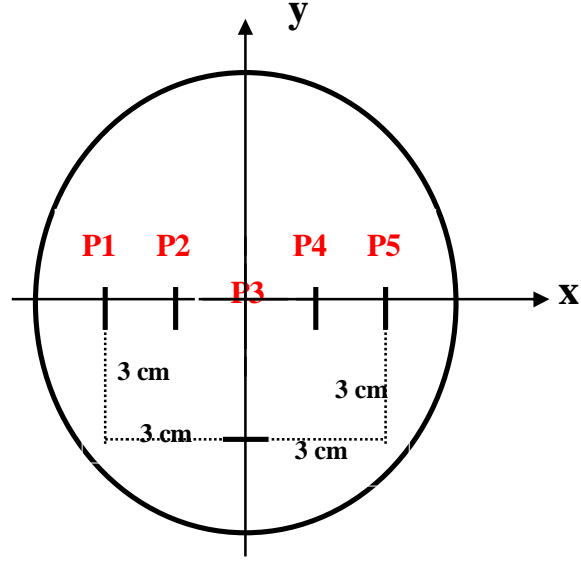
Fantomdan elde edilen BT görüntülerinin, TPS'ne aktarılması sonucu, referans 3 kesit seçildi. Her bir referans kesit için koordinat sistemi oluşturuldu (şekil 13,14,15) ve x ekseninde alınan 5 referans noktanın dozları okundu ve kaydedildi (Resim 8,9, 10). Bu referans noktaların fantomdaki karşılıkları bulundu.



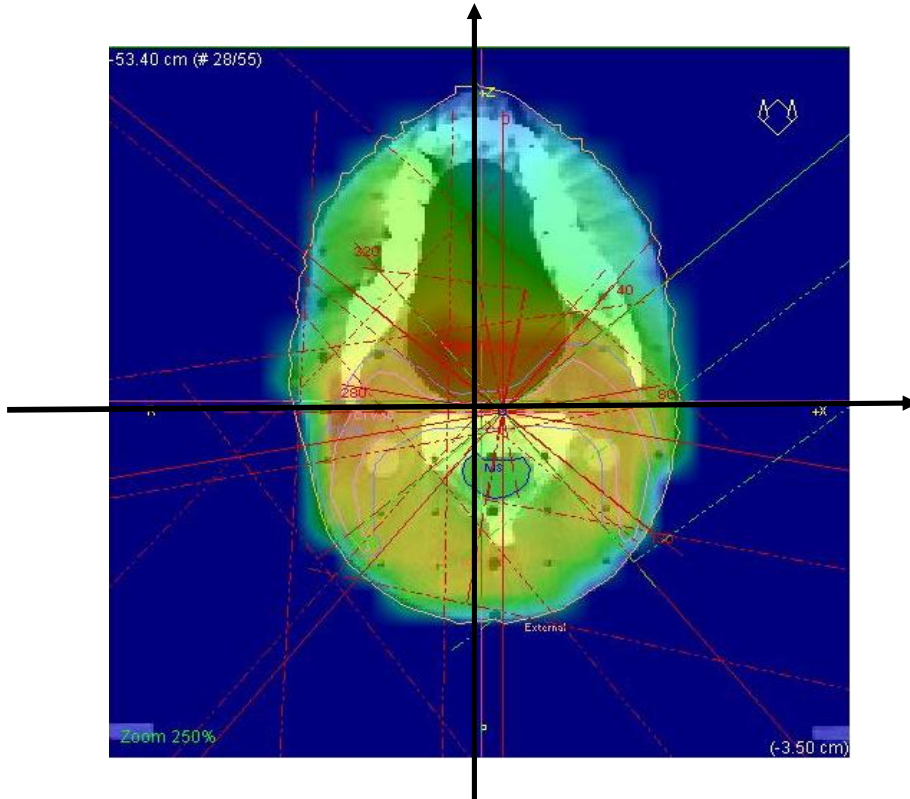
Şekil 13 : 22 nolu kesit için oluşturulmuş koordinat sistemi



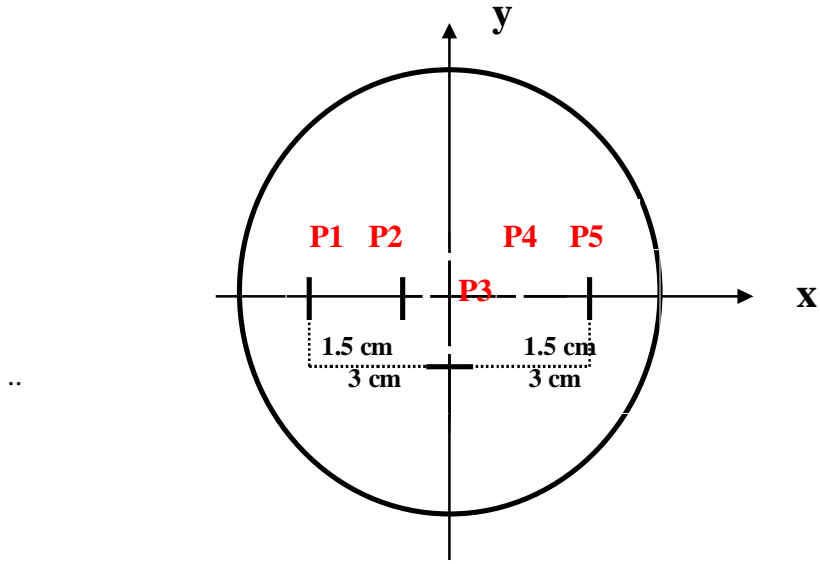
Resim 8: 22 nolu referans kesite ait doz dağılımı



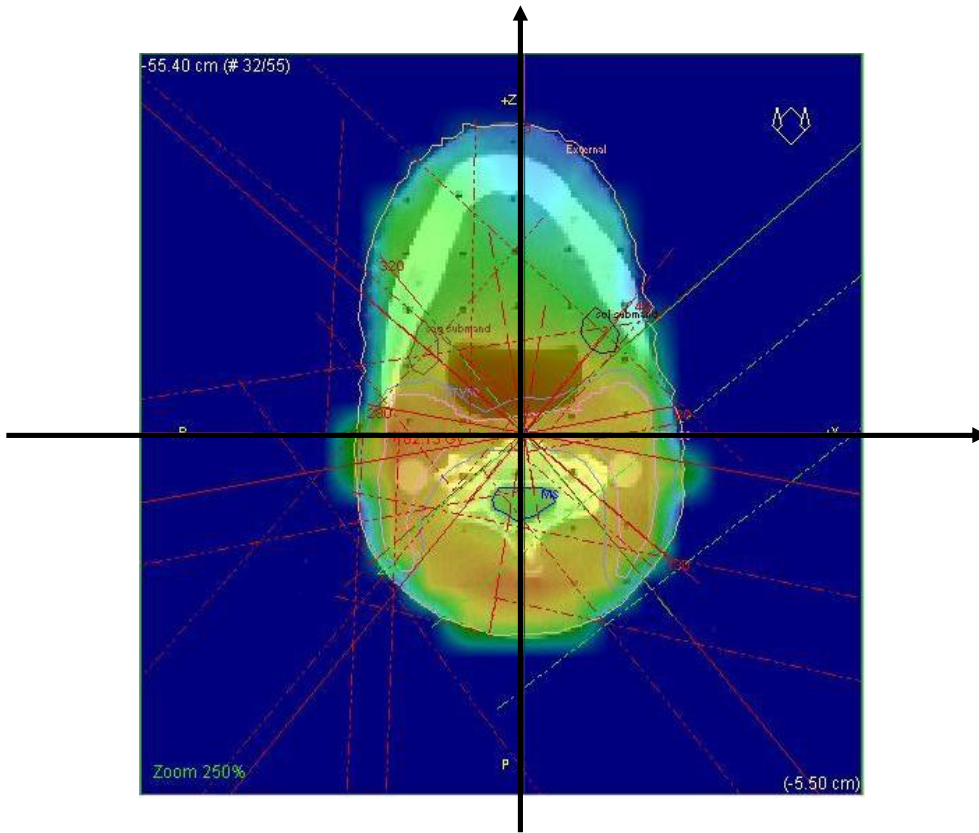
Şekil 14 : 28 nolu kesit için oluşturulmuş koordinat sistemi



Resim 9: 28 nolu referans kesite ait doz dağılımı

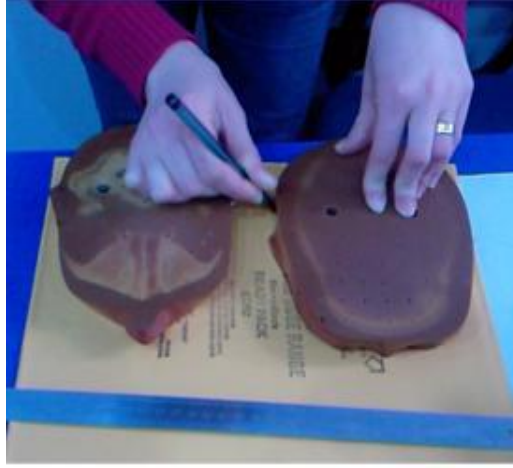


Şekil 15 : 32 nolu kesit için oluşturulmuş koordinat sistemi



Resim 10: 32 nolu referans kesite ait doz dağılımı

Dozimetrik değerlendirme sırasında fantomda ilgili referans kesitler arasına Kodak EDR2 radyografi filmi yerleştirmek için fantom enine kesitler halinde ayrıldı. Fantomdaki sabitleme çubuklarından dolayı filmler, karanlık oda koşulları kullanılarak delindi (Resim 11).



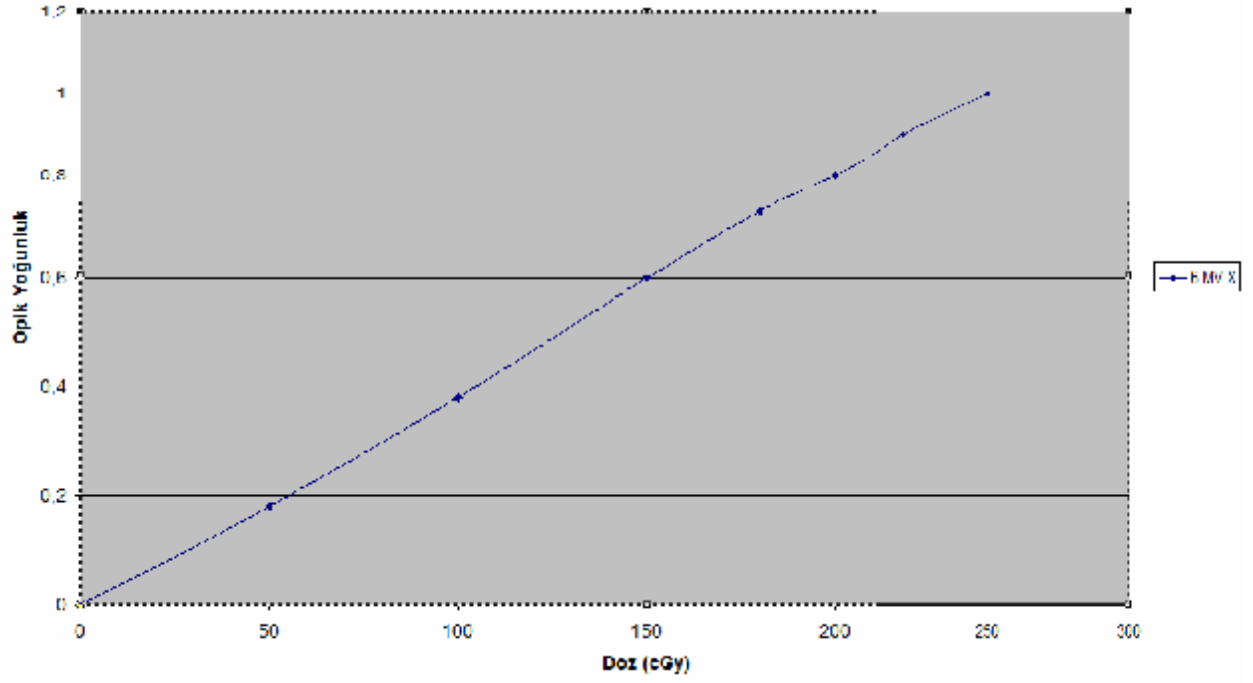
Resim 11: Filmlerin fantom kesitleri arasına yerleştirilmek üzere hazırlanması

5.3.3 Kodak EDR2 Radyografi Filmi İçin Kalibrasyon Eğrisinin Elde Edilmesi

Işınlamada yirmi adet $40 \times 40 \times 1 \text{ cm}^3$ boyutlarında RW3 katı su fantomu kullanıldı. Geri saçılma dengesini sağlamak için 1 cm kalınlığındaki on beş tane katı su fantom ışınlamak için hazırlanan filmin altına konuldu. Kodak EDR2 filmi üzerine çizilen $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutlarındaki alan ile radyasyon alanı karşılaştırıldıktan sonra filmin üzerine 5 adet 1 cm kalınlığında katı su fantom konuldu. Önceden su fantomu kullanılarak kalibrasyonu yapılmış olan LINAK aygıtındaki değerler dikkate alınarak; $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutu ve 5 cm derinlikteki “set-up” koşulları için 50cGy, 100 cGy, 150 cGy, 180 cGy, 200 cGy, 220 cGy ve 250 cGy'lik dozlara karşılık gelen monitör unit (MU)'ler hesaplandı (Tablo 3). Bu koşullar altında fantom 6 MV-X ışını kullanılarak Gantry=0 pozisyonunda ışınıldı. Her bir ışınlama sonucu banyo edilen ve taranan film sonuçlarına göre; ışınlanan doz değerleri ile buna karşılık gelen optik yoğunluk arasında kalibrasyon eğrisi elde edildi (Grafik 1).

Tablo 3: Kalibrasyon filmini ışınlama parametreleri

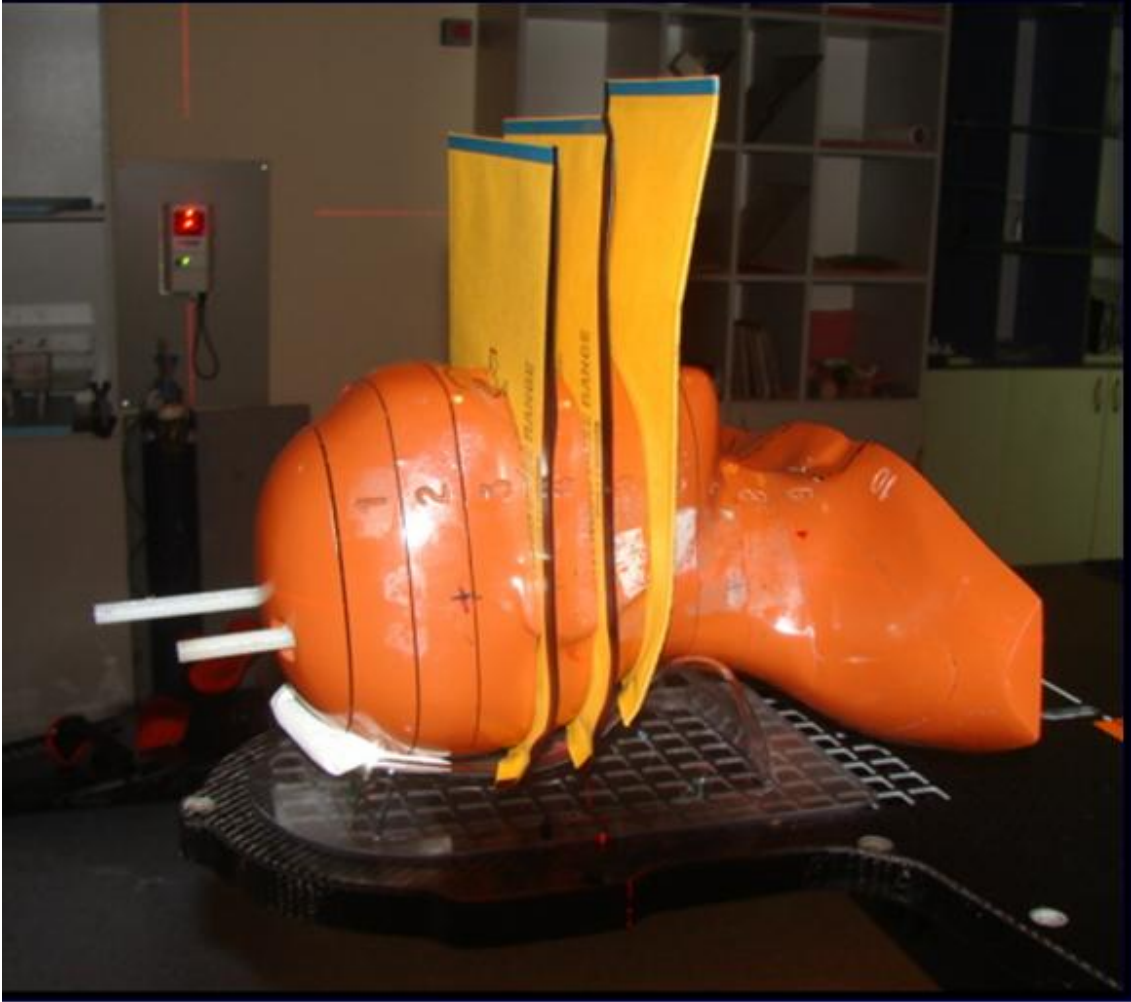
Enerji (MV-X)	Doz (cGy)	Alan (cm^2)	Derinlik (cm)	KCM (cm)	“Gantry”	Kolimatör
6	50	10x10	5 cm	100	0	0
6	100	10x10	5 cm	100	0	0
6	150	10x10	5 cm	100	0	0
6	180	10x10	5 cm	100	0	0
6	200	10x10	5 cm	100	0	0
6	220	10x10	5 cm	100	0	0
6	250	10x10	5 cm	100	0	0



Grafik 1: Kodak EDR2 radyografi filmi için elde edilen kalibrasyon eğrisi

5.3.4 Alderson Rando Fantomun Işınlanması

Planlama sonuçları RTIS üzerinden LİNAK aygıtına gönderildi. BT sırasında fantom üzerinde işaretlenen ve planlama sistemine tanıtılan referans noktalar, tedavi cihazında bulunan lazer sistemi yardımıyla oturtularak planlama koşulları sağlandı ve fantom “Step-and-shoot ” (dur ve ışınla) tekniği kullanılarak ışınlandı (Resim 12).



Resim 12: Kodak EDR2 filmlerinin fantom kesitleri arasına yerleştirilmesi ve fantomun ışınlanmak üzere tedavi pozisyonunda hazırlanması

Toplam 30 fraksiyon ışınlama sonrasında oluşan doz dağılımı bu filmler sayesinde ölçüldü. Planlama koşullarına uygun olarak ışınlanan ve banyo edilen filmler için doz cevap eğrileri yüksek yoğunluklu lazer tarayıcı (PTW FIPS plus sistemi) kullanılarak elde edildi. Lazer tarayıcıda okutululan filmler “Mephysto” doz değerlendirme yazılımına aktarıldı. Bu yazılım sayesinde nokta dozlar ve doz profilleri elde edildi.

Referans kesitler arasına yerleştirilen ve ışınlanan filmlerin taranması sonucu elde edilen görüntülerin x eksenini boyunca doz profilleri çizdirildi ve bu profiller orjinleri esas alınarak bütün referans noktalar için TPS’deki doz profilleriyle karşılaştırıldı.

TPS ve film sonuçlarına göre alınan her iki ölçümde de dozlar, değeri % 100 olan P3 noktasına normalize edilerek doz profilleri çizdirildi. Aynı şekilde nokta dozlar da değerlendirilirken; her bir kesitte ölçülen nokta dozlar, değeri % 100 olan merkez nokta dozuna normalize edildi.

İlk karşılaştırmada; her bir referans kesit için TPS’de seçilen 5 referans noktaya ait doz değerleri, ışınlanan filmlerin değerlendirilmesi sonucu ölçülen aynı noktalara ait 30 fraksiyon boyunca elde edilen doz değerlerinin ortalaması ile karşılaştırıldı.

İkinci karşılaştırmada ise, referans kesitler arasına yerleştirilerek ışınlanan filmlerdeki referans noktalara karşılık gelen rölatif dozların 30 günlük değişimi değerlendirildi. Her bir nokta için dozdaki standart sapma bulundu.

TPS ve ışınlanan film verileri kullanılarak; her bir referans kesit için ilgili noktalardaki doz değişim grafikleri çizdirildi (Grafik 8 ,9, 10).

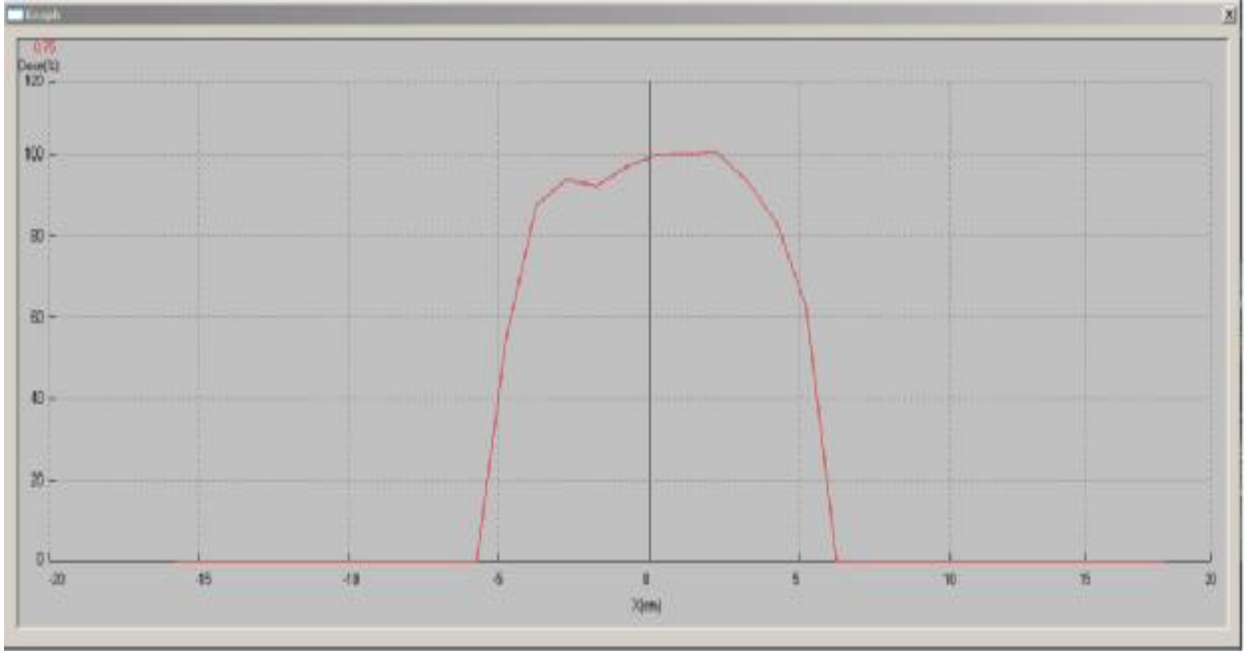
Bu ışınlamalar süresince LH aygıtının günlük kalibrasyon ölçümleri alınmış ve aygıtın tolerans değerleri içinde çalıştığı saptandı. Farklı filmlerin ışınlanmasından doğabilecek hataları önlemek için çalışmada kullanılan filmlerin mümkün olduğunca aynı paketten çıkmasına dikkat edildi.

Film yöntemi ile gerçek dozimetrik ölçüm yapıldığında dozimetrik belirsizlik yüksek olduğu için değerlendirmeler rölatif ölçümlere göre yapıldı. Burada asıl amaç 30 fraksiyon ışınlama süresi içerisinde referans nokta dozlarındaki değişimi incelemektir.

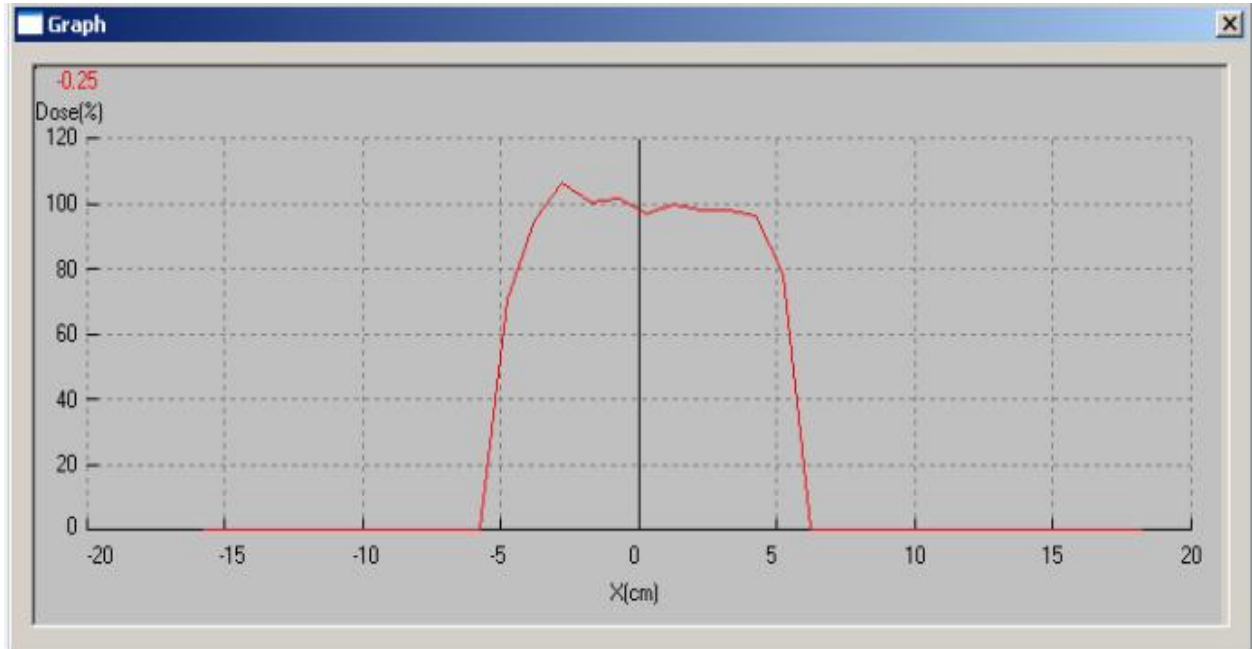
6. BULGULAR

6.1 Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Veriler

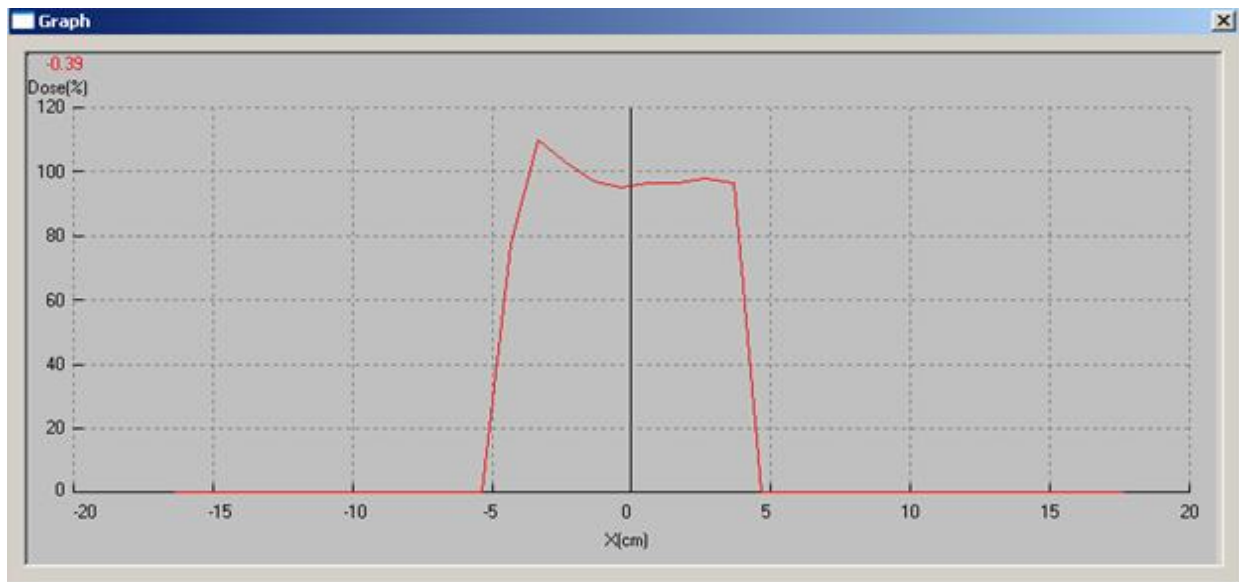
TPS'deki YART planı değerlendirilirken; aksiyel planlar için seçilen her bir referans kesitte, x ekseninde alınan noktalara ait dozlar okundu ve kaydedildi. Bu kesitler için elde edilen referans doz profilleri x eksenini boyunca çizdirildi (Grafik 2, 3, 4).



Grafik 2: TPS'deki 22 nolu kesite ait doz profili



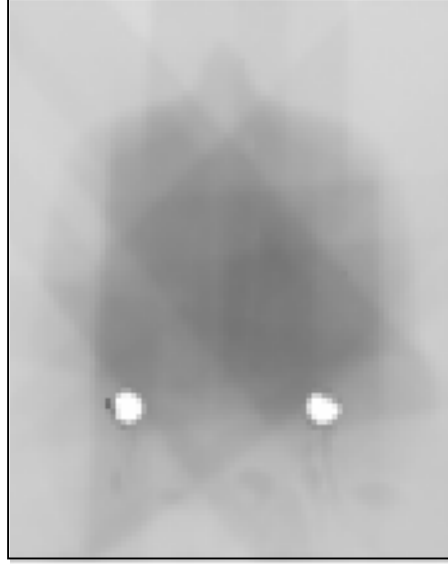
Grafik 3 : TPS'deki 28 nolu kesite ait doz profili



Grafik 4 : TPS'deki 32 nolu kesite ait doz profili

6.2 Film Işınlamalarından Elde Edilen Veriler

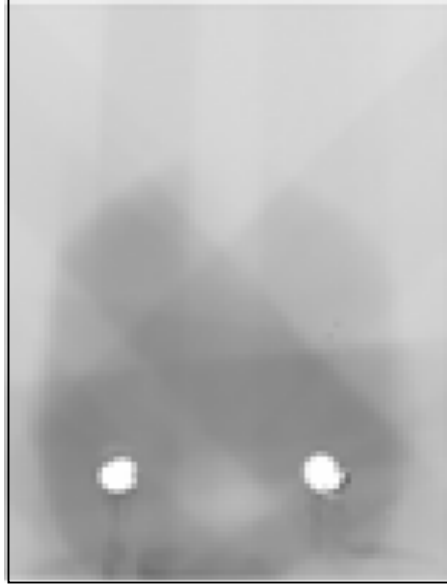
Işınlanan filmlerden (resim 13, 14, 15) dozimetrik ölçümlerle elde edilen iki boyutlu doz profil örnekleri 5, 6 ve 7 numaralı grafiklerde gösterilmiştir. Ayrıca 30 fraksiyon ışınlama süresince seçili referans noktalarda elde edilen rölatif dozlara ait veri tabloları oluşturuldu (Tablo 4, 7, 10).



Resim 13: 22 nolu kesite yerleştirilen filmin ışınlama sonrası görüntüsü



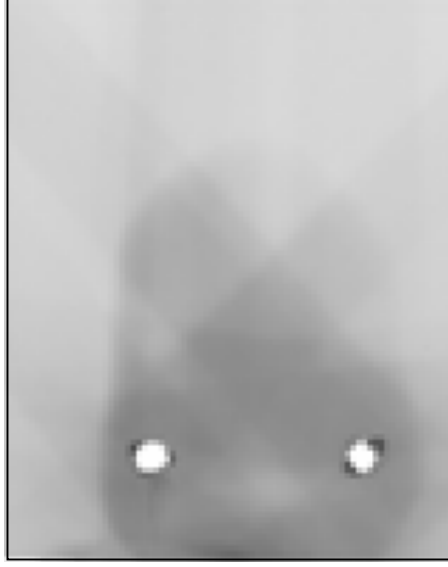
Grafik 5: 22 nolu kesite yerleştirilen filme ait doz profili



Resim 14: 28 nolu kesite yerleştirilen filmin ışınlama sonrası görüntüsü



Grafik 6: 28 nolu kesite yerleştirilen filme ait doz profili



Resim 15: 32 nolu kesite yerleştirilen filmin ışınlama sonrası görüntüsü



Grafik 7 : 32 nolu kesite yerleştirilen filme ait doz profili

Tablo 4 : 22 nolu referans kesit için elde edilen rölâtif ölçüm değerleri

ÖLÇÜM NO	RÖLATİF ÖLÇÜM DEĞERLERİ (%)				
	P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P3 (0)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
1	82.2	87.2	100	95.9	91.4
2	81.2	86.6	100	96.2	91.9
3	80.8	87.4	100	96.5	91.6
4	80.7	87.8	100	97.2	92.7
5	81.2	89.4	100	97.7	92.6
6	81.3	87.5	100	98.2	92.3
7	81.4	87.1	100	96.3	92.7
8	82.9	88.9	100	96.9	92.9
9	81.1	87.7	100	96.4	91.8
10	81.2	89.2	100	98.3	92.8
11	80.9	88.6	100	96.7	91.9
12	80.7	88.4	100	98.2	92.9
13	82.9	88.2	100	98.1	92.7
14	81.2	86.4	100	97.7	92.6
15	81.3	88.2	100	97.1	92.7
16	80.7	88.5	100	98.4	92.5
17	80.6	86.4	100	97.1	91.9
18	81.1	86.9	100	96.6	92.5
19	80.8	86.2	100	95.9	92.8
20	80.9	86.3	100	97.7	92.3
21	80.6	86.3	100	96.3	91.4
22	81.3	86.2	100	98.4	92.6
23	81.7	86.3	100	98.4	91.2
24	82.3	86.4	100	98.2	92.1
25	81.4	86.2	100	97.4	93.1
26	80.9	86.6	100	96.1	91.5
27	81.2	86.7	100	97.3	91.7
28	81.6	86.8	100	96.7	92.1
29	83.1	86.7	100	95.8	91.8
30	81.2	86.3	100	97.3	91.4
Ölçüm ortalaması	81.3	87.2	100	97.2	92.2

Her bir ölçüm değerinin, ölçümlerin ortalamasından farklı olacağı temelinden yola çıkılarak oluşturulmuş olan standart sapma 6.1 nolu denklem kullanılarak hesaplandı. Bu denklem kullanılarak her bir referans kesitteki noktalar için 30 fraksiyon boyunca alınan ölçüm değerleri arasındaki standart sapma bulundu (Tablo 5, 8, 11).

$$S = \sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 / (n-1)} \quad (6.1)$$

S : Standart sapma

x : Ölçüm değeri

\bar{x} : Ortalama ölçüm değeri

n : Toplam ölçüm sayısı

Tablo 5 : 22 nolu kesit için standart sapma değerleri

22 NOLU KESİT İÇİN STANDART SAPMA DEĞERLERİ (%)			
P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
0.6	1.0	0.9	0.6

Işınlanan filmler sonucu her bir kesite ait referans noktalarındaki standart sapma ve ortalama ölçüm değerleri dikkate alındığında; referans noktalarındaki her bir değer, ölçüm ortalamasından uzaklığı 6.2 nolu denklem kullanılarak hesaplandı (Tablo 6, 9,12).

$$Z = (x - \bar{x}) / S \quad (6.2)$$

Z : Ortalamadan uzaklık

x : Ölçüm değeri

\bar{x} : Ortalama ölçüm değeri

S : Standart sapma

Tablo 6 : 22 nolu kesit için referans noktadaki ölçüm değerlerinin her birinin ortalamadan uzaklığı

ÖLÇÜM NO	22 NOLU KESİT İÇİN ORTALAMADAN UZAKLIK (%)			
	P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
1	+1.5	0	-1.4	-1.3
2	-0.2	-0.6	-1.1	-0.5
3	-0.8	+0.2	-0.8	-1.0
4	-1.0	+0.6	0	+0.8
5	-0.2	+2.2	+0.6	+0.7
6	0	+0.3	+1.1	+0.2
7	+0.2	-0.1	-1.0	+0.8
8	+2.7	+1.7	-0.3	+1.2
9	-0.3	+0.5	-0.9	-0.7
10	-0.2	+2.0	+1.2	+1.0
11	-0.7	+1.4	-0.6	-0.5
12	-1.0	+1.2	+1.1	+1.2
13	+2.7	+1.2	+1.0	+0.8
14	-0.2	-0.8	+0.6	+0.7
15	0	+1.0	-0.1	+0.8
16	-1.0	+1.3	+1.3	+0.5
17	-1.2	-0.8	-0.1	-0.5
18	-0.3	-0.3	-0.7	+0.5
19	-0.8	-1.0	-1.4	+1.0
20	-0.7	-0.9	+0.6	+0.2
21	-1.2	-0.9	-1.0	-1.3
22	0	-1.0	+1.3	+0.7
23	+0.7	-0.9	+1.3	-1.7
24	+1.7	-0.8	+1.1	-0.2
25	+0.2	-1.0	+0.2	+1.5
26	-0.7	-0.6	-1.2	-1.2
27	-0.2	-0.6	+0.1	-0.8
28	+0.5	-0.4	-0.6	-0.2
29	0	-0.5	-1.6	-0.7
30	-0.2	-0.9	+0.1	-1.3

Tablo 7 : 28 nolu referans kesit için elde edilen rölatif ölçüm değerleri

ÖLÇÜM NO	RÖLATİF ÖLÇÜM DEĞERLERİ (%)				
	P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P3 (0 cm)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
1	101.7	94.7	100	89.6	93.7
2	101.4	95.0	100	90.1	92.8
3	100.5	94.3	100	88.5	92.7
4	101.3	94.6	100	90.2	92.1
5	101.8	94.5	100	89.3	93.9
6	101.7	94.6	100	90.4	92.2
7	101.8	95.3	100	90.2	92.3
8	101.3	94.3	100	89.7	91.8
9	101.5	94.9	100	89.4	92.9
10	101.1	97.0	100	89.5	93.6
11	101.5	95.2	100	89.5	93.7
12	101.6	95.7	100	90.3	93.4
13	101.8	94.9	100	89.9	93.8
14	99.7	94.3	100	89.7	93.5
15	99.2	95.9	100	90.1	93.9
16	101.1	94.8	100	89.5	94.1
17	101.8	94.2	100	90.3	94.1
18	101.2	96.5	100	90.3	93.4
19	101.8	96.7	100	89.7	92.3
20	101.4	96.1	100	89.5	93.3
21	101.8	96.2	100	87.2	93.7
22	99.5	96.5	100	88.2	94.0
23	99.6	94.3	100	90.3	93.5
24	101.6	94.4	100	89.7	94.1
25	99.8	95.7	100	89.9	93.7
26	101.7	94.3	100	87.9	94.7
27	101.8	96.9	100	90.2	93.4
28	101.9	94.9	100	87.1	92.6
29	99.1	97.1	100	88.9	93.8
30	98.9	98.7	100	88.5	91.4
Ölçüm ortalaması	101.0	95.4	100	89.5	93.3

Tablo 8 : 28 nolu kesit için standart sapma değerleri

28 NOLU KESİT İÇİN STANDART SAPMA DEĞERLERİ (%)			
P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
1.0	1.1	0.9	0.6

Tablo 9 : 28 nolu kesit için ölçüm değerlerinin her birinin ortalamadan uzaklığı

ÖLÇÜM NO	28 NOLU KESİT İÇİN ORTALAMADAN UZAKLIK (%)			
	P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
1	+0.7	-0.6	+0.1	+0.7
2	+0.4	-0.4	+0.7	-0.8
3	-0.5	-1.0	-1.1	-1.0
4	+0.3	-0.7	+0.8	-2.0
5	+0.8	-0.8	-0.2	+1.0
6	+0.7	-0.7	+1.0	-1.8
7	+0.8	-0.1	+0.8	-1.7
8	+0.3	-1.0	+0.2	-2.5
9	+0.5	-0.5	-0.1	-0.7
10	+0.1	+1.5	0	+0.5
11	+0.5	-0.2	0	+0.7
12	+0.6	+0.3	+0.9	+0.2
13	+0.8	-0.5	+0.4	+0.8
14	-1.3	-1.0	+0.2	+0.3
15	-1.8	+0.5	+0.7	+1.0
16	+0.1	-0.5	0	+1.3
17	+0.8	-1.1	+0.9	+1.3
18	+0.2	+1.0	+0.9	+0.2
19	+0.8	+1.2	+0.2	-1.7
20	+0.4	+0.6	0	0
21	+0.8	+0.7	-2.6	+0.7
22	-1.5	+1.0	-1.4	+1.2
23	-1.4	-1.0	+0.9	+0.3
24	+0.6	-0.9	+0.2	+1.3
25	-1.2	+0.3	+0.4	+0.7
26	+0.7	-1.0	-1.8	+2.3
27	+0.8	+1.4	+0.8	+0.2
28	+0.9	-0.5	-2.7	-1.2
29	-1.9	+1.5	-0.7	+0.8
30	-2.1	+3.0	-1.1	-3.2

Tablo 10 : 32 nolu referans kesit için elde edilen rölatif ölçüm değerleri

ÖLÇÜM NO	RÖLATİF ÖLÇÜM DEĞERLERİ (%)				
	P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P3 (0)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
1	101.5	90.4	100	92.1	80.5
2	102.7	90.9	100	92.2	79.4
3	102.5	91.4	100	92.7	78.9
4	101.6	90.8	100	92.2	79.5
5	102.4	90.7	100	91.9	79.7
6	101.8	90.1	100	91.4	79.9
7	101.6	90.5	100	90.4	79.3
8	101.4	90.3	100	92.5	80.3
9	101.7	91.6	100	92.7	79.5
10	101.2	92.1	100	91.9	79.3
11	101.3	91.7	100	92.1	79.6
12	101.4	90.3	100	92.6	80.7
13	101.8	90.6	100	92.3	80.8
14	100.9	90.4	100	90.7	80.1
15	101.5	90.2	100	92.8	79.7
16	101.7	90.7	100	91.9	79.2
17	101.2	90.4	100	92.2	79.6
18	102.9	90.3	100	91.6	79.7
19	101.5	90.3	100	92.5	80.4
20	102.3	90.4	100	91.9	80.8
21	102.6	90.6	100	91.8	79.8
22	100.9	90.2	100	92.1	80.9
23	102.7	90.5	100	91.6	80.5
24	101.7	90.4	100	92.7	80.4
25	101.9	90.4	100	92.6	79.6
26	101.2	90.6	100	91.6	79.3
27	102.2	91.1	100	91.8	80.1
28	101.4	90.1	100	92.7	79.7
29	101.6	90.4	100	92.7	79.1
30	101.9	90.3	100	91.7	79.1
Ölçüm Ortalaması	101.8	90.6	100	92.1	79.8

Tablo 11 : 32 nolu kesit için standart sapma değerleri

32 NOLU KESİT İÇİN STANDART SAPMA DEĞERLERİ (%)			
P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
0.5	0.5	0.6	0.6

Tablo 12 : 32 nolu kesit için ölçüm değerlerinin her birinin ortalamadan uzaklığı

ÖLÇÜM NO	32 NOLU KESİT İÇİN ORTALAMADAN UZAKLIK (%)			
	P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
1	-0.6	-0.4	0	+1.2
2	+1.8	+0.6	+0.2	-0.7
3	+1.4	+1.6	+1.0	-1.5
4	-0.4	+0.4	+0.2	-0.5
5	+1.2	+0.2	-0.3	-0.2
6	0	-1.0	-1.2	+0.2
7	-0.4	-0.2	-2.8	-0.8
8	-0.8	-0.6	+0.7	+0.8
9	-0.2	+2.0	+1.0	-0.5
10	-1.2	+3.0	-0.3	-0.8
11	-1.0	+2.2	0	-0.3
12	-0.8	-0.6	+0.8	+1.5
13	0	0	+0.3	+1.7
14	-1.8	-0.4	-2.3	+0.5
15	-0.6	-0.8	+1.2	-0.2
16	-0.2	+0.2	-0.3	-1.0
17	-1.2	-0.4	+0.2	-0.3
18	+2.2	-0.6	-0.8	-0.2
19	-0.6	-0.6	+0.7	+1.0
20	+1.0	-0.4	-0.3	+1.7
21	+1.6	0	-0.5	0
22	-1.8	-0.8	0	+1.8
23	+1.8	-0.2	-0.8	+1.2
24	-0.2	-0.4	+1.0	+1.0
25	+0.2	-0.4	+0.8	-0.3
26	-1.2	0	-0.8	-0.8
27	+0.8	+1.0	-0.5	+0.5
28	-0.8	-1.0	+1.0	-0.2
29	-0.4	-0.4	+1.0	-1.2
30	+0.2	-0.6	-0.7	-1.2

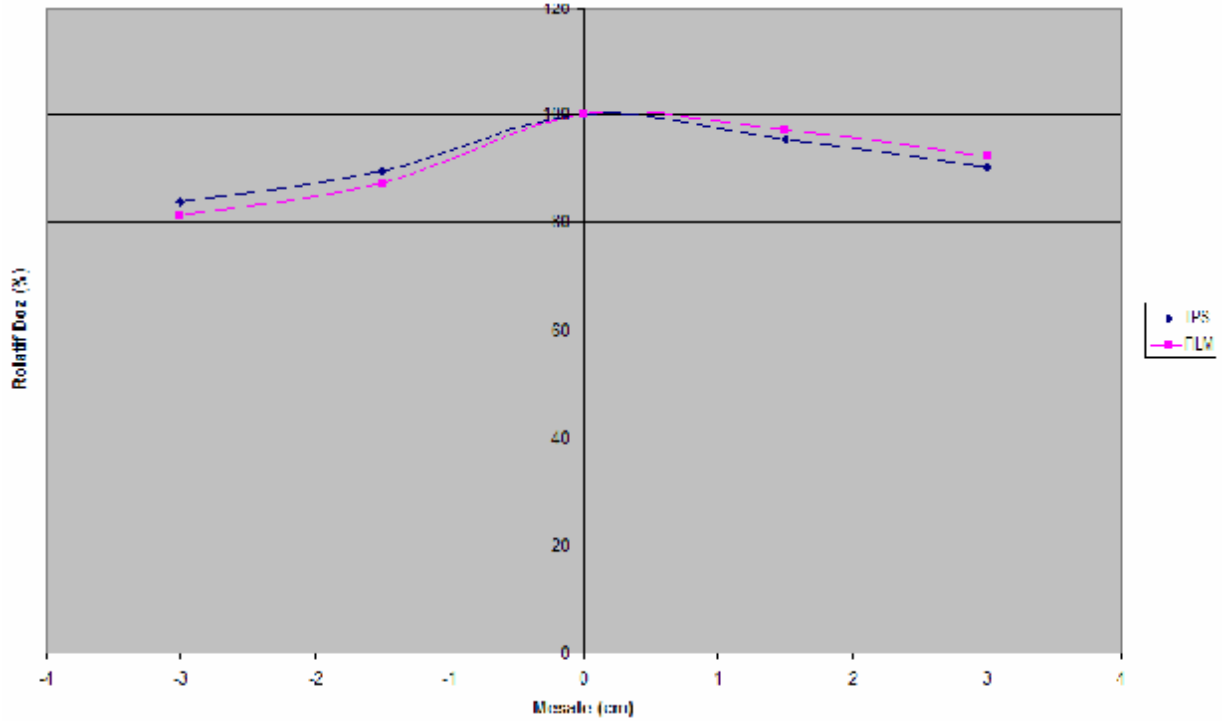
Her bir referans kesit için 30 fraksiyon boyunca x ekseninde alınan 5 farklı noktaya ait rölâtif dozimetrik ölçüm değerlerinin ortalaması TPS'den elde edilen değerlerle karşılaştırıldı. Bu ölçümler sırasında TPS verilerine göre dozdaki maksimum değişimin (ΔD) -3.0% ile +2.5% aralığında olduğu gözlemlendi. Her bir kesite baktığımızda bu değişim; 22 nolu referans kesitteki noktalar için -3.0% ile +2.2% aralığında (tablo 13), 28 nolu referans kesitteki noktalar için -2.0% ile +1.9% aralığında (tablo 14), 32 nolu referans kesitteki noktalar için -2.1% ile +2.5% aralığında (tablo 15) bulundu.

Her bir referans kesit için 30 fraksiyon boyunca referans noktalarındaki rölâtif ölçüm değerindeki standart sapmanın 0.5 ile 1.1 aralığında değiştiği hesaplandı (Tablo 5, 8, 11). Maksimum standart sapma 28 nolu referans kesitte P2 noktasında bulundu. Her bir kesite ait referans noktalarındaki standart sapma ve ortalama ölçüm değerleri dikkate alındığında 30 fraksiyon boyunca; 22 nolu kesitte okunan rölâtif doz değerleri için ortalama maksimum uzaklık P1 noktası için +2.7%, P2 noktası için +2.2%, P4 noktası için -1.4% ve P5 noktası için -1.7% olarak bulundu (Tablo 6). Aynı şekilde 28 nolu kesit için bu değerler; P1 noktası için -2.1%, P2 noktası için +3.0%, P4 noktası için -2.7% ve P5 noktası için -3.2% olarak bulundu (Tablo 9). 32 nolu kesitte ise P1 noktası için +2.2%, P2 noktası için +3.0%, P4 noktası için -2.8% ve P5 noktası için +1.8% olarak bulundu (Tablo 12).

Tablo 13 : 22 nolu kesit için elde edilen ortalama ölçüm verilerinin TPS ile karşılaştırılması

DOZDAKİ DEĞİŞİM					
	P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P3 (0)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
Referans TPS verileri	83.8	89.4	100	95.4	90.2
Ölçümlerin ortalaması	81.3	87.2	100	97.2	92.2
TPS'e göre değişim	-3.0%	-2.5%	0	+1.7%	+2.2%
Standart sapma	0.6	1	0	0.9	0.6

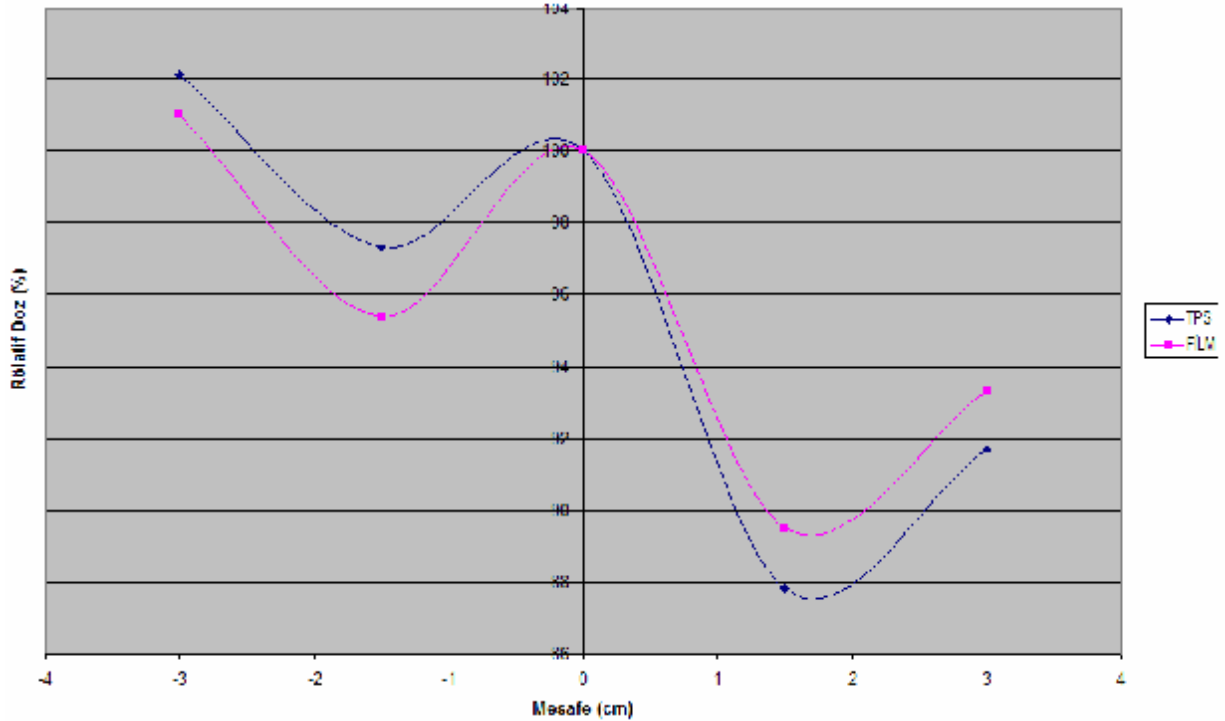
Grafik 8: 22. kesit için 30 fraksiyon ışınlanma sonucu elde edilen ölçüm verilerinin ortalaması ile TPS verilerinin karşılaştırıldığı doz değişim grafiği



Tablo 14 : 28 nolu kesit için elde edilen ortalama ölçüm verilerinin TPS ile karşılaştırılması

DOZDAKİ DEĞİŞİM					
	P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P3 (0)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
Referans TPS verileri	102.1	97.3	100	87.8	91.7
Ölçümlerin ortalaması	101.0	95.4	100	89.5	93.3
TPS'e göre değişim	-1.1%	-2.0%	0	+1.9%	+1.7%
Standart sapma	1.0	1.1	0	0.9	0.6

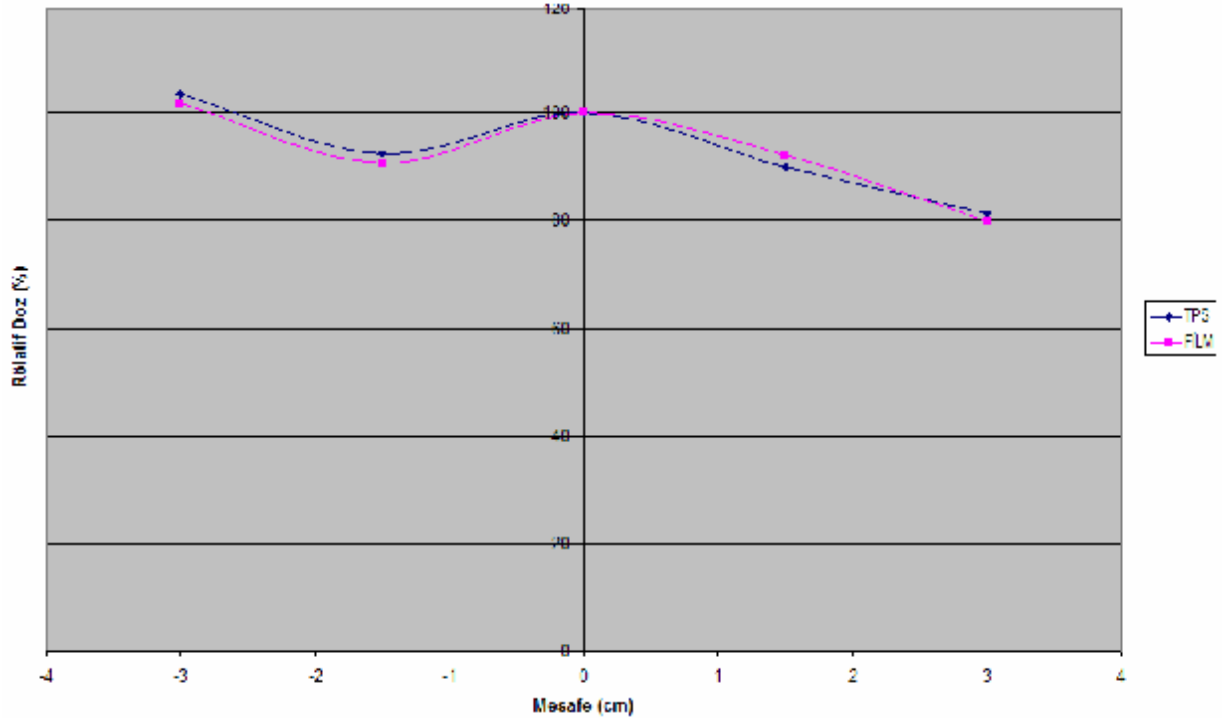
Grafik 9: 28. kesit için 30 fraksiyon ışınlatma sonucu elde edilen ölçüm verilerinin ortalaması ile TPS verilerinin karşılaştırıldığı doz değişim grafiği



Tablo 15 : 32 nolu kesit için elde edilen ortalama ölçüm verilerinin TPS ile karşılaştırılması

DOZDAKİ DEĞİŞİM					
	P1 (-3 cm)	P2 (-1.5 cm)	P3 (0)	P4 (+1.5 cm)	P5 (+3 cm)
Referans TPS verileri	103.4	92.5	100	89.9	81.3
Ölçümlerin ortalaması	101.8	90.6	100	92.1	79.8
TPS'e göre değişim	-1.5%	-2.1%	0	+2.5%	-1.8%
Standart sapma	0.5	0.5	0	0.6	0.6

Grafik 10: 32. kesit için 30 fraksiyon ışınlanma sonucu elde edilen ölçüm verilerinin ortalaması ile TPS verilerinin karşılaştırıldığı doz değişim grafiği



7. TARTIŞMA

YART hastaya özgü nitelik güvenilirliği gerektiren karmaşık uygulamalardan biridir. YART'deki bu karmaşık yapı ve uygulama şekli hesaplanan ve verilen doz arasındaki uyumun kontrolünü gerektirir. Bu tez çalışmasında, YART planı ile hesaplanan doz dağılımları, tedavi öncesi, aynı "set-up" koşullarında ve ARF üzerinde film dozimetri yöntemi kullanılarak kontrol edildi. Aynı zamanda YART planının doğrulanması için Kodak EDR2 filmlerinin kullanılabilirliği değerlendirildi.

YART planının dozimetrik doğruluğunun kontrolünde fantom uygunluğu da değerlendirilmelidir. Herhangi bir hedef volüm veya normal dokulardaki doz dağılımının ölçülmesinde ve TPS ile karşılaştırılmasında; dokular ile aynı radyolojik özelliklere sahip ve anatomik yapıya uygun fantomların kullanılması idealdir. Aynı zamanda bu fantomlar herhangi bir hedef veya normal doku içerisindeki doz dağılımını doğrulamaya yönelik aygıtların (iyon odası, TLD, film) kullanımına izin vermelidir. Webster G.J. ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada;⁽³³⁾ klinik ve dozimetrik açıdan önemli bölgelerde örneğin baş boyun bölgesinin YART'sinin klinik uygulanmasında ve geliştirilmesinde, mutlak doz ölçümü ve doz dağılımının doğrulanmasında fantomların önemi vurgulanmıştır. Bu tez çalışmasında kullanılan Alderson Rando fantom, insan anatomisine benzer dış konturu ve BT'de görüntülenebilir farklı yoğunluktaki iç yapılara sahip olması açısından hedef ve riskli organların ayırt edilebilmesine, gerçeğe en yakın konturlanmasına ve oluşturulan YART planının ideale yakın bir şekilde kontrolüne olanak sağlar.

Amerikan Radyoloji Fizik Merkezi, YART'nin planlanmasını ve uygulanmasını değerlendirmek amacıyla "anthropomorphic fantom" tasarlanmış ve YART uygulayan kliniklere göndermiştir. Bu fantomun tasarlanması sırasında, Amerikan Tıbbi Fizikçiler Derneği (American Association of Physicists in Medicine-AAPM) ve Amerikan Radyasyon Onkolojisi Derneği (American Society for Therapeutic Radiology and Oncology-ASTRO) 'nin YART programının uygulanabilmesi için hazırladığı ve YART ile ilgili bir seri risk tanımladığı rehber ilkeler⁽³⁴⁾ dikkate alınmıştır. Baş-boyun fantomu için hedef yapılar ve riskli organlar RTOG tarafından nazofarenks kanseri için tanımlanan protokole uygun olarak tasarlanmış ve bu fantoma yönelik 163 ışınlama yapılmıştır. G. Ibbott ve arkadaşlarının değerlendirmiş olduğu bu çalışmada; ışınlama sonuçlarının değerlendirilmesi sonucu primer hedef volüm bölgesinde hesaplanan doz ile ölçülen

doz arasında kabul edilebilir 3% lük doz değişimin ancak 115 ışınlamada görüldüğü, diğer 48 ışınlamanın başarısızlıkla sonuçlandığı film ve TLD ölçümleriyle gösterilmiştir. ⁽³⁵⁾

Childress ve arkadaşları, YART planının doğruluğu için Kodak EDR2 filmlerinin, kalibrasyon ve dozimetri işlemlerindeki doğruluğunu ve tekrarlanabilirliğini araştırmıştır. Öncelikle katı su fantomunda önceden kalibre edilmiş EDR2 filmlerini kullanarak tek bir alanın sonrasında da “Rexolite fantom” (doku heterojenitelerinin dikkate alınarak tasarlandığı bir fantom türü) kullanarak YART planının tamamının doğruluğunu değerlendirmiştir. EDR2 filminin OD değerlerinin doza dönüştürüldüğü kalibrasyon işleminden sonra bütün planının transvers düzlemde değerlendirilmesi sonucunda film ölçümleri ile iyon odası ölçümleri arasında 5%’lik bir rölatif fark gözlemlenmiştir. Ayrıca bu çalışmada dozimetrik değerlendirme öncesi filmlerin mutlaka kalibre edilmesi gerektiği ve bu kalibrasyon işleminin ışınlama ile aynı gün olması gerektiği vurgulanmıştır. Buna ek olarak EDR2 filmlerinin uzun süreli ışınlama sonrasında elde edilen OD değerlerinde doz düşüşü olabileceği bundan dolayı uzun süreli tedavilerin değerlendirilmesinde ölçülen rölatif dozda hesaplanan doza oranla yaklaşık 2%’lik bir düşüşü olabileceği belirtilmiştir. ⁽³⁶⁾ Bu tez çalışmasında TPS tarafından hesaplanan doz ile ölçülen rölatif doz arasında maksimum 3%’lük bir düşüşü gözlemlendi.

Olch ve arkadaşları tarafından yapılan ve 19 hastaya ait YART planlarının kalite kontrolünde Kodak XV ve Kodak EDR2 radyografik filmlerinin kullanımı ile ilgili çalışmada her iki filmde elde edilen ölçüm sonuçları iyon odası sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Buna göre ölçüm dozunda XV filmlerinde 4% ü aşan bir farklılık olmasına rağmen Kodak EDR2 filmlerinde bu fark 2% den daha az bulunmuştur. Ayrıca tekrarlanan ölçüm sonuçlarına göre dozdaki standart sapma her iki film için karşılaştırıldığında Kodak EDR2 filmi için 2% den az, XV filmi için ise yaklaşık 6% bulunmuştur. ⁽³⁷⁾ Bu tez çalışmasında da, TPS verileri ile film sonuçlarının karşılaştırılması sonucu, dozdaki değişimin (ΔD) -3.0% ile +2.5% aralığında olduğu gözlemlendi (Tablo 13, 14, 15). Film sonuçlarına göre; 30 günlük ışınlama süresince referans noktalara karşılık gelen dozlardaki günlük değişim değerlendirildiğinde, kendi aralarındaki standart sapmanın 0.5 ile 1.1 aralığında değiştiği bulundu (Tablo 5, 8, 11).

Bu konuyla ilgili yapılan benzer çalışmalarda, EDR2 filmleri için değişik derinliklerde ve saha boyutlarında yapılan ölçümler için filmin doz cevap farkının 4%’ten az olduğunu göstermiştir. ⁽³⁸⁾ Buna karşın XV filmleri için doz cevap değişiklikleri 16%’lara kadar çıkar. ^(39,40) Bu

dozimetrik ölçümler, YART doz dağılım ölçümlerinde Kodak EDR2 filmlerinin uyumlu olduğunu ve bu filmlere ait doz ölçüm aralığının daha yüksek olması açısından kalite kontrol uygulamalarında Kodak XV filmleriyle karşılaştırıldığında üstünlük sağladığını gösterir.⁽⁴¹⁾

Radyografik film dozimetrisi ile ilgili diğer bir problem de film banyo şartlarına (aygıt tipine, kimyasallara, işlem zamanına ve sıcaklığa) bağlı olarak filmin doz cevabının güçlü bir şekilde etkilenmesidir.⁽⁴²⁾ Ayrıca densitometre ve tarayıcı gibi okuma sistemlerinde oluşan hatalar da doz ölçümlerinde anlamlı hatalara neden olur.⁽⁴³⁾ V. Jacob ve arkadaşlarının yapmış olduğu ve film dozimetri yöntemini kullanarak YART planının doğrulanması için bir yöntem geliştirdikleri çalışmada, film tarayıcısının kalibrasyonu ve film işleme şartlarına bağlı olarak 2.5% bir fark elde etmişlerdir. Ayrıca bu çalışmada YART planının doğrulanması amacıyla kalibrasyon eğrisinin elde edilmesinde, farklı aç ve farklı derinliklerin kullanılması önerilmektedir.⁽⁴⁴⁾ Literatürdeki benzer çalışmalar dikkate alındığında, kalibrasyon eğrisinin elde edilmesinde farklı derinliklerin ve alan boyutlarının kullanılması sonuçlarının daha gerçeğe yakın olmasına katkıda bulunacaktır. Bu tez sırasında, literatürdeki YART planlarının doğruluğu için Kodak EDR2 filmlerinin kullanılabilirliği ve güvenilirliği ile ilgili çalışmalar dikkate alındı. Filmin işlem şartlarından kaynaklanan belirsizlikleri en aza indirmek için, filmlerin aynı paketten çıkmasına, ışınlama ile aynı gün banyo edilmesine, banyo ve karanlık oda koşullarına dikkat edildi. Ancak banyo şartlarından kaynaklanan hataları ortadan kaldırmak için banyo şartlarının gerek olmadığı filmlerin kullanılması ölçümden kaynaklanan hataları en aza indirmek için önerilebilir.

EDR2 filmlerinin YART doğrulamasında diğer filmlere göre daha uygun olduğu değişik çalışmalarla gösterilmiştir. N. Dogan ve arkadaşlarının YART planının kalite kontrolünü içeren çalışmalarında farklı alan boyutlarında, farklı derinliklerde ve farklı enerjilerde Kodak EDR2 filmi ile Kodak XV2 filminin doz cevabını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmaya göre değişen ışınlama koşullarına bağlı olarak film cevabında da anlamlı farklılıklar oluşmuştur. Sonuçta hesaplanan doz değerleri ile Kodak EDR2 filmleriyle ölçülen doz değerleri arasında XV2 filmlerine oranla daha iyi uyum görülmüştür.⁽⁴⁵⁾

B. Mijnheer' in yapmış olduğu YART alanlarının doğrulanmasında radyografik film kullanımının olanaklarını ve sınırlarını belirttiği çalışmasında; küçük sahalarda iyon odalarında ölçülen değerler ile filmde elde edilen değerler karşılaştırıldığında filmde aşırı cevap gözlenmiştir.

Çünkü filmlerin enerji bağımlılığı alan küçüldükçe etkisini artırır. Bu çalışmada özellikle küçük alanlarda penumbra bölgesindeki yüksek doz cevabına dikkat edilmesi gerektiği vurgulanmıştır. Karşılaştırmaların anlamlı olması için en küçük $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 'lik alanların seçilmesi önerilir. Bu tez çalışmasında en küçük $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 'lik alan kullanıldı. Ayrıca dozimetrik değerlendirme sırasında, film işleme sürecinden ve düşük enerjili fotonlara yüksek cevap vermesinden dolayı film cevabına dikkat edilmelidir. Buradan radyografik filmlerin, YART'nin dozimetrik verifikasyonunda özellikle farklı derinlikler ve farklı alan boyutları sözkonusu ise ⁽⁴⁶⁾ dikkatlice kullanılması gerektiği sonucu çıkmaktadır.

A. Sankar ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada⁽⁴⁷⁾ YART uygulamalarındaki doz dağılımını doğrulamak için Gafkromik EBT filmi ile Kodak EDR2 filmi karşılaştırılmıştır. Bu çalışma, YART gibi yüksek doz aralıklarının kalite kontrol ölçümlerinde Kodak EDR2 filmlerinin kullanılabilirliğini göstermiştir. YART alanları için Kodak EDR2 filmleri ile ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları arasında oldukça tutarlı sonuçlar bulunmuştur. Sonuçlar EBT filmleri ile benzer bulunmuştur.

Bu tez çalışmasında elde edilen TPS'ndeki dozimetrik sonuçlar, film dozimetri tekniği kullanılarak saptanan rölatif dozimetrik ölçümlerle karşılaştırıldığında sonuçlar literatürle uyumlu bulundu. Planlanan doz dağılımı ile ölçülen doz dağılımı arasında anlamlı bir farklılık saptanmadı. Ayrıca doku heterojenitesinin katkısını da hesaplamalara katmak için ARF kullanıldı. Bu doz doğrulama işlemlerinin gerçeğe uygunluğu açısından oldukça önemlidir. Kodak EDR2 radyografi filminin, YART uygulamalarında oldukça sık kullanıldığı ve uygun kalibrasyon koşulları altında oldukça güvenilir sonuçlar verdiği literatürdeki çalışmalarla da desteklenmektedir. Banyo işlemi gerektirmeyen, görünür ışığa duyarlı olmayan ve doku eşdeğeri olan RCF'ler doz ölçümlerindeki film işlem koşullarına bağlı hataları daha aza indirecektir. Ancak bu filmlerin oldukça pahalı olması rutin kullanımını sınırlamaktadır. Buna ek olarak bu çalışmadaki sonuçlar aynı zamanda TLD ölçümleri ile de desteklenebilir. Fakat ARF'un iyon odası yerleştirmeye uygun olmayan tasarımı iyon odası ile ölçüm almayı engellemektedir. Bu yüzden ARF üzerinde iyon odası ile mutlak nokta doz ölçümleri yapılamamaktadır. Bu özellik ARF'un en önemli dezavantajıdır.

8. SONUC

Hedef bölgede radyasyon dozunun çok yüksek, normal dokularda ise çok düşük olmasını sağlayan YART'de; yerel-bölgesel kontrolü arttırmak ve tedavi yan etkilerini azaltmak için belirlenen dozun doğrulukla uygulanması çok önemlidir. Bu nedenle uygulanan karmaşık planların her hastaya özgü ayrıntılı nitelik kontrol testleriyle doğrulanması gerekmektedir. YART'nin nitelik kontrolünde, uygulamadaki klinik dozları doğrulukla ölçebilen yüksek çözünürlükte ve her hastaya özgü dozimetri gereklidir. Kodak EDR2 radyografik film, klinik uygulamalardaki doz aralığında güvenle kullanılabilen ve bu aralıkta oldukça lineer doz cevabı olan bir film çeşitidir.

YART planının doğrulanması işlemi, hastaya ait görüntülerin elde edilmesiyle başlayan ve en son dozun verilmesine kadar olan süreci içermelidir. Bu kadar karmaşık bir tedavi planını kübik veya silindirik bir fantom üzerine aktararak doğruluğunu kontrol etmek tek başına yeterli değildir. Ancak tıpkı insan vücuduna benzer dış kontura, homojen olmayan anatomik yapılara sahip bir fantom bize tedavi planının ayrıntılı değerlendirmesini sağlayacaktır.⁽⁴⁸⁾ YART tekniğinin nitelik kontrolünde; kliniklerin yapısına uygun protokollerin hazırlanması ve doku heterojenitesinin de dikkate alındığı fantomlarda⁽⁴⁹⁾ ölçülen doz dağılımının, TPS ile hesaplanan doz dağılımı ile karşılaştırılması gereklidir. YART'nin nitelik kontrolünde film dozimetre yöntemi doz dağılımının rölatif değerlendirilmesi açısından son derece önemli bir dozimetre yöntemidir. İki boyutlu doz dağılımının değerlendirilmesinde Kodak EDR2 filmlerinin kullanılması güvenilirdir.

Film dozimetri yönteminin yanısıra sonuçların güvenilirliğini doğrulamak için iyon odası veya diyod dedektörlerin kullanıldığı dozimetre yöntemleri mutlaka nitelik kontrol aşamasında kullanılmalı ve sonuçlar TPS ile karşılaştırılmalıdır. Ayrıca film dozimetri yöntemine alternatif veya birlikte kullanılacak, emek ve zaman tasarrufu sağlayan elektronik portal görüntüleme sistemi ile yapılan dozimetri testleri de kullanılabilir. YART'nin niteliği; planlama sisteminin doz hesaplama algoritmasına, tedavi aygıtının mekanik özelliklerine (MLC hareketleri gibi), dozimetrik doğrulama işlemlerine ve klinik deneyime bağlıdır. Her kliniğin şartlarına uygun bir nitelik güvenilirliği protokolü hazırlanıp kabul kriterleri oluşturulmalıdır.

Nazofarenks kanserinin tedavisinde, YART tekniği uygulanarak elde edilen TPS'deki doz dağılımlının, film dozimetri yöntemi kullanılarak elde edilen rölatif ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırıldığı bu çalışmada film sonuçları ile TPS verileri arasındaki doz değişimin kabul edilebilir aralıkta olduğu gözlemlendi. ARF kullanılarak yapılan bu çalışmada doku heterojenitesinin etkisi de dikkate alındı. Elde edilen verilere göre Kodak EDR2 film ışınlamaları ve TPS ile elde edilen doz profillerindeki değişim miktarları hem birbirleriyle hem de literatürdeki benzer çalışmaların sonuçlarıyla uyumlu bulundu. Planlanan doz dağılımı ile ölçülen doz dağılımı arasında anlamlı bir farklılık saptanmadı. Film sonuçları ile TPS verileri arasındaki kabul edilebilir maksimum 3%'lük doz değişimini oluşturan nedenler arasında; MLC pozisyonlarının günlük değişimi, set-up koşullarındaki günlük küçük farklılıklar, MLC kalınlığının 1 cm olması ve film değerlendirme süreci gibi faktörler düşünülebilir.

9. KAYNAKLAR

- 1) Kutcher GJ, Fuks Z, Brenner H, et al. Three-dimensional photon treatment planning for carcinoma of nasopharynx. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21:169-182.
- 2) Leibel SA, Kutcher GJ, Harrison LB, et al. Improved dose distributions for 3D conformal boost treatments in carcinoma of the nasopharynx. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991; 20:823-833.
- 3) Cheng SH, Jian JJ, Tsai SY. Prognostic features and treatment outcome in locoregionally advanced nasopharyngeal carcinoma following concurrent chemotherapy and radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:755-62.
- 4) Sanguineti G, Geara FB, Garden AS, et al. Carcinoma of the nasopharynx treated by radiotherapy alone determinants of local and regional control. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;38:705-12.
- 5) Verhey LJ. 3-D conformal therapy using beam intensity modulation. *Front Radiat Ther Oncol* 1996; 29:139-155.
- 6) Braaksma MM, Wijers OB, Van Sornsen de Koste JR, et al. Optimisation of conformal radiation therapy by intensity modulation: cancer of the larynx and salivary gland function. *Radiother Oncol* 2003;66:291-302.
- 7) Chao KS, Majhail N, Huang CJ, et al. Intensity-modulated radiation therapy reduces late salivary toxicity without compromising tumor control in patients with oropharyngeal carcinoma: a comparison with conventional techniques. *Radiother Oncol* 2001;61:275-280.
- 8) Low DA, Mutic S, Dempsey JF, et al. Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. *Radiother. Oncol.* 1998;49(3):305-316 .
- 9) Verellen D, Linthout N, van den Berge D, et al. Initial experience with intensity-modulated conformal radiation therapy for treatment of head and neck region. *Int. J. Radiat. Oncol Biol Phys* 1997;39(1):99-114.
- 10) Burch SE, Kearfott KJ, Trueblood JH, et al. A new approach to film dosimetry for high energy photon beam: Lateral scatter filtering. *Med. Phys.* 1997;24(5): 775-783.
- 11) Yeo IJ, Wang CK, Burch SE. A filtration method for improving film dosimetry in photon radiation therapy. *Med. Phys.* 1997;24:1943-1953.
- 12) www.kodak.com/go/oncology

- 13) Report of the IMRT Collaborative Working Group: *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51:880-914.
- 14) Brahme A: Optimization of conformation and general moving beam radiation therapy techniques. *Use Comput Radiat Ther (9th ICRR)* 1987:227-234.
- 15) Bortfeld T, Burkelbach J, Boesecke R, Schlegel W: Methods of image reconstruction from projection applied to conformation radiotherapy. *PMB* 1990;35:1423-1434.
- 16) Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT; Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Medical Physics*. August 2003;30(8):2089-115.
- 17) White DR, Martin RJ, Darlison R. Epoxy resin based tissue substitutes. *Br J Radiol* 1977;50:814.
- 18) Constantinou C, Attix FH, Paliwal BR. A solid phantom material for radiation therapy x-ray and γ -ray beam calibration. *Med Phys* 1982;9:436.
- 19) International Commission on Radiation Units and Measurements. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. Report No. 44. Bethesda, MD: ICRU, 1989.
- 20) Radiology Support Devices Inc.; Instructions for assembly of the art-phantom; April, 1990.
- 21) Khan Faiz M. *The Physics of Radiation Therapy*. Third Edition, Philadelphia, Lippincott Williams&Wilkins, 2003;252-259.
- 22) Niroomand A, Blackwell CR, Coursey BM, et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med. Phys.* 2005;32:2245-53.
- 23) McLaughlin WL, Humphreys JC, Hocken D, et al. Radiochromic dosimetry for validation and commissioning of industrial radiation process. *Progress in Radiation Processing: Proceedings of the Sixth International Meeting, Ottawa, 1987. Radiat. Phys. Chem.* 1988;31:529-36.
- 24) Chu RDH; Van Dyke G, Lewis DF, et al. Gaf-chromic dosimetry media: A new high dose rate thin film routine dosimeter and dose mapping tool. *Radiat. Phys. Chem.* 1990;35:767-73.
- 25) Tsao STC, Duskworth T, Zhang C, et al. Dose response characteristics of new models of Gafchromic film: Dependence on densitometer light source and radiation energy. *Med. Phys.* 2004;31:2501-8.

- 26) Meigooni AS, Sanders MF, Ibbott GS, et al. Dosimetry characteristics of an improved radiochromic film. *Med. Phys.* 1996;23:1883-8.
- 27) Mishra V, Williamson JF, Li Z, et al. Dosimetry characteristics of an improved radiochromic film. *Med. Phys.* 1996;23:1883-8.
- 28) Zhu Y, Williamson JF, Meigooni AS, et.al. Quantitative radiochromic film dosimetry. *Med. Phys* 1995;22:995.
- 29) www.ptw.de (Agustos 2008)
- 30) International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1993.
- 31) International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1999.
- 32) <http://www.rtog.org/hnatlas/main.html>
- 33) Webster GJ, Hardy MJ, Rowbottom CG, et al. Design and implementation of a head and neck phantom for system audit and verification of intensity modulated radiation therapy; *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2008 Apr. 16;9(2):2740.
- 34) Intensity modulated radiation therapy collaborative working group. Intensity-modulated radiotherapy: Current status and issues of interest. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2001;51(4):880-914.
- 35) Ibbott G, Molineu A, Followill DS. Independent evaluations of IMRT through the use of an anthropomorphic phantom. *Tecnology in cancer research and treatment*, October 2006, Volume 5, Number 5.
- 36) Childress NL, Salehpour M, Dong L, et al. Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications. *Med Phys.* 2005;32(2):539-48.
- 37) Olch AJ. Dosimetric performance of an enhanced dose range radiographic film for intensity modulated radiation therapy quality assurance. *Med Phys.* 2002 Sep;29(9):2159-68.
- 38) Eathappan J, Mutic S, Harms WB, et al. Dosimetry of therapeutic photon beams using an extended dose range film. *Med. Phys.* 2002;29:2438-45.
- 39) Williamson JF, Khan FM, Sharma SC. Film dosimetry of megavoltage photon beam: A practical method of isodensity-to-isodose curve conversion. *Med. Phys.* 1981;8:94-8.

- 40) Danciu C, Proimos BS, Rosenwald JC, et al. Variation of sensitometric curves of radiographic film in high energy photon beams. *Med. Phys.* 2001;28:966-74.
- 41) Zhu XR, Jursinic PA, Grimm DF, et al. Evaluation of Kodak EDR2 film for dose verification of intensity modulated radiation therapy delivered by a static multileaf collimator. *Med. Phys.* 2002;29:1687-92.
- 42) Papatheodorou S, Rosenwald JC, Zefkili S, et al. Dose calculation and verification of intensity modulation generated by dynamic multileaf collimators. *Med. Phys.* 2000;27:960-71.
- 43) Mersseman B, Wagter CD. Characteristics of a commercially available film digitizers and their significance for film dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 1998;43:1803-12.
- 44) Jacob V, Kneschaurek P. A method for improved verification of entire IMRT plans by film dosimetry. *Strahlenther Onkol* 2009;185:34-40.
- 45) Dogan N, Leybovich LB, Sethi A. Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 films for verification of intensity modulated radiation therapy. *Phys. Med. Biol.* 2002; 47: 4121-4130.
- 46) Mijnheer B. Possibilities and limitations of the use of radiographic film for the verification of IMRT fields. *Journal of The European Society for therapeutic radiology and oncology.* Vol. 61;Page S3.
- 47) Sankar A, Ayyangar Komanduri M, Mothilal Nehru R, et al. EBT film for intensity-modulated radiation therapy dose distribution verification. *Medical Dosimetry*, 2006;Vol. 31, No. 4, pp. 273-282.
- 48) Molineu A, Followill D, Balter P et al. Design and implementation of an anthropomorphic quality assurance phantom for intensity-modulated radiation therapy oncology group. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2005;63:577-583.
- 49) Low DA, Gerber RL, Mutic S et al. Phantoms for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. *Int J. Radiat. Oncol. Biol. Phys* 1998 March;15;40(5):1231-5.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK VE LABORATUVAR ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

Tarih ve Sayı: 30.01.2009/48

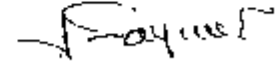
Prof. Dr. Arzu SAYINER
Prof. Dr. İsmail AKIN
Prof. Dr. Mustafa SÜÇÜ
Doç. Dr. M. Hakan ÖZDEMİR
Doç. Dr. Vesile ÖZLÜRK
Doç. Dr. Murat DÜMAN
Doç. Dr. Güven ASLAN
Doç. Dr. Servet AKAR
Yardı. Doç. Dr. Murat ÖRMEZ
Öz. Gör. Uzm. Dr. Ahmet Can BİLGEN
Asst. KARSLI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA,

Etik Kurulumuzun 29 Ocak 2009 tarih ve 22/02/2009 no.lu toplantısında; 39/2008 Protokol numaralı Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü Öğretim Üyelerinden Prof. Dr. Münir KINAY'ın proje yöneticisi, Şeyda KINAY'ın sorumlusu olduğu "Nazofarenks tümörlerinin tedavisinde uygulanan yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART, intensity modulated radiotherapy-IMRT) tedavi tekniği kullanılarak oluşturulan tedavi planlama sistemindeki dozimetrik sonuçların (TPS) Alderson Kando fantomda, film dozimetre tekniği kullanılarak elde edilen rölatif dozimetrik ölçümlerle karşılaştırılması" isimli projede; çalışmaya katılmanın "Yoğunluk ayarlı radyoterapi tedavi tekniği kullanılarak tedavi edilen nazofarenks kanserlerinde oluşan doz dağılımının değerlendirilmesi" olarak değiştirilmesi uygun bulunmuştur.

Katılımların oy birliği ile karar verilmiştir.

Bu bilgileri ve gereğini arz ederim.



Prof. Dr. A. Arzu SAYINER
Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları
Etik Kurul Başkanı

Etik Kurul Sekreteri
Dilece İÇİ

Tel: 0232 412 22 54