

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BAŞ-BOYUN KANSERİ TEDAVİSİNDE YOĞUNLUK AYARLI
RADYOTERAPİ TEKNİĞİNE CANLI ORTAM DOZ ÖLÇÜMÜNÜN KATKISI**

Sevda SELEK

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

2013

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BAŞ-BOYUN KANSERİ TEDAVİSİNDE YOĞUNLUK AYARLI
RADYOTERAPİ TEKNİĞİNE CANLI ORTAM DOZ ÖLÇÜMÜNÜN KATKISI**

Sevda SELEK

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

Bu tez/..../2013 tarihinde aşağıdaki jüri Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL
Prof. Dr. Nuri ÜNAL
Prof. Dr. Mine GENÇ

ÖZET

BAŞ-BOYUN KANSERİ TEDAVİSİNDE YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİĞİNE CANLI ORTAM DOZ ÖLÇÜMÜNÜN KATKISI

Sevda SELEK

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Mayıs 2013, 129 sayfa

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği kullanılarak Elekta marka Precise model tedavi planlama sisteminde insan eşdeğeri yapı modeli (Rando Fantom) için nazofarenks kanseri tedavi planı oluşturulmuştur. Canlı ortam (in-vivo) doz ölçümlerinin YART tekniğinde yapılabilirliğinin ve tedavinin kalite kontrolüne katkısının insan benzeri yapı modeli kullanarak irdelenmesi amaçlanmıştır.

General Electric (GE) marka Light Speed RT model bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı ile insan eşdeğeri yapı modelinde BT görüntüleri elde edilerek YART planı için gerekli hedef ve riskli organlar BT görüntülerine çizdirildi. Tedavi planlama sisteminde 6MV enerji ile YART planı oluşturulup radyasyon dozunun değerlendirilmeleri yapıldıktan sonra dozimetri için uygun konumlar tespit edildi. Tedavi hacmi içinde ve dışında belirlenen noktalarda uygun dozimetre türü seçildi. Kullanılan termolüminesans ve yarı iletken dozimetrelerin kalibrasyonu yapıldı. Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı tedavi cihazı kullanıp YART planı insan eşdeğeri yapı modeline uygulandı. Dozimetrik ölçümler her bir tür dozimetre için yapılarak doz verileri elde edildi. Radyasyon doz verileri tedavi planlama sistemiyle hesaplanarak elde edilen veriler ile karşılaştırıldı. Canlı ortam doz ölçümü için Planlanan Hedef Hacim (PTV) ve risk organı açısından uygun konumlar tespit edilip doz ölçümleri kabul edilebilecek seviyede olduğu görüldü.

Tez kapsamındaki dozimetrik çalışmalar Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda (AD) yürütülmüştür.

ANAHTAR KELİMELER: Termolüminesans Dozimetre, Yarıiletken Dozimetre, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Canlı Ortam Doz Ölçümü, Tedavi Kalite Kontrolü.

JÜRİ: Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL (Danışman)

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Prof. Dr. Mine GENÇ

ABSTRACT

CONTRIBUTION OF IN-VIVO DOSE MEASUREMENT ON INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY TECHNIQUE IN HEAD AND NECK CANCER TREATMENT

Sevda SELEK

MSc Thesis in Physics

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

May 2013, 129 pages

Nasopharyngeal cancer treatment plan was established for the human equivalent build model (Rando Phantom) by using the technique of Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) with Elekta Precise treatment planning system. The feasibility of in-vivo dose measurements in IMRT technique and contribution to the quality control of treatment were studied using a model of human-like structure.

CT images of the human equivalent structural model were obtained with General Electric (GE) brand Light Speed RT model computed tomography (CT) device. Then target and organs at risk were drawn manually on CT images for IMRT plan. Following the establishment of IMRT plan in treatment planning system with 6MV energy and evaluation of radiation doses, suitable locations were determined for dosimeter. Dosimeter type was chosen in accordance with designated points inside and outside of the treatment volume. Calibrations of thermoluminescence and semiconductor dosimeters used in the measurements were performed. IMRT plan was applied to the human equivalent build model by utilizing Elekta brand Synergy model linear accelerator treatment device. Dosimetric measurements were performed for each dosimetry types and dose data were acquired. Radiation dose data were compared with the calculated data acquired from the treatment planning system. For in-vivo dosimetry appropriate positions for Planning Target Volume (PTV) and organ at risk were identified and dose measurements were found to be at acceptable levels.

Dosimetric studies within the scope of the thesis were carried out at the Akdeniz University School of Medicine Department of Radiation Oncology.

KEYWORDS: Thermoluminescence Dosimetry, Semiconductor dosimeter, in-vivo Dose Measurement, Treatment Quality Control.

COMMITTEE: Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL (Supervisor)
Prof. Dr. Nuri ÜNAL
Prof. Dr. Mine GENÇ

ÖNSÖZ

Baş-boyun kanseri için Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi planının, insan eşdeğeri yapı modeline (Rando Fantom) uygulanarak canlı ortam (in vivo) doz ölçümlerinin hastalarda yapılabilirliği ve tedavinin kalite kontrolüne katkısının irdelenmesini amaçlayan bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda yapıldı.

Çalışmalarım sırasında bilgi ve tecrübeleriyle beni yönlendiren, sabırla her türlü desteği veren danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e sonsuz saygı, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışmayı destekleyerek araştırma olanağı sağlayan Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'na teşekkür ederim.

Prof. Dr. Mine GENÇ'e, çalışma süresince yardımlarını esirgemeyen Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD çalışanlarına ve yüksek lisans arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Ölçümlerim sırasında yardımları ile beni destekleyen arkadaşım Gülşah KOCA'ya ve manevi desteğini hiç eksik etmeyen değerli arkadaşım Semra GÜRTAŞ'a teşekkür ederim.

Hayatımın her anında olduğu gibi bu tez çalışmam sırasında da yanımda olan annem Saniye SELEK ve babam M. Gürsel SELEK'e, en iyi arkadaşım canım kardeşim Esra SELEK'e ve desteğiyle bana her zaman güç veren, hayatıma anlam katan nişanlım Abdullah ÇOBAN'a en içten dileklerle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xvi
1.GİRİŞ.....	1
2.KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI.....	3
2.1.Radyasyon.....	3
2.1.1.Radyasyon doz birimleri.....	4
2.1.2.Doz hesaplamada matematiksel yöntemler.....	6
2.1.2.1. Soğrulan Doz Ölçüm Yöntemi.....	6
2.1.2.2. Rölatif Doz Ölçüm Yöntemi.....	10
2.1.3.Doz ölçümü ve cihazları.....	17
2.1.3.1. İyon odası ve elektrometre.....	17
2.1.3.2. İki boyutlu doz ölçüm araçları.....	18
2.1.3.3. Fantomlar.....	21
2.1.3.4. Termoluminesans dozimetreler (TLD).....	22
2.1.3.5. Yarıiletken dozimetreler.....	25
2.2.Radyoterapi.....	27
2.2.1.Radyoterapinin amacı.....	28
2.2.2.Radyoterapide kullanılan hacim kavramları.....	29
2.2.3.Tedavi teknikleri.....	30
2.2.4.Radyoterapi süreci.....	31
2.3.Simülatör Cihazları ve Sabitleme Araçları.....	31
2.3.1.Konvensiyonel simülatör cihazları.....	32
2.3.2.Bilgisayarlı tomografi cihazları (BT).....	34
2.3.3. Konturlama (yapı ve organ çizimi) ve sanal simülasyon.....	35
2.4.Tedavi Planlama Sistemi.....	36
2.4.1.Tedavi planı düzenlenmesi.....	36
2.4.2.Doz dağılımı ve değerlendirilmesi.....	38
2.5.Eksternal Tedavi Cihazları.....	40
2.5.1. Kobalt-60 (Co-60) teleterapi cihazları.....	40
2.5.2. Lineer hızlandırıcılar.....	42
2.6.Eksternal Radyoterapi Teknikleri.....	45
2.6.1.Konformal (geleneksel) radyoterapi.....	45
2.6.2.Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART).....	46
2.6.2.1. Statik çok yapraklı kolimatör tekniği.....	48
2.6.2.2. Dinamik çok yapraklı kolimatör tekniği.....	48
2.7.Nazofarenks Kanserinde Radyoterapinin Yeri.....	49
2.7.1.Nazofarenks anatomisi.....	49
2.7.2.Nazofarenks kanseri ve tedavisi.....	49
2.7.3. Nazofarenks radyoterapi tekniği ve dozu.....	50

2.8.Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Tedavi Planlama Süreci	54
2.8.1.Hasta sabitlemesi ve bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin alınması	54
2.8.2.Hedef hacim ve kritik yapıların belirlenmesi	55
2.8.3.YART tedavi planlaması ve optimizasyonu	56
2.9.Radyoterapide Kalite Güvencesi (QA)	57
2.9.1.Tedavi cihazı, tedavi planlama sistemi vs. cihaz ve sistemlerin kalite kontrolü	59
2.9.2. Bilgi transferi doğrulaması	59
2.9.3. Bağımsız monitor unit (MU) doğrulama	59
2.9.4. Tedavi öncesi doz ölçümleri	60
2.9.4.1. Noktasal ve düzlemsel dozimetri	60
2.9.4.2. Gama faktör değerlendirmesi	61
2.10. Canlı Ortam (in vivo) Dozimetri ve Araçları	61
2.10.1. Termoluminesans dozimetre (TLD)	63
2.10.2. Yarıiletken dozimetre	63
2.11. Hastada Canlı Ortam (in vivo) Dozimetri Kontrolleri	64
3. MATERYAL ve METOT	65
3.1. Materyal	65
3.1.1. GE LightSpeed™ RT bilgisayarlı tomografi ve sabitleme araçları	65
3.1.2. Elekta Precise tedavi planlama sistemi	65
3.1.3. Theratron 1000E ⁶⁰ Co cihazı	66
3.1.4. Elekta Platform lineer hızlandırıcı cihazı	66
3.1.5. IBA iyon odası ve elektrometre	67
3.1.6. RW3 ve rando fantom	68
3.1.7. IBA MatriXX iki boyutlu doz kontrol sistemi	70
3.1.8. RADOS 2000RT sistemi ve LiF-100 TLD	71
3.1.9. IBA canlı ortam diyot dozimetre sistemi	73
3.2. Metot	74
3.2.1. Rando fantomun simülasyonu	74
3.2.1.1. Sabitleme	74
3.2.1.2. Bilgisayarlı tomografi çekimi	74
3.2.2. BT görüntülerinin konturlanması	75
3.2.3. Bilgisayarlı tedavi planlaması	75
3.2.4. Tedavi planının kalite kontrolü	81
3.2.4.1. Nokta doz kontrolü	81
3.2.4.2. İki boyutlu doz kontrolü	82
3.2.5. TLD kalibrasyonu ve gruplanması	82
3.2.6. TLD'lerin rando fantomda yerleştirilmesi	84
3.2.7. Yarıiletken diyotların kalibrasyonu	86
3.2.8. Yarıiletken diyodun rando fantomda yerleştirilmesi	86
3.2.9. Lineer hızlandırıcıda YART planları uygulamasının ölçümleri	87
3.2.9.1. TLD	87
3.2.9.2. IDF-thin diyot	88
3.2.10. Hata hesabı	89
4. BULGULAR	90

4.1. Tedavi Planının Değerlendirilmesi	90
4.2. Tedavi Planının Kalite Kontrolü	91
4.2.1. Nokta doz kontrolü	91
4.2.2. İki boyutlu doz kontrolü	91
4.3. TPS’de Hesaplanan Nokta Doz Sonuçları	93
4.4. Canlı Ortam TLD ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları	94
4.5. Canlı Ortam Diyot ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları	95
5. TARTIŞMA	96
6. SONUÇ	103
7. KAYNAKLAR	105
ÖZGEÇMİŐ	

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

A	Amper
Bq	Becquerel
cGy	Santi Gray
Ci	Curie
eV	Elektron Volt
Gy	Gray
H	Hounsfield
HU	Hounsfield Units
MeV	Mega Elektron Volt
KV	Kilo Volt
KeV	Kilo Elektron Volt
MV	Mega Volt
P	Basınç
R	Röntgen
Rad	Soğurulan Dozun Birimi
Rem	Eşdeğer Doz
Sv	Sievert
T	Sıcaklık
μ	Kesit Görüntüleri Azalım Katsayısı

Kısaltmalar

AAPM	American Association Of Physicists İn Medicine
BEV	Işın Gözü Görüntüsü (Beam's Eye View)

BSF	Geri Saçılma Faktörü (Back Scatter Factor)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CTV	Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume)
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör (Multi Leaf Colimator, MLC)
DC	Doğru Akım
DD	Doz Farkı (Dose Difference)
D_{hava}	Doz Havada
Dmaks	Dozun Maksimum Olduğu Derinlik
DICOM	Tıpta Sayısal Görüntüleme Ve İletişim (Digital Imaging and Communications in Medicine)
DTA	Doz Mesafe Uyumu (Distance to Agreement)
DVH	Doz Hacim Grafikleri (Dose Volume Histogram)
DRR	Yeniden Yapılandırılmış Dijital Görüntü (Digitally Reconstructed Radiograph)
EPG	Elektronik Portal Görüntüleme
EPID	Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (Electronic Portal Imaging Device)
ESTRO	European Society for Radiotherapy and Oncology
GTV	Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume)
HVL	Yarı Değer Kalınlığı (Half Value Layer)
ICRU	Uluslararası Radyasyon Ve Ölçümleri Komisyonu (International Commission On Radiation Units And Measurements)
IEAE	International Atomic Energy Agency
ImPACT	Imaging Performance Assessment Of Computed Tomography
IV	Işınlanan Hacim (Irradiated Volume)
KERMA	Kütle başına serbest bırakılan kinetik enerji
MOSFET	Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor

MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	Monitör Birim (Monitor Unit)
NACP	Nordic Association Of Clinical Physics
OAR	Risk Altındaki Organ (Organ At Risk)
PET	Pozitron emisyon tomografi (Positron emission tomography)
PMT	Foto Çoğaltıcı Tüp
PRV	Planlanan Risk Organ Hacmi (Planning Organ At Risk Volume)
PTV	Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)
REV	Oda Gözü Görüntüsü (Room's Eye View)
RT	Radyoterapi
SI	Uluslararası Birim Sistemi (System International d'Unites,)
SM	Set-Up Sınırı (Set-Up Margin)
SMR	Maksimum Derinliğe Göre Saçılma Oranı (Scatter Maximum Ratio)
SSD	Kaynak-Cilt Mesafesi (Source-Skin Distance)
TNM	Evreleme
TAR	Doku Hava Oranı
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans Dozimetre
TMR	Doku Maksimum Oranı
TPR	Doku Fantom Oranı (Tissue Phantom Ratio)
SAR	Hava Saçılma Oranı (Scatter Air Ratio)
SCF	Supraklavikular Alan (Supraclavicular Field)
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TV	Tedavi Hacmi (Treated Volume)
QA	Kalite Güvence (Quality Assurance)

QC	Kalite Kontrol (Quality Control)
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
%DD	Derin Doz Yüzdesi
3BKRT	Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
3D	Üç Boyut

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum	3
Şekil 2.2. İyonize ve iyonize olmayan radyasyonun sınıflandırılması	5
Şekil 2.3. S_c ve S_{cp} ölçüm düzeneği	10
Şekil 2.4. Derin Doz	11
Şekil 2.5. Farklı enerjideki foton demetleri için merkezi eksen derin doz dağılımları ..	11
Şekil 2.6. 6MV foton enerjisi için %DD'un derinlik ve alan boyutuna bağlı değişimi..	12
Şekil 2.7. Yüzde derin dozun enerji, alan, SSD ve derinlikle değişimi	12
Şekil 2.8. TAR ölçüm düzeneği	13
Şekil 2.9. BSF ölçüm düzeneği	13
Şekil 2.10. TMR ölçüm düzeneği	14
Şekil 2.11. TPR ölçüm düzeneği	14
Şekil 2.12. Doz profili ölçüm düzeneği	15
Şekil 2.13. Doz Profili	15
Şekil 2.14. Bir alan boyutu için 6MV ve 18MV foton enerjilerinin izodoz dağılımı	16
Şekil 2.15. Farmer tipi (0,6cc hacme sahip) iyon odasının temel tasarımı ve PTCFE yalıtkanı	17
Şekil 2.16. Negatif geri beslemeli işlemsel yükselteçli elektrometrenin şeması	18
Şekil 2.17. Ticari olarak mevcut olan 2 boyutlu dedektör dizilerinin şematik gösterimi.	19
Şekil 2.18. Gama faktörü	20
Şekil 2.19. a) Katı su fantomu ve b) Rando Fantom	21
Şekil 2.20. Fosforesans ve limünesans maddelerde uyarılma enerji seviyeleri	22
Şekil 2.21. TLD okuyucu sistem şeması	22
Şekil 2.22. TLD-100 kristalinin $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ kaynakla ışınlanması sonucu elde edilen parlayış eğrisi (Glow curve)	23

Şekil 2.23. LiF ve CaF ₂ : Mn kristalleri için enerji duyarlılığı	24
Şekil 2.24. Radyasyon dedektörü olarak kullanılan p tipi yarı iletken diyotun şekli	25
Şekil 2.25. Radyoterapide kullanılan hacim kavramları	29
Şekil 2.26. Radyoterapi süreci	30
Şekil 2.27. Baş-boyun kanseri hastalarının sabitlemesinde kullanılan termoplastik maske ve türleri	31
Şekil 2.28. Bir radyoterapi simülatörünün ana bileşenleri	32
Şekil 2.29. Bir baş-boyun hastasının sol lateral simülasyon radyografi	33
Şekil 2.30. BT cihazı ve akciğer kesit görüntüsü	34
Şekil 2.31. Soğurma katsayılarından oluşan kesit görüntüleri, HU değerlerine çevrilen katsayılar	34
Şekil 2.32. Bir BT kesitinde baş-boyun kanseri hastasının PTV ve riskli organlarının konturlaması	35
Şekil 2.33. Bir baş-boyun kanseri tedavi planının BEV ve REV görüntüleri	36
Şekil 2.34. Bir baş-boyun kanseri tedavi planının 2 boyutlu doz değerlendirilmesi	37
Şekil 2.35. a) Diferansiyel DVH ve b) Kümülatif DVH örnekleri	37
Şekil 2.36. Örnek bir doz-hacim histogramı hesaplaması	38
Şekil 2.37. Diferansiyel doz hacim histogramı	38
Şekil 2.38. Kümülatif doz hacim histogramı	39
Şekil 2.39. Co ⁶⁰ bozunum şeması	40
Şekil 2.40. Kobalt-60 tedavi cihazının bileşenleri	41
Şekil 2.41. Bir medikal lineer hızlandırıcının temel bileşenleri ve çalışma mekanizması	42
Şekil 2.42. Gantri'nin içyapısı. A: X-ışını tedavisi, B: Elektron tedavisi	43
Şekil 2.43. Çok yapraklı kolimatör	44
Şekil 2.44. Yoğunluk ayarlı bir demet ve demet yoğunluğunun matrix'i	46

Şekil 2.45. Dur ve ışınla tekniğinin şematik gösterimi	47
Şekil 2.46. Kayan pencere tekniğinin şematik gösterimi	48
Şekil 2.47. Nazofarenksin Anatomik Yapısı	48
Şekil 2.48. Nazofarenks kanserinin konvansiyonel radyoterapisinde sağ lateral alanın ve anterior SCF alanının simülasyon filmleri	51
Şekil 2.49. Baş-boyun kanseri hastalarının sabitlemesinde kullanılan araçlar. A: Plastik baş yastığı, B: Isırma bloğu sabitlemesi, C: Termoplastik maske	53
Şekil 2.50. A: Hastanın BT cihazında termoplastik baş-boyun maskesi ile sabitlenmesi, B: Lazerler ile hasta cildinin kesişim noktasının işaretlenmesi	54
Şekil 2.51. Bir BT kesitinde baş-boyun kanseri hastasının PTV ve riskli organlarının konturları	55
Şekil 2.52. Bir baş-boyun tedavi planında 80° gantri açısındaki alan için TPS'nin oluşturduğu segmentler	55
Şekil 3.1. GE LightSpeed™ RT Marka Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	63
Şekil 3.2. Elekta Marka Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı	65
Şekil 3.3. IBA marka FC65P model iyon odası ve DOSE 1 model elektrometre	65
Şekil 3.4. RW3 katı su fantomları ve adaptör plakalar	67
Şekil 3.5. Rando Fantom	68
Şekil 3.6. IBA marka I'mRT MatriXX	69
Şekil 3.7. A:TLD fırın tepsisi, TLD ve kaset B:TLD'lerin metal tepsiye yerleştirilmesi C:RADOS 2000 TLD okuyucu D:PTW-TLDO Termoluminesans dozimetre fırını	70
Şekil 3.8. A: IBA marka IDF-thin model dedektör B: Dedektörün yön bağımlılığı	72

Şekil 3.9. A:Rando fantomun supin pozisyonda BT çekimi, B:Rando fantomun BT’de tarama bölgesi görüntüsü	73
Şekil 3.10. Rando fantomun bir BT aksiyal görüntüsünde PTV50 ve riskli yapıların konturları.....	74
Şekil 3.11. Hedef hacim ve normal dokular için maksimum, minimum, ortalama dozlar, limit hacimler ve dokuların planlamadaki önceliklerinin (priority) yazıldığı YART optimizasyon programı	75
Şekil 3.12. Faz I için 200°, 240°, 280° ve 320° gantri açılarındaki alanların segmentleri	76
Şekil 3.13. Nokta doz ölçümü için QA planının görüntüsü	77
Şekil 3.14. Düzlemsel kalite kontrol doz ölçümü için QA planının görüntüsü	78
Şekil 3.15. PTV50, PTV60 ve PTV70 QA planlarının IMPACT yazılım sistemindeki görüntüsü	79
Şekil 3.16. YART planın iki boyutlu doz kontrolü için ölçüm düzeneği	80
Şekil 3.17. Çalışmada kullanılması planlanan TLD’lerin gruplama işlemleri için lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV foton enerjisinde ışınlanma düzeneği	81
Şekil 3.18. TLD kalibrasyon işlemleri için ışınlanma düzeneği	82
Şekil 3.19. Kalibrasyon işlemleri için ayrılmış olan TLD’lerin doz cevap eğrisi	82
Şekil 3.20. TLD’lerin Rando fantom içine yerleştirilmesi	84
Şekil 3.21. TLD’lerin Rando fantom içine yerleştirilmesi	84
Şekil 3.22. Nazofarenks doz ölçümü için IDF-thin diyodun Rando fantom içine yerleştirilmesi	85
Şekil 3.23. TLD’lerin yerleştirildiği Rando fantomu lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanma düzeneği	86

Şekil 3.24. Diyodun yerleştirildiği Rando fantomu lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanma düzeneği ve diyot doz ölçüm ekranı	87
Şekil 3.25. Diyot ile Rando fantomda iç kontus ve ağız boşluğu dozu ölçüm düzenekleri	87
Şekil 3.26. Diyot ile Rando fantomda sol kulak ve troid dozu ölçüm düzenekleri	88
Şekil 4.1. Nazofarenks kanseri için 3 fazda oluşturularak 70 Gy doz verilen YART tedavi planının DVH'i	89
Şekil 4.2. Nazofarenks kanseri için oluşturulan YART tedavi planlarında Faz I, II ve III için ayrı ayrı planların doz dağılım görüntüsü	90
Şekil 4.3. PTV50 için gama faktörü değerlendirmesi	91
Şekil 4.4. PTV60 için gama faktörü değerlendirmesi	91
Şekil 4.5. PTV70 için gama faktörü değerlendirmesi	92

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Radyasyon dozu birimleri	6
Çizelge 2.2. TL kristal türleri ve özellikleri	24
Çizelge 2.3. Amerikan Birleşik Kanser Komitesi'ne (AJCC 2010) göre nazofarenks kanseri için TNM evrelemesi	50
Çizelge 2.4. Nazofarenks radyoterapisinde risk altındaki organların doz - hacim sınırlamaları	51
Çizelge 3.1. FC65P tipi iyon odası teknik özellikleri	66
Çizelge 3.2. Matrixx cihazının teknik özellikleri	69
Çizelge 3.3. Riskli organ ve yapılar için doz-hacim sınırlamaları	75
Çizelge 3.4. Rando fantomda doz ölçüm konumları ve hastada dozu temsil ettiği yerler	83
Çizelge 4.1. PTV 50 YART planı için TPS'den doz değerleri	92
Çizelge 4.2. PTV 60 YART planı için TPS'den doz değerleri	93
Çizelge 4.3. PTV 70 YART planı için TPS'den doz değerleri	93
Çizelge 4.4. PTV 50, PTV 60 ve PTV 70 için TLD ölçüm değerleri	94
Çizelge 4.5. PTV 50, PTV 60 ve PTV 70 için diyot ölçüm değerleri	94
Çizelge 5.1. PTV50 için TLD ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları	95
Çizelge 5.2. PTV60 için TLD ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları	96
Çizelge 5.3. PTV70 için TLD ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları	96
Çizelge 5.4. PTV 50 için Diyot ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları	97
Çizelge 5.5. PTV 60 için Diyot ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları	97
Çizelge 5.6. PTV 70 için Diyot ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları	98

1. GİRİŞ

Radyasyon tedavisinde hastalığın bölgesel kontrolü, artan radyasyon dozuyla doğrudan ilişkilidir. Günümüzde üç boyutlu (3-D) radyoterapi gibi modern teknikler kullanılarak, yüksek radyasyon dozları ile hedef hacimde bölgesel kontrol artışı elde edilmesinin yanı sıra radyasyona maruz kalan sağlam dokunun hasarını en aza indirmek amaçlanmaktadır. Yüksek radyasyon miktarının yalnızca hedef hacimde sınırlandırılması ile normal dokuda keskin doz düşüşleri oluşur ve hasar azalır (Bartelink vd 1982, Emami vd 1991). Radyasyon tedavi uygulamalarında, tedavi bölgesinin hacmi içinde yüksek doz seviyeleri bulunması nedeniyle hem doz seviyesinde hem de geometrisinde çok yüksek doğruluk gereklidir. İleri teknoloji gerektiren üç boyutlu (3-D) radyoterapide özellikle karmaşık tedavi uygulamalarında planlanan ve uygulanan tedavilerin uygunluğunun doğrulanması zorunludur. Bir çok grup, geleneksel (konformal) radyoterapi pratiğinde “Doz – Etki Eğrileri”nin verilerini temel alarak uygulanan ve soğrulan dozun bir standart sapması kadar (% 3-4) belirsizliğin varlığını kabul edilebilir bulmuştur (ICRU Rapor No:24 1976, Brahme 1984, Brahme vd 1988). Teknoloji gelişimi ile çok daha yüksek bir doğruluk oranının gerekliliğini savunan araştırmacılar vardır (Essers vd 1993, Essers vd 1994, Aletti 1994, Essers vd 1999, Malicki vd 2009). Tedavi cihazlarının kalibrasyonu, cihaz verimleri, tedavi uygulaması (set-up), simülasyon, simülasyon verilerinin tedavi planlama cihazına aktarılması, tedavi planlama cihazı algoritması, tedavi planlama cihazından tedavi cihazına tedavi verileri aktarımı aşamalarında oluşan hatalar uygulanan dozda belirsizliğe neden olabilir (Blanco vd 1987, Leunens vd 1992, Fiorino vd 2000, Meijer 2004, Siochi vd 2011). Ayrıca hastanın dış geometrisi (konturu) ve hareketliliği, homojen olmayan iç organların hareketliliği hastaya özgü hatalar olarak sayılabilir (Lanson vd 1987, Boellaard vd 1998, Yan vd 2000, Torshabi vd 2013). Hastaya uygulanan dozun belirsizliğinde en uygun kontrol yalnızca hasta üzerinde, canlı ortam dozimetri yöntemleri ile yapılabilir. Bu nedenle birçok ulusal ve uluslararası organizasyon canlı ortam doz ölçümleriyle hasta dozunu doğrulama gerekliliğini tavsiye etmektedir (ICRU Rapor No:24 1976, NACP 1980, AAPM Task Grup No:40 1994, AAPM Rapor No:87 2005).

Halen İsveç ve bazı İskandinav ülkelerinde birçok merkezde tüm hastalarda ilk tedavi uygulamasının yanı sıra klinikte başlanan her yeni tedavi protokolü veya değişiklikte sistematik hataların saptanması amacıyla canlı ortam dozimetri yapılmaktadır (Nilson vd 1988, IAEA 1988, Noel vd 1995, Fiorino vd 2000). Canlı ortam dozimetre işleminin sıklığı, özel teknikler ile tedavi gören hasta gruplarına, bunun yanı sıra çok daha kesin doz doğrulaması gerektiren geleneksel veya yüksek tedavi dozu uygulanması istenen tekniklere göre düzenlenmesi gerekmektedir (Heukelom vd 1994, Ciocca vd 1991, Leunens vd 1993, AAPM Rapor No:87 2005). Hollanda Kanser Enstitüsü’nde, geleneksel radyoterapi uygulanan prostat ve tükrük bezi kanserli 378 hastada yapılan çalışmalarda rastgele ve sistematik hataların canlı ortam dozimetre ile saptanabileceği ve doğrulanabileceği gösterilmiştir. Hastaların % 9’unda düzeltilmesi gereken düzeyde hata saptanmıştır. Canlı ortam dozimetri olmaksızın bu hataların saptanması ve düzeltilmesi mümkün olamaz. Özellikle sistematik hataların saptanabilmesi tedavi uygulamasında kalite güvenilirliği açısından çok önemli bir katkıdır (Lanson vd 1999).

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tedavisi gören baş boyun hastalarında canlı ortam doz ölçüm yöntemi kullanılmaktadır. 2005 yılında Per E. Engström ve arkadaşları YART tekniği ile tedavi gören baş boyun kanserli 10 hastada TLD ile canlı ortam dozimetri yöntemini kullanarak 177 doz ölçümünü solunum hava boşluğu kanalına bir tüp yerleştirerek gerçekleştirmişlerdir. 2009 yılında ise F.M Gagliardi ve arkadaşları nazo-farengiyal tüp içine TLD dozimetreler yerleştirerek YART tekniği ile tedavi gören baş boyun hastalarında çalışmalar yapmışlardır (Engström vd 2005, Gagliardi vd 2009).

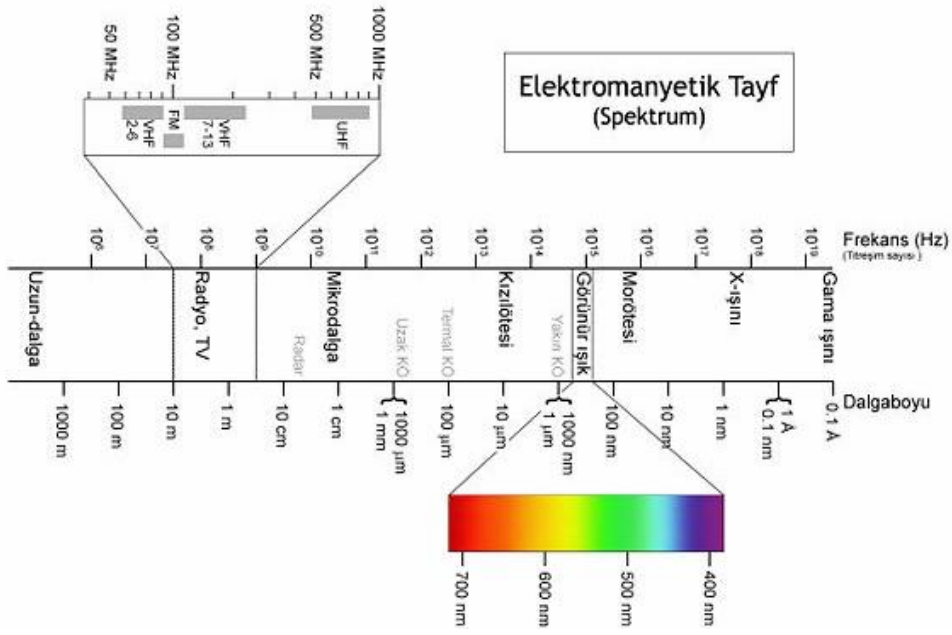
Hedef hacim doz değerlendirmesi amacıyla dozimetri ölçümleri yapılmıştır. Tedavi dozunun doğrulamasının YART tedavilerinde tedavinin kalite kontrolü açısından çok değerli olmasının yanı sıra, riskli organ ve yapıların doz değerlendirmesinin yapılması da önem arz etmektedir. Tedavi hacminin dışında yer alan risk organları için canlı ortam doz ölçümü konusunda yakın zamanda az sayıda çalışma yapılmıştır (Engström vd 2005, Gagliardi vd 2009, Farhat vd 2011, Wagner vd 2011, Qi vd 2011).

Bu çalışmada yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniğini nazofarenks kanseri için insan eşdeğeri yapıda oluşturup, TLD ve yarıiletken diyot ile canlı ortam (in vivo) doz ölçümü yaparak yöntemin hastalarda da yapılabilirliği ve böylece tedavinin kalite kontrolüne katkısının irdelenmesi amaçlanmıştır.

2. KURAMSAL BİLGİLER ve KAYNAK TARAMALARI

2. 1. Radyasyon

Radyasyon madde içinde soğrulan ve transfer edilen enerjidir. Radyasyon kaynağına bağı olarak bu enerji parçacıklar veya elektromanyetik dalgalar tarafından taşınabilir. Kütleye sahip olan yüklü veya yüksüz parçacıklar (alfa, beta, proton, nötron vs.) parçacık radyasyon grubundadır. Görünür ışık, x-ışınları ve gama ışınları “elektromanyetik radyasyon” ya da “elektromanyetik spektrum” adı altında gruplanır.



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum

Elektromanyetik radyasyonlar birçok olayda parçacıklara benzer davranış gösterdiği için, çok küçük enerji paketleri anlamına gelmek üzere “foton” adı verilmiştir. Enerjisi ise belli bir frekans (ν) için

$$E = h\nu \quad (2.1)$$

ile ifade edilir. Burada h plank sabitidir.

Radyasyon, enerjisine göre madde ile etkileşimde farklı özellik göstererek iyonize radyasyon ve iyonize olmayan radyasyon olarak iki ana gruba ayrılır. Atomların iyonize olması için olası enerji (Bir elektronu bağı olduğu atomdan koparabilmek için gerekli en küçük enerji, bağı enerjisi) alkali elementler için birkaç elektronvolt (eV) iken helyum (asal gaz) için 24.5 eV civarındadır. İyonize edici olmayan radyasyon maddeyi iyonize edemez, iyonize edici radyasyon ise maddeyi ister direkt ister indirekt olarak iyonize eder.

Direkt iyonize eden radyasyon (yükü parçacıklar): elektronlar, protonlar, ağır parçacıklar ve iyonlardır. Direkt iyonizasyon yapan radyasyon, ortamdaki atomun orbital elektronları ile direkt iyonizasyon yapan yükü parçacıklar arasındaki direkt Kulomb etkileşimleri sayesinde ortama enerji bırakır.

Endirekt (dolaylı) iyonize eden radyasyon (nötr parçacıklar): Fotonlar (X ışını ve gamma ışınları), nötronlar. Endirekt iyonizasyon yapan radyasyon (fotonlar veya nötronlar) iki aşamada ortama enerji bırakır:

- Birinci aşamada yükü bir parçacık ortama bırakılmış olur. Fotonlar elektronları veya pozitronları serbest bırakırlar, nötronlar ise protonları veya daha ağır iyonları serbest bırakırlar.

- İkinci aşamada serbest kalmış yükü parçacıklar ortamdaki atomların yörünge elektronları ile direkt olarak Kulomb etkileşimi yoluyla enerjilerini ortama bırakırlar. (Podgorsak 2005).

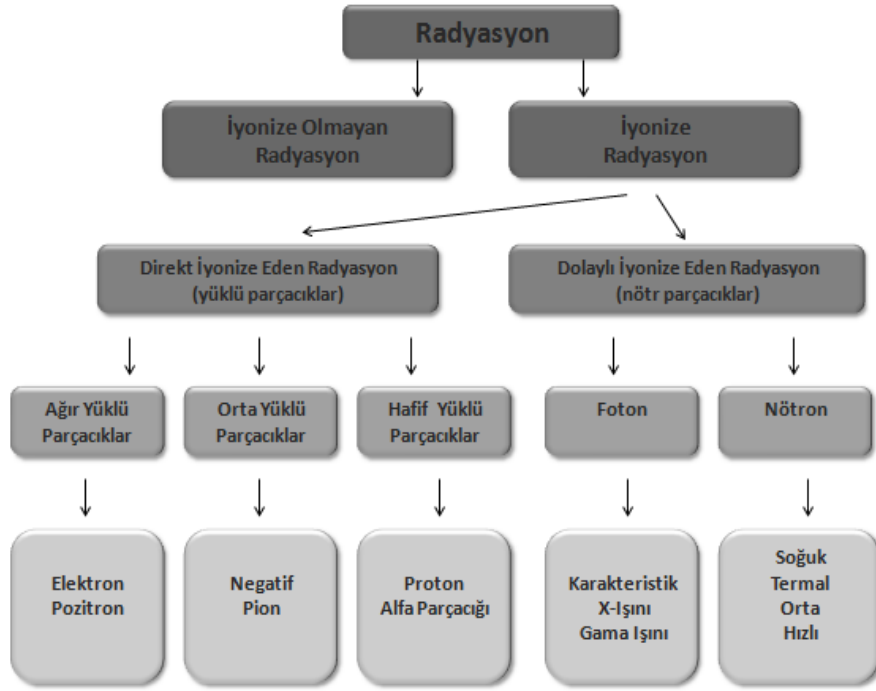
2.1.1. Radyasyon Doz Birimleri

Radyasyon yayıldığı zaman birçok etkileşim meydana getirir ve ortam içerisinde enerji depolanır. Bu depolanan enerji radyasyon dozu olarak tanımlanır ve bu etkileşimler canlı dokusu içinde meydana gelirse biyolojik değişiklikler ile sonuçlanır. Radyasyon dozuna maruz kalmayı belirlemek bu etkileşimleri anlamada, birimler ise etkileşimleri tanımlamada yol göstermektedir (Martin 2006).

Radyasyon ölçülmesinde kullanılan terimler yıllar boyunca çeşitli değişikliklere uğramış, yeni birimler ortaya çıkmış ve bazıları da artık kullanılmaz olmuştur. 1973 yılında “Uluslararası Birimler Sisteminin (SI)” kurulması üzerine, Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçme Komisyonu (ICRU) yeni radyasyon birimlerini belirlemiştir. 1976 yılında yürürlüğe giren yeni radyasyon birimleri 1986 yılından bu yana kullanılmaktadır. ICRU tarafından radyasyon çalışmalarında kullanılan ışınlama dozu, aktivite, soğrulma dozu ve doz eşdeğeri birimleri Çizelge 2.1’de tanımlanmıştır (ICRU Rapor No:85 2011).

Aktivite: radyoaktif bir maddenin saniyedeki bozunum sayısıdır. Yeni birimi Becquerel ve eski birimi Curie’dir. 1 gram radyumun aktivitesi 1 Ci’dir ve 1 gram radyumun saniyede $3,7 \times 10^{10}$ bozunuma uğramasıyla $3,7 \times 10^{10}$ Bq ortaya çıkmaktadır.

$$\begin{aligned} 1 \text{ Ci} &= 3,7 \times 10^{10} \text{ bozunma/saniye} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} \\ 1 \text{ Bq} &= 2,703 \times 10^{-11} \text{ Ci} \end{aligned} \quad (2.2)$$



Şekil 2.2. İyonize ve iyonize olmayan radyasyonun sınıflandırılması

İşnlama Dozu: X veya Gama ışınlarının, normal hava koşullarında (0°C, 760 mm Hg), 1kg havada oluşturduğu iyon miktarıdır. Yeni birimi Coulomb/kg, eski birimi Röntgen'dir.

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ Coulomb/kg} \quad (2.3)$$

Soğurulmuş Doz: Radyasyona maruz kalan 1 gram maddenin, 100 erg'lik enerjiyi soğurmasına 1 rad denir. SI birim sisteminde, soğurulan radyasyon dozu birimi Gray'dir. Işınlanan bir maddenin kilogram başına 1 Joule'lük enerji soğurmasına Gray denir ve Gy ile sembolize edilir.

$$\begin{aligned}
 1 \text{ rad} &= 100 \text{ erg / g} \\
 100 \text{ erg / g} &= 10^{-2} \text{ Joule/kg} \\
 10^{-2} \text{ Joule/kg} &= 1 \text{ Gray} \\
 1 \text{ Gray} &= 100 \text{ rad}
 \end{aligned} \quad (2.4)$$

Eşdeğer Doz: Radyasyon dozunun birimleri olan rad ve Gray radyasyonun canlı sistemleri üzerindeki etkisini ifade etmekte yetersizdir. Zira soğurulan dozun meydana getirdiği zararlı biyolojik etkiler, hem iyonizasyon yoğunluğuna hem de radyasyonun türüne (α , β , γ vs.) göre değişiklik göstermektedir. Doz-eşdeğeri hesaplamalarında, soğurulan doz ile radyasyonun türüne bağlı "etkinlik faktörünün" çarpımından yararlanılmaktadır. Bu yorum çerçevesinde kısaca "insan için eşdeğer radyasyon" sözcüklerinin İngilizcedeki karşılığı olan "radiation equivalent for man" sözcüklerinin baş harflerinden oluşan ve "rem" olarak ifade edilen doz eşdeğeri birimi ortaya atılmıştır. Bir rem dozunun hesaplanmasında, soğurulmuş radyasyon (rad) ile

radasyonun türüne ilişkin zarar etkinliği faktörünün çarpımıdır. Günümüzde SI Birim Sisteminde rem yerine Sievert kullanılmaktadır.

$$1\text{Sv}=100\text{ rem} \quad (2.5)$$

Çizelge 2.1. Radyasyon Dozu Birimleri

TERİM	ESKİ BİRİMİ	YENİ BİRİMİ	DÖNÜŞÜM
Aktivite	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	$1\text{Ci}=3,7 \times 10^{10}\text{Bq}$ $1\text{Ci}=37\text{GBq}$
Işınlama Dozu	Roentgen (R)	Coulomb/Kilogram (C/kg)	$1\text{C/kg}= 3876\text{R}$ $1\text{R}=2,58 \times 10^{-4}\text{ C/kg}$
Soğrulma Dozu	Radiation Absorbed Dose (rad)	Gray (Gy)	$1\text{Gy}=100\text{rad}$ $1\text{rad}=0,01\text{Gy}$
Doz Eşdeğeri	Roentgen Equivelent Man (rem)	Sievert (Sv)	$1\text{Sv}=100\text{rem}$ $1\text{rem}=0,01\text{Sv}$

2.1.2. Doz Hesaplama Matematiksel Yöntemler

2.1.2.1. Soğrulan Doz Ölçüm Yöntemi

Radyoterapide ana hedef maksimum dozdeki radasyonu tümöre büyük bir doğrulukla verebilmektir. Tedavinin başarısı ya da başarısızlığı tümöre verilen radasyon dozuna bağlı olduğu için tümöre verilen dozun planlanan dozdan $-\%5$ ile $+\%7$ 'den fazla değişiklik göstermemesi gerekmektedir. Buda radasyon dozimetresindeki bütün belirsizliklerin minimuma indirilmesini gerektirir.

Dozimetre protokolü, standart laboratuarda iyon odasının kalibrasyonu ile klinik demetin belirli koşullar altında sudaki soğrulan dozunu ilişkilendirmek için gerekli formalizm ve sabit değerleri sağlamaktadır. IAEA Rapor No:277'de önerilen dozimetri protokolünün aşamaları:

1. Hava KERMA (Kütle başına serbest bırakılan kinetik enerji) tabanlı protokoller
2. Sudaki soğrulan doz tabanlı protokoller

1. Hava KERMA tabanlı protokoller:

Kalibrasyon katsayısı olarak standart laboratuarda referans iyon odası ile elde edilen N_K (okuma ya da yük başına hava KERMA) kullanılır. Genellikle hava dolu iyon odaları kullanılmaktadır. Kalibrasyon iki adımda gerçekleştirilir. İlk olarak iyon odasının kavitesindeki soğrulan doz kalibrasyon faktörü N_{Dair} , kalibrasyon faktörü N_K 'dan hesaplanır. Daha sonra sudaki soğrulan doz, oda sinyali M_Q ve N_{Dair} kullanılarak hesaplanır. Hesaplanan N_{Dair} :

$$N_{Dair} = N_K(1 - g)k_{att}k_mk_{cel} \quad (2.6)$$

İyon odası materyalinin hava eşdeğeri olmamasını dikkate alan faktör k_{att} , fotonların iyon odası materyalinde meydana getirdiği saçılmayı ve zayıflamayı dikkate alan faktör k_m ve İyon odasının merkezi elektrodunun hava eşdeğeri olmamasını dikkate alan faktör k_{cel} 'dir.

2. Suda soğrulan doz tabanlı protokoller:

Sudaki soğrulan doz;

$$D_w = M_{corr}N_{Dair}S_{w,air}p_u \quad (2.7)$$

Etki parametreleri düzeltilmiş okuma değeri M_{corr} , havadaki ve sudaki durdurma güçlerinin oranı $S_{w,air}$ ve iyon odasının ortamda yarattığı perturbasyon düzeltme faktörü p_u 'dur.

Fotonlar için soğrulan doz ölçümlerinde referans derinlik enerjiye bağlı olarak değişmektedir. 6 MV'ye kadar olan enerjiler için referans derinlik 5 cm, 6MV'den büyük enerjilerde ise referans derinlik 10 cm olarak alınır. Referans alan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'dir.

• Sıcaklık (T), Basınç (P), Nem Düzeltmesi:

Eğer iyon odası kalibrasyonun yapıldığı hava koşulu (P, T, nem), referans koşullardan farklı koşullarda yapılmışsa ölçülen sinyalin doğru olması için aşağıdaki etki parametrelerinin düzeltilmesi gerekir.

Atmosferik koşullar iyon odasının sabit hacmindeki moleküllerin sayısını değiştirir. Basınç ve sıcaklığı düzeltmek için kullanılması gereken basınç sıcaklık düzeltme faktörü k_{TP} aşağıda verilmiştir.

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} \quad (2.8)$$

Pek çok standart laboratuarda kalibrasyon normal koşullar altında; $T_0 = 20^\circ \text{C}$ sıcaklık $P_0 = 101,325 \text{ kPa}$ basınç ve nem % 50 olarak tanımlanmaktadır. Nemin %20 ile %80

arasında olması durumunda düzeltme gerekmez. Kontrol edilmesi gereken diğer etkenler aşağıda verilmiştir.

- **Polarite Etkisi:**

Aynı ışınlama koşulları altında, polarize voltajın polaritesini tersine çevirirsek farklı bir okuma yaparız. Bu olaya polarite etkisi denir.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (2.9)$$

MV foton demetleri için bu faktör pek çok iyon odasında ihmal edilir ancak elektron demetlerinde özellikle düşük enerjilerde bu faktör önemlidir. Eğer herhangi bir odanın polaritesi %0,5'den (IAEA Rapor No:398 2000) büyükse o oda kesin dozimetre ölçümleri için uygun değildir.

- **Yeniden Birleşme (İyon Rekombinasyon):**

Radyasyonun meydana getirdiği bütün yükleri ölçmemiz imkânsızdır. Bunun sebeplerinden biri olan yük kayıpları, iyonların yeniden birleşmelerinden kaynaklanır (IAEA Rapor No:277 1997, IAEA Rapor No:398 2000).

Sürekli radyasyon üreten sistemler için (Kobalt 60)

$$k_s = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \quad (2.10)$$

M₁: V₁ voltajında okuma değeri

M₂: V₂ voltajında okuma değeri

V₁ ve V₂: Uygulanan voltaj değerleri (V₂ < V₁)

Pulse'lı radyasyon üreten sistemler için (Lineer hızlandırıcı)

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (2.11)$$

Uygulanan (V₁/V₂) voltaj değerlerinde a₀, a₁ ve a₂ sabitlerinin değerleri IAEA Rapor No:398 Tablo 4.VII'de verilmektedir.

Verim Ölçümü: Bir ortamdaki foton demetinin dozu, primer ve saçılma bileşenleri olarak ele alınabilir. Primer doz kaynaktan yayınlanan ilk fotonların katkısını içerirken saçılma dozu saçılan fotonları içermektedir. Koruma bloklarının kullanımıyla, kolimatör

ve fantomdan kaynaklanan saçılma daha detaylı olarak ele alınırsa bu iki bileşen bağımsız olarak değişebilir. Örneğin alanın bir kısmını bloke etmek demetin açık kısmında verimi ya da hava dozunu (exposure) önemli bir şekilde değiştirmez fakat fantom saçılmasını büyük miktarda azaltabilir. Primer dozda kolimatör ve fantom saçılmasının katkısını göz ardı etmek pratikte sorun yaratmaktadır. Megavoltaj foton demetlerinde primer demete, kolimatör saçılmasının büyük oranda katkısı görülmektedir. Bu nedenle kolimatör sisteminden saçılanların yanı sıra primer fotonlardan kaynaklanan doz için “**etkin (efektif) primer doz**” tanımı oluşmuştur. Fantomda primer etkin doz fantom saçılma katkısı olmadan göz önüne alınır. Diğer bir deyişle belirli bir derinlikte primer etkin doz, kolimatör açıklığı sabitken saçılmanın da en aza olacağı durumdaki doz olarak tanımlanabilir.

Kolimatör saçılma faktörü S_c çoğunlukla “hava verim faktörü” olarak adlandırılır ve herhangi bir alan büyüklüğünde havada ölçülen dozun referans alanda (örneğin; $10 \times 10 \text{ cm}^2$) ölçülen değere oranı olarak tanımlanabilir.

Havada ölçülen demet verimi alan boyutlarına bağlı olarak değişim gösterir. Eğer alan boyutu artarsa, artan kolimatör saçılması nedeniyle verimde artar.

Fantom saçılma faktörü S_p alan büyüklüğü değişirken, fantomda ortaya çıkan saçılan radyasyondaki değişimi göz önüne alır. S_p herhangi bir alan büyüklüğünde d_{maksimum} ya da referans derinlikte ölçülen saçılma dozunun, aynı derinlikte referans alanda fantomda ölçülen doza oranıdır. S_p ortamda saçılma niteliği kazanan radyasyondur, saçılma ve primer fotonları ayırt edecek bir ölçüm sistemi olmadığı için ölçülemez. S_p 'nin değerini bulmak için fantomda toplam saçılma faktörü ve kolimatör saçılma faktörü ölçüm değerleri kullanılarak hesaplanabilir (Denklem 2.12).

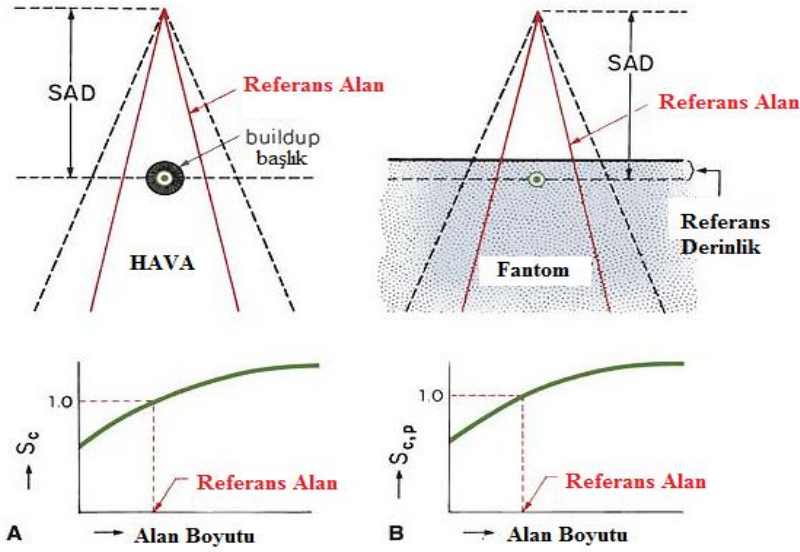
$$S_{p(A)} = \frac{S_{c,p(A)}}{S_{c(A)}} \quad (2.12)$$

Toplam saçılma faktörü $S_{c,p}$ herhangi bir alan büyüklüğünde d_{maksimum} ya da referans derinlikte etkin primer doz ve fantom saçılma dozu birleşiminin ölçülen dozu olup, aynı derinlikte referans alanda fantomda ölçülen doza oranıdır. Bu doz değeri ölçülebilen niteliktedir.

$S_{c,p}$ alan büyüklüğüne bağlıdır. Diğer alanlarda ölçülen $S_{c,p}$ değerleri, referans alan ve referans derinlikte ölçülen verim değerine normalize edilir (Denklem 2.13). Denklem 2.14’de $S_{c,p}$ ile kolimatör saçılma faktörü ve fantom saçılma arasındaki ilişki gösterilmektedir. Bu denklemden S_p değeri hesaplanmaktadır (Khan 2010).

$$S_{c,p(A)} = \frac{D(A, d_{\text{maks.}})}{D(10 \times 10, d_{\text{maks.}})} \quad (2.13)$$

$$S_{c,p(A)} = S_{p(A)} \times S_{c(A)} \quad (2.14)$$



Şekil 2.3. S_c ve $S_{c,p}$ ölçüm düzeneği. A: Alan boyutuna karşı S_c 'yi belirlemek için havada buildup başlıklı iyon odası ile referans alana bağlı verim ölçümü, B: Sabit referans derinliğinde alan boyutuna bağlı $S_{c,p}$ 'yi belirlemek için fantomda ölçüm

Lineer hızlandırıcı cihazlar için, referans alanın $d_{maks.}$ derinliğinde $1 \text{ cGy} = 1 \text{ MU}$ olacak şekilde doz kalibre edilmektedir. Radyoaktif kaynak içeren tedavi cihazlarında referans alanın $d_{maks.}$ derinliğinde doz ölçülmektedir. Diğer alanların dozunu hesaplamak için normalize edilmiş $S_{c,p}$ değerleri kullanılır.

2.1.2.2. Rölatif Doz Ölçüm Yöntemi

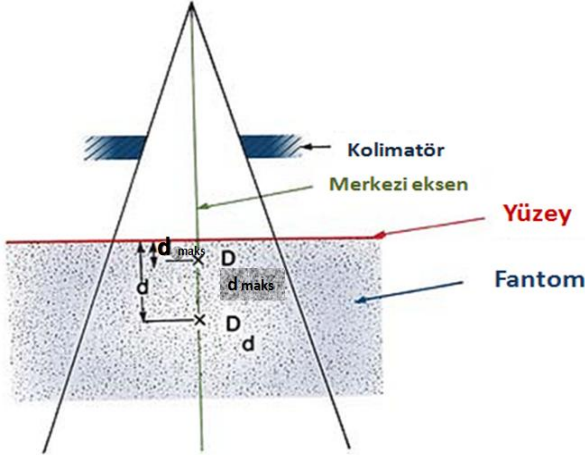
İyonize radyasyon bir ortamdan geçerken ortam tarafından soğrulur ve enerjisi azalır. Işın hastaya (veya bir fantoma) geldiğinde hastada soğrulan doz derinlikle değişir. Bu değişim birçok faktöre bağlıdır: Işın enerjisi, alan boyutu, derinlik, kaynaktan yüzeye olan uzaklık (SSD: Source to skin distance) ve ışın kolimasyon sistemi. Bu durumda hastada dozu hesaplayabilmek için, derin doz kavramı geliştirilmiştir. Bu kavram relative olarak dozun ölçülmesine dayanmaktadır.

Doz hesaplamalarında en önemli basamak, radyasyon demeti merkezi eksenini boyunca derin doz değişimini belirlemektir. Bu amaçla birkaç nicelik tanımlanmaktadır. Bunlar; Yüzde Derin Doz: % DD (Percent Depth Dose), Doku Hava Oranı: TAR (Tissue Air Ratio), Doku Maksimum Doz Oranı: TMR (Tissue Maximum Ratio), Doku Fantom Oranı: TPR (Tissue Phantom Ratio), Hava Saçılma Oranı: SAR (Scatter Air Ratio), Maksimum Derinliğe Göre Saçılma Oranı: SMR (Scatter Maximum Ratio). Bağıl doz ölçümünü barındıran bu kavramlar için iyon odası kullanılarak su fantomunda ölçümler alınır.

- **Yüzde Derin Doz (%DD):**

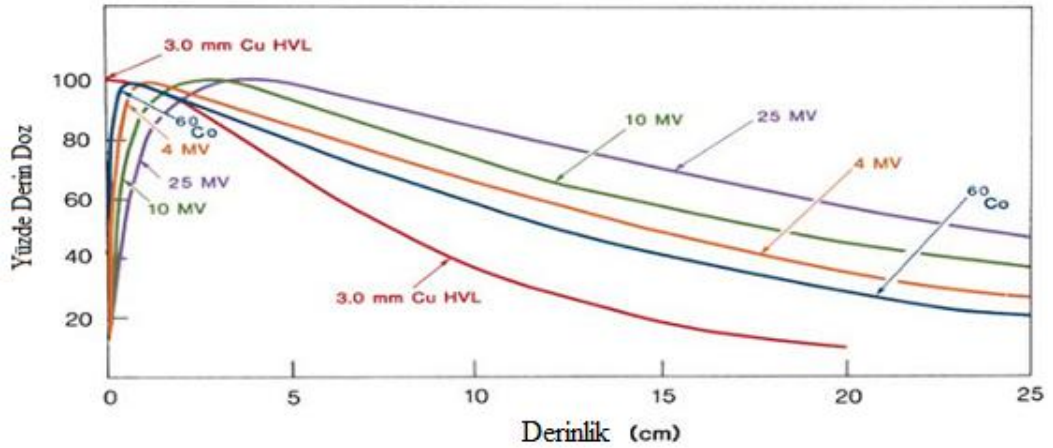
Merkezi eksen boyunca derinlikle değişen doz dağılımlarını karakterize etmenin yolu, sabit enerji, sabit alan ve sabit mesafe koşulunda bir noktadaki dozu (d) maksimum doz derinliğindeki doz değerine (d_{maks}) oranlayarak normalize etmektir. D_d , d derinliğindeki doz ve $D_{d maks}$ ise d_{maks} derinliğindeki doz değerleri olmak üzere %DD değeri aşağıdaki şekilde formüle edilmektedir:

$$\%DD = (D_d/D_{dmaks})x100 \quad (2.15)$$

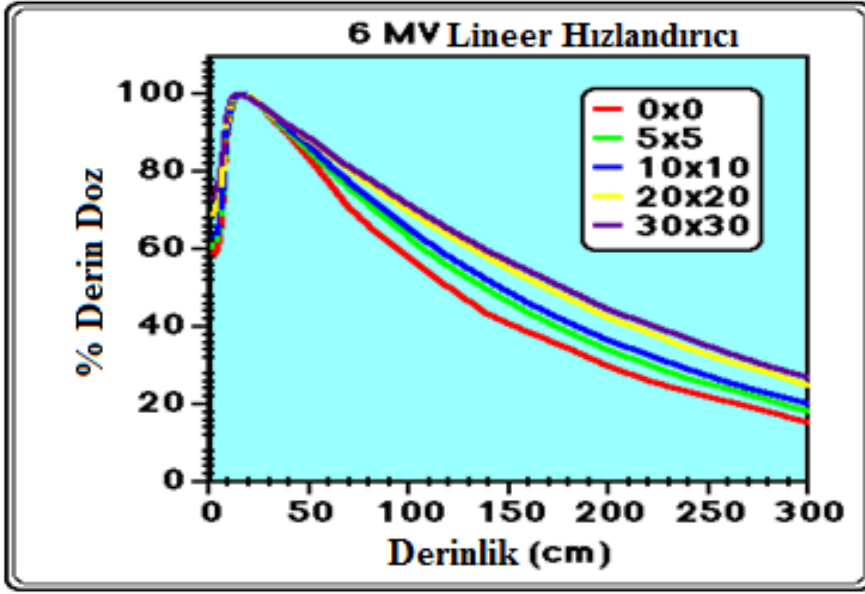


Şekil 2.4. Derin Doz

Birçok parametre merkezi derin doz dağılımını etkiler. Bunlar; enerji, SSD, alan büyüklüğü ayrıca şekli ve derinliktir. Şekil 2.5. %DD'un derinlik ve enerjiye bağlı değişimini, Şekil 2.6. ise %DD'un alan boyutuna bağlı değişimini göstermektedir.



Şekil 2.5. Farklı enerjideki foton demetleri için merkezi eksen derin doz dağılımları. 10x10 cm alan, SSD=100 cm (yalnızca 3.0 mm Cu HVL için SSD=50cm) (BJR 11,1978)



Şekil 2.6. 6MV foton enerjisi için %DD'un derinlik ve alan boyutuna bağlı değişimi (Colorado Devlet Üniversitesi Mevatron Lineer Hızlandırıcı Cihazı)

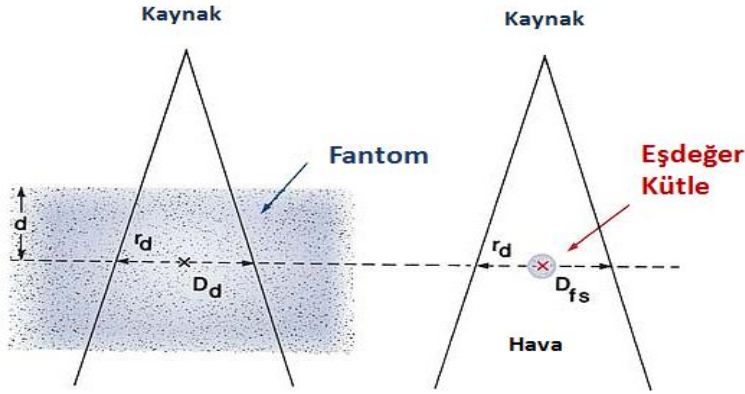
	<i>Enerji</i>	<i>% DD</i>
↑	<i>Alan</i>	↑
↑	<i>SSD</i>	↑
↑	<i>Derinlik</i> (<i>dmax'dan sonra</i>)	↓

Şekil 2.7. Yüzde derin dozun enerji, alan, SSD ve derinlikle değişimi

- **Doku Hava Oranı (Tissue Air Ratio-TAR):**

TAR, doku içerisindeki bir d derinliğindeki dozun, aynı mesafede havadaki doza oranıdır. TAR, enerji, derinlik ve alan genişliğiyle değişir.

$$TAR = D_d / D_{hava} \quad (2.16)$$

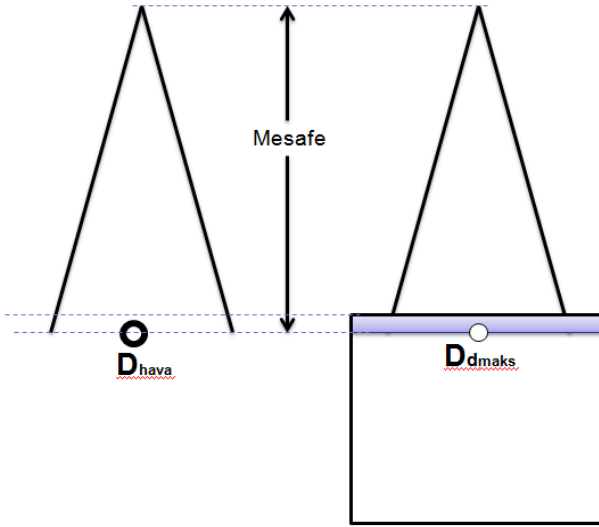


Şekil 2.8. TAR ölçüm düzeneği

- **Geri saçılma faktörü (Backscatter Factor, BSF):**

Merkezi eksen üzerinde maksimum doz derinliğindeki TAR olarak tanımlanır. Merkezi eksen üzerinde maksimum doz noktasındaki dozun, aynı noktada havada ölçülen doza oranıdır.

$$BSF = D_{maks}/D_{hava} \quad (2.17)$$



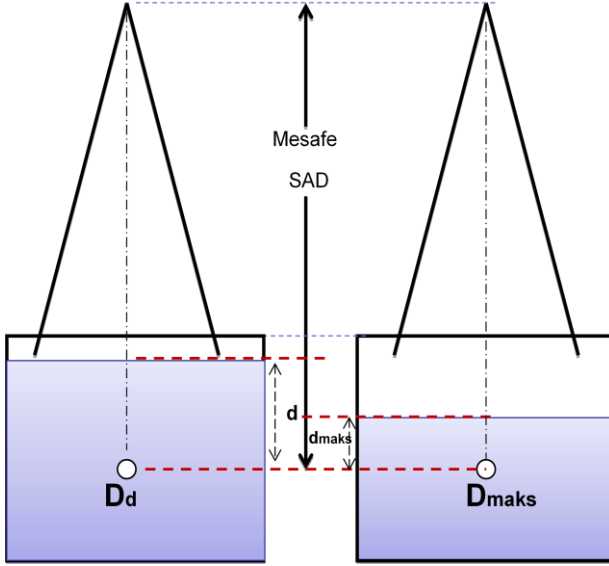
Şekil 2.9. BSF ölçüm düzeneği

- **Doku maksimum oranı (Tissue Maximum Ratio, TMR):**

Her bir enerji için ve tanımlanan bir alanda TMR, fantomda verilen bir noktadaki dozun, D_{dmaks} 'daki doza oranıdır. Bu ölçüm tekniğinde iyon odası kaynak mesafesi

100cm olarak seçilir. TMR d_{maks} derinliğe normalize edilebilen bir genel fonksiyondur.

$$TMR_d = D_d/D_{maks} \quad (2.18)$$

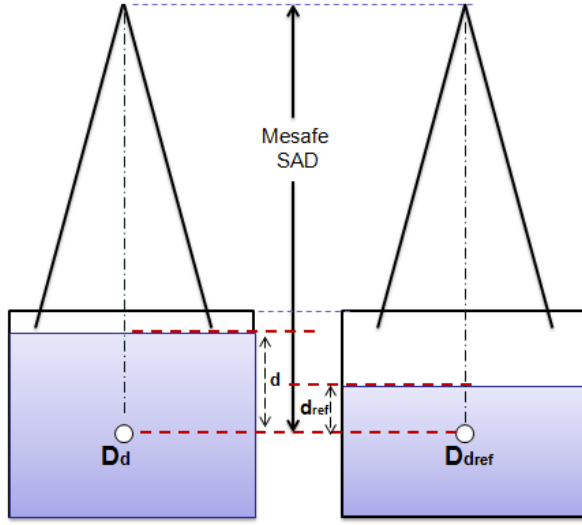


Şekil 2.10. TMR ölçüm düzeneği

- **Doku fantom oranı (Tissue Phantom Ratio, TPR):**

TPR, her bir enerji için tanımlanan alanda, doku içerisinde herhangi bir derinlikteki dozun referans bir derinlikteki doza oranıdır. Enerji aralığına bağlı olarak referans derinlik $<6\text{MV}$ foton enerjisi için 5 cm ve $\geq 6\text{MV}$ foton enerjisi için 10 cm seçilir. TPR herhangi bir derinliğe normalize edilebilen bir genel fonksiyondur.

$$TPR_d = D_d/D_{ref} \quad (2.19)$$

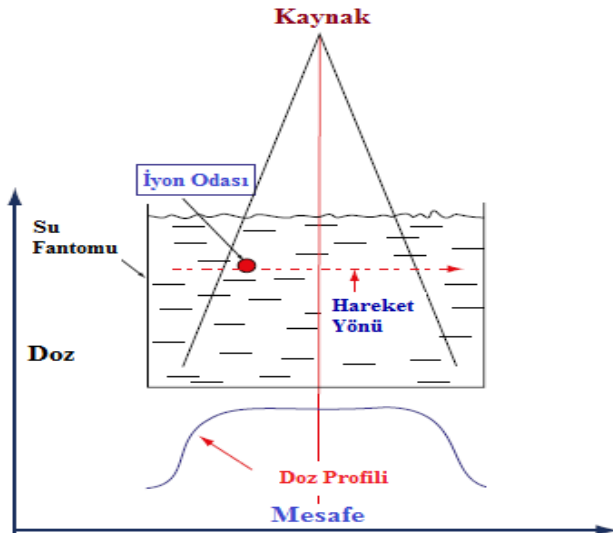


Şekil 2.11. TPR ölçüm düzeneği

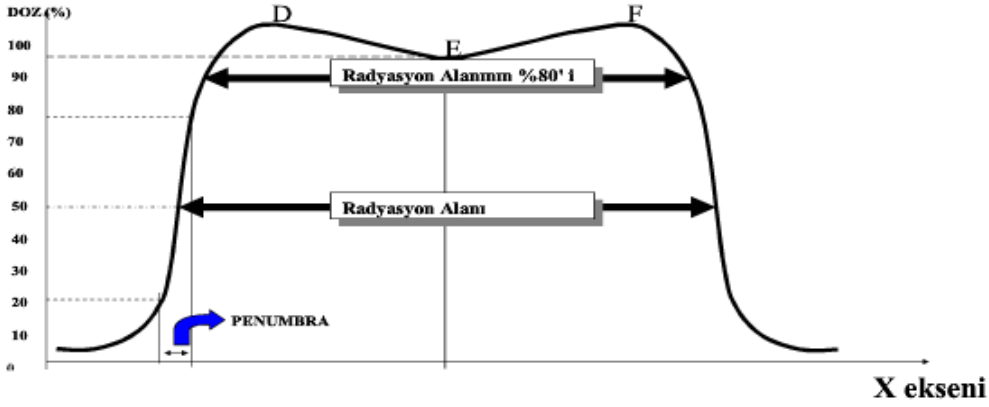
Eğer d_{maks} gibi sabit bir referans noktası alınırsa TPR' den TMR hesaplanabilir. Böylece TMR, TPR' nin özel bir durumudur.

- **Doz Profili:**

Radyasyonun doku içerisindeki dağılımını belirleyebilmek için derinlikle değişiminin yanında, alan merkezinden kenarlara doğru olan değişimini de bilmek gerekir. Bu amaçla doz profili kavramı tanımlanmıştır. Doz profili, belli bir derinlikte ve ışın demetine dik doğrultuda doz değişimlerini ifade eder. Genellikle hızlandırıcı cihazlarında alan düzgünlüğü, simetri ve penumbra bilgileri bu profillerden elde edilir.



Şekil 2.12. Doz profili ölçüm düzeneği



Şekil 2.13. Doz Profili

Düzgünlük: Alanın %80 aralığındaki doz şiddetinin minimum (m) ve maksimum (M) değerleri arasındaki değişim alttaki formülle ifade edilir. Bu değer \pm %3 değerinde olması istenilir.

$$F = \frac{M - m}{M + m} \times 100 \quad (2.20)$$

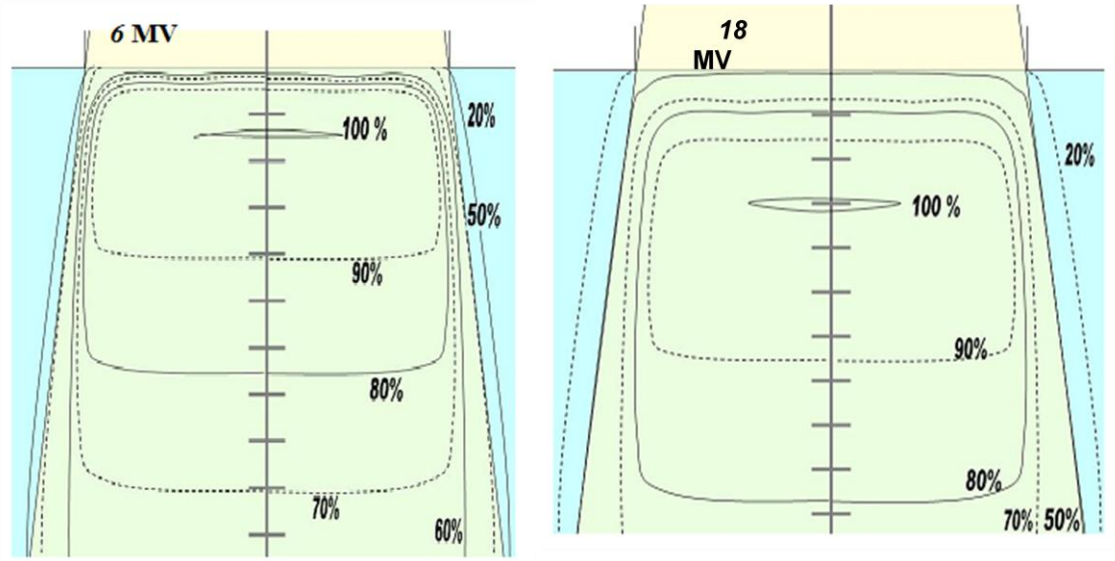
Simetri: Alanın %80'ini içeren merkezden kenarlara eşitliğinin bir ölçüsüdür.

$$S = \frac{Alan_{sol} - Alan_{sağ}}{Alan_{sol} + Alan_{sağ}} \times 100 \quad (2.21)$$

Penumbra: %80 - %20 dozlarının yatay eksenı kesen dikmeleri arasındaki mesafedir.

- **İzodoz eğrileri:**

Merkezi eksen derin doz yüzdeleri, eksen boyunca bir derinlikteki dozu tayin etmeye yarar. Bu eksen, hedef hacmin merkezi eksenı boyunca geçer, hedef hacim boyunca doz değişimleri izlenebilmektedir. Ancak iki boyut doz dağılımlarının bilgisi merkezi eksen derin doza ek olarak alan boyunca belirli derinliklerde doz bilgisinin birleşmesi ile sağlanır. Uygulamada iyon odası ve su fantomu kullanarak, bu işlem yüzde derin doz ve birkaç derinlik için elde edilen doz profilleri ile yapılmaktadır. İzodoz dağılımları olarak bilinen bu eğriler, aynı dozu alan noktaların birleştirilmesi ile oluşmuştur. Bir izodoz eğrisi rölatif olarak soğurulmuş dozun bir ifadesidir.



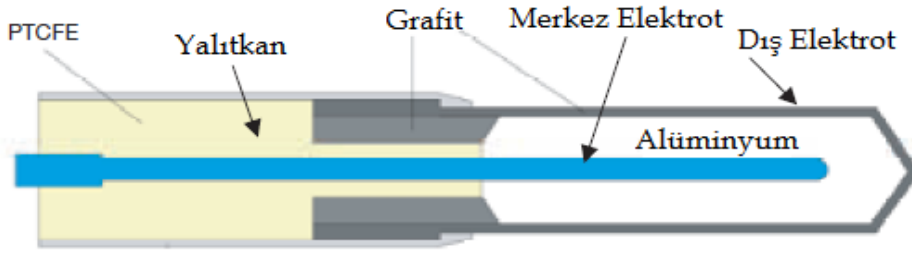
Şekil 2.14. Bir alan boyutu için 6MV ve 18MV foton enerjilerinin izodoz dağılımı

2.1.3. Doz Ölçümü ve Cihazları

2.1.3.1. İyon Odası ve Elektrometre

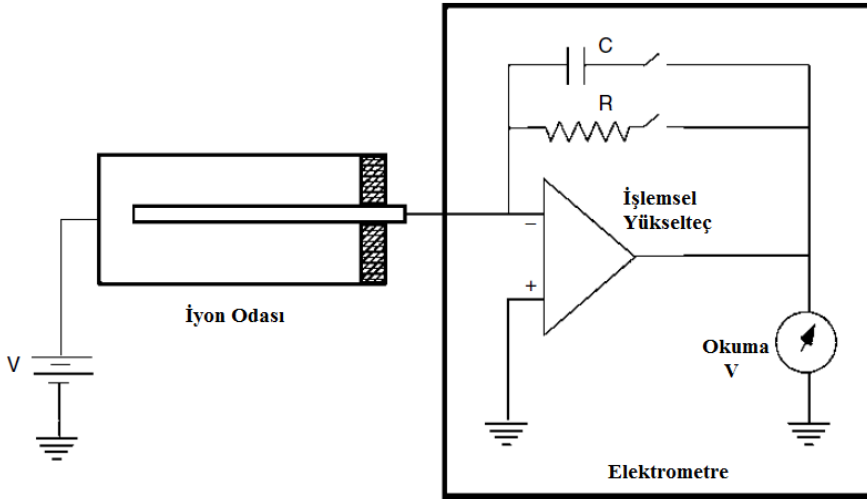
İyon odaları, radyasyon dozunu belirlemek amacı ile tıpta örneğin radyoterapi, nükleer tıp ve radyolojide kullanılan doz ölçüm araçlarıdır. En çok kullanılan iyon odası gaz ile doldurulmuş iyon odalarıdır. İyon odaları özelliklerine göre farklı şekil ve ölçüdedir, fakat bu tür genel olarak silindir şeklinde olup aşağıdaki özelliklere sahiptir:

- Bu iyon odaları temelde toplayıcı bir merkezi elektrot ve iletken bir dış elektrodu olan içi gaz dolu bir kaviteden oluşmaktadır. Gaz mükemmel bir yalıtkan olduğu için elektrotlar arasında elektrik akımı akmaz. Elektrometre adı verilen uygun bir cihaz ile çalışan bu sistemin radyasyonla etkileşimi sonucu gaz iyonize olur ve oluşan yeni elektrik akımı ölçülür. Bu akım elektrik yüklerinin zıt işaretli elektrotlara doğru hareketine neden olur.
- Kutuplaşma gerilimi iyon odasına uygulandığı zaman, kutuplar arasındaki akım sızıntısını engellemek için duvar ve toplama elektrodu (dış ve merkezi elektrot) iyi bir izolatör ile yalıtılmıştır.
- Dıştaki koruyucu elektrot sızıntı akımını yakalar ve yere akmasını (topraklama) sağlar böylece iyon odasının sızıntısı engellenir.
- İyon odası kavitesindeki gaz kütlesi basınç ve sıcaklık hatta nem ile değişebilir. Ölçümlerde, kütledeki bu farkı düzeltmek amacıyla basınç ve sıcaklık düzeltmeleri yapılmalıdır (Podgorsak 2005, Mayles vd 2007).



Şekil 2.15. Farmer tipi (0,6cc hacme sahip) iyon odasının temel tasarımı ve PTCFE yalıtkanı (PTCFE: poli-trikloro-floro etilen)

Elektrometreler 10^{-9} A ya da daha küçük akımları ölçebilen cihazlardır. Bir iyon odası ile birlikte kullanılan elektrometre; negatif geri beslemeli, standart bir direnç ya da standart bir kondansatörün yanı sıra yüksek kazanç için işlemsel bir yükselticiye sahip cihazdır (Mayles vd 2007).



Şekil 2.16. Negatif geri beslemeli işlemsel yükselteçli elektrometrenin şeması. C kondansatör ya da R direnç geri besleme elemanlarıdır. Kondansatör ya da direncin kullanılması sırasıyla, elektrometrenin entegre ya da hız modunda çalışmasına karşılık gelmektedir

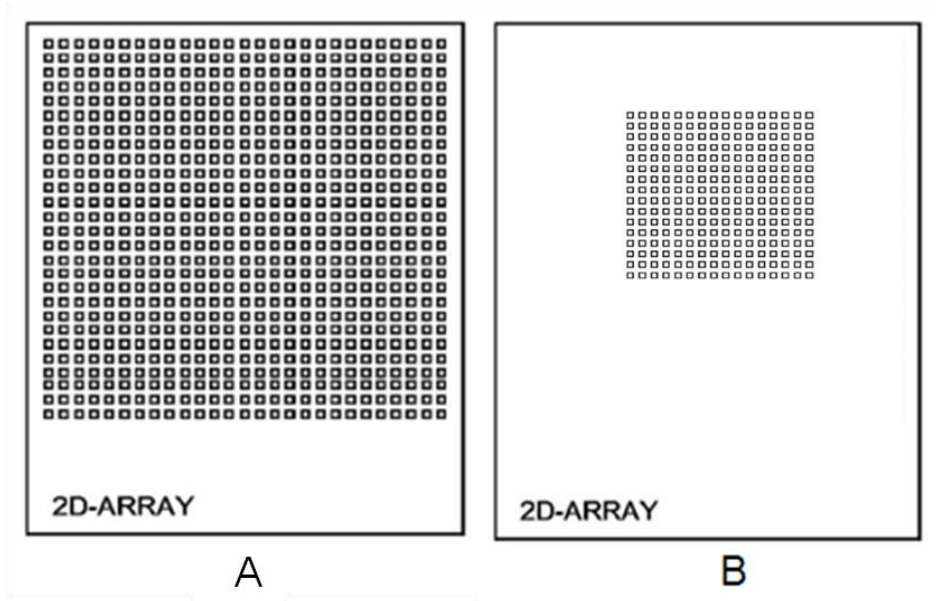
2.1.3.2. İki Boyutlu Doz Ölçüm Araçları

Radyasyonla tedavide brakiterapi, stereotaktik radyocerrahi ve YART gibi karmaşık tedavi tekniklerinde iki boyutlu doz dağılımlarının bilinmesi ve değerlendirilmesi, hızlı doz değişim bölgeleri içermesi nedeniyle, zorunlu hale gelmiştir. Bu bölgelerde doz dağılımlarının belirlenmesi için birçok iki boyutlu dozimetri tekniği geliştirilmiştir. Film, yarı iletken diyot, iyon odası, akı dedektörleri ya da elektronik portal görüntüleme cihazları (EPID: Electronic Portal Imaging Device) iki boyutlu bağıl doz dağılımları

veya doz dağılımlarının elde edilmesi için uygun dozimetri araçlarıdır (Marczewska vd 2004).

Radyoterapide tedavi cihazlarının gelişimine bağlı olarak tedavi teknikleri de gelişmekte ve YART gibi gelişmiş radyoterapi tekniklerinin kullanımı artmaktadır. YART planlarındaki tedavi alanlarının çok sayıda küçük alancıklardan oluşması ve küçük MU (Monitor Unit) değerlerine sahip olması daha detaylı dozimetrik kontroller gerektirmektedir. Alancıkların birleşimi ile elde edilen tedavi alanları yüksek doz değişim bölgeleri içerir bu nedenle doz dağılımlarının doğrulanması iki boyutlu incelemeler ile mümkündür. Kolay kullanımı ve eş zamanlı veri eldesi nedeniyle iki boyutlu dedektör dizileri yaygın olarak kullanılan dozimetrik sistemlerdir. Böylece tedavi planlama sistemlerinden elde edilen doz dağılımlarının doğrulanması bu tür araçlarla iki boyutlu olarak sağlanabilmektedir.

İki boyutlu olarak dizilmiş olan iyon odaları, çok sayıda iyon odasının düz bir levha üstüne yerleştirilmesiyle oluşturulan sistemlerdir. İyon odalarının doz oranına bağlı olarak toplanan akım, elektrometre vasıtasıyla ölçülür ve sayısallaştırılır. Cihazın kendi yazılımıyla toplanan bu veriler bağıl doz profiline çevrilir. Cihazla ölçümde kararlılık için ön ışınlama gereklidir. Bu araç soğurulan doz ölçümleri için de ilgili enerjide kalibrasyon yapılarak kullanılabilir. Firmalar tarafından üretilmiş çeşitli ticari modelleri mevcuttur. YART planlarının kalite kontrollerinde hem bağıl doz değerlendirilmesinde hem de soğurulan doz değerlerinin karşılaştırılmasında kullanılması tavsiye edilmektedir.

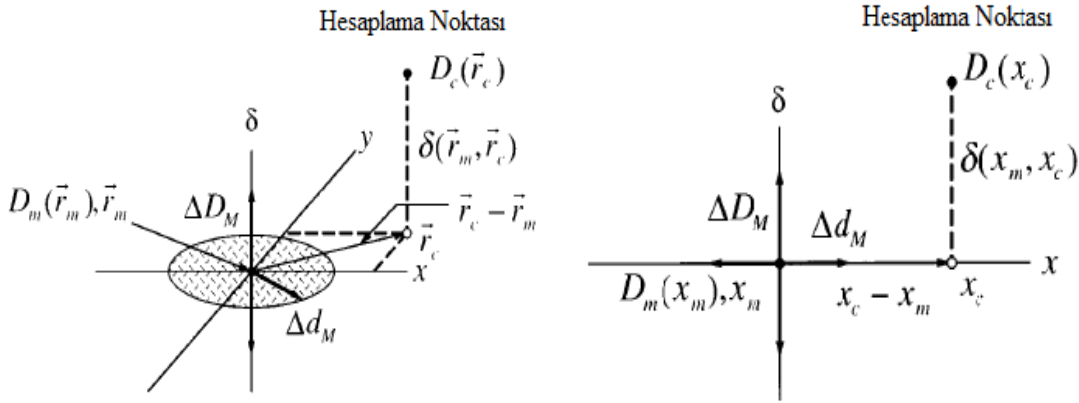


Şekil 2.17. Ticari olarak mevcut olan 2 boyutlu dedektör dizilerinin şematik gösterimi

Tedavi planlama sistemlerinde oluşturulan YART planının doz doğrulaması aşamasında, iki boyutlu doz dağılımlarını ölçebilen cihazın verisi ile bir yazılım programı aracılığıyla doz doğrulaması gerçekleştirilmektedir. Bu yazılım gama indeks metodunu içermektedir.

Gama İndeks Metodu:

Şekil 2.18.'de gösterilen "Gama indeks" metodunda, ölçülen değer referans ve hesaplanan dağılım ise doğruluğu kanıtlanacak veri olarak alınır. Doz farkı (Dose Difference; DD) ve elde edilen doz mesafe uyumu (Distance To Agreement; DTA) parametreleri göz önünde bulundurularak bir karşılaştırma yapılır.



Şekil 2.18. Gama faktörü

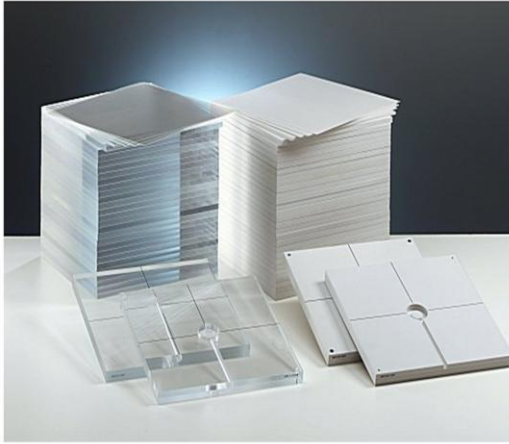
Şekil 2.18.'de DD ΔD_M ile DTA ise Δd_M ile gösterilmektedir. DD ve DTA parametrelerinin değerleri klinikten kliniğe değişmekle birlikte genelde $\Delta D_M = \%3$ ve $\Delta d_M = 3$ mm olarak alınmaktadır.

Şekil 2.18.'de gösterildiği gibi diyagram tek bir ölçüm noktası r_m için yapılmış olup tüm bu hesaplama tüm ölçüm noktaları için karşılaştırma işleminde tekrarlanır. x ve y eksenleri hesaplanan dağılımın r_c ölçülen doz değerine göre bağıl olarak uzaysal yerini verir. Üçüncü eksendeki (Δ) ise ölçülen $[D_m(r_m)]$ ve hesaplanan $[D_c(r_c)]$ dozları arasındaki farkı göstermektedir. DTA parametresi yarıçapı Δd_M olan $r_c - r_m$ düzleminde bir disk tarafından gösterilmektedir. Eğer yüzey dağılımı $D_c(r_c)$ disk ile kesişirse DTA kabul limitleri içinde kalır ve o noktada hesaplanan doz DTA testini geçer. Dikey çizgi ise DD testini göstermekte olup uzunluğu $2\Delta D_M$ 'dir. Eğer hesaplanan yüzey dağılımı çizgiyi geçerse ölçülen doz noktasında hesaplanan değer DD testini geçmiş olur. DTA ve DD kabul kriterlerini eş zamanlı hesaplayarak incelendiğinde kalite indeksi γ (gama) tanımlanır. Gama indeksi'ne göre $\gamma(r_m) \leq 1$ ise hesaplanan değer geçer ve $\gamma(r_m) > 1$ ise hesaplanan değer geçmez (Low 1998).

2.1.3.3. Fantomlar

Canlıların vücudunun %80'i sudan oluştuğu için elektron ve foton gibi demetlerin doz ölçümlerinde standart madde olarak su kullanılmaktadır. Ancak dozimetrik ölçümler genellikle polistiren, Lucite (PMMA: Poly-methyl methacrylate), su eşdeğeri plastik A-150 vb. gibi kütle yoğunluğu, gram başına elektron sayısı ve etkin atom numarası parametreleri yönünden suya benzeyen, katı su fantomu olarak adlandırılan, plaka şeklindeki malzemeler ile gerçekleştirilmektedir. Etkin atom numarası Z_{eff} karışımın atomik bileşiminin yanı sıra radyasyon demetinin türü ve niteliğine de bağlıdır. Doku eşdeğeri bir maddeden yapılmış olup, insan vücudu veya bir organın radyasyon soğurma ve yansıtma karakteristiklerini tayin etmek üzere farklı fantomlar kullanılırlar.

Fantom malzemesi yumuşak doku, kemik ve akciğer yapılarının fiziksel yoğunluklarının yanı sıra radyasyona karşı cevabı bakımından da eşdeğer olmalıdır. İnsan benzeri fantom yapılarının oluşumunda farklı dokular için farklı yoğunlukta malzemeler kullanılmaktadır. Yumuşak dokular ısı ile sertleşmiş sentetik bir maddeden üretilen plastik temelli malzemelerdir, etkin atom numarası $7,30 \pm \% 1,25$ ve kütle yoğunluğu $0,985 \pm \% 1,25 \text{ g/cm}^3$ 'tür. Akciğerler, yumuşak doku ile aynı etkin atom numarasına (7,30) sahip olmalarına rağmen yoğunlukları $0,32 \pm \% 0,01 \text{ g/cm}^3$ 'tür. Fantomdaki kemikler gerçek insan kemikleridir ve fantomda da insan vücudunda bulunan boşluklar mevcuttur. Ticari adı Rando fantom olan insan benzeri yapı 2,5 cm kalınlığında kesitlerden meydana gelmektedir. Her bir kesitte $3 \times 3 \text{ cm}^2$ aralıklarla termoluminesans dozimetre (TLD) yerleştirmek için dozimetre boşlukları bulunmaktadır. Dozimetre boşlukları standart 5-6 mm çapındadır (Podgorsak 2005, Beyzadeoğlu vd 2008).



a



b

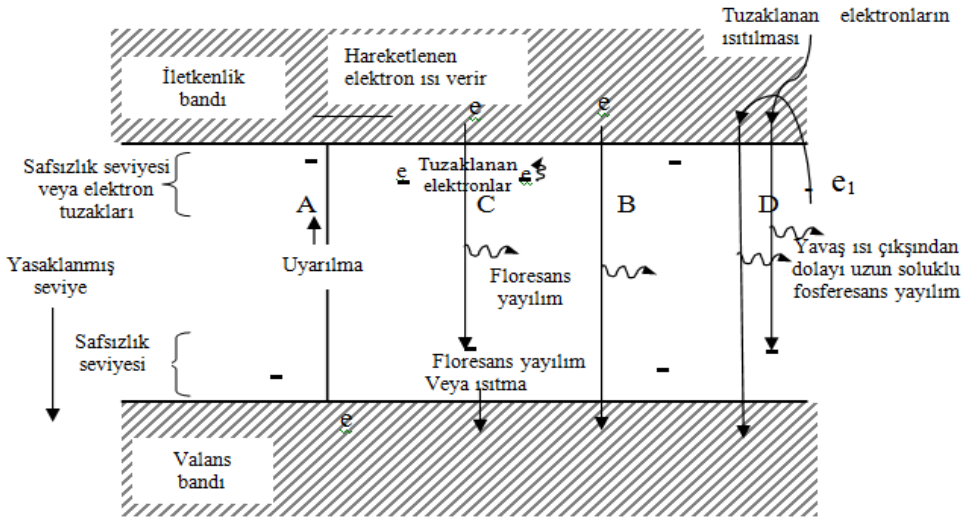
Şekil 2.19. a) Katı su fantomu ve b) Rando Fantom

2.1.3.4. Termolüminesans Dozimetreler (TLD)

Termolüminesans Olayı:

Kristal yapıda, elektronların bağlı durumda olduğu valans bandı ve serbestçe hareket edebildikleri iletkenlik bandı bulunur. Valans bandında atomda bağlı bulunan elektronlar X-ışınları ile uyarıldıkları zaman iletkenlik bandına hareket eder. Burada elektronlar serbestçe dolaşabilir ancak iki band arasına geçemezler. Kristalin az miktarda içerdiği yabancı atomlar iki band arasında ara enerji düzeyleri oluşturur. Ara enerji düzeylerinde bulunan tuzaklara uyarılan elektronlar yakalanabilir. Kristal X-ışınına soğurduğu zaman şekildeki A yolunu izleyerek iletkenlik bandına geçer. Bu elektron valans bandına geri dönerken B yolunda gösterildiği şekilde iki band arasındaki enerji farkına eşit enerjide floresans yayılımı yapar (Şekil 2.20) (Johns 1983).

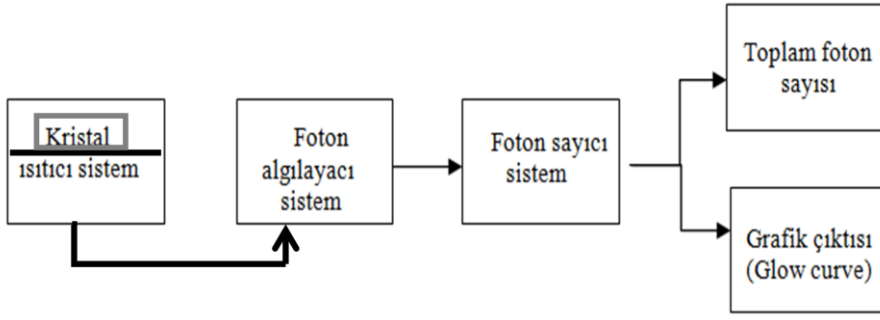
İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan kristaldeki elektronlar enerjiyi soğurarak üst enerji seviyesine çıkarken ara enerji düzeylerinde tuzaklara yakalanır. Kristal ısıtılınca bu elektronlar tuzak seviyesiyle taban seviyesi arasındaki enerji farkına eşit foton yayınlamaya başlar ve taban enerji seviyesine döner. Isıtma sonucu foton yayınlanan olaya “termolüminesans”, bu olaydan yararlanarak oluşturulan dozimetri sistemine “Termolüminesans Dozimetri” denir. Yayınlanan foton miktarı termolüminesans dozimetresi (TLD) tarafından soğurulan enerji miktarı ile doğru orantılıdır.



Şekil 2.20. Fosforesans ve limünesans maddelerde uyarılma enerji seviyeleri

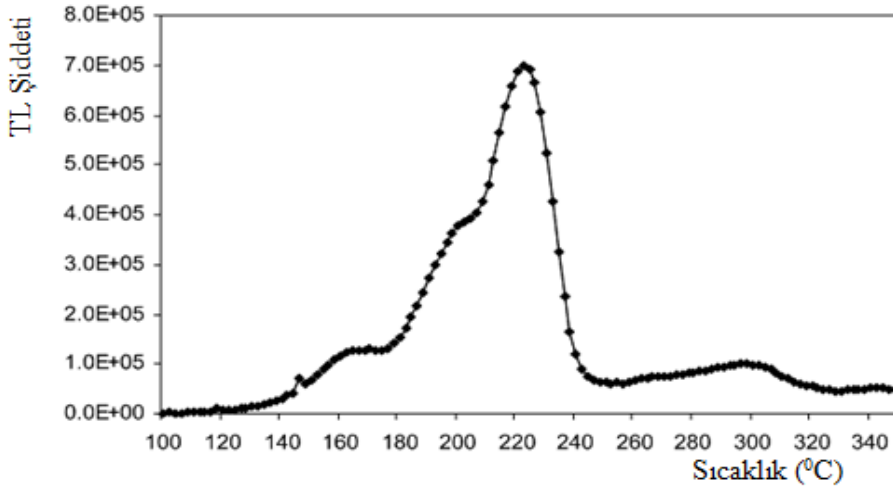
Termolüminesans Dozimetre (TLD) Okuma Sistemi:

Şekil 2.21 de bir TLD okuyucu sistem şeması verilmiştir. İyonize edici radyasyon ile ışınlanan kristal, TLD okuyucuda ısıtılarak yaydığı fotonlar fotoçoğaltıcı tüp (PMT: Photomultiplier tube) ile okunur (McKinlay 1981).



Şekil 2.21. TLD okuyucu sistem şeması

TLD okuyucu sistemde okunan değerler akım veya foton sayısı cinsinden olabilir. Bu sistemler aynı zamanda foton şiddetini sıcaklık değişimine bağlı olarak grafiğe aktarılabilir. Bu şekilde elde edilen eğriye “parlayış eğrisi (glow curve)” denir (Şekil 2.22) (Horowitz 2007). Bu eğrinin şeklini etkileyen en önemli faktörler kristalin türü, şekli, büyüklüğü, ısıtma hızı, radyasyon tipi, kristalin fırınlanması, okuma cihazının tipidir. Kristalin yaydığı ışık şiddeti, kristalin ışınlandığı radyasyon şiddetine, cinsine ve ışınlama zamanına bağlıdır.



Şekil 2.22. TLD-100 kristalinin $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ kaynakla ışınlanması sonucu elde edilen parlayış eğrisi (Glow curve)

TLD farklı alanlarda radyasyon ölçümü aracı olarak kullanılır. Örneğin radyasyonun teşhis ve tedavi sırasında hastanın aldığı dozun güvenli doz limitlerini aşıp aşmadığını belirlemek veya doz dağılımlarını doğrulamak amacıyla kullanılır. TLD dozimetreler toz, çubuk, kübik veya disk şeklinde olup gerçekleştirilecek uygulamaya göre dozimetre seçilir.

Kalsiyum florid (CaF_2), lityum florid (LiF) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) TLD olarak kullanılan kristallerden bazılarıdır. Bu kristallerin her birinin kendine özgü parlayış eğrileri vardır. Parlayış eğrilerinin altında kalan toplam alan kristalin

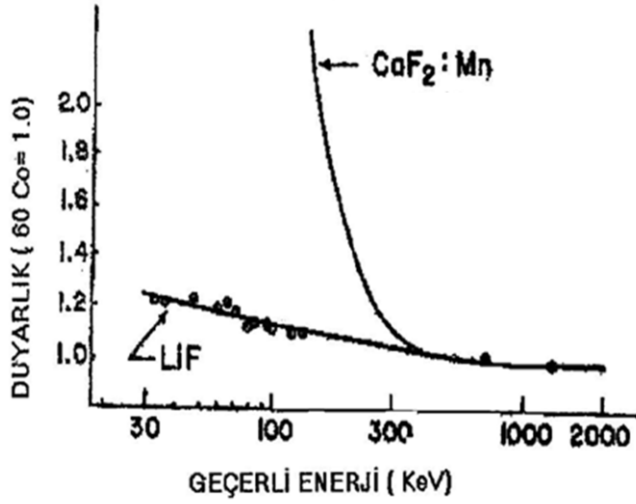
ısıtıldığında yaydığı toplam ışık miktarıyla buda kristalin soğurduğu radyasyon dozuyla orantılıdır. Bazı TL kristal türleri ve özellikleri Çizelge 2.2' de verilmiştir (McKinlay 1981).

Soğurulan birim radyasyon başına fosfor tarafından bırakılan ışık miktarına termoluminesans duyarlılık denir. Duyarlılığın faydalı en düşük limiti yalnızca fosfora bağlıdır. İdeal TL kristalinin doz cevap eğrisinin doğrusal olması bu kristalin kalibrasyonu ve kullanımını basitleştirmek için idealdir.

Çizelge 2.2. TL kristal türleri ve özellikleri

Fosfor	LiF	Li ₂ B ₄ O ₇ :Mn	CaF ₂ :Mn	CaF ₂ :Nat	CaSO ₄ :Mn
Yoğunluk (g/cc)	2,64	2,3	3,18	3,18	2,61
Etkin atom no.	8,2	7,4	16,3	16,3	15,3
Spektrum emisyon tepe değeri (nm)	400	600	500	380	500
TL parlayış eğrisinin sıcaklığı (°C)	190-210	200-220	260	200-275	110
Doz aralığı (Gy)	5x10 ⁻⁵ -10 ³	10 ⁻⁴ -10 ⁴	10 ⁻⁵ -2x10 ³	10 ⁻⁵ -10 ²	10 ⁻⁷ -10 ²

LiF'ün radyasyon dozimetrisi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji cevabına sahip olmasıdır. Şekil 2.23'de 100 mR'de ışınlanan LiF (TLD-100) enerjiye bağlı lineer bir davranış göstermekle birlikte, düşük enerjilerde hassaslıkla dikkati çekecek bir artış vardır. Bu artış 25 keV etkin enerjiye sahip fotonlar için fotoelektrik tesir kesiti, havadan daha büyüktür. Buda enerjinin bu bölgede daha çok soğurulmasına neden olur. Düşük enerjilerde hassaslıktaki artışın nedeni budur.



Şekil 2.23. LiF ve CaF₂: Mn kristalleri için enerji duyarlılığı

Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetrelerin duyarlılıklarının radyasyon enerjisinden bağımsız olması istenir. LiF'in radyasyon dozimetresi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji yanıtına sahip olmasıdır.

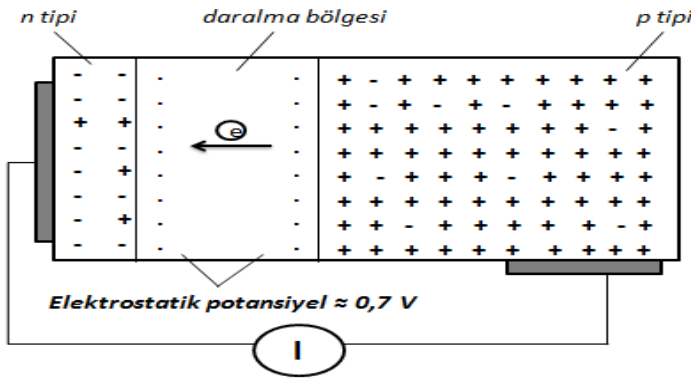
Bir kristal düşük sıcaklık pikine sahipse bu pik oda sıcaklığında kararsızdır. Düşük sıcaklık pikleri kendiliğinden veya ısıtılarak yok edilirse kalan diğer pikler oldukça iyi bir kararlılık gösterir. Dozimetri için kullanılan termoluminesans kristallerin kararlı olmaları istenir. Düşük seviyelerdeki fotonların etkisinden kurtulmak amacıyla okuma öncesi ısıtma yapılır.

TLD malzemesinin tıpta teşhis ve tedavi sırasında doz ölçümlerinde kullanılabilir olmasının en önemli sebebi doku-eşdeğeri olmasıdır. Etkin atom numarası dokuya yakın olması nedeniyle en sık kullanılan Lityum Fluorid (LiF) TLD, X-ışını ve gama ışını enerji aralığında soğurduğu radyasyon miktarı doku ile orantılıdır.

TLD kristallerin tekrar kullanılabilir olması en büyük avantajıdır. Bir TLD kristalini tekrar kullanabilmek için kristale belirli zaman ve sıcaklıkta fırınlama işlemi uygulanır.

2.1.3.5. Yarıiletken Dozimetreler

Yarı iletken diyotlar, uygun bir elektrometreye bağlandığında yüksek çözünürlük, hızlı okuma, basit işleyiş, küçük hacim ve sağlamlık şartlarını bir arada sağlar. Silikon diyotlar p tipi veya n tipi silikondan yapılabilir, azınlık taşıyıcıları silikon tipine göre tuzak (elektronların yarattıkları boşluk) veya elektronlar olup diyotun davranışını değiştirecektir. p tipi silikon diyotun temel işleyişi Şekil 2.24'de gösterilmektedir.



Şekil 2.24. Radyasyon dedektörü olarak kullanılan p tipi yarı iletken diyotun şekli

Buradaki daralma bölgesi radyasyon tarafından oluşturulan yük taşıyıcılarının kristal yapı içerisinde sürüklenmesine neden olur. Holler, elektronlara göre daha kolay tuzaklandıkları için n tipi diyotlar bu rekombinasyonlardan (yeniden birleşim) daha fazla etkilenir. Kristal örgü içerisindeki kusurlardan dolayı bazı elektronlar tuzaklanabilir ve bu nedenle diyot sinyaline katkıda bulunamazlar. Diyot asimetrik olarak katkılındığı için (n tipi bölge p tipi bölgeye göre daha katkılı) ışınlamanın sebep olduğu yük akısı tamamen elektronlardan oluşur (n tipi diyotta hollerden).

Örgü içinde rekombinasyon merkezlerinin oluşumuna radyasyon neden olduğu için, hassasiyet toplam dozla azalır. Dedektörün hassasiyeti yük taşıyıcılarının ömürlerine ve bu nedenle diyot tipine bağlı olarak ortaya çıkan rekombinasyon merkezlerinin sayısına bağlıdır.

Radyasyon hasarının etkisi silikon diyodun kullanımındaki sınırlamasını temsil eder. Bundan başka dedektör malzemesinden kaynaklanan diğer etkiler de vardır. Diyot sinyali foton enerjisine bağlıdır. Çünkü silikonun ($Z = 14$) yumuşak dokuya ($Z \approx 7$) göre daha büyük atom numarasına sahip olması fotoelektrik olaya göre diyot sinyalinde daha fazla katkı getirecektir.

Diyot sinyali doz hızına bağlıdır. Ani yüksek doz hızlarında rekombinasyon merkezleri düşük hızlara göre tamamen doldurulmuş olur. Bu da yüksek doz hızlarında orantılı olarak daha yüksek cevaba neden olur. Bu etki n tipi diyotlarda, p tipi diyotlara göre daha belirgindir. Toplam doza bağlı oluşan radyasyon hasarı nedeniyle doz hızına bağımlılık değişebilir.

Diyot sinyali sıcaklıktan etkilenir. Genel olarak, sıcaklık arttıkça hassasiyet artar. Bu etki ön ışınlama yapılmamış diyotlar için belirgin değil iken toplam ışınlama miktarının artmasıyla duyarlılık artmaktadır. Isıya duyarlılık oranı belirli toplam dozdan sonra sabit kalmaktadır.

SSD, alan büyüklüğü, kama filtre, blok taşıyıcı tepsi ve blokların varlığı gibi geometrik ve fiziksel parametreler foton enerji spektrumlarını değiştirdiklerinden dolayı

diyot okumalarında değişime neden olurlar. Bu nedenle düzeltme faktörlerinin elde edilmesi gerekmektedir. Diyot kristalinin fiziksel özelliklerinin yanında diğer faktörler de bu düzeltme faktörlerinin değerini etkiler. Fotonların saçılma özelliği diyotların doz cevaplarını değiştirebilmektedir. Bu nedenle giriş/çıkış konumları ve derinde yerleşmiş olan diyotlarla doz ölçümü, diyot konumlarına bağlı olarak elde edilen değerlere bir düzeltme faktörünün uygulanması gerekmektedir.

Yüksek enerjili demetlerde diyot okuması hemen hemen fantom saçılmasından bağımsız iken giriş dozu için böyle değildir. Ek olarak giriş dozu için kullanılan diyot kolimatör yapısından kaynaklanan elektron saçılmalarına da maruz kalacaktır. Sonuç olarak alan büyüklüğü, SSD, kama filtre, blok taşıma tepsi, blok gibi parametrelerin kolimatörden saçılan elektron kontaminasyonuna katkısı olacak ve diyot düzeltme faktörlerinin daha büyük olmasına neden olacaktır. Bununla ilgili olarak, dedektörün yapısı, doz oluşum başlığının şekli ve kalınlığı diyot sinyaline etki eden diğer faktörlerdir. Doz oluşum bölgesi için tasarlanan başlığın şekli açısal bağımlılığı etkileyecektir. Silindirik başlık, yarı küresel olana göre farklı açısal bağımlılık gösterir. Doz oluşum başlığının kalınlığı diyot tarafından görülen saçılma şartlarını belirler. Düzeltme faktörlerini en aza indirmek ve ölçümlerde daha büyük hassasiyet için maksimum doz derinliğine eşit kalınlıklı doz oluşum başlığı kullanılması tavsiye edilir (ESTRO 2001).

Doz oluşum başlıklarının kalın olması tedavi alanında daha büyük perturbasyona neden olur ve toplam tedavinin farklı fraksiyonlarında hastaya verilen dozda düşüş meydana getirir. Günümüzde fiziksel yoğunluğu yüksek maddelerin kullanımıyla perturbasyon etkisi indirilmiştir. Ek olarak, farklı enerji aralıklarında (örneğin 4MV ve 8MV) doz oluşum başlıkları farklı biçimde tasarlanmıştır.

2.2. Radyoterapi

Radyoterapi; iyonize edici özelliği olan X-ışınları, gama ışınları, elektronlar ve protonların kötü huylu (malign) ve iyi huylu (benign) tümörlerin tedavisinde kullanılmasıdır.

Radyoterapinin doğuşu 19.yüzyıl sonlarındaki üç önemli keşfe dayanmaktadır. 1895'te W. Roentgen tarafından keşfedilen X-ışınları, 1896'da Becquerel tarafından öne sürülen radyasyon tanımı ve 1898'de Marie Curie ve eşi Pierre Curie'nin Radyum üzerindeki çalışmaları. Radyumun keşfini takiben 10 yıl içinde, radyasyon ile kanser tedavisi başlamıştır.

1922 yılında, Coutard ve Hautant X-ışınları ile ileri larenks kanserinin tedavi edilebildiğini Paris Uluslar Arası Onkoloji Kongresinde göstermişlerdir. 1934'de, Coutard tarafından günümüzdeki radyasyon tedavisinin temeli olan uzun süreli fraksiyone tedavi yöntemi geliştirilmiştir ve 1936'da Paterson X-ışınları ile kanser tedavisinin sonuçlarını yayınlamıştır.

Radyoterapinin ilk devrelerinde kullanılan cihazlarda 150-400 kV potansiyeye sahip X-ışınları üretiliyordu. Bu enerji seviyesinden elde edilen X-ışınlarının doku içindeki girciliğinin düşük olması derin yerleşimli tümörlerin tedavisinin yetersiz olmasına sebep oluyordu. Bu nedenle girciliği daha çok olan yüksek enerjili X-ışınlarına ihtiyaç duyuldu. Yüksek enerjili foton elde etme çabaları, yüksek enerjili gama yayan radyoaktif kaynaklara ve yüksek enerjili X-ışın cihazı geliştirme çalışmalarına yönelmiştir.

Nükleer reaktörlerin geliştirilmesi ile yüksek enerjili gama ışınları yayan radyoaktif maddeler elde edilmeye başlanmıştır. Radyoterapi ünitelerinde ilk olarak kullanılmaya başlanan radyoaktif kaynaklar Sezyum (Cs-137) ve Kobalt (Co-60) izotoplardır.

Yüksek enerjili X-ışını elde etme amacıyla ilk doğrusal hızlandırıcı 1928 yılında İsviçreli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. Günümüzdeki medikal doğrusal hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk hızlandırıcılar 1948'de İngiltere'de tedavi amaçlı olarak kullanılmıştır.

Radyasyon fiziğinin tedavi alanındaki teknolojik ilerlemesi sayesinde daha yüksek enerjili foton, elektron, proton, nötronlar hatta ağır iyonlar kullanabilir hale gelmiştir. Bilgisayar ve elektronik teknolojilerinin ilerlemesiyle tedavi planlamada ve uygulama tekniklerinde de gelişmeler ortaya çıkmaktadır.

Günümüzde üç boyutlu geleneksel (konformal) tedavi (3BKT) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) gibi teknikler geniş çapta uygulanmaktadır (Perez vd 2008, Podgorsak 2006, Khan 2010).

2.2.1. Radyoterapinin Amacı

Radyoterapinin amacı; tanımlanan bir tümör hacmine belirlenen dozu vermenin yanı sıra hacmi çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar vererek hastaya iyi bir yaşam kalitesi sağlamak ve sağ kalım süresini arttırmaktır. Radyoterapi tedavi edici etkisine ek olarak hastalığa bağlı ortaya çıkan ağrı ve kanamayı gidermede de yardımcıdır. Radyoterapi radikal, adjuvan ve palyatif tedavi olarak üç ana gruba ayrılabilir.

Radikal (İyileştirici) Radyoterapi: Tümörü tamamen kontrol altına almak amacıyla uygulanan tedavi şeklidir. Işınlanan hacim, tümörü ve mikroskopik yayılım ihtimali olan bölgeleri içermektedir. Uygulanan toplam radyasyon dozu tedavi edilecek bölgeye göre değişmekte olup 60-80 Gy arasında tanımlanmaktadır.

Adjuvan Radyoterapi: Radikal tedavinin bir aşamasıdır, ilk tedavi cerrahi ve/veya kemoterapi olabilir. Radyoterapi ise mikroskopik yayılım kontrolü için kullanılır. Uygulanan toplam radyasyon dozu 45-60 Gy arasında değişmektedir.

Palyatif Radyoterapi: Bu tip tedavide amaç sadece hastalığa bağlı ağrı ve kanama gibi belirtileri hafifletmek ve hastanın yaşam kalitesini artırmaktır. Verilen doz radikal

radoterapiye oranla daha düşük, tedavi süresinde daha kısadır. Uygulanan toplam radyasyon dozu 20-40 Gy arasında değişmektedir (Lemoigne ve Caner 2007).

2.2.2. Radyoterapide Kullanılan Hacim Kavramları

Radyasyon onkolojisi merkezleri arasındaki klinik bilgi ve sonuç alışverişi, dozlar ve bu dozların verildiği hacimleri belirtmek için kullanılan metotlarda istikrar ve anlaşma gerektiği konusunda ICRU'nun tavsiyeleri bulunmaktadır. Üç boyutlu görüntüleme ve bilgisayarlı tomografinin tedavi planlama işleyişinde kullanımıyla yapı ve organların hacimsel bilgilerine erişilebilmektedir. Bu kapsamda ışınlama tekniklerini bildirmek için gerekli olan terim ve kavramlar tanımlanmıştır (ICRU Report No:78 2007). Kanser hastalarının radyasyonla tedavisi için ilgili tümörlü organ veya dokunun, sağlıklı doku ve organın hacim tanımlamaları ICRU'nun 50, 62, 71 ve 78 nolu raporlarında belirtilmiştir.

Tanımlanabilir Tümör Hacmi (GTV: Gross Target Volume):

Görülebilir, elle hissedebilir ve görüntüleme yöntemleri ile gösterilebilir hastalığın hacmini tanımlar. Birincil tümörü ve varsa lenf nodu yayılımı veya diğer yayılımları da içerir. GTV, tümör hücrelerinin en yoğun olduğu bölgedir.

Klinik Hedef Hacmi (CTV: Clinical Target Volume):

CTV, GTV'yi ve/veya mikroskobik yayılımı içeren hacimdir. Birden fazla CTV olabilir ve CTV sınırları görüntüleme tekniklerine göre değişebilir (BT veya MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme).

Planlanan Hedef Hacmi (PTV: Planning Target Volume):

Tedavi planına tanımlanan geometrik bir kavramdır. CTV'yi belirli bir sınır ile sarmalıdır ve bu sınır CTV'nin verilen tedavi dozunu alabileceği kadar olmalıdır. Bunun yanı sıra PTV normal dokularda radyasyon hasarını klinik olarak kabul edilebilir seviyeye çekmek için uygun huzme düzenlemesini seçmede yardımcıdır.

Riskli Organ (OAR: Organ at Risk):

Tedavi hacminin yakınında ve/veya komşuluğunda bulunan yapılardır. Radyasyon duyarlılığı nedeniyle tedavi planını ve/veya tedavi dozunu etkilemektedir. Bu yapıların klinik açıdan radyasyon duyarlılık dozu farklılık göstermektedir.

Set-up'a Bağlı Sınır (SM: Set-up Margin):

Hastanın tedavi sırasında pozisyonlandırılmasındaki belirsizlikler, aygıtların mekanik ve dozimetrik farklılıkları nedeniyle set-up sınırı PTV hacmi oluşturulurken gereklidir.

Planlanan Riskli Organ Hacmi (PRV: Planning Organ at Risk Volume):

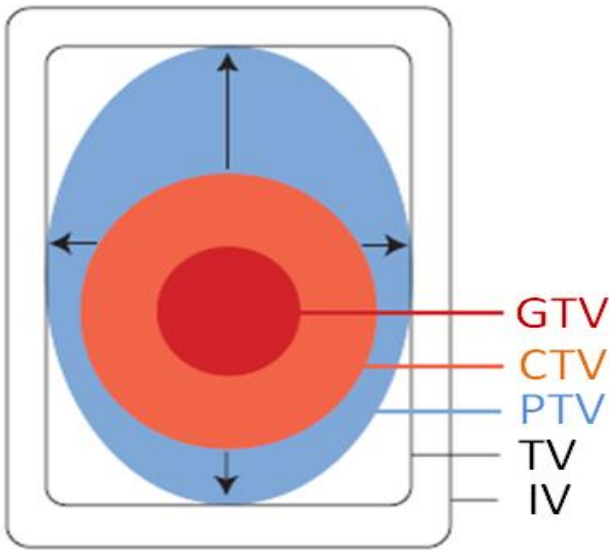
Riskli organlardaki beklenmedik yüksek dozları önlemek için PTV içindeki hacmini belirlemek gerekir. PRV tedavi planlamasına yardımcı ve geliştirici bir etkidir.

Tedavi Hacmi (TV: Treatment Volume):

TV, planlanan tedavi ile tedavi dozunun oluştuğu bir hacimdir. Pratikte doz dağılımına göre seçilen referans izodozun kapsadığı doku hacmidir.

Işınlanan Hacim (IV: Irradiated Volume):

Normal doku toleranslarına göre anlamlı olabilecek dozları alan hacimdir.



Şekil 2.25. Radyoterapide kullanılan hacim kavramları

2.2.3. Tedavi Teknikleri

Radyoterapi tedavi teknikleri üç ana gruba ayrılır:

- 1- Ekternal Tedavi (Uzak mesafeden yapılan ışınlama)
- 2- Brakiterapi (Yakın mesafeden yapılan ışınlama)
- 3- İnternal Tedavi (Sıvı ve koloidal radyoizotopların vücuda uygulanması)

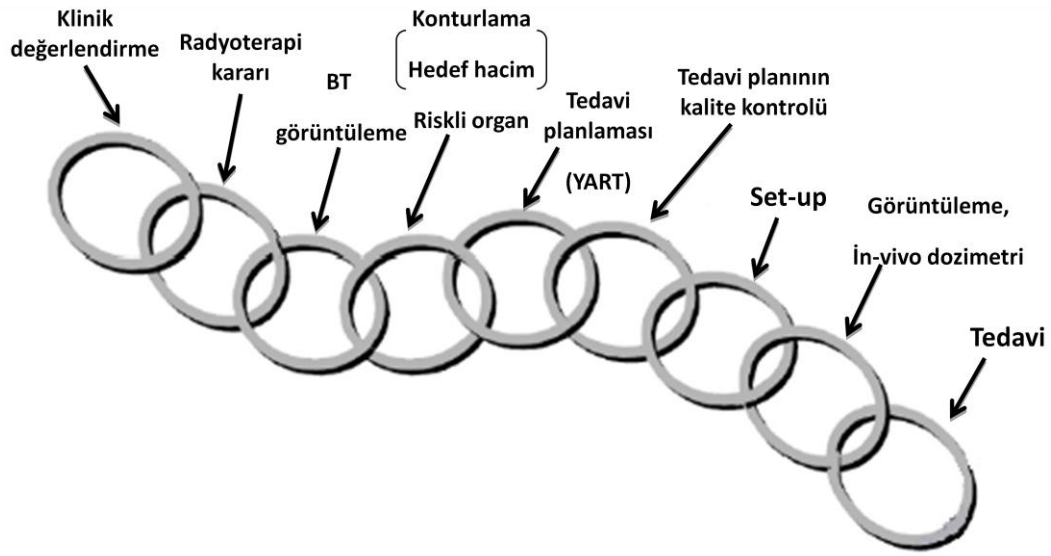
Ekternal Tedavi: Radyoaktif kaynak ya da üretilen ışın kaynağı bölümü ile hasta ışınlanmasında hedeflenen geometrik mesafenin 80 veya 100 cm olduğu bir radyoterapi tekniğidir. Radyoterapide en çok kullanılan yöntemdir. Ekternal tedavide kullanılan aygıtlar Kobalt-60, lineer hızlandırıcılar ve cyberknife gibi cihazlardır. Bu tezde lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır.

Brakiterapi: Radyoaktif kaynakların tekbaşına veya kaynak taşıyıcı aygıtlarla vücuda ya da tümöre degecek, doğal vücut boşluklarına yerleştirilecek veya tümörün içinde olacak şekilde kullanıldığı bir radyoterapi yöntemidir.

İnternal Tedavi: Bu tedavide radyoaktif madde vücut boşluklarına ya da doku içine verilerek hastalıklı bölgenin ışınlanması sağlanmaktadır.

2.2.4.Radyoterapi Süreci

Bir kanser hastasının klinik değerlendirmesi sonrası alınan radyoterapi kararıyla başlayan tedavi süreci Şekil 2.26’da eksternal radyoterapi için gösterilmektedir.



Şekil 2.26. Radyoterapi süreci

2.3. Simülâtör Cihazları ve Sabitleme Araçları

Simülâtör cihazı tedavi aygıtıyla benzer fiziksel ve geometrik özelliklere sahip tanısall amaçlı bir X-ışın cihazıdır. Simülasyon ise simülâtör cihazı ile hastanın tedaviden önce sabitlenmesi, görüntülemenin yapılması ve tümör yerleşiminin belirlenmesi işlemidir. Bu işlemler ayrıca BT, MRG ve PET-BT (PET: Positron emission tomography) cihazları ile yapılabilmektedir (Beyzadeoğlu vd 2008).

Radyoterapi sırasında belirlenen dozun hastaya doğru bir şekilde verilebilmesi ve planlanan doz dağılımının elde edilebilmesi için hastaya uygun pozisyonun verdirilmesi, tedavi boyunca hasta pozisyonunun bozulmaması ve her tedavide aynı pozisyonun sağlanması gerekmektedir. Bu amaçla gerektiğinde sabitleme araçları kullanılmaktadır. Örnek olarak baş-boyun kanseri hastalarının sabitlemesinde kullanılan termoplastik maske Şekil 2.27’de gösterilmektedir.

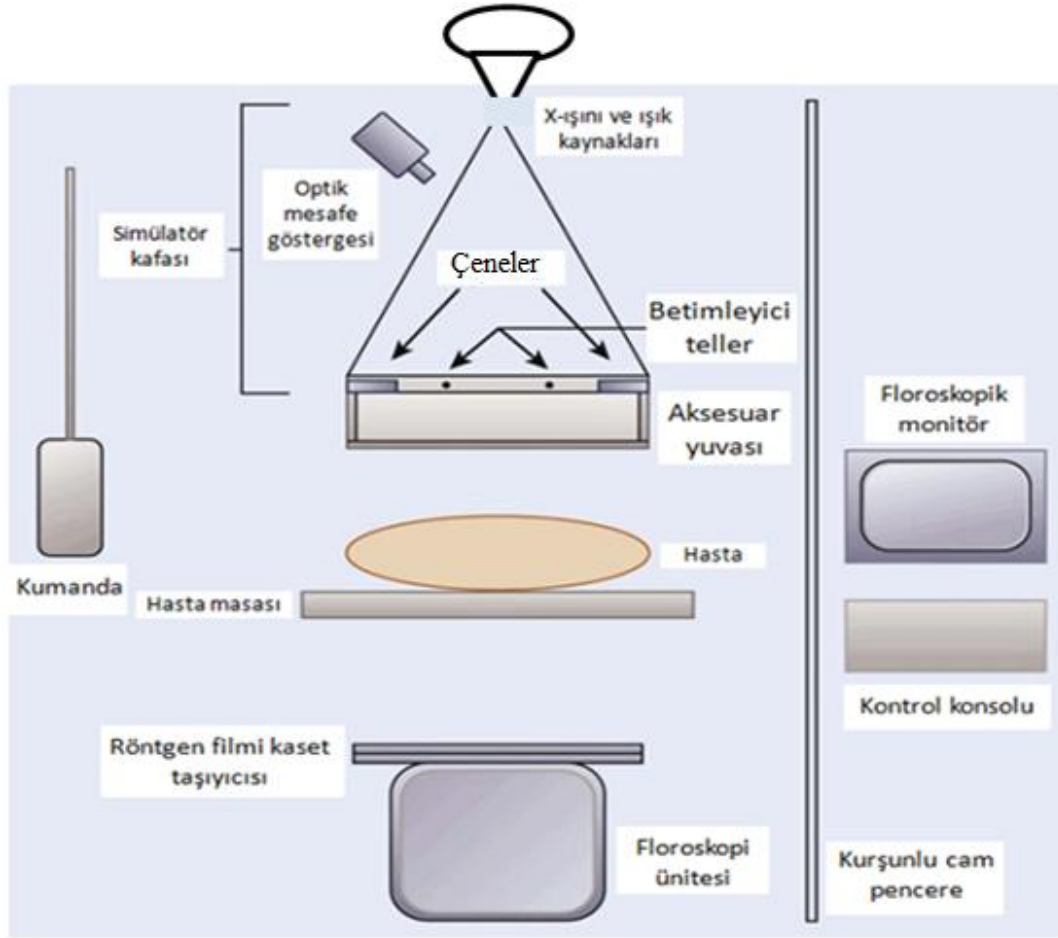


Şekil 2.27. Baş-boyun kanseri hastalarının sabitlemesinde kullanılan termoplastik maske ve türleri

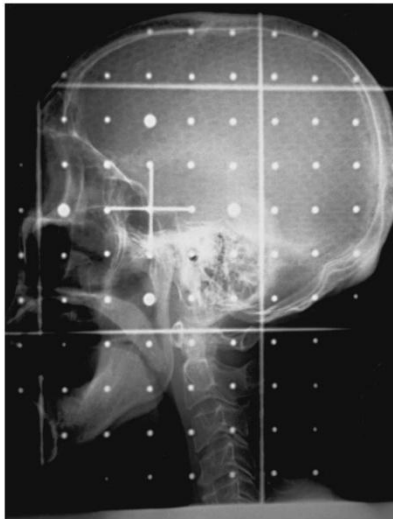
2.3.1. Konvansiyonel Simülâtör Cihazları

Bir radyoterapi simülâtörünün amacı radyoterapi ünitesini taklit etmektir, fakat yüksek enerjili tedavi demetleri yerine görüntüleme için tanısal nitelikli X-ışınları yani düşük enerjili foton demetleri üretir. Tedavi için birçok hazırlık simülâtör cihazında yapılır böylece hastanın set-up'ında ve tedavi tekniğinde zaman kaybına neden olan beklenilmeyen sorunların tedaviden önce çözümlenebilmesine olanak sağlanır. Bir simülâtör, tedavi ünitesinin işlevlerinin birçoğuna sahiptir. Modern bir tedavi simülâtörünün ilgili bileşenleri Şekil 2.28'de gösterilmektedir.

Simülâtör kafasında yer alan kolimatörde hareketli tanımlayıcı teller ve çeneler (jaw) bulunmaktadır. Tanımlayıcı teller, simülâtör görüntüsüne alan boyutunu belirleyen düz çizgiler olarak yansır. Çene konumu görüntü büyüklüğünü belirler. Kafadaki alan lokalizasyon ışığı, hastaya yönelen ışın pozisyonunu gösterirken merkez gösterge telleri (crosshairs) ve alan tanımlayıcı telleri hasta cildi üzerine yansıtır. Optik mesafe göstergesi kaynaktan hastaya kadar olan mesafeyi hasta cildine yansıtarak göstermektedir. Simülâtörün kolimatör kısmı, blok taşıma tepsi gibi tedavi aksesuarlarının monte edilmesine imkan sağlayan aksesuar yuvasını içerir. Radyopak işaretleyiciler veya ızgara (grid) koordinat tepsi film üzerinde ölçüm için ölçek sağlar. Şekil 2.29 alan tanımlayıcı tellerin, merkez göstergesinin ve koordinat işaretleyicilerinin yansıtıldığı bir lateral (yan) baş-boyun radyografını göstermektedir (Hoppe vd 2010).



Şekil 2.28. Bir radyoterapi simülâtörünün ana bileşenleri

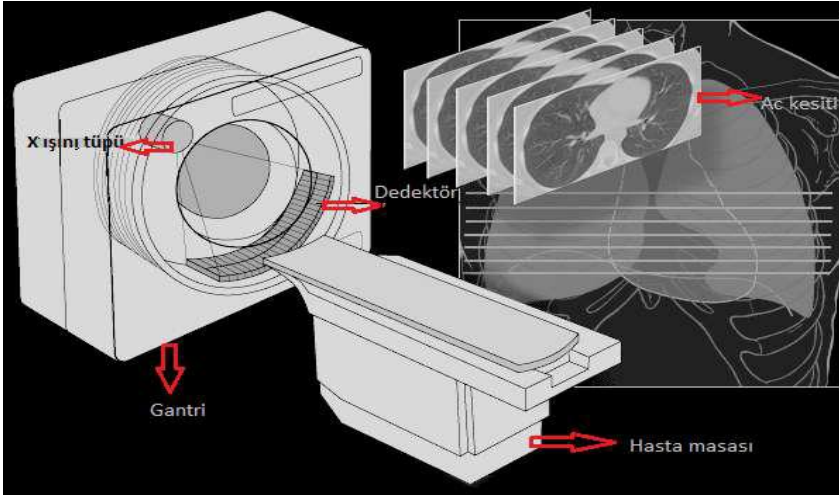


Şekil 2.29. Bir baş-boyun hastasının sol lateral simülasyon radyografı

Günümüzde bilgisayarlı tomografi cihazı (BT) 3 boyutlu vücut görüntülemesindeki avantajı nedeniyle simulasyon işlemlerinde önemli bir basamağı oluşturmaktadır. Bu cihaz ile birlikte kullanılan simulasyon yazılımları “sanal simulasyon” olarak yeni bir işleyişi ortaya sürmüştür.

2.3.2. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (BT)

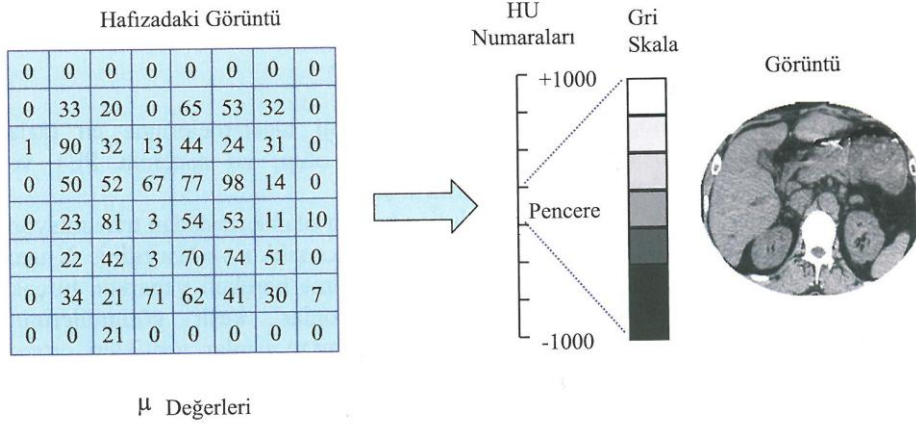
Bilgisayarlı tomografi cihazı (BT), vücutta incelenen bölgenin X-ışınları ile kesitsel görüntüsünü oluşturan bir cihazdır. Tipik bir BT cihazı X-ışın kaynağı, dedektör dizisi, hasta destek masası ve bilgisayar istasyonundan oluşmaktadır. Bu cihaz görüntü oluşturmada konvansiyonel X-ışını cihazlarında mevcut olan X-ışını tüplerinin bir benzerini kullanmaktadır. Ancak diğer X-ışını cihazlarının aksine bu cihaz sürekli dönmekte olan bir gantri'ye bağlıdır. Gantri, yataklı bir sistem ile hastanın girmesine izin veren merkezinde daire şeklinde bir oyuktur. İçerisinde sürekli dönen X-ışın tüpü ve karşısına yerleştirilmiş dedektör vasıtasıyla cihaz her açıdan organın görüntülerini almaktadır. Elde edilen görüntüler yani projeksiyonlar, kesit görüntülerinin oluşturulmasında kullanılır. X-ışın tüpü çıkışında ve dedektör önündeki kolimatörler ile istenilen kalınlıkta kesitler seçilebilir.



Şekil 2.30. BT cihazı ve akciğer kesit görüntüsü

Projeksiyonu oluşturan ışınlar geçtikleri ortam boyunca soğrulmaya uğrayarak dedektör tarafından algılanırlar. Dedektörün ölçtüğü her değer, ışının kat ettiği yol boyunca uğradığı toplam soğrulma miktarının ifadesi için kullanılmaktadır. Bu projeksiyonlar kullanılarak elde edilen kesit görüntüleri ise soğurma katsayılarının (μ) dağılımıdır ve bu dağılım daha sonra BT numaralarına (Hounsfield Units-HU) dönüştürülerek gri skala ile görüntü elde edilir. BT numaraları -1000 ile +1000 arasındadır (AAPM Task Grup No:66 2003, Bor 2009).

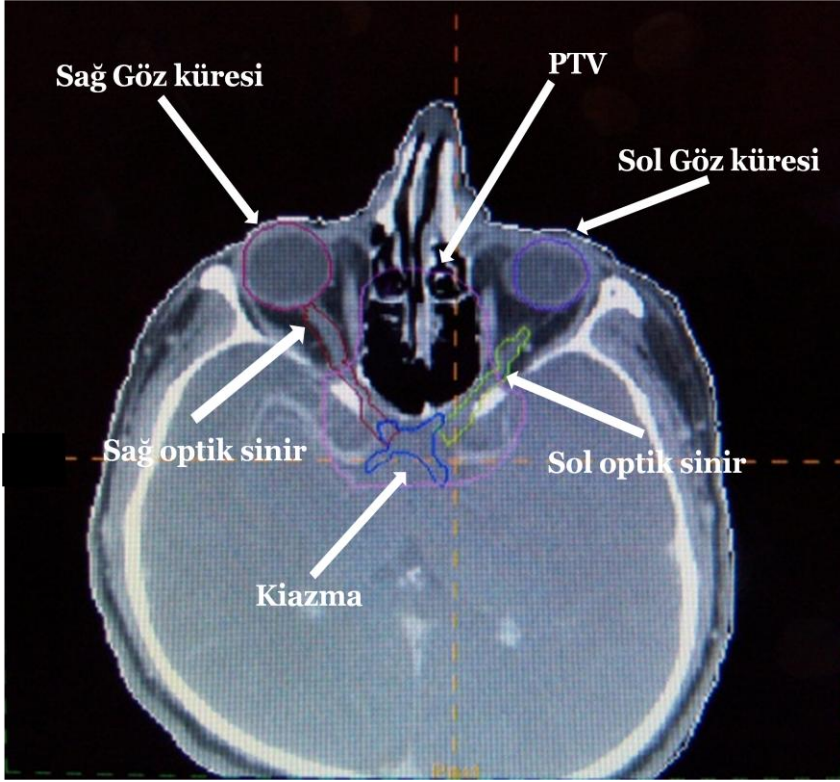
$$H = \frac{\mu_{doku} - \mu_{su}}{\mu_{su}} \times 1000 \quad (2.22)$$



Şekil 2.31. Soğurma katsayılarından oluşan kesit görüntüleri, HU değerlerine çevrilen katsayılar

2.3.3. Konturlama (Yapı ve Organ Çizimi) ve Sanal Simülasyon

BT ve MRG vb. aygıtlarla elde edilen hasta görüntüleri üzerinde dijital ortamda yapılan simülasyonlara **sanal simülasyon** denir. Sanal simülasyon; görüntü aktarım sistemleriyle hastanın görüntüleri aktarılarak simülasyon yazılımı olan bilgisayarlarda yapılır. Bu işlem simülasyon yazılımı olan bilgisayarların yanı sıra tedavi planlama sistemlerinde de yapılabilmektedir. Aktarılan görüntülere tedavi planlaması esnasında kullanılacak olan GTV, CTV, PTV ve riskli organların çizilmesi yani **konturlama** işlemleri yapılmakta ve tedavi cihazının ışın geometrisi ile ilgili parametreler (izomerkez konumu, huzme açısı, alan boyutu gibi) düzenlenebilmektedir (Beyzadeoğlu vd 2008, Khan 2010).



Şekil 2.32. Bir BT kesitinde baş-boyun kanseri hastasının PTV ve riskli organlarının konturlaması

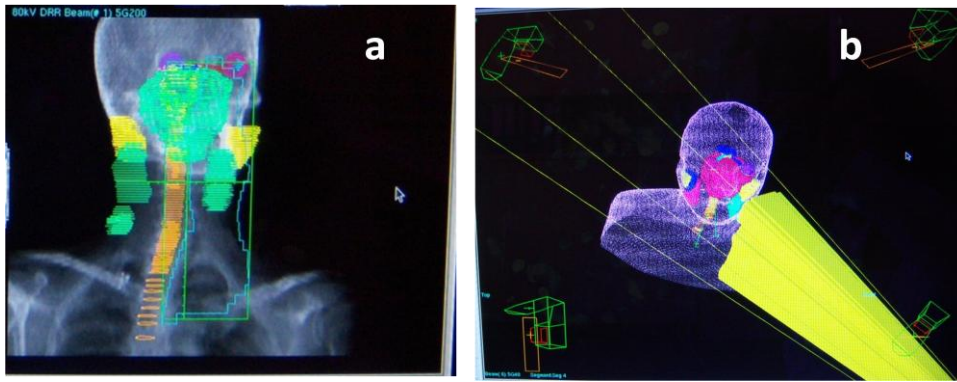
2.4. Tedavi Planlama Sistemi

Tedavi planlama sistemi (TPS), tümör hacmine tanımlanan en yüksek dozu verirken risk altındaki doku ve organlara en az doz verme amacıyla radyoterapide ışın ve doz dağılımı düzenlemesinde kullanılır. TPS iki ya da üç boyutlu planlama yapabilen ve farklı yazılımlar ile çalışan bir sistemdir. TPS ile istenilen alan boyutlarında farklı enerjide foton ya da elektron demetleri, gerektiğinde bolus, kama filtre ya da ÇYK kullanarak farklı tedavi planlamaları yapmak mümkündür. Sistem girilen parametreleri göz önüne alarak doz ve doz dağılımı hesaplayabilmektedir. Bu hesaplamalar sonucunda hedef hacim ile komşu kritik organ ve dokuların alacağı dozlar hakkındaki bilgiyi kesitsel olarak 2 boyutlu görsel dağılım, 3 boyutlu gösterimlerin yanı sıra doz-hacim histogramları (DVH) biçiminde vermektedir. Hasta vücut yapısı, PTV hacmi ve konturlanmış yapılara ilişkin doz dağılımı 3 boyutlu olarak görüntülenebilmektedir (Podgorsak 2005).

2.4.1. Tedavi Planının Düzenlenmesi

Hastanın BT simülasyonun yapılması ve BT görüntülerine tedavi planlaması esnasında kullanılacak olan GTV, CTV, PTV ve riskli organların konturlanmasından sonra TPS'de tedavi planlama aşamasına geçilir. Kullanılacak olan tedavi cihaz ve enerji seçildikten sonra konturlanan kesitler üzerinde TPS yazılımı ile tedaviye uygun

ışın alanları belirlenir. Bu sistemin en kullanışlı özelliklerinden biri, hedef hacim ve diğer yapıların görülebildiği ışın gözü görüntüsünün (beam's eye view-BEV) elde edilmesidir. BEV, hastaya radyasyon kaynağının bulunduğu noktadan bakılıyormuş gibi görülmesini sağlar. Bu sayede normal dokuların en fazla korunabileceği ve hedef hacim için mümkün olan en iyi dozun verilebileceği ışın geometrileri tespit edebilir. Bunun yanı sıra BEV kullanılan kama filtrelerin yönünün kolimatör açısı ile ilişkisini, koruma bloklarının veya çok yapraklı kolimatörlerin (ÇYK) yerini, ışının hastanın hangi yanında olduğunu ve tedavi pozisyonunu değerlendirmede yardımcı olur. Gantri ve kolimatör gibi açısal parametrelerin yanı sıra masa hareketinin ayarlanması ile oluşan yeni geometrilerin 3 boyutlu olarak değerlendirilmesinde ise TPS'in tedavi odası görüş (REV: room eye view) özelliği kullanılabilir.



Şekil 2.33. Bir baş-boyun kanseri tedavi planının BEV ve REV görüntüleri

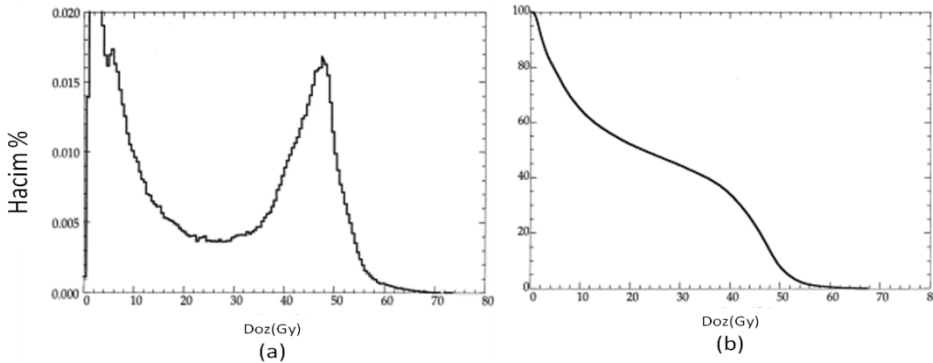
Tedavi alanları yerleştirildikten sonra doz ve doz dağılım hesaplamaları için gerekli olan normalizasyon noktası, her bir alan için ağırlık değeri, fraksiyon sayısı ve fraksiyon başına tedavi dozu gibi parametreler girilir. Doz dağılım değerlendirmesi için 2 ve 3 boyutlu doz dağılımlarının yanı sıra DVH verileri incelenir. Doz dağılımı uygun ise referans izodoz seçimi yapılır. Herbir alan için ışınlama süresi veya monitor unit (MU) hesaplaması için işlem yapılır. Tedavi sürecine başlanır (Khan 2010).



Şekil 2.34. Bir baş-boyun kanseri tedavi planının 2 boyutlu doz değerlendirmesi

2.4.2. Doz Dağılımının Değerlendirilmesi

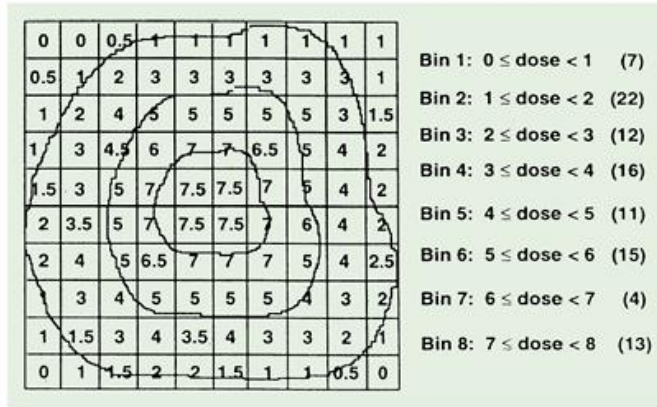
Plan değerlendirilmesinde ilk basamak 2 ve 3 boyutlu doz dağılımını incelemektir. Herbir kesitsel görüntü incelenerek hedef hacim ve normal dokular açısından doz verisi değerlendirilir. PTV'nin izodoz dağılımının değerlendirilmesi ICRU kriterlerine göre yapılmakta olup, PTV için referans izodoz seçimi tanımlanan dozun -5% 'ni ve $+7\%$ 'ni sağlayacak şekilde yapılmaktadır. Tüm kesitlerde normal doku ve PTV açısından doz dağılımı gözden geçirilir. Planı değerlendirmek için bir diğer parametre ise doz-hacim histogramıdır. Tedavi planı ile ilgili PTV'nin ve riskli yapıların hacimlerinde toplam doz dağılımlarını grafiksel olarak gösterirken ortalama, minimum ve maksimum doz verileride aynı anda değerlendirilebilmektedir. Bu nedenle tedavi kararında en etkili araçtır. Diferansiyel ve kümülatif olmak üzere iki tür DVH bulunmaktadır (Khan 2010).



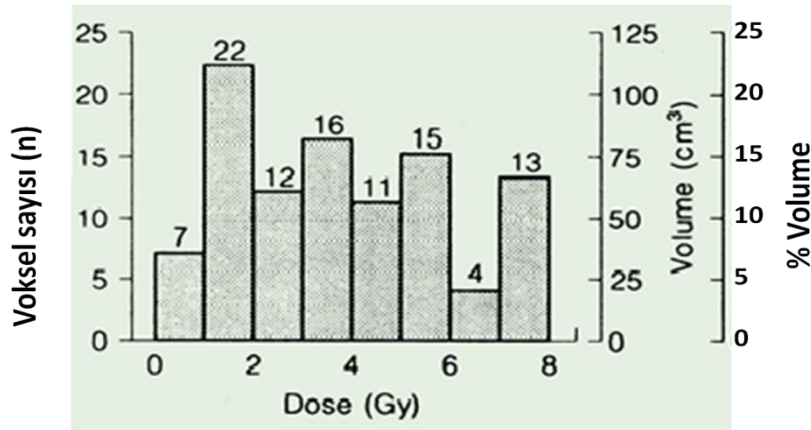
Şekil 2.35. a) Diferansiyel DVH ve b) Kümülatif DVH örnekleri

- **Diferansiyel DVH:**

Doz hacim histogramını hesaplamak için her hacim eşit oranlara bölünür, bunlara ‘Voksel’ denir. Bu voksellerin içerdikleri doz sabit olana kadar boyutları küçültülür. Hacimde görülen toplam dozu doz aralıklarına bölerek toplam voksellerin aldığı dozu her bir basamakta hesaplar. Doz basamaklarının boyutu, diferansiyel DVH’nin her basamağının yüksekliğini belirler. Örneğin; basamak genişliği arttırılırsa, verilen her basamakta daha çok sayıda voksel yer alacağı için histogramın basamaklarının yüksekliğide artacaktır. Bu nedenle diferansiyel DVH’in ayrıntılı biçimi basamak seçimine bağlıdır (Perez vd 2008).



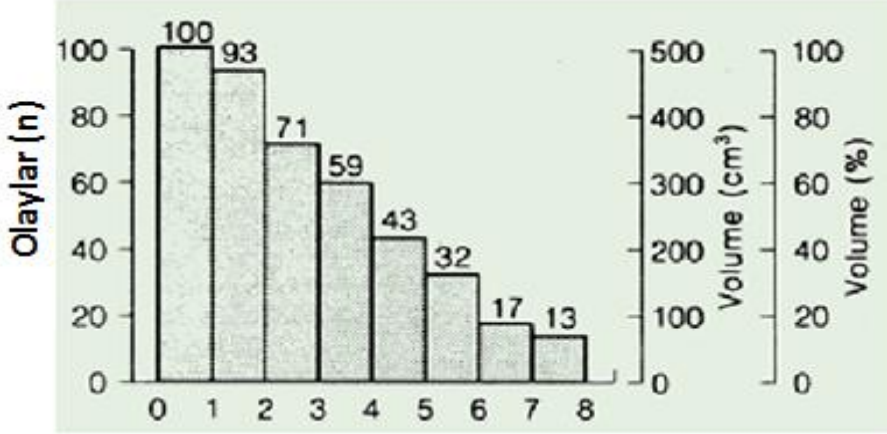
Şekil 2.36. Örnek bir doz-hacim histogramı hesaplaması (Bu planda ışınlanan bir organ 100 adet 5cm^3 ’lük voksellere bölünmüştür. Her biri 0’dan 7,5 Gy’e doz alırlar. Örneğin 22 voxel 1 Gy’e eşit ya da daha fazla ancak 2 Gy’den daha az ışın almıştır.)



Şekil 2.37. Diferansiyel doz hacim histogramı (Örneğin; 12 voksel ya da 60cm^3 ya da organın %12’si 2 Gy’e eşit ya da daha fazla ancak 3 Gy’den daha az doz almıştır.)

- **Kümülatif DVH:**

Seçilen % izodoz eğrilerinin kapsadığı hacmin ne kadar olduğunu bulabilmek için kümülatif DVH kullanılır. Bilgisayar, hedef hacime (veya kritik yapıya) verilen dozu hesaplar ve bu hacime (hacim yüzdesi) karşı dozları çizer. Kümülatif DVH 0 Gy doz için % 100 hacimle başlanır ve bütün hacimlerin aldığı doza kadar devam eder (Perez vd 2008).

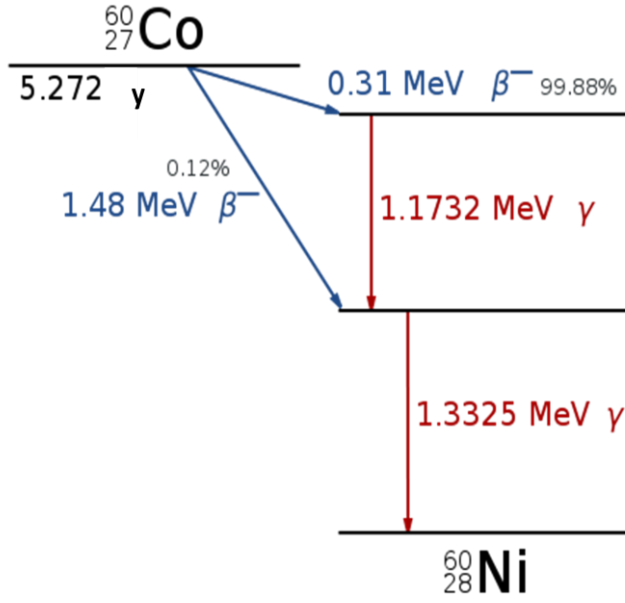


Şekil 2.38. Kümülatif doz hacim histogramı (Örneğin; 71 voxel ya da 355 cm³ ya da organın %71'i 2Gy ya da daha fazla doz almıştır.)

2.5. Eksternal Tedavi Cihazları

2.5.1. Kobalt-60 (Co⁶⁰) Teleterapi Cihazları

1940 yıllarında nükleer reaktörlerin geliştirilmesi ile yüksek enerjili gamma ışınları yayan radyoaktif maddeler elde edilmiş, radyoaktif sezyum (Cs¹³⁷) ve kobalt (Co⁶⁰) kaynakları teleterapi ünitelerinde kullanılmaya başlanmıştır. Co⁶⁰ teleterapi cihazları radyasyon kaynağı olarak Co⁶⁰ kullanan cihazlardır. Radyoaktif Co⁶⁰ kaynağı radyoaktif olmayan Co⁵⁹,un nükleer reaktörlerde nötron ile bombardıman edilmesi sonucu elde edilir. Co⁶⁰ kaynağından çıkan beta bozunumları ile birlikte ortaya çıkan gama ışınlarının enerjileri 1,17 MeV ve 1,33 MeV kadardır (ortalama enerji 1,25 MeV).

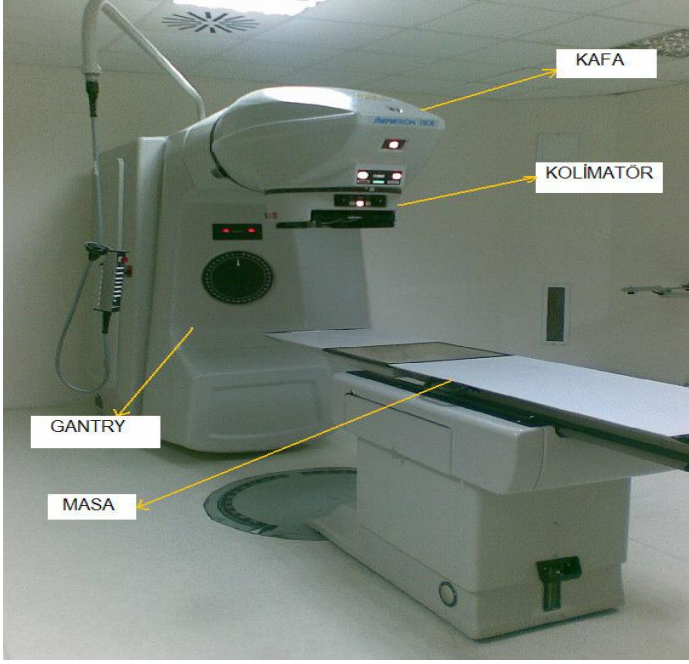


Şekil 2.39. Co⁶⁰ bozunum şeması

Co⁶⁰ aygıtının genelde 2cm çapında silindir veya disk şeklinde bir kaynağı vardır ve aktivitesi yaklaşık olarak 5000 ile 15000 Ci arasında değişmektedir. Co⁶⁰ kaynağı, wolfram ve kurşundan yapılmış ve ağırlığı yaklaşık bir ton olan bir kafa içerisinde muhafaza edilmektedir. Co⁶⁰ radyoizotopunun yarılanma süresi 5,27 yıldır.

Kobalt-60 demetinin soğrulma karakteristiği yani su ortamında derinliğe bağlı olarak değişen doz %DD parametresi ile incelendiğinde maksimum soğrulma yüzeyden 0,5 cm derinlikte oluştuğu gözlenmektedir. Bu nedenle Kobalt kaynağından çıkan gama ışınları cilt yüzeyinden 0,5 cm derinlikte maksimum değere ulaşmakta olup ve cilt korunma olayı (skin sparing effect) izlenmektedir.

Co⁶⁰ tedavi cihazlarından elde edilen foton enerjisinin standart mesafe (100cm) ve alanda (10x10cm²) %DD'nin değeri 5 ve 10 cm doku derinlikleri için sırasıyla maksimum soğrulan dozun %80 ve %59'una ulaşmaktadır (Podgorsak 2005, Perez vd 2008).

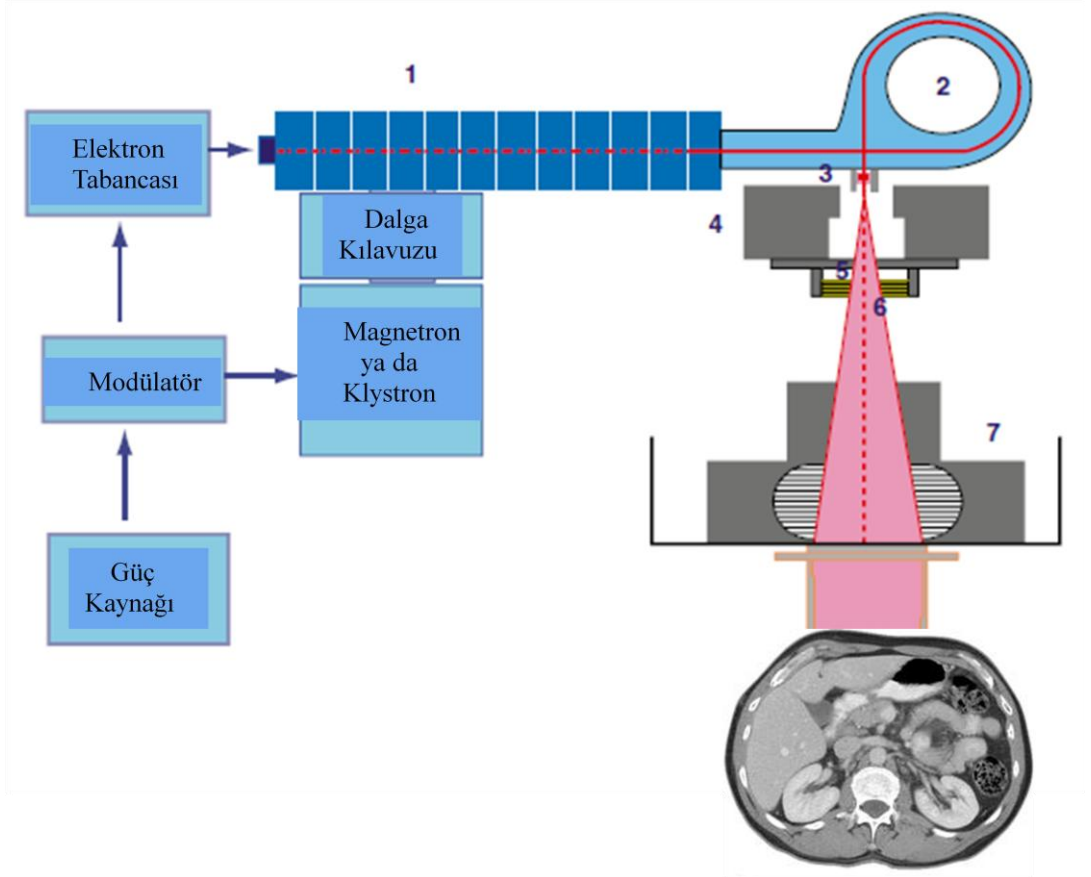


Şekil 2.40. Kobalt-60 tedavi cihazının bileşenleri

2.5.2. Lineer Hızlandırıcılar

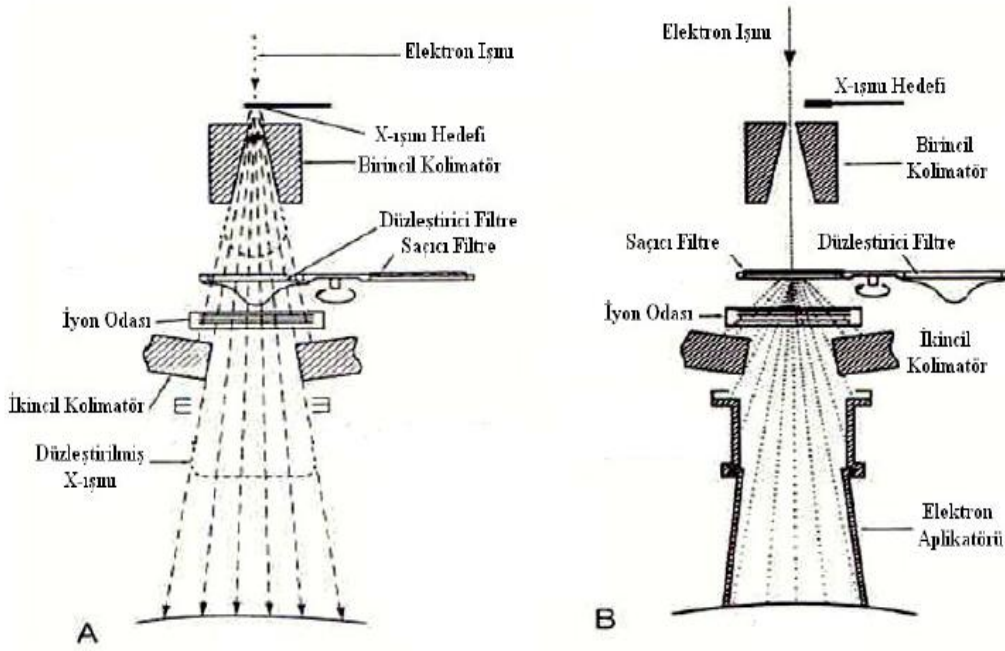
Lineer hızlandırıcılar, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalardan yararlanarak elektronlar gibi yüksek enerjili yüklü parçacıkları doğrusal bir tüp içinde hızlandıran cihazlardır. Bir medikal lineer hızlandırıcının çalışma mekanizması şu şekildedir;

Bir güç kaynağı modülatöre doğru akım (DC) sağlar. Modülatörden gelen yüksek voltaj sinyalleri magnetron veya klystron ve eş zamanlı olarak da elektron tabancasına iletilir. Mikrodalgalar, magnetron veya klystron adı verilen dalga üreticileri tarafından dalga klavuzu (wave guide system) ile hızlandırıcı tüp içerisine gönderilir. Elektron tabancası ile üretilen elektronlar da hızlandırıcı tüp içerisine enjekte edilir. Hızlandırıcı tüp yapısının iç hacmi bakır disklerle veya diyaframlarla bölünmüş olan tamamı bakırdan meydana gelir. Bu tüpün yüksek vakumla havası boşaltılmıştır.



Şekil 2.41. Bir medikal lineer hızlandırıcının temel bileşenleri ve çalışma mekanizması
 1)Elektronların üretilmesi ve hızlandırılması, 2)Elektronların 270° saptırılması, 3)Hedef ve birincil filtre, 4)Birinci kolimatör, 5)Ana filtre, 6)İyon odası ve 7)Çok yapraklı kolimatörler

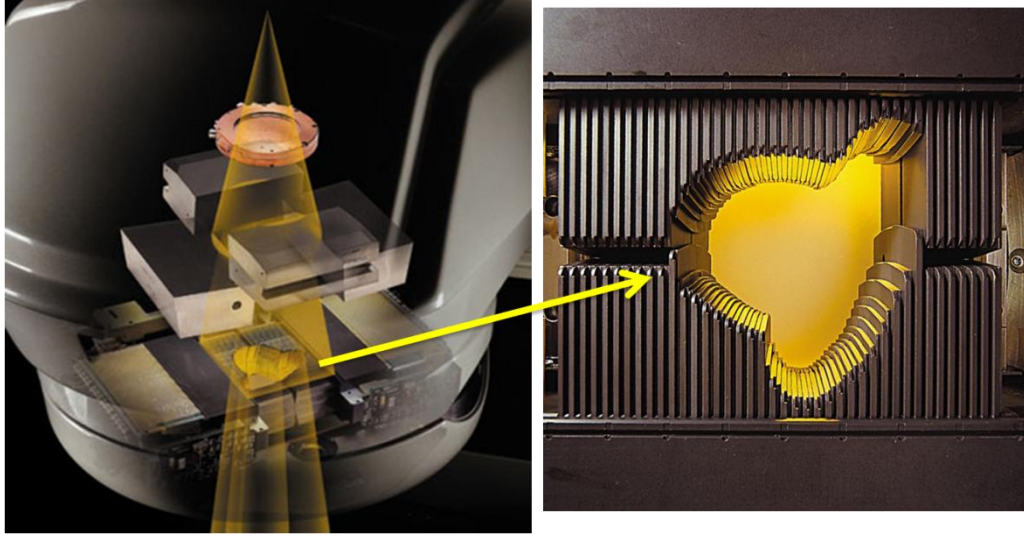
Yaklaşık 50 keV'lik enerji ile hızlandırıcı tüp içine enjekte edilen elektronlar mikrodalgaların elektromanyetik alanlarıyla etkileşirler ve böylece sinüzoidal dalga bileşim modelinden enerji kazanırlar. Hızlandırıcı tüpün çıkış penceresinden çıkan yüksek enerjili elektronlar yaklaşık 3 mm çaplı bir kalem ışın şeklindedirler. Rölatif olarak kısa hızlandırıcı tüpe sahip lineer hızlandırıcılarda (6 MV veya daha düşük) X-ışını üretimi için elektronların düz olarak ilerlemesi sağlanır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüpün çok uzun olması sebebiyle bu yapı yatay olarak ya da yatay bir açıyla yerleştirilmiştir. Elektronlar hızlandırıcı yapı ve hedef arasında (genellikle 90° ve 270°) uygun bir açı boyunca eğilirler. Saptırıcı mıknatıslar, odaklama bobinleri ve diğer bileşimleri içeren demet taşıma sistemi ile elektron demetinin hastaya doğru eğimi gerçekleştirilir.



Şekil 2.42. Gantri'nin iç yapısı. A: X-ışını tedavisi, B: Elektron tedavisi

X-ışını üretiminde ise hedefe çarptırılan elektronlar, hedefin hemen altında X-ışını kaynağındaki radyasyon sızıntısını azaltmaya ve hasta tedavisi için ışının yönünü ayarlamaya yarayan birincil kolimatöre gelir. Daha sonra ışın, yoğunluğunun alan boyunca aynı olmasını sağlayan düzleştirici filtreden geçer. Düzleştirilmiş ışın alanı iyon odasından sonra kurşun ya da tungstenden oluşan bir çift çeneden (jaw) geçer ve dikdörtgen bir alan boyutuna sahip olur. Işının en son dışarıya çıktığı kısım olan Gantri lineer hızlandırıcıların radyasyon kaynağını düşey bir eksende döndürme avantajını sağlayan parçasıdır. Gantri dönerken kolimatör eksenini ışın merkezi eksenine uyuşacak şekilde dikey ekseninde hareket eder (Khan 2010, Perez vd 2008).

Günümüzde genellikle medikal lineer hızlandırıcılarda, tedavide düzenli ya da düzensiz tedavi alanları oluşturmak için çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemleri kullanılmaktadır. ÇYK'ler kurşun, serrobend ya da tungsten yapraklardan oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen bilgisayar kontrollü çok yapraklı kolimatör sistemleridir. Tipik bir ÇYK yapısında 80-120 adet yaprak bulunmaktadır.



Şekil 2.43. Çok yapraklı kolimatör

ÇYK'lerin cihazın kafasındaki konumu üreticiye göre değişmektedir. Bazı üreticiler bir çift ikincil kolimatör çenesini çok yapraklı kolimatörler ile yerdeğiştirmekte bazıları ise çok yapraklı kolimatörleri üçüncül bir kolimatör yapısı gibi ikincil kolimatör çenesinin altına monte etmektedir. ÇYK tipleri üreticiye göre farklılık göstermektedir. Herbir yaprağın izomerkezdeki eni üreticiye göre değişmekte olup 1-3 cm arasındadır. ÇYK'lerin altında veya üstünde radyasyon sızıntısını önlemek için ek diyaframlar da kullanılmaktadır (AAPM Rapor No:72 2001).

2.6. Eksternal Radyoterapi Teknikleri

2.6.1. Konformal (Geleneksel) Radyoterapi

Konformal radyoterapi, hastaya özgü 3 boyutlu görüntülemeyle tümör kontrolünü daha da arttıran ve risk altındaki yapıların korunmasını daha iyi bir şekilde sağlayan bir eksternal radyoterapi tekniğidir. Bu teknikle hastaya özgü 3 boyutlu görüntülemeye dayanarak sadece tümörü ışınlamak için özel olarak şekillendirilmiş homojen doz yoğunluğuna sahip tedavi alanlarından oluşan radyoterapi planları dizayn edilmekte ve hastaya uygulanmaktadır. Bu tedavi tekniği normal yapılardaki dozu azaltırken tümöre radikal dozun verilmesine imkân sağlayarak tedavinin yan etkilerini de azaltmaktadır (IAEA Teknik Belgeler No:1588 2008).

Konformal radyoterapi süreci şu şekildedir:

- Tedavide pozisyon devamlılığını sağlamak için her hastaya özel olarak sabitleme yapıları (örneğin; baş maskesi, vücut maskesi, vakumlu yataklar, vb),
- BT ya da diğer görüntüleme çeşitleriyle (MRG vb.) ilgili tedavi bölgesinin görüntüleri elde edilir,

- Görüntüler aktarım sistemleriyle konturlama bilgisayarlarına gönderilir ve tedavi planlaması esnasında kullanılacak olan GTV, CTV, PTV, riskli organ ve yapılar uygun yazılımlar ile konturlanır,
- Konturlama ile oluşturulan 3 boyutlu yapılar dikkate alınarak, TPS yazılımı ile tedavide kullanılacak olan tedavi cihazı ve enerji seçildikten sonra tedaviye uygun ışın alanları belirlenir. Tedavi alanlarının düzenlenmesinden sonra doz ve doz dağılım hesaplamaları için gerekli olan normalizasyon noktası, her bir alan için ağırlık değeri, fraksiyon sayısı ve fraksiyon başına tedavi dozu gibi parametreler girilir. Doz dağılım değerlendirmesi için 2 ve 3 boyutlu doz dağılımlarının yanı sıra DVH verileri incelenir. Doz dağılımı uygun ise referans izodoz seçimi yapılır. Herbir alan için ışınlama süresi veya monitor unit (MU) hesaplaması için işlem yapılır,
- Plan tamamlanıp, değerlendirilip kabul edildikten sonra görüntülerden yeniden yapılandırılmış dijital görüntüler (DRR, Digitally Reconstructed Radiograph) oluşturulur. DRR'lar tedavi alanlarının bilgisini ve hastanın anatomik görüntüsünü içeren 2 boyutlu bir radyografıdır ve tedavi planının set-up'ında bir referans görüntü görevi görür. Burada DRR'nin görevi bir simülasyon filminin benzeridir. İlk tedaviden önce tedavi planına göre tanımlanan parametreler ile hastanın tedavi cihazında set-up'ı yapılır. Bu esnada port filmler veya dijital görüntü sistemleriyle elde edilen görüntüler DRR veya simülatör filmleri ile karşılaştırılır. Bunun yapılmasındaki amaç, hastaya doğru tedavi pozisyonunun kontrol ederek sağlamaktır. Böylece tedavi süreci başlar (Khan 2010, Perez vd 2008).

Konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniğine yönelik bir adım olarak kabul edilmektedir.

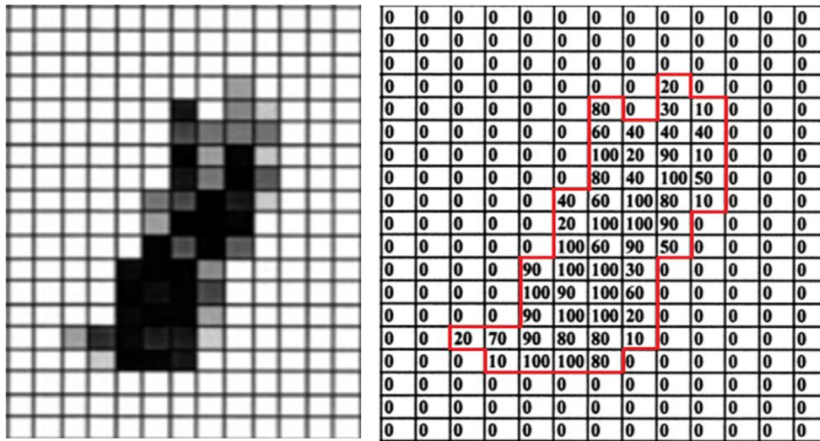
2.6.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

Konformal radyoterapi tekniğinde homojen doz yoğunluğa sahip az sayıda alanların kullanılması birçok tümör yerleşiminde normal dokuların gereksiz yere doz almasına sebep olmaktadır (Nutting vd 2000). Bu teknikte hedef ve normal doku tanımlanması ile dozun hacimsel değerlendirilmesi hedef dozunu arttırmayı ve/veya belirli yerlerde normal doku dozunu azaltmayı kolaylaştırmış olmasına rağmen, homojen olmayan alanların kullanılması ile YART tekniği tedavi edici oranda daha büyük gelişmelere yol açmıştır.

Her tedavi alanındaki ışın yoğunluğunun değiştirilmesi ilkesine dayanan YART tekniği, konvansiyonel ve 3 boyutlu konformal radyoterapi teknikleri ile karşılaştırıldığında hedef bölgede daha yüksek doz dağılımının yanı sıra normal ve riskli dokularda daha düşük doz sağlayabilmektedir (Verhey 1999, Verhey 2002). YART'daki bu dozimetrik avantaj tümör kontrolünü arttırmakta, normal dokuları daha iyi şekilde koruyarak geç yan etkiyi azaltmaktadır. YART tekniğinin en önemli avantajları şunlardır:

- Karmaşık tedavi geometrilerinde kritik organlarda ve çevre dokularda koruma,
- Tümör çevresindeki normal doku dozunu artırmadan, tümör hacmine daha yüksek doz verebilme,
- Daha önce ışın almış olgularda tümör çevresindeki normal yapıları minimum dozda tutabilme,
- Hedef hacim kenarında daha keskin doz düşüşü sağlayarak normal doku ışınlanmasını azaltarak daha düşük oranda yan etkilerin görülmesini sağlama,
- Yüksek, orta ve düşük dozları gerektiren hedeflerin aynı anda tedavisi mümkün olabilmektedir.

Brahme ve arkadaşlarının (1988) “Yoğunluk ayarlı ışınlar ile tersten (inverse) planlama” çalışması ve Bortfeld ve arkadaşlarının (1990) “Segmente edilmiş alan önerisi” çalışması YART tekniğine öncü olan çalışmalardır. Bu çalışmaların sonucu olarak, farklı segmentlerden oluşan radyasyon demetinin (alan) yoğunluğu algoritmalar yardımıyla değiştirilerek demetin farklı parçalarına farklı yoğunlukta radyasyon verme fikri ortaya çıkmıştır. Bu amaçla uygulanan YART tekniğinde, radyasyon yoğunluğunu demet boyunca değiştirilebilmek için tersten tedavi planlama algoritmalarından yararlanılmaktadır. Planlama işleminde, alanlar oluşturulduktan sonra istenilen doz dağılımı tedavi planlama bilgisayarına belirtilir ve bilgisayar demetlerdeki segmentlerin yoğunluğu hesaplayarak istenilene en yakın doz dağılımını meydana getirir (Hunter ve Burman 2003). Bilgisayar yazılımı matematiksel optimizasyon teknikleri ile istenilene en yakın doz dağılımını elde etmeye çalışır. Hedef hacmin (PTV) komşuluğunda normal doku bulunuyorsa PTV üzerine yönlendirilen ışının yoğunluğunu artırıp normal dokuyu gören ışının yoğunluğunu azaltarak hedef hacimde istenilen doz dağılımını oluşturur. Bu, her vokselde (her bir pikselin temsil ettiği doku hacmi) geçen ışının ağırlığının bilgisayar desteği ile en uygun şekilde ayarlanması ile sağlanır.

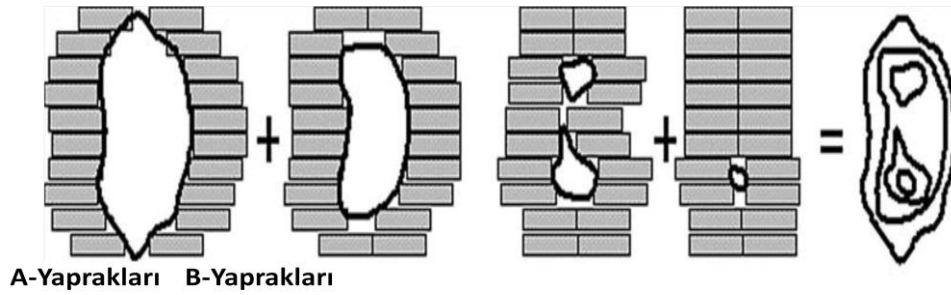


Şekil 2.44. Yoğunluk ayarlı bir demet ve demet yoğunluğunun matrix’i

Bir YART planı tasarlamak için birçok optimizasyon metodu kullanıldığı gibi yoğunluk ayarlı alanları tedavi cihazında uygulamak için de birbirinden farklı yöntemler bulunmaktadır. Demet yoğunluğunu değiştirmek için fiziksel kompensatörler (düzenleyiciler) kullanılabilmesine rağmen üretimleri zaman almakta ve kullanımı zor olmaktadır (Purdy 1997). Bilgisayarla kontrolü mümkün olan çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) yoğunluk ayarlı alanların uygulanabilmesini daha kolay hale getirmektedir.

2.6.2.1. Statik Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) Tekniği

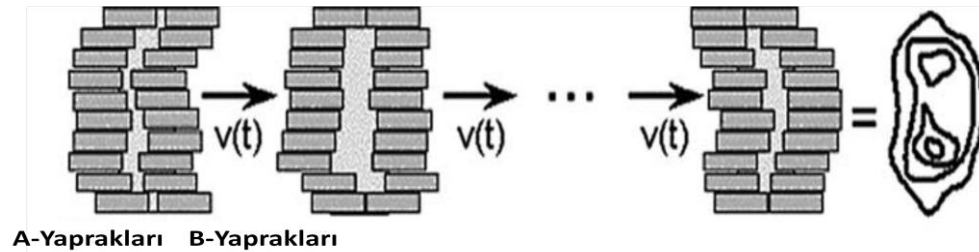
YART’da kullanılan “Dur ve ışınla” (“step-and-shoot”) tekniği geleneksel çok alanlı ışınlama tekniğinin basit bir uzantısıdır. Bu yaklaşımda bir dizi düzensiz şekilli ve kısmen çakışan, yoğunluğu ayarlanmış segmentler üst üste getirilerek doz verilir. Doz tamamlanınca ışınlama durur ve ÇYK’ler bir sonraki YART segmenti için pozisyonlanır. Bu işlem tedavi alanındaki bütün segmentler tamamlanincaya kadar devam eder. Yoğunluk haritasına göre oluşturulan segmentlerin her biri farklı biçimlidir ve doz ağırlıkları farklıdır (Brady vd 2006).



Şekil 2.45. Dur ve ışınla tekniğinin şematik gösterimi

2.6.2.2. Dinamik Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) Tekniği

“Kayan Pencere” olarak adlandırılan dinamik ÇYK tekniğinde yoğunluk ayarı hareket eden yaprakların bireysel hız değişimleri ile gerçekleşir. Tedavi alanında ışınlama durmadan yapraklar hareket ederek segmentleri değiştirir ve farklı yoğunlukta doz dağılımı meydana gelir. Yapraklar ışınlama süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket ederler ve kullanılan algoritma tarafından yapraklar arası açıklık süresi alanda farklı akı şiddetleri oluşturacak şekilde ayarlanır (Brady vd 2006).

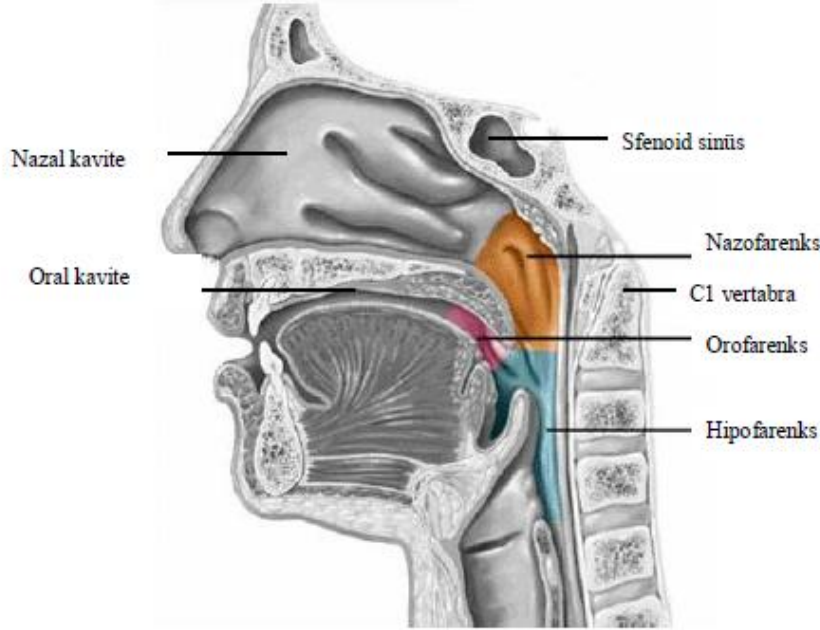


Şekil 2.46. Kayan pencere tekniğinin şematik gösterimi

2.7. Nazofarenks Kanserinde Radyoterapinin Yeri

2.7.1. Nazofarenks Anatomisi

Baş-boyun bölgesinde yer alan nazofarenks; kafa tabanının hemen altında ve burunun gerisinde yerleşim gösteren 14-15 cm³ haciminde kübik bir yapıdır. Önde nazal kavitenin arka kısmı ile nazal septum, arkada farenks mukozası ile sfenoid sinüs ve altta yumuşak damakla komşudur.



Şekil 2.47. Nazofarenksin Anatomik Yapısı

2.7.2. Nazofarenks Kanseri ve Tedavisi

Baş-boyun bölgesi oldukça karmaşık bir bölge olup, anatomik olarak birbirine çok yakın ve birbirinden farklı radyasyon yanıtı olan birçok yapıdan oluşmaktadır. Baş ve boyun kanserleri tanımı içine dudak, oral kavite, paranasal sinüsler, nazal kavite, tükürük bezleri, nazofarenks, orofarenks, hipofarenks ve larenksin epitelyal malign tümörleri girmektedir. Nazofarenksin derin anatomik yerleşimi bu bölgeye cerrahi olarak ulaşımı engellemektedir. Bu nedenle erken evre nazofarenks kanserleri için radyoterapi tek tedavi seçeneğidir ve başarı oranı gelişmiş tedavi teknikleri ile %90'ı geçmektedir (Ang ve Garden 2006). İleri evre ya da lenfatik yayılıma sahip nazofarenks kanserlerinde ise eş zamanlı kemoterapi ve radyoterapi önerilmektedir (Brady vd 2008). Nazofarenks kanserinin evrelendirilmesi Çizelge 2.3'de verilmektedir. Evrelendirme tümör boyutu (T), nodal yayılım (N) ve metastaz (M) (organ tutulumu) durumuna göre TNM biçiminde yapılmaktadır.

2.7.3. Nazofarenks Radyoterapi Tekniği ve Dozu

Standart fraksiyon dozlarıyla (180 veya 200 cGy/frks) radyoterapide GTV'nin tedavi dozu 66-72 Gy, çıkarılmış tümör için pozitif cerrahi sınıra sahip ya da ekstrakapsüler yayımlı lenf nodlarına sahip ise tedavi dozu 63-66 Gy, tümörün tamamen çıkarıldığı cerrahi sınırın negatif olduğu durumda tedavi dozu yaklaşık olarak 60 Gy ve seçilmiş nodal bölgelerde mikroskopik yayılım varlığında ışınlama için hedeflenen tedavi dozu 50-55 Gy'dir.

Nazofarenks kanseri radyoterapisinde tedavi dozunu kısıtlayan en önemli faktör, risk altında kalan komşu organların maksimum tolerans dozlarıdır. Normal doku ve organların tolerans dozlarının aşılması istenmemelidir. Minimum tolerans dozu ışınlanan doku veya organda 5 yıl içerisinde %5 oranında geç radyasyon hasarına neden olan doz (TD_{5/5}) miktarıdır ve doz limiti değerlerini belirlemektedir. Maksimum tolerans dozu ise 5 yıl içerisinde ışınlanan doku veya organda %50 oranında yan etkilere neden olan doz (TD_{50/5}) miktarıdır. Nazofarenks kanseri tedavisinde risk altında olan organların doz limitleri doz hacim grafiği değerlendirmesiyle yapılmaktadır. Bu organlar için doz-hacim sınırlamaları izelge 2.4'de verilmektedir (Duprez vd 2011).

Nazofarenks kanseri radyoterapisinde tedavi alanı nazofarenksi, komşu parafaringeal dokuları 1-2 cm sınır ile tüm boyun lenfatiklerini kapsamaktadır. Standart alanlar arka etmoidi, maksiler antrumun arka 1/3 kısmını ve nazal boşluğu (orbita gerekmedikçe alınmaz) içermektedir.

Çizelge 2.4. Nazofarenks radyoterapisinde risk altındaki organların doz-hacim sınırlamaları

Riskli Organ	Doz-Hacim Sınırlamaları
Spinal Cord (PRV)	D ₅₀ < 45 Gy V ₅₀ < 5%
Beyin Sapı (PRV)	D ₅₀ < 50 Gy V ₆₀ < 5%
Tükürük Bezleri	V ₂₇ < 50%
Çene Kemiği	V ₇₀ < 5%

D₅₀=Konturlanan hacmin %50'sinin aldığı doz miktarı, PRV= Planlanan Riskli Orgn Hacmi ve ilgili hacmin aldığı dozların tanımları V₂₇, V₅₀, V₆₀ ve V₇₀ için sırasıyla ≥27 Gy, ≥50 Gy, ≥60 Gy ve ≥70 Gy.

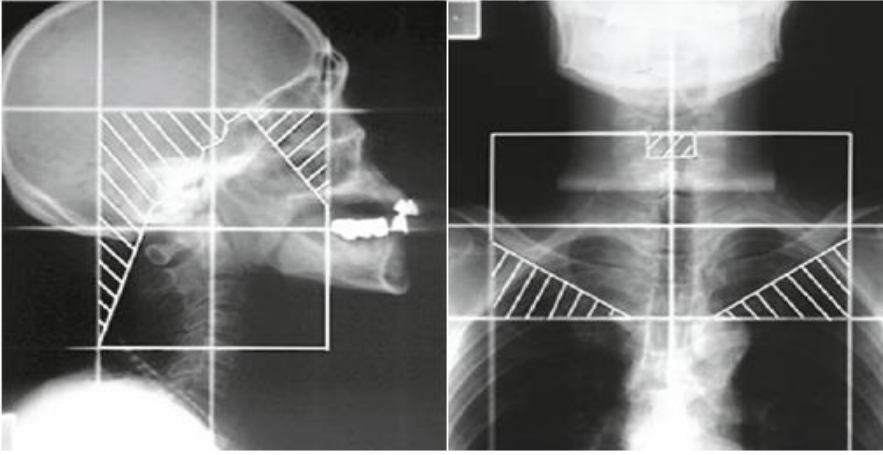
Çizelge 2.3. Amerikan Birleşik Kanser Komitesi'ne (AJCC 2010) göre nazofarenks kanseri için TNM evrelemesi

<p><u>Primer Tümör</u> Tx T0 Tis T1 T2 T2a T2b T3 T4</p>	<p>Primer tümör değerlendirilemiyor Primer tümör bulgusu yok Karsinoma İn-situ Nazofarenkste sınırlı tümör Tümör orofarinks ve/veya nazal kavitenin yumuşak dokusuna yayılır Parafaringeal yayılım olmaksızın Parafaringeal yayılım mevcut Tümör kemik yapıları ve/veya paranasal sinüsleri tutar Tümörün intrakraniyal uzanımı ve/veya kraniyal sinir infratemporal çukur, hipofarinks ya da orbita tutulumu mevcut</p>
<p><u>Boyun Lenf Nodları(Düğümüleri)</u> Nx N0 N1 N2 N3 N3a N3b <u>Metastazlar</u> Mx M0 M1 <u>Evreler</u> I II III IVA IVB IVC</p>	<p>Bölgesel lenf bezleri değerlendirilemiyor Bölgesel lenf bezi metastazı yok Tek taraflı, en büyük çapı 6 cm'den küçük ya da eşit, supraklavikuler çukur üzerinde lenf düğümü ya da düğümleri İki taraflı, en büyük çapı 6 cm'den küçük ya da eşit, supraklavikuler çukur üzerinde lenf düğümü ya da düğümleri 6 cm'den büyük lenf bezi Supraklavikuler çukura uzanan lenf düğümü Uzak metastaz bulunamamış Uzak metastaz yok Uzak metastaz mevcut T1 N0 M0 T1-N1 M0, T2 N0-1 M0 T1-2 N2 M0, T3 N0-1 M0, T3 N2 M0 T4 N0-1-2 M0 T1-2-3-4 N3 M0 T1-2-3-4 N1-2-3- M1</p>

Konvensiyonel Radyoterapi:

Baş-boyun kanserlerinin konvensiyonel radyoterapisinde genellikle sağ ve sol iki lateral (yan) tedavi alanı ve bir anterior (ön) supraklavikular alan (SCF) kullanılmaktadır. Alan şekillendirmeleri kurşun alaşım blok kullanımı ile sağlanmaktadır.

Karşılıklı paralel alanlar fraksiyon başına 2Gy dozla 46Gy'e kadar Co-60 veya 6MeV enerji ile ışılandıktan sonra, medulla spinalis koruması yapılarak doz 50Gy'e tamamlanır. Koruma yapılan arka boyun ise uygun enerji seçimiyle elektronla her bir lateral alandan 2Gy fraksiyon dozuyla 50Gy'e tamamlanır.



Şekil 2.48. Nazofarenks kanserinin konvensiyonel radyoterapisinde sağ lateral alanın ve anterior SCF alanının simülasyon filmleri

50Gy sonrası primer tümöre 2cm'lik sınır vererek bu alanın dozu 70Gy'e kadar çıkarılır.

Lenf nodu tutulumu yoksa boyun dozu 50Gy'de bırakılır.

Tutulumlu lenf nodu sayısı <3 ise, tutulumlu lenf noduna ek doz (boost) verilerek 66Gy'e tamamlanır.

Tutulumlu lenf nodu sayısı >6 ise, tutulumlu lenf noduna ek doz (boost) verilerek 70Gy'e tamamlanır.

Ön alan dozu (SCF alanı) 46Gy'de kesilir.

Nazofarenks kanserine adjuvan radyoterapi uygulanacak ise toplam doz 60Gy'dir (Bezdadeoğlu vd 2008).

Konformal Radyoterapi:

Konformal radyoterapi tekniğinin gereksinimlerine göre, ICRU 50 ve 62 raporlarında tanımlanan tümör ve riskli organ hacimleri üç boyutlu görüntüler eşliğinde belirlenmekte ve bu hacimlere uygun sınırlar verilerek tedavi alanı şekillendirmesi ÇYK kullanımı ile yapılmaktadır (IAEA Teknik Belgeler No:1588 2008). Bu teknikte yine sağ ve sol iki lateral ve bir anterior supraklavikular alan (SCF) düzenlemeleri kullanılmaktadır. Tedavi masası hareketinin tedavi planlama sistemlerinde de dozimetrik açıdan değerlendirilmesi olanağı ile alan birleşim noktalarındaki yüksek dozlar azaltılarak daha konform tedavi planlarının yapılması mümkün hale gelmiştir.

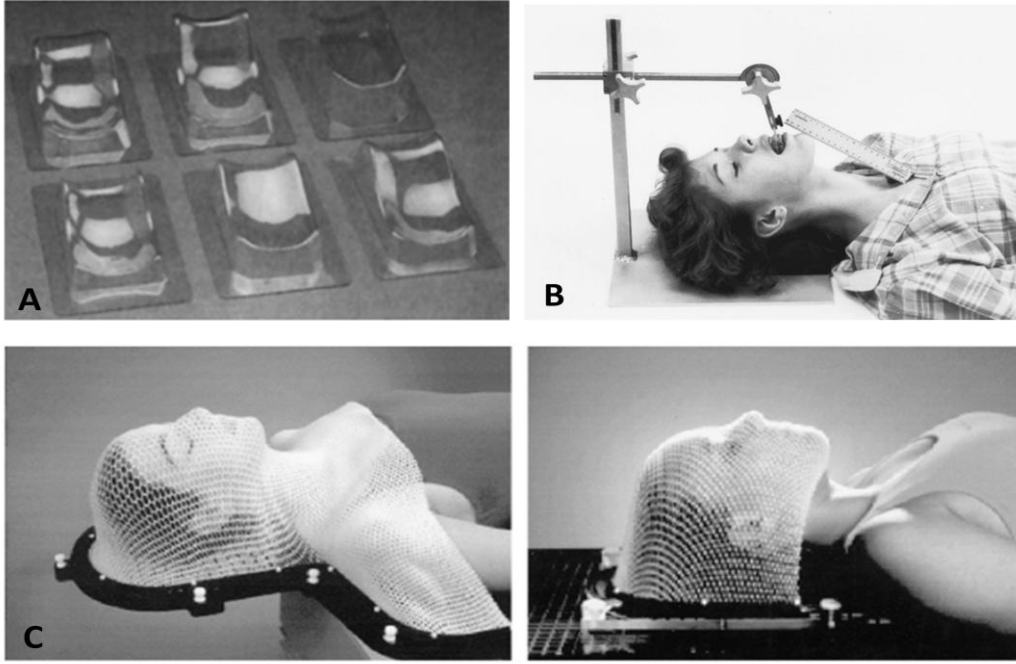
Tedavi planının hastaya özel üç boyutlu görüntülerin kullanılması ile hazırlandığı konformal radyoterapi tekniğinde; subklinik hastalığı içeren bölgelere 25 fraksiyonda 50 Gy doz, boost dozu olarak da primer tümöre ve ilgili lenf nodlarına 8-10 fraksiyonda 16-20 Gy doz verilmektedir (Ang vd 2006).

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi:

Homojen doz yoğunluğuna sahip alanlar ile ve bu alanların az sayıda kullanımı geleneksel radyoterapi tekniklerinin hedef hacimde istenen doz dağılımını sağlayamaması ve riskli yapıları korumakta yetersiz kalması homojen olmayan alanların kullanılmasını gündeme getirmiştir. İlerleyen teknolojiyle homojen doz yoğunluğuna sahip olmayan alan oluşturulabilmesi, bu tür alanların bir araya getirilerek gelişmiş tedavi planlama sistemlerinde tedavi planlarının düzenlenmesi ve bilgisayar kontrollü ÇYK kullanılması ile daha konformal doz dağılımları elde edilmekte ve riskli yapıların aldığı radyasyon dozu kabul seviyesinde tutulabilmektedir (IAEA Teknik Belgeler No:1588 2008).

Baş-boyun kanseri radyoterapisinde genellikle 6 MV foton enerjisi kullanılarak eşdüzlemlili (coplanar) veya eşdüzlemlili olmayan (noncoplanar) 7-9 alanlı YART planları oluşturulmaktadır (Sakthi vd 2006, Webster vd 2008, Kumar vd 2012, Gupta vd 2012). YART tekniği ile primer tümöre ve ilgili lenf nodlarına 66-70 Gy doz ve subklinik hastalığı içeren riskli bölgelere 30-33 fraksiyonda 54-57,6 Gy doz verilmektedir (Ang vd 2006).

Radyoterapide planlanan tedavinin her gün aynı biçimde uygulanabilmesi ve tedavi sırasında hasta hareketini en aza indirilmesi için baş-boyun sabitleme araçları kullanılmaktadır. Tedavi bölgesine göre farklı tasarımda birçok hasta sabitleme aracı bulunmaktadır. Örneğin; supine (sırtüstü) pozisyonda tedavisi planlanan bir baş-boyun hastanın tedavi süresince sabit kalması için baş yastığı, ısırma bloğu sabitlemesi, termoplastik maske vs. kullanılmaktadır (Perez vd 2008). Bu sabitleme araçları ile tedavi planlama için BT görüntüleri elde edilir ve planlama işlemlerine başlanır.



Şekil 2.49. Baş-boyun kanseri hastalarının sabitlemesinde kullanılan araçlar. A: Plastik baş yastığı, B: Isırma bloğu sabitlemesi, C: Termoplastik maske

2.8. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Tedavi Planlama Süreci

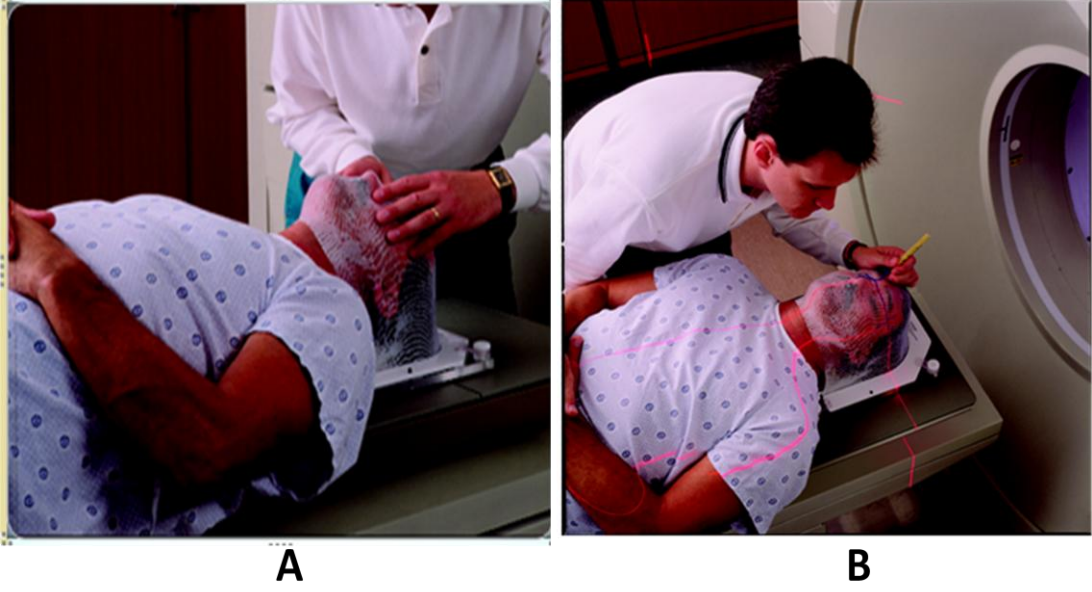
2.8.1. Hasta Sabitlemesi ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) Görüntülerinin Alınması

YART tedavi planlama süreci hastanın tedavi pozisyonunun ayarlanması ve bu pozisyonda görüntülerinin alınması ile başlamaktadır. İlk olarak hastanın, tedavi süresince kolay ve tekrar edilebilir şekilde masada yatış konumu ayarlanır. Gerekğinde hastaya özel sabitleme aracı seçilir (örneğin; termoplastik baş-boyun maskesi). Tedavi pozisyonunu belirleme ve sabitleme aracının kurulması işlemleri konvensiyonel radyoterapi simülörlerinde yapılmakta fakat günümüzde yaygın olarak BT cihazlarında da bu işlem yapılmaktadır.

Hastanın pozisyonlandırılmasında duvara monte edilmiş lazerlerden faydalanılır ve bu lazerler üç düzlemde (aksiyel, sagittal ve koronal) yansyarak izomerkezde kesişmektedir. Simülörde hasta hizalandırılır ve tümörün yaklaşık merkezi izomerkezde konumlandırılır. Lazerler ile hasta cildinin kesişim noktası simülörde işaretlenir. Bu referans işaretler hastanın tedavi cihazındaki günlük tedavisi esnasında hastayı yeniden hizalandırmak için kullanılmaktadır (Brady vd 2005, Brady vd 2006).

Simülasyon işlemleri BT cihazında yapıldığında ise lazer koordinat sistemleri tedavi edilen bölge için uygun konuma getirilir.

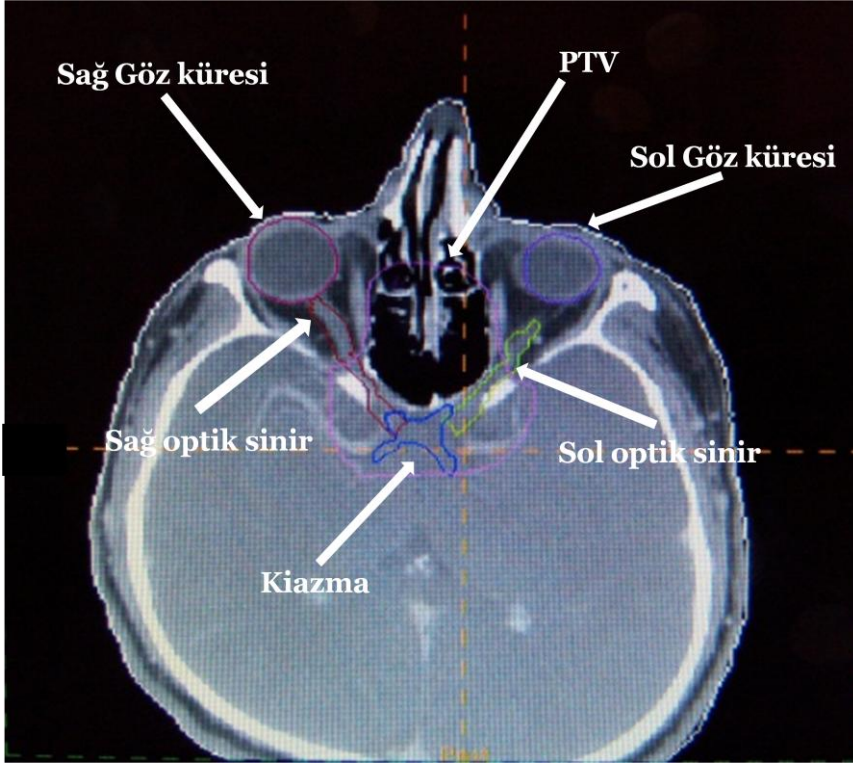
BT görüntüsü alınacak tedavi bölgesi için hazırlanmış olan protokole göre kesitler alınır. BT çekilirken hasta cildine veya maske üzerine yerleştirilen radyoopak işaretleyiciler planlamada koordinatların belirlenmesi için gereklidir.



Şekil 2.50. A: Hastanın BT cihazında termoplastik baş-boyun maskesi ile sabitlenmesi, B: Lazerler ile hasta cildinin kesişim noktasının işaretlenmesi

2.8.2. Hedef Hacim ve Kritik Yapıların Belirlenmesi

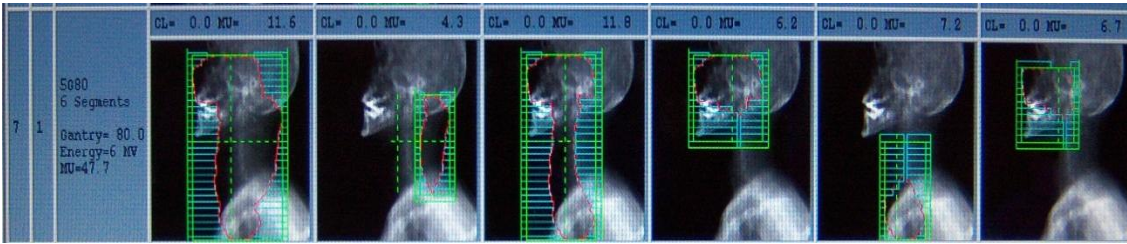
Görüntüleme cihazlarıyla elde edilen hasta görüntüleri aktarım sistemleriyle konturlama bilgisayarlarına gönderilir ve tedavi planlamasında gerekli olan GTV, CTV, PTV, riskli organ ve yapılar uygun yazılımlar ile konturlanır. Konturlama yazılımına göre GTV, CTV ve PTV elle konturlanırken diğer yapılar ise elle ya da otomatik olarak konturlanabilmektedir. Vücut konturu, akciğerler ve kemik gibi yapılar otomatik olarak konturlanabilmektedir. Otomatik konturlama yapılan yapılar, her BT kesitinde kontrol edilmeli ve gerektiğinde düzeltme yapılmalıdır. Yeni teknolojiye, geliştirilmiş bilgisayar algoritmalarında otomatik ve yarı otomatik konturlama modları mevcuttur.



Şekil 2.51. Bir BT kesitinde baş-boyun kanseri hastasının PTV ve riskli organlarının konturları

2.8.3. YART Tedavi Planlaması ve Optimizasyonu

Baş-boyun kanserinin YART tedavi planlama sürecinin bir sonraki aşaması tedavi alanlarının sayısı, açıları ve uygulanacak ışın enerjisinin seçilmesidir. Tedavi alanları için uygun izomerkez belirlendikten sonra hem PTV hemde OAR'ı göz önüne alarak uygun sınırlar ile TPS'de her açıdaki alan için segmentler oluşturulur. Örnek olarak Şekil 2.52'de görüldüğü gibi 80° gantri açısındaki alan için 6 segment yaratılabilmektedir.



Şekil 2.52. Bir baş-boyun tedavi planında 80° gantri açısındaki alan için TPS'nin oluşturduğu segmentler

Tedavi planını oluşturan kişi tarafından hedef hacim ve normal dokular için maksimum, minimum, ortalama dozlar, limit hacimler ve dokuların planlamadaki öncelikleri tedavi planlama bilgisayarına belirtilir. Bilgisayar matematiksel

optimizasyon teknikleri ile istenilene en yakın doz dağılımını elde etmeye çalışır ve öngörülen doz-hacim parametreleri ile bir doz-hacim histogramı (DVH) oluşturur. Öngörülen DVH doğrultusunda tedavi alanlarındaki segmentlerin konumu ve yoğunlukları ile ÇYK konumları değerlendirilir ve planın uygunluğu 2 boyutlu ve 3 boyutlu doz değerlendirmesi ile yapılır. Plan uygun bulunmazsa optimizasyon programındaki değerler değiştirilir, ek segmentler oluşturulur veya ÇYK'lerin konumları değiştirilerek yeniden optimizasyon programı çalıştırılır. Oluşan yeni tedavi planının uygunluğu değerlendirilir ve uygun tedavi planlaması elde edilinceye kadar işlemler tekrarlanır. Tedavi planının her bir alanındaki segmentler için MU değerleri sistem tarafından atanmıştır ve tedavi dozu bu MU değerlerine bağlıdır. Sistemin uygulanabilir en düşük MU değerleri için bir sınırlaması olabilir ve bu işlem bir çok segmentin göz ardı edilmesine neden olabilir. YART planlarının karmaşık hesaplamalarının yanı sıra planların MU'ye bağlı doz değeri tedavi planlarının doğrudan doğruya kalite kontrol zorunluluğunu açıklamaktadır.

2.9. Radyoterapide Kalite Güvencesi (QA)

Radyoterapi; medikal fiziğin temellerini, radyobiyojolojiyi, radyasyon güvenliğini, dozimetriyi, radyasyonla tedavi planlamasını, simülasyonu ve radyasyonun diğer tedavi yöntemleri ile etkileşimini anlamayı gerektiren karmaşık bir süreçtir. Gelişen teknoloji ile birlikte radyoterapi tedavisinin sonuçlarında tümör kontrol olasılığı ve normal doku komplikasyonu açısından sürekli bir ilerleme sağlanmaktadır. Ancak radyasyonla tedavinin karmaşıklığı, radyoterapi zincirinin farklı aşamalarında ortaya çıkabilecek belirsizliklere neden olmaktadır. Tedavinin planlanması ve gerçekleştirilmesiyle ilgili belirsizliklere ek olarak, tedavi süreci sırasında insan hatalarını ve ekipmanla ilgili problemleri içeren hataların meydana gelme olasılığı da bulunmaktadır. Bu nedenle radyoterapi sürecinin her adımında hataları önlemek ve hastaların uygulanan tedaviyi en doğru şekilde almalarını sağlamak için kalite kontrol (Quality Control, QC) ve kalite güvence (Quality assurance, QA) programlarının uygulanması gerekmektedir (IAEA Teknik Belgeler No:989 1997, Ishikura 2008).

Yukarıda da belirtildiği gibi radyasyon tedavisi çeşitli meslek gruplarının katkısıyla ve farklı teknolojik sistemlerin kullanılmasıyla karmaşık bir işleyiş sürecine sahiptir. Tedaviyi yüksek tümör kontrolü (tumour control probability, TCP) ve sağlam dokuya en az zararla sağlamak için bu sürecin her adımı yüksek düzeyde doğruluk gerektirir. Çalışmalar toplam gerekli doğruluğun 1 standart sapmasının %2,5-3,5 civarında olmasını göstermektedir (Brahme 1984, Goitein 1983, Mijnheer vd. 1987).

Radyasyon tedavisine ilişkin hatalar olağan dışı değildir ve radyasyon tedavi hataları hafiften orta seviyeli hasar riski olarak tedavi seansı başına yaklaşık % 0,15 kadardır (Shafiq vd 2009, WHO 2008). Bir milyon tedavi seansında ciddi hasar riski 50 ile 100 arasındadır (Munro 2007). Bu risk, ticari havacılıkta uçak kalkışının ölümcül kazaların riskinden 80-170 kat daha büyüktür (bir milyon kalkış başına 0,6) (ICAO 2011). Özellikle hatalar düşük doz seviyede kalmaya neden olursa, süreç içinde birçok hata fark edilememiştir. Bu hatalar olumsuz etkilere neden olabilir (örneğin, bölgesel yenileme) (Ash ve Bates 1994).

Son 10 yılda yeni teknolojinin hızlı gelişmesi ve oluşması tedavinin daha konformal biçimde, özgün doz dağılımlarını yüksek doğrulukla verilmesini sağlamıştır. Ancak, tedavi planlama ve tedavinin artan karmaşıklılığı nedeniyle ortamda olayların daha yüksek bir olasılıkla oluşmasına sebep olabilir (Huang vd 2005, WHO 2008). Tedavilerin doğruluğunu arttırmada getirilen teknolojiler doğru kullanılmadığında yeni bir hata kaynağı gibi gözükabilir (Patton vd 2003).

Kalite güvence (QA) programları modern radyoterapi uygulamalarının ayrılmaz bir bileşenidir (Podgorsak 2005, Saw vd 2008). Bunlar kazaları ve hataların olasılıklarını azaltmaktadır; ayrıca, meydana gelen hataların erken tespit edilme olasılığındaki artışla kazalar hastalar için azaltılır. Ancak, yeni teknolojilerin hızla uygulamaya konulmasından dolayı, mevcut kalite güvence programlarının tedavi uygulamalarının hatalarına karşı yetersizliği veya etkin koruyuculuğu olmadığı konusunda genel bir endişe vardır (Saw vd 2008).

Radyoterapi sürecinde hastaya özgü QA için etkili fiziksel yöntemler uluslar arası yayınlara ve raporlara dayanılarak aşağıdaki gibi sıralanabilmektedir (DOH 2007, IAEA 2000, WHO 2008):

- Tedavi cihazı, tedavi planlama sistemi vs. cihaz ve sistemlerin kalite kontrolü
- Bilgi transferi doğrulaması
- Bağımsız monitor unit (MU) doğrulama
- Tedavi öncesi doz ölçümleri
- Canlı ortam (In vivo) dozimetrisi
- Süreç tamamlama testleri (End-to-end tests)

Kalite güvence (QA) uygulamasının getirileri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Kalite güvenceliği (QA) tedavi planlaması ve dozun verilmesinde hatalar minumuma indirir. Böylece remisyon oranlarını artırıp komplikasyon ve rekürrens oranlarını azaltarak tedavi sonuçlarını yükseltir.
- Kalite güvenceliği; tam dozimetri daha üniform doz dağılımı ve tedavi verilmesini sağlamak suretiyle gerek bir ülkedeki gerekse uluslararası boyuttaki radyoterapi merkezlerinde elde edilen sonuçların anlamlı bir şekilde karşılaştırmasına olanak verir.
- Yüksek derecedeki bir mükemmeliyet ve süreklilik sağlanmasında bir radyoterapi ekipmanının üstün performansından tamamen yararlanmak mümkün değildir. Ama bu kalite güvenceliği ile sağlanabilir.

Radyoterapide tümörün lokalizasyonundan asıl ışınlamanın yapılmasına kadar değişik aşamalarda hatalar ve belirsizlikler söz konusudur. Bunların her biri birbirinden farklı kalite güvencesi gerektirir.

2.9.1. Tedavi Cihazı, Tedavi Planlama Sistemi vs. Cihaz ve Sistemlerin Kalite Kontrolü

Radyoterapi birimlerinde tedavi cihazlarının kalite kontrolü büyük önem taşımaktadır. Teknolojinin bu cihazlara katkısıyla yeni türlerin üretilmesi ve gelişmesi ek yeni karmaşık kalite kontrol aşamalarını da beraberinde getirmektedir. Radyoterapide kullanılan cihazlarda kalite kontrol işlemlerinin üç ana başlıkta yapılması ön görülmektedir.

- Mekanik ve geometrik kalite kontrol
- Elektriksel kalite kontrol
- Dozimetrik kalite kontrol

2.9.2. Bilgi Transferi Doğrulaması

Farklı medikal sistemlerinin birbirleri ile iletişim kurabilmesi için bilgi transfer teknolojisinde uluslararası bir standart getirilmiştir ve bu sistem tıpta sayısal görüntüleme ve iletişim (DICOM) olarak adlandırılmaktadır (NEMA 2011). Sayısal medikal görüntüleme ve iletişim (DICOM), sistemler arası sayısal medikal görüntülerin transfer işlemlerine olanak sağlayan, hem iletişim protokollerini hem de dosya biçimlerini kapsar. Bu standart aynı zamanda diğer özel kullanımlar için genişletilmiştir. Standartın genişletilmesindeki ilklerden biri olan ve DICOM-RT olarak bilinen standart, radyoterapi uygulamalarında kullanılmıştır (Law ve Liu 2009). DICOM-RT, çeşitli radyasyon onkolojisi sistemlerini entegre etmek için yaklaşımlar geliştiren, kullanıcılara ve pazarlamacılara yardımcı olmayı amaçlayan Radyasyon Onkoloji Sağlık Kuruluşunun (Healthcare Enterprise in Radiation Oncology, İHE-RO) ayrılmaz bir parçasıdır (Abdel-Wahab vd 2010). DICOM-RT yaygın olarak kabul edilen bilgi teknolojileri standardıdır ve radyoterapi süresince farklı sistemler arasındaki iletişimde büyük rol oynamaktadır. DICOM-RT manuel veri girişine çok fazla izin vermeyen bir sistemdir. Manuel veri transferinin olmaması veri bütünlüğünü artırır (Clark vd 2010). Ancak tedavi aşamalarının bazı kısımlarında bundan kaçınmak zordur ve bu durum hata riskinin artmasına neden olur (Cunningham vd 2010, Holmberg ve McClean 2002).

2.9.3. Bağımsız Monitor Unit (MU) Doğrulama

MU doğrulama, hastaya özgü QA işleminin merkezi bir parçasıdır (Nyholm 2008, Sellakumar vd 2011). İkincil bir bağımsız MU kontrol sistemi rutin olarak kullanılıyorsa Betason Onkoloji Merkezi ve Jean Monnet Genel Hastanelerinde meydana gelenler gibi birçok radyoterapi kazaları önlenebilirdi (Stern vd 2011). Bağımsız olarak girilen veriler,

tedavinin karakterize edilmesi, hasta anatomisinden gelen geometrik veriler (örneğin; kaynak cilt mesafesi, SSD, derinlik ve radyolojik yol uzunluğu) ve hesaplama algoritmalarının uygulamalarını kullanır. Paylaşılan veri girişinin kullanılması, hem sistemleri etkileyen hata riskini artırır hem de hataları tespit etmek zor olur.

Faktör tabanlı modellerden Monte Carlo simülasyonuna kadar çeşitli hesaplama yöntemleri MU doğrulama amacıyla önerilmiştir (Dutreix vd 1997, Kung vd 2000, Nyholm vd 2006, Pisaturo vd 2009).

2.9.4. Tedavi Öncesi Doz Ölçümleri

Tedavilerin doğruluğu için doz hesabında kullanılan parametrelerin hassas bir şekilde ölçülmesine ek olarak ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli yöntemlerle kalite kontrol testlerinin yapılması gerekmektedir. YART planlama sonrasında özgü kalite kontrolünde doz ve konum yaklaşımı vardır.

YART'ın gelişinden bu yana, tedavi öncesi rutin olarak tedavi planının hastaya özgü kalite kontrolü önerilmiştir fakat doz ölçüm yöntemi ve tekniği konusunda halen gelişmeler izlenmektedir (Nelms 2011).

Tedavi planın kalite kontrolü YART planında uygulanan açığa bağlı veya uygulanan açıdan bağımsız yöntemlerle yapılabilmektedir. Her bir yöntem için kullanılan araç ve gereçler farklılık göstermekle beraber temel amaç noktasal ve düzlemsel dozimetriye dayanmaktadır.

2.9.4.1. Noktasal ve Düzlemsel Dozimetri

Nokta dozimetrisi alana ilişkin yöntem olarak adlandırabilmektedir. Bu yöntemlerden birisinde açıdan bağımsız olarak tedavi alanı ayrı ayrı ya da tüm alanlar gantry 0^0 'de TPS'de doğrulama fantomuna aktarılır ve doz hesaplaması yapılır. Tüm tedavi parametreleri gantri açısı dışında gerçek planla aynıdır. Sadece doğrulama sırasında plandaki tüm alanlar gantri açısı 0^0 'de iken ışınlanarak doğrulama işlemi yapılır. Bu yöntemde alanlar tüm olarak birlikte ışınlanabildiği gibi tek tek de ışınlanabileceğinden, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımı arasında fark olursa farkın hangi alandan kaynaklandığı ve nedeni kolayca bulunabilir. Doz ölçümünde dozimetre ışın geliş açısına dik yerleştirildiğinden açığa bağımlı olan yöntemdekine göre daha az dozimetrik problemle karşılaşılır. Ölçüm setinin hazırlanması ve set-up daha kolay olup daha az süre alır.

YART planlarında doz akısını her bir açıda görebilmek için iki boyutta bağıl doz bilgisine gerek duyulmaktadır. Nokta doz ölçümünde geometrik konum ve dozun korelasyonu basittir. Bunun aksine düzlemsel dozimetride kullanılan iki boyutlu ölçüm yapan dozimetrelere kullanılmaktadır. Bu araç ve gereçler farklılık göstermekle beraber, bunların değerlendirilmesi belirli bir bilgi ve deneyim gerektirmektedir. TPS'de oluşan planlamalar doğrulama fantomuna açıdan bağımsız ya da bağımlı durumdaki değerleri verebilmektedir. Düzlemsel radyasyon ölçümünde radyografik veya radyokromik

filmler, elektronik görüntüleme cihazlar, iki boyutlu dizilişli olan iyon odaları veya yarı iletken dedektörler kullanılmaktadır. Ölçülen ve tedavi planlama bilgisayarıyla hesaplanan iki boyutlu doz dağılımları arasındaki uyumu belirleyip değerlendirebilecek özel doğrulama yazılım programlarına gereksinim vardır. Standart değerlendirme programları soğrulan ve bağıl izodoz ve profilleri kapsamaktadır. Hâlbuki YART iki boyutlu doz dağılımlarının değerlendirilmesi için daha kapsamlı yazılım programları gerekmektedir. Bazı araştırmacılar tarafından bu durum araştırılmış ve 1998'de Low ve arkadaşları, 2003'te ise yine Low ve Dempsy tarafından ilk kez halen YART'ta en sık kullanılan doğrulama yazılım programı olan gamma faktör değerlendirme yöntemini (gamma indeks metodu) ileri sürülmüştür.

2.9.4.2. Gama Faktör Değerlendirmesi

Gama indeks metodu ile, uygulanan ve TPS'de hesaplanan tedavi planına ait 2 boyutlu konum-doz akısının yanı sıra konum-doz değeri farklılıkları gama faktör değerlendirmesiyle yapılır.

2.10. Canlı Ortam (in vivo) Dozimetri ve Araçları

Canlı ortam dozimetri, radyoterapi gören bir hastaya verilen dozu tespit etmede en direkt yöntemdir. Canlı ortam dozimetri ile tanımlanan ve uygulanan dozların karşılaştırılması sağlanır, böylece port film görüntüleme ve çift kontrol hesaplama yöntemlerine katkıda bulunarak radyoterapide kalite güvence düzeyini yükseltir.

Canlı ortam dozimetrisinde en sık kullanılan araçlar termolüminesans dozimetre (TLD) ve yarı iletken dozimetrelerdir. İnsan benzeri fantomlarda bu araçların yanı sıra iyon odaları, film gibi çeşitli doz ölçüm araçları da canlı ortam doz ölçüm modelleri için kullanılmaktadır. Canlı ortam dozimetrisinde kullanılacak olan her bir yöntemin kolay uygulanabilir, güvenilir ve tekrarlanabilir olması istenir (AAPM Rapor No:87 2005). Bu nedenle hangi çalışmada hangi yöntemin kullanılabilir olduğunun bilinmesi çok önemlidir. Seçilecek dozimetri sisteminin doz yanıtının enerjiden, doz hızından, dozdan ve sıcaklıktan bağımsız olması istenir. TLD'ler birçok faktörden bağımsız olduklarından en uygun canlı ortam dozimetri yöntemi olarak kabul edilirler (ESTRO 2006).

Farklı amaçlara yönelik olarak, cilt veya giriş, çıkış ve vücut boşluklarında canlı ortam dozimetrisi yapılır.

- **Giriş/ Çıkış dozu:**

Giriş Dozu Ölçümü: Verim kontrolü, hasta set-up doğruluğu ve tedavi süresinin denetimi amacıyla kullanılır.

Çıkış Dozu Ölçümü: Doz hesabında kullanılan algoritma, ışınlanan bölgede inhomojenitenin şekli, büyüklüğü ve yoğunluğunun doz hesaplamasına etkisi denetlenebilir. Ayrıca giriş ve çıkış doz ölçümlerinden tümör dozunu veya orta hat

dozunu hesaplama yöntemleri vardır. Farklı yollarla orta hat doz hesapla yöntemlerin verilen dozun çok doğru biçimde belirlenmesi gereken durumlarda deneysel ve verilen orta hat dozları karşılaştırılmalıdır.

- **Cilt dozu:**

Cilt dozu, cildin belirlenen herhangi bir noktasındaki yumuşak dokuda soğrulan dozdur. Yüksek enerjili fotonlarla yapılan tedavi sırasında, yüzeye gönderilen fotonların enerjisi ne kadar yüksekse, ilk dokuya giriş sırasında etkileşim olasılığı o kadar az olacaktır. Bu sebeple ^{60}Co enerjisinden ($E_{\text{ort}}1.25 \text{ MeV}$) yüksek X-ışını enerjilerine doğru gidildikçe yüzey dozu azalmaktadır. Yüzey dozu, cilt yüzeyinde fotonlar etkileşime girdikten sonra oluşan elektronların enerjilerine bağlı penetrasyon mesafeleri boyunca yüzey ve yüzeyin hemen altında bıraktığı dozdur (ESTRO 2001, Podgorsak 2003, Klein 2003, Khan 2003, Hende 2005).

Cilt dozu oluşumu; Megavoltaj foton ışınlarında yüzey dozu genel olarak maksimum doz derinliğinde oluşan dozdan daha azdır. Radyasyon soğurması çoğunlukla compton etkileşimi ile olmaktadır. Bu etkileşme sonucunda, yüksek enerjili foton demeti kinetik enerjinin bir kısmını ortamdaki elektrona vererek o elektrona harekete geçirir ve doku içinde ileri doğru hareketli olan elektronlar yine doku tarafından soğurulurlar. Böylece birinci derecede fotonlarla dokuya gelen enerji ikincil elektronlarla dokuda dağıtılmış olur. Yüzeyde oluşan ikincil elektronlar yüzey dozunu belirler (Khan 2003, Ravikumar ve Ravichandran 2000).

Cilt doz ölçümünde kullanılan aletler termoluminesans (TL) detektörü veya yarı iletken detektör canlı ortam dozimetri yöntemi için uygun bir materyaldir.

- **Boşluk dozu:**

Megavoltaj foton dozimetrisindeki hava boşluklarının en önemli etkisi, boşluk yüzeyinde elektronik dengedeki düşüşlerdir. Boşluğun önünde veya arkasındaki doz, beklenenden oldukça düşük olabilir. Bu düşüş nedeniyle boşluk arkasında bir build-up meydana gelir. Dozdaki en belirgin azalma, büyük boşluklar (derinlik 4cm) ve küçük alan boyutlarında ($4 \times 4 \text{ cm}^2$) boşluğun hemen arkasındaki yüzeyde meydana gelir. Örneğin; üst solunum yolları arkasındaki lezyonların ^{60}Co ile ışınlamalarında, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ den daha küçük alan boyutları için doz düşüşünün %10'dan daha küçük, yüksek enerjili radyasyonlarda ise doz düşüşünün daha büyük olacağı öngörülmüştür (Khan 2003).

Vücut boşluklarının ve organ dozların ölçümü için kullanılan canlı ortam dozimetri yöntemi en yaygın kullanılan tekniktir (Örneğin; nazal kavite).

2.10.1. Termolüminesans Dozimetre (TLD)

TLD uygulama alanları;

1. Radyoterapi uygulamalarında

- Canlı ortam dozimetrisinde (giriş dozu, çıkış dozu, kavite içi soğrulan doz ölçümleri, brakiterapi vs)
- Rando fantomda kritik organ dozunu belirlemede
- Tüm vücut ışınlanması esnasında doz ölçümlerinde

2. Bilgisayarlı tomografi gibi görüntüleme cihazların kalite kontrol ölçümlerinde

3. Radyodiagnostik hasta dozu uygulamaların kontrollerinde

4. Kişisel radyasyon korunmasında kullanılır.

2.10.2. Yarıiletken Dozimetre

Son yıllarda yarı iletken detektörlerin önemi ve kullanım alanları daha da artmıştır.

Yarı iletken detektörler:

- Nükleer tıp
- X-ışını görüntüleme
- Çevresel uyarı
- Nükleer koruma
- Radyoterapi
 - Canlı ortam dozimetrisinde (giriş dozu, çıkış dozu, kavite içi soğrulan doz ölçümleri, brakiterapi vs)
 - Rando fantomda kritik organ dozunu belirlemede
 - Tüm vücut ışınlanması esnasında doz ölçümlerinde
 - Temel dozimetri verilerin elde edilmesinde kullanılır.

2.11. Hastada Canlı Ortam (in vivo) Dozimetri Kontrolleri

Canlı ortam dozimetride kullanılacak olan yöntemin ve araç gereçlerinin doğruluğunu kontrol etmek için önceden yapılması gereken bazı çalışmalar vardır. Kullanılacak olan dozimetri yöntemini insan benzeri bir yapı (Rando fantom) üzerinde uygulanması tasarlanır. Kullanılacak yeni tedavi teknikler ve yeni dozimetre araç-gereçlerin uygulanabilirliği konusunda ön çalışmalar ve kontroller yapılmaktadır. Kullanılan dozimetrelerin kalibrasyonu ilgili tedavi enerjisinde, organ veya yapı için konum tespiti, beklenen doz aralığı gibi ön çalışmayı gerektirir. Bu işlemleri sağlandıktan sonra canlı ortam dozimetrisi için en uygun yöntemin uygulanabilirliği konusunda karar verilir. Canlı ortam dozimetrisini hastaya uygulamadan önce sorgulanan bir tedavi planının doğrulamasını seçilmiş olan canlı ortam tekniğiyle Rando fantomda kontrolünün yapılması gerekmektedir. Böylece canlı ortam dozimetri tekniğini tedavi dozu, risk altındaki organ dozları vs. dozları konusunda ölçüm değerlerin sapmasını hasta tedavisi için bir ön hata oranını ortaya koyar.

3. MATERYAL ve METOT

3.1. Materyal

3.1.1. GE LightSpeed™ RT Bilgisayarlı Tomografi ve Sabitleme Araçları

Rando fantomun BT görüntülerinin elde edilmesi için GE LightSpeed™ RT Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılmıştır. Çok kesitli görüntüleme özelliğine ve 80 cm gantri genişliğine sahiptir.



Şekil 3.1. GE LightSpeed™ RT Marka Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Rando Fantom'u sabitlemek için uygun plastik baş yastığı ve termoplastik maske kullanılmıştır.

3.1.2. Elekta Precise Tedavi Planlama Sistemi

YART planının oluşturulmasında Elekta marka Precise model 2.15 versiyon, Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. TPS Linux işletim sistemi ile çalışmaktadır. Network sistemi olarak ImPACT sistemini kullanmakta DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak radyasyonla tedavi planı oluşturmayı ve hastanın tedavisi için planın değerlendirilmesini sağlar.

Precise planlama sistemi doz hesaplamalarında fotonlar için “Full Area Integration” algoritmasını, elektronlar için “Hogstrom’s Pencil Beam” algoritmasını, YART için ise “aperture based inverse planning” algoritmasını kullanmaktadır.

3.1.3. Theratron 1000E ⁶⁰Co Cihazı

TLD’lerin kalibrasyon ve gruplamasında bilinen doz ışınlamaları için Theratron marka, 1000E model ⁶⁰Co cihazında ön çalışma yapılmıştır.

3.1.4. Elekta Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Bu çalışmada Elekta marka Platform model lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. YART planı 6MV foton enerjisi kullanılarak hazırlanmıştır. Cihaz 6 MV ve 18 MV değerinde iki foton; 6, 10, 12, 15 ve 20 MeV değerinde beş farklı elektron enerjili olup 40 çift çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemine sahiptir. ÇYK sistemi sayesinde koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan tümör şekline uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. Kaynakdan yüzeye 100cm mesafede açılabilen alan boyutları en az 0,5x0,5 cm², en çok 40x40 cm² dir. İzomerkezde yaprakların izdüşümüne bakıldığında bir yaprağın genişliği 1 cm’dir. Cihaz kafası içinde yer alan yaprak kolimatörlerin kalınlığı 75 mm, ÇYK’ler arasındaki sızıntıyı azaltma görevi gören X diyaframalarının kalınlığı 30 mm, Y kolimatörlerinin kalınlığı ise 78 mm’dir. Yaprakların merkezi ekseninden karşı tarafa geçme mesafesi 12,5 cm’dir. Yaprakların hareketi, herbir yaprağa ait birbirinden bağımsız motorlar tarafından yapılır. Bu cihaz hem konformal radyoterapi hem de yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği için donanımlıdır. Elektronik portal görüntüleme (EPG) sistemi ile port kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır. Cihaz motorize kama filtreye (wedge) sahiptir. Karbon fiber masası sayesinde tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir.

- TLD’lerin doz cevabını değerlendirmek için 6MV foton enerjisinde yeniden gruplama ve kalibrasyon işlemleri,
- Yarı iletkenlerin kalibrasyon işlemleri,
- İki boyutlu doz kontrol sisteminin kalibrasyon işlemi,
- Nazofarenks kanseri için hazırlanan YART tedavi planının uygulaması,
- Canlı ortam dozimetri işlemleri bu lineer hızlandırıcı cihazının 6MV foton enerjisinde yapılmıştır.



Şekil 3.2. Elekta Marka Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı

3.1.5. IBA İyon Odası ve Elektrometre

Tedavi planının kalite kontrolü aşamasında IBA marka FC65P model iyon odası ve DOSE 1 model elektrometre kullanılmıştır.



Şekil 3.3. IBA marka FC65P model iyon odası ve DOSE 1 model elektrometre

Elektrometre ölçümleri doz, doz hızı, ortalama doz hızı, yük, akım ve MU (monitor unit) başına doz cinsinden okuyabilmektedir. Sayısal ölçüm değerleri ekranda tablo ya da grafik olarak da görüntülenebilmektedir. Elektrometre soğrulan doz ölçümlerinde iyon odasının yanı sıra yarıiletken dedektörler ve dimond dedektörlerle de kullanılabilir.

Kullanılan iyon odası radyoterapide foton ve elektron dozimetresinde kullanılmasının yanı sıra su veya su eşdeğeri katı fantomda ve uygun build-up başlık ile havada soğrulmuş doz ölçümlerinde de kullanılabilir. İyon odaları kullanım amaçlarına göre değişik hacimlere sahiptirler. Çalışmada kullandığımız iyon odasının özellikleri Çizelge 3.1.'de verilmektedir.

Çizelge 3.1. FC65P tipi iyon odası teknik özellikleri

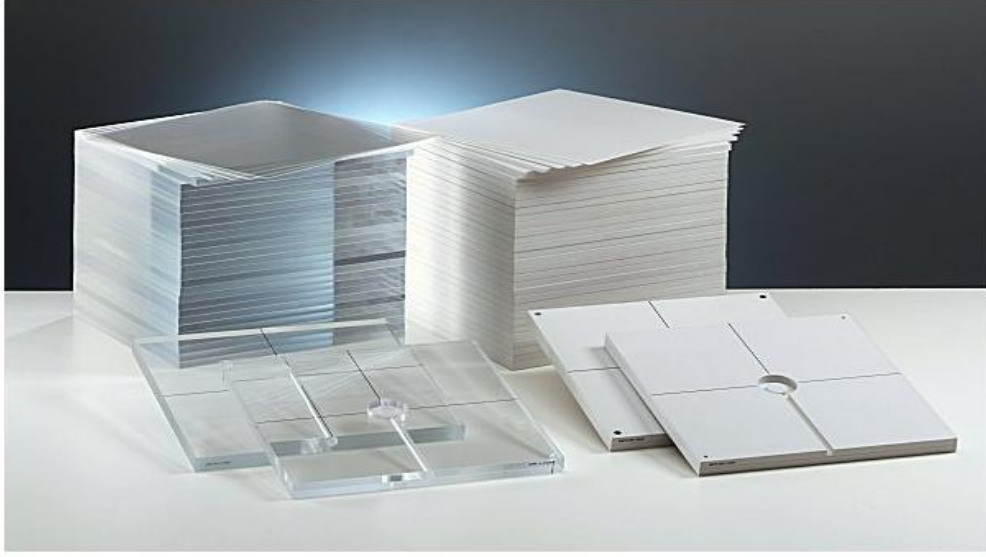
Hava hacmi (cm ³)	0,65
Silindir uzunluğu (mm)	23,1
Silindir çapı (mm)	6,2
İç elektrod çapı(mm)	1
Duvar kalınlığı(mm)	0,4
İç elektrod yapısı	Alimünyum

3.1.6. RW3 ve Rando Fantom

Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan eşdeğeri olan fantomlar kullanılmaktadır. Bu çalışmada katı su fantomu ve Rando fantom kullanılmıştır.

- **Katı Su Fantomu**

Tedavi planının kalite kontrolü ve TLD'lerin kalibrasyonu ve gruplanması aşamalarında farklı kalınlıklarda PTW marka su eşdeğeri RW3 model katı fantom kullanılmıştır. Kütle yoğunluğu 1.045 g/cm³ olan RW3 katı su fantomu, doğal suya çok benzerdir. Beyaz polystrenden, 30x30 cm² ve 40x40 cm² boyutlarında ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresine uygundur. Kullanılan iyon odalarına göre uygun delik içeren adaptör plaka ile derin doz ölçümlerinin katı fantom içerisinde yapılabilmesine olanak tanımaktadır.



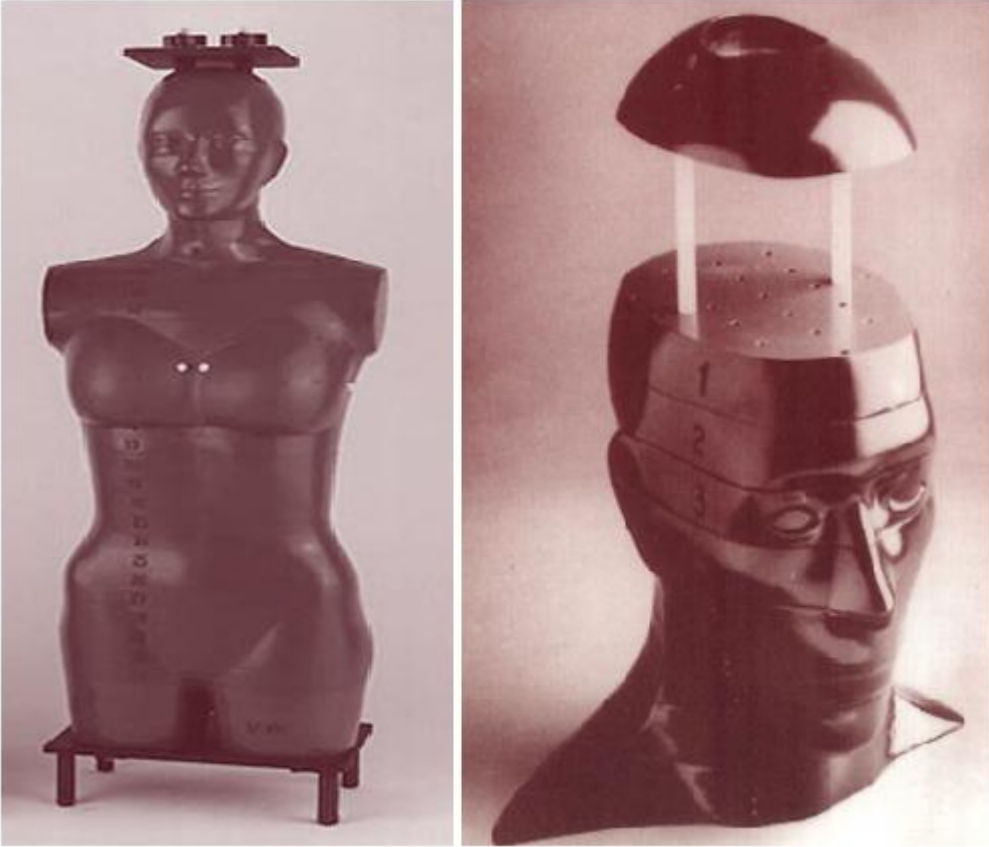
Şekil 3.4. RW3 katı su fantomları ve adaptör plakalar

- **Rando Fantom**

BT çekimleri, TLD ve yarıiletken ölçümleri için Rando fantom kullanıldı. Kadın modelindeki fantom 155 cm boyunda, 50 kg ağırlığındadır (Şekil 3.5).

Organ (kemik, akciğer) ve doku eşdeğeri malzemeden üretilen fantomun özellikleri International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Rapor No:44 ile belirlenen standartlara uygundur. Akciğer yoğunluğu $0,30 \text{ g/cm}^3$ 'dür ve akciğerler doğal göğüs kafesinin hatlarını uygun kalıptadır. Kemik yapısı gerçek kemikten oluşmaktadır.

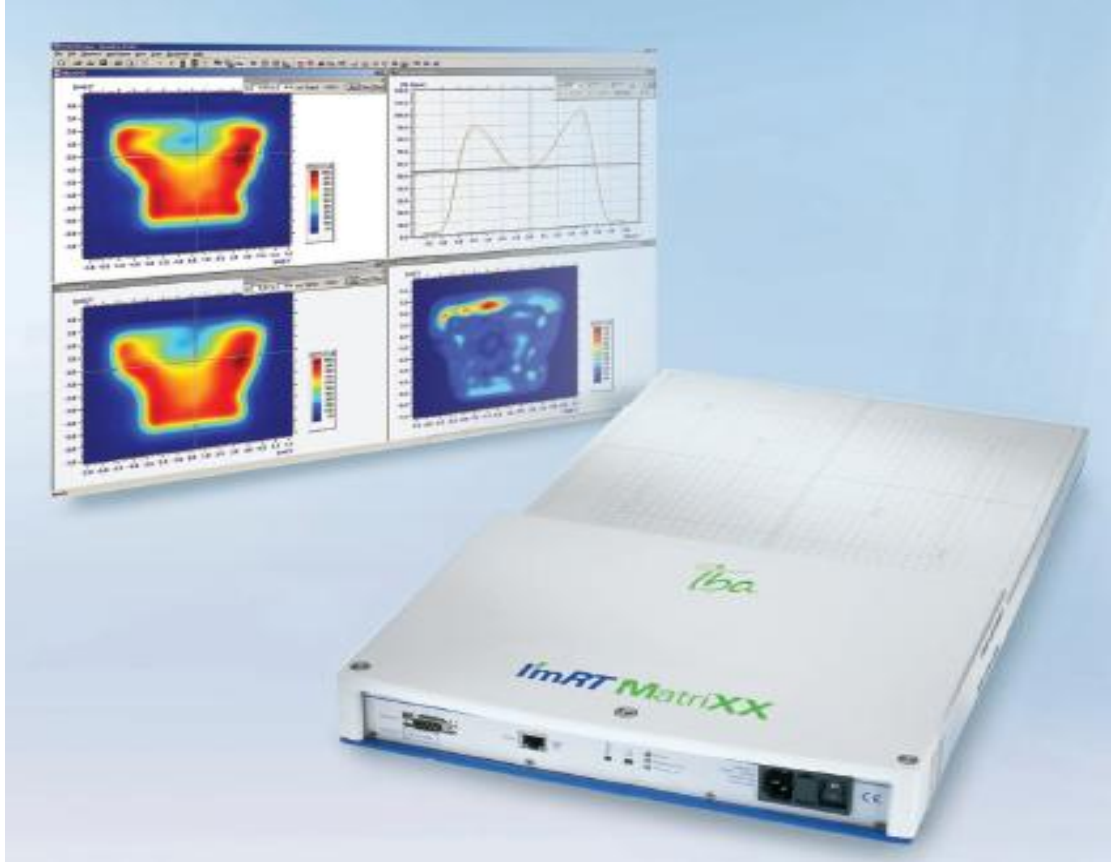
Rando fantom 2,5 cm kalınlığında 32 kesitten oluşmaktadır. Her bir kesitte içindeki tıplar çıkarıldığında TLD yerleştirmeye elverişli hale gelen delikler bulunmaktadır. Baş-boyun için canlı ortam dozimetri çalışmalarında TLD ve yarı iletkenler ile doz ölçümlerinde rando fantom kullanıldı.



Şekil 3.5. Rando Fantom

3.1.7. IBA MatriXX İki Boyutlu Doz Kontrol Sistemi

Çalışmada tedavi planının kalite kontrolü aşamasında 6MV foton enerjisi ile kalibrasyon işlemi yapılmış olan IBA marka MatriXX model cihaz iki boyutlu iyon odası düzeneği olarak kullanılmıştır. Cihaz 1020 adet iyon odasından oluşmaktadır. Detektörler üstünde 3,3 mm su eşdeğeri malzeme mevcuttur. Aktif ışınlama alanı 24x24 cm²'dir. İyon odalarının merkezi arası uzaklık 7,62 mm, her birinin hacmi 0,08 cm³'dür. Etkin ölçüm noktası yüzeyden 3 mm aşağıdadır. Cihaz yazılımı ile tedavi planlama siteminde hesaplanan doz dağılımları MatriXX ile ölçülen dağılımlarla karşılaştırılabilir. Karşılaştırmalar renklendirme skalası sayesinde hem gözle görülebilir hem de gama fonksiyonu ile matematiksel olarak değerlendirilebilir. İki boyutlu izodoz dağılımları ve bir boyutlu profil eğrilerini elde edilebilen cihaz Şekil 3.6.'da görülmektedir. MatriXX cihazının teknik özellikleri Çizelge 3.2.'de verilmiştir.



Şekil 3.6. IBA marka I'mRT MatriXX

Çizelge 3.2. MatriXX cihazının teknik özellikleri

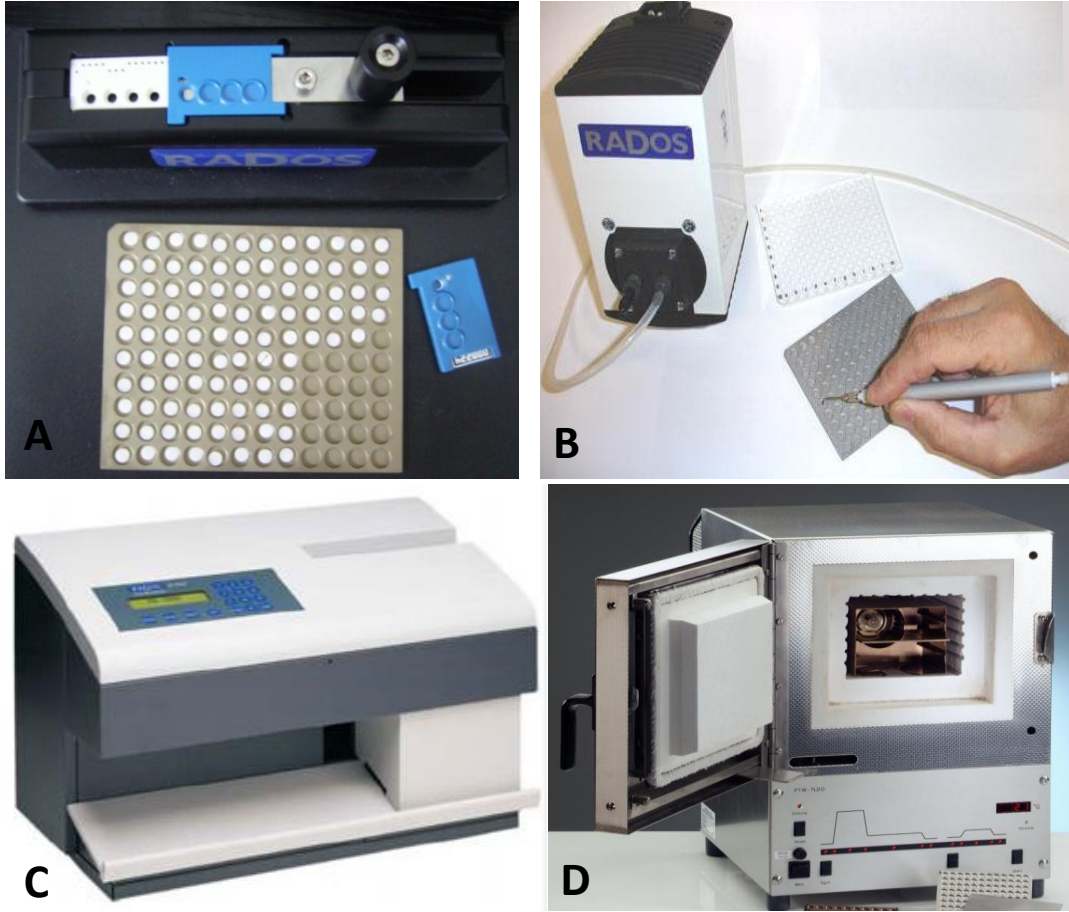
Sensör tipi	Paralel plakalı iyon odası
Sensör sayısı	1020
Dizilim	32cm x 32 cm
Tek bir iyon odası çapı	4,5 mm
Tek bir iyon odası hava hacmi	0,08 cm ³
İyon odaları merkezi arası uzaklık	7,62 mm
Etkin ölçüm noktası	Yüzeyden 3 mm aşağı

3.1.8. RADOS 2000RT Sistemi ve LiF-100 TLD

Canlı ortam doz ölçümleri için kullanılan TLD dozimetreler 4,5 mm çapında, 0,9 mm kalınlığında, \pm % 3 sınırlar içinde hassaslığa sahip disk şeklinde Lityum florür (LiF: Mg,Ti) termolüminesans fosforlardır (MTS-N Poland) (www.tld.com.pl/tld/mts.html).

LiF-100 TLD kristallerini grup şeklinde ışınlamak veya saklamak için özel olarak tasarlanan ışınlama tepsiyi kullanılır (Şekil 3.7a). Işınlanan TLD kristallerinin tüm yerleştirme işlemlerinde vakumlu cımbız kullanılır (Şekil 3.7b).

TLD lerin ışınma verilerini elde etmek için RADOS RE-2000RT (RadRro Int. GmbH Germany) otomatik okuyucu sistemi kullanıldı. Sistem bir defada 20 kaset içinde 80 adet TLD nin okumasını yapabilir (Şekil 3.7c). Okuyucu sistem TLD ısıtmasını Nitrojen gazı ile yapar.



Şekil 3.7. A:TLD fırın tepsiyi, TLD ve kaset B:TLD lerin metal tepsiye yerleştirilmesi C:RADOS 2000 TLD okuyucu D:PTW-TLDO Termoluminesans dozimetre fırını

TLD okuyucu, 5 bar N₂ akışı ile (1300-1700 sensör değeri) 300 °C ye kadar ısıtılarak pre heat 2sn ile post heat 2 sn olacak şekilde 15 saniye süreyle sayım değerlerini alır.

RADOS 2000RT TLD okuma cihazı bilgisayar üzerine yüklü RADOS TLD Server yazılımı ile birlikte çalışmaktadır. Cihazdan elde edilen veriler foton sayımı olarak kayıt edilir. Okuma sırasında izlenen parlayış eğrileri sistemde kayıt edilir.

TLD için özel olarak üretilmiş, programlanabilir mikroişlemci ile kontrol edilen iki farklı ısıtma programına sahip PTW marka, TLDO model (PTW Freiburg GmbH) fırın kullanılmıştır (Şekil 3.7d). 1. programda ısınlama öncesi kullanılan 400 °C ye kadar ısıtma ve soğutma aşamaları, 2. programda ısınlama sonrasında TLDler okuyucu tarafından okunmadan önce 100 °C ye kadar ön ısıtma aşamaları mevcuttur (Şekil 3.7). Sıcaklık kontrollü sıcak hava akımı üreten programlanmış bir ısıtma elemanı içeren fırında dâhili fan sayesinde sıcak havanın eşit dağılması sağlanır. TL malzeme fırına paslanmaz çelik tepsiler ile konulur (Şekil 3.7a) (www.ptw.de/tldo_anneling_oven.html).

Birinci Program: Sıfırlama (annealing)

1. Başlangıç
2. 400 °C ye kadar ısıtma
3. 400 °C de 1 saat tutma
4. 100 °C ye soğutma
5. 100 °C de 2 saat tutma
6. Oda sıcaklığına soğutma
7. Program sonu

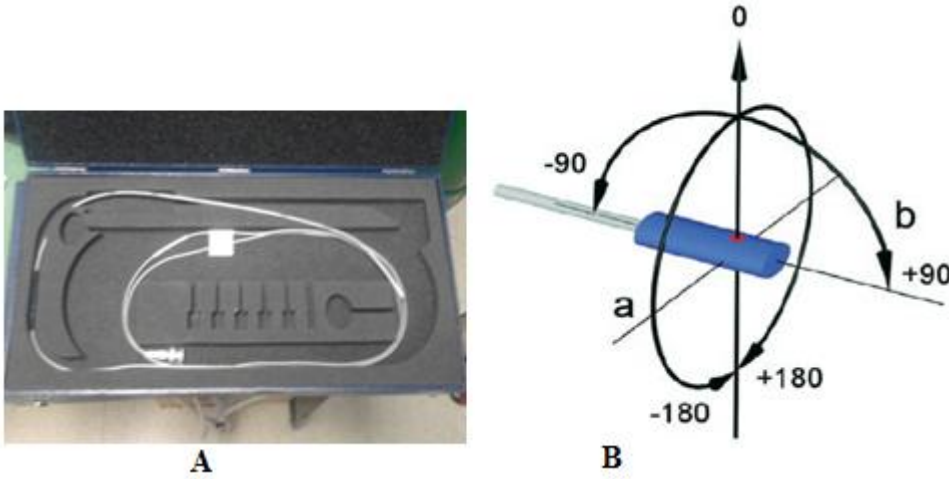
İkinci Program: Okuma öncesi ısıtma (Pre read heating)

1. Başlangıç
2. 100 °C ye ısıtma
3. 100 °C de 10 dakika tutma
4. Oda sıcaklığına soğutma
5. Program sonu

TLD kristalleri özel kodlu fırınlama tepsisine konularak fırınlanır.

3.1.9. IBA Canlı Ortam Diyet Dozimetre Sistemi

Canlı ortam dozimetri ölçümleri için kullanılan yarıiletken diyet IBA marka IDF-thin model dedektördür. 4-16 MV enerji aralığında intrakaviter brakiterapi veya teleterapi eksternal demet uygulamalarında kullanılmakta, 5MV ve 15MV foton enerjilerde diyet hassasiyetindeki düşüş 250 Gy'den sonra sırasıyla <1 ve %1,2'dir.



Şekil 3.8. **A:** IBA marka IDF-thin model dedektör **B:** Dedektörün yön bağımlılığı

Kullanılan dedektör tek diyottan oluşmakta, çapı 3 mm ve uzunluğu 450 mm olan n tipi bir dozimetredir. Dedektörün yön bağımlılığı 5MV foton enerjisi için a düzleminde (radyal) $\pm 180^\circ$ içinde %3'den küçük ve b düzleminde (aksiyal) ise $\pm 30^\circ$ içinde %5'den küçüktür.

Yarı iletken diyotla birlikte elektrometre ve bilgisayar yazılımı bu dozimetre sistemini oluşturur. Elektrometre 12 kanallı olup aynı anda 12 diyottan ölçüm alınabilmekte, ancak çalışmada 1 adet diyot kullanıldığı için 1 kanal ile ölçüm alınmıştır. Sistemin 'In Vidos' yazılımı ile ölçümler alınıp takip edilebilmektedir.

3.2. Metot

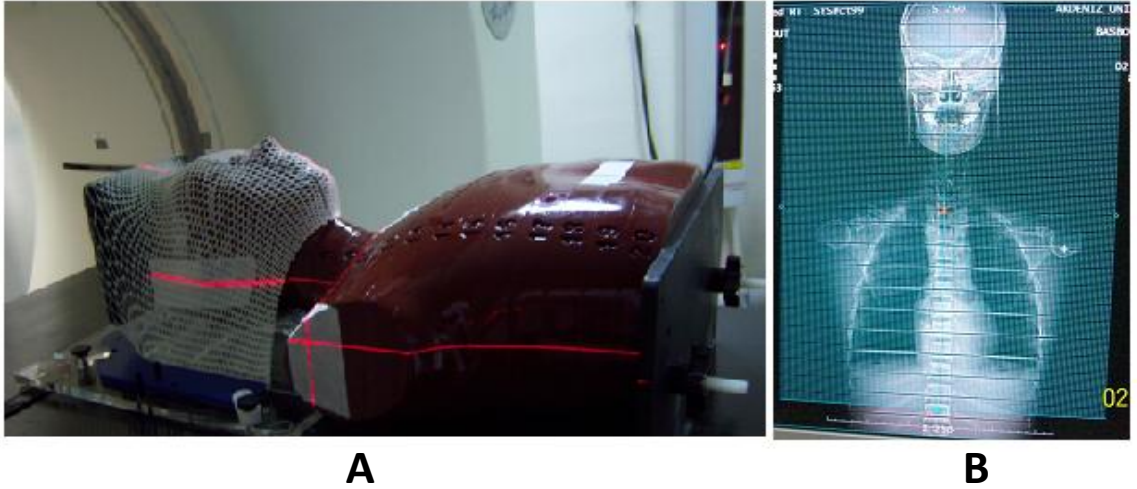
3.2.1. Rando Fantomun Simülasyonu

3.2.1.1. Sabitleme

Rando fantomun baş-boyun bölümünü desteklemek için plastik baş yastığı ve termoplastikten yapılmış maske kullanıp fantom BT cihaz masasına sabitlenmiştir.

3.2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi Çekimi

Tedavi planlama sistemi için gerekli olan Rando fantomun baş-boyun bölümünün kesitleri BT cihazı kullanılarak elde edildi. Çalışmada Rando fantomun 2,5 cm'lik 1-20 numaralı kesitleri kullanıldı. Şekil 3.9'de görüldüğü gibi Rando fantom supine pozisyonunda iken, BT için tarama bölgesi 2,5 mm aralıklarla görüntülenmiştir.



Şekil 3.9. A:Rando fantomun supin pozisyonda BT çekimi, B:Rando fantomun BT’de tarama bölgesi görüntüsü

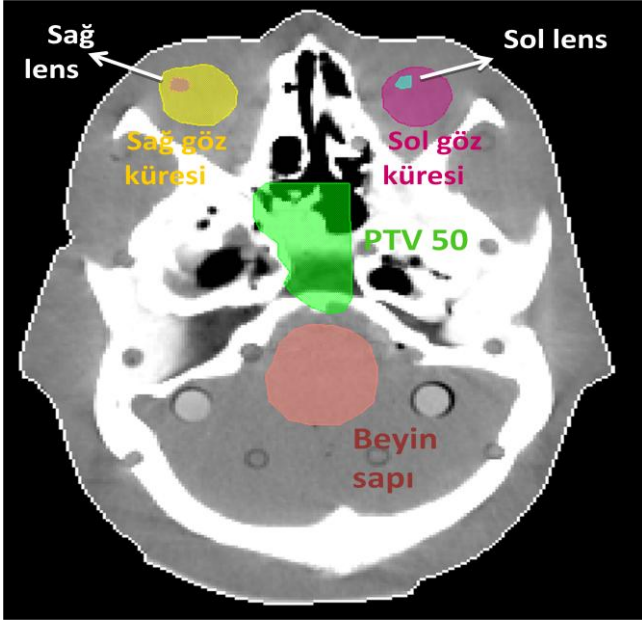
3.2.2. BT Görüntülerinin Kontrollanması

Rando fantomun BT’den elde edilen aksiyal kesit görüntüleri aktarım sistemleri ile kontrolleme bilgisayarına gönderilip fantomun cilt konturu çizildi. Rando fantomun BT görüntülerinde görülemeyen yapı ve organların (spinal cord, beyin sapı, parotis ve lens gibi) oluşturabilmesi gerekir. Rando fantomun kemik yapısı referans alınarak, kliniğe nazofarenks kanseri (NFK) tanısı ile başvuran hastalar arasından anatomik ölçüleri Rando fantoma en yakın olan bir bayan hasta seçildi. Füzyon yöntemi ile hastanın yapı ve organ konturları ile hedef hacimler Rando fantomun BT kesitlerine aktarıldı. Yapı ve organ konturları ile hedef hacimleri içeren Rando fantomun kesitsel görüntüleri TPS’e gönderildi.

3.2.3. Bilgisayarlı Tedavi Planlaması

Rando fantomun BT’de çekilerek TPS’e aktarılan görüntüleri üzerinde spinal cord, beyin sapı, nazal kavite, parotis, mandibula, göz küresi, lens, optik sinir, kiazma ve koklea gibi yapı ve organ konturları ile hedef hacimlerin (PTV) değerlendirilmesi radyasyon onkoloğu tarafından yapıldı.

Tedavisi model alınan nazofareks kanseri hastasının YART tedavi planı üç fazdan oluşmakta olup amaç PTV50, PTV60 ve PTV70 hedef hacimlerinin tedavi sonunda sırasıyla 50 Gy, 60 Gy ve 70 Gy doz almalarını sağlamaktır. Bu çalışmada da oluşturulan YART planının I. fazı için 50 Gy doz verilmek istenen hacim (PTV50), II. fazı için 10Gy doz verilmek istenen hacim (PTV60) ve III. Fazı için 10 Gy doz verilmek istenen hacim (PTV70) hedef hacimler olarak tanımlandı.



Şekil 3.10. Rando fantomun bir BT aksiyal görüntüsünde PTV50 ve riskli yapıların konturları

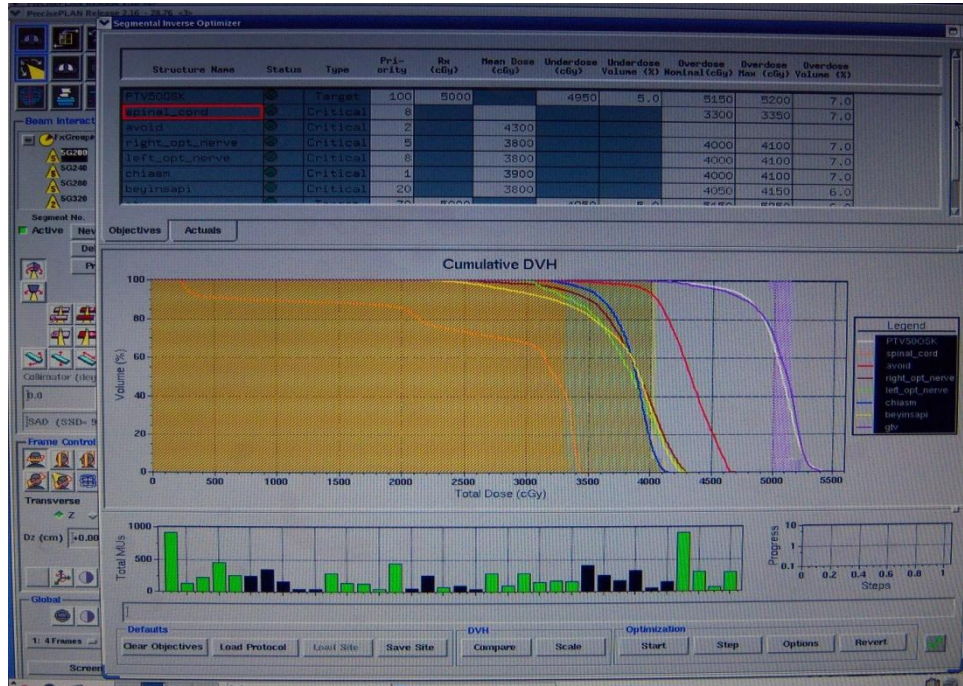
TPS’de PTV50, PTV60 ve PTV70’e yönelik dokuz açı ile (200°, 240°, 280°, 320°, 0°, 40°, 80°, 120° ve 160°) lineer hızlandırıcı cihazının 6MV foton enerjisi kullanılarak her bir PTV için üç adet YART tedavi planı yaratıldı. Her bir faz için ilgili PTV’ye 0,7cm sınır ile alanlar (9 alan) tanımlandı. PTV ve riskli organlar dikkate alınarak uygun sınırlar ile (örneğin; (PTV+0,7cm)-(spinal cord+0,4cm)) ilk segmentler TPS tarafından oluşturuldu. Her bir faz için YART planının dozu ve fraksiyon sayısı sırasıyla I. fazda 50 Gy ve 25 fraksiyon, II. fazda 10 Gy ve 5 fraksiyon ve III. fazda 10 Gy ve 5 fraksiyon oluşturulan planlar için sisteme girildi. TPS’e tanımlanan hedef hacim ve normal dokular için maksimum, minimum, ortalama dozlar, limit hacimler ve dokuların planlamadaki öncelikleri (priority) yazılarak her bir faz için YART optimizasyon işlemi yapıldı. Bu tedavi planları, riskli organ ve yapılar için Çizelde 3.3’de gösterilen doz limitlerine göre oluşturuldu (Duprez vd 2011).

TPS’in optimizasyon algoritması, sisteme girilen özellikler doğrultusunda en uygun tedavi planını oluşturmaya çalışır ve sonucunda bir doz-hacim dağılımı (DVH) gösterir (Şekil 3.11). Optimizasyondan sonra hedef içinde doz homojenliğini sağlamak için her gantri açısında hedef hacimler içinde oluşan yüksek ve/veya düşük doz bölgeleri veya dışında oluşan yüksek doz bölgeleri değerlendirilerek ek segmentler oluşturuldu.

Çizelge 3.3. Riskli organ ve yapılar için doz-hacim sınırlamaları

Riskli Organ	Doz-Hacim Sınırlamaları
Spinal Cord (PRV)	$D_{50} < 45 \text{ Gy}$ $V_{50} < 5\%$
Beyin Sapı (PRV)	$D_{50} < 50 \text{ Gy}$ $V_{60} < 5\%$
Tükürük Bezleri	$V_{27} < 50\%$
Çene kemiği	$V_{70} < 5\%$

D_{50} =Konturlanan hacmin %50'sinin aldığı doz miktarı, PRV= Planlanan Riskli Orgn Hacmi ve ilgili hacmin aldığı dozların tanımları V_{27} , V_{50} , V_{60} ve V_{70} için sırasıyla $\geq 27 \text{ Gy}$, $\geq 50 \text{ Gy}$, $\geq 60 \text{ Gy}$ ve $\geq 70 \text{ Gy}$.



Şekil 3.11. Hedef hacim ve normal dokular için maksimum, minimum, ortalama dozlar, limit hacimler ve dokuların planlamadaki önceliklerinin (priority) yazıldığı YART optimizasyon programı

Doz-hacim kriterlerinin doğru tanımlanması ile hedef hacim ve risk organları açısından istenilene en yakın plan (toplam dozun en az %95'i PTV'yi saracak şekilde)

oluşturuldu. DVH kontrolü ve her bir kesitte doz dağılımı değerlendirilmesi yapıldıktan sonra uygun görülen tedavi planlarının MU değerleri;

I. fazda 200cGy fraksiyon başına doz için hesaplanan toplam MU değeri 412,5

II. fazda 200cGy fraksiyon başına doz için hesaplanan toplam MU değeri 409,3

III. fazda 200cGy fraksiyon başına doz için hesaplanan toplam MU değeri 379,2'dir.

PrecisePLAN Release 2.16 - 28.76		Page 1 of 14		CPU ID: 1078999788	
Patient ID	121212	Print Date	19-MAY-2012 10:30		
Patient Name	BASBOYUN IMRT TEZ MASKE	Image Dataset	TEZ BASBOYUN I		
Plan: 32	TEZ CALISMA PTV50 mu+ PTV60 mu+ PTV70 mu+	Plan Date	19-MAY-2012 08:36		
Signature					

Modifier Thumbnails DRR Background						
Bm Nr	FG	Beam Summary	Seg (#1)	Seg (#2)	Seg (#3)	Seg (#4)
1	1	5G200 7 Segments Gantry=200.0 Energy=6 MV MU=93.6	CL= 0.0 MU= 27.2	CL= 0.0 MU= 12.8	CL= 0.0 MU= 15.3	CL= 0.0 MU= 10.9
2	1	5G240 4 Segments Gantry=240.0 Energy=6 MV MU=47.3	CL= 0.0 MU= 19.6	CL= 0.0 MU= 9.2	CL= 0.0 MU= 9.3	CL= 0.0 MU= 9.4
3	1	5G280 4 Segments Gantry=280.0 Energy=6 MV MU=50.4	CL= 0.0 MU= 2.3	CL= 0.0 MU= 19.7	CL= 0.0 MU= 13.0	CL= 0.0 MU= 15.4
4	1	5G320 3 Segments Gantry=320.0 Energy=6 MV MU=31.6	CL= 0.0 MU= 18.4	CL= 0.0 MU= 3.7	CL= 0.0 MU= 9.6	

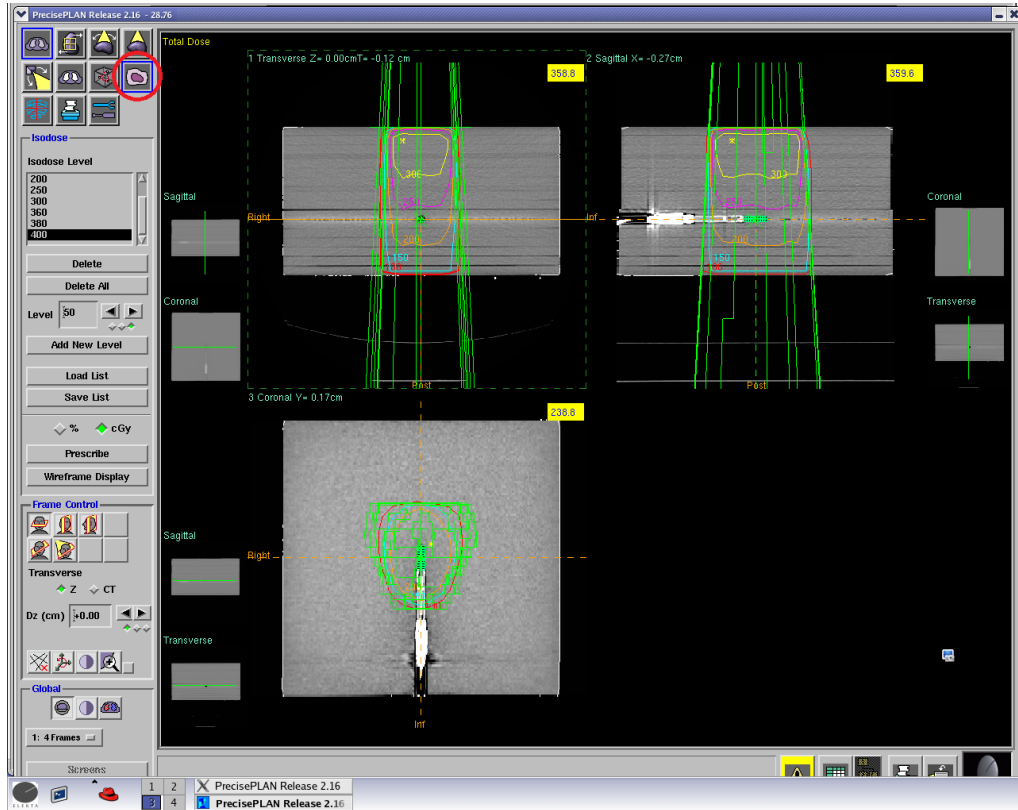
Şekil 3.12. Faz I için 200°, 240°, 280° ve 320° gantri açılarındaki alanların segmentleri

Uygun görülen YART planlarının kalite kontrolü için TPS'de QA planları hazırlama aşamasına geçildi.

Rando fantom için yapılan baş-boyun YART planlarının tek tek tedavi planlama sistemin “Dose QA” bölümüne aktarılması gerekmektedir. Noktasal ve iki boyutlu doz incelemeleri için altta tanımlanan düzeneklerin görüntüsü kullanıldı.

Noktasal kalite kontrol doz ölçümü için; katı su fantomda 10 cm derinlikte yer almış iyon odası düzeneği hazırlanmıştır. Ve BT cihazında 120 kV’de, çekim koordinatları iyon odasına denk gelecek şekilde 2,5 mm kesit kalınlığı ile kesitsel görüntülemesi yapılmıştır. Bu düzenleme noktası ölçümleri için standart bir QA görüntü düzeneğini oluşturmaktadır.

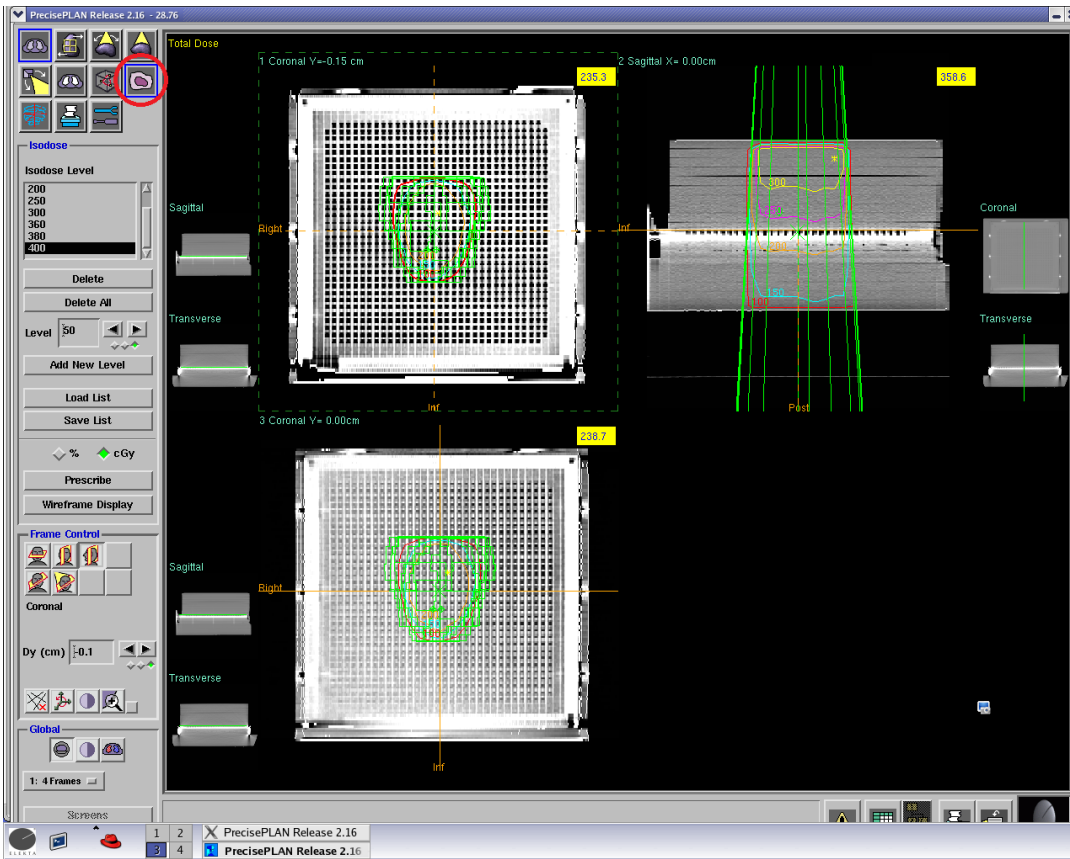
Noktasal doz değerlendirmesinde kullanılan iyon odasının hacmindeki ortalama doz değerine gerek duyulduğundan QA görüntülerde iyon odasının kesitleri konturlandı. PTV50 için yapılan planın QA fantomuna aktarma işlemleri sırasında alanların açıları, bunların izomerkezde yerleşmesi vs. yapıldı. Plan aktarımı için sıfır gantri’de alanların toplanması yöntemi kullanıldı. Doz tanımlanması için, izomerkez yani 10 cm konumu için 200 cGy uygulandı. Doz hesaplama, doz dağılımı ve MU için işlemler yapıldı (Şekil 3.13). İyon odasının hacmindeki ortalama doz değeri, iyon odası için DVH hesaplaması yapılarak bulundu. Bu işlemler PTV60 ve PTV70 için tekrarlandı.



Şekil 3.13. Nokta doz ölçümü için QA planının görüntüsü

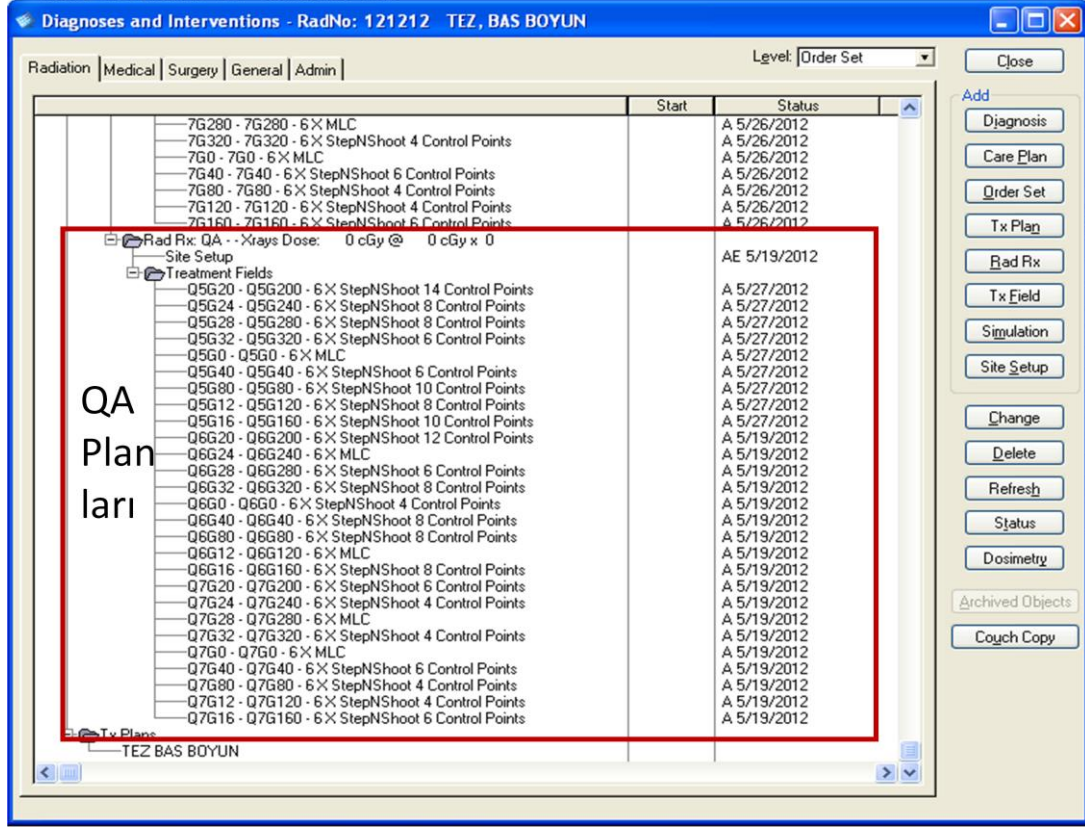
Düzlemsel kalite kontrol doz ölçümü için, BT cihazında MatriXX cihazının üstünde 9,7 cm kalınlığında katı su fantomu bulunan bir düzenek hazırlanmıştır. MatriXX cihazında birbirinin peşi sıra sıralanmış iyon odalarının üstünde yaklaşık 3 mm kalınlığında bir tabaka vardır, böylece ölçüm derinliği 10cm için ayarlanmıştır. Bu derinlik MatriXX cihazının yan işareti ile uyumlu olmuştur. BT cihazının lazer koordinatları ve MatriXX'deki koordinatlar uyumlu hale getirilmiştir. BT çekimleri için referans düzlem belirlemesi, yan koordinatlar ile yan lazerlerin kesiştikleri yerlere kurşun boncuklar konularak sağlanmıştır. BT cihazında 120 kV ölçüm koşulunda 2,5 mm kesit kalınlığında MatriXX cihazının iyon odası bölgesi taranacak şekilde kesitsel görüntü alınmıştır. Bu düzenleme düzlemsel doz ölçümleri için standart bir QA görüntü düzeneğini oluşturmaktadır.

PTV50 için yapılan planın MatriXX kullanarak iki boyutlu QA fantomuna aktarma işlemleri sırasıyla alanların açıları, bunların izomerkezde yerleşmesi vs. yapıldı. Plan aktarımı için sıfır gantri'de alanların toplanması yöntemi kullanıldı. Doz tanımlanması için izomerkez yani 10 cm konumu için 200 cGy uygulandı. Doz hesaplama, doz dağılımı ve MU için işlemler yapıldı. İzomerkezde bağımsal doz haritası elde edildi (Şekil 3.14). Bu bağıl doz bilgisi tedavi planlamadan Omnipro I'MRT programına aktarıldı. Bu işlemler PTV60 ve PTV70 için tekrarlandı.



Şekil 3.14. Düzlemsel kalite kontrol doz ölçümü için QA planının görüntüsü

TPS'in QA kısmında oluşturulan PTV50, PTV60 ve PTV70 planlarının düzenlemeleri lineer hızlandırıcı cihazında uygulanmak üzere "ImPACT" adı altında yönetici bir yazılıma aktarıldı (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. PTV50, PTV60 ve PTV70 QA planlarının ImPACT yazılım sistemindeki görüntüsü

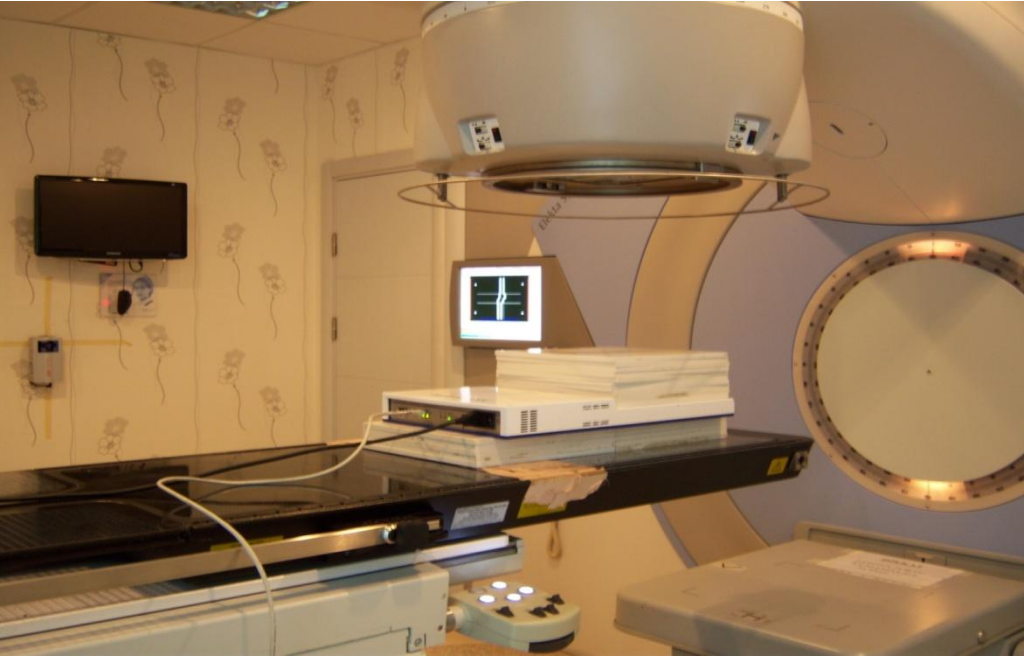
3.2.4. Tedavi Planının Kalite Kontrolü

3.2.4.1. Nokta Doz Kontrolü

YART planları TPS'den ImPACT sistemine aktarıldıktan sonra lineer hızlandırıcı cihazına katı su fantomu yerleştirildi. YART planı için hazırlanan "Dose QA" planında, YART planının ImPACT sistemi üzerindeki bilgilerine göre gantri sıfır derece açısında her bir segment katı fantom üzerine ışınıldı. Aynı anda mutlak dozimetre için iyon odası ve elektrometre ile tüm ışınlama boyunca ölçüm alındı. Elektrometreden okunan toplam doz değeri kaydedildi.

3.2.4.2. İki Boyutlu Doz Kontrolü

İki boyutlu iyon odasının TPS’de kontrol testleri için kullanılan “Dose QA” kısmında ölçüm düzeneği tanımlanmıştır. Ölçüm düzeneği, SSD= 90 cm’de tüm gantri açıları 0° olacak şekilde ayarlandı. Bu işlemlerden sonra hasta planı değerlendirilip ölçülen ve planlanan verilerinin karşılaştırılabilmesi için veriler hem ImPACT sistemine hem de Omnipro I’MRT programına gönderildi. ImPACT sistemine gönderilen veriler doğrultusunda lineer hızlandırıcı tedavi cihazında ölçüm düzeneği kuruldu. Alan merkezi iki boyutlu iyon odasının merkezine yerleştirildi. İki boyutlu iyon odasının efektif hacmi 0,3 cm’de olduğu için üzerine 9,7 cm kalınlığında su eşdeğeri katı fantom yerleştirildi ve ışınlama bu düzeneğe göre yapıldı (Şekil 3.16). Alınan veriler ile tedavi planlamasıyla elde edilen verilerin karşılaştırılması gama indeksine göre yapıldı.



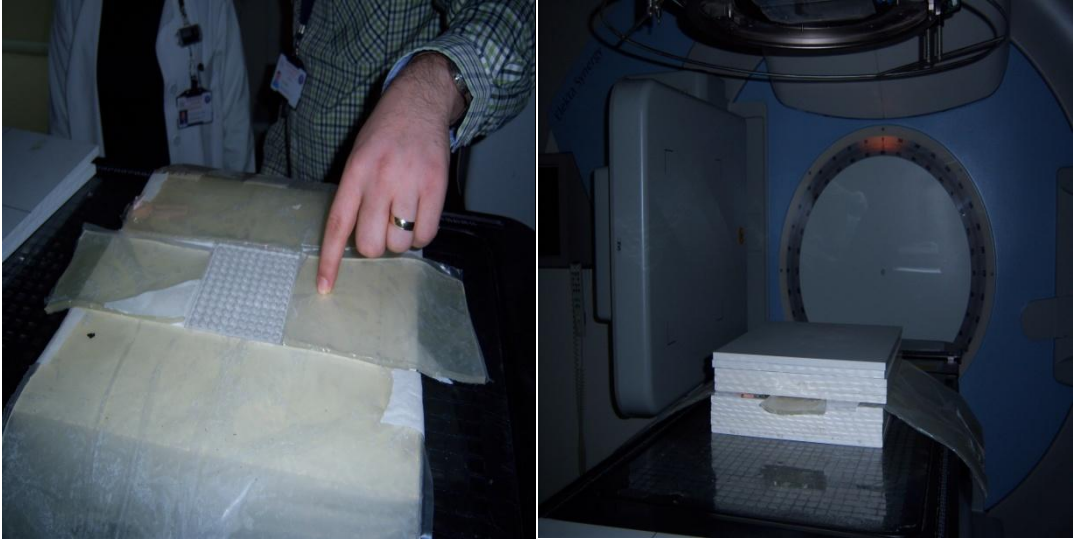
Şekil 3.16. YART planının iki boyutlu doz kontrolü için ölçüm düzeneği

3.2.5. TLD Kalibrasyonu ve Gruplanması

Aynı üretimden olan 100 adet TLD kristali kullanılmıştır. Bunların sıcaklık ve radyasyon açısından aynı geçmişe sahip olmalarına dikkat edildi. Tepsilerde kodlu yuvalara yerleştirilerek her TLD’nin adlandırılması yapılmıştır. Her bir 4 yuvası için kodlu kasette adı belli olan TLD’lerin yerleşimleri kaydedildi. Böylece okuma sırasında her bir TLD’nin hangi kaset ve hangi yerleşimde olduğu tüm çalışma boyunca sabit tutuldu. TLD’lerin radyasyon doz ölçümlerinden önce sıfırlama işlemleri ile fırınlanarak tamamen boşalması sağlandı. TL kristallerin herhangi bir radyasyon verilmeden temel sayım değerlerini TLD okuyucuda sayım olarak okutup, sistemin yönlendirdiği programa göre dört grup biçiminde ortalamaları alındı. Bu işlem 4 kez tekrarlandı. Zemin seviyesi “background count” olarak bu ortalama değerler sisteme

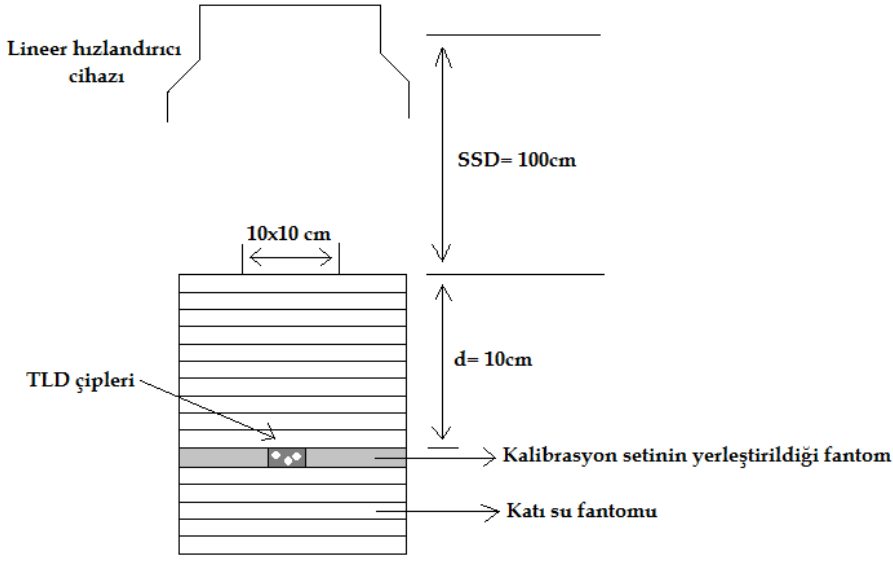
veri girişinde “zero cnt” yerine yazıldı. Programda zemin seviyesi değeri tüm 4 grup için ayrı ayrı düzenlenen 1, 2, 3 ve 4 yerleşimine göre TL okuma değerinden eksiltilecek sayım sonucu elde edilir.

Çalışmada kullanılması planlanan TLD’lerin gruplama işlemleri lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV foton enerjisinde yapıldı. TLD’ler ışınlanmadan önce 400 °C de sekiz saat fırınladı. TLD’ler ışınlama tepsisinde su eşdeğeri katı fantomda 5 cm derinliğine konuldu. Işınlama alanı 20x20 cm² ve kaynak yüzey mesafesi (SSD) 100 cm olacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.17). Bu koşulda TLD’ler 100 MU ışınlanarak 92 cGy doz alması sağlandı. Okuma öncesi ısıtma işlemleri (100 °C de bir saat) fırın kullanarak yapıldı. RADOS 2000 TLD cihazında okuma yapılarak sayım değerleri alınıp kaydedildi. Deneylerde kullanılan TLD çiftlerin TLD grubun ortalamasından ± % 3 standart sapmaları olanlar yeniden gruplandı.

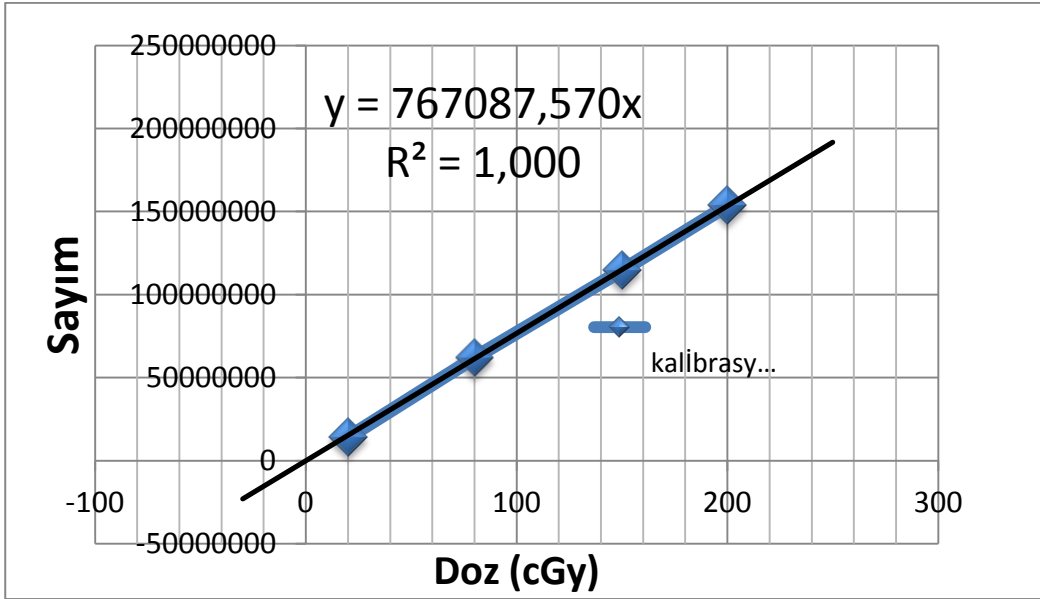


Şekil 3.17. Çalışmada kullanılması planlanan TLD’lerin gruplama işlemleri için lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV foton enerjisinde ışınlanma düzeneği

Kalibrasyon işlemleri için ayrılmış olan TLD’ler 20, 80, 150 ve 200cGy doz ile 10x10cm² alan, 10cm derinlikte ve lineer hızlandırıcının 6 MV foton enerjisinde ışınlandı (Şekil 3.18). TLD sayımları okuma işlemleri yapıldıktan sonra doz cevap eğrisini elde etmek için kullanıldı. Lineer biçimli eğrinin denklemi bulundu ve deneylerde TLD sayımlarını doza çevirmek üzere kullanıldı (Şekil 3.19).



Şekil 3.18. TLD kalibrasyon işlemleri için ışınlama düzeneği



Şekil 3.19. Kalibrasyon işlemleri için ayrılmış olan TLD'lerin doz cevap eğrisi

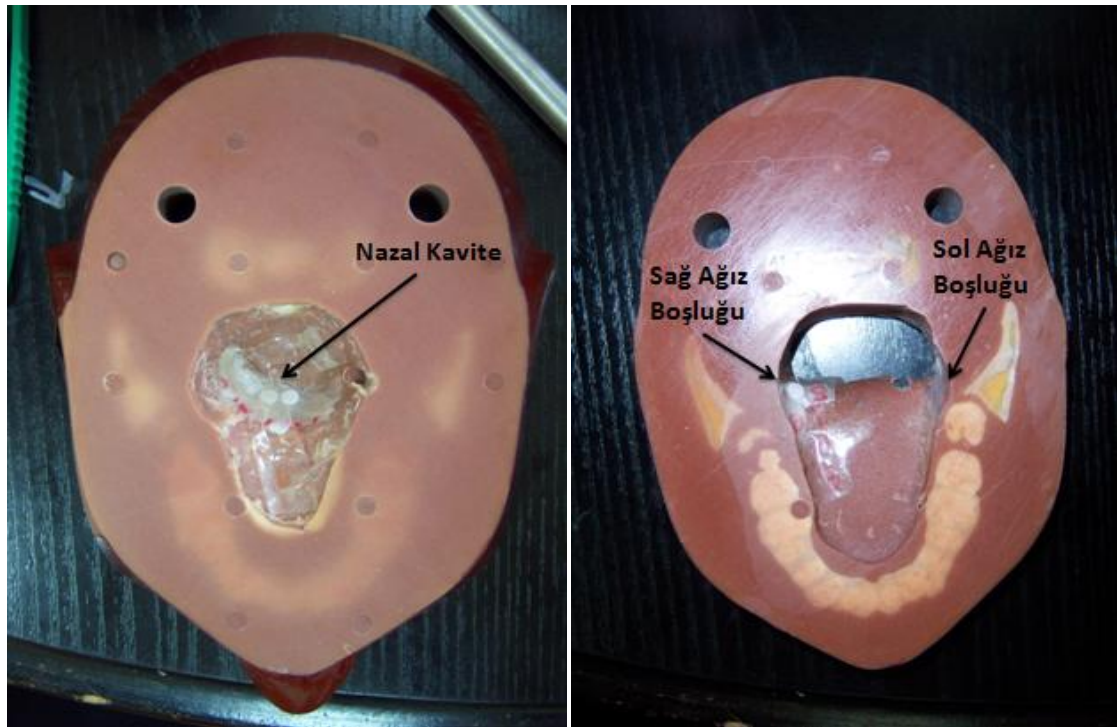
3.2.6. TLD'lerin Rando Fantomda Yerleştirilmesi

Ölçüm noktalarının seçimi, Rando fantom içinde TLD ölçümleri için oluşturulmuş boşluklar göz önüne alınarak BT kesitlerinde konturlanan hedef hacimler ile riskli organ ve yapılara göre yapıldı. Rando fantom içinde oluşturulmuş boşluklara disk şeklindeki TLD çiftleri seçilen noktalara yerleştirildi (Şekil 3.20 ve 3.21).

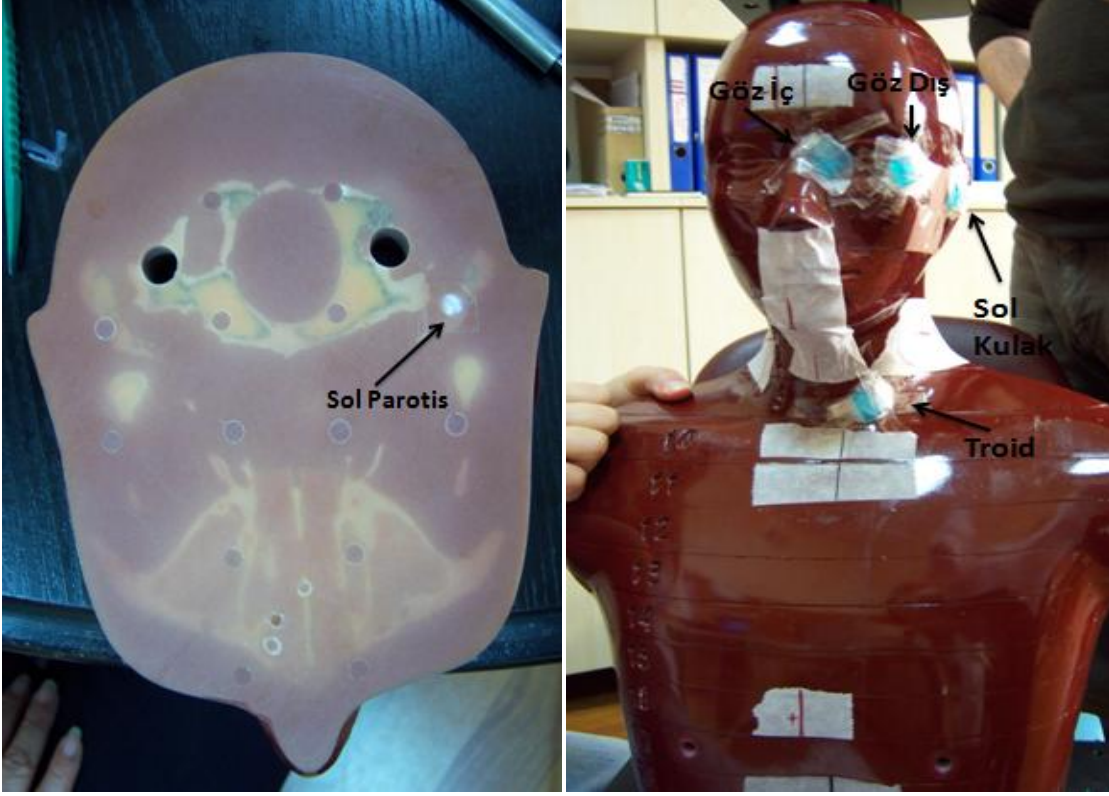
Rando fantomda belirlenen ölçüm noktaları, hastada canlı ortam doz ölçümüne yönelik uygulanabilirliğin yanı sıra tümör ve risli organların doz değerinin temsil edilebilirliği nedeniyle seçilmiştir (Çizelge 3.4).

Çizelge 3.4. Rando fantomda doz ölçüm konumları ve hastada dozu temsil ettiği yerler

Rando Fantomda Ölçüm Noktası	Rando Fantom Kesiti	Yerleşim / Doz Yükseltme Maddesi	Hastada Dozu Temsil Ettiği Yer
Sol İç/Dış Kontus	4. kesit	Cilt / +5mm bolus	Sol Lens
Nazal Kavite	5. kesit	Kavite / +5mm bolus	PTV
Sol Parotis	5. kesit	Fantom içinde	-
Sol Kulak	5. kesit	Cilt / +5mm bolus	Sol Parotis
Sağ/Sol Ağız Boşluğu	6. kesit	Kavite / +5mm bolus	Sağ/Sol Parotis
Tiroid	9. kesit	Cilt / +5mm bolus	Tiroid



Şekil 3.20. TLD'lerin Rando fantom içine yerleştirilmesi



Şekil 3.21. TLD'lerin Rando fantom içine yerleştirilmesi

3.2.7. Yarıiletken Diyotların Kalibrasyonu

IDF-thin probun hassasiyet kalibrasyonunda, iyon odası RW3 katı su fantomunda 5cm derinliğe konuldu. 6 MV foton enerjide SSD=100 cm ve ışınlama süresi 100 MU olacak şekilde 10x10, 20x20 ve 40x40 cm² alanlarda okuma alındı. Alınan okumalar, basınç ve sıcaklık faktörünü hesaplayarak (C_{tp}) ve uygun faktörler (pertürbasyon P_u , su hava durdurma oranı $S_{su,hava}$ ve atom enerjisi kurumunun iyon odası için kalibrasyon faktörü N_D) kullanılarak doza çevrildi.

IDF-thin probun yarı iletken dedektörü için aynı kalibrasyon düzeneği kullanıldı. Her bir ışınlama koşulu için dedektörün algıladığı sinyal değerinin doz karşılığı olan değer yazılıma girildi. Yazılımda kalibrasyon faktörü olarak bir faktör tanımı hesaplandı.

3.2.8. Yarıiletken Diyodun Rando Fantomda Yerleştirilmesi

IDF-thin diyot konumu TLD ölçüm noktalarına denk gelecek şekilde ayarlanarak Rando fantoma Çizelge 3.2.2'deki gibi yerleştirildi.



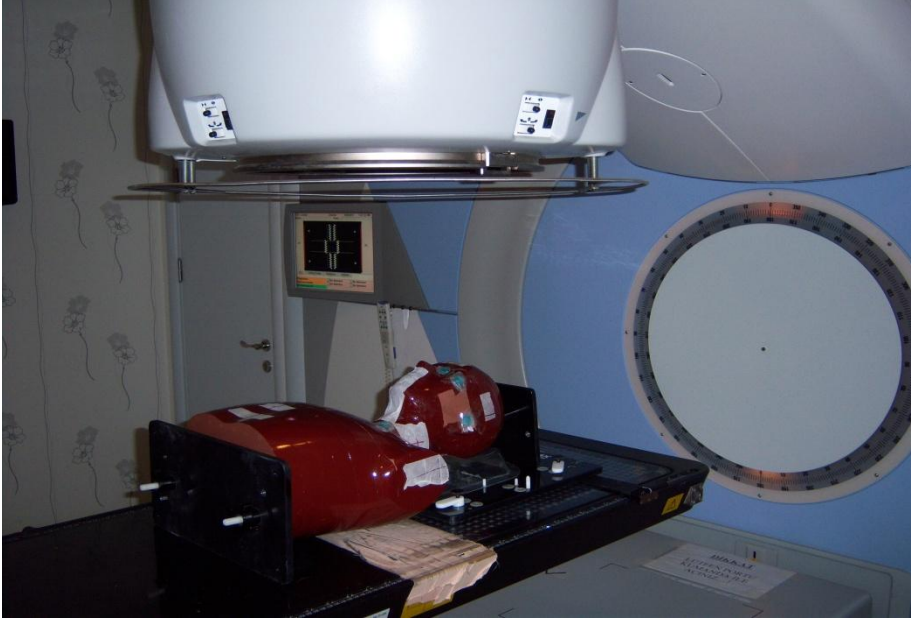
Şekil 3.22. Nazofarenks doz ölçümü için IDF-thin diyodun Rando fantom içine yerleştirilmesi

3.2.9. Lineer Hızlandırıcıda YART Planları Uygulamasının Ölçümleri

Rando fantom, tedavi masasına supine pozisyonunda yerleştirildi. BT'de Rando fantom üzerine işaretlenen lazerler ile tedavi cihazındaki lazerlerin üst üste gelmesi sağlandı. Daha sonra tedavi planları sırasıyla Faz I, II ve III için teker teker ImPACT yazılımı aracılığıyla lineer tedavi cihazında ışınlandı. TLD ve yarı iletken kullanarak yapılan ışınlamalar en az üç kez tekrarlandı.

3.2.9.1.TLD

PTV50 YART planı TLD'lerin yerleştirildiği Rando fantoma lineer hızlandırıcı cihazında ışınlandı. Aynı işlem yeni TLD'ler kullanarak PTV60 ve PTV70 için de tekrarlandı. Okuma öncesi işlemlere tabi tutulan ışınlanmış TLD'lerin, TLD okuyucu sistem ile okuması yapıldı. TLD okuyucusundan alınan sayımlar kalibrasyon eğrisinden elde edilen kalibrasyon denklemi kullanılarak doza çevirildi. TPS'den, TLD yerleştirilerek ölçüm alınan noktalara denk gelen yerlerde doz değerleri PTV50, PTV60 ve PTV70 için alınarak TLD ölçüm sonuçları ile karşılaştırıldı.



Şekil 3.23. TLD'lerin yerleştirildiği Rando fantomu linear hızlandırıcı cihazında ışınlanma düzeneği

3.2.9.2. IDF-thin Diyot

IDF-thin diyodla tedavi pozisyonunda YART planının PTV50'si için doz ölçümleri alındı. Aynı işlem YART planlarının PTV60 ve PTV70'i için de tekrarlanarak toplam doz değerleri alındı. TPS'den, diyot yerleştirilerek ölçüm alınan noktalara denk gelen yerlerde doz değerleri PTV50, PTV60 ve PTV70 için alınarak diyot ölçüm sonuçları ile karşılaştırıldı.

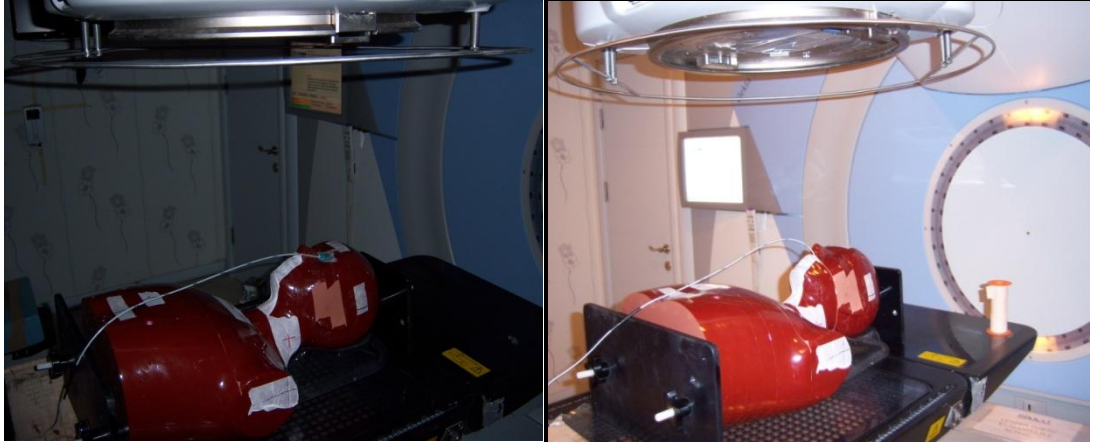


A

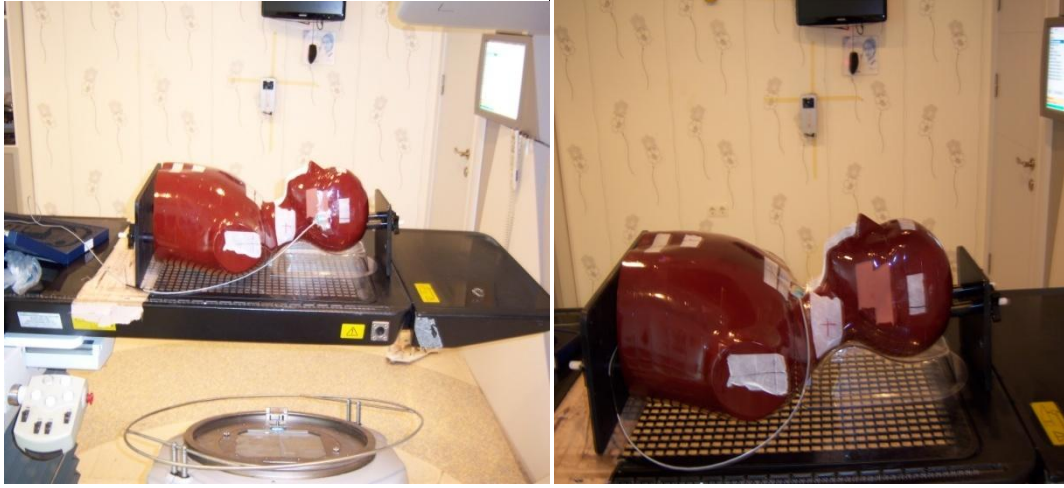


B

Şekil 3.24. Diyodun yerleştirildiği Rando fantomu linear hızlandırıcı cihazında ışınlanma düzeneği ve diyot doz ölçüm ekranı



Şekil 3.25. Diyot ile Rando fantomda iç kontus ve ağız boşluğu dozu ölçüm düzenekleri



Şekil 3.26. Diyot ile Rando fantomda sol kulak ve troid dozu ölçüm düzenekleri

3.2.10. Hata Hesabı

YART planlarında ölçüm için belirlenen konumlarda canlı ortam dozimetri yöntemiyle TLD ve yarı iletken diyot kullanılarak alınan ölçümler, bu noktaların TPS'deki doz değerleriyle karşılaştırıldı. Ölçüm değerleri ve TPS'deki değerlerin karşılaştırılması doz farklılıkları olarak yapıldı.

4. BULGULAR

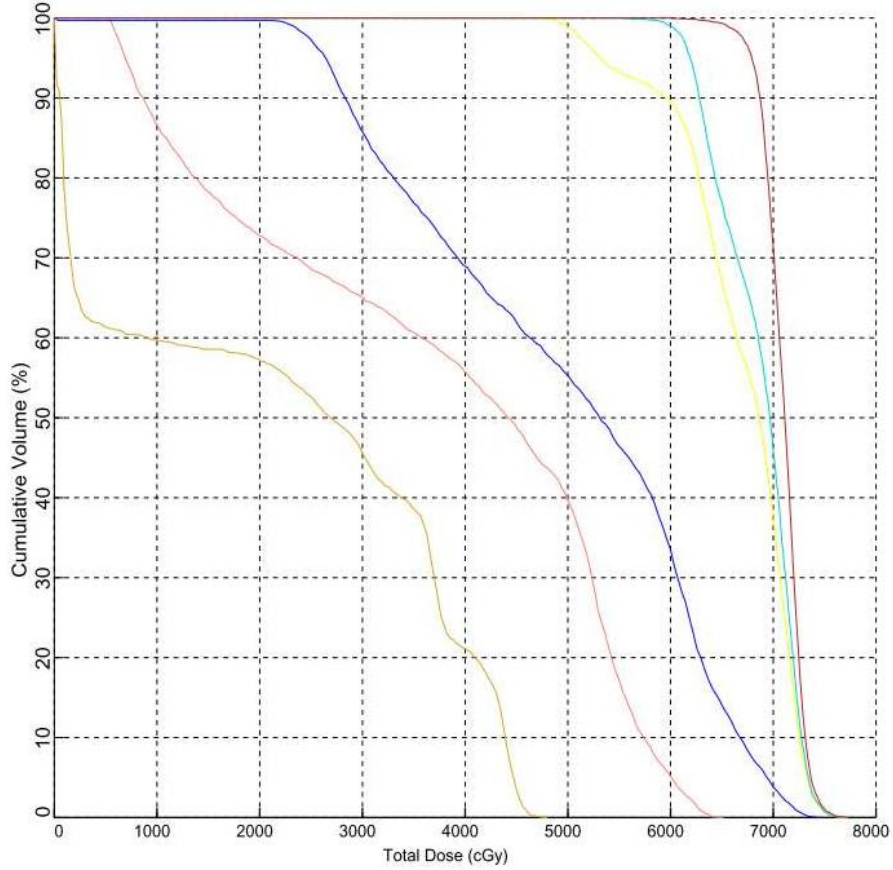
4.1. Tedavi Planının Değerlendirilmesi

Nazofarenks kanseri için oluşturulan YART tedavi planları PTV50, PTV60 ve PTV70'de istenen doz-hacim kriterlerini hedef hacim ve riskli organ açısından sağlamaktadır. Toplam 70 Gy tedavi dozunun en az %95'i PTV70'e verilecek şekilde oluşturulan tedavi planının DVH'i Şekil 4.1'de görülmektedir.

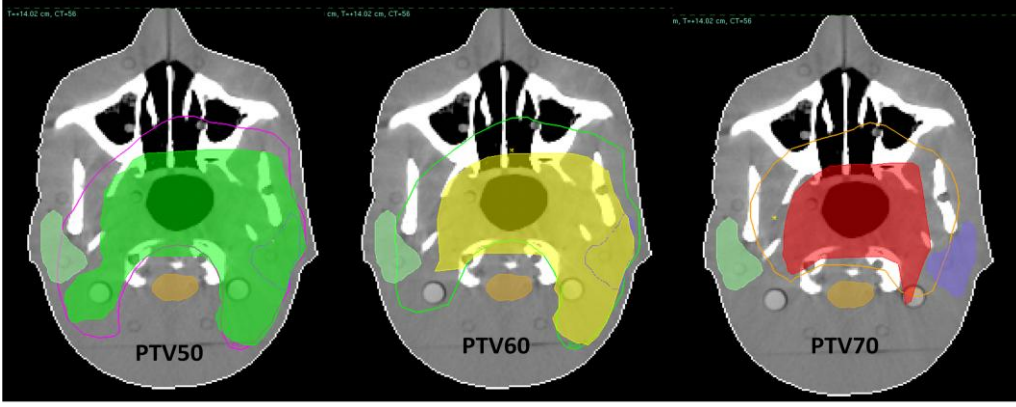
PrecisePLAN Release 2.16 - 28.76 Page 1 of 1 CPU ID: 2140819645

Patient ID	I21212	Print Date	19-MAY-2012 09:39
Patient Name	BASBOYUN IMRT TEZ MASKE	Image Dataset	TEZ BASBOYUN 1
Plan: 32	TEZ CALISMA PTV50 mu+ PTV60 mu+ PTV70 mu+	Plan Date	19-MAY-2012 08:36
Signature			

Key	Structure (2500 pts LIVE)	Plan	Min Dose (cGy)	Max Dose (cGy)	Mean Dose (cGy)	Total Vol (cc)
	spinal_cord	TEZ BASBOYUN 1 (32)	0	4765	2186	36.5
	beyin_sapi	TEZ BASBOYUN 1 (32)	537	6457	3738	21.3
	mandibula	TEZ BASBOYUN 1 (32)	0	7415	4961	56.8
	ptv50-0.2cm	TEZ BASBOYUN 1 (32)	4694	7694	6682	432.5
	PTV60-0.2cm	TEZ BASBOYUN 1 (32)	5548	7664	6857	348.1
	PTV70	TEZ BASBOYUN 1 (32)	5978	7719	7096	116.8



Şekil 4.1. Nazofarenks kanseri için 3 fazda oluşturularak 70 Gy doz verilen YART tedavi planının DVH'i



Şekil 4.2. Nazofarenks kanseri için oluşturulan YART tedavi planlarında Faz I, II ve III için doz dağılım görüntüsü

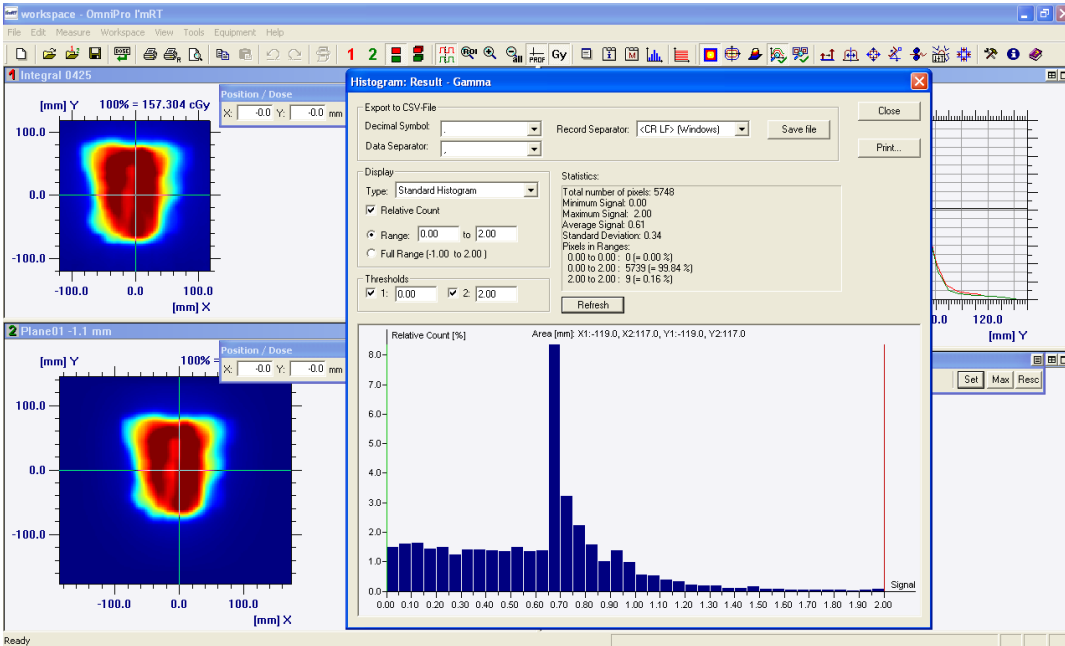
4.2. Tedavi Planının Kalite Kontrolü

4.2.1. Nokta Doz Kontrolü

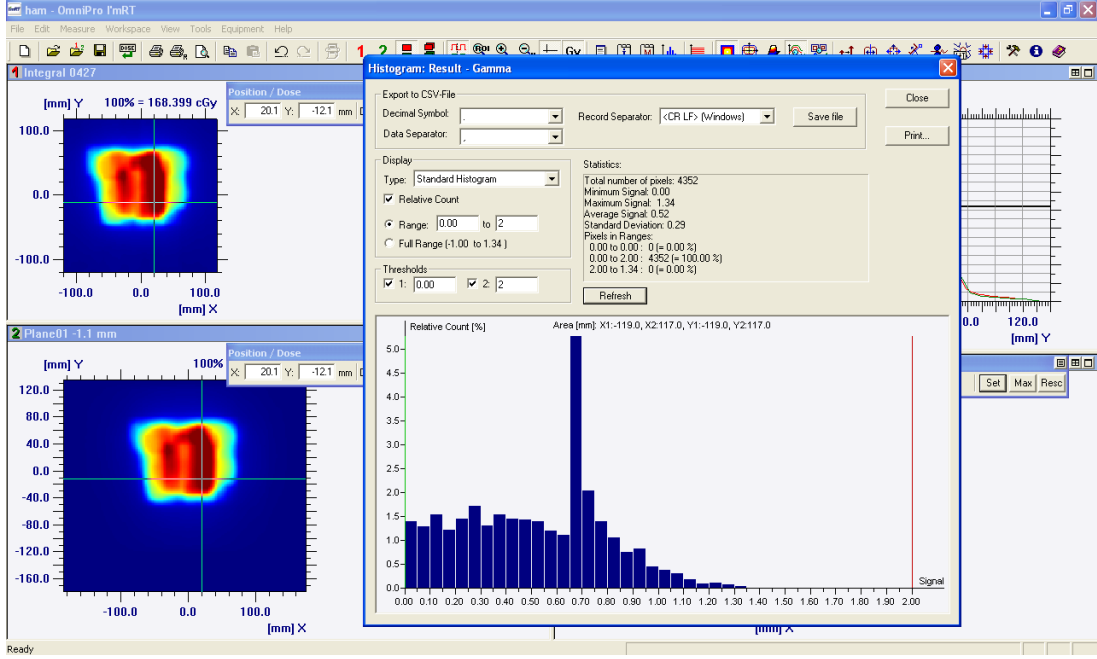
YART planlarının nokta doz ölçümleri için TPS'den hesaplanan doz değerleri ile ölçülen doz değerleri arasındaki fark PTV50, PTV60 ve PTV70 için sırasıyla %3,2, %3,5 ve %2,3 olarak bulunmuştur.

4.2.1. İki Boyutlu Doz Kontrolü

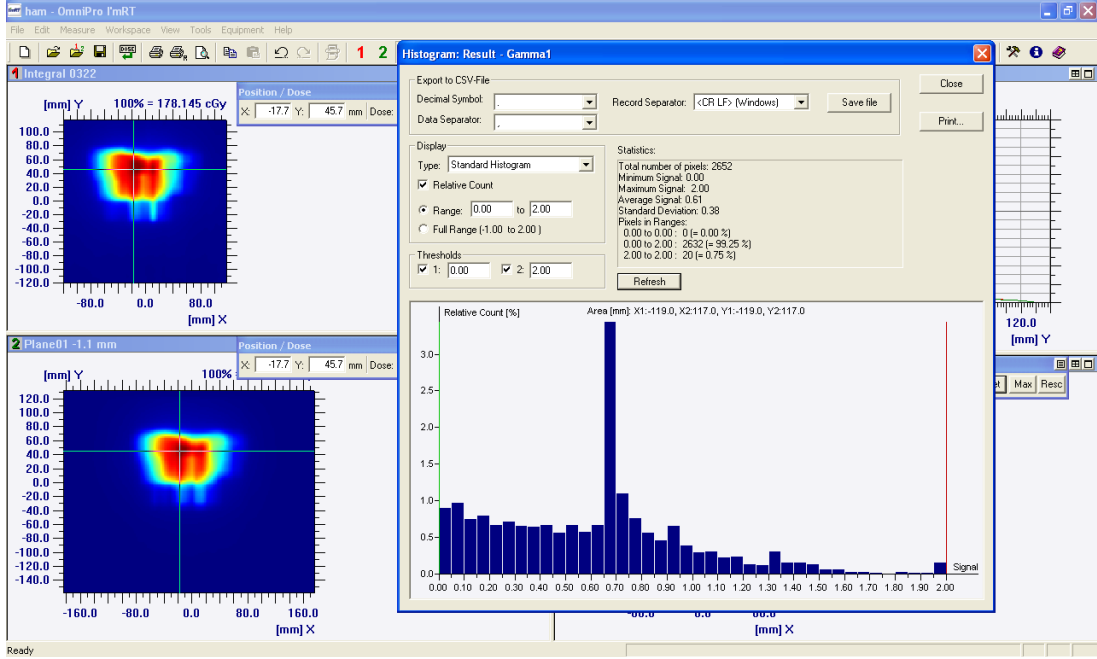
YART planlarının gama karşılaştırma kriteri %3 ve 3mm olarak alındı. Bu kabul kriterine göre PTV50, PTV60 ve PTV70 için sırasıyla %99,84, %100 ve %99,25 kabul oranı hesaplanmıştır.



Şekil 4.3. PTV50 için gama faktörü değerlendirilmesi



Şekil 4.4. PTV60 için gama faktörü değerlendirilmesi



Şekil 4.5. PTV70 için gama faktörü değerlendirilmesi

4.3. TPS’de Hesaplanan Nokta Doz Sonuçları

TPS’de nazofarenks kanseri YART tedavisi için yapılan PTV 50, PTV 60 ve PTV 70 planlarından lens, nazal kavite, sol parotis, sol kulak, sağ/sol ağız boşluğu ve troid için hesaplanan doz değerleri sırasıyla Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3’ de verilmiştir.

Çizelge 4.1. PTV 50 YART planı için TPS’den doz değerleri

PTV 50 YART Planı TPS Dozları				
Ölçüm Noktaları	1.nokta(cGy)	2.nokta(cGy)	3.nokta(cGy)	Ort.(cGy)
Lens	96,52	103,37	107,68	102,53
Nazal Kavite	207,94	208,97	209,60	208,84
Sol Parotis	213,39	213,76	213,74	213,63
Sol Kulak	205,09	194,28	200,97	200,12
Sağ Ağız Boşluğu	196,03	195,04	195,83	195,64
Sol Ağız Boşluğu	208,55	208,00	207,47	208,01
Troid	186,82	180,97	166,80	178,20

Çizelge 4.2. PTV 60 YART planı için TPS’den doz değerleri

PTV 60 YART Planı TPS Dozları				
Ölçüm Noktaları	1.nokta(cGy)	2.nokta(cGy)	3.nokta(cGy)	Ort.(cGy)
Lens	91,43	96,56	102,54	96,84
Nazal Kavite	218,22	218,74	221,18	219,38
Sol Parotis	204,28	203,72	204,02	204,01
Sol Kulak	200,46	199,12	197,68	199,09
Sağ Ağız Boşluğu	203,25	205,49	206,95	205,23
Sol Ağız Boşluğu	208,73	208,17	208,64	208,51
Troid	6,25	5,69	5,64	5,86

Çizelge 4.3. PTV 70 YART planı için TPS'den doz değerleri

PTV 70 YART Planı TPS Dozları				
Ölçüm Noktaları	1.nokta(cGy)	2.nokta(cGy)	3.nokta(cGy)	Ort.(cGy)
Lens	78,69	88,62	96,68	87,99
Nazal Kavite	204,23	207,50	210,05	207,26
Sol Parotis	188,73	183,04	180,89	184,22
Sol Kulak	124,82	124,86	121,05	123,58
Sağ Ağız Boşluğu	195,35	177,87	163,15	178,79
Sol Ağız Boşluğu	188,11	174,35	161,12	174,53
Troid	1,50	1,42	1,31	1,41

4.4. Canlı Ortam TLD ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları

TLD'ler ile PTV 50, PTV 60 ve PTV 70 için ölçülen doz değerleri Çizelge 4.4'de verilmiştir.

Çizelge 4.4. PTV 50, PTV 60 ve PTV 70 için TLD ölçüm değerleri

YART PLANI		PTV 50		PTV 60		PTV 70	
Ölçüm Noktaları		TLD _{ORT} (cGy)		TLD _{ORT} (cGy)		TLD _{ORT} (cGy)	
Lens	İç Kontus	79,5	61,40	73,71	69,45	61,28	61,37
	Dış Kontus		98,31		77,97		61,18
Nazal Kavite		207,59		217,68		203,89	
Sol Parotis		221,94		205,30		214,19	
Sol Kulak		184,35		173,09		78,05	
Sağ Ağız Boşluğu		203,53		207,60		120,20	
Sol Ağız Boşluğu		198,77		198,99		102,50	
Troid		109,26		5,84		2,69	

4.5. Canlı Ortam Diyot ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları

Diyotlar ile PTV 50, PTV 60 ve PTV 70 için ölçülen doz değerleri Çizelge 4.5’de verilmiştir.

Çizelge 4.5. PTV 50, PTV 60 ve PTV 70 için diyot ölçüm değerleri

YART PLANI		PTV 50		PTV 60		PTV 70	
Ölçüm Noktaları		DİYOT _{ORT} (cGy)		DİYOT _{ORT} (cGy)		DİYOT _{ORT} (cGy)	
Lens	İç Kontus	86	66	85	73	72	62
	Dış Kontus		106		97		82
Nazal Kavite		199		199		184	
Sol Parotis		-		-		-	
Sol Kulak		210		201		123	
Sağ Ağız Boşluğu		-		-		-	
Sol Ağız Boşluğu		195		190		180	
Troid		107		5		2	

5. TARTIŞMA

Canlı ortam dozimetri hasta tedavisi uygulanırken sistematik hataları tespit etmek, yetersiz tedavi durumlarını belirlemek, tedaviye hazırlık aşamalarındaki eksik noktaları araştırmak, her hasta için doğru dozu uygulamak ve yeni teknoloji kullanımında doz doğrulaması yapmak için kalite güvence programında önemli bir araçtır (Leunens vd 1994, Higgins vd 2003, Marcie vd 2005, Mijneer 2008, Qi vd 2011, Farhat vd 2011, Buzurovic vd 2013).

Çalışmada canlı ortam doz ölçümü amacıyla belirlenen noktalarda tedavi planının her bir fazı için TLD ve diyod kullanarak ölçümler alındı. TPS’de hesaplanan ve TLD’ler ile ölçülen nokta dozların arasındaki doz farkları Çizelge 5.1., Çizelge 5.2. ve Çizelge 5.3.’de verilmiştir.

Çizelge 5.1. PTV50 için TLD ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları

PTV 50 YART PLANI						
Ölçüm Noktaları		TLD _{ORT} (cGy)		TPS _{ORT} (cGy)	Fark(cGy)	
Lens	İç Kontus	79,5	61,40	102,53	23,03	41,13
	Dış Kontus		98,31			4,22
Nazal Kavite		207,59		208,84	1,25	
Sol Parotis		221,94		213,63	-8,31	
Sol Kulak		184,35		200,12	15,77	
Sağ Ağız Boşluğu		203,53		195,64	-7,89	
Sol Ağız Boşluğu		198,77		208,01	9,24	
Troid		109,26		178,20	68,94	

Çizelge 5.2. PTV60 için TLD ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları

PTV 60 YART PLANI						
Ölçüm Noktaları		TLD _{ORT} (cGy)		TPS _{ORT} (cGy)	Fark(cGy)	
Lens	İç Kontus	73,71	69,45	96,84	23,13	27,39
	Dış Kontus		77,97			18,87
Nazal Kavite		217,68		219,38	1,7	
Sol Parotis		205,30		204,01	-1,29	
Sol Kulak		173,09		199,09	26	
Sağ Ağız Boşluğu		207,60		205,23	-2,37	
Sol Ağız Boşluğu		198,99		208,51	9,52	
Troid		5,84		5,86	0,02	

Çizelge 5.3. PTV70 için TLD ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları

PTV 70 YART PLANI						
Ölçüm Noktaları		TLD _{ORT} (cGy)		TPS _{ORT} (cGy)	Fark(cGy)	
Lens	İç Kontus	61,28	61,37	87,99	26,71	26,62
	Dış Kontus		61,18			26,81
Nazal Kavite		203,89		207,26	3,37	
Sol Parotis		214,19		184,22	-29,97	
Sol Kulak		78,05		123,58	45,53	
Sağ Ağız Boşluğu		120,20		178,79	58,59	
Sol Ağız Boşluğu		102,50		174,53	72,03	
Troid		2,69		1,41	-1,28	

TPS’de hesaplanan ve diyodlar ile ölçülen nokta dozların arasındaki doz farkları Çizelge 5.4., Çizelge 5.5. ve Çizelge 5.6.’de verilmiştir.

Çizelge 5.4. PTV 50 için Diyot ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları

PTV 50 YART PLANI						
Ölçüm Noktaları		DİYOT _{ORT} (cGy)		TPS _{ORT} (cGy)	Fark(cGy)	
Lens	İç Kontus	86	66	102,53	16,53	36,53
	Dış Kontus		106			-3,47
Nazal Kavite		199		208,84	9,84	
Sol Parotis		-		213,63	-	
Sol Kulak		210		200,12	-9,88	
Sağ Ağız Boşluğu		-		195,64	-	
Sol Ağız Boşluğu		195		208,01	13,01	
Troid		107		178,20	71,2	

Çizelge 5.5. PTV 60 için Diyot ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları

PTV 60 YART PLANI						
Ölçüm Noktaları		DİYOT _{ORT} (cGy)		TPS _{ORT} (cGy)	Fark(cGy)	
Lens	İç Kontus	85	73	96,84	11,84	23,84
	Dış Kontus		97			-0,16
Nazal Kavite		199		219,38	20,38	
Sol Parotis		-		204,01	-	
Sol Kulak		201		199,09	-1,91	
Sağ Ağız Boşluğu		-		205,23	-	
Sol Ağız Boşluğu		190		208,51	18,51	
Troid		5		5,86	0,86	

Çizelge 5.6. PTV 70 için Diyot ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları

PTV 70 YART PLANI						
Ölçüm Noktaları		DİYOT _{ORT} (cGy)		TPS _{ORT} (cGy)	Fark(cGy)	
Lens	İç Kontus	72	62	87,99	15,99	25,99
	Dış Kontus		82			5,99
Nazal Kavite		184		207,26	23,26	
Sol Parotis		-		184,22	-	
Sol Kulak		123		123,58	0,58	
Sağ Ağız Boşluğu		-		178,79	-	
Sol Ağız Boşluğu		180		174,53	-5,47	
Troid		2		1,41	-0,59	

Nazal kavite konumu için TPS ile hesaplanan ve TLD ile ölçülen dozların % farkları faz I, faz II ve faz III için sırasıyla %0,6, %0,77 ve %1,63 olarak bulundu. TLD ile nazal kavite doz ölçümlerinin TPS dozları ile uyumlu olduğu gözlenmiştir. Aynı karşılaştırma diyot için yapıldığında ise % farklar sırasıyla %4,71, %9,29 ve %11,22 olarak bulundu. Hastada canlı ortam ölçümleri için bu konumun PTV dozunu temsil ettiğini görülmekte ancak nazal kavitede uygun bir sabitleme aparatı ile bu farklar hastada \pm %5'e indirilebilmektedir. Nazal kavite, herhangi bir dozimetre aracı için tümör dozunu temsil etmesi açısından uygun bir geometriye sahiptir.

Tedavi planının her bir fazında PTV için tanımlanan doz 200 cGy olup tümör dozu açısından TLD ile ölçülen dozların değerlendirmesi yapıldığında; faz I, II ve III için % doz farkları sırasıyla %-3,8, %-8,8 ve %-1,9 olarak bulundu. Aynı karşılaştırma diyot ölçümleri için yapıldığında ise % doz farkları sırasıyla %0,5, %0,5 ve %8 olarak bulundu.

YART planlarında tümör dozu değerlendirmesi için nazogastrik tüp içine TLD'lerin dizilimiyle, canlı ortam dozimetrimin hastalarda uygulanabilirliği birçok araştırmacı tarafından ele alınmıştır.

Enström ve ark. 2005 yılındaki yayınında YART tedavisi gören 7 nazofarenks hastasında TLD ile boşluk dozu ölçümüyle canlı ortam doz doğrulama ölçümleri yapmışlardır. Dozimetri işlemleri için Harshaw marka 6x1 mm çapında dizili 10-15 adet TLD-100 çubukları içeren 4 mm çaplı yaklaşık 30 cm boyunda esnek nazogastrik tüp kullanmışlardır (tüp uzunluğu hasta anatomisi ve hastalığın teşhisine göre

değişmektedir). Tümör dozu için tanımlanan 200 cGy doz değerine göre ölçülen ve hesaplanan doz oranı ve standart sapması $1,0029 \pm 0,051$ 'dir. YART planlarında tümör dozu değerlendirmesi için nazogastrik tüp içine TLD'lerin dizilimiyle, canlı ortam dozimetrisinin hastalarda uygulanabilirliğini göstermişlerdir (Engström vd 2005).

Marcie ve ark. 2005 yılında MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) dozimetre kullanarak yaptıkları çalışmada YART tedavisi gören orofarenks ve nazofarenks kanserli hastalarda in-vivo dozimetri ölçümlerinin uygulanabilirliğini ilk önce fantomda bir ön çalışma yaparak araştırmışlardır. Doku eşdeğeri madde kullanarak hastaların diş izleri alınmış ve bir diş hekimi tarafından üst damak şeklinde hastalara özel sağ ve solda birer kateter içeren ağız plakaları hazırlanmıştır. Kateterlerin içinde TN-RD-50 MOSFET sistemi kullanılmıştır. Sağ ve sol konumlar için toplamda sırasıyla 344 ve 452 ölçüm gerçekleştirmişlerdir. TPS'de hesaplanan ve canlı ortam dozimetri ile ölçülen değerler arasındaki farkların yüzde yetmişini ± 5 içinde bulmuşlardır. Sağ konum için ölçümlerin %92'sini ve sol konum için ölçümlerin %95'ini ± 5 içinde bulmuşlardır. Belirsizliklere tedavi fraksiyonları arasındaki hasta pozisyonlandırılmasının, hasta hareketlerinin ve MOSFET konumlarında farklılıklarının neden olduğunu açıklamışlar ve MOSFET dedektörler ile canlı ortam dozimetrisinin baş-boyun kanseri YART tedavisinin PTV açısından doz doğrulaması için uygun bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir (Marcie vd 2005).

Gagliardi ve ark. 2009 yılındaki çalışmalarında YART tedavisi gören 43 nazofarenks hastasında nazogastrik tüp içine yerleştirdikleri TLD'ler ile boşluk dozu ölçümleri yapmışlardır. 6 MV foton enerjili 7 alan kullanılarak YART planını tasarlamışlardır. Dozimetri işlemleri için, 4 mm çaplı yaklaşık 50 cm boyunda nazogastrik tüp içine, esnek bir plastik iç tüp (2x15 mm çaplı) içinde yerleştirilen TLD-100 çubuklarını (1x6 mm çaplı) dizmişlerdir. Nazogastrik tüpü hastaların nazal kavitesi üzerinden özefagusu yerleştirmişlerdir. Toplamda kullanılan 431 TLD'den elde edilen ölçümlerle tedavi hacmi için TPS'de hesaplanan ve ölçülen doz değerlerini her bir hasta için karşılaştırmışlardır. Tanımlanan 0,2 Gy doz referans alınarak ölçülen ile hesaplanan doz oranı ve standart sapması $0,988 \pm 0,011$ 'dir. YART tekniğiyle tedavi gören baş-boyun kanseri hastalarda TLD dizili nazogastrik tüpün kullanımıyla canlı ortam doz ölçümünün, tümör dozu değerlendirmesi için bağımsız bir güvence sağladığını belirtmişlerdir (Gagliardi vd 2009).

Qi ve ark. 2011 yılında yaptıkları çalışmada doku eşdeğeri maddeden hastaya özel hazırlanan ağız plakalarına MOSFET dedektörler yerleştirerek, tomotherapy cihazında YART tekniğiyle tedavi gören 8 baş-boyun kanseri hastasında tümör dozu için canlı ortam doz ölçümleri yapmışlardır. Her biri 3 mm uzunluk, 1 mm genişlik ve 0,5 mm kalınlıkta olan dedektörleri ağız plakasına 2 adet yerleştirerek toplamda 48 doz ölçümü almışlardır. Her hastada ölçülen ve hesaplanan ortalama doz farkını % 3,33 bulmuşlardır ve doz farkları $-2,20$ ile $7,89$ arasında değişmektedir. Canlı ortam dozimetri yönteminin radyoterapide kullanılan standart QA yöntemleri arasında önemli bir teknik olduğunu belirtmişlerdir (Qi vd 2011).

Literatür araştırmasında baş-boyun bölgesi kanserleri için boşlukta canlı ortam dozimetrisinin gerekliliği vurgulanmıştır. Elde edilen sonuçların değerlendirilmesi $\pm\%5$ 'den daha yüksek hata oranı barındırmakla birlikte klinik açıdan değerli bir veri niteliğindedir. Baş-boyun bölgesinde nazal kavite konumu tümör dozunu temsil edebilmektedir ve bu konum için % farklar TLD ve diyot kullanımında sırasıyla $1\pm0,5521$ ve $8,4066\pm3,3436$ olarak bulunmuştur. Hastada canlı ortam dozimetri uygulamasında kullanılan herhangi bir dozimetreye daha iyi bir sabitleme yapılmasıyla bu farkların daha düşük seviyede durması sağlanabilmektedir. TLD'lerin sabitlemesi diyot sabitlemesinden daha başarılı bir şekilde gerçekleştirildiğinden dolayı farkların düşük olduğu izlendi. Hasta dozimetrisinde ise önemli olan dozimetrelerin uygun bir sabitleme aracıyla kullanılmasıdır. Diyot gibi hızlı cevap veren ve kullanım kolaylığı sağlayan dozimetre türlerinin hastada canlı ortam doz ölçümünde ideal araçlar olabileceği düşünülmektedir.

Nazofarenks kanseri hasta tedavi planı doz verileri değerlendirmesi üzerine birçok çalışma bulunmaktadır ve TPS'den elde edilen DVH verilerinin değerlendirilmesi yapılmıştır. Troid, parotis gibi organ ve yapıların risk altındaki organlar olabileceği ortaya koyulmuş (Suliman vd 2011, Alterio vd 2007) ve DVH'den elde edilen bu sonuçların insan benzeri fantomda ölçümler yapılarak da değerlendirilmesi gerektiği vurgulanmıştır (Peszynska-Piorun vd 2012). Uygulanan YART planlarında parotis dozunun doğruluğu konusundaki Han ve ark. çalışmaları set-up hatalarının önemli ölçüde etkin olduğu belirtmektedir. Hastanın parotis hacminin ilerleyen tedavi sürecinde küçülmesinin DVH değerlendirmesini yetersiz kıldığını ve yeni tedavi planının yapılarak riskli organ değerlendirmesi gerekliliğini vurgulamaktadır (Han vd 2008, Beltran vd 2012, Zhang vd 2012).

Wagner ve ark. 2011 yılındaki çalışmalarında YART tekniğiyle tedavi gören baş-boyun kanserli hastaların radyoterapisinde ağızlıktan kaynaklanan doz belirsizliklerini değerlendirmek için, alanin dozimetre yerleştirilmiş ağızlık kullanarak oral mukozada canlı ortam doz ölçümleri yapmışlardır. 6 MV foton enerjili 9 alan kullanılarak YART planını yapmışlardır. Canlı ortam dozimetri için, baş-boyun kanserli hastaların tedavisi sırasında kullanılan ağızlığa (80cm uzunluğunda, 20 mm boyunda ve 20 mm genişliğinde) polietilen folyo ile sarılmış 8 adet alanin dozimetre (0,28 cm boyunda 0,5 cm çaplı) yerleştirmişlerdir. Tümör dozu için tanımlanan 2 Gy doz değerine göre ölçülen ve TPS'de hesaplanan dozun karşılaştırmasında 8 alanin prob konumundan 6'sında soğrulan 30 Gy dozda % 4,5'den az ve soğrulan 8 Gy dozda % 4,6'dan az doz farkı bulmuşlardır. Diğer 2 alanin prob konumunda ise %7,7 ve % 8,2 doz farkı bulmuşlardır. YART tekniğiyle tedavi gören baş-boyun kanserli hastalarda mukozada canlı ortam doz ölçümü için bir aparat geliştirdiklerini belirtmektedirler (Wagner vd 2011).

Radyoterapi gören hastaların risk altındaki organ ve yapılarının TPS'le hesaplanan doz değerlendirmelerini hastada direkt doz ölçümleriyle de yapabilmek için insan benzeri fantomda bir ön çalışma yaparak uygun konum ve dedektör seçimi yapılmalıdır.

Bu çalışmada riskli organ dozları açısından nazofarenks kanseri YART tekniğiyle tedavi gören hastalarda canlı ortam dozimetrenin uygulanabilirliğini incelemek için

lens, parotis ve troid dozları TPS’de hesaplanmıştır. Bu amaçla ilgili organ dozlarını temsil edebilecek noktalarda rando fantomda TLD ve diyot ile doz ölçümleri gerçekleştirildi. Tümör yerleşiminin sol tarafta bulunmasından dolayı daha çok risk altında olan sol parotis dozunu temsil etmek için sol kulak ve sol ağız boşluğu konumlarının seçimiyle dozimetrik ölçümler alındı. Bu ölçümler sol parotisin TPS’de hesaplanan dozu ile karşılaştırıldı.

Sol parotis konumu için TPS ile hesaplanan ve sol kulak için TLD ile ölçülen dozların % farkları faz I, faz II ve faz III için sırasıyla %13,7, %15,2 ve %57,6 olarak bulunmuşken sol ağız boşluğunda bu değerler sırasıyla %7, %3 ve %44,4.

Sol parotis konumu için TPS ile hesaplanan ve sol kulak için diyot ile ölçülen dozların % farkları faz I, faz II ve faz III için sırasıyla %1,7, %1,5 ve %33,2 olarak bulunmuşken sol ağız boşluğunda bu değerler sırasıyla %8,7, %6,7 ve %2,3.

Sol parotisi temsil eden hem sol kulak hem de sol ağız boşluğu konumları faz I ve II’de kabul edilebilecek doz farklılığına sahip olmakla beraber faz III’de bu fark daha yüksek çıkmıştır. Sol ağız boşluğu ve sol kulak noktaları sol parotis dozunun temsili açısından faz III için iyi bir seçim değildir. Faz III’de TPS’den elde edilen dozlar incelendiğinde bu noktaların sol parotis dozunun temsili açısından uygun olmadığı görülmektedir.

Dış kontus dozlarının TPS’de hesaplanan lens dozları ile yakın değerlerde olduğu görülmüş ve diyot dozimetre kullanılarak alınan dış kontus ölçümlerinin TPS dozları ile uyumlu olduğu gözlenmiştir. Dış kontus dozları riskli organ doz ölçümü açısından lens dozunun temsil edebilmekte ve üç fazda % doz farkları sırasıyla -%3,4, -%0,2 ve %6,8’dir.

Troid organı için seçilen ölçüm noktası faz I’de ışınlanan hacmin sınırında yer aldığından dolayı ölçülen ve hesaplanan dozlar arasında uyum görülmemektedir. Faz II ve III’te ise ışınlanan hacim dışında bulunduğundan dolayı ölçülen ve hesaplanan dozlar arasında uyum hem TLD hemde diyot ölçümlerinde görülmektedir.

Canlı ortam dozimetri risk altındaki bir organın dozunu eş zamanlı olarak izleme olanağı vermekle birlikte baş-boyun YART gibi gelişmiş tedavi uygulamalarında planlanan dozun verilmesinde direkt doğrulama sağlamada önemlidir. Birçok çalışma bu yöntemin bir veya birkaç fraksiyonda ölçülmesini ve kaydının tutulmasını öngörmektedir (Essers vd 1999, Higgins vd 2003). Tedavi planının iyileşmesine ve gelişmesine olanak sağlayan bu tür bir dozimetri sistemi ayrıca beklenmeyen doz değerlerindeki kaymaları tespit ederek, hasta hareketleri veya pozisyon hatasından kaynaklanan hataları belirleyecek bir uyarı mekanizmasını da sağlamaktadır (Lanson vd 1999, Fiorino vd 2000, Mijneer 2008, Tung vd 2010, Farhat vd 2011).

6. SONUÇ

Radyoterapide amaç; tanımlanan bir tümör hacmine belirlenen dozu vermenin yanı sıra hacmi çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar vererek hastaya iyi bir yaşam kalitesi sağlamak ve sağ kalım süresini arttırmaktır. Hastalığın bölgesel kontrolü, artan radyasyon dozuyla doğrudan ilişkilidir. Günümüzde üç boyutlu (3-D) radyoterapi gibi modern teknikler kullanılarak, yüksek radyasyon dozları ile hedef hacimde bölgesel kontrol artışı elde edilmesinin yanı sıra radyasyona maruz kalan sağlam dokunun hasarını en aza indirmek sağlanmaktadır. Yüksek radyasyon miktarının yalnızca hedef hacimde sınırlandırılması ile normal dokuda keskin doz düşüşleri oluşur ve hasar azalır. Radyasyon tedavi uygulamalarında, tedavi bölgesinin hacmi içinde yüksek doz seviyeleri bulunması nedeniyle hem doz seviyesinde hem de geometrisinde çok yüksek doğruluk gereklidir. İleri teknoloji gerektiren üç boyutlu (3-D) radyoterapide özellikle karmaşık tedavi uygulamalarında planlanan ve uygulanan tedavilerin uygunluğunun doğrulanması zorunludur.

Bu amaç doğrultusunda Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda kullanılmakta olan Precise tedavi planlama sisteminde insan benzeri rando fantom için oluşturulan baş-boyun YART tedavi planının kalite kontrolü yapıldı. Tedavi planlama sisteminden elde edilen doz dağılımları, TLD ve diyot sistemleri ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırıldı ve canlı ortam doz ölçümü için hangi konumların uygun olabileceği önerildi. Tüm vakalarda canlı ortam dozimetri için uygun konumların TPS dozimetri ile bir ön değerlendirme yapılarak tespit edilebileceği görülmüştür.

Çalışmada canlı ortam dozimetride kullanılan TLD ve yarı iletken dozimetri yöntemleri, işlemlerin zaman alıcılığı ve ölçülen doz değerlerinin doğruluğu açısından irdelendi. Öne çıkan en önemli unsur beklenen doz doğruluğunun elde edilmesinin yanı sıra yarı iletkenlerin hızlı cevap vermesidir. YART tedavisinde yarı iletkenin tedavi sırasında doz ölçmesi ve TLD gibi aynı doğrulukla doz ölçebilmesi bu dozimetre için bir üstünlüktür. Bu sayede hastada riskli organlar için yapılan canlı ortam dozimetri, özellikle YART tedavisinde en azından doz aşım problemlerini erken izleyebilmeyi ve önlemlerin alınabilmesini sağlayacaktır.

PTV ve risk organı açısından TLD ve yarı iletken diyot kullanımıyla canlı ortam dozimetrisinin, hasta dozu kalite kontrolü için nazofareks YART tekniğinde de ideal ve güvenilir bir doz kontrol yöntemi olduğu belirlenmiştir.

Radyoterapi gören baş-boyun kanseri hastalarda parotis genellikle yüksek radyasyon dozuna maruz kalmakta (Rij vd 2008) ve bu nedenle risk altındaki organ dozlarının tespiti açısından özellikle parotis dozu önem arz etmektedir. Ağız içi canlı ortam dozimetri yöntemi uygulanmakla beraber parotis için bir yöntem bulunmamaktadır. Bu tez çalışmasında YART tekniğiyle tedavi gören nazofarenks kanseri hastaların parotis dozunun temsili için sol kulak ve sol ağız boşluğu konumları canlı ortam doz ölçümü için önerilmiştir. Lens dozu temsili için dış kontus, troid dozu temsili için de troid organı düzleminde ciltte ölçüm konumu bolus kullanımıyla birlikte önerilmektedir.

Canlı ortam dozimetri için uygun konumların TPS dozimetri ile bir ön değerlendirme yapılarak tespit edilebileceği görülmüştür.

7. KAYNAKLAR

- AAPM 1994. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med. Phys.*, 21: 581-618.
- AAPM 2001. American Association of Physicists in Medicine Report 72: Basic Applications of Multileaf Collimators. USA.
- AAPM 2003. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 66. *Med. Phys.*, 30 (10): 2762-92.
- AAPM 2005. American Association of Physicists in Medicine Report 87: Diode In Vivo Dosimetry For Patients Receiving External Beam Radiation Therapy. pp 1-2. Medical Physics Publishing.
- ABDEL-WAHAB, M., RENGAN, R., CURRAN, B. Et al. 2010. Integrating the healthcare enterprise in radiation oncology plug and play—the future of radiation oncology?. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 76 (2): 333–336.
- AJCC 2010. American Joint Committee on Cancer Cancer Staging Manual, 7th edition. pp 41-56. Springer, New York.
- ALETTI, P. 1994. Stratégie de la mesure in vivo. *Bull Cancer/Radiotherapy*, 81: 453-455.
- ALTERIO, D., JERECZEK-FOSSA, B.A., FRANCHI, B. Et al. 2007. Thyroid Disorders in Patients Treated With Radiotherapy for Head-And-Neck Cancer: A Retrospective Analysis of Seventy-Three Patients. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 67 (1): 144–150.
- ANG, K.K. and GARDEN, A.S. 2006. Radiotherapy for Head and Neck Cancers: Indications and Techniques, 3rd Edition. pp 76-87. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.
- ASH, D. and BATES, T. 1994. Report on the clinical effects of inadvertent radiation underdosage in 1045 patients, *Clin. Oncol.*, 6 (4): 214–226.
- BARTELINK, H., BREUR, K., and HART, G. 1982. Radiotherapy of lymph node metastases in patients with squamous cell carcinoma of the head and neck region. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 8: 983-989.
- BELTRAN, M., Ramos, M., Rovira, J.J. et al. 2012. Dose variations in tumor volumes and organs at risk during IMRT for head-and-neck cancer. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 13 (6).
- BEYZADEOĞLU, M., ÖZYİĞİT, G. ve EBRULİ, C. 2008. Temel Radyasyon Onkolojisi. pp 550. Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basınevi, Türkiye.

- BLANCO, S., LOPEZ-BOLE, M.A. and DESCO, M. 1987. Quality assurance in radiation therapy: Systematic evaluation of errors during the treatment execution. *Radiother. Oncol.*, 8: 253-261.
- BOELLAARD, R., VAN HERK, M., UÏTERWAAL, H. et al. 1998. First clinical experience using a liquid-filled electronic portal imaging device for patient dose verification. *Radiother. Oncol.*, 47: 303-312.
- BOR, D. 2009. Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri. pp 319-320. Bilim Yayıncılık, Ankara.
- BORTFELD, T., BURKELBACH, J., BOESECKE, R. and SCHLEGEL, W. 1990. Methods of Image Reconstruction from Projections Applied to Conformation Radiotherapy. *Phys. Med. Biol.*, 35 (10): 1423-34.
- BRADY, L.W., HEILMANN, H.P. and MOLLS, M. 2005. Advances in Radiation Oncology in Lung Cancer. Springer, Germany.
- BRADY, L.W., HEILMANN H.P. and MOLLS, M. 2006. New Technologies in Radiation Oncology. Springer, Germany.
- BRADY, L.W., HEILMANN, H.P., MOLLS, M. and NIEDER, C. 2008. Radiation Oncology An Evidence-Based Approach. Springer, Germany.
- BRAHME, A. 1984. Dosimetric precision requirements in radiation therapy. *Acta Radiol. Oncol.*, 23: 379-391.
- BRAHME, A., CHAVAUDRA, J., LANDBERG, T. et al. 1988. Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. *Acta oncologica supplementum*, 1: 1-76.
- BUZUROVIC, I., SHOWALTER, T.N., STUDENSKI, M.T. et al. Commissioning and implementation of an implantable dosimeter for radiation therapy. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 14 (2).
- CIOCCA, M., LANDONÌ, L., ITALIA, C. et al. 1991. Quality control in the conservative treatment of breast cancer: Patient dosimetry using silicon detectors. *Radiother. Oncol.*, 22: 304-307.
- CLARK, B.G., BROWN, R.J., PLOQUIN, J. L. et al. 2010. The management of radiation treatment error through incident learning. *Radiother. Oncol.*, 95 (3): 344-349.
- CUNNINGHAM, J., COFFEY, M., KNOOS, T. and HOLMBERG, O. 2010. Radiation Oncology Safety Information System (ROSIS)—profiles of participants and the first 1074 incident reports. *Radiother. Oncol.*, 97 (3): 601-607.
- DOH, M. 2007. On the state of public health: Annual report of the Chief Medical Officer 2006, Chapter 5: Radiotherapy: Hidden Dangers, London: Department Health.

- DUPREZ, F., BONTE, K. et al. 2011. Regional Relapse After Intensity-Modulated Radiotherapy for Head-and-Neck Cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 79 (2): 450-458.
- DUTREIX, A., BJÄRNGÅRD, B. E., BRIDIER, A. et al. 1997. Monitor unit calculation for high energy photon, Physics for clinical radiotherapy ESTRO Booklet Report No. 3. Brussels.
- EMAMÍ, B., LYMAN, J., BROWN, A. et al. 1991. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 21: 109-122.
- ENGSTRÖM, P.E., HARALDSSON, P., LANDBERG, T. et al. 2005. In vivo dose verification of IMRT treated head and neck cancer patients. *Acta Radiol. Oncol.*, 44: 572-578.
- ESSERS, M., LANSON, J.H., and MĪJNHEER, B.J. 1993. In vivo dosimetry during conformal therapy of prostatic cancer. *Radiother. Oncol.*, 29: 271-279.
- ESSERS, M., KEUS, R., LANSON, J.H. et al. 1994. Dosimetric control of conformal treatment of parotid gland tumours. *Radiother. Oncol.*, 32: 154-162.
- ESSERS, M. and MĪJNHEER, B.J. 1999. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 43 (2):245–259.
- ESTRO 2001. Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose), First edition. Belgium.
- ESTRO 2006. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology Booklet No. 1: Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy, Second Edition, 37-51. Belgium.
- FARHAT, L., BESBES, M., BRIDIER, A. and DAOUD, J. 2011. In vivo dosimetry for head and neck carcinoma: Determination of target absorbed dose from entrance and exit absorbed dose measurements. *The European Physical Journal Applied Physics*, 54 (1): 11301-7.
- FĪORĪNO, C., CORLETTI, D., MANGĪLĪ, P. et al. 2000. Quality assurance by systematic in vivo dosimetry: results on a large cohort of patients. *Radiother. Oncol.*, 56: 85-95.
- GAGLIARDĪ, F.M., ROXBY, K.J., ENGSTRÖM, P.E. and CROSBĪE, J.C. 2009. Intra-cavitary dosimetry for IMRT head and neck treatment using thermoluminescent dosimeters in a naso-oesophageal tube. *Phys. Med. Biol.*, 54: 3649–3657.
- GOĪTEĪN, M. 1983. Nonstandard deviations. *Med. Phys.*, 10: 709-711.
- GUPTA, T., AGARWAL, J., JAĪN S. et al. 2012. Three-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT) versus intensity modulated radiation therapy (IMRT) in

- squamous cell carcinoma of the head and neck: A randomized controlled trial. *Radiother. Oncol.*, 104: 343–348.
- HAN, C., CHEN, Y.J., LIU, A. et al. 2008. Actual Dose Variation of Parotid Glands and Spinal Cord for Nasopharyngeal Cancer Patients During Radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 70 (4): 1256-1262.
- HENDEE, R.W., IBBOTT, S.G. and HENDEE G.E. 2005. Radiation Therapy Physics, Third Edition. John Wiley & Sons Pub.
- HEUKELOM, S., LANSON, J.H. and MĪJNHEER, B.J. 1994. Quality assurance of the simultaneous boost technique for prostatic cancer: Dosimetric aspects. *Radiother. Oncol.*, 30: 74-80.
- HIGGINS, P.D., ALAEI, P., GERBI, B.J. and DUSENBERY, K.E. 2003. In vivo diode dosimetry for routine quality assurance in IMRT. *Med. Phys.*, 30 (12): 3118-23.
- HOLMBERG, O. and MCCLEAN, B. 2002. Preventing treatment errors in radiotherapy by identifying and evaluating near misses and actual incidents. *Journal of Radiotherapy in Practice*, 3: 13–26.
- HOPPE, R.T., PHILLIPS, T.L. and ROACH, M. 2010. Leibel and Phillips Textbook of Radiation Oncology. Elsevier, Philadelphia.
- HOROWITZ, Y.S., OSTER, L., and DATZ, H. 2007. The Thermoluminescence Dose-Response and Other Characteristic of the High Temperature TL in LiF:Mg,Ti (TLD-100), *Radiat. Prot. Dosimetry.*, pp. 1–15.
- HUANG, G., MEDLAM, G., Lee, J., BILLINGSLEY, S. et al. 2005. Error in the delivery of radiation therapy: results of a quality assurance review, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 61 (5): 1590–1595.
- HUNT, M.A. and BURMAN, C.M. 2003. Treatment Planning Considerations Using IMRT.
- IAEA 1988. Dosimetry in radiotherapy: Proceedings of an International Symposium on Dosimetry in Radiotherapy. Vienna.
- IAEA 1997. The International Atomic Energy Agency Report 277: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: an International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose To Water, Vienna.
- IAEA 1997. The International Atomic Energy Agency TEC-DOC 989: Quality assurance in radiotherapy. Vienna.
- IAEA 2000. The International Atomic Energy Agency Safety Reports Series No. 17: Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy. Vienna.

- IAEA 2000. The International Atomic Energy Agency Report 398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: an International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose To Water, Vienna.
- IAEA 2008. The International Atomic Energy Agency TEC-DOC 1588: Transition From 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy. Vienna.
- ICAO 2011. State of Global Aviation Safety, Montréal: International Civil Aviation Organization.
- ICRU 1976. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 24: Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. Washington DC.
- ICRU 2007. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 78: Prescribing, Recording, and Reporting Proton-Beam Therapy. *Journal of the ICRU*, 7 (2).
- ICRU 2011. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 85: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. *Journal of the ICRU*, 11 (1): 22-28.
- ISHIKURA, S. 2008. Quality Assurance of Radiotherapy in Cancer Treatment: Toward Improvement of Patient Safety and Quality of Care. *Jpn. J. Clin. Oncol.*, 38(11): 723–729.
- JOHNS, H.E. 1983. The Physics of Radiology, C.C.Thomas, pp. 576, U.S.A.
- KHAN, F.M. 2003. Physics of Radiation Therapy Third Edition. pp 411-412. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.
- KHAN, F.M. 2010. The Physics Of Radiation Therapy, The 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.
- KLEIN, E.E., ESTHAPPAN, J. and Li, Z. 2003. Surface and buildup dose characteristics for 6, 10, and 18 MV photons from an Electra Precise linear accelerator. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 4 (1).
- KUMAR, S.A.S., VIVEKANANDAN, N. and SRIRAM, P. 2012. A study on conventional IMRT and RapidArc treatment planning techniques for head and neck cancers. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 17: 168–175.
- KUNG, J.H., CHEN, G.T.Y. and KUHNIR, F.K. 2000. A monitor unit verification calculation in intensity modulated radiotherapy as a dosimetry quality assurance. *Med. Phys.*, 27 (10): 2226–2230.
- LANSON, JH., ESSERS, M., UÏTERWAAL, H. et al. 1995. In vivo dosimetry: An essential part of a quality assurance programme of conformal radiotherapy. *Radiother. Oncol.*, 37: 53-53.

- LANSON, J.H., ESSERS, M., MEIJER, G.J. et al. 1999. In vivo dosimetry during conformal radiotherapy Requirements for and findings of a routine procedure. *Radiother. Oncol.*, 52: 51-59.
- LAW, M.Y.Y. and LIU, B. 2009. Informatics in radiology: DICOM-RT and its utilization in radiation therapy. *Radiographics*, 29 (3): 655–667.
- LEMOÏGNE, Y. and CANER, A. 2007. Radiotherapy and Brachytherapy. Springer, France.
- LEUNENS, G., VERSTRAETE, J., VAN den BOGAERT, W. et al. 1992. Human errors in data transfer during the preparation and delivery of radiation treatment affecting the final result: "Garbage in garbage out". *Radiother. Oncol.*, 23: 217-222.
- LEUNENS, G., VAN DAM, J., DUTREÏX, A. et al. 1993. Importance of in vivo dosimetry as part of a quality assurance program in tangential breast treatments. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 28: 285-296.
- LEUNENS, G., VAN DAM, J., DUTREÏX, A. and VAN der SCHUEREN, E. 1994. Importance of in vivo dosimetry as part of a quality assurance program in tangential breast treatments. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 28 (1): 285-96.
- LOW, D.A., HARMS, W.B., MUTIĆ, S. and PURDY, J.A. 1998. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.*, 25 (5): 656-662.
- MALIĆKI, J., LIȚOBORSKI, M., BOGUSZ-CZERNIEWIĆZ, M. et al. 2009. Cost-effectiveness of the modifications in the quality assurance system in radiotherapy in the example of in-vivo dosimetry. *Physica Medica*, 25: 201-206.
- MARCIÉ, S., CHARPIOT, E. and BENSADOUN, R.J. 2005. In vivo measurements with MOSFET detectors in oropharynx and nasopharynx intensity-modulated radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 61 (5): 1603-6.
- MARCZEWSKA, B., BILSKI, P., OLKO, P. and WALIGORSKI, M.P.R. 2004. Measurement of 2-D dose distributions by large-area thermoluminescent detectors. *Radiation Measurements*, 38 (4-6): 833–837.
- MARTIN, J.E. 2006. Physics for Radiation Protection. pp 822. Germany.
- MAYLES, P., NAHUM, A. and ROSENWALD, J.C. 2007. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, London.
- MCKINLAY, A.F. 1981. Thermoluminescence Dosimetry-Medical Physics Handbook 5, Adam Hilger, pp. 118.
- MEIJER, G. 2004. Clinical implementation of high precision radiotherapy for urogenital tumors: Controlling dosimetric and geometric uncertainties. Amsterdam.

- MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J. and WAMBERSIÉ, A. 1987. What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiother. Oncol.*, 9: 33-44.
- MIJNHEER, B. 2008. State of The Art of In Vivo Dosimetry. *Radiat. Prot. Dosimetry.*, 131 (1): 117–122.
- MUNRO, A.J. 2007. Hidden danger, obvious opportunity: error and risk in the management of cancer. *Br. J. Radiol.*, 80 (960): 955–966.
- NACP 1980. Recommendations by the Nordic Association of Clinical Physics. Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV. *Acta Radiol. Oncol.*, 19: 55-79.
- NEMA, 2011. National Electrical Manufacturers Association, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). <http://medical.nema.org/medical/dicom/2011>.
- NELMS, B.E., FEYGELMAN, V., ZHANG, G., and STEVENS, C. 2011. Evaluation of a new VMAT QA device, or the "X" and "O" array geometries. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 12 (2): 146–168.
- NILSSON, B., RUDEN, B.I. and SORCINI, B. 1988. Characteristics of silicon diodes as patient doseimeters in external radiation therapy. *Radiother. Oncol.*, 11: 279-288.
- NOEL, A., ALETTI, P., BEY, P. et al. 1995. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry. *Radiother. Oncol.*, 34: 144-151.
- NUTTING, C., DEARNALEY, D.P. and WEBB, S. 2000. Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinical Review. *Br. J. Radiol.*, 73: 459-469.
- NYHOLM, T., OLOFSSON, J., AHNESJÖ, A. and KARLSSON, M. 2006. Photon pencil kernel parameterisation based on beam quality index. *Radiother. Oncol.*, 78 (3): 347–351.
- NYHOLM, T. 2008. Verification of dose calculations in radiotherapy, PhD thesis, Umea University. <http://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:umu:diva-1931>
- PATTON, G.A., GAFFNEY, D. K. and MOELLER, J. H. 2003. Facilitation of radiotherapeutic error by computerized record and verify systems. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 56 (1): 50–57.
- PEREZ, C.A., BRADY, L.W. and HALPERIN, E.C. 2008. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, 5th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.

- PESZYNSKA-PÍORUN, M., MALÍCKÍ, J. and GOLUSÍNSKÍ, W. 2012. Doses in organs at risk during head and neck radiotherapy using IMRT and 3D-CRT. *Radiol. Oncol.*, 46 (4): 328-336.
- PÍSATURO, O., MOECKLÍ, R., MÍRÍMANOFF, R.O. and BOCHUD, F.O. 2009. A Monte Carlo-based procedure for independent monitor unit calculation in IMRT treatment plans. *Phys. Med. Biol.*, 54 (13): 4299–4310.
- PODGORSAK, B.E. 2003. Review of Radiation Oncology Physics: A hand book for Teachers and Students, IAEA Educational Reports Series.
- PODGORSAK, B.E. 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna.
- PODGORSAK, B.E. 2006. Radiation physics for medical physicists. Springer, Germany.
- PURDY, J.A. 1997. Advances in three-dimensional treatment planning and conformal dose delivery. *Seminars in Oncology*, 24 (6): 655-71.
- QI, Z.Y., DENG, X.W., HUANG, S.M. et al. 2011. Real-time in vivo dosimetry with MOSFET detectors in serial tomotherapy for head and neck cancer patients. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 80 (5): 1581-8.
- RAVÍKUMAR, M. and RAVÍCHANDRAN, R. 2000. Dose Measurements in the Build-up Region for the Photon Beams from Clinac-1800 Dual Energy Medical Linear Accelerator. *Strahlentherapie und Onkologie*, 176 (5): 223-238.
- SAKTHI, N., KEALL, P., MIHAYLOV, I. et al. 2006. Monte Carlo–Based Dosimetry of Head-And-Neck Patients Treated with SIB-IMRT. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 64 (3): 968–977.
- SAW, C., FERENCI, M. and WANGER, H. 2008. Technical aspects of quality assurance in radiation oncology. *Biomed. Imaging Interv. J.*, 4 (3): e48.
- SELLAKUMAR, P., ARUN, C., SANJAY, S.S. and RAMESH, S.B. 2011. Comparison of monitor units calculated by radiotherapy treatment planning system and an independent monitor unit verification software. *Physica Medica*, 27 (1): 21–29.
- SHAFÍQ, J., BARTON, M., NOBLE, D., LEMER, C. and DONALDSON, L. J. 2009. An international review of patient safety measures in radiotherapy practice, *Radiother. Oncol.*, 92 (1): 15–21.
- SÍOCHÍ, R.A., BALTER, P. et al. 2011. A rapid communication from the AAPM Task Group 201: Recommendations for the QA of external beam radiotherapy data transfer. AAPM TG 201: Quality assurance of external beam radiotherapy data transfer. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 4;12 (1):3479.
- STERN, R.L., HEATON, R., FRASER, M.W., GODDU, S.M., KÍRBY, T.H., LAM, K.L., MOLÍNEU, A., ZHU, T. C. and AAPM Task Group 114. 2011.

- Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: report of AAPM Task Group 114. *Med. Phys.*, 38 (1): 504–530.
- SULIEMAN, A. THEODOROU, K. and KAPPAS, C. 2011. Entrance and Peripheral Doses Measurements During Radiotherapy. *J.Sc. Tech*, 12 (1).
- TORSHABI, A.E., RIBOLDI, M. et al. 2013. An adaptive fuzzy prediction model for real time tumor tracking in radiotherapy via external surrogates. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 14: 102-113.
- TUNG, C.J., YU, P.C., CHIU, M.V. et al. 2010. Midline dose verification with diode in vivo dosimetry for external photon therapy of head and neck and pelvis cancers during initial large-field treatments. *Medical Dosimetry*, 35 (4): 304-311.
- VERHEY, L.C. 1999. Comparison of Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy and Intensity-Modulated Radiation Therapy Systems. *Semin. Radiat. Oncol.*, 9 (1): 78–98.
- VERHEY, L.C. 2002. Issues in Optimization for Planning of Intensity-Modulated Radiation Therapy. *Semin. Radiat. Oncol.*, 12 (3): 210-218.
- WAGNER, D., ANTON, M. and VORWERK, H. 2011. Dose uncertainty in radiotherapy of patients with head and neck cancer measured by *in vivo* ESR/alanine dosimetry using a mouthpiece. *Phys. Med. Biol.*, 56 (5): 1373-83.
- WEBSTER, G.J., ROWBOTTOM, C.G., HO, K.F. et al. 2008. Evaluation of Larynx-Sparing Techniques with IMRT When Treating The Head And Neck. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 72 (2): 617–622.
- WHO 2008. The World Health Report: Primary Health Care (Now More Than Ever).
- YAN, D., LOCKMAN, D. et al. 2000. An off- line strategy for constructing a patient-specific planning target volume in adaptive treatment process for prostate cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 48: 289-302.
- ZHANG, X., LI, M., CAO, J. et al. 2012. Dosimetric variations of target volumes and organs at risk in nasopharyngeal carcinoma intensity-modulated radiotherapy. *Br. J. Radiol.*, 85 (1016): e506-13.

ÖZGEÇMİŐ

Sevda SELEK 1986 yılında İzmir'de doğdu. İlkokul öğrenimini Kahramanmaraş'ta, orta öğrenimini İzmir'de ve lise öğrenimini Erzurum'da tamamladı. 2005 yılında öğrenimine başladığı Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nden 2010 yılında mezun oldu. 2010 yılında Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nden Yüksek Lisans derecesinde okumaya hak kazandı. Yüksek Lisans eğitimi süresince Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak bulundu.