

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

**PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİNDE YOĞUNLUK AYARLI  
RADYOTERAPİ TEKNİĞİNE CANLI ORTAM DOZ ÖLÇÜMÜNÜN KATKISI**

**Çağdaş AKBAŞ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI**

**2013**

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

**PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİNDE YOĞUNLUK AYARLI  
RADYOTERAPİ TEKNİĞİNE CANLI ORTAM DOZ ÖLÇÜMÜNÜN KATKISI**

**Çağdaş AKBAŞ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI**

**2013**

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİNDE YOĞUNLUK AYARLI  
RADYOTERAPİ TEKNİĞİNE CANLI ORTAM DOZ ÖLÇÜMÜNÜN KATKISI

Çağdaş AKBAŞ

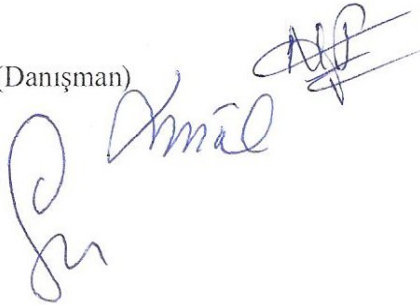
YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI

Bu tez 24.10./2013 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından (90) not takdir edilerek  
Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL (Danışman)

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Doç. Dr. Melek Gamze AKSU



## ÖZET

# PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİNDE YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİĞİNE CANLI ORTAM DOZ ÖLÇÜMÜNÜN KATKISI

Çağdaş AKBAŞ

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Ocak 2013, 97 Sayfa

Bu çalışmada, yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği ile prostat kanserli hastaların radyasyon tedavisinde canlı ortam (in vivo) doz ölçüm yönteminin katkısı, termolüminesans dozimetri ve yarı iletken dedektörler kullanılarak incelenmiştir.

İnsan eşdeğeri yapı modelinde YART planı için hedef doku ve riskli organların görüntüleri General Electric (GE) marka Light Speed RT model bilgisayarlı tomografi (BT) kullanılarak çizdirildi. Bu elde edilen çizimler üzerinden hedef ve riskli dokular belirlendi. Uygulanacak radyasyonun dozu için 6 MV enerjili YART planı yapıldı ve dozimetri uygulanacak bölgeler belirlendi. Belirlenen bölgelerin konumu ve bölge yoğunlukları göz önüne alınarak dozimetre seçimi yapıldı. Ölçüm doğrulamasında kullanılan dozimetrelerin kalibrasyonu yapıldı. Doz verilerini elde etmek için lineer hızlandırıcı tedavi cihazı kullanılarak insan eşdeğeri yapı modelin üzerinde YART planı uygulandı. Tedavi planlama sistemiyle rektum ve mesane için elde edilen doz verileri ile ölçümler sonucunda her bir dozimetreden elde edilen veriler karşılaştırıldı. Sonuç olarak; brakiterapi uygulamalarında dozimetri amacıyla kullanılan intrakaviter rektum ve mesane proplarının eksternal tedavilerde de uygulanabilirliği gösterildi.

**ANAHTAR KELİMELELER:** Termolüminesans Dozimetre, Yarıiletken Dozimetre, YART, Canlı Ortam Doz Ölçümü, Tedavi Kalite Kontrolü

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

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Doç. Dr. Melek Gamze AKSU



## **ABSTRACT**

### **CONTRIBUTION OF IN VIVO DOSE MEASUREMENT TO THE INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY TECHNIQUE IN THE TREATMENT OF PROSTATE CANCER**

**Çağdaş AKBAŞ**

**M.Sc. Thesis, Department of Physics**

**Supervisor: Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL**

**January 2013, 97 pages**

In this study, the contribution of in vivo dose measurement method to the radiotherapy of patients with prostate cancer applied with the intensity modulated radiotherapy technique was studied using TLD and semi-conductive detectors.

In the human equivalent structure model, the images of the target tissue and the risky organs for the YART plan were drawn using GE brand Light Speed RT BT. The target and risky tissues were identified based on these drawings. For the dose of applied radiation YART plan with 6 MV energy has been done and the zone for applying dosimetry have been modified. Dosimeter was selected taking the position and intensity of the identified regions into consideration. Dosimeters used for the verification of the measurement were calibrated. In order to obtain the dose data, YART plan was applied on the human equivalent structure model using linear accelerator therapy device. The dose data obtained for rectum and bladder with the therapy planning system and data obtained from each dosimeter as a result of the measurements were compared. In conclusion; intracavitary rectal and bladder probes which are used for the purpose of dosimetry in brachytherapy are shown to be applicable also in external radiotherapy treatment.

**KEYWORDS:** Thermoluminescence Dosimetry , Semiconductor dosimeter, IMRT, in vivo Dose Measurement, Quality Assurance

**COMMITTEE:** Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL (Supervisor)

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Assoc. Prof. Dr. Melek Gamze AKSU

## ÖNSÖZ

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda yapılan, hastalar üzerinde uygulanabilirliğinin ve tedavi kalite kontrolüne katkısının araştırıldığı, prostat kanseri için Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi planı çalışması, insan eşdeğeri yapı modeline (Rando fantom) uygulanarak canlı ortam (in vivo) doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

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 ve çalışma süresince yardımlarını esirgemeyen yüksek lisans arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Doç. Dr. Melek Gamze AKSU ve çalışma süresince yardımlarını esirgemeyen Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek Lisans eğitimimi yapmama izin veren Antalya Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Medikal Fizik Departmanındaki mesai arkadaşlarıma saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tüm yaşamım boyunca hep yanımda olan ve attığım her adımda beni destekleyen çok sevgili aileme saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her anında olduğu gibi bu tez çalışmam sırasında da yanımda olan sevgili eşim Eda AKBAS'a en içten dileklerle teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL BİLGİLER.....	4
2.1. Radyasyon.....	4
2.1.1. Doz birimleri.....	4
2.1.2. Doz ölçümü ve cihazları.....	6
2.1.2.1. İyon odaları ve elektrometre.....	6
2.1.2.2. İki boyutlu doz ölçüm araçları.....	7
2.1.2.3. Yarı iletken dozimetreler.....	7
2.1.2.4. Termoluminesans dozimetre (TLD).....	9
2.1.2.5. Fantomlar.....	13
2.1.3. Doz hesaplamada matematiksel yöntemler.....	14
2.2. Radyoterapi.....	20
2.2.1. Radyoterapi uygulama yöntemleri.....	20
2.2.1.1. Eksternal tedavi.....	21
2.2.1.2. Brakiterapi.....	21
2.2.1.3. İnternal tedavi.....	21
2.3. Eksternal Tedavi Cihazları.....	21
2.3.1. <sup>60</sup> Co tedavi cihazı.....	21
2.3.2. Lineer hızlandırıcılar.....	23
2.4. Simülatör Cihazları.....	26
2.4.1. Konvansiyonel simülatör cihazları.....	27
2.4.2. Bilgisayar tomografi cihazları (BT).....	28
2.4.2.1. Konturlama.....	29
2.4.2.2. Simülasyon.....	30

2.4.2.3. Sanal Simülasyon.....	30
2.5. Tedavi Planlama Sistemi (TPS) İşlemleri.....	31
2.5.1. Doz dağılımı.....	32
2.5.2. Doz değerlendirilme.....	33
2.5.3. Radyoterapide hacim tanımlamaları.....	34
2.6. Prostat Kanserinde Radyoterapinin Yeri.....	36
2.6.1. Prostat anatomisi.....	36
2.6.2. Prostat kanseri.....	37
2.6.2.1. Prostat kanserinin evrelendirilmesi.....	37
2.6.2.2. Prostat kanserinde tedaviyi yönlendiren parametreler.....	38
2.6.3. Prostat kanseri eksternal radyoterapisinde hacim tanımlamaları.....	39
2.6.4. Risk organları ve doz limitleri.....	39
2.6.5. Prostat kanserinde tedavi teknikleri.....	40
2.6.5.1. Konformal tedavi.....	40
2.6.5.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART).....	41
2.7. Radyoterapide Kalite Güvenceliği.....	44
2.7.1. Tedavi cihazı, tedavi planlama sistemi vs. cihaz ve sistemlerin kalite kontrolü.....	46
2.7.2. Bilgi transferi doğrulaması.....	46
2.7.3. Bağımsız monitor unit (MU) doğrulaması.....	47
2.7.4. Tedavi öncesi doz ölçümleri.....	47
2.7.4.1. Noktasal ve düzlemsel dozimetri.....	48
2.7.4.2. Gama faktör değerlendirmesi.....	49
2.7.5. Canlı ortam dozimetrisi.....	50
2.7.5.1. Giriş / çıkış dozu.....	51
2.7.5.2. Cilt dozu.....	51
2.7.5.3. Boşluk dozu.....	52
2.8. Canlı Ortam Dozimetri Araçları.....	53
2.8.1. Termoluminesans dozimetri (TLD).....	53
2.8.2. Yarı iletken dozimetri.....	53

2.9. Hastada Canlı Ortam (In vivo) Dozimetri Kontrolleri.....	53
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	55
3.1. Materyal.....	55
3.1.1. Bilgisayarlı tomografi (BT).....	55
3.1.2. Elekta marka synergy model lineer hızlandırıcı.....	55
3.1.3. <sup>60</sup> Co tedavi ünitesi.....	56
3.1.4. Elekta marka precise tedavi planlama sistemi.....	56
3.1.5. IBA marka FC65P tipi iyon odası ve DOSE 1 model elektrometre.....	56
3.1.6. Su eşdeğeri plaka ve rando fantom.....	58
3.1.7. Parafin plakalar ve yapımı.....	59
3.1.8. Wellhöfermarka matrixx model iki boyutlu doz kontrol sistemi.....	60
3.1.9. Termolüminesans dozimetre (TLD) sistemi.....	61
3.1.10. Diyot dozimetre sistemi.....	63
3.2. Yöntem.....	65
3.2.1. İnsan benzeri yapının (Rando fantom) simülasyonu.....	65
3.2.1.1. Rando fantomun rektum dozimetrisi için yapılandırılması.....	65
3.2.1.2. Bilgisayarlı tomografi çekimi.....	66
3.2.2. Tomografi kesitlerin konturlanması.....	66
3.2.3. Tedavi planlama sisteminde YART planının oluşturması... ..	67
3.2.4. Tedavi planının kalite kontrolü.....	68
3.2.4.1. Nokta doz ölçümleri.....	70
3.2.4.2. İki boyutlu doz kontrolü.....	70
3.2.5. Termolüminesans dozimetre (TLD) sistemi.....	71
3.2.5.1. Termolüminesans dozimetrelerin (TLD) kalibrasyonu ve gruplanması.....	71
3.2.5.2. Termolüminesans dozimetre (TLD) yerleştirilmesi	72
3.2.6. Yarı iletken diyotların kalibrasyonu.....	73
3.2.7. Yarı iletken diyotların rando fantomda yerleştirilmesi.....	74

3.2.8. Lineer hızlandırıcıda YART planının uygulanmasının	
Ölçümleri.....	75
3.2.8.1. TLD.....	75
3.2.8.2. Yarı iletkenler.....	75
3.2.9. Hata hesabı.....	76
4. BULGULAR.....	77
4.1. Tedavi Planlama Sisteminden Hesaplanan Nokta Doz Sonuçları.....	77
4.2. Canlı Ortam TLD ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları.....	78
4.3. Canlı Ortam Diyot ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları.....	81
5. TARTIŞMA.....	83
6. SONUÇ.....	91
7. KAYNAKLAR.....	92
ÖZGEÇMİŞ	

## **SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ**

### **Simgeler**

Bq	Becquerel
Cgy	Santi Gray
Ci	Curie
Gy	Gray
H	Hounsfield
HU	Hounsfield Units
kV	Kilo Volt
KeV	Kilo Elektron Volt
mGy	Mili Gray
ma	Mili Amper
MV	Milyon Volt
MeV	Milyon elektro Volt
R	Röntgen
Rad	Soğurulan Dozun Birimi
Rem	Eşdeğer Doz
Sv	Sievert
$\mu$	Kesit Görüntüleri Azalım Katsayısı

### **Kısaltmalar**

AAPM	Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği (American Association of Physicists in Medicine)
BSF	Geri Saçılma Faktörü
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CTV	Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume)
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör ( Multi Leaf Colimator, MLC)
Dmaks	Dozun Maksimum Olduğu Derinlik
D <sub>hava</sub>	Havadaki doz
DICOM	Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletişim ( Digital Imaging and Communications in Medicine)

DMLC	Dinamik Çok Yapraklı Kollimasyon ( Dynamic Multileaf Collimation)
DVH	Doz Hacim Grafikleri ( Dose Volume Histogram)
EPG	Elektronik Portal Görüntüleme
EPID	Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (Electronic Portal Imaging Device)
GS	Gleason Skoru
GTV	Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume)
ICRP	Uluslararası Radyasyon Koruma Komitesi ( International Commission on Radiological Protection)
ICRU	Uluslararası Radyasyon ve Ölçümleri Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)
IEAE	Uluslararası Atom Enerji Ajansı (International Atomic Energy Agency)
IHE-RO	Radyasyon Onkoloji Sağlık Kuruluşu (Healthcare Enterprise in Radiation Oncology)
IM	İç Sınır (İnternal Marge)
Impact	Bilgisayarlı Tomografinin Görüntü Performans Değerlendirmesi (Imaging Performance Assessment of Computed Tomography)
ITV	İç Hedef Hacmi (İnternal Target Volume)
IV	Işınlanan Hacim (Irradiated Volume)
LN	Lenfatik Tutulum
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	Monitör Birim (Monitor Unit)
OAR	Riskli Organ (Organ at Risk)
PMT	Foto Çoğaltıcı Tüp
PRV	Planlanan Risk Organ Hacmi (Planning Organ at Risk Volume)
PSA	Prostat Spesifik Antijen
PTV	Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)
RT	Radyoterapi
RVR	Risk Altındaki Geri Kalan Hacim( Remaining Volume at Risk)
SI	Uluslararası Birim Sistemi (System International d'Unites.)
SM	Set-Up Sınırı (Set-Up Margin)
SMLC	Çok Yapraklı Kollimasyon ile Parçalı Alan Oluşumu (Segmented Multileaf Collimation)



SSD	Kaynak-Cilt Mesafesi (Source-Skin Distance)
T	Evreleme
TAR	Doku Hava Oranı
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans Dozimetre
TMR	Doku Maksimum Oranı
TRUS	Transrektal Ultrasonografi
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TV	Tedavi Hacmi (Treated Volume)
QA	Kalite Güvence (Quality Assurance)
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
%DD	Derin Doz Yüzdesi
3BKRT	Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
3D	Üç Boyut

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Radyasyonun sınıflandırılması.....	4
Şekil 2.2.	Tedavi cihazındaki iyon odası yerleşimi ve yeterince uzun bir kablo ile tedavi cihazı dışındaki elektrometre bağlantısı.....	7
Şekil 2.3.	Fosforesans ve limünesans maddelerde uyarılma enerjisi seviyeleri.....	9
Şekil 2.4.	TLD okuyucu sistem şeması.....	10
Şekil 2.5.	TLD-100 kristalinin $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ kaynakla ışınlanması sonucu elde edilen parlayış eğrisi (Glow curve).....	10
Şekil 2.6.	$^{60}\text{Co}$ -enerjisine göre farklı TLD türlerinin enerjiye bağlı cevapları.....	12
Şekil 2.7.	Rando fantom.....	14
Şekil 2.8.	% Derin Doz.....	14
Şekil 2.9.	Farklı enerjilerdeki foton demetleri için merkezi derin doz dağılımları.....	15
Şekil 2.10.	TAR ölçüm düzeneği.....	15
Şekil 2.11.	BSF ölçüm düzeneği.....	16
Şekil 2.12.	TPR ölçüm düzeneği.....	17
Şekil 2.13.	TMR ölçüm düzeneği.....	17
Şekil 2.14.	Doz Profili.....	18
Şekil 2.15.	İzodoz Eğrisi.....	19
Şekil 2.16.	Bozunum şeması ve denklemi.....	21
Şekil 2.17.	$^{60}\text{Co}$ cihazının kafası.....	22
Şekil 2.18.	$^{60}\text{Co}$ tedavi cihazı.....	22
Şekil 2.19.	Radyasyonun kaynaktan hasta üzerine gelinceye kadar var olan yapılar ve meydana gelen etkileşmeler (AAPM 1994).....	23
Şekil 2.20.	Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı cihazı.....	26
Şekil 2.21.	Bilgisayarlı Tomografi cihazı.....	28
Şekil 2.22.	BT numarası skalası.....	29
Şekil 2.23.	Çizelge 2.1'deki (a) ICRU 50 ve (b) ICRU 62 tarafından tanımlanan hacimlerin görsel açıklaması.....	35
Şekil 2.24.	Prostatın pelvisteki konumu.....	36
Şekil 2.25.	Prostat ve komşu organların yandan görünüşü.....	36
Şekil 2.26.	Konformal ile YART tekniğinin şematik olarak karşılaştırılması.....	42
Şekil 2.27.	Step and shoot tekniğinin şematik gösterimi.....	43
Şekil 2.28.	Sliding window tekniğinin şematik gösterimi.....	43
Şekil 2.29.	Gama faktörü.....	49
Şekil 3.1.	Elekta marka Synergy lineer hızlandırıcı cihazı.....	55
Şekil 3.2.	DOSE 1 model elektrometre ve FC65P iyon odası.....	58
Şekil 3.3.	RW3 katı su fantomu.....	59
Şekil 3.4.	Parafin plakanın (a) yapımı (b) Rando fantomda görünümü.....	60
Şekil 3.5.	Matrixx cihazı.....	61
Şekil 3.6.	(a) TLD fırın tepsisi, TLD ve kaset, (b) TLD'lerin metal tepsiye yerleştirilmesi, (c) RADOS 2000 TLD okuyucu, (d) PTW-TLDO Termoluminesant dozimetre fırını.....	62
Şekil 3.7.	TLD fırın ısıtma şemaları.....	63

Şekil 3.8.	Iba marka intrakaviter dozimetre seti (a) mesane ve (b) rektum probu.....	64
Şekil 3.9.	Rando fantomda beşli yarıiletken rektum probun yerleşimi.....	65
Şekil 3.10.	Rando fantomun BT cihazında (a) supine pozisyonu (b) tarama bölgesi.....	66
Şekil 3.11.	PTV45 için Gantry 200°'de oluşturulan segmentler.....	67
Şekil 3.12.	PTV72 için Gantry 200°'de oluşturulan segmentler.....	68
Şekil 3.13.	PTV45 planının gama değerlendirilmesi.....	71
Şekil 3.14.	PTV72 planının gama değerlendirilmesi.....	71
Şekil 3.15.	Termoluminesans dozimetrelerin (a) Rando fantomda yerleştirilmesi ve (b) TLD yerleştirilmiş rektum tüpü.....	73
Şekil 3.16.	İntrakaviter rektum probunun kalibrasyon düzeneği.....	74
Şekil 3.17.	Yarı iletken dedektörlerin Rando fantoma yerleştirilmesi.....	74
Şekil 3.18.	Yarı iletkenlerin doz ölçüm ekranı.....	75

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1.	Radyasyonla ilgili eski ve yeni birimler ve birbirine dönüşümleri	5
Çizelge 2.2.	TL Kristal türleri ve Özellikleri.....	11
Çizelge 2.3.	ICRU tarafından önerilen hacim tanımlamaları.....	35
Çizelge 2.4.	Prostat Kanserinde risk grupları.....	38
Çizelge 2.5.	Sınırlı alan Prostat Radyoterapisinin küçük alanlarının endikasyonları.....	39
Çizelge 2.6.	Tüm Pelvis Radyoterapisi endikasyonları.....	39
Çizelge 2.7.	Risk altında olan organların doz hacim sınırlamaları.....	40
Çizelge 3.1.	FC65P tipi iyon odası teknik özellikleri.....	57
Çizelge 3.2.	Matrixx cihazının teknik özellikleri.....	61
Çizelge 4.1.	PTV 45 YART planı için TPS'den doz değerleri.....	77
Çizelge 4.2.	PTV 72 YART planı için TPS'den doz değerleri.....	78
Çizelge 4.3.	PTV 45 için TLD değerleri.....	79
Çizelge 4.4.	PTV 72 için TLD değerleri.....	80
Çizelge 4.5.	PTV 45 için Diyot değerleri.....	81
Çizelge 4.6.	PTV 72 için Diyot değerleri.....	81
Çizelge 5.1.	PTV45 için TLD ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları	83
Çizelge 5.2.	PTV72 için TLD ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları	84
Çizelge 5.3.	PTV45 için diyot ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları	86
Çizelge 5.4.	PTV72 için diyot ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları	86

## 1. GİRİŞ

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tekniği kullanılarak prostat kanserli hastaların tedavisinde canlı ortam (in vivo) doz ölçüm yönteminin katkılarının, Termolüminesans Dozimetre ve yarı iletken dedektörler ile doz ölçümü gerçekleştirerek araştırılması amaçlanmaktadır. Radyasyon tedavisinde hastalığın bölgesel kontrolü, artan radyasyon dozuyla ilişkilidir. Günümüzde üç boyutlu (3D) radyoterapi gibi modern teknikler kullanılarak, hedef hacimde lokal kontrol artışı için yüksek radyasyon dozları elde edilmesi ve sağlam doku hasarını en aza indirmek için sağlam dokuların olabildiğince az radyasyona maruz kalması amaçlanmaktadır. Normal dokularda hasara yol açmamak için yüksek radyasyon miktarının yalnızca hedef hacimde sınırlandırılması keskin doz seviyelerini oluşturur (Bartelink vd 1982, Emami vd 1991, Kapp vd 1992, Kirby vd 1993, Gladstone vd 1994, Lee vd 1995). Hastaya uygulanan dozun en uygun kontrolü yalnızca hasta üzerinde, canlı ortam dozimetri yöntemleri ile yapılabilir. Bu nedenle ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), AAPM (American Association of Physicists in Medicine) ve NACP (Nordic Association of Clinical Physics 1980) gibi birçok ulusal ve uluslararası organizasyon canlı ortam doz ölçümleriyle doğrulama gerekliliğini tavsiye etmiştir.

Canlı ortam ölçümlerinde, en yaygın şekilde kullanılan detektör tipi termolüminesans dozimetreler veya yarı iletken dozimetrelerdir (Mayles vd 1993, Leunens vd 1990, Rudén vd 1976, Heukelom vd 1991). Termolüminesans Dozimetrelerin en başta gelen üstünlükleri her hangi bir bağlantıya gerek duyulmadan kullanılabilmesi ve taşıma kolaylıklarıdır. Çok iyi kalibre edilmiş termolüminesans dozimetreler ile doğruluk ve tekrar edilebilirlik yaklaşık  $<2\%$  dir (Van Dam vd 1994, Ostwald vd 1995). Yarı iletken dedektörler dozların anlık ölçümüne olanak sağlar. Diyotların enerji, toplam doz, doz hızı, sıcaklık, yön v.s. gibi parametrelere bağılıkları bulunmaktadır. Çalışmada kullanmayı planladığımız, iyi kalibre edilmiş diyotlar ile doğruluk ve tekrar edilebilirlik  $<2\%$ 'dir (IBA 2009).

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tedavisi gören prostat hastalarında canlı ortam yöntemi ile yapılan yarı iletken ölçümleri tedavi alanın doz kontrolleri için uygulanmıştır (Kadesjö vd 2011). 2001 yılında Hayne ve arkadaşları mesane ve prostat kanserli hastalarda pelvis radyoterapisinde, ana rektum bölgesindeki dozun tespiti için yarı iletken ile canlı ortam doz ölçümleri gerçekleştirmişlerdir (Hayne vd 2001). Wertz ve arkadaşları prostat kanseri hastaların Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tedavilerinde rektum dozimetrisini iyon odası ile yapıp, tedavinin görüntü eşliğinde yapılması durumunda ise iyon odasının konumu ile ölçülen doz arasındaki ilişki üzerinde yorumlar yapabilmişlerdir (Wertz vd 2007). 2010 yılında Archambault ve arkadaşları Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tedavi planlarında rektum dozimetrisi amacıyla plastik sintilatör dedektörleri insan eşdeğer yapıya sahip modellerde kullanıp, çok karmaşık radyoterapi planlarında bu yöntemin uygulanabilirliğini belirtmişlerdir (Archambault vd 2010).

Tedavi dozunun doğrulamasının Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tedavilerde tedavinin kalite kontrolü açısından çok değerli olmasının yanı sıra, riskli organ ve yapıların doz değerlendirilmesinin yapılması da önem arz etmektedir. Tedavi hacminin dışında yer alan risk organları için canlı ortam ölçümleri konusunda yeterince çalışma yapılmamış olup bu çalışmada termolüminesans dozimetreler ve yarı iletken dozimetreler kullanılarak ölçümlerin yapılabilmesi planlanmaktadır.

Bu çalışmada, prostat kanseri için Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) tedavi planlamaları insan eşdeğer yapı modelleri (Rando fantom) kullanarak yaratılıp termolüminesans dozimetreler ve yarı iletken dozimetreler ile doz ölçümü yapılacak ve kanser hastalarında canlı ortam yönteminin yapılabilirliği ve tedavi kalitesine katkısı araştırılacaktır. Seçilen ölçüm noktalarına göre termolüminesans dozimetreler ve/veya yarı iletken dozimetreler kullanılarak doz ölçümleri yapılacak ve ölçümler değerlendirilecektir. Sonuç olarak, prostat kanserli hastalarda canlı ortam doz ölçümleri için ideal doz ölçüm noktaları belirlenecektir.

Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan, Lineer Hızlandırıcı(Linac), Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) özelliği olan Tedavi Planlama Sistemi (TPS), insan benzeri fantom, Bilgisayarlı Tomografi(BT)

cihazı, canlı ortam doz ölçümleri için Termolüminesans Dozimetre ve Yarı İletken Dozimetreler kullanılacak materyallerdir.

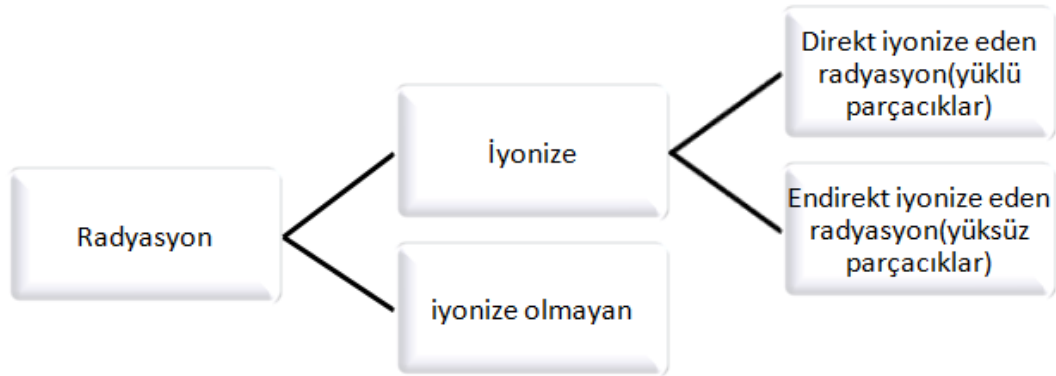
Rando fantomda her bir tedavi deneyinde seçilen doz noktaların ölçümü termolüminesans dozimetre ve yarı iletken dozimetrelerle elde edilecektir. Sonuç değerlendirmesinde, tedavi planlama dozu ile seçilen ölçüm noktalarının dozu karşılaştırılacak ve seçilen ölçüm noktaların uygunluğu tartışılacaktır. Çalışma kapsamında Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi planlar ile tedavide canlı ortam doz ölçümünün hastalarda uygulanabilirliği ve tedavinin kalite kontrolüne katkısı belirlenecektir.

## 2. KURAMSAL BİLGİLER ve KAYNAK TARAMALARI

### 2.1. Radyasyon

Radyasyon, bir kaynaktan çevreye enerji taşınmasıdır. Bu taşınım parçacık veya elektromanyetik dalga şeklinde olabilir. 1920’lerde de Broglie madde – dalga ikiliği teorisini geliştirdi, bu teori elektron difraksiyon deneyi ile kanıtlandı ve parçacıklar ve dalgalar arasındaki ayırım önemli olmaktan çıktı ( IEAE 2005).

Radyasyonun sınıflandırılması iki başlıkta toplandı ( şekil 2.1). İyonize ve iyonize olmayan radyasyon ortamda iyonlaşma yapıp yapamama yeteneğine bağlıdır. İyonize durumlarda direk veya dolaylı (endirekt) radyasyon olarak ikiye ayrılır (Podgorsak 2006).



Şekil 2.1. Radyasyonun Sınıflandırılması

#### 2.1.1. Doz birimleri

İyonlaştırıcı radyasyonların tanısall ve tedavi edici tıbbi yaklaşımlarda kullanılmaya başlanması radyasyon ölçüm değerlerine ihtiyaç duyulmasına neden olmuştur. Bu birimlerden ilk olarak 1928 yılında Röntgen (R) tanımlanmış, ardından diğerleri geliştirilmiştir. Yakın bir geçmişe kadar kullanılan geleneksel radyasyon birimleri, 1986 yılından itibaren köklü bir değişikliğe uğramıştır. Bu tarihten geçerli



olmak üzere Uluslararası Birim Sistemi (System International d'Unites, SI) kullanılmaya başlanmıştır. SI birimleri çizelgede 2.1.'de verilmiştir.

#### Aktivite Birimleri:

Curie: Bir radyoaktif izotopun birim zaman içinde parçalanma sayısıdır. Parçalanmanın boyutları olmadığı için aktivite saniye olarak ölçülür. Aktivite birimi Curie (Ci) olarak ifade edilir.

1 Ci; 1 gramlık Ra-226'nın sahip olduğu aktivite miktarıdır.

Yeni birimi Becquerel dir. Bir saniyedeki bir ışımaya 1 Becquerel denir. Böylece 1Bq=1parç/sn ifadesi yazılabilir.

$$1\text{Ci}=3,7\times 10^{10}\text{ Bq} \quad 2.1$$

#### Doz Birimleri:

Röntgen(R): Normal hava şartlarında ( 1 cm<sup>3</sup> hava, standart şartlarda 0<sup>0</sup> C ve 760 mm Hg basıncı 0,001293 gramdır.) havanın 1 kg'ında 2,58x10<sup>-4</sup> C' luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X ve gama ışını miktarıdır. Yeni birim olarak Columb/kilogram (C/kg) tanımlanır.

$$1\text{R}=2.58\times 10^{-4}\text{C/kg} \quad 2.2$$

$$1\text{ C/kg} = 3.88\times 10^3\text{ R} \quad 2.3$$

Rad: Ortamın soğurduğu enerjinin ölçütü Rad olarak nitelendirilir. Birim kütle başına depolanan enerji ile ifade edilir. Her tür radyasyona uygulanabilir. RAD: gram başına 100 erg'lik bir enerjinin ortamda soğurulması ile tanımlanabilir. Bu tanımlama parçacık veya foton olarak herhangi bir radyasyon veya maddeye daha fazla bir niteliğe ihtiyaç olmadan uygulanır. Yeni birimi Gray (Gy) dir.

Rem: Canlı ortamda soğurulan enerji miktarı olarak REM birimi kullanılır. Farklı tip radyasyonlardan soğurulan enerjiler eşit olsa bile biyolojik etkileri farklı olabilir. Bu farklılık radyasyon türü, enerjisi ve canlı ortama bağlıdır (birimi joule/kg' dır). Yeni birimi Sievert (Sv)'dir.

Çizelge 2.1 Radyasyonla ilgili eski ve yeni birimler ve birbirine dönüşümleri

Fiziki Nicelik	Eski Birimi/ Sembölü	Yeni Birimi/ Sembölü	Dönüşüm Değerleri
Aktivite Birimi	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	1 Ci = 3,7x10 <sup>10</sup> Bq 1 Bq = 2,7x10 <sup>-11</sup> Ci
Işınlama Birimi	Röntgen (R)	Columb/kilogram (C/kg)	1R = 2,58x10 <sup>-4</sup> C/kg 1C/kg=3876 R
Soğurulan Doz Birimi	Rad (Rad)	Gray (Gy)	1 Rad = 0,01 Gy 1Gy = 100Rad
Eşdeğer Doz Birimi	Rem (Rem)	Sievert (Sv)	1 Rem = 0,01Sv 1Sv = 100Rem

### 2.1.2. Doz ölçümü ve cihazları

#### 2.1.2.1. İyon odaları ve elektrometre

Doz ölçümlerinde en sık kullanılan yöntemlerden biri iyon odaları ve elektrometre ile iyonometrik yöntemdir. Dedektörün efektif hacminde iç ve dış elektrotlar vardır ( çoğunlukla silindir merkezinde pozitif yüklü anot ve bunun çevresinde negatif yüklü katot bulunur). Dedektör içerisinde, bir gerilim kaynağı tarafından uygulanan elektrik alan yardımı ile negatif iyonlar pozitif elektroda, pozitif iyonlar negatif elektroda hareket ederler. Bunun sonucunda anot ile katot arasında oluşan elektrik akımı elektrometre kullanılarak elektrometrenin kalibrasyonuna göre akım ya da doz birimi olarak sonuç okunur. Efektif hava hacmindeki madde miktarı dış ortamdan etkilendiğinden, iyon odaları sıcaklık ve basınca duyarlı olup okumalarda sıcaklık ve basınç düzeltmeleri yapılmalıdır. İyon odasının hassasiyeti periyodik olarak ölçülmelidir (AAPM 1991).

Farmer tipi iyon odası radyoterapide en çok kullanılan silindir tipi iyon odasıdır. Şekil 2.2’de doz ölçümlerinde bir arada kullanılması gereken iyon odası, ara kablo ve elektrometre gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Tedavi cihazındaki iyon odası yerleşimi ve yeterince uzun bir kablo ile tedavi cihazı dışındaki elektrometre bağlantısı

#### **2.1.2.2. İki boyutlu doz ölçüm araçları**

İki boyutlu 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 rölatif 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 rölatif doz değerlendirilmesinde hem de soğurulan doz değerlerinin karşılaştırılmasında kullanılması tavsiye edilmektedir.

#### **2.1.2.3. Yarı iletken dozimetreler**

Yarı iletken detektörlerin çalışması iyonizasyon prensibine dayanır. Yüksek hassasiyetleri, hemen cevap vermeleri, küçük boyutları İyonizasyon odalarına karşı avantajdır. Silikon gibi küçük miktarda safsızlık içeren bir yarı iletkeni fosfor veya boron gibi maddeyle karıştırma, yarı iletken içindeki boşluk veya serbest elektronların sayısını artırır. Silikon V. grup elementlerle karşılaştırılırsa (fosfor) negatif yük taşıyan atomları alır ve bu onu elektron alıcısı yapar (n tipi). P tipi silikon, periyodik cetvelin

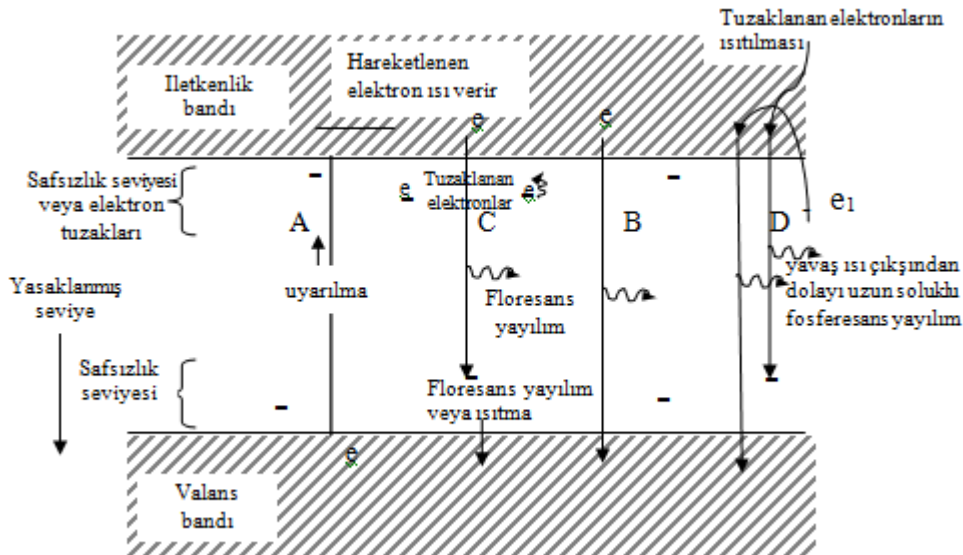
III. grup elementlerden (boron) elektron reseptöründen yapılmıştır. Diyotun p bölgesi boşlukları ihtiva ederken n bölgesi aşırı elektrona sahiptir. Bir diyot ışınlandığında zayıflatılmış bölgede elektron boşluk çiftleri oluşur. Bu radyasyona bağlı akım oluşturur. Diyotların n tipi Si ve p tipi Si ile üretilir. Bu detektörler base materyaline bağlı olarak n-Si ve p-Si detektörler olarak adlandırılır.

Diyotlar kısa devre modunda kullanılıp, ölçülen yük ve doz arasında doğrusal ilişki sergilerler. P ve n tipinin bir araya getirilmesiyle ortaya çıkan birleşime “ p-n birleşimi diyot” denir. Silikon diyot detektörler p-n tipi birleşik diyottur. P ve n tipi materyaller arasındaki ara yüzde, n bölgesinin elektronlarının ve p bölgesinde boşluklarının difüzyonundan dolayı, denge oluşturuluncaya kadar zayıf bölge olarak adlandırılan küçük bir bölge yaratılır. Bu zayıf bölge, denge oluşturulunca yüklerin çoğunluğunun daha ileri difüzyonuna karşı koyan bir elektrik alan geliştirir. Bu diyot ışınlandığında, zayıf bölgede elektron boşluk çifti oluşur. Bunlar hemen birbirinden ayrılır ve zayıf bölge içinde var olan elektrik alan tarafından sürüklenirler. Bu da radyasyona bağlı bir akım oluşturur. Akım zayıf bölgenin dışında oluşan boşluk ve elektronların difüzyonuyla daha da büyür. Bu elektrik akım akışının yönü n bölgesinden p bölgesine doğrudur. Diyotlar tipik iyonizasyon odalarından 18000 kere daha hassas oldukları için çok küçük boyutlarda ( $2,5 \times 2,5 \times 0,4 \text{ mm}^3$ ) kullanılabilir olup, basınç, sıcaklık değişikliklerinden bağımsız, ihmal edilebilir iyon yeniden birleşme etkisi ve kısa okuma süresini sağlayan hızlı sinyal alma gibi avantajlara sahiptir. Ancak, foton huzmelerinde diyotun enerji bağımlılığı ve hassasiyetlerinin kullanımla değişmesi (radyasyon hasarından dolayı) gibi problemler ortaya çıkmaktadırlar. Her iki detektör de ticari olarak mevcuttur, ancak p-Si tipi, radyasyon hasarından daha az etkilendiği ve daha düşük karanlık akıma sahip olduğu için radyoterapide kullanılmaya uygundur. Penumbra bölgesi gibi hızlı doz gradientinin (düşüşünün) olduğu ve stereotaktik radyo-cerrahide kullanılan küçük alanların dozimetrisinde ve hastada in-vivo dozimetride kullanılırlar. Bir alanın veya kompleks alanların giriş ve çıkış dozları ölçülebilir. İntrakaviter brakiterapide rektum, mesane veya intraluminal doz ölçüleri yapılabilir. Diyotların davranışları; radyasyonun tipi, doz hızı, sıcaklık, enerji ve diod şekli ile değişir (ESTRO 2006).

#### 2.1.2.4. Termolimünisans dozimetre (TLD)

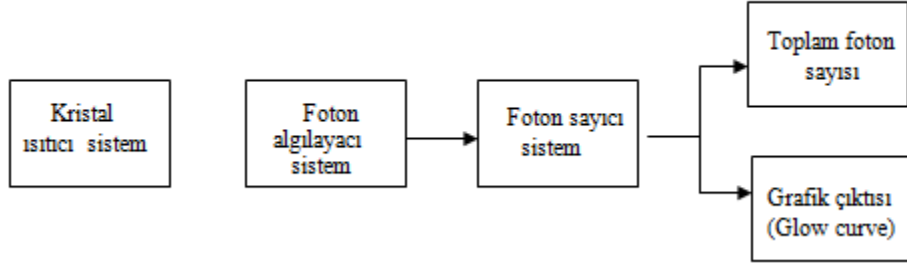
Kristal yapıda, elektronların bağlı durumda olduğu valans bandı ve serbestçe hareket edebildikleri iletkenlik bandı bulunur. Valans bandında atomda bağlı bulunan elektronlar X-ışınları ile uyarıldıkları zaman iletkenlik bandına hareket eder. Burada elektronlar serbestçe dolaşabilir ancak iki bant arasına geçemezler. Kristalin az miktarda içerdiği yabancı atomlar iki bant 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 bant arasındaki enerji farkına eşit enerjide flüoresans yayılım yapar (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 yayınlarken taban enerji seviyesine döner. Isıtma sonucu foton yayınlanan olaya “termolüminesans”, bu olaydan yararlanarak oluşturulan dozimetri sistemine “Termolüminesans Dozimetri” denir. Yayılan foton miktarı TLD tarafından soğurulan enerji miktarı ile doğru orantılıdır (McKinlay 1981).



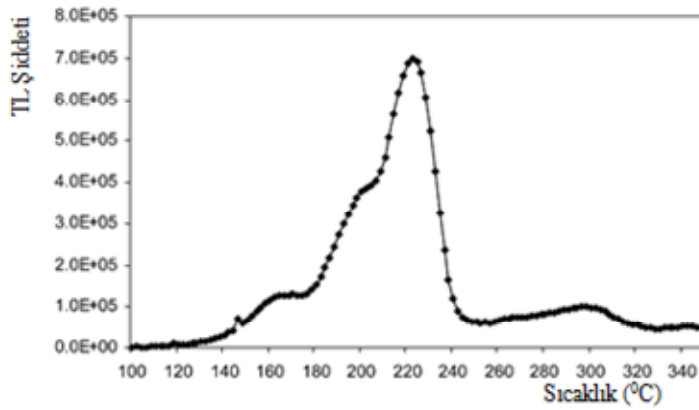
Şekil 2.3. Fosforesans ve limünisans maddelerde uyarılma enerjisi seviyeleri

Şekil 2.4.'de bir TLD okuyucu sistem şeması verilmiştir. İyonize edici radyasyon ile ışınlanan kristal, TLD okuyucuda ısıtılarak yaydığı fotonlar foto-çoğaltıcı tüp (PMT) ile okunur (McKinlay 1981).



Şekil 2.4. 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 2.5.) (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 2.5. TLD-100 kristalinin  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  kaynakla ışınlanması sonucu elde edilen parlayış eğrisi (Glow curve).

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

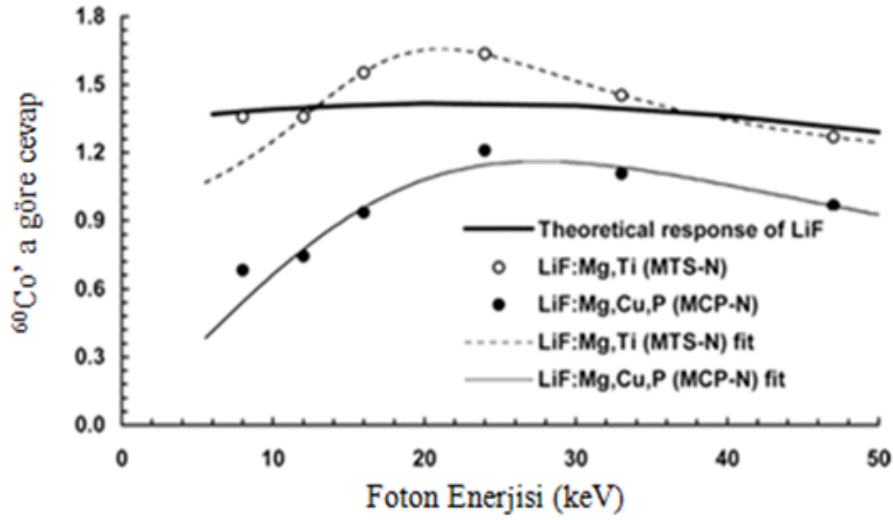
Kalsiyum florür ( $\text{CaF}_2$ ), lityum florür (LiF) alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) TLD olarak kullanılan kristallerden bazılarıdır. Bu kristallerin her birinin kendine özgü parlayış eğrileri vardır. Parlayış eğrilerinin altında kalan toplam alan kristalin ısıtıldığında yaydığı toplam 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 kalibrasyon ve kullanımı basitleştirmek için idealdir.

Çizelge 2.2. TL kristal türleri ve özellikleri

Fosfor	LiF	$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$	$\text{CaF}_2:\text{Mn}$	$\text{CaF}_2:\text{Nat}$	$\text{CaSO}_4:\text{Mn}$
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 ( $^{\circ}\text{C}$ )	190-210	200-220	260	200-275	110
Doz aralığı	$5 \times 10^{-5}$ - $10^3$	$10^{-4}$ - $10^4$	$10^{-5}$ - $2 \times 10^3$	$10^{-5}$ - $10^2$	$10^{-7}$ - $10^2$

Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetrelerin duyarlılıklarının radyasyon enerjisinden bağımsız olması istenir. LiF<sup>3</sup>ün radyasyon dozimetresi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji yanıtına sahip olmasıdır. Farklı LiF kristal türleri için enerji bağımlılıkları Şekil 2.6.'de görülmektedir (Soares vd. 2006).



Şekil 2.6.  $^{60}\text{Co}$ -enerjisine göre farklı TLD türlerinin enerjiye bağlı cevapları

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 Florür (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 kristali tekrar kullanabilmek için belirli zaman ve sıcaklıkta fırınlama işlemi uygulanır.



### 2.1.2.5. Fantomlar

Medikal alanda temel doz ölçümleri genellikle su ortamında yapılır. Canlı yapının kemik, kas ve yumuşak doku gibi farklı yoğunluğuna sahip olduğuna karşın vücudun yaklaşık %80'i sudan oluşmaktadır. Fiziksel ve elektron yoğunluğu suya eşit veya çok yakın olan maddeler radyasyon doz ölçüm için ideal ortamdır. Bilgisayar destekli su fantomlar temel doz ve doz dağılımların elde edilmesinde kullanılmaktadır. Ölçüm su ortamının seçilmesinin diğer bir nedeni de tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır. Suda ölçüm yapmanın en önemli dezavantajı kullanılacak olan iyon odası veya diyotların su geçirmez olması gerekliliğidir. Her zaman su kullanmak çok pratik olmayacağından katı su fantomları dizayn edilmiştir. İdeal olarak konu edilen materyalin su eşdeğeri olması için, efektif atom numarası, gram başına elektron sayısı, kütle yoğunluğu suyla eşit olmalıdır. Ancak megavoltaj foton ışınlarında en dominant etkileşme şekli “Compton” etkileşmesi olduğundan kullanılacak olan fantom materyalinin sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır (Khan 2003).

Farklı maddeler ve karışımlar fantomun yapılandırması için kullanılmaktadır. Fantomlar dilim şeklinde polistren, akrilik ve plastik esaslı katı su malzemelerinden oluşmaktadır. Bunlara ek olarak insan anatomisine uygun farklı yoğunlukta maddeler vardır. Polistren, Pleksiglas, Polietilen, Paraffin gibi çeşitli maddeler kullanılabilir (Khan 2003).

İnsan vücudu farklı yoğunluk değerine sahip (kas, akciğer, kemik ve hava gibi) yapılardan oluşur. Bu nedenle soğurulan doz ölçümü yaparken sadece su ya da su eşdeğeri madde kullanmaz. İnsan anatomik yapısına uygun olarak yapılmış “antropomorfik” fantomlar kullanılır. Örneğin insan benzeri fantomlar kadın, erkek çocuk olarak yapılandırılır. Bu çalışmada insan benzeri Rando fantomda bir kaç tabakası yerine kimyasal formülü  $C_nH_{2n+2}$ , yoğunluğu  $0,87 \text{ g/cm}^3$  ve efektif atom numarası 5,42 olan parafin maddesi kullanılmıştır.

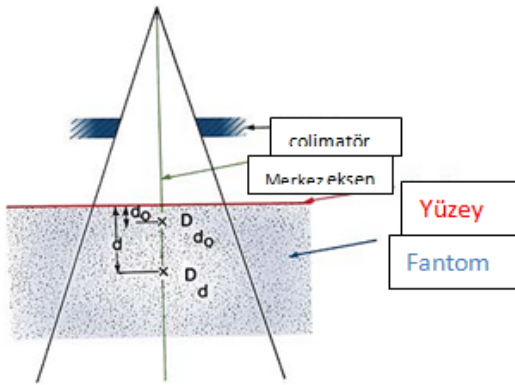


Şekil 2.7. Rando fantom

### 2.1.3. Doz hesaplamada matematiksel yöntemler

#### Derin doz yüzdesi (%DD):

Merkezi eksen derin doz dağılımlarını karakterize etmenin yolu, bir noktadaki dozu belirli bir referans noktasındaki doza normalize etmektir. Bu büyüklük genellikle su fantomunda iyon odası kullanılarak yapılan ölçümlerden çıkarılmaktadır. % DD, herhangi bir d derinliğindeki soğurulan dozun, demetin merkezi eksenini boyunca  $d_0$  derinliğindeki soğurulan doza oranıdır. % DD, P ile ifade edilmektedir.

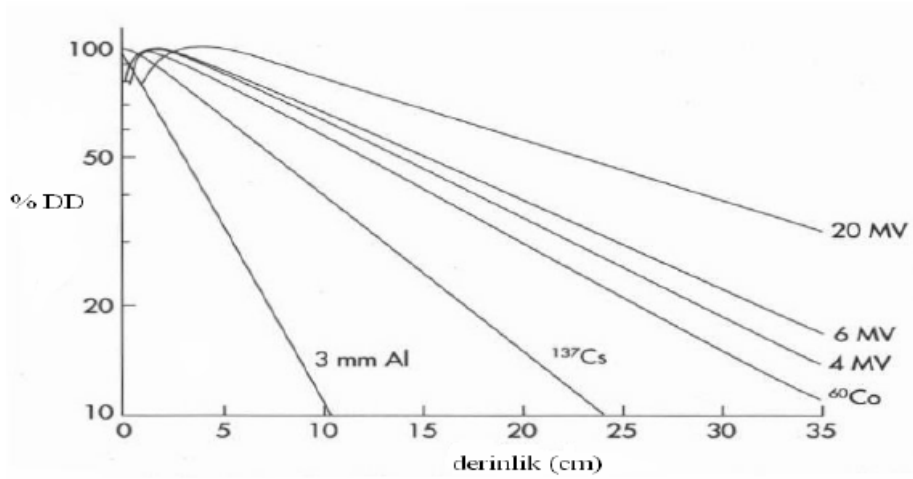


Şekil 2.8. % Derin Doz

$D_d$ , d derinliğindeki doz,  $D_{d_0}$ ,  $d_0$  derinliğindeki doz değerleri olmak üzere % DD değeri aşağıdaki şekilde formüle edilmektedir:

$$P = (D_d / D_{d_0}) \times 100$$

2.5



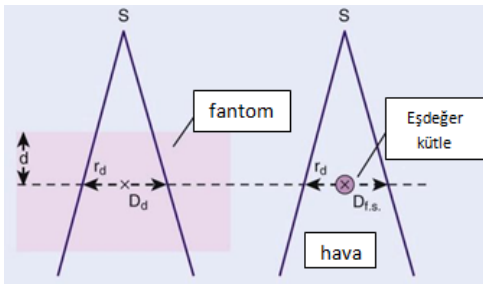
Şekil 2.9. Farklı enerjilerdeki foton demetleri için merkezi derin doz dağılımları (BJR 11.1978)

Doku Hava Oranı (Tissue Air Ratio , TAR):

Doku içerisinde herhangi bir derinlikteki dozun, aynı noktada havada ölçülen doza oranıdır. Bu kavram, kaynak-cilt mesafesinden bağımsız olarak tanımlanmıştır. Bu durum, kaynak-cilt mesafesi ve derinliğin değişken olduğu çok alanlı tedavilerde büyük kolaylık sağlar. Enerji ve alan büyüklüğü bağımlılığı yüzde derin doza benzer.

$$\text{TAR} = D_d / D_{\text{hava}}$$

2.6



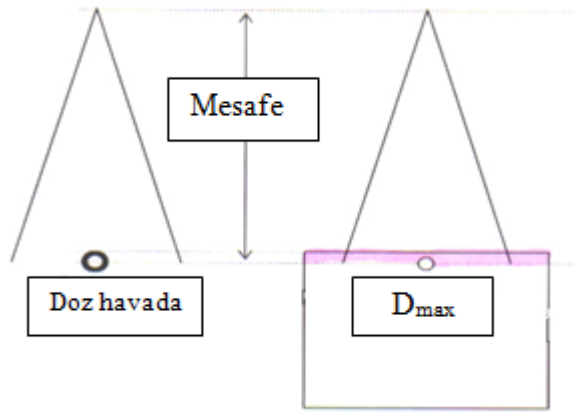
Şekil 2.10. TAR ölçüm düzeneği

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.

$$BSF = D_{\max} / D_{\text{hava}}$$

2.7



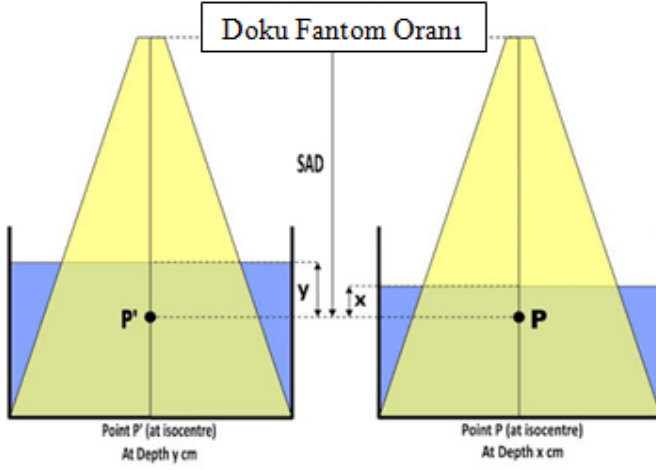
Şekil 2.11. BSF ölçüm düzeneği

Doku fantom oranı (Tissue Phantom Ratio, TPR):

Doku içerisinde herhangi bir derinlikteki dozun, aynı noktada ve referans bir derinlikteki doza oranıdır. Eğer referans derinlik olarak maksimum doz derinliği seçilirse TPR'nin özel bir durumu olan TMR kavramı ortaya çıkar.

$$TPR_d = D_d / D_{\text{ref}}$$

2.8



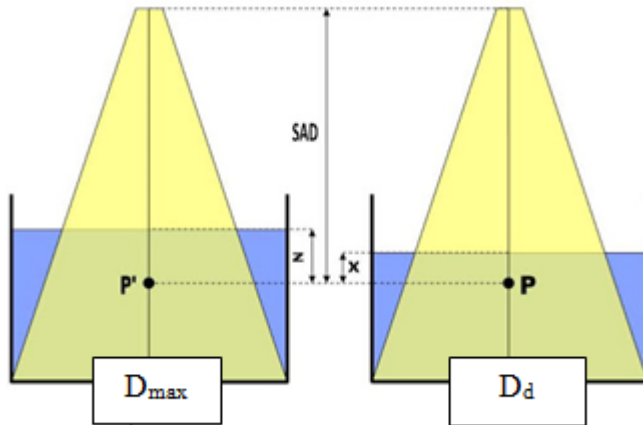
Şekil 2.12.TPR ölçüm düzeneği

Doku maksimum oranı (Tissue Maximum Ratio, TMR):

Doku içerisinde herhangi bir derinlikteki dozun, aynı noktada ve maksimum doz derinliğindeki doza oranıdır.

$$TMR_d = D_d / D_{max}$$

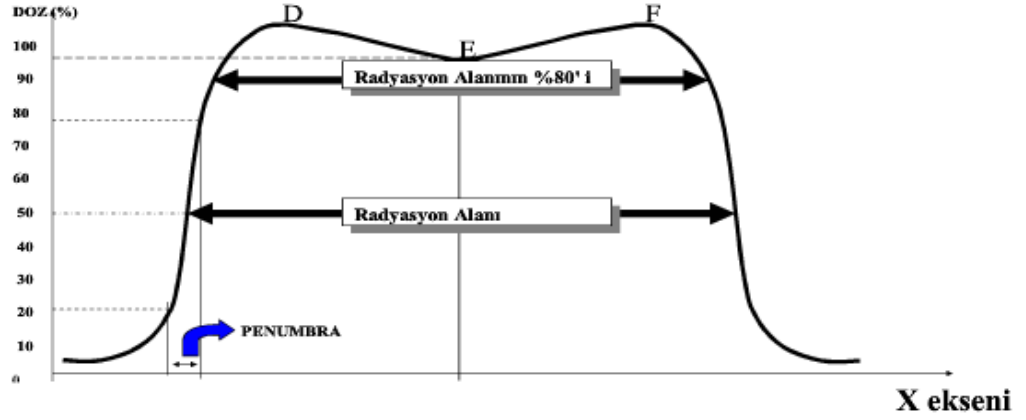
2.9



Şekil 2.13. TMR ölçüm düzeneği

## 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 (Dyk 2000).



Şekil 2.14. 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.

$$F = \frac{M - m}{M + m} \times \%100 \quad 2.10$$

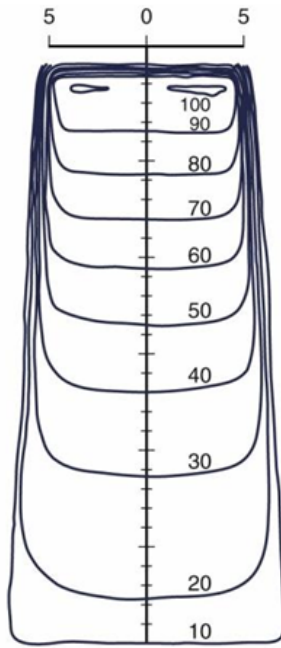
Simetri: Alanın %80'ini içeren merkezden kenarlara eşitliğinin bir ölçüsüdür.

$$S = \frac{\text{Alansol} - \text{Alansağ}}{\text{Alansol} + \text{Alansağ}} \times \%100 \quad 2.11$$

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

### İzodoz eğrileri:

Merkezi eksen derin doz yüzdeleri, eksen boyunca bir derinlikteki dozu tayin etmeye yarar. Bu eksen, hedef hacmin merkezi eksenini 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 2.15. İzodoz eğrisi

### Output faktör:

Standart alan, standart mesafe ve standart derinlikte soğurulan dozunun herhangi bir boyuttaki alanın oranı ile elde edilen bir değerdir.

$$OF = \frac{\text{Herhangibir alan için output}}{\text{Referans alan için output}}$$

2.12

## **2. 2. Radyoterapi**

Radyoterapi, yüksek enerjili partiküller ve elektromanyetik radyasyon türlerin iyonize edici özeliğinden yararlanarak kötü huylu tümör veya nadiren de iyi huylu tümör hücrelerini yok etmeye yarayan bir tedavi biçimidir.

Radyoterapinin genel amacı: belirlenmiş tümör hacmine yüksek doğrulukla tanımlanmış radyasyon dozunu verirken tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar vermesini sağlamaktır. Bu sayede tümör içindeki hastalıklı hücrelerin çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak, tümörün yok olmasını sağlamak, hayat kalitesini artırmak ve kanserli hasta sağ kalımını uzatmaktır.

### **2.2.1. Radyoterapi uygulama yöntemleri**

Radyoterapi uygulama yöntemlerinin üç ana gruba ayrılır:

- 1- Ekternal Tedavi ( Uzak mesafeden yapılan ışınlama)
- 2- Brakiterapi ( Yakın mesafeden yapılan ışınlama)
- 3- İnternal Tedavi (sıvı ve koloidal radyoizotoplar vücuda uygulanır)



### 2.2.1.1. Eksternal tedavi

Radyoaktif kaynak ya da ışını hastaya gönderen ana bölüm ile hasta arasında 80-100 cm gibi uzaklığın bulunduğu radyoterapi tekniğidir. Radyoterapide en çok kullanılan yöntemdir. Eksternal tedavide kullanılan aygıtlar  $^{60}\text{Co}$ , lineer hızlandırıcılar, cyberknife gibi cihazlardır. Bu tezde lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır.

### 2.2.1.2. Brakiterapi

Brakiterapinin sözcük anlamı yakın tedavidir. Radyoaktif kaynakların veya kaynak taşıyıcı aygıtların vücuda ya da tümöre degecek, doğal vücut boşluklarına yerleştirilecek veya tümörün içinde olacak şekilde kullanıldığı radyoterapi yöntemidir

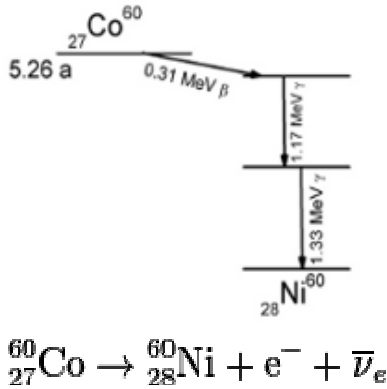
### 2.2.1.3. İnternal tedavi

Bu tedavide radyoaktif maddenin damar içine verilerek hastalıklı organda toplanması ve hastalıklı organın ışınlanması sağlanmaktadır.

## 2.3. Eksternal Tedavi Cihazları

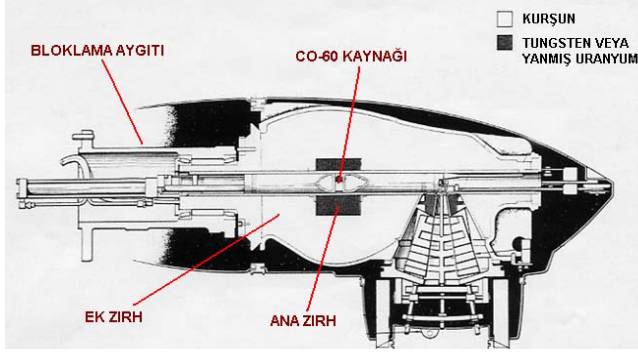
### 2.3.1. $^{60}\text{Co}$ tedavi cihazı

Radyoaktif kaynakla çalışan teleterapi cihazlarından (Şekil 2.18).  $^{59}\text{Co}$  elementinin nötronla bombardıman edilmesiyle oluşturulan  $^{60}\text{Co}$  radyoaktif elementini radyasyon kaynağı olarak kullanır.  $^{60}\text{Co}$ , beta bozunumlarından sonra ortalama enerjisi 1.25 MeV (1.17 MeV ve 1.33 MeV) olan gama fotonları yayarak  $^{60}\text{Ni}$ 'e dönüşür. Yarı ömrü 5,26 yıldır.

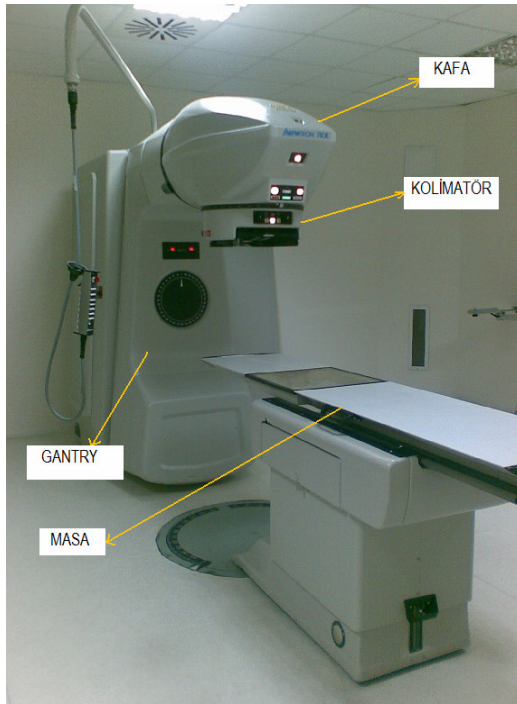


Şekil 2.16. Bozunum şeması ve denklemi

Kaynak, yüksekliği ve çapı 2’şer cm olan silindir paslanmaz elik kapsül içinde bulunur. Cihazın kafası, içerisinde kurşunla doldurulmuş elik koruma ve kaynağı kafanın açık bölümüne sürmeye yarayan hava basıncılı veya bunun gibi sistemlere sahiptir.



Şekil 2.17. <sup>60</sup>Co cihazının kafası

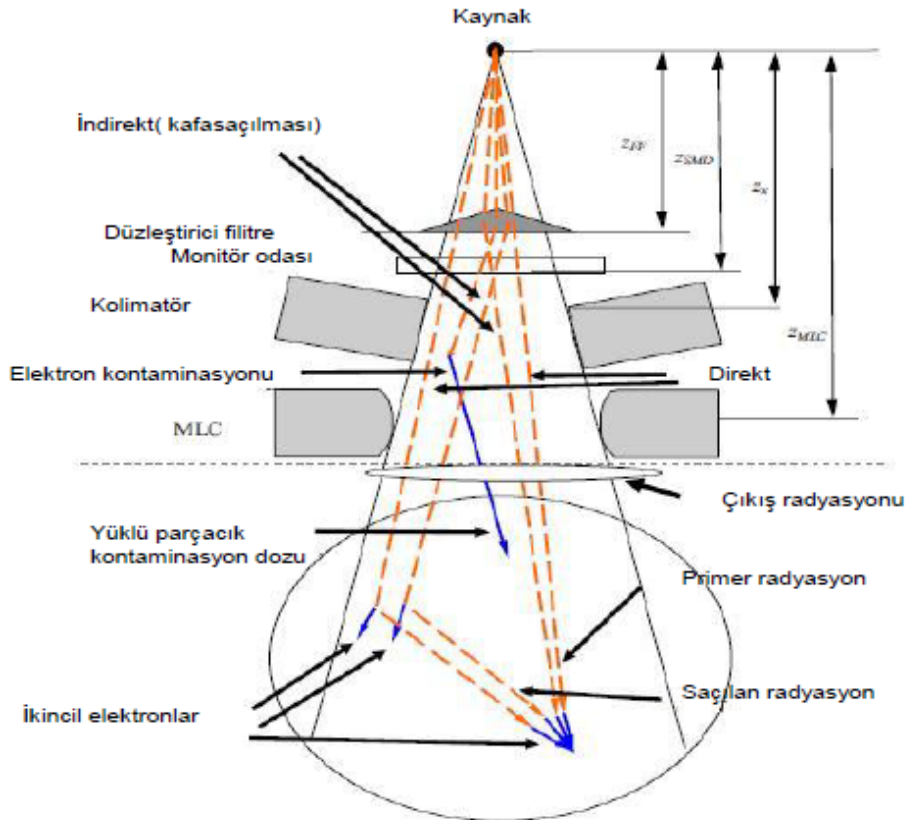


Şekil 2.18. <sup>60</sup>Co tedavi cihazı

### 2.3.2. Lineer hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcılar partikül hızlandırma prensibi ile çalışırlar. Örnek olarak, normal X-ışın tüplerinde elektronlar 400 kV'dan fazla hızlandırılmazlar. Anot ile katot arasındaki mesafe, lineer hızlandırıcılarda daha uzundur. Megavoltaj X-ışınları, katottan fırlatılan elektronların, megavoltaj elektrik potansiyel farkı ve mikrodalgalar sayesinde hızları ışık hızına yaklaştırılarak anoda çarptırılması sonucu elde edilir.

Lineer hızlandırıcılarda, radyoaktif kobalt ünitelerinden daha yüksek enerjili ışınlar, daha keskin ve daha geniş alanlar elde etmek mümkündür. Ayrıca cilt koruyucu özellikleri, Kobalt teleterapi cihazlarının yaydığı gama ışınlarından daha fazladır. Lineer hızlandırıcıların bu avantajları olmasına rağmen, maliyetleri yüksek ve bakımları oldukça güçtür. Modern medikal hızlandırıcıya ait blok şema, şekil 2.19.'de verilmiştir.



Şekil 2.19. Radyasyonun kaynaktan hasta üzerine gelinceye kadar var olan yapılar ve meydana gelen etkileşimler (AAPM 1994)

Çalışma prensipleri basitçe şöyledir: Güç kaynağı, merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapılı, impuls (atma) oluşturan şebeke ağı ve hidrojen thyatron lambalarını içeren modülatöre doğru akım verir. Elektrik akımı modülatörde toplanır ve bir kontrol sistemi, bu akımla belli aralıklarla titreşim oluşturur.

Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmalar magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. Magnetron, elektromanyetik mikro dalgalar üreten, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. 15 MeV'den daha yüksek elektronlar için klystron kullanılır. Hızlandırıcı, silindirik tüpten oluşmuş yaklaşık 10 cm çapındadır.  $\frac{1}{4}$  dalga boyu aralıklarla metalik disk veya diyagramdan oluşan seri bakır odacıklarından ibarettir. Bu tüpte yüksek derecede vakum uygulanır.

Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile (ışık hızının beşte ikisi kadar) hızlandırıcı bakır tüpün içine gönderilir. "Magnetron" veya "klystrondan" çıkan 3000 MHz frekansından titreşimler oluşturur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu arada elektron tabancasından elde edilen elektronlar, 50 keV ile hızlandırıcı bakır tüpe girer, elektromanyetik dalgalara bindirilir ve odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak hızlanarak ilerler. Bir elektrotun (odacık) içine girmekte olan bir parçacık, alternatif akım (AC) geriliminin periyodunun yarısına eşit bir zaman için, alan olmayan bir bölgeye sürüklenir. Bu yolla gerilim kutuplanması, parçacığın sürüklenme tüpü içinde geçirdiği süre içinde tersine çevrilir ve daha sonra parçacık, bir sonraki boşluğa geçerken hızlandırılır. Son odacıktan çıktığında elektronların hızları her odacıkta aldıkları hızların toplamına eşit olur. Bu işleme lineer hızlandırma denir.

Lineer hızlandırma odalarına iletilen titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olmasını sağlamak, frekans düzenleyicisi ve lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutarak daha önce oluşturulan vakumu sağlamak için vakum pompası kullanılır. Elektronları bir demet halinde toplamak ve bu halde hedefe göndermek için manyetik odaklayıcılar kullanılır. Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcının çıkış penceresinden, en yüksek enerjilerini kazanarak, 3 mm çapında dar huzme (pencil beam) olarak

çıkartlar. Enerjileri yaklaşık 5 MV/metre'dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, bu huzme, tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mıknatıs (bending) ile 90° veya 270° saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir. Buradan da hedefe (target) veya yapının dışına verilir.

Elektron demetleri enerjilerine göre yüzeysel, orta ve derin tedavide kullanılırken, X-ışını demetleri ise derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Lineer hızlandırıcılarda çıkan ışınların odak noktası çok küçüktür (2-3 mm). Bu nedenle radyasyon demetinin sınırları keskindir.

Elektronlar, tungsten gibi yüksek atomik sayılı bir metalden oluşmuş hedefe çarptırılarak frenleme X-ışını elde edilir. Bu fotonun yayılım yönü gelen elektronun enerjisine bağlıdır. Gelen elektronun kinetik enerjisi 100 keV'den az ise, X-ışının yayılımı tüm doğrultularda az veya çok eşittir. Elektronun enerjisi arttıkça, ileri doğrultuda X-ışını yayılımı artar. MV mertebesindeki X-ışını tüplerinde kullanılan geçirgen tip yüksek atom numaralı hedeflerin bir yüzüne elektronlar gelirken, diğer yüzünde X-ışınları oluşur. Gelen elektronun soğurulması için hedef yeterli kalınlıkta olmalıdır. Lineer hızlandırıcılarda X ışınları demeti heterojen dağılıma sahiptir.

Bir lineer hızlandırıcının kafa kısmı şu bölümlerden oluşur:

- X-ışını üretimi halinde, elektron huzmesinin çarptırıldığı tungsten hedef; bütün elektronlar hedefte durdurularak frenleme X ışınlarını oluştururlar.
- Işın huzmesinin çapını tayin eden dairesel ilk kolimatör.
- X-ışınlarını homojen hale getiren koni şeklindeki düzleştirici denilen filtre.
- Elektron demetini homojen hale getiren (elektron ışınlaması halinde yani tungsten hedefin kullanılmadığı durumlarda devreye girer) manyetik alan oluşturan difüzör veya "elektron süpürgesi"; bu, elektronların homojen şekilde dağılmasını sağlar.
- Verilen dozun iki ayrı iyon odasında ölçülerek ışın demetinin şiddetini ve simetrik olup olmadığını kontrolünü sağlamak için iki ayrı iyonizasyon odası.

- Tedavi sahalarının tayini için hareketli çenelerden yapılmış olan ikincil kolimatör bulunmaktadır (Podgorsak 2005).
- Çok yapraklı kolimatörler, ÇYK (Multi Leaf Colimator, MLC) korunmalı alanların şekillendirmesini sağlarlar.
- YART uygulamaları için bilgisayar kontrollü ÇYK'ların tedavi planlama sisteminin planına uygun hareket yeteneği kazandırılmıştır.



Şekil 2.20 . Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı cihazı

#### 2.4. Simülâtör Cihazları

Radyoterapi simülâtörleri radyasyon onkolojisinde tedavi planlamasında kırk yılı aşkın bir süredir kullanılan cihazlardır. Radyoterapi simülâtörleri, tedavi cihazlarının bazı niteliklerini taşıyan, floroskopi yapan özel X-ışını cihazlarıdır. Hasta masası, gantry ve kolimatör yapısı  $^{60}\text{Co}$  ve lineer hızlandırıcı cihazlarının mekanik fonksiyonlarına sahiptir. Tedavi cihazlarının kolimatör açıklığı (alan boyutu) alan

belirleyici tellerle sağlanır. Hasta planlaması, floroskopi ve ortogonal filmler yardımıyla kemikli yapı referans olarak alınır (Dyk 2000).

#### **2.4.1. Konvansiyonel simülatör cihazları**

Simülatör cihazı, diyagnostik X-ışını tüpü kullanılan bir cihazdır. Fakat geometrik, mekanik ve optik özellikler olarak tedavi ünitesinin taklididir. Simülatörde, hastaların tedavi koşulları ile aynı koşullarda simülasyon yapılmaktadır. Tedavi alanlarının ve koşullarının doğruluğu kontrol edilmektedir. Simülatörün ana fonksiyonu, çevre normal dokularla sınırlandırılmış hedef hacminin olduğu tedavi alanının görüntülenmesidir. İç organlarının radyografik olarak görüntülenmesi ile alanların pozisyonları doğrulanmakta ve kurşun bloklar eksternal olarak sağlanmaktadır. Birçok ünite de, dinamik görüntülemeyi sağlayan floroskopik yetenek mevcuttur. Simülatöre ihtiyacın nedenleri şunlardır:

- Radyasyon demeti ve hastanın eksternal ve internal anatomisi arasındaki geometrik ilişkinin basit bir X-ışını tüpü ile şekillendirememesi.
- Simülatörde kullanılan X-ışını enerjisinin tedavi için kullanılan X-ışını enerjisine göre daha düşük olması nedeniyle radyografik görüntünün daha iyi olması.
- Tedavi ünitesi odasının zamansal açıdan işgal edilmemesi
- Hastanın set-up'ında ve tedavi tekniğinde zaman kaybına neden olan beklenilmeyen sorunların tedaviden önce çözümlenebilmesi

Lokalizasyon tedavi hacmi ve set-up alanları ile diğer gerekli veriler simülatörde sağlanabilmektedir. Çünkü simülatörün özellikleri, tedavi ünitesinin özellikleri ile aynıdır. Kontur alınması, kompensatör veya bolus ile ilgili hastanın değişebilir ölçümleri uygun set-up koşulları altında sağlanabilmektedir. Standart ve kişisel koruma blok testleri simülatör ile yapılmaktadır. Modern simülatörlerde, lazer ışığı, kontur çizici ve gölge tepsisi gibi ekipmanlar vardır (Khan 2003).

#### 2.4.2. Bilgisayarlı tomografi cihazları (BT)

Temeli X-ışınlarına dayanan Bilgisayarlı Tomografi (BT) yüksek uzaysal çözünürlüğü, kesitsel görüntüleme kapasitesi, bütün organ ve sistemleri kapsayan tanısal gücü ile radyolojik görüntülemenin en temel araçlarından biridir. Hastalıklarda tanı, tedavi planlama, kontrol, izlem ve tarama; girişimsel radyoloji işlemlerinde rehber görüntüleme amacıyla kullanılır (Şekil 2.21.) Bu çalışmada GE LightSpeed™ RT Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılmıştır.



Şekil 2.21. Bilgisayarlı Tomografi cihazı

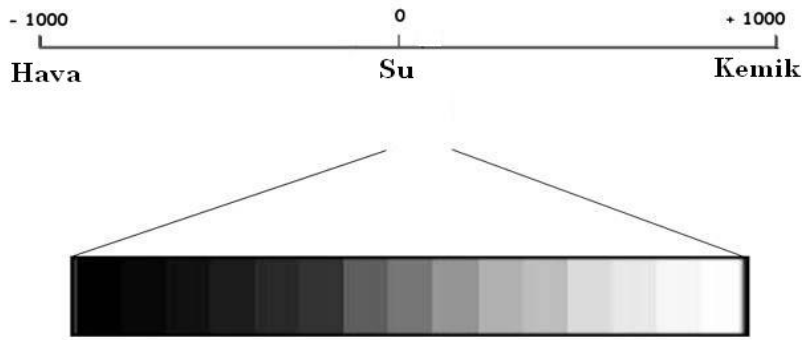
Bilgisayarlı tomografi’de, X-ışını tüpü kullanılarak, belirli bir derinlikteki obje görüntülenmektedir. Temelde dar ışın veren X- ışını tüpü ile hastanın karşısındaki radyasyon detektörü beraber hareket ederek tarama yapmaktadır. BT’de yüksek kalitede görüntü elde edilebilmektedir. Hasta, yüksek radyasyon dozu soğurmasına rağmen, yumuşak dokular için görüntü kalitesi düşüktür. Görüntülerdeki düzeltmeler ve matematiksel işlemler, bilgisayar tarafından yapılmaktadır. Soğurma katsayılarına bağlı BT numaraları üretilmektedir. BT numaraları -1000 ile +1000 arasındadır. Hounsfield birimi de denilen BT numarası (H): olarak hesaplanmaktadır.

$$H = \frac{\mu_{doku} - \mu_{su}}{\mu_{su}} \times 1000 \quad 2.13$$



Buradaki  $\mu$  lineer soğurma katsayısıdır. Elde edilen kesit görüntüleri azalım katsayılarının ( $\mu$ ) dağılımıdır ve bu dağılım BT numaralarına (Hounsfield Units – HU) dönüştürülerek görüntülenir (Şekil 2.22.). BT numarası dokunun doğrusal azalım katsayısının suyun azalım katsayısına normalizasyonu ile elde edilir (Bor 2009).

Hava -1000, su 0 ve yoğun kemik 1000 HU değerini alır. Yağ dokusu negatif; yumuşak dokular ve kan ise pozitif HU değerleri alır. Medikal X-ışın bilgisayarlı tomografi sistemleri için BT numarası skalası -1024 HU ile +3071 HU arasında değişir. BT'nin önemli bir üstünlüğü; dar bir kontrast aralığındaki HU değerlerinin geniş bir gri skalaya yansıtılarak yumuşak dokulara ait bilgilerin yüksek kontrastta göstermesidir (Bor 2009).



Şekil 2.22. BT numarası skalası

BT den elde edilen kesitsel görüntüler ve onlara ait HU bilgileri radyoterapide kullanılan tedavi planlama sistemdeki işlemlerinde kontrolama ve radyasyon doz hesaplamada çok önemli bir basamaktır.

#### 2.4.2.1. Kontrolama

Teknolojideki ve bilgisayar alanındaki gelişmeler radyasyon onkolojisini 3BKRT çağına taşımıştır. BT ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tümörün ve hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesini sağlamaktadır. Radyasyon onkoloğuna hedef hacimleri her bir kesit üzerinde çizibilme imkânı verir. Hedeflerin ve ilgili

anatomik yapıların çizilmesindeki bu işlem “konturlama” olarak adlandırılır ( Khan 2003)

#### **2.4.2.2.Simülasyon**

Konvansiyonel simülasyon yönteminde, simülatör cihazı kullanılır. Cihazının içerisinde diyagnostik x ray tüpü kullanılan bir tedavi cihazının benzeridir. Fakat radyasyon tedavi ünitesindeki geometrik mekanik ve optik araçların birer kopyası gibidir. Simülatörün asıl fonksiyonu tedavi alanlarının yerini almak ( böylece normal dokulara çok fazla radyasyon vermeden) hedef hacme doğru yerleştirildiğini kesinleştirir. İç organların radyografik görüntülemesi bir kenara, alanların ve koruyucu blokların doğru konumlandırılması dış işaretleme kullanılmasıyla elde edilir. Bir tedavi simülatörü tedavi ünitesiyle aynı olmalıdır. Simülatöre olan ihtiyaç dört nedenden ortaya çıkar:

- Radyasyon ışınları ile hastanın dış ve iç anatomisi arasındaki geometrik ilişki, sıradan bir diyagnostik x- ray ünitesi tarafından taklit edilemediğinden
- Lokalizasyon alanı tedavi makinesinde bir port film olarak ulaşılabilmesine rağmen, çok yüksek ışın enerjisinden dolayı radyografik kalite kötüdür.
- Alan yerleştirme, tedavi odasında yapıldığında zaman alıcı bir süreçtir.
- Hasta set-up'ı ve tedavi tekniğiyle ilgili öngörülemez sorunlar, simülasyon sırasında çözülebilir. Böylece tedavi odasında zamandan kazanç olmaktadır ( Khan, 2003).

#### **2.4.2.3. Sanal simülasyon**

Sanal simülasyon, BT görüntülerini bir dizi ekran araçları yardımıyla işlenerek farklılaştıran bir bilgisayar yazılımıdır. Hastaya ait BT bilgiler ve tedavi cihazına ait geometrik bilgiler özel yazılımlar ile işlenmesi hem konturlama hem de konvansiyonel simülasyon işlemlerinin bilgisayar ortamında görüntü işlemcilerin yoğunlukla kullanıldığı özel yazılımlar barındırır yapılabilmesini sağlamaktadır.

## 2.5. Tedavi planlama sistemi (TPS) işlemleri

Bir tedavi planlama sistemi yazılım ve donanım bileşenlerden oluşmaktadır. TPS ile hekimin, hasta için belirlediği radyasyon tedavisine göre planlanan doz dağılım hesaplamalarının üretilmesi ve görüntülenmesi sağlanır. Tedavi planlama sisteminin yazılımsal içerikleri:

- Eksternal tedavi cihazlarının huzme bilgileri ve ölçülmüş soğurulan doz verilerini girmede olanak sağlar.
- Tedavi aşamasında hastaya ait ad soyadı bilgileri
- Bilgisayarlı tomografi kesitleri
- Hedef ve organ konturları
- Görüntülere ait elektron yoğunluk hesaplanması transfer aşamasında gerçekleştirilmesi
- Doz hesaplama işlemleri için doz hesaplama yazılımında gerekli adımların yapılması
- Doz dağılımının iki ve üç boyutta ekranda gösterilmesi ve sonunda doz hacim değerlendirmesinin yapılması
- YART tekniklerinde yazılım türüne göre bu değerlendirmelerde ilave edilen aktif yazılım ve optimizasyon yeteneği kısımları mevcuttur.
- Hasta tedavisine ait tüm bilgiler kayıt ve saklama bölümlerine aktarma yapılabilir.
- Hastanın tedavisinin gerçekleştirilebilmesi için gerekli veriler tedavi cihazına direkt veya dolaylı yollarla gerçekleştirilir.
- Tanımlanan bazı verilerin basılması için gerekli yazılımlar vardır.

TPS de gerekli olan donanımlar vardır. Bunlar sırasıyla:

- ❖Merkezi sunucu sistemi
- ❖Yüksek çözünürlüğe sahip ekran kartı
- ❖Yüksek kapasiteli hard disk
- ❖Floppy veya Cd-Rom

- ❖ Klavye
- ❖ Mouse
- ❖ Yüksek çözünürlüğe sahip monitör
- ❖ Dijitalleştirici
- ❖ Lazer yazıcı
- ❖ Çizici (Plotter)
- ❖ Yedekleme (Back-up) yapmak için dış ünite
- ❖ Ethernet kartı vb.

Üretilmiş olan tedavi planlamaların türüne göre farklı yazılımlar ve donanımlar görülmektedir (Dyk 1999).

### **2.5.1. Doz dağılımı**

Günümüzde tedavi planlama sistemlerini kullanarak kesitsel görüntülerin üzerinde tedavi alanına ait izodoz eğrileri işlenmesiyle aynı doza sahip noktaları birleştirilerek iki boyutlu rölatif doz dağılımı elde edilir. Bir izodoz dağılımı rölatif olarak soğurulmuş dozun bir ifadesidir. Radyoterapide yoğun olarak bu tür dağılım doz dağılımları şeklinde kullanılmaktadır.

Hedef hacme homojen doz vermek tek alanla foton tedavilerinde çoğu zaman mümkün değildir. Hedef hacimde doz homojenitesini sağlamak ve normal dokuları korumak için çoklu alan foton tedavileri yapılır. Işınlama tekniğinin seçiminden ve tedavi planlamasındaki doz dağılımlarının değerlendirilmesinde kullanılan kriterler ise aşağıdaki gibidir:

- Uygun bir alan boyutu seçilmelidir.
- Birden fazla alan kullanılmalıdır.
- Uygun alan açıları seçilmelidir.
- Uygun alan yüklemeleri kullanılmalıdır.
- Genellikle, tanımlanan doz hedef hacim merkezindeki doz olarak seçilir.
- Hedef alanındaki doz değişimi tanımlanan dozun  $\% \pm 5$  aralığında olmalıdır.

- Risk altındaki organ ve yapıların dozu, bu organlar için tanımlanan limit dozu aşmayacak şekilde ayarlanmalıdır.

Yoğunluk ayarlı tekniklerinde hedef hacmin daha homojen ve daha yüksek dozlar ile ışınlanması sağlamışken risk altındaki sağlam doku ve organların dozlarında daha düşük düzeylerde tutulabilmektedir. Doz dağılımlarının gittikçe artan tümör kontrol olanağı sayesinde, YART tekniği bu konuda önemli bir gelişmedir ve radyasyon tedavilerinin etkinlik artırma açısından bir potansiyel sunmaktadır.

### **2.5.2. Doz değerlendirme**

Bu değerlendirme ile ilgili basamaklar; izodoz değerlendirilmesi, doz-hacim grafikleri, tümör kontrol olasılığı ve normal doku komplikasyonudur.

İzodoz dağılımının değerlendirmesi, plan değerlendirmesinde ilk basamak, 3 boyutlu doz dağılımının kesitsel izlenimidir. En basit şekliyle her BT kesitine( transvers kesit) bakılarak hedef hacim ve normal doku değerlendirilir. Bir sonraki basamak, BT kesitlerini koronal veya sagittal ekseninde izlemektir. Bu bize transvers BT kesitlerinde göremediğimiz, örneğin hedef hacmin herhangi bir bölümünün ne oranda ışın aldığını gösterir.

Doz-hacim grafikleri (Dose Volume Histogram; DVH), üç boyutlu tedavi planlamasında, hastanın anatomisine ait doz dağılım bilgilerinin elde edilmesini sağlarlar. Doz dağılımındaki tüm bilgilerin özeti niteliğindedir. Anatomik bir yapının tamamının veya bir parçasının (% hacim) ne kadar doz soğurduğunu bir doz eğrisiyle de gösterebilmektedir. Bu haritalarda; bir plan için hedef hacim ve risk altındaki organların aldıkları doz bir ekranda değerlendirebildiği gibi, farklı planlar için de hedef hacim ve risk altındaki organların aldığı doz bir ekranda değerlendirilebilir. Böylece planlar arasındaki DVH'ların karşılaştırması yapılabilir. Bu haritalardan doz hacim istatistiklerinin değerleri alınabilir. DVH, diferansiyel ve kümülatif doz hacim grafikleri olarak iki şekilde elde edilir. Diferansiyel DVH, oluşturulan çok küçük voksel hacimlerdeki ortalama dozu, dozun fonksiyonu olarak çizer. İstenilen hacmin

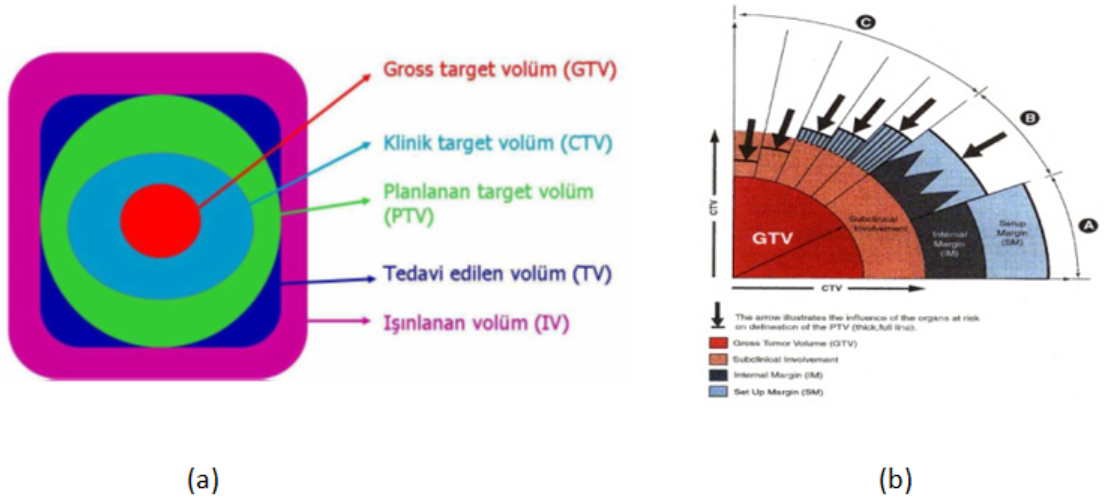
tamamının aldığı doz tek kolonda gösterilir. Bu şekilde tedavi alanı içindeki yapıların toplam dozları görülebilir. Kümülatif DVH'da ise, hedef ve kritik hacimlerde, hacme karşı dozlar çizilir. Kümülatif DVH ile izodoz eğrisinin kapsadığı hacim bilgisine ulaşılır. En küçük dozun aldığı hacimden başlanarak en yüksek dozu alan hacme doğru çizilir.

### **2.5.3. Radyoterapide hacim tanımlamaları**

Radyoterapide planlama ve kayıtlarda merkezler arası ortak bir dil oluşturabilmek amacıyla, Uluslararası Radyasyon ve Ölçümleri Komisyonu (International Commission on Radiation and Measurements, ICRU) tanımları kullanılır. Eksternal ve intrakaviter tedavilerde kullanılmak üzere geliştirilmiş ve gelişen teknoloji ile değişiklikler yapılmıştır. Radyoterapide ICRU raporların gelişimi 1973 ICRU 23 ile tek yönlü fotonla fantom ışınlanması ile başlamıştır. 1978'de ICRU 29; foton ve elektron ışınlamalarında iki boyutlu planlamanın temelini tanımlamıştır. Ancak görüntüleme ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmelere paralel üç boyutlu konformal tedavilere geçilmiş ve 1993'te ICRU 50 hacim tanımlamaları üzerine geliştirilmiştir. Bu amaçla görüntülenebilir tümör hacmi (GTV), Klinik hedef hacim (CTV), Planlanan hedef hacim (PTV), Tedavi hacmi (TV), Işınlanan hacim (IV) ve Riskli organ (OAR) tanımlanmıştır. Ancak özellikle Planlanan hedef hacim tanımında ayrıntı ihtiyacı nedeniyle 1999'da ICRU 50'ye ek olarak İç sınır (IM), İç hedef hacmi (ITV), Set-up sınırı (SM), Planlanan riskli organ hacmini (PRV) tanımlayan ICRU 62 raporlanmıştır.

Çizelge 2.3. ICRU tarafından önerilen hacim tanımlamaları

ICRU	Hacim Tanımlamalar
ICRU 50	Görüntülenebilir tümör hacmi (Gross Tumor Volume, GTV)
	Klinik hedef hacim (Clinical Target Volume, CTV)
	Planlanan hedef hacim (Planning Target Volume, PTV)
	Tedavi hacmi (Treated Volume, TV)
	Işınlanan hacim (Irradiated Volume, IV)
	Riskli organ (Organ at Risk, OAR)
ICRU 62	İç sınır (internal marge, IM)
	İç hedef hacmi (İnternal Target Volume ,ITV)
	Set-up sınırı (Set-up magrin, SM)
	Planlanan risk organ hacmi (Planning Organ at Risk Volume, PRV)
ICRU 83	Risk altındaki geri kalan hacim( Remaining volume at risk, RVR)



Şekil 2.23. Çizelge 2.1'deki (a) ICRU 50 ve (b) ICRU 62 tarafından tanımlanan hacimlerin görsel açıklaması

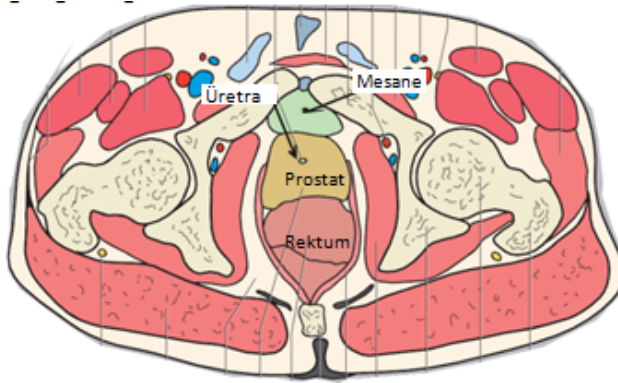
Ancak, mevcut raporlar günümüzde kullanımı hızla artmakta olan YART için standardizasyon içermemektedir. 2010 yılında geliştirilen ICRU 83 foton YART'nin ilkelerini tanımlamaktadır. Önceki raporlardaki hacimlere ek olarak beklenmedik

yüksek doz bölgelerini önlemek için Risk altındaki geri kalan hacim (Remaining volume at risk, RVR) tanımlanmıştır.

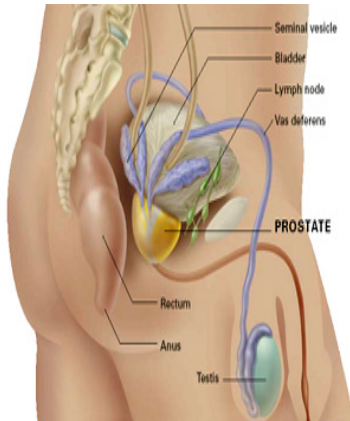
## 2.6. Prostat Kanserinde Radyoterapinin Yeri

### 2.6.1. Prostat anatomisi

Yüksekliği, genişliği ve ön-arka boyutları sırasıyla yaklaşık 4 cm, 3 cm ve 2.5 cm olan prostat, mesanenin alt kısmında yerleşmiş olan ve erkek üretranın başlangıç kısmını çevreleyen, elastin ve yoğun düz kas yapısından oluşan kapsülle çevrili bir organdır. Şekli ters çevrilmiş ve sıkıştırılmış koni olarak da tarif edilebilir. Anatomik yerleşimi kemik pelvis içinde, simfisis pubis ile rektum arasındadır. Erişkinde normal ağırlığı 20 gram kadardır.



Şekil 2.24. Prostatın pelvisteki konumu





Şekil 2.25. Prostat ve komşu organların yandan görünüşü

## 2.6.2. Prostat kanseri

Prostat kanseri erkeklerde en sık tanı konan kanserdir ve kansere bağlı ölümlerde akciğer kanserinden sonra ikinci sırada gelmektedir. İnsidansı yaşla birlikte artmaktadır. Prostat kanserinde ilk odak; bez içerisinde küçük bir nodül şeklindedir. Daha sonra tümör prostat bezini kaplar. Daha ilerlerse prostat bezi kapsülünü geçerek çevreye yayılır. Seminal veziküllere ilerler. Prostat kanseri daha da ilerlerse kan ya da lenf yoluyla ilk önce omurgalar, leğen kemiği, kafatası ve diğer kemiklere, karaciğere ve akciğere yayılır (Doll 1980).

### 2.6.2.1. Prostat kanserinin evrelendirilmesi

Prostat kanserinin evrelendirilmesi aşağıdaki gibidir:

T1: Klinik olarak tespit edilemeyen tümör (palpe edilemeyen ve görüntüleme yöntemleri ile tespit edilemeyen tümör)

- T1a: Tümörün, TUR ile rezeke edilen materyalin %5'inden daha azında bulunması
- T1b: Tümörün, TUR ile rezeke edilen materyalin %5'inden daha fazlasında bulunması
- T1c: Serum PSA yüksekliğine bağlı TRUS-biyopsi ile tespit edilen tümör

T2: Prostata sınırlı tümör

- T2a: Bir lobun yarısından azını tutan tümör
- T2b: Bir lobun yarısından fazlasını tutan tümör,
- T2c: Her iki lobu tutan tümör

T3: Tümörün prostatik kapsül dışına yayılımı

- T3a: Ekstrakapsüler yayılım (tek ya da çift taraflı)
- T3b: Seminal vezikül invazyonu

T4: Tümörün seminal vezikül dışındaki, diğer komşu yapılara invazyonu veya fiksasyonu

N0: Rejyonel lenf nodu metastazı yok

N1: Rejyonel lenf nodu yada nodlarına metastaz

M1: Uzak metastaz yayılım

- M1a: Non- rejyonel lenf nodu tutulumu
- M1b: Kemik metastazı
- M1c: Diğer organların metastazı (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).

#### 2.6.2.2. Prostat kanserinde tedaviyi yönlendiren parametreler

Prostat kanserinde tedaviyi yönlendiren üç parametre; tedavi öncesi prostat-spesifik antijen (PSA), Gleason skoru (GS) ve klinik tümör evresidir. Bu parametrelerin aldığı değerlere göre düşük, orta ve yüksek olmak üzere risk gruplarına ayrılır

Çizelge 2.4. Prostat Kanserinde risk grupları

Risk Grubu			
	PSA(ng/ml)	Gleason Skoru	Evre
Düşük Risk	< 10	≤ 6	T1 - T2a
Orta Risk	10-20	7	T2b
Yüksek Risk	> 20	≥ 8	T2c-T3

Bu üç risk grubuna göre cerrahi hormon tedavisi ve radyoterapi tek başına veya birlikte uygulanmaktadır. Radyoterapideki yüksek başarı oranı artık yıllarca ana tedavi yöntemi kabul edilen cerrahi ile kıyaslanabilir durumdadır (Emami 1991, Benk 1993, Chuba 1996, Zelefsky 2000, Kuban 2003, Zietman 2005). Eksternal radyoterapi uygulamalarında evreye göre sınırlı alan Prostat radyoterapisinde küçük alanlar (Çizelge 2.5) veya tüm pelvis radyoterapisinde büyük alanlar (çizelge 2.6) kullanılmaktadır.

Sınırlı alan Prostat Radyoterapisinin küçük alanlarının endikasyonları tabloda verilmiştir.

Çizelge 2.5. Sınırlı alan Prostat Radyoterapisinin küçük alanlarının endikasyonları

Endikasyonlar
T1-T2 tümör (lokal ileri)
LN (-)
Seminal Vezikül tutulumu (-)
Partin tablosuna göre LN tutulma riski düşük
Risk grubunun orta yada yüksek olması

Tüm Pelvis Radyoterapisi endikasyonları tabloda verilmiştir.

Çizelge 2.6. Tüm pelvis radyoterapisi endikasyonları

Endikasyonlar
T3-T4 tümör (lokal ileri)
LN (+)
Seminal Vezikül tutulumu (+)
Partin tablosuna göre LN tutulma riski > %15
Risk grubunun düşük olması

### 2.6.3. Prostat kanseri eksternal radyoterapisinde hacim tanımlamaları

Konformal Radyoterapi hacimleri olarak öngörülen tanımlamada; GTV için prostat ve tümörün invaze olduğu bölgeler belirtilir. CTV için ise GTV'ye tümörün olası yayılım bölgeleri eklenir. Tedavi 1,8-2 Gy fraksiyon dozunda tüm pelvise 45-50 Gy foton enerjileriyle uygulanır. Sonrasında boost yapılarak 70-76 Gy'ye tamamlanır.

### 2.6.4. Risk organları ve doz limitleri

Prostat 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<sub>5/5</sub>) 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<sub>50/5</sub>) miktarıdır. Prostat kanseri tedavisinde risk altında olan organların doz limitleri doz hacim grafiği değerlendirilmesiyle yapılmaktadır. Bu organlar için doz-hacim sınırları rektum, mesane, femur başları v.s. tablo 2.7 'de tanımlanmıştır.

Çizelge 2.7. Risk altında olan organların doz hacim sınırlamaları (Khan 2007)

Risk altındaki organları için Doz Hacim Grafiğinden istenen veriler		
Organ	Doz	Hacim
Rektum	50 Gy	≤50%
	70 Gy	≤20%
Mesane	55 Gy	≤50%
	70 Gy	≤30%
Femur Başları	50 Gy	<5%
İnce Bağırsak	52 Gy	%0
Kalın Bağırsak	Rektum ile aynı	
Penis kökü	Bilgi yok	

## 2.6.5. Prostat kanserinde tedavi teknikleri

### 2.6.5.1. Konformal tedavi

Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) tekniğinde hasta BT taramasına alınır. Radyasyon onkoloğu BT görüntüleri üzerinden kritik organları (mesane, rektum, sağ ve sol femur başları) ve hedef organları (prostat ve seminal veziküller) belirler. Ayrıca "International Commission on Radiotherapy Units and Measurement" (ICRU) 50 ve 62 kriterlerine uygun olarak klinik hedef hacim (CTV) ve planlanan hedef hacim (PTV) de tanımlar.

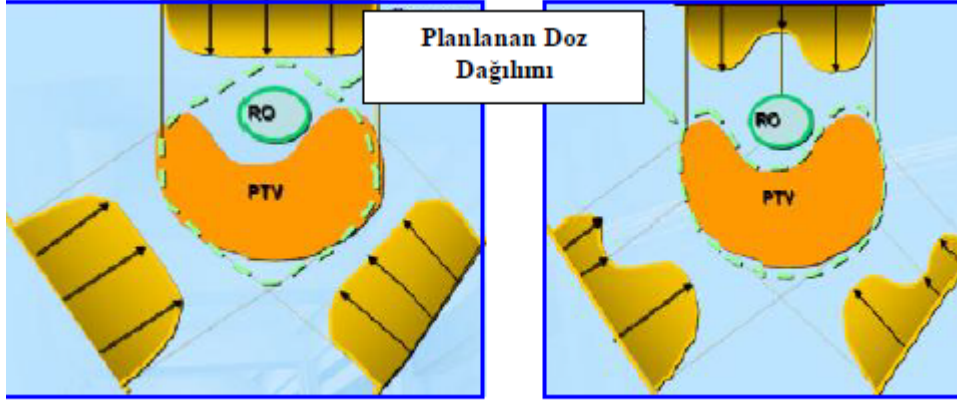
Gelişen teknoloji ile kobalt cihazlarının yerini alan modern lineer hızlandırıcı cihazlar kullanarak prostat kanserin konformal tedavi biçimi üç boyutlu tedavi planlama sistemlerin katkısıyla 4, 5, 6 ve 7 açılı yüksek enerjili X- ışınlar ile uygulanmıştır (Çakır 2009).

Birçok lineer hızlandırıcı bünyesinde; ışın yolu üzerindeki kritik organlar için bilgisayar kontrollü koruma yapabilen çok yapraklı kolimatöre (ÇYK) sahiptir. Böylelikle prostat için çoklu alanlardan ışınlama yapabilme ve risk altındaki kritik organ dozlarını düşürerek yan etkileri azaltma imkânı doğmuştur.

Tedavinin uygunluğuna karar vermek için, PTV, CTV, rektum, mesane ve femur başları için doz hacim grafikleri oluşturulur ve ilgili parametreler değerlendirmeye alınır.

#### **2.6.5.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)**

Üç boyutlu konformal radyoterapinin gelişmesi ile YART tedavi teknikleri bulunmuştur. Hedeflenen hacme istenilen dozu YART tekniği ile vermek için, her bir ışının doğrultusuna farklı yoğunluklarda birçok küçük alan (segment) uygulaması ile yapılır. Böylece oluşan doz dağılımının konvansiyonel tedavilerden en önemli farkı çevre kritik organların daha iyi korunabilmesidir. Bu nedenle YART hedef hacimde daha yüksek dozlara çıkabilme imkanı sağlar. Ayrıca eş zamanlı olarak farklı hedef hacimlere farklı tedavi dozları uygulanabilir (Chao 2005). Bu özellikler göz önüne alındığında, uzun sağkalım sağlanan hasta gruplarında YART'nin tümör kontrolünü arttırırken tedaviye bağlı yan etkilerin en aza indirgenmesi açısından önemi ve buna bağlı olarak yaşam kalitesine katkısı söz konusudur.



Şekil 3: 3 BKRT planı

Şekil 4: YART planı

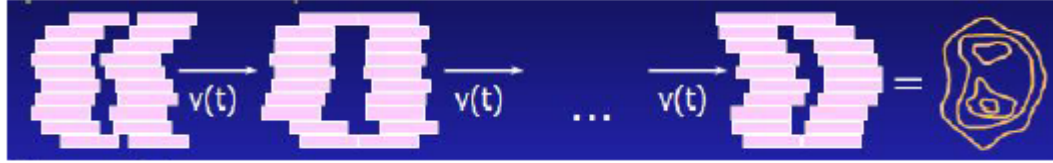
Şekil 2.26. Konformal ile YART tekniğinin şematik olarak karşılaştırılması

Günümüzde iki temel YART uygulama tekniği kullanılmaktadır. Bunlar statik YART (“Step and shoot” (dur ve ışınla) veya “Segmented Multileaf Collimation” (SMLC) (çok yapraklı kollimasyon ile parçalı alan oluşumu)) ve dinamik YART (“Sliding Window ” (kayan pencere) veya “Dynamic Multileaf Collimation” (DMLC) (dinamik çok yapraklı kollimasyon) ) teknikleridir. Statik teknik için tedavi planlama sisteminde önceden belirlenen sabit yaprak pozisyonlarında ışınlama yapılır. Yaprakların hareketi sırasında ise ışınlama yapılmaz. Dinamik teknikte ise yapraklar alt alanların oluşturma sırasında ışınlama sürekli devam etmektedir (Arno 2005, Khan 2010).

TPS’de YART tedavi planlamaları düz (forward) veya ters (inverse) planlama yöntemleri ile yapılır. Düz tedavi planlamasında (forward treatment planning) kullanıcı olası çözümü tanımlar ve planlama sistemi bu çözümü sunmaya çalışır. Ters tedavi planlaması (inverse treatment planning) ise istenilen amaç kullanıcı tarafından tanımlanır ve planlama sistemi de istenilen amaca uygun “en uygun çözümü” bulur. Ters tedavi planlamasının avantajı, demet sayısı çok fazla olduğu için planlama yaparken ‘deneme-yanılma’ işlemine gerek kalmaz ve mümkün olan en ‘en uygun’ plan bulunmaya çalışılır (Arno 2005, Khan 2010) .



Şekil 2.27. Step and shoot tekniğinin şematik gösterimi



Şekil 2.28. Sliding window tekniğinin şematik gösterimi

YART uygulanan hastanın genel durumunun yanı sıra, tümörün düzensiz sınırlı veya konkav kenarlı olması, kritik organlara yakın olması, iyi bir immobilizasyon sağlanabilmesi ve organ hareketlerinin en az olması ise önemli özelliklerdir. YART uygulama basamakları aşağıda belirtilmiştir.

- Hasta seçimi
- İmmobilizasyon ve BT simülasyon
- Hedef bölge ve normal dokuların belirlenmesi ve çizimi
- Tedavi planlaması ve optimizasyonu
- Plan değerlendirilmesi
- Kalite kontrol
- Tedavinin verilmesi

YART planlamaları yapıldıktan sonra DVH'ları ve izodozları değerlendirilir. YART planına onay verildikten sonra tedavide yüksek dozlara çıkıldığı için planın doğru bir şekilde hastaya uygulanması gerekmektedir. Bu sebepten dolayı ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli kalite kontrol testlerinin yapılması YART'da çok önem taşımaktadır (Chao 2005, Arno 2005, Khan 2010).

YART'ın kullanımı radyoterapinin optimizasyonu (kompleks şekilli hedef volüm için doz artırımı, riskli organ dozunun düşürülmesi, doz homojenitesinin

sağlanması, vs) açısından çok yararlı olmuştur. Radyoterapide en önemli kalite güvence testlerinden biri, tedavi planlamada hesaplanan ve hastaya uygulanan dozun doğruluğunu gösteren kalite güvenceliği (QA) testidir. YART'da yüksek doz değişimine yol açan özellikle çok sayıda küçük(alt alan-segment) alanlar kullanıldığı için, QA işlemi zor ve karmaşıktır. YART'ye başlamadan önce tedavi planlama sistemi QA'ları (Chao 2005) ve lineer hızlandırıcıların QA'leri (Schlegel 2006) için yeni önerileri yerine getirilmesi gerekmektedir. Oluşturulan YART planlarının dozimetrik olarak doğrulanması zorunlu hale gelmiştir (Verhey 1996, Braaksma 2003). Tipik olarak bir QA işlemi referans noktaya verilen mutlak dozun verifikasyonu ve düzlemsel izodoz dağılımının doğrulamasından oluşur (Chao 2001).

## **2.7. Radyoterapide Kalite Güvenceliği**

Radyasyon tedavisi çeşitli meslek grupların katkısıyla ve farklı teknolojik sistemlerin kullanılmasıyla karmaşık bir işleyiş sürecine sahiptir. Tedaviyi yüksek tümör kontrolü (tumour control probability, TCP) ve sağlam dokuya en az zararlar 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, Mijneer 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 vd 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 (Quality assurance, QA) programları modern radyoterapi uygulamalarının ayrılmaz bir bileşenleridir (IAEA 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 programları 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 uluslararası yayınlara ve raporlara dayanılarak aşağıdaki gibi sıralanabilmektedir (DOH 2007, IAEA 2000b, RCR 2008, 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 minimuma 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.

### **2.7.1. Tedavi cihazı, tedavi planlama sistemi vs. cihaz ve sistemlerin kalite kontrolü**

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

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

### **2.7.2. 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 adlandırılır (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 standarddır ve radyoterapi süresince farklı sistemler arasındaki iletişimde büyük rol oynar. 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).

### **2.7.3. 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 kullanılsaydı Betason Onkoloji Merkezi ve Jean Monnet Genel Hastanelerinde meydana gelenler gibi birçok radyoterapi kazaları önlenebilirdi (Stern vd 2011). Bağımsız olarak girilen veriler, tedavini karakterize edilmesi, hasta anatomisinden gelen geometrik veriler (örneğin; kaynak cilt mesafesi, SSD, derinlik ve radyolojik yol uzunluğu) ve hesaplama algoritmalarının uygulamalarını kullanır. Paylaşılan veri girişi 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).

### **2.7.4. 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 sonrasına 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 planının 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.

#### **2.7.4.1. Noktasal ve düzlemsel dozimetri**

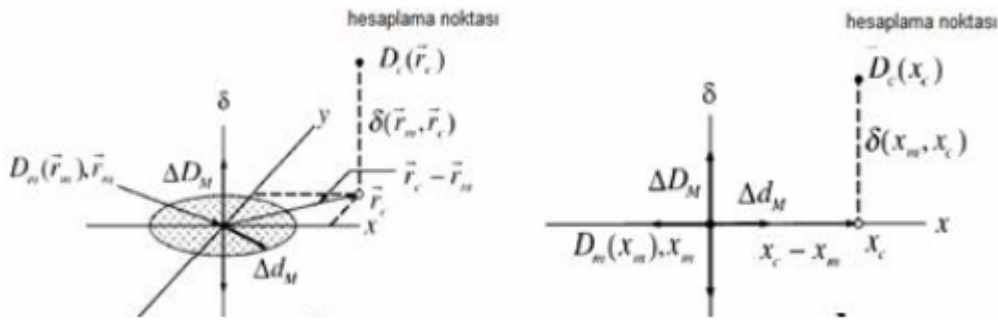
Nokta dozimetrisi alana ilişkin yöntem olarak adlandırabiliriz. Bu yöntemlerden birisinde açıdan bağımsız olarak tedavi alanı ayrı ayrı ya da tüm alanlar gantry  $0^0$ 'de TPS'de doğrulama fantomuna aktarılır ve doz hesaplaması yapılır. Tüm tedavi parametreleri gantri açısı dışında gerçek planla aynıdır. 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 yöntemine 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 dizilişi olan iyon odaları veya yarı iletken dedektörler kullanılmaktadır. Ölçülen ve tedavi planlama bilgisayarlarıyla 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.

#### 2.7.4.2. Gama faktör değerlendirmesi

şekil 2.29’da gösterilen “Gamma indeks” metodunda, ölçülen değer referans, hesaplanan dağılım ise doğruluğu kanıtlanacak veri olarak alınır. Doz farkı (Dose Difference; DD) ile elde edilen doz mesafe uyumu (Distance to Agreement; DTA) parametreleri göz önünde bulundurularak bir karşılaştırma yapılır.



şekil 2.29. Gama faktörü

şekil 2.29’da DD  $\Delta DM$  ile DTA ise  $\Delta dM$  ile gösterilmektedir. DD ve DTA parametrelerinin değerleri klinikten kliniğe değişmekle birlikte genelde  $\Delta DM = \%3$  ve  $\Delta dM = 3 \text{ mm}$  olarak alınmaktadır.

şekil 2.29’da 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 bağlı olarak uzaysal yerini verir. Üçüncü eksendeki ( $\Delta$ ) ise ölçülen  $[D_m(r_m)]$  ve hesaplanan  $[D_c(r_c)]$  dozları arasındaki farkı göstermektedir. DTA parametresi yarıçapı  $\Delta dM$  olan  $r_c - r_m$

düzleminde bir disk tarafından gösterilmektedir. Eğer yüzey dağılımı  $D_c(r_c)$  disk ile keşirse DTA kabul limitleri içinde kalır ve o noktada hesaplanan doz DTA testini geçer. Dikey çizgi ise DD testini göstermekte olup uzunluğu  $2\Delta DM$ '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  $\gamma$  (gamma) tanımlanır. Gamma indeksi'ne göre:

$\gamma(r_m) \leq 1$  ise hesaplanan değer geçer

$\gamma(r_m) > 1$  ise hesaplanan değer geçemez (Low 1998).

### 2.7.5. Canlı ortam dozimetrisi

Canlı ortam dozimetresi, hastaya verilen soğurulan dozu izlemek için kullanılan en dolaysız yöntemdir. Diğer QA yöntemlerinin aksine canlı ortam dozimetrisi, tedavi öncesi hastaya özđü parametrelerinden ziyade hastadaki soğurulan dozun kontrol edilmesini sağlar (AAPM 2005, Essers ve Mijneheer 1999). Tedavi sırasında oluşun hatalar tedavi öncesi ölçümlerle tespit edilemezse de canlı ortam dozimetri kullanılması ile bu hatalar tespit edilebilir. Canlı ortam dozimetrisi eksternal radyoterapide önemli tedavi hataları vermesine karşı önemli bir koruma önleimidir (Calandrino vd 1997, Cunningham vd 2010, Essers ve Mijneheer 1999, Fiorino vd 2000, Lanson vd 1999, Noel vd 1995).

Canlı ortam dozimetrisinde çeşitli ölçüm yöntemleri geliştirilmiştir. Bu alanda film, termoluminesans (TLD), diyot dozimetreler, kimyasal dozimetreler, yarı iletken dedektörler ve iyon odaları gibi dozimetreler kullanılmaktadır. Canlı ortam dozimetri teknikleri en sık kullanılan dozimetreler TLD, diyot ve iyon odalarıdır. Canlı ortam dozimetrisinde kullanılacak olan yöntemin kolay ve güvenli olması gerekir. 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.

#### **2.7.5.1. 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.

#### **2.7.5.2. 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  $^{60}\text{Co}$  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 elektronu 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 2000).

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

### **2.7.5.3. 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 (4x4cm<sup>2</sup>) boşluğun hemen arkasındaki yüzeyde meydana gelir. Örneğin; üst solunum yolları arkasındaki lezyonların <sup>60</sup>Co ile ışınlamalarında, 4x4cm<sup>2</sup>'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 in vivo dozimetri yöntemi en yaygın kullanılan tekniktir (Örneğin rektum ve mesane).

## **2.8. Canlı Ortam Dozimetri Araçları**

### **2.8.1. Termoluminesans dozimetri (TLD)**

#### **1. Radyoterapi uygulamaları**

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

#### **2. Bilgisayarlı tomografi gibi görüntüleme cihazların kalite kontrol ölçümlerinde**



3. Radyodiagnostik hasta dozu uygulamaların kontrollerinde
4. Kişisel radyasyon korunmasında kullanılır.

### **2.8.2. Yarı iletken dozimetri**

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 işinlaması esnasında doz ölçümlerinde
  - Temel dozimetri verilerin elde edilmesinde kullanılır.

### **2.9. 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

teknikini tedavi dozu, risk altındaki organ dozları vs. dozları konusunda ölçüm değerlerin sapmasını hasta tedavisi için bir ön hata oranını ortaya koyar.

### **3. MATERYAL VE YÖNTEM**

#### **3.1. Materyal**

##### **3.1.1. Bilgisayarlı tomografi (BT)**

Bu çalışmada GE LightSpeed™ RT Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılmıştır. Tedavi planlaması için BT masası düz ve karbon fiberden yapılmıştır. Üçüncü nesil olan radyoterapiye özel simülasyon işlemleri için gantry genişliğinin 80 cm olarak tasarlanmıştır. Hastada hedef hacim koordinatlarını tanımlayabilmek için koordinat işaretleme lazer ile destekli bu tür cihazlarda kullanılmaktadır.

### 3.1.2. Elekta marka synergy model lineer hızlandırıcı

Elekta marka Synergy lineer hızlandırıcı cihazı tedavi uygulaması için kullanılmıştır. YART tedavisinde 6 MV enerjisi ile tedavi planı hazırlanmıştır. Ayrıca bu cihazda görüntü eşliğinde radyoterapi (Image Guided Radiotherapy; IGRT) yapılabilmesi için X-ışın tüpü ile görüntü sağlayan ek bir ekipman (XVI cihazı) lineer hızlandırıcının gantrisine monte halde bulunmaktadır.



Şekil 3.1. Elekta marka Synergy lineer hızlandırıcı cihazı

4MV, 6 MV ve 18 MV değerinde üç foton, 6, 8, 10, 12, 15 ve 18 MeV değerinde altı farklı elektron enerjisi bulunan 40 çift çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemine sahip lineer hızlandırıcıdır. ÇYK sistemi sayesinde özellikle koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan tümörün şekline uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. SSD= 100 cm mesafede açılabilen alan boyutları minimum 0.5x0.5 cm, maksimum ise 40x40 cm dir. İzomerkez de 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 diyaframlarının kalınlığı 30 mm, Y kolimatörlerinin kalınlığı ise 78 mm'dir. Yaprakların merkezi eksenenden karşı tarafa geçme mesafesi 12,5 cm'dir. Yaprakların hareketi, her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız motorlar tarafından sağlanır. Konformal radyoterapi için planlanan bu cihaz aynı zamanda yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) opsiyonuna da sahiptir. 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.

### **3.1.3. <sup>60</sup>Co tedavi ünitesi**

TLD'lerin kalibrasyon ve gruplamasında bilinen doz ışınlamaları için Theratron marka, 1000E model <sup>60</sup>Co cihazı kullanıldı.

### **3.1.4. Elekta marka precise tedavi planlama sistemi**

Precise tedavi planlama sistemi Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazının radyasyon tedavi uygulama parametrelerine göre doz hesaplaması yapabilmektedir. İşletim sistemi Linux üzerinde kuruludur, bilgi transfer sistemi DICOM RT olup IMPAC yazılımını kullanmaktadır. Tedavi planlama yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve 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" algoritması kullanmaktadır.

### **3.1.5. IBA marka FC65P tipi iyon odası ve dose 1 model elektrometre**

Radyasyon tedavi uygulamasında tedavi planının kalite kontrol aşamasında insan eşdeğeri katı fantom içindeki iyon odası ile bir kabloyla birleştirilen "Dose 1" elektrometre doz, doz hızı ve yük cinsinden değerlerini okuyabilen bir dozimetredir.

Polarite voltajı 0-500 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir.

İyon odaları radyoterapide radyasyon dozunun belirlenmesinde kullanılır. Kullanım amaçlarına uygun değişik hacimlere sahiptirler. Çalışmamızda kullanılan Scanditronix Wellhofer marka iyon odasının doz ölçümlerinde kullanılan efektif hacmi  $0.65 \text{ cm}^3$  ve iç yarıçapı 3,1 mm'dir. Duvar materyali grafit olup, alüminyumdan yapılmış olan elektrodun çapı 1mm, uzunluğu 20,5 mm'dir.

Elektrometre ve iyon odasının kalibrasyonu Türkiye Atom Enerji Kurumu tarafından yapılmıştır. İyon odasının teknik özellikleri Çizelge 3.1.'de verilmiştir.

Çizelge 3.1. FC65P tipi iyon odası teknik özellikleri

Boşluk hacmi ( $\text{cm}^3$ )	0,65
Boşluk uzunluğu (mm)	23
Boşluk çapı (mm)	6,2
Merkezi elektrot	Alimünyum



Şekil 3.2. DOSE 1 model elektrometre ve FC65P iyon odası

### 3.1.6. Su eşdeğeri plaka ve rando fantom

Çalışmada iki farklı tipte fantom kullanılmıştır

- Farklı kalınlıklarda plakalar halinde yapılmış su eşdeğeri katı fantomlar TLD'lerin kalibrasyon ve gruplanmasında ve tedavi planının kalite kontrol aşamasında su eşdeğeri katı fantom kullanılmıştır. Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresinde standart referans materyal sudur. Rutin kontrollerde ise pratik bir yöntem olmamasından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri fantom materyali kullanılır. RW3 katı su fantomu beyaz polystrenden, 30x30 cm boyutlarında ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Kullanılan iyon odalarına göre uygun derinlikler içerir. Yoğunluğu  $1.045\text{g/cm}^3$ , elektron yoğunluğu  $3.386 \times 10^{23} \text{ e}^-/\text{cm}^3$  dür.



Şekil 3.3. RW3 katı su fantomu

- Rando fantom olarak da ifade edilen insan benzeri yapıdır. Akciğer yoğunluğu  $0,30 \text{ g/cc}$  ve kemik yapısı polimer yapıda olup gerçek kemiğe benzemektedir. Fantom  $2,5 \text{ cm}$  kalınlığında 32 kesitten oluşmaktadır. Prostat tedavisinin YART tekniği ile uygulanması için Rando fantomun pelvis bölgesi kullanıldı. Bu bölgenin BT görüntüleri  $2,5 \text{ mm}$  kesit kalınlığı ile alındı. Rando fantomun dış konturu ve pelvis kemik yapılar konturu konturlama işlemlerinde kullanıldı. Görüntüler diğer işlemlerin devamı için konturlama birimine aktarıldı. Rektum ve mesane için canlı ortam dozimetri çalışmalarında yarı iletken ve TLD'ler ile doz ölçümlerinde Rando fantomda kullanıldı.

### 3.1.7. Parafin plakalar ve yapımı

Canlı ortam doz ölçümlerinde rektum dozunu ölçmesi planlanmıştı. Rando fantomda rektum kavitesi bulunmadığından, Rando fantomun 3 alt kesitinde rektum kavitesini oluşturmak için parafinden yeni kesitler yapılandırıldı. Bunun için her bir kesit ince plastik streç film ile sarıldı ve alçı kullanarak kalıp hazırlandı ve kurumaya bırakıldı. Parafini kalıplara dökmeden önce eritildi. Sıvı parafinin alçıya nüfuz etmemesini ve dışarıya akmasını önlemek için kalıbın iç yüzeyi plastik streç film ile kaplandı. Kalıplar düz bir zemin üzerinde yerleştirildi ve Rando fantomun diğer kesitlerine bağlama kanallarını oluşturmak için çubuklar kullanıldı. Sıvı paraf kalıplara döküldü. Parafin kalıpların sertleşmesi için birkaç gün beklendi. Her bir kesit için rektum geçişi için yerler işaretlendi ve parafinden oluşmuş bu üç kesitte rektum kavitesi, interakaviter rektum probun dış çapının geçişine izin vermek için oluşturuldu.



a



b

Şekil 3.4. Parafin plakanın (a) yapımı (b) Rando fantomda görünümü

### 3.1.8. Wellhöfer marka matrixx model iki boyutlu doz kontrol sistemi

Bu çalışmada iki boyutlu iyon odası düzeneği olarak Scanditronix Wellhöfer marka Matrixx model cihaz kullanılmıştır. Matrixx biçiminde yer alan iyon odaları dizisidir. İyon odaları G-T(X) ve A-B(Y) düzlemleri boyunca konumlanmıştır. İyon odalarının doz oranına bağlı olarak toplanan akım, elektrometre vasıtasıyla ölçülür ve sayısallaştırılır. Cihazın kendi yazılımıyla toplanan bu veriler rölatif doz profillerine

çevrilir. Cihazla ölçümde kararlılık için ön ışınlama gereklidir. Matrixx cihazının teknik özellikleri Çizelge 3.2.'de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Matrixx cihazının teknik özellikleri

Sensör tipi	Paralel plakalı iyon odası
Sensör sayısı	1020
Dizilim	32cm x 32cm
Tek bir iyon odası çapı (mm)	4,5
Tek bir iyon odası boşluk hacmi cm <sup>3</sup>	0,08
Hassasiyet nC/Gy	2,6
Üst tabaka materyalin kalınlığı	3,6mm





Şekil 3.5. Matrixx cihazı

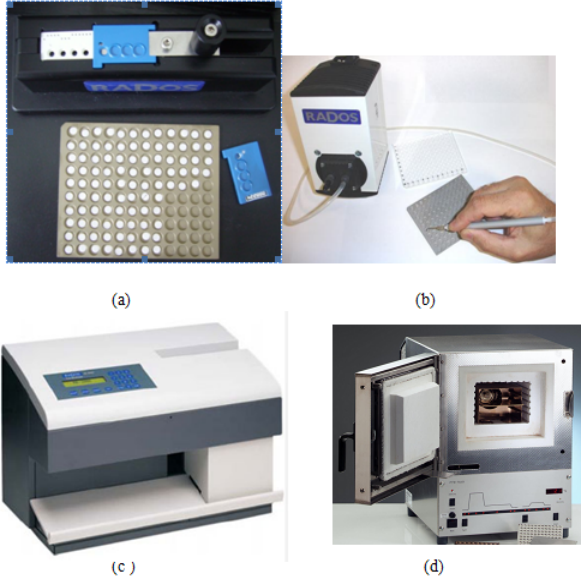
### 3.1.9. Termoluminesans dozimetre (TLD) sistemi

Çalışmada kullanılan TLD dozimetreler 4,5 mm çapında olup 0,9 mm kalınlığındadır. Disk şeklinde Lityum florür (LiF: Mg,Ti) termoluminesant fosforlar (MTS-N Poland)  $\pm$  % 3 sınırlar içinde hassaslığa sahiptir.

TLD kristallerini grup şeklinde ışınlamak veya saklamak için özel olarak tasarlanan ışınlama tepsi kullanılır (Şekil 3.6a). Işınlanan TLD kristallerinin tüm yerleştirme işlemlerinde vakumlu cımbız kullanılır (Şekil 3.3b).

TLD'lerin ışıma verilerini elde etmek için RADOS RE-2000RT (RadRro Int. GmbH Germany) otomatik okuyucu sistemi kullanıldı. Sistem bir defada 20 adet kaset ile 80 adet TLD'nin okumasını yapabilir (Şekil 3.6c). Okuyucu sistem TLD ısıtmasını Nitrojen gazı ile yapar. TLD okuyucu, 5 bar N<sub>2</sub> akışı ile (1300-1700 sensör değeri) 300 °C ye kadar ısıtılarak ısıtma öncesi (pre heat) 2 saniye ile ısıtma sonrası (post heat) 2 saniye olacak şekilde 15 saniye süreyle sayım değerlerini alır.

RADOS 2000 RT 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.



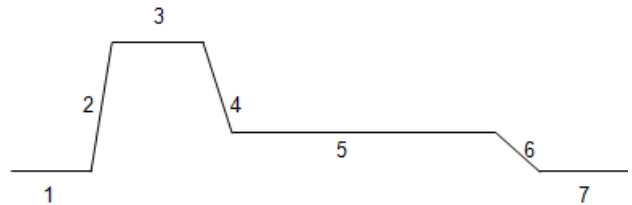
Şekil 3.6. (a) TLD fırın tepsi, TLD ve kaset, (b) TLD'lerin metal tepsiye yerleştirilmesi, (c) RADOS 2000 TLD okuyucu, (d) PTW-TLDO Termoluminesant dozimetre fırını

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 3.6d). 1. programda ışınlama öncesi kullanılan 400 °C ye kadar ısıtma ve soğutma aşamaları, 2. programda ışınlama sonrasında TLD'ler okuyucu tarafından okunmadan önce 100°C ye kadar ön ısıtma aşamaları mevcuttur (Şekil 3.6).

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 3.6a).

#### 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



Şekil 3.7. TLD fırın ısıtma şemaları

TLD kristalleri özel kodlu fırınlama tepsinine konularak fırınlanır.

### 3.1.10. Diyot dozimetre sistemi

Canlı ortam dozimetri çalışmalarında intrakaviter brakiterapi tedavileri için tasarlanan boşluk dozu ölçümlerinde rektum ve mesane problemleri kullanılmaktadır. Bu çalışmada eksternal radiotherapi koşullarında intrakaviter brakiterapi rektum ve mesane problemleri kullanılmıştır. İba marka IDF-5 model rektum probu 5 adet diyottan oluşmaktadır. Diyotların teknik özellikleri çizelge 3.3.'de verilmiştir. Yarı iletken diyotlar rektum probunun ilk 10cm'lik mesafesinde ve çapı 7 mm ve uzunluğu 260 mm olan n tipi bir diyot dozimetredir. İba marka IDF-thin model mesane probu tek diyottan oluşmakta ve çapı 3 mm ve uzunluğu 450 mm olan n tipi bir diyot dozimetredir.



a

b

Şekil 3.8. İba marka intrakaviter dozimetre seti (a) mesane ve (b) rektum probu

Diyotların doz-cevap davranışları radyasyonun tipine, enerjisine ve doz hızına, ortam sıcaklığına ve diod şekline bağlıdır.

Yarı iletken propla birlikte elektrometre ve bilgisayar yazılımı bu dozimetre sistemini oluşturur. Elektrometre 12 kanallı olup aynı anda 12 diyottan ölçüm alınabilmekte, ancak çalışmada 5 adet rektum diyotu ve 1 adet mesane diyotu olmak üzere 6 kanal ile ölçüm alındı. Sistemin ‘ In Vidos’ yazılımı ile ölçümler alınıp takip edilebilmektedir.

### **3.2. Yöntem**

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD’nda YART tekniği kullanarak prostat kanseri tedavi planlaması rutin olarak yapılmaktadır. Rando fantom üzerinde dokuz alanlı YART tekniği kullanarak tedavi planı oluşturup, plan kontrolü için iyon odası ve iki boyutlu iyon odası kullanıldı. Canlı ortam dozimetrisini hastalarda uygulanabilir kılmak için öncelikle Rando fantomda uygun dozimetre seçimi ve risk organlar için uygun konumların belirlenmesi ve planlanması gerekmektedir. Bu çalışmada Rando fantomda risk organı sayılan rektum ve mesane dozimetrisi TLD ve yarı iletkenler ile gerçekleştirildi.

#### **3.2.1. İnsan benzeri yapının (rando fantom) simülasyonu**

### 3.2.1.1. Rando fantomun rektum dozimetrisi için yapılandırması

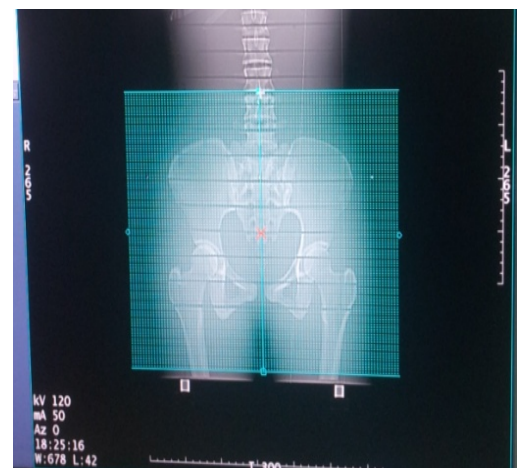
Rando fantomun alttan üç kesitinin yerine daha önceden hazırlanmış olan parafinden yapılmış aynı şekle sahip kesitlerde rektum boşluğu oluşturuldu. Canlı ortam doz ölçümlerinde kullanılan yarı iletken prob ve TLD'ler için kullanılan pipet çubuğu bu kanalda rektum doz ölçümleri için uygun hale getirildi (hasta anatomisine benzeyen bir biçimi aldı).



Şekil 3.9. Rando fantomda beşli yarı iletken rektum probun yerleşimi

### 3.2.1.2. Bilgisayarlı tomografi çekimi

Tedavi planlama sistemi için gerekli olan Rando fantomun BT kesitleri GE LightSpeed™ RT Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanıldı. Şekil 3.10'da görüldüğü gibi Rando fantom supine pozisyonunda olup, tarama bölgesi 2,5 mm aralıklarla görüntülendi.





(a)

(b)

Şekil 3.10. Rando fantomun BT cihazında (a) supin pozisyonu (b) tarama bölgesi

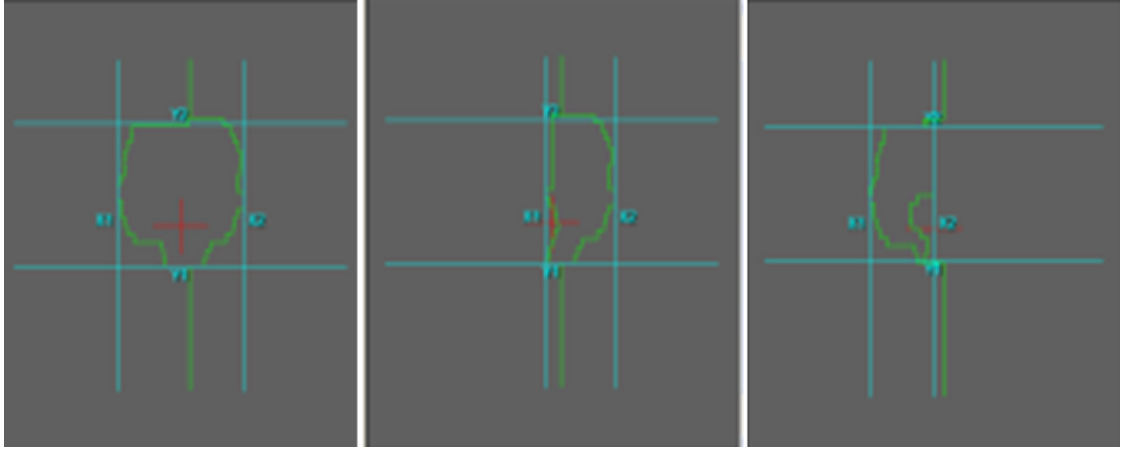
### 3.2.2. Tomografi kesitlerin konturlanması

BT’de elde edilen Rando fantomun kesitsel görüntüleri konturlama bilgisayarına gönderildi. Bu cihazda Rando fantomun cilt konturu çizildi. Rando fantomun görüntüsünde görülemeyen yapı ve organların (prostat, seminal vezikular, mesane, rektum, lenf nodları gibi) oluşturabilmesi gerekir. Rando fantomun pelvis kemiğini referans alarak süper pozisyon yöntemi ile uygun hasta seçildi. Füzyon yöntemi ile hastanın yapı ve organ konturları Rando fantomun BT kesitlerine aktarıldı. Yapı ve organ barından Rando fantomun kesitsel görüntüleri TPS’e gönderildi.

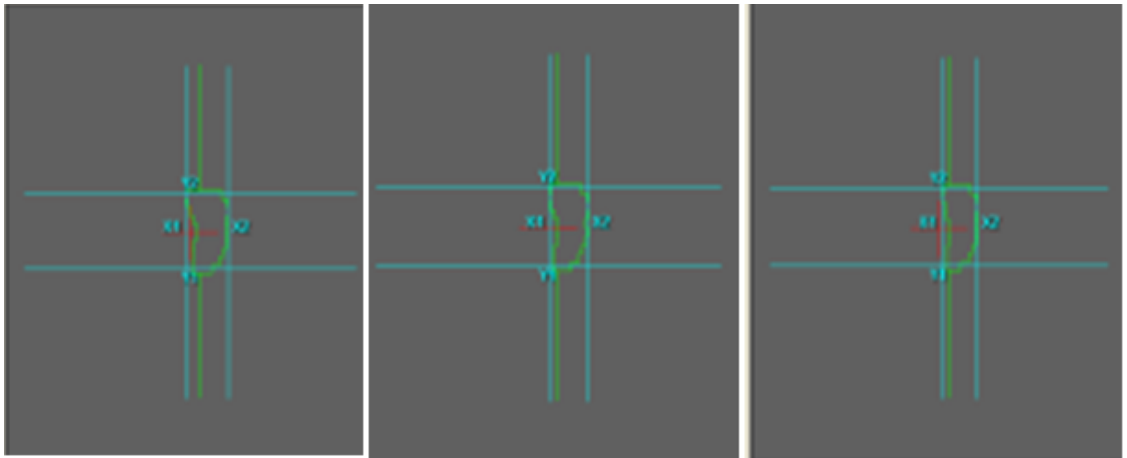
### 3.2.3. Tedavi planlama sisteminde YART planının oluşturması

Su eşdeğeri katı fantomun BT’ de çekilerek Precise tedavi planlama sistemine aktarılan görüntüleri üzerinde prostat, seminal vezikular, mesane, rektum ve lenf nodları gibi yapı ve organ konturlarının değerlendirilmesi ve PTV’ lerinin yaratılması radyasyon onkoloğu tarafından yapıldı. YART tedavi planlarında yaratılmış olan 45 Gy dozun verilmesi istenen hacim (PTV45) ve 72 Gy dozun verilmesi istenen hacim (PTV72) hedef hacim olarak tanımlandı. TPS’de PTV45 ve PTV72’ye yönelik dokuz açı ile (200, 240, 280, 320, 0, 40, 80, 120 ve 160 derece) lineer hızlandırıcı cihazının 6MV foton enerjisi kullanarak YART tedavi planı yaratıldı. Şekil 3.11 ve Şekil 3.12’de 200 derece gantry için oluşturulan segmentlerin sırasıyla PTV45 ve PTV 72 için

verilmektedir. PTV ve risk organları dikkate alınarak uygun marjlar ile alt alanlar (segmentler) oluşturuldu. YART planının 45 Gy verilen ilk aşaması için fraksiyon sayısı 25, 27 Gy verilen ikinci aşaması için fraksiyon sayısı 15 olarak sisteme girildi. TPS'e tanımlanan hedef organların ve riskli organların doz sınırlamaları ve öncelikleri (priority) yazılarak YART optimizasyonu çalıştırıldı. TPS'in algoritması, verilen özellikler doğrultusunda en uygun tedavi planını oluşturmaya çalışır ve sonucunda bir doz-hacim dağılımı (DVH) gösterir. Belirtilen kriterleri uygun sınırlar içerisinde değiştirerek DVH değerlendirmesi ile plan denemeleri yapıldı. Doz-hacim kriterlerinin doğru tanımlanması ile hedef hacim ve risk organları açısından istenilene en yakın plan oluşturuldu.



Şekil 3.11. PTV 45 için Gantry 200°de oluşturulan segmentler



Şekil 3.12. PTV 72 için Gantry 200°de oluşturulan segmentler

DVH kontrolü ve her bir kesitte doz dağılımı hesaplanarak. Tedavi alanları su eşdeğeri katı fantomunun BT’de çekilip planlama sistemine aktarılan görüntüleri üzerinde tedavi planlaması yapıldı.

### **3.2.4. Tedavi planının kalite kontrolü**

Rando fantomu için yapılan prostat YART planları tek tek Precise tedavi planlama sistemin “Dose QA” bölümüne aktarılması gerekmektedir. Noktasal ve iki boyut doz incelemeleri için alttaki tanımlanan düzeneklerin görüntüsü kullanıldı.

Noktasal kalite kontrol doz ölçümü için; katı su fantomda 10 cm derinlikte yer almış iyon odası düzeneği hazırlanmıştır. 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. PTV45 için yapılan plan QA fantomuna aktarma işlemleri sırasıyla alanların açılar, bunların izo merkezde yerleşmesi vs. yapıldı. Plan aktarımı sıfır gantry’de alanların toplanması yöntemi kullanıldı. Doz tanımlanması için izo merkez yani 10 cm konumu için 180 cGy olarak uygulandı. Doz hesaplama, doz dağılımı ve MU için işlemler yapıldı. İyon odasının hacmindeki ortalama doz değerini bulmak için iyon odası için DVH hesaplaması yapıldı. Bu işlemler PTV72 için tekrarlandı.

Düzlemsel kalite kontrol doz ölçümü için; BT cihazında Scanditronix Wellhöfer marka Matrixx model cihazın 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 10 cm için ayarlanmıştır. Bu derinlikte matrixx cihazının yan işaretli ile uyumlu olmuştur. BT cihazın lazer koordinatları ve matrixx’deki koordinatlar uyumlu hale getirildi. BT çekimler için referans düzlem belirlemesi için yan koordinatlar ile yan lazerlerin



kesiştikleri yerlere kurşun boncuklar konuldu. 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.

PTV45 için yapılan plan matrixx kullanarak iki boyutlu QA fantomuna aktarma işlemleri sırasıyla alanların açılar, bunların izo merkezde yerleşmesi vs. yapıldı. Plan aktarımı sıfır gantry'de alanların toplanması yöntemi kullanıldı. Doz tanımlanması için izo merkez yani 10cm konumu için 180 cGy olarak uygulandı. Doz hesaplama, doz dağılımı ve MU için işlemler yapıldı. İzo merkezde bağısal doz haritası elde edildi. Bu bağıl doz bilgisini tedavi planlamadan Omnipro I'MRT programına aktarıldı. Bu işlemler PTV72 için tekrarlandı.

TPS'in QA kısmında oluşturulan PTV45 ve PTV72 QA plan düzenlemeleri tedavi lineer hızlandırıcı cihazında uygulamak üzere "IMPACT" adı altında yönetici bir yazılıma aktarıldı.

#### **3.2.4.1. Nokta doz ölçümleri**

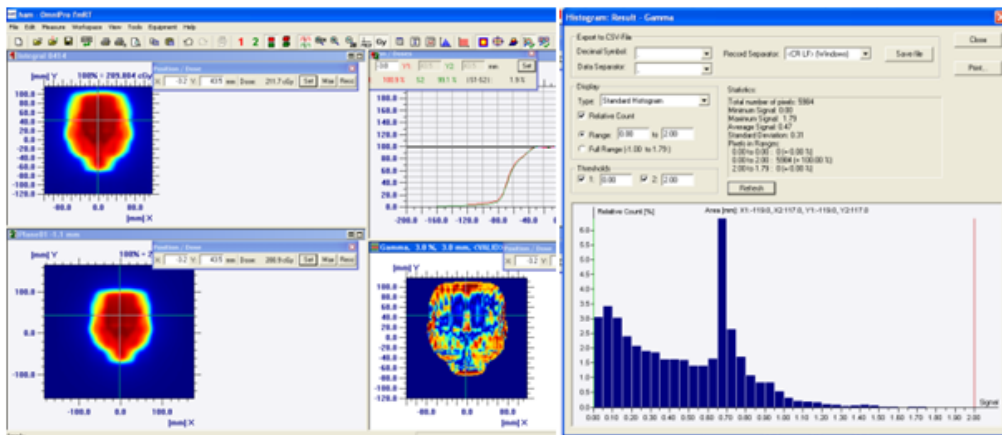
YART planları TPS'den Impac sistemine aktarıldıktan sonra linak cihazına katı su fantomu yerleştirilmiştir. YART planı için hazırlanan "Dose QA" planda YART planının Impac sistemi üzerindeki bilgilerine göre gantri sıfır derece açısında her bir alan (segment) katı fantom üzerine ışınlanmıştır. Aynı anda mutlak dozimetre için iyon odası ve elektrometre ile tüm ışınlama boyunca ölçüm alınmıştır. Elektrometreden okunan toplam doz değerı kaydedilmiştir.

YART planlarının nokta doz ölçümleri için TPS beklenen doz değeri ile ölçülen doz değeri arasındaki % fark, PTV45 ile PTV72 için sırasıyla -1,72 ve -2,27 olarak bulundu.

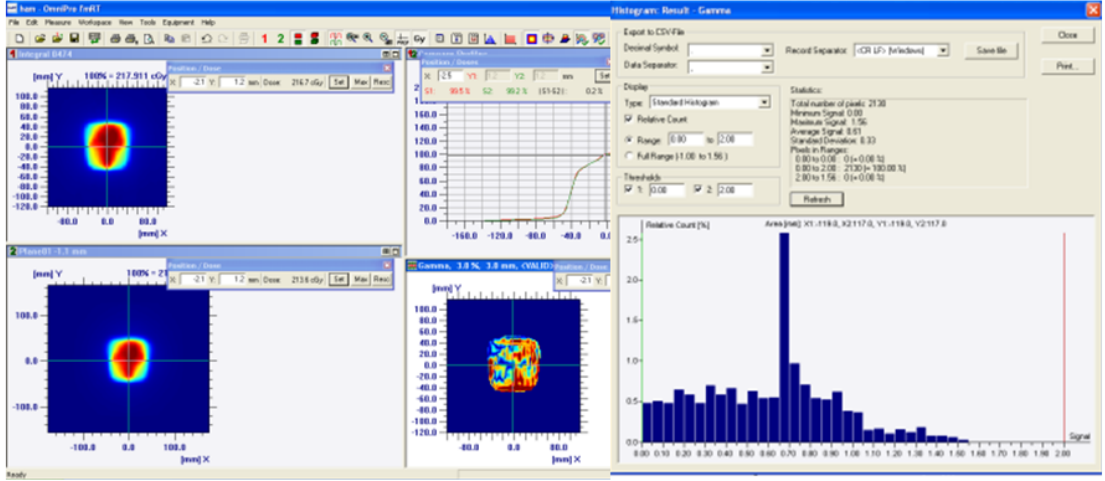
### 3.2.4.2. İki boyutlu doz kontrolü

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 ayarlanmıştır. Bu işlemlerden sonra hasta planı değerlendirilip ölçülen ve planlanan verilerinin karşılaştırılabilmesi için veriler hem Impac sistemine hem de Omnipro I’MRT programına gönderilmiştir. Impac sistemine gönderilen veriler doğrultusunda linak cihazında ölçüm düzeneği kurulmuştur. Alan merkezi iki boyutlu iyon odasının merkezine yerleştirilmiştir. İki boyutlu iyon odasının efektif hacmi 0.3 cm’de olduğu için üzerine 9.7 cm kalınlığında su eşdeğeri katı fantom yerleştirilmiş ve ışınlama bu düzeneğe göre yapılmıştır. Alınan veriler ile tedavi planlamasıyla elde edilen verilerin karşılaştırılması gama indeksine göre yapılmıştır.

YART planların gama karşılaştırma kriteri %3 ve 3mm olarak alındı. Hem PTV45 hemde PTV72 için bu kabul kriterine göre %100 kabul oranı hesaplandı (Şekil 3.13. ve Şekil 3.14.).



Şekil 3.13. PTV 45 planının gama değerlendirilmesi



Şekil 3.14. PTV 72 planının gama değerlendirilmesi

### 3.2.5. Termolüminesans dozimetre (TLD) sistemi

#### 3.2.5.1. Termolüminesans dozimetrelerin (TLD) kalibrasyonu ve gruplanması

Aynı üretimden olan 100 adet TLD kristali kullanıldı. Bunların sıcaklık ve radyasyon açısından aynı geçmişe sahip olmalarına dikkat edildi. Tepsilerde kodlu yuvalara yerleştirilerek her TLD'nin adlandırılması yapıldı. 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 ler 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 dört kez tekrarlandı. Zemin seviyesi "background count" olarak bu ortalama değerler sisteme veri girişinde "zero cnt" yerine yazıldı. Programda zemin seviyesi değeri tüm dört grup için ayrı ayrı düzenlenen 1, 2, 3 ve 4 yerleşimine göre TL okuma değerinden eksilterek sayım sonucu elde edilir.

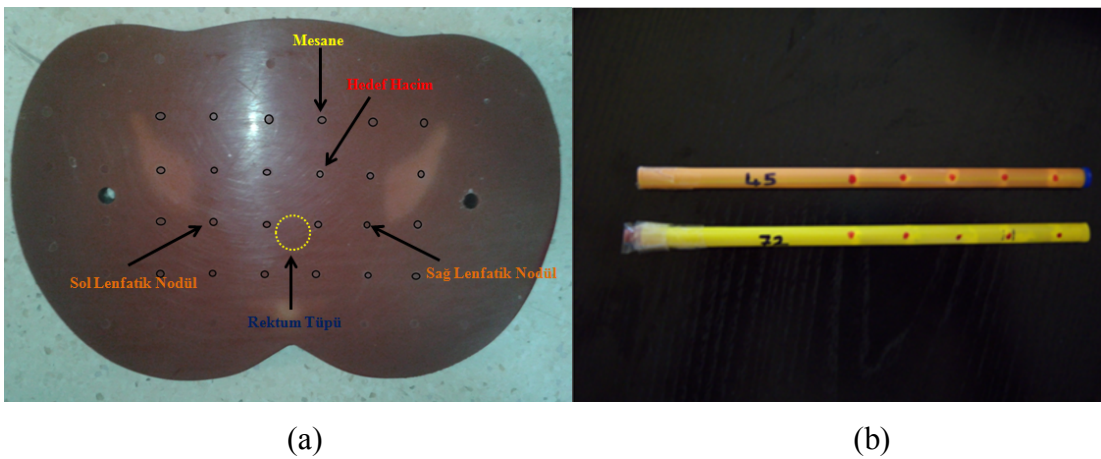
Kalibrasyon işlemler için ayrılmış olan TLD'ler 20, 80, 150 ve 200cGy doz ile  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan, 10cm derinlikte ve lineer hızlandırıcınının 6 MV enerjisinde ışınladı. TLD sayımları okuma işlemleri yapıldıktan sonra doz cevap eğrisini elde etmek için

kullanıldı. Lineer biçimli eğrinin denklemini buldu ve deneylerde TLD sayımlarını doza çevirmek üzere kullanıldı.

Çalışmada kullanılması planlanan TLD'lerin gruplama işlemleri lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV enerjisinde yapıldı. TLD'ler ışınlama tepsisinde su eşdeğeri katı fantomda 5 cm derinliğine konuldu. Işınlama alanı 20x20 cm<sup>2</sup> ve kaynak yüzey mesafesi (SSD) 100 cm olacak şekilde ayarlandı. Bu koşulda TLD'lerin 92 cGy dozu alması için 100MU ışınlandı. 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 çiftlerinin TLD grubunun ortalamasından  $\pm$  % 3 standart sapmaları olanlar yeniden gruplandı.

### 3.2.5.2. Termolüminesans dozimetre (TLD) yerleştirilmesi

Rando fantom içinde TLD ölçümleri için oluşturulmuş boşluklar disk şeklinde TLD çiftleri yerleştirildi. Ölçüm noktaları BT kesitlerde konturlanan hedef hacimler olmak üzere PTV ve sağ-sol pelvis lenf ve risk organı olmak üzere mesane konumları tespit edildi ve birer çift TLD yerleştirildi. Ayrıca rektum kanalı için tüpte yerleşen 5 çift TLD kullanıldı ve bunların yerleşimi yarı iletken probun diod yerleşimine göre dizildi. Belirlenen noktalara takıldıktan sonra içlerine TLD'ler yerleştirildi.



Şekil 3.15. Termolüminesans dozimetrelerin (a) Rando fantomda yerleştirilmesi ve (b) TLD yerleştirilmiş rektum tüpü

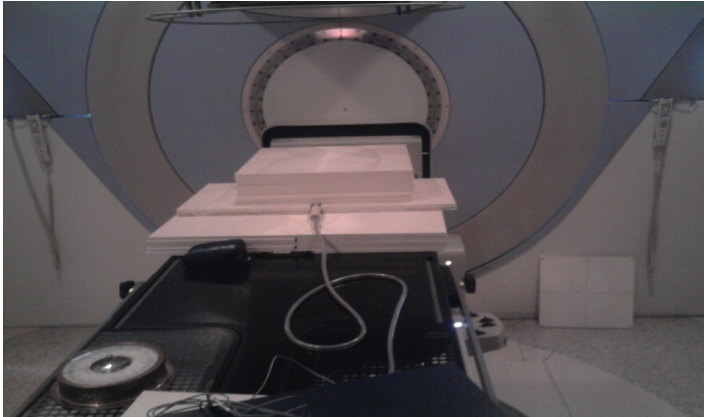
### 3.2.6. Yarı iletken diyotların kalibrasyonu

İyon odası ölçümü için lineer hızlandırıcının 6 MV enerjisinde 10 cm derinlikte SSD 100 cm ve ışınlama süresi 100 MU olacak şekilde 10x10, 20x20 ve 40x40 cm<sup>2</sup> 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.

İntrakaviter rektum yarı iletken dedektör barındıran probunun hassasiyet kalibrasyonu için aynı kalibrasyon düzeneğinde kullanıldı. Her bir ışınlama koşulu için dedektörlerin algıladığı sinyal değerini doz karşılığı olan değere yazılıma girildi. Yazılımda kalibrasyon faktörü olarak bir faktör tanımı hesaplandı.

İntrakaviter mesane probun hassasiyet kalibrasyonunda iyon odası 5cm de konuldu. 6 MV enerjide SSD=100 cm ve ışınlama süresi 100 MU olacak şekilde 20x20 ve 40x40 cm<sup>2</sup> 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.

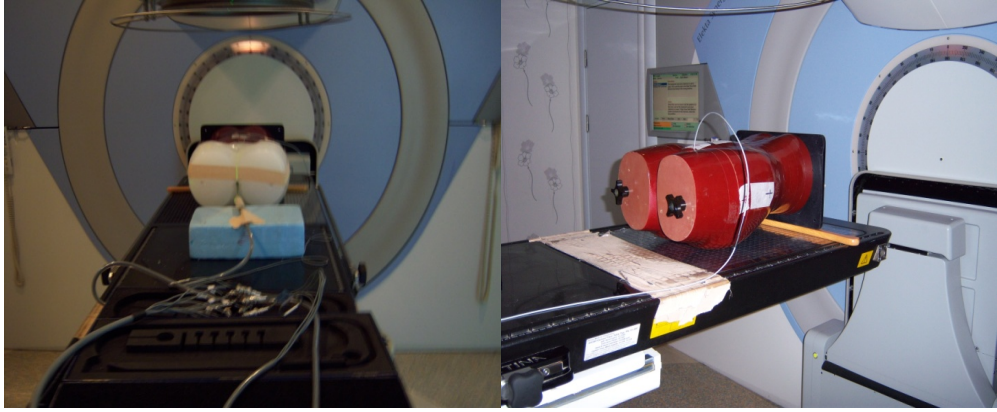
İntrakaviter mesane yarı iletken dedektörü için aynı kalibrasyon düzeneğinde kullanıldı. Her bir ışınlama koşulu için dedektör algıladığı sinyal değerini doz karşılığı olan değere yazılıma girildi. Yazılımda kalibrasyon faktörü olarak bir faktör tanımı hesaplandı.



Şekil 3.16. İntrakaviter rektum probunun kalibrasyon düzeneği.

### 3.2.7.Yarı iletken diyotların rando fantomda yerleştirilmesi

Bu çalışmada Şekil 3.13’de görüldüğü gibi intrakaviter rektum probu daha önceden yeri oluşturulmuş olan parafin plakalar arasına yerleştirildi. İntrakaviter mesane probu ise fantom plakaları arasından 29. plakanın tabanına TLD ölçümlerinde seçilmiş olan noktaya denk gelecek şekilde konuldu.



Şekil 3.17. Yarı iletken dedektörlerin Rando fantoma yerleştirilmesi

### 3.2.8. Lineer hızlandırıcıda YART planının uygulamasının ölçümleri

Rando fantom, tedavi masası üzerine supin pozisyonunda yerleştirildi. BT’de Rando fantom üzerine işaretlenen lazerler ile tedavi cihazındaki lazerlerin üst üste gelmesi sağlandı. Daha sonra tedavi planları sırasıyla her bir deney için tek tek Impact yazılımı aracılığıyla lineer tedavi cihazında ışınlandı. TLD ve yarı iletken kullanarak yapılan ışınlamalar en az üç kez tekrarlandı.

#### 3.2.8.1. TLD

PTV45 için YART planı TPS'in uygun parametrelerini gözeterek Rando fantom TLD'ler ile birlikte lineer hızlandırıcı cihazında ışınlandı. Aynı işlem yeni TLD'ler kullanarak PTV72 için tekrarlandı. TLD'lerin okuma işlemleri gerçekleştirildi. Işınlanmış TLD'lerin okuma işlemleri yapıldı. Okuyucusundan alınan sayımlar kalibrasyon denklemini kullanarak doza çevirildi. TPS'den elde edilen aynı konumların doz değerleri alınıp TLD sonuçları ile karşılaştırıldı.

### 3.2.8.2. Yarı iletkenler

Yarı iletken intrakaviter rektum ve mesane dedektörleri için tedavi pozisyonunda PTV45 YART planının tüm alanlarının toplam doz ölçümleri alındı. Aynı işlem PTV72 YART planı için toplam doz ölçümleri için tekrarlanarak doz değerleri alındı. TPS'den elde edilen aynı konumların doz değerleri alınıp diyot sonuçları ile karşılaştırıldı.



Şekil 3.18. Yarı iletkenlerin doz ölçüm ekranı

### 3.2.9. Hata hesabı

YART planları için belirlenen noktalarda TLD ve yarı iletken dozimetre kullanılan canlı ortam yöntemiyle ölçülen doz değerleri TPS'de hesaplanan ile karşılaştırması doz farkı olarak yapıldı.

## **4.BULGULAR**

### **4.1. Tedavi Planlama Sisteminden Hesaplanan Nokta Doz Sonuçları**

TPS'de prostat YART için yapılan PTV45 ve PTV72 planlarından PTV45, PTV72, mesane, rektum ve lenf noktaları için hesaplanan doz değerleri sırasıyla Çizelge 4.1. ve Çizelge 4.2.' de verilmiştir.

Çizelge 4.1. PTV 45 YART planı için TPS'den doz değerleri



PTV 45 YART PLANI			
	TPS1.nokta (cGy)	TPS2.nokta (cGy)	TPS <sub>ORT</sub> (cGy)
PTV45	178,92	182,12	180,52
Rektum 1			167
Rektum 2			174,48
Rektum 3			107,2
Rektum 4			12,8
Rektum 5			6,88
Mesane			169,02
Sağ Lenf Nodu			178,02
Sol Lenf Nodu			176,98

PTV45 planı için tanımlanan 180 cGy'lik doz için PTV 45 prostat bölgesinde nokta için hesaplanan doz 180,52 cGy'dir. Rektumda belirlenen beş nokta için hesaplanan dozlar; R1 için 167 cGy, R2 için 174,48 cGy, R3 için 107,2 cGy, R4 için 12,8 cGy ve R5 için 6,88 cGy'dir. Mesanede belirlenen noktadaki hesaplanan doz 169,02 cGy'dir. Sağ lenf nodun hesaplanan 178,02 cGy'dir. Sol lenf nodun hesaplanan 176,98 cGy'dir.

Çizelge 4.2 . PTV 72 YART planı için TPS'den doz değerleri

PTV 72 YART PLANI			
	TPS1.nokta (cGy)	TPS2.nokta (cGy)	TPS <sub>ORT</sub> (cGy)
PTV 72	175,60	180,40	178
Rektum 1			166,00
Rektum 2			177,67
Rektum 3			56,67
Rektum 4			8,40

Rektum 5			4,87
Mesane	98,20	117,40	107,8
Sağ Lenf Nodu	163,53	164,93	164,23
Sol Lenf Nodu	155,40	152,40	153,9

PTV 72 YART planı için prostat ve seminal vesikülleri ışınlamak aynı zamanda diğer kritik organları koruma amaçlı alan küçültülmesine gidildi. PTV 72 planı için 180 cGy'lik doz 180 cGy'lik doz için hedef hacimde belirlenen iki nokta için hesaplanan doz 180,52 cGy'dir. Rektumda belirlenen beş nokta için hesaplanan dozlar; R1 için 166 cGy, R2 için 177,67 cGy, R3 için 56,67 cGy, R4 için 8,4 cGy ve R5 için 4,87 cGy'dir. Mesanede belirlenen noktadaki hesaplanan doz 107,8 cGy'dir. Sağ lenf nodun hesaplanan dozu 164,23 cGy'dir. Sol lenf nodun hesaplanan dozu 153,9 cGy'dir.

#### 4.2. Canlı Ortam TLD ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları

TLD' ler ile PTV 45 ve PTV 72 için ölçülen doz değerleri Çizelge 4.3. ve Çizelge 4.4.'de verilmiştir.

Çizelge 4.3. PTV 45 için TLD değerleri

PTV 45 YART PLANI	
	TLD <sub>ORT</sub> (cGy)
PTV 45	182,36

Rektum 1	164,43
Rektum 2	151,83
Rektum 3	88,32
Rektum 4	11,17
Rektum 5	6,47
Mesane	173,69
Sağ Lenf Nodu	183,06
Sol Lenf Nodu	174,13

PTV45 planı için tanımlanan 180 cGy'lik doz için hedef hacimde belirlenen TLD ölçümleri için ölçülen doz 182,36 cGy'dir. Rektumda belirlenen beş nokta için ölçülen dozlar; R1 için 164,43 cGy, R2 için 151,83 cGy, R3 için 88,32 cGy, R4 için 11,17 cGy ve R5 için 6,47 cGy'dir. Mesanede belirlenen noktadaki ölçülen doz 173,69 cGy'dir. Sağ lenf nodun ölçülen dozu 183,06 cGy'dir. Sol lenf nodun ölçülen dozu 174,13 cGy'dir.

Çizelge 4.4. PTV 72 için TLD değerleri

PTV 72 YART PLANI	
	TLD <sub>ORT</sub> (cGy)
PTV 72	185,29
Rektum 1	168,27
Rektum 2	161,97
Rektum 3	98,17

Rektum 4	9,53
Rektum 5	4,43
Mesane	81,12
Sağ Lenf Nodu	183,93
Sol Lenf Nodu	167,46

PTV 72 planı için prostat ve seminal vesikülleri ışınlamak aynı zamanda diğer kritik organları koruma amaçlı alan küçültülmesine gidildi. Tanımlanan 180 cGy'lik doz için hedef hacimde belirlenen TLD ölçümleri için ölçülen doz 185,29 cGy'dir. Rektumda belirlenen beş nokta için ölçülen dozlar; R1 için 168,27 cGy, R2 için 161,97 cGy, R3 için 98,17 cGy, R4 için 9,53 cGy ve R5 için 4,43 cGy'dir. Mesanede belirlenen noktadaki ölçülen doz 81,12 cGy'dir. Sağ lenf nodun ölçülen dozu 183,93 cGy'dir. Sol lenf nodun ölçülen dozu 167,4 cGy'dir.

#### **4.3. Canlı Ortam Diyot ile Ölçülen Nokta Doz Sonuçları**

Diyotlar ile PTV 45 ve PTV 72 için ölçülen doz değerleri Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6'de verilmiştir.

Çizelge 4.5. PTV 45 için diyot değerleri

PTV 45 YART PLANI
-------------------

	DİYOT 1. Ölçüm (cGy)	DİYOT 2. Ölçüm (cGy)	DİYOT <sub>ORT</sub> (cGy)
Rektum 1	170,7	170,5	170,6
Rektum 2	177,8	177,9	177,85
Rektum 3	104,9	105,2	105,05
Rektum 4	12,7	12,6	12,65
Rektum 5	6,9	7	6,95
Mesane	163,5	163,4	163,45

PTV 45 planı için tanımlanan 180 cGy'lik doz için ölçülen doz R1 için 170,6 cGy, R2 için 177,85 cGy, R3 için 105,5 cGy, R4 için 12,65 cGy ve R5 için 6,95 cGy'dir. Mesanede belirlenen noktadaki ölçülen doz 173,69 cGy'dir. Sağ lenf nodun ölçülen dozu 183,06 cGy'dir. Sol lenf nodun ölçülen dozu 163,45 cGy'dir.

Çizelge 4.6. PTV 72 için diyot değerleri

PTV 72 YART PLANI			
	DİYOT 1. Ölçüm(cGy)	DİYOT 2. Ölçüm(cGy)	DİYOT <sub>ORT</sub> (cGy)
Rektum 1	164,70	164,40	164,55
Rektum 2	185,30	185,00	185,15
Rektum 3	44,40	44,50	44,45
Rektum 4	7,90	8,00	7,95
Rektum 5	4,20	4,20	4,2
Mesane	149,20	148,90	149,05

PTV 72 planı için prostat ve seminal vesikülleri ışınlamak aynı zamanda diğer kritik organları koruma amaçlı alan küçültülmesine gidildi. Rektumda belirlenen beş nokta için ölçülen dozlar; R1 için 164,55 cGy, R2 için 185,15 cGy, R3 için 44,45 cGy, R4 için 7,95 cGy ve R5 için 4,2 cGy'dir. Mesanede belirlenen noktadaki ölçülen doz 149,052 cGy'dir.

## 5. TARTIŞMA

TPS' de hesaplanan ve TLD' ler ile ölçülen nokta dozların arasındaki doz farkları hesaplandı. Çizelge 5.1. ve Çizelge 5.2.'de verilmiştir. Geneline baktığımızda hesaplanan ve ölçülen dozlar arasında uyum olduğu görülmektedir.

Çizelge 5.1. PTV45 için TLD ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları

PTV 45 YART PLANI

	TLD <sub>ORT</sub> (cGy)	TPS <sub>ORT</sub> (cGy)	FARK (cGy)
PTV 45	182,36	180,52	1,84
Rektum 1	164,43	167	-2,57
Rektum 2	151,83	174,48	-22,65
Rektum 3	88,32	107,32	-19
Rektum 4	11,17	12,8	-1,63
Rektum 5	6,47	6,88	-0,41
Mesane	173,69	169,02	4,67
Sağ Lenf Nodu	183,06	178,02	5,04
Sol Lenf Nodu	174,13	176,98	-2,85

PTV45 planı için tanımlanan 180 cGy'lik doz için PTV 45 prostat bölgesinde nokta için hesaplanan doz 180,52 cGy iken ölçülen 182,36 cGy idi. Aradaki doz farkı 1,84 cGy dir.

Sağ lenf nodunda hesaplanan doz 178,02 cGy iken ölçülen 183,06 cGy idi. Aradaki doz farkı 5,04 cGy'dir. Sol lenf nodunda hesaplanan doz 176,98 cGy iken ölçülen 174,13 cGy idi. Aradaki doz farkı -2,85 cGy'dir.

Rektumda belirlenen beş nokta için hesaplanan dozlar; R1 için 167 cGy iken ölçülen 164,43 cGy idi. Aradaki doz farkı -2,57 cGy dir. R2 için 174,48 cGy iken ölçülen 151,83 cGy idi. Aradaki doz farkı -22,65 cGy daha düşük hesaplanmıştır. R3 için 107,32 cGy iken ölçülen 88,32 cGy idi. Aradaki doz farkı -19 cGy daha düşük hesaplanmıştır. R4 için 12,8 cGy iken ölçülen 11,17 cGy idi. Aradaki doz farkı -12,70 cGy olup daha düşük hesaplanmıştır. R5 için 6,88 cGy iken ölçülen 6,47 cGy idi. Aradaki doz farkı -0,41 cGy olup kabul edilebilir sınırlar içindedir. Doz farklarının daha yüksek veya daha düşük çıkması doz değişiminin yüksek olduğu konulmalarda TLD'lerin yer almasıdır. Diğer bir sebep olarak TLD'ler çubuklara elle yerleştirdiğimizden çubukta konumlandırılması yeterli doğrulukta değildir.

Mesanede hesaplanan doz 169,02 cGy iken ölçülen 173,69 cGy idi. Aradaki doz farkı 4,67 cGy'dir.

PTV 72 YART planı için prostat ve seminal vesikülleri ışınlamak aynı zamanda diğer kritik organları koruma amaçlı alan küçültülmesine gidildi (Çizelge 5.2.).

Çizelge 5.2. PTV72 için TLD ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları

PTV 72 YART PLANI			
	TLD <sub>ORT</sub> (cGy)	TPS <sub>ORT</sub> (cGy)	FARK (cGy)
PTV 72	185,29	178	7,29
Rektum 1	168,27	166	2,27
Rektum 2	161,97	177,67	-15,7
Rektum 3	98,17	56,67	41,5
Rektum 4	9,53	8,4	1,13
Rektum 5	4,43	4,87	-0,44
Mesane	81,12	107,8	-26,68
Sağ Lenf Nodu	183,93	164,23	19,7
Sol Lenf Nodu	167,46	153,9	13,56

PTV 72 planında 180 cGy'lik doz için PTV 72'de hesaplanan doz 178 cGy iken ölçülen 185,29 cGy olup ve aradaki doz farkı 7,29 cGy'dir.

Sağ lenf nodun hesaplanan dozu 164,23 cGy iken ölçülen doz 183,93 cGy idi. Aradaki doz farkı 19,7 cGy daha düşük hesaplanmıştır. Sol lenf nodunda hesaplanan 153,9 cGy iken ölçülen 167,46 cGy idi. Aradaki doz farkı 13,56 cGy daha düşük hesaplanmıştır. Doz farklarının daha yüksek veya daha düşük çıkmasının sebebi TLD'lerin doz değişiminin yüksek olduğu konulmalarda olmasındandır.



Rektumda belirlenen beş nokta için hesaplanan dozlar; R1 için 166 cGy iken ölçülen 168,27 cGy olup ve aradaki doz farkı 2,27 cGy'dir. R2 için 177,67 cGy iken ölçülen 161,97 cGy idi. Aradaki doz farkı -15,7 cGy olup daha düşük hesaplanmıştır. R3 için 56,67 cGy iken ölçülen 98,17 cGy idi. Aradaki doz farkı 41,5 cGy'dir ve daha yüksek hesaplanmıştır. R4 için 8,4 cGy iken ölçülen 9,53 cGy idi. Aradaki doz farkı 1,13 cGy olup kabul edilebilir sınırlar içindedir. R5 için 4,87 cGy iken ölçülen 4,43 cGy olup ve aradaki doz farkı -0,44 cGy'dir. Doz farklarının daha yüksek veya daha düşük çıkmasına sebep olan etken, doz değişiminin yüksek olduğu konulmalarda TLD'lerin yer almasıdır. Diğer bir sebep olarak TLD'leri çubuklara elle yerleştirilmesinden dolayı çubuktaki konumlandırılması yeterli doğrulukta değildir.

Mesanede hesaplanan doz 107,8 cGy iken ölçülen 81,12 cGy idi. Aradaki doz farkı -26,68 cGy'dir ve daha düşük hesaplanmıştır. Doz farklarının daha yüksek veya daha düşük çıkmasına sebep olan etken, doz değişiminin yüksek olduğu konulmalarda TLD'lerin yer almasıdır.

TPS' de hesaplanan ve intrakaviter yarı iletken proplar ile ölçülen nokta dozların arasındaki doz farkları hesaplanarak Çizelge 5.3. ve Çizelge 5.4.'de verilmiştir. Geneline baktığımızda hesaplanan ve ölçülen dozlar arasında uyum olduğu görülmektedir.

Çizelge 5.3. PTV45 için diyot ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları

PTV 45 YART PLANI			
	DİYOT <sub>ORT</sub> (cGy)	TPS (cGy)	FARK (cGy)
Rektum 1	170,6	167	3,6

Rektum 2	177,85	174,48	3,37
Rektum 3	105,05	107,32	-2,27
Rektum 4	12,65	12,8	-0,15
Rektum 5	6,95	6,88	0,07
Mesane	163,45	168,88	-5,43

PTV45 planı için tanımlanan 180 cGy'lik doz için rektumda belirlenen beş nokta için hesaplanan dozlar; R1 için 167 cGy iken ölçülen 170,6 cGy olup ve aradaki doz farkı 3,6 cGy'dir. R2 için 174,48 cGy iken ölçülen 177,85 cGy idi. Aradaki doz farkı 3,37 cGy olup kabul edilebilir sınırlar içindedir. R3 için 107,32 cGy iken ölçülen 105,5 cGy ve aradaki doz farkı -2,27 cGy olup kabul edilebilir sınırlar içindedir. R4 için 12,8 cGy iken ölçülen 12,65 cGy olup ve aradaki doz farkı -0,15 cGy dir. R5 için 6,88 cGy iken ölçülen 6,95 cGy idi. Aradaki doz farkı 0,07 cGy'dir.

Mesane hesaplanan doz 168,88 cGy iken ölçülen 163,45 cGy idi. Aradaki doz farkı -5,43 cGy dir.

Çizelge 5.4. PTV72 için diyot ölçüm sonuçları, TPS değerleri ve doz farkları

PTV 72 YART PLANI			
	DİYOT <sub>ORT</sub> (cGy)	TPS (cGy)	FARK (cGy)
Rektum 1	164,55	166	-1,45
Rektum 2	185,15	177,67	7,48
Rektum 3	44,45	56,67	-12,22
Rektum 4	7,95	8,4	-0,45
Rektum 5	4,2	4,87	-0,67
Mesane	149,05	130,27	18,78

PTV 72 planı için tanımlanan 180 cGy'lik doz ve rektumda belirlenen beş nokta için hesaplanan dozlar; R1 için 166 cGy iken ölçülen 164,55 cGy olup ve aradaki doz farkı -1,45 cGy'dir. R2 için 177,67 cGy iken ölçülen 185,15 cGy olup ve aradaki doz farkı 7,48 cGy'dir. R3 için 56,67 cGy iken ölçülen 44,45 cGy olup ve aradaki doz farkı -12,22 cGy'dir ve daha düşük hesaplanmıştır. R4 için 8,4 cGy iken ölçülen 7,95 cGy

olup ve aradaki doz farkı -0,45 cGy dir. R5 için 4,87 cGy iken ölçülen 4,2 cGy olup aradaki doz farkı -0,67 cGy'dir. Doz farklarının daha yüksek veya düşük çıkmasının sebebi doz değişiminin yüksek olduğu konulmalarda diyodun yer almasıdır. Bu doz farkına sebep olan bir etkendir.

Mesanede hesaplanan doz 130,27 cGy iken ölçülen 149,05 cGy olup ve aradaki doz farkı 18,78 cGy daha yüksek hesaplanmıştır. Doz değişiminin yüksek olduğu konulmalarda diyodun yer alması doz farkına sebep olan bir etkendir.

Şimdiye kadar, gerçek canlı ortam rektum dozimetrişi eksternal radyoterapide seyrek kullanılmıştır. Hayne ve ark. 2001 yılındaki yayınında pelvik radyoterapisinde doğrudan anarektum bölgesinde diyot kullanarak doz ölçümünü 9 hastada (prostat, mesane, servis-uterus kanseri hastalarda) yapmışlardır. Scanditronix marka fotona duyarlı n tipi 5 adet diyot içeren rektal prob dozimetri işlemleri için kullanılmıştır. Prob diyotlar 10 MV foton için kalibre edilmiştir. Termoluminesans dozimetreler diyot dozlarda doğrulamak için başlangıçta kullanılmıştır. Ölçülen rektum dozu hedef dozu olarak tanımlanmış olup elde edilen tüm doz sapmaları hedef hacminin % 7'si kadar idi (Hayne 2001).

Weber ve ark. 31 anal kanserli olguların eksternal tedavisi sırasında anal eşğinde bolus kullanmadan TLD ile doz ölçümü yapmışlardı. Anal dozları beklenen doza göre ortalama farkı % 5,8 (SD,% 5.8) idi (Weber 2001).

Scarantino ve ark. 2005 yılında pilot bir çalışma ile dokuda implant edilebilen yeni bir yarı iletken türünü (metal oksit) prostat kanserin eksternal radyoterapisinde prostat dozunu doğrudan ölçmek için etkin olduğunu gösterdiler. Prostat olguların %29'unda PTV için tanımlana tedavi dozdan %8 sapma izlendiği görülmüştür (Scarantino 2005).

Hansjoerg ve arkadaşları 7 prostat kanseri olgusunda YART tedavisi sırasında iyon odası kullanarak canlı ortam dozimetrişi yapmışlardı. Çalışmaların sonucunda homojen doz bölgelerinde ölçülen doz ile hesaplanan doz arasındaki farkının çok küçük sapmalar tespit etmişlerdi. Dozda keskin düşüş veya yükseliş olduğu yerlerde ölçülen

ile hesaplanan doz farklarının çok yüksek çıktığını bulmuşlardır. Bundan dolayı iyon odası probun doz gradiyentlere yakın konumlandırılması doz farklılığın ortaya çıkmasında etkin olduğunu tespit etmişler. Hastanın set-up parametrelerindeki milimetrik düzeyde kaymalar ve ayrıca Prob ile ölçüm sırasında probun kaymasıyla ölçüm noktasının farklı doz bölgelerine kaymış olabileceğini söylemişlerdir. Tedavi planlama sistemin hesapladığı doz değeri ile ölçülen dozların farkları %30 aşması görülmüştür. YART tedavilerin uygulama süresinin 15 dakika civarında olması ve bu sırada mesane ve rektum doluşunda farklılık oluşması ayrıca rektumun peristalsis hareketi, organ ve probun bu sırada hareket etmesine neden olduğunu açıklamıştır (Hansjoerg 2007).

Gloria ve arkadaşları 29 prostat kanseri hastaları için tedavi planlarının doz değerleri ile ölçülen doz değerlerini karşılaştırdı. Hastalarda prostat kapsülün yakınında bir veya iki mosfet (metal-oxide-semiconductor field effect transistor) yarı iletken implant edildi. Bilgi transferi için kablosuz sistem kullanıldı. MOSFET'in konumu BT'de elde edilip buna göre doz tanımı yapılmıştır. İki hafta ara ile BT alınarak mosfet'in yer değişmesi incelenmiştir. Hastalarda ölçülen dozun beklenen dozdan %5 kadar farklı olduğunu bulmuşlar, bu fark fantom çalışmalarında elde edilen ölçüm sapmalarından daha büyük olduğunu ve hastalarda radyoterapi sırasında sistematik ve olası hatalarının bir göstergesi olabileceği yorumunu getirmişlerdi. Kullanılan implant dozimetrelerin hem yeni görüntüleme eşliğindeki radyoterapi tedavilerinde doz ölçümünde hem de PTV'nin işaretlemesi için yararlı olacağını belirtmişlerdir (Gloria 2007).

MOSFET'le 2009 yılında yapılan fantom çalışmaları PTV'de dozimetre doğruluğunu %2,7 ve görüntüleme lokalizasyon doğruluğunu 1 mm olarak prostat kanseri eksternal radyoterapi için Stephen ve arkadaşları tespit etmişlerdir (Stephen 2009).

2010 yılında Hardcastle ve arkadaşları bir fantom çalışmasında rektal balonun üzerinde dual MOSFET konumlandırarak hem doz ölçmek hem de prostatı hareketsiz hale getirmek ve rektumu duvarını yüksek dozlardan uzak tutmak üzere araştırma yapmışlardır. Bu çalışmada farazi bir prostat için yapılmış olan üç boyutlu ve YART tedavi planlarından elde edilen rektum ön duvar dozu hesaplandı. Ölçülen doz üç boyutlu ve YART tedavi planlarından hesaplanan dozdan sırasıyla %2,6 ila %3,2 daha düşük bulunmuştur (Hardcastle 2010).

2010 yılında Archambault ve ark. eş zamanlı doz ölçebilen beş plastik sintilatör dizisi (PSD'ler) kombinasyonu endorektal balona yerleştirerek fantomda eksternal YART radyoterapide rektumda canlı ortam doz ölçümü için kullanılabilirliğini için ilk araştırmalarını yapmışlardır. Kalibrasyon koşulları altında, PSD'ler iyon odası ile %0.08 oranında uyumlu olduğunu göstermişlerdir. Verilen toplam doza karşın doğruluklar 2 cGy için % 2,3 ve 200 cGy için de %0,4 oranında değişmektedir (Archambault 2010).

Canlı ortam dozimetrisinde prostat kanseri tedavisi için risk organı olan rektumun aldığı dozlar, brakiterapide kullanılan intrakaviter rektum probu kullanılarak ölçülmüştür. Bu çalışmada rektum doz ölçümüne ek olarak mesana dozları da ölçülmüştür. Mesanenin aldığı dozları tedavi planlama sisteminde hesaplanan dozlarla karşılaştırabilmek için brakiterapi yönteminde kullanılan intrakaviter mesane probu, eksternal tedavide kullanıldı ve doz doğrulamasının bu yöntemle de yapılabileceği görüldü.

Canlı ortam dozimetri risk altındaki bir organın eş zamanlı olarak dozun izleme olanağı vermekle birlikte prostat YART gibi gelişmiş uygulamalarda planlanan dozun verilmesinde doğrudan doğrulamasını sağlamasında önemlidir. Yeni çalışmalar bu yöntemin bir veya birkaç fraksiyonda ölçülmesini ve kaydının tutulmasını öngörmektedir. Tedavi planının iyileşmesine ve geliştirmesine olanak sağlar. Ayrıca, bu tür bir dozimetri sistemi beklenmeyen doz değerlerindeki kaymaları tespit ederek, hasta

hareketleri veya pozisyon hatasından kaynaklanan hatalar, uyabilecek bir uyarı mekanizmasını da sağlar.

## **6. SONUÇ**

Radyoterapinin başarısı, önemli ölçüde tümöre hedeflenen dozun doğru bir şekilde verilmesine bağlıdır. Hedef hacimde oluşabilecek düşük doz bölgeleri tümör rekürrensine (nüks) neden olurken, yüksek doz bölgeleri içinde tanımlanan protokollerin tanımlamaları gözetilir. Hastanın yaşam kalitesini etkileyecek risk organların doz sınırları aşılması da ciddi yan etkilere yol açabilir. Bu nedenle tedavi

planlamalarının dozimetrik olarak kalite kontrolünün yapılması büyük önem taşımaktadır.

Bu amaç doğrultusunda Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda kullanılmakta olan Precise tedavi planlama sisteminin prostat tedavisi için kalite kontrolü yapılmış; tedavi planlama sisteminden elde edilen doz dağılımları, TLD ve diyot sistemleri ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada brakiterapi uygulamalarında dozimetri amacıyla kullanılan intrakaviter rektum ve mesane proplarını eksternal tedavilerde de uygulanabilirliği gösterildi. Çalışmada canlı ortam dozimetrisinde kullanılan TLD ve yarı iletken dozimetri yönteminin işlemlerin zaman alıcılığı ve ölçülen doz değerlerinin doğruluğu açısından irdelendi. Öne çıkan en önemli unsur yarı iletkenlerin hızlı cevap vermesi ve beklenen doz doğruluğunun elde edilmesidir. YART tedavisinde yarı iletkenin tedavi sırasında doz ölçmesi ve TLD gibi aynı doğrulukla doz ölçebilmesi bu dozimetre için bir üstünlüktür. Bu sayede hastada risk organ için yapılan canlı ortam dozimetrisinin özellikle YART tedavisinde en azından doz aşım problemlerini erken izleyebilmek ve önlemlerin alınabilmesini sağlayacaktır.

## **7. KAYNAKLAR**

- AAPM 1991. Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposure. Report no. 31.
- AAPM 2005. American Association of Physicists in Medicine Report no. 87: Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy, Madison: Medical Physics Publishing.
- ABDEL-WAHAB, M., RENGAN, R., CURRAN, B., SWERDLOFF, S., MIETTINEN, M., FIELD, C. RANJITKAR, S., PALTA, J. and TRIPURANENI, P. 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.
- ARCHAMBAULT, L., BRIERE, T. M., PONISCH, F., BEAULIEU, L., KUBAN, D. A., LEE, A., BEDDAR, S. 2010. Toward a real-time in vivo dosimetry system using plastic Scintillation detectors, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 78: 280–287.
- ARNO J., MUNDT, J. C. 2005. Roeske. Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinical Perspective. Bc Decker Inc, Hamilton, London,
- 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., 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.
- BENK, V.A., ADAMS, J. A., SHIPLEY W.U., URIE, M.M, McManus P.L., EFIRD, 1993. J.T., Late rectal bleeding following combined X-ray and proton high dose irradiation for patients with stages T3-T4 prostate carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*;26 (3):551-7.
- BEYZADEOĞLU, M. ve EBRULİ, C.C. 2008. Temel Radyasyon Onkolojisi, syf. 348-370, Türkiye.
- BOR, D. 2009. Nükleer Tıp: Sayısal Görüntüleme Yöntemleri, Bilim Yayınları, Ankara.
- BRAAKSMA, M.M., WIJERS O.B., VAN J.R. 2003. Optimisation of conformal radiation therapy by intensity modulation: cancer of the larynx and salivary gland function. *Radiother Oncol*; 66: 291-302.
- BRAHME, A. 1984. Dosimetric precision requirements in radiation therapy. *Acta Radio. Oncol*, 23: 379-391.
- CALANDRINO, R., CATTANEO, G. M., FIORINO, C., LONGOBARDI, B., MANGILI, P. and SIGNOROTTO, P. 1997. Detection of systematic errors in external radiotherapy before treatment delivery, *Radiother Oncol* 45 (3): 271–274.
- CHAO, K.S., MAJHAIL, N, HUANG, C.J. 2001. Intensity-modulated radiation therapy reduces late salivary toxicity without compromising tumor control in patients with oropharyngeal carcinoma: a comparison with conventional techniques. *Radiother Oncol*; 61: 275-280.
- CHAO, K.S.C. APISARNTHANARAX S, ÖZYİĞİT G. 2005. Practical essentials of intensity modulated radiation therapy (Ed. 2nd). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- CHUBA, P.J., SHARMA, R., YUDELEV, M., DUCLOS, M., SHAMSA, F., GIACALONE, S. 1996. Hip stiffness following mixed conformal neutron and photon radiotherapy: a dose-volume relationship. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*;35 (4): 693-9.
- CLARK, B. G., BROWN, R. J., PLOQUIN, J. L., KIND, A. L. and GRIMARD, L. 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.
- ÇAKIR, A. 2009. Prostat kanserinin radyoterapisinde konformal radyoterapi tekniklerinin değerlendirilmesi. *Türk onkolojisi Derneği*; 24 (4): 166-171



- ÇAKIR, A. 2009. Prostat kanserinin radyoterapisinde konformal radyoterapi tekniklerinin değerlendirilmesi, İstanbul.
- 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. [http://www.dh.gov.uk/prod\\_consum/groups/dh\\_digitalassets\\_dh\\_en/documents/digitalasset/dh\\_076852.pdf](http://www.dh.gov.uk/prod_consum/groups/dh_digitalassets_dh_en/documents/digitalasset/dh_076852.pdf)
- DOLL, R. 1980. The Epidemiology of Cancer. *Cancer*, 2475- 2485.
- DONALDSON, S. L. 2008. The Royal College of Radiologists, Society and College of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine, National Patient Safety Agency, British Institute of Radiology. Towards Safer Radiotherapy, London: The Royal College of Radiologists. [https://www.rcr.ac.uk/docs/oncology/pdf/Towards\\_saferRT\\_final.pdf](https://www.rcr.ac.uk/docs/oncology/pdf/Towards_saferRT_final.pdf)
- DONALDSON, S. L. 2008. WHO 2008. Radiotherapy Risk Profile - Technical Manual, Geneva World Health Organization. [http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy\\_risk\\_profile.pdf](http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy_risk_profile.pdf)
- DUTREIX, A., BJÄRNGÅRD, B. E., BRIDIER, A., MIJHHEER, B., SHAW, J. E. and SVENSSON, H. 1997. Monitor unit calculation for high energy photon, Physics for clinical radiotherapy ESTRO Booklet Report No. 3, Brussels: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology.
- DYK, V. 2000. Advance in Modern Radiation Therapy
- EMAMI, B., LYMAN, J., BROWN A., COIA, L., GOITEIN, M., MUNZENRIDER, J.E., et al. 1991. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 21 (1):109-22.
- EMAMI, B., LYMAN, J., BROWN, A. 1991. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 21: 109-122.
- ESTRO. 2006. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO). Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. Van Dam, J., Marinello, G. Booklet no:1. Second Edition. Belgium. 37-51.
- FIORINO, C., CORLETTI, D., MANGILI, P., BROGGI, S., BONINI, A., Cattaneo, G. M., PARISI, R., ROSSO, A., SIGNOROTTO, P., VILLA, E. and CALANDRINO, R. 2000. Quality assurance by systematic in vivo dosimetry: results on a large cohort of patients, *Radiother Oncol* 56 (1): 85–95.
- GLADSTONE, D.J., LU, X.Q., HUMM, J.L. 1994. A miniature MOSFET radiation dosimeter probe. *Med Phys*, 21: 1721-1728.
- GOITEIN, M. 1983. Nonstandard deviations. *Med Phys*, 10:709-711.
- HAYNE, D., JOHNSON, U., D’SOUZA, D., BOULOS, P. B., PAYNE, H. 2001. Anorectal Irradiation in Pelvic Radiotherapy: An Assessment Using in-vivo Dosimetry, *Clinical Oncology* 13:126–129.
- HENDEE R. W., IBBOTT S. G., HENDEE G. E. 2005. “Radiation Therapy Physics” Third Edition John Wiley & Sons Pub.,
- HEUKELOM, S., LANSON, J.H., MIJNHEER, B.J. 1991. Comparison of entrance and exit dose measurements using ionization chambers and silicon diodes. *Phys Med Biol*, 36: 47-59.
- 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.

- 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), *Radiation Protection Dosimetry*, pp. 1–15
- HUANG, G., MEDLAM, G., Lee, J., BILLINGSLEY, S., BISSONNETTE, J.P., RINGASH, J., KANE, G. and HODGSON, D. C. 2005. Error in the delivery of radiation therapy: results of a quality assurance review, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 61 (5): 1590–1595.
- IAEA (2000b). Safety Reports Series No. 17: Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy, Vienna: International Atomic Energy Agency. [http://www.pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1084\\_web.pdf](http://www.pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1084_web.pdf)
- IAEA (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna: International Atomic Energy Agency. [http://www.pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196\\_web.pdf](http://www.pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf)
- IBA 2009. [http://www.iba-dosimetry.com/sites/default/files/brochure/InVivo\\_0.pdf](http://www.iba-dosimetry.com/sites/default/files/brochure/InVivo_0.pdf)
- ICAO 2011. State of Global Aviation Safety, Montréal: International Civil Aviation Organization. [http://www.icao.int/safety/Documents/ICAO\\_State-of-Global-Safety\\_web\\_EN.pdf](http://www.icao.int/safety/Documents/ICAO_State-of-Global-Safety_web_EN.pdf)
- JOHNS, H. E. 1983. *The Physics of Radiology*, C.C.Thomas, pp. 576, U.S.A.
- KADESJO, N., NYHOLM, T., OLOFSSON, J. 2011. A practical approach to diode based in vivo dosimetry for intensity modulated radiotherapy. *Radiother Oncol*, 98: 378-381.
- KAPP, K., STUECKLSCHWEIGER, G., KAPP, D. 1992. Dosimetry of intracavitary placements for uterine and cervical carcinoma: Results of orthogonal film, TLD, and CT assisted techniques. *Radiother Oncol*, 24: 137-146.
- KHAN, F. M. 2003. Physics of Radiation Therapy Third Edition by Faiz M. Khan
- KHAN, F. M., 2010. The Physics Of Radiation Therapy, The, 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.
- KHAN, F.M. 2003. The Physics of Radiation Therapy 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.
- KHAN, F.M. 2007. Treatment Planning in Radiation Oncology, 2nd Edition
- KIRBY, M.C., WILLIAMS, P.C. 1993. Measurement possibilities using an electronic portal imaging device. *Radiother Oncol*, 29: 237-243.
- KLEIN E. E., ESTHAPPAN J., Li Z. 2003. “Surface and buildup dose characteristics for 6, 10, and 18 MV photons from an Electra Precise linear accelerator” *Journal of Applied Clinical Medical Physics Volume 4, Number1, Winter*
- KUBAN, DA, THAMES, H.D., LEVY, L.B., HORWITZ, E.M., KUPELIAN, P.A., MARTINEZ, A.A. et al. 2003. Long-term multi-institutional analysis of stage T1-T2 prostate cancer treated with radiotherapy in the PSA era. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*;57 (4):915-28.
- KUNG, J. H., CHEN, G. T. Y. and KUCHNIR, F. K. 2000. A monitor unit verification calculation in intensity modulated radiotherapy as a dosimetry quality assurance, *Med Phys* 27 (10): 2226–2230.
- LANSON, J.H., ESSERS, M. 1999. Uiterwaal GJ, et al. In vivo dosimetry: An essential part of a quality assurance programme of conformal radiotherapy. *Radiother Oncol* Submitted.
- LAW, M. Y. Y. and LIU, B. 2009. Informatics in radiology: DICOM-RT and its utilization in radiation therapy, *Radiographics* 29 (3): 655–667.

- LEE, W.R., HANKS, G.E., HANLON, A.L. 1995. Lateral rectal shielding reduces late rectal morbidity after high dose three-dimensional conformal radiation therapy for clinically localized prostate cancer: Further evidence for a dose effect. Proceedings of the 37th Annual ASTRO Meeting. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 32: Suppl: 142.
- LEUNENS, G., VAN D. J., DUTREIX, A. 1990. Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. Determination of the target absorbed dose. *Radiother Oncol*, 19: 73-87.
- MAYLES, W.P.M., HEISIG, S., MAYLES, H.M.O. 1993. Treatment verification and in vivo dosimetry. In: Williams J.R. and Thwaites D.I. (Eds.) Radiotherapy physics in practice. New York: Oxford University Press, pp. 227-251.
- MCKINLAY, A. F. 1981. Thermoluminescence Dosimetry-Medical Physics Handbook 5, Adam Hilger pp. 118
- MIJNHEER B., BRIDIER A., GARIBALDI C., TORZSOK K., VENSELAAR J. 2001. "Monitor Unit Calculation for high energy photon beams- practical examples" ESTRO BOOKLET No.6 First Edition.
- MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J. and WAMBERSIE, A. 1987. What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiother Oncol*, 9: 33-44.
- MUNRO, A. J. 2007. Hidden danger, obvious opportunity: error and risk in the management of cancer, *Br J Radiol* 80 (960): 955–966.
- NATH, R. 1994. AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators Report Of Aapm Radiation Therapy Task Group 45. Reprinted from *Medical Physics*, Vol. 21, Issue 7, July
- 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.
- NEMA, A. Feygelman, V., Zhang, G., Stevens, C. and Nelms, B. E. 2011. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association. <http://medical.nema.org/medical/dicom/2011>. Evaluation of a new VMAT QA device, or the "X" and "O" array geometries, *J Appl Clin Med Phys* 12 (2): 146–168.
- NOEL, A., ALETTI, P., BEY, P. and MALISSARD, L. 1995. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry, *Radiother Oncol* 34 (2): 144–151.
- Nordic Association of Clinical Physics (NACP). 1980. 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. Available at: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/02841868009130136>
- NYHOLM, T. 2008. Verification of dose calculations in radiotherapy, PhD thesis, Umeå University. <http://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:umu:diva-1931>
- NYHOLM, T., OLOFSSON, J., AHNESJO, A. and KARLSSON, M. 2006. Photon pencil kernel parameterisation based on beam quality index, *Radiother Oncol* 78 (3): 347–351.
- OSTWALD, P.M., KRON, T., HAMILTON, C.S. 1995. Clinical use of carbon-loaded thermoluminescent dosimeters for skin dose determination. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 33: 943-950.

- 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.
- PISATURO, O., MOECKLI, R., MIRIMANOFF, 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. International Atomic Energy Agency Radiation oncology physics. e.b,A handbook for teachers and students, pp. 20 – 43, VIENNA
- PODGORSAK, B. E. 2006. Radiation physics for medical physicists. Springer, Germany.
- RAVIKUMAR, M., RAVICHANDRAN, R. 2000. Dose Measurements in the Build-up Region for the Photon Beams from Clinac-1800 Dual Energy Medical Linear Accelerator. *Strahlenther Onkol.* ; 176 (5): 223-238
- RUDÉN, B.I. 1976. Evaluation of the clinical use of TLD. *Acta Radiol Ther Phys Biol*, 15: 447-464.
- SAW, C., FERENCI, M. and WANGER, H. 2008. Technical aspects of quality assurance in radiation oncology, *Biomed Imaging Interv J* 4 (3): e48.
- SCARANTINO, C. W., CHRISTOPHER J. R., MIGDALIA A., TAMMY B. C., ROBERT D. O., MITCHELL S. A. and ROBERT D. B. 2005. Initial Clinical Results of an In Vivo Dosimeter During External Beam Radiation Therapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 62, No. 2, pp. 606–613.
- SCHLEGEL W., GROSSER, K.H., HARING, P., RHEIN, B. 2006. Beam delivery in 3D conformal radiotherapy using multi-leaf collimators. In: Schlegel W, Bortfeld T, Grosu A-L, editors. New technologies in radiation oncology. Germany, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- 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, *Phys Med* 27 (1): 21–29.
- SHAFIQ, 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
- SOARES, C., DRUPIESK, I. C., WINGERT, B., PRITCHETT, G., PAGONIS V., O'BRIEN, M., SLISKI, A., PAWEL, I. B. and OLKO, P. 2006. Absorbed dose measurements of a handheld 50 kVp X-ray source in water with thermoluminescence dosimeters 120 (1-4): 78-82. doi: 10.1093/rpd/nci622
- STERN, R. L., HEATON, R., FRASER, M. W., GODDU, S. M., KIRBY, T. H., LAM, K. L., MOLINEU, 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.
- VAN, D., MARINELLO, G. 1994. Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. ESTRO Booklet. Nr1 Garant.
- VERHEY, L. J. 1996. 3D conformal therapy using beam intensity modulation. *Front Radiat Ther Oncol*; 29: 139-155.

- WEBER, C. D., NOUET, P., KURTZ, J. M., ALLAL, A. S. 2001. Assessment of target dose delivery in anal cancer using in vivo thermoluminescent dosimetry. *Radiotherapy and Oncology* 59 39-43.
- WERTZ, H., BODA-HEGGEMANN, J., WALTER, C., DOBLER, B., MAI, S., WENZ, F., LOHR, F. 2007. Image-guided in vivo dosimetry for quality assurance of Imrt treatment for prostate cancer., *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 67: 288–295.
- ZELEFSKY, M.J., FUKS, Z., HAPPERSETT, L., LEE, H.J., LING, C.C., BURMAN, C.M., et al. 2000. Clinical experience with intensity modulated radiation therapy (IMRT) in prostate cancer. *Radiother Oncol*;55 (3):241-9.
- ZIETMAN, A.L , DESILVIO, M.L., SLATER, J.D., ROSSI, C.J.J., MILLER, D.W., ADAMS, J.A., et al. 2005. Comparison of conventional- dose vs high-dose conformal radiation therapy in clinically localized adenocarcinoma of the prostate: a randomized controlled trial. *JAMA*;294 (10):1233-9.

## ÖZGEÇMİŞ

Çağdaş AKBAŞ 1983 yılında Antalya’da doğdu. İlkokul, orta ve lise öğrenimini Antalya’da tamamladı. 2002 yılında Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü’nden 2008 yılında mezun oldu. 2008-2009 yılları arasında Akdeniz Üniversitesi Eğitim Bilimleri Tezsiz Yüksek Lisans eğitimini tamamladı. 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. 2012 yılından beri Antalya Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkoloji Bölümünde çalışmaktadır.