

**T.C.
ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI
2015-YL-043**

**PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİNDE YOĞUNLUK
AYARLI RADYOTERAPİ PLANLAMALARI İLE
DOZİMETRİK SİSTEMLERDEN ELDE EDİLEN DOZ
DAĞILIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Deniz KOÇYİĞİT USLU

**TEZ DANIŞMANI
Yrd. Doç. Dr. Melis GÖKÇE**

AYDIN 2015

T.C.
ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE
AYDIN

Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Programı öğrencisi Deniz KOÇYİĞİT USLU tarafından hazırlanan “Prostat Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlamaları ile Dozimetrik Sistemlerden Elde Edilen Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması” başlıklı tez, 7 Temmuz 2015 tarihinde yapılan savunma sonucunda aşağıda isimleri bulunan jüri üyelerince kabul edilmiştir.

	Ünvanı, Adı Soyadı	Kurumu	İmzası
Başkan	: Doç. Dr. Hüseyin DERİN	ADÜ
Üye	: Yrd. Doç. Dr. Aytaç Gürhan GÖKÇE	ADÜ
Üye	: Yrd. Doç. Dr. Melis GÖKÇE	ADÜ

Jüri üyeleri tarafından kabul edilen bu yüksek lisans tezi, Enstitü Yönetim KurulununSayılı kararıylatarihinde onaylanmıştır.

Prof. Dr. Aydın ÜNAY
 Enstitü Müdürü

T.C.
ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE
AYDIN

Bu tezde sunulan tüm bilgi ve sonuçların, bilimsel yöntemlerle yürütülen gerçek deney ve gözlemler çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce, sonuç ve bilgilere bilimsel etik kuralların gereği olarak eksiksiz şekilde uygun atıf yaptığımı ve kaynak göstererek belirttiğimi beyan ederim.

07/07/2015

Deniz KOÇYİĞİT USLU

ÖZET

PROSTAT KANSERİ TEDAVİSİNDE YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLAMALARI İLE DOZİMETRİK SİSTEMLERDEN ELDE EDİLEN DOZ DAĞILIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Deniz KOÇYİĞİT USLU

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı
Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Melis GÖKÇE
2015, 64 sayfa

Prostat kanseri, diğer kanser türlerinde olduğu gibi vücuttaki normal hücre büyümesinin bozularak prostat bezinin kötü huylu büyümesi olarak bilinir. Tedavi yöntemlerinden biri olan ışınlama, eksternal (dış) radyoterapi ve brakiterapi olmak üzere iki şekilde yapılır. Prostat kanseri tedavisinde daha yüksek oranda tümör kontrolünü daha az yan etki ile sağlamak için yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) planlaması kullanılır. YART ile tedavi edilen hastaların bütün tedavi alanlarının tedaviden önce dozimetrik olarak hesaplanan doz dağılımı ile karşılaştırılarak kontrol edilmesi gerekir.

Bu tez çalışmasında, YART planlamalarında hedef hacmin almış olduğu doz termolüminesans dozimetre (TLD), iyon odası ve 2D-ARRAY dedektör sistemi gibi dozimetrik sistemler kullanılarak ölçülüp karşılaştırılmıştır. Üç prostat kanseri hastası için, YART yöntemi ile oluşturulmuş tedavi planları, 2D-ARRAY ve TLD ölçümlerinin gerçekleştirildiği katı su fantomu üzerine aktarılmıştır. Her üç hasta için dozimetrik sistemlerden elde edilen sonuçlar YART ile karşılaştırılmıştır. 2D-ARRAY ile yapılan karşılaştırmada 3 mm DTA, %3 DD kriteri için γ değerlendirmesini geçen noktalar bulunmuştur. Karşılaştırmada γ değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesine bakıldığında 2D-ARRAY ile yapılan ölçümlerin tedavi planlama sistemi ile uyumlu sonuçlar verdiği belirlenmiştir. İyon odası ile gerçekleştirilen nokta doz ölçümleri ve planlamalardan okunan dozlar arasındaki fark %3'den küçük bulunmuştur. TL dozimetreler ile ölçülen ve planlama sisteminden okunan doz değerleri arasındaki fark % 1–5 arasında bulunmuştur. Elde edilen sonuçlar ışığında dozimetrik sistemlerin avantaj ve dezavantajları kendi aralarında kıyaslanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Prostat Kanseri, İyon Odası, 2D-ARRAY Dedektör Sistemi, Termolüminesans Dozimetre.

ABSTRACT

COMPARISON OF THE DOSE DISTRIBUTION OBTAINED FROM DOSIMETRIC SYSTEM WITH INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY PLANNING SYSTEM IN THE TREATMENT OF PROSTATE CANCER

Deniz KOÇYİĞİT USLU

M.Sc. Thesis, Department of Physics

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Melis GÖKÇE

2015, 64 pages

As in other types of cancer, prostate cancer is the deterioration of normal cell growth in the body, known as malign enlargement of the prostate gland. Irradiation which is one of the treatment methods done in two ways as external radiotherapy and brachytherapy. In order to achieve high tumor control rate with minimum side effects Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) planning is used for prostate cancer treatment. Before treatment, all treatment fields in IMRT must be controlled and compared with dosimetrically obtained dose distribution.

In this thesis, dose received by the target volume for IMRT plannings is measured and compared with the dosimetric systems such as thermoluminescent dosimeter (TLD), ionization chamber and 2D-array. For three prostate cancer patients, the treatment plans created with IMRT technique are transferred onto 2D-ARRAY and onto the solid water phantom which TLD studies are carried out. For the patients the results obtained from dosimetric systems are compared with those obtained from IMRT technique. For 2D-ARRAY measurements, the points that passed γ assessment for 3 mm DTA, %3 DD criteria have been found. According to the percentage of the points passed γ assessment, it is determined that 2D-ARRAY measurements have given consistent results with treatment planning system. The differences between point doses measured in ionization chamber and the doses read from planning system have been obtained less than %3. It is found that the difference between dose values of TLDs and planning system are in the range of 1-5%. According to the results the advantages and disadvantages of dosimetric systems are compared with each other.

Key words: Intensity Modulated Radiotherapy, Prostate Cancer, Ionization Chamber, 2D-ARRAY Detector System, Thermoluminescent Dosimetry

ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimimde bilimsel anlamda her konuda yanımda olan ve tezimin her aşamasında bilgi ve deneyimleriyle beni yönlendiren değerli danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Melis GÖKÇE'ye minnetlerimi sunar çok teşekkür ederim.

Deneyisel çalışmalarım esnasında ışınlamaların yapılmasında bana olanak sağlayan ve yardımcı olan Pamukkale Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Öğretim Görevlisi Sayın Canan ERTUNÇ'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Işınlanan dozimetrelerin okunması esnasında bana yardımcı olan Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü hocası Prof. Dr. Turgay KARALI'ya, ve Ege Üniversitesi Doktora Öğrencisi Kemal Fırat OĞUZ'a çok teşekkür ederim.

Hayatımın her döneminde maddi, manevi destekleriyle, ilgileriyle ve en önemlisi sevgileriyle hep arkamda olan güzel aileme, özellikle de bana hem anne hem baba olan canım annem Ayşe KOÇYİĞİT'e ve yüksek lisans eğitimim boyunca bana her konuda destek olan sevgili eşim Murat USLU'ya teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak da tez çalışmamı FEF 15017 no'lu proje ile destekleyen Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Birimine teşekkür ederim.

Deniz KOÇYİĞİT USLU

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI	iii
BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI	v
ÖZET.....	vii
ABSTRACT.....	ix
ÖNSÖZ.....	xi
KISALTMALAR DİZİNİ.....	xvii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xxi
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	3
2.1. Kanser.....	3
2.1.1. Prostat Anatomisi	3
2.1.2. Prostat Kanseri.....	4
2.1.3. Prostat Kanserinde Risk Faktörleri	4
2.1.3.1. Kalıtım	5
2.1.3.2. Yaş	5
2.1.3.3. Irk	5
2.1.3.4. Diyet	5
2.1.3.5. Kimyasal Maddeler	5
2.1.4. Prostat Kanserinin Oluşumu	5
2.1.5. Prostat Kanserinin Belirtileri	6
2.1.6. Prostat Kanseri Tanısı	6
2.1.7. Prostat Kanseri Tedavisi	7
2.1.8. Prostat Kanseri Radyoterapisi	7
2.1.8.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlama Sistemi (YART)	7

2.1.9. Radyoterapide Kullanılan Hacim Tanımları	9
2.1.10. Dozimetre Çeşitleri	10
2.1.10.1. İyon Odası	10
2.1.10.2. 2D ARRAY (İki Boyutlu) Dedektör Sistemi	11
2.1.10.3. Termolüminesans Dozimetre (TLD)	12
2.2. Lüminesans	13
2.2.1. Işıma Türlerine Göre Lüminesans Türleri	46
2.2.2. Uyarılma Kaynağına Göre Lüminesans Türleri	17
2.2.3. Termolüminesans (TL) Teorisi	18
2.2.3.1. Termolüminesans (TL)	18
2.2.3.2. TLD'lerin Uygulama Alanları	21
2.2.4. Dozimetrik Malzemelerin Özellikleri	22
2.2.5. LİF: Mg, Ti TLD'lerin Özellikleri	23
3. MATERYAL VE YÖNTEM	24
3.1. Materyal.....	24
3.1.1. Bilgisayar Tomografi (BT) Simülâtörü	24
3.1.2. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	24
3.1.3. Lineer Hızlandırıcı (LINAC) Cihazı	24
3.1.4. Dozimetrik Ekipmanlar	25
3.1.4.1. Katı Su-RMI-457 Fantomu	26
3.1.4.2. Katı Su-RW3 (29672) Fantomu	26
3.1.4.3. Universal Fantom	77
3.1.5. İyon Odası	27
3.1.6. Elektrometre	28
3.1.7. 2D (İki Boyutlu) ARRAY Dedektör Sistemi.....	29
3.1.8. Termolüminesans Dozimetre (TLD)	29

3.1.9. TLD Okuyucu Sistemi	30
3.2. Yöntem	31
3.2.1. Termoluminesans Dozimetre (TLD) Kalibrasyonu	31
3.2.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Çekimi	33
3.2.3. Tomografi Görüntülerinin Konturlanması	33
3.2.4. TLD'lerin Yerleştirilmesi	33
3.2.5. Lineer Hızlandırıcıda TLD Fantomunun Işınlanması	33
3.2.6. TLD'lerin Okunması	34
3.2.7. İyon Odası Ölçümleri	35
3.2.8. 2D-ARRAY Dedektör Sistemi Ölçümleri	35
4. BULGULAR	37
4.1. TLD'den Elde Edilen Sonuçlar	37
4.2. İyon Odası Ölçüm Sonuçları	43
4.3. 2D-ARRAY Dedektör Sistemi Sonuçları	44
4.4. TLD ve İyon Odası Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması.	47
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	48
KAYNAKLAR	55
ÖZGEÇMİŞ	63

KISALTMALAR DİZİNİ

Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
BT	Bilgisayarlı Tomografi
C	Karbon
cGy	Santi gray
CaF ₂	Kalsiyum Florür
CL	Katodoluminesans
CTV	Klinik Hedef Hacmi
DD	Dose Diffirence
DHG	Doz Hacim Grafiği
DTA	Distance To Agreement
ECC	Element Düzeltme Katsayı
EL	Elektrolüminesans
eV	Elektron volt
GTV	Tanımlanabilir Tümör Hacmi
Gy	Gray
ICRU	Uluslar Arası Birimler ve Ölçümler Komisyonu
IR	Kızılötesi
K	Kelvin
LINAC	Lineer Hızlandırıcı
LiF	Lityum Florür
Mg	Magnezyum
mm	Milimetre
Mn	Manganez
MU	Monitor Unit
MV	Mega Volt

MeV	Mega elektronVolt
nC	Nanocoulomb
OSL	Optik Uyarmalı Lüminesans
PL	Fotolüminesans
PRV	Planlanan Riskli Organ Hacmi
PTV	Planlanan Hedef Hacmi
RCF	Okuyucu Düzeltme Faktörü
RL	Radyolüminesans
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi
Ti	Titanyum
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans Dozimetre
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
UV	Ultra viyole
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
Q	Yük
WinREMS	Windows Radiation Evaluation and Management System
2D	2 Boyutlu
3BKRT	3Boyutlu Konformal Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Prostat anatomisi.....	3
Şekil 2.2. Prostat kanseri.....	4
Şekil 2.3. Radyoterapide kullanılan hacim kavramları.....	9
Şekil 2.4. İyon odasının şematik gösterimi.....	11
Şekil 2.5. 2D ARRAY seven 29 dedektör sistemi.....	12
Şekil 2.6. Basit bir lüminesans modeli.....	13
Şekil 2.7. Işıldayan bitki ve hayvan, yıldırım ve yakamoz gibi doğa olayları.....	14
Şekil 2.8. Baryum sülfattan oluşmuş bologna taşı.....	14
Şekil 2.9. Katı bir malzeme içindeki elektron geçişleri ve lüminesans işlemleri.....	15
Şekil 2.10. Floresans olayı	16
Şekil 2.11. Fosforesans olayı	17
Şekil 2.12. Termolüminesans mekanizması	17
Şekil 2.13. LiF: Mg, Ti termolüminesans dozimetresinin tipik ışınma eğrisi.....	20
Şekil 3.1. Tipik bir LINAC cihazının şematik gösterimi.....	25
Şekil 3.2. Katı Su-RMI-457 fantomu	26
Şekil 3.3. Katı Su RW3 (29672) fantom	27
Şekil 3.4. Universal fantom.....	27
Şekil 3.5. PTW semiflex 0.125 cc iyon odası.....	28
Şekil 3.6. PTW marka Unidos Weblin elektrometre.....	28
Şekil 3.7. PTW marka Seven 29 2D-ARRAY dedektör sistemi.....	29
Şekil 3.8. TL -100 çubuk dozimetreler.....	30
Şekil 3.9. Harshaw QS 3500 manuel tip TLD okuyucu.....	30
Şekil 3.10. Lineer hızlandırıcıda TLD fantomunun ışınlanması.....	34

Şekil 3.11. Hasta planlamasına göre ışınlanacak alanın fantom üzerindeki görünümü.....	34
Şekil 3.12. İyon odası ölçümünde kullanılan deneysel düzenek.....	35
Şekil 3.13. 2D-ARRAY dedektör sistemine yansıtılan hasta planlamasının görünümü.....	36
Şekil 4.1. TLD fantomunda dozimetrelerin yerleşimi	38
Şekil 4.2. Hasta 1 için TLD ve YART planlamalarından elde edilen doz dağılımları arasındaki % fark.....	39
Şekil 4.3. Hasta 2 için TLD ve YART planlamalarından elde edilen doz dağılımları arasındaki % fark.	41
Şekil 4.4. Hasta 3 için TLD ve YART planlamalarından elde edilen doz dağılımları arasındaki % fark.....	43
Şekil 4.5. Hasta 1 için 2D-ARRAY ile planlama sonuçlarının karşılaştırılması.....	45
Şekil 4.6. Hasta 2 için 2D-ARRAY ile planlama sonuçlarının karşılaştırılması.....	45
Şekil 4.7. Hasta 3 için 2D-ARRAY ile planlama sonuçlarının karşılaştırılması.....	46

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. Hasta 1 için deneysel olarak ölçülen ve teorik olarak hesaplanan doz değerleri.....	37
Çizelge 4.2. Hasta 2 için deneysel olarak ölçülen ve teorik olarak hesaplanan doz değerleri.....	40
Çizelge 4.3. Hasta 3 için deneysel olarak ölçülen ve teorik olarak hesaplanan doz değerleri.....	42
Çizelge 4.4. İyon odası ölçüm sonuçları.....	44
Çizelge 4.5. İyon odası ile TLD ölçüm sonuçları karşılaştırılması.....	47

1. GİRİŞ

Kanser türleri arasında, prostat kanseri erkeklerde en sık görülen kanserler arasında üçüncü sıradadır ve görülme sıklığı % 7.53'tür. Kansere bağlı ölümlerde, akciğer kanserinden sonra ikinci sırayı almaktadır (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008). Prostat kanseri yavaş ilerleyen bir kanser olmasına rağmen her yıl binlerce insan prostat kanseri nedeni ile ölmektedir (Fırat ve Çelik, 1998). Günümüzde hasta bilincinin artması, çeşitli taramaların yapılması ve ultrason eşliğinde yapılan biyopsi yöntemlerinin kullanılması ile prostat kanserine erken evrede tanı konulabilmektedir.

Prostat kanseri tedavisinde evrelere göre cerrahi, radyoterapi, kemoterapi ve hormon terapisi tek başlarına ya da birkaçının birleştirilmesi şeklinde uygulanmaktadır. Erken evre prostat kanseri tedavisinde radikal prostatektomi, eksternal radyoterapi veya brakiterapi gibi tedavi seçenekleri sunulmaktadır. Üç tedavi şekline göre klinik sonuçlar aynı olmasına rağmen tedaviye bağlı yan etkilerde farklılıklar görülmektedir. Eksternal radyoterapi, cerrahi tedaviye göre daha az yan etkiye sahip olmasından dolayı öncelikli olarak tercih edilmektedir.

Radyoterapi, kanser hastalarına uygulanan temel tedavi yöntemlerinden birisidir. Radyoterapide iyonize radyasyonun hücreye etkisinden yararlanılarak kanserli bölgeyi tedavi etmek amaçlanmıştır (Anonim, 1976). Radyoterapi tekniklerinin temel prensibi; hedef hacme verilmesi planlanan radyasyon dozunu homojen olarak verirken çevresindeki sağlıklı doku ve organları maksimum ölçüde korumaktır.

Son yıllarda radyoterapideki teknolojik gelişmelerle birlikte prostat kanseri tedavisinde kullanılan teknikler de hızla ilerlemiştir. Bu ilerlemeler sonucunda radyoterapide gelinen en üst noktalardan biriside Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) tekniğidir. YART tekniği 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) tekniğinin gelişmiş bir formudur (Khan, 2007).

YART tekniğinde çok yapraklı kolimatör sistemlerinin kullanılmasıyla daha iyi doz dağılımı sağlanmaktadır. YART'de birincil ışınlama alanları bu çok yapraklı kolimatörler sayesinde birçok alt alana bölünür. Bölünmüş olan her bir alt alana farklı şiddetlerde radyasyon dozu verilebilir (Khan, 2003; Podgorsak, 2005). Bu fiziksel avantaj sayesinde daha yüksek radyasyon dozuna ihtiyaç duyulan

durumlarda, sağlıklı yapıların tolerans dozları aşılmadan radyoterapi uygulamak m¼mk¼n olmaktadır. YART tekniği kullanılan t¼m çalışmalarda hastaya ¼zg¼ dozimetrik kontrol yapılması ¼nemli bir durumdur. Bu kontroller de çeşitli dozimetrik sistemler kullanılarak yapılmaktadır.

Bu tez çalışmasında ¼ hasta için oluşturulan YART planlamaları katı su fantomu, Universal fantom ve 2D-ARRAY dedekt¼r sistemi ¼zerine aktarılmıştır ve Pamukkale ¼niversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Siemens marka ARTISTE model Lineer hızlandırıcı (LINAC) cihazı kullanılarak ışınlanmıştır.

Bu çalışmanın amacı, YART tekniği kullanılarak yapılan tedavi planlamasının dozimetrik kontrol¼n¼n farklı dozimetrik sistemler (Termoluminesans dozimetre (TLD), iyon odası ve 2D-ARRAY dedekt¼r sistemi) kullanılarak yapılması ve Tedavi Planlama Sisteminden (TPS) elde edilen doz verileri ile dozimetrik sistemlerden elde edilen doz verilerini karşılaştırıp değerlendirmektir. B¼ylece hedef hacmin almış olduğu doz miktarı deneysel ve teorik yolla elde edilmiş olacaktır. Ayrıca YART planlamalarının g¼venirliđinde kullanılan farklı doz doğrulama sistemlerini g¼venilirlik, uygulanabilirlik ve uygulama s¼releri açısından birbirleriyle, dozimetrik açıdan da YART planlamaları ile karşılaştırmaktır.

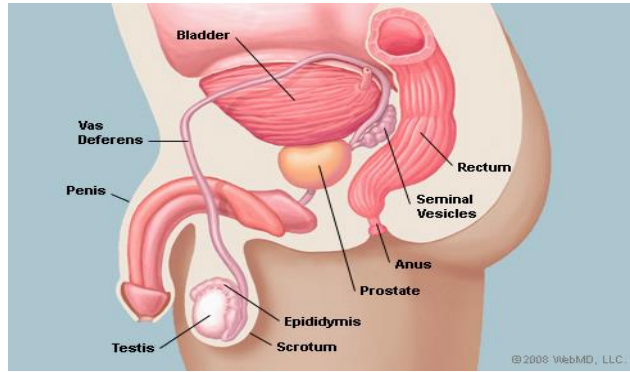
2. KURAMSAL TEMELLER

2.1. Kanser

Kanser dünyada en önemli insan sağlığı problemlerinden birisidir. Kelime anlamı olarak kanser, bir organ veya dokudaki hücrelerin düzensiz olarak bölünüp çoğalmasıyla beliren kötü urlara denir. Genel anlamda ise kanseri hücrelerin kontrolsüz çoğalması, farklılaşması ve ölümünü kontrol eden genlerin hastalığı olarak tanımlamak mümkündür. Yaşamın ilk yıllarında hücreler daha hızlı bölünürken, daha ileri yaşlarda bu hız yavaşlar ve hücreler sonsuz kez bölünemezler. Ama bilincini kaybetmiş kanser hücreleri, kontrolsüz bölünmeye başlar ve çoğalırlar. Fazla hücrelerin kütleleri bir büyüklük veya tümör oluşturur. Tümörler iyi huylu ya da kötü huylu olabilirler. İyi huylu tümörler kanser değildir. Bunlar sıklıkla alınır ve çoğu zaman tekrarlanmazlar. Kötü huylu tümörler ise kanser olup hücreleri anormaldir, kontrolsüz ve düzensiz bölünürler. Kompleks bir hastalık olan kanser hem çevresel hem de kalıtsal faktörlerden kaynaklanmaktadır (Lichtenstein ve ark., 2000).

2.1.1. Prostat Anatomisi

Yunanca koruyucu anlamına gelen ‘Prostat’, boşaltım sisteminin sonunda, mesane ve dış idrar kanalı arasında bulunan lifli, salgı bezi ve kas elemanlarından oluşan oval şekilli bir organdır. Prostat ince, fibröz yaklaşık 1mm kalınlığında yapışık bir kapsül içinde yer alır (Howard ve Pollack, 1990). Prostat sadece erkeklerde bulunan küçük bir bezdir. Prostatın genel işlevi semen üretimine yardımcı olmaktır.

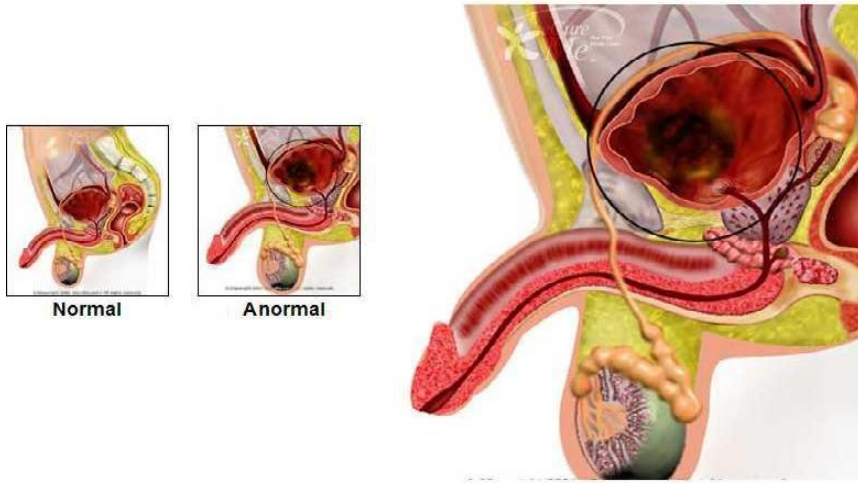


Şekil 2.1. Prostat anatomisi

2.1.2. Prostat Kanseri

Günümüzde prostat kanseri erkekler için önemli bir sağlık sorunu teşkil etmektedir. Prostat kanseri erkeklerde en sık görülen malign (kötü huylu) hastalık olup kansere bağlı ölümlerde akciğer kanserinden sonra ikinci sırada yer almaktadır. Prostat kanserinin olma sıklığı ya da tekrar oranı yaşla birlikte artmaktadır.

Tedavisi nispeten zor gibi görünse de, prostatta genel tablo genellikle olumludur. Bunun nedeni prostat kanserinin diğer kanserlerden farklı olarak çok yavaş ilerlemesidir. Prostat kanserinin tanı ve tedavisindeki gelişmeler gün geçtikçe artmakta ve yapılan taramalar sonucunda prostat kanseri daha fazla oranda erken evrelerde tespit edilmeye başlanmıştır. Toplumsal eğitimle farkındalığın artırılması hastalığın erken tanısında ve tedavi başarısında oldukça önemli bir yer tutmaktadır (Khan, 2007).



Şekil 2.2. Prostat kanseri

2.1.3. Prostat Kanserinde Risk Faktörleri

Prostat kanseri ilerlemesinde etkili faktörler kesin bir şekilde belirlenememekle birlikte prostat kanserinin oluşumunda etkili olan bazı risk faktörleri tanımlanmıştır. Bu faktörleri kalıtım, yaş, ırk, diyet ve kimyasal maddeler olarak sınıflandırabiliriz.

2.1.3.1. Kalıtım

Birinci derece akrabalarında prostat kanseri bulunan kişilerde risk 2–3 kat daha fazladır. Prostat kanserlerinin % 9'unda genetik yatkınlık saptanmıştır (Carter ve ark., 1993).

2.1.3.2. Yaş

Prostat kanseri olan hastaların yaklaşık % 95'inde tanı 45 ile 89 yaşları (ortalama 72) arasında konulmaktadır. Yaş ilerledikçe olma sıklığı artmaktadır.

2.1.3.3. Irk

Prostat kanseri Afrikalı ve Amerikalı erkeklerde, diğer ırkların erkeklerine göre daha sık oranda görülür. Prostat kanseri, Asyalı-Amerikalı ve İspanyol-Latin erkeklerde, İspanyol olmayan beyazlara göre daha az sıklıkta görülür. Bu irksal ve etnik farklılıkların nedenleri açık değildir (Carter ve ark., 1993).

2.1.3.4. Diyet

Hayvansal yağlardan zengin diyetin kolesterol dengesini değiştirerek prostat kanserine yol açtığı düşünülmektedir. Prostat kanserinin, yüksek yağ içerikli diyetle beslenme alışkanlığı olan toplumlarda daha sık, soya ürünlerinin bol tüketildiği Uzakdoğu ülkelerinde ise daha az görüldüğü gözlenmiştir.

2.1.3.5. Kimyasal Maddeler

Kimyasal maddelerden kadmiyumlu maddelerle çalışırken kadmiyum buharının solunmasının prostat kanserine yol açtığı belirtilmiştir. Prostat kanserinin neden ortaya çıktığı kesin olarak bilinmediği için cinsiyet hormonlarıyla da ilgili olduğu bildirilmiştir. Günümüzde bilinen bilgilerden yararlanılarak testosteron adı verilen erkeklik hormonunun prostat kanserindeki hücrelerde aşırı uyarım yaparak kansere yol açabileceği söylenebilir, ancak tek etken bu hormon olmayabilir.

2.1.4. Prostat Kanserinin Oluşumu

Prostat kanseri hücreleri prostat bezi hücrelerinden oluşur. Prostat kanseri genellikle iyi huylu prostat büyümesi ile ortaya çıkar. Ancak prostat büyümesi prostat bezinin iç bölümünden çıkarken, prostat kanseri prostat bezinin dış

bölümünden çıkar. Prostat kanserinde ilk yer, bez içerisinde küçük bir kitle şeklindedir. Daha sonra kitle prostat bezini kaplar ve daha da ilerlerse prostat bezi kapsülünü geçerek çevreye yayılır (Doll, 1980).

2.1.5. Prostat Kanserinin Belirtileri

Prostat kanseri çoğunlukla biyolojik karakteri nedeni ile yavaş ilerleyen bir kanser türü olduğundan geç klinik belirti vermektedir. Bu yüzden hastalık ilerleyince belirtiler başlar. Hastaların hemen hemen % 75'inde zor idrar yapma şikâyeti vardır. Genel olarak prostat kanseri belirtilerini sıralayacak olursak;

- ✓ Zayıf ve kesintili idrar yapma,
- ✓ Sık sık idrara çıkma,
- ✓ İdrar yaparken zorlanma,
- ✓ Gece idrara daha sık çıkma,
- ✓ İdrarın kalınlığında azalma,
- ✓ İdrar yaparken ağrı ve yanma,
- ✓ İdrarda kan görülmesi gibi belirtiler görülmeye başladığında hastaların erken dönemde doktora başvurmaları gerekmektedir (Doll, 1980).

2.1.6. Prostat Kanserinin Tanısı

Erkeklerde en çok görülen kanserlerden biri olan prostat kanseri erken evrelerde teşhis edilirse ve tedavi şekli uygun bir şekilde seçilirse iyileşme şansı yüksek olan bir hastalıktır. Kapsül dışına henüz yayılmamış olan kanserin yok edilmesi mümkündür. Bu nedenlerden dolayı 45 yaşının üstünde olan erkeklerin en az yılda bir kez prostat kontrolünden geçmesi çok büyük önem taşımaktadır (Dobbs ve ark., 1999).

2.1.7. Prostat Kanseri Tedavisi

Prostat kanseri tedavisinde kullanılan radyoterapi, cerrahi, gözlem ve hormon tedavisi gibi farklı yöntemler vardır. Ancak bu tedavi yöntemlerinin seçiminde birçok faktör göz önünde bulundurulur. Hastada beklenen yaşam süresi, uygulanacak tedavinin yan etkileri, kanserli hücrenin özellikleri, hastalığın evresi, yaşam kalitesi, doktorun deneyimli olması ve hastanın tercihi tedavi seçiminde yol gösterici olur. Bu faktörler içinde en önemlileri hastanın yaşı ve kanserin evresidir.

Prostat kanseri hormonla ilişkili olan birkaç kanser türünden birisidir. Bu kanserin oluşmasında androjen hormonunun rol oynaması nedeniyle antiandrojen ajanlar tedavide önemli bir yere sahiptirler (Xu ve ark., 2005).

2.1.8. Prostat Kanseri Radyoterapisi

Prostat kanseri radyoterapisi, eksternal radyoterapi ve brakiterapi olmak üzere iki gruba ayrılır. Eksternal radyoterapi de LINAC cihazından elde edilen yüksek enerjili radyasyon demetleri (6-25MV) kullanılır. Eksternal radyoterapide ışınlar, dışarıdan verildiği için tümörlü dokuların yanı sıra sağlam dokularda radyoterapi alanı içerisinde kalmaktadır. Brakiterapide ise tümörlü doku içerisine yerleştirilen radyoaktif maddeler ile tedavi gerçekleştirilir. Brakiterapide tümöre verilen doz komşu organlara zarar vermeden sadece prostat ile sınırlıdır (Battermann, 2000).

Prostat kanserinin eski dönemdeki radyoterapisi 4 alandan uygulanmaktadır. Zaman içindeki gelişmelerle bu yerini 3BKRT tekniğine bırakmıştır. 3BKRT tümöre yüksek dozu verirken tümöre komşu olan organlara da en düşük dozu veren bilgisayar destekli modern bir radyoterapi teknolojisidir. Radyoterapideki son gelişmelerden biri de YART tekniğidir. YART tekniği, 3BKRT'nin daha gelişmiş bir türüdür.

2.1.8.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Planlama Sistemi

Bilgisayar destekli gelişmiş bir radyoterapi tedavi sistemi olan YART'de ana demet, hedef bölgede farklı yoğunluklar oluşturacak şekilde ayarlanmış olan daha küçük demetçiklere veya segmentlere bölünür. Tümöre en yüksek doz verilirken korunması gereken çevre dokulara en az düzeyde doz verilerek yüksek korunma sağlanabilmektedir. Böylece YART tekniği hedef bölgede daha yüksek dozlara çıkabilme imkânı sağlar. Ayrıca bu teknik kullanılarak aynı anda farklı hedeflere

farklı tedavi dozları da uygulanabilmektedir (Chao ve ark, 2005). Bu özellikler göz önüne alındığında YART, tümöre maksimum dozu vererek tedaviye bağlı yan etkilerin en aza indirgenmesi ve buna bağlı olarak yaşam kalitesinin artmasına katkıda bulunması nedeni ile önemli bir tedavi yöntemidir.

Günümüzde statik ve dinamik olmak üzere iki temel YART tekniği kullanılmaktadır. Statik teknikte TPS'inde önceden belirlenen sabit lif pozisyonlarında ışınlama yapılırken liflerin hareketi esnasında ışınlama yapılmaz. Dinamik teknikte ise lifler sürekli hareketlidir ve ışınlama bu hareket sırasında yapılır.

TPS'de YART tedavi planlamaları düz veya ters planlama yöntemleri ile yapılır. Düz tedavi planlamasında kullanıcı olası çözümü tanımlar ve planlama sistemi bu çözümü sunmaya çalışır. Ters tedavi planlamasında ise istenilen amaç kullanıcı tarafından tanımlanır ve planlama sistemi de istenilen amaca en uygun çözümü bulur. Ters tedavi planlaması daha avantajlıdır. Çünkü demet sayısı çok fazla olduğu için planlama yaparken deneme-yanılma işlemine gerek kalmaz ve mümkün olan en uygun plan bulunmaya çalışılır. Ters TPS, hedefin ışınlanması ve kritik organların korunmasını sağlamada düz TPS'nin sağlayamadığı yoğunluk ayarlı doz dağılımlarını sağlar (Yazıcı, 2011).

YART uygulama basamakları şu şekildedir:

- 1) Hasta seçimi,
- 2) Bilgisayarlı tomografi (BT) simülasyonu,
- 3) Hedef bölge ve normal dokuların belirlenmesi ve çizimi,
- 4) Tedavi planlaması,
- 5) Plan değerlendirilmesi,
- 6) Dozimetrik kontrol,
- 7) Tedavinin verilmesi.

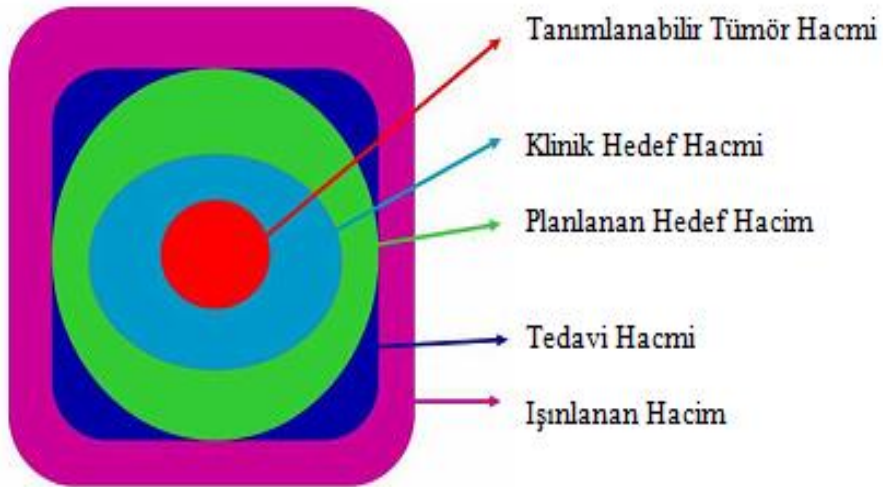
Tedavi için seçilen hastaların YART planlamaları yapıldıktan sonra doz hacim grafikleri (DHG) ve izodozları radyasyon onkoloğu tarafından değerlendirilir.

YART planına onay verildikten sonra tedaviye başlanılır. Tedavide yüksek dozlara çıkıldığı için planın doğru bir şekilde hastaya uygulanması gerekmektedir. Bu sebepten dolayı ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli dozimetrik kontrol testlerinin mutlaka yapılması gerekmektedir (İspin, 2010).

2.1.9. Radyoterapide Kullanılan Hacim Tanımları

Radyoterapide tümör için en uygun ışını, toplam fraksiyon (parça) başına dozu seçmek ve seçilen ışını en uygun teknikle tümör alanına ulaştırmak çok önemlidir. Radyoterapide iyi bir tedavi planlamasının yapılabilmesi için çeşitli tümör hacim kavramlarının iyi bilinmesi gerekmektedir (Anonim, 1999). Bu hacimler aşağıdaki gibidir:

- Tanımlanabilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV),
- Klinik hedef Hacmi (Clinical Target Volume, CTV),
- Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV),
- Tedavi Hacmi (Treated Volume),
- Işınlanan Hacim (Irradiated Volume),
- Riskli organ (Organs at Risk, OR) ve Planlanan riskli organ Hacmi (Planning Organ at Risk Volume, PRV)



Şekil 2.3. Radyoterapide kullanılan hacim kavramları

2.1.10. Dozimetre Çeşitleri

Yüksek enerjili radyasyon, iyonize radyasyon olarak tanımlanır ve atomdan elektron koparabilen dolayısıyla atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008). İyonize radyasyonların hiçbiri insanların duyu organları ile algılanamaz. Böyle olduğu için de ölçümleri ancak özel yapılmış aletler ve cihazlar ile gerçekleştirilir. İyonlaştırıcı radyasyonun ölçülmesinde kullanılan dozimetre sistemleri şunlardır:

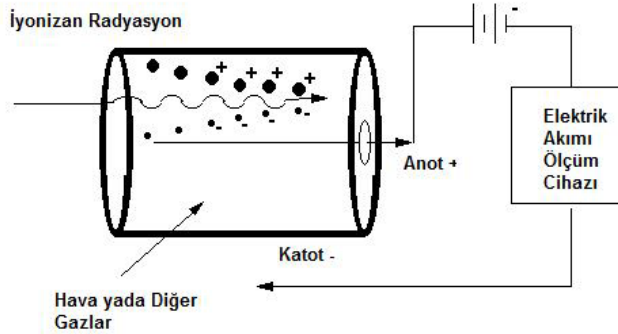
- Film dozimetresi,
- Termoluminesans dozimetre (TLD),
- Diyot dozimetresi,
- Yarıiletken dedektörler,
- İyon odası,
- 2D-ARRAY (İki boyutlu) dedektör sistemi (Emeritus, 2006) .

Bu tez çalışmasındaki doz ölçümlerinde iyon odası, TLD ve 2D-ARRAY dedektör sistemleri kullanılmıştır. Bu nedenle yalnızca bu dozimetre sistemleri anlatılacaktır.

2.1.10.1. İyon Odası

İyon odaları, radyoterapi ve radyolojide radyasyon dozunun belirlenmesi için kullanılan dozimetrik sistemlerdir. Bir iyon odası, iletken bir dış duvarla çevrili ve merkezi bir toplama elektrotuna sahip olan gaz dolu bir boşluktur (Izewska ve Rajan, 2005). Bu gaz dolu boşluk, atmosfer ile karışması önlenmiş, muhafazalı havadır. Radyasyonun bu havada oluşturduğu iyonizasyon akımını ölçmek için iyon odaları kullanılır. İyon odaları özel gereksinimlere bağlı olarak çeşitli şekil ve boyutlarda üretilirler. Oda içine düşürülen foton demetleri veya parçacıklar gaz moleküllerini iyonlaştırarak pozitif ve negatif iyonları oluştururlar ve bu iyonlar iyon çifti olarak adlandırılır. Negatif iyonlar, pozitif elektroda yani anoda, pozitif iyonlar negatif elektroda yani katoda giderler. Böylece iki zıt kutup arasında bir iyonizasyon akımı meydana gelir. Oluşan bu akımın şiddeti gelen radyasyonun şiddeti ile orantılı olarak değişir (Izewska ve Rajan, 2005). Böylece iyon odasına

bağlı elektrometre ile ölçülen akım gelen radyasyonun bir karakteristiğidir ve Şekil 2.4’ de gösterilmiştir.



Şekil 2.4. İyon odasının şematik gösterimi

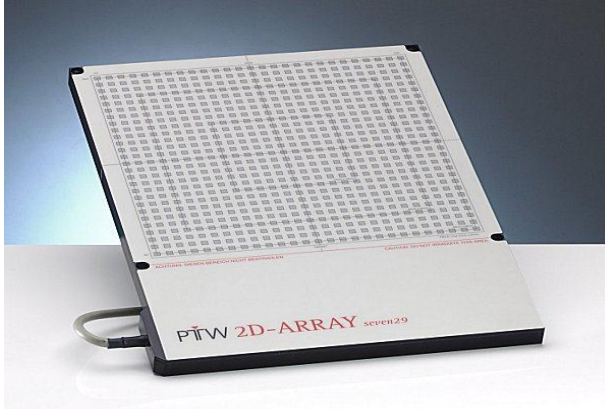
İyon odaları özellikle elektron ve foton demetleri gibi yüksek radyasyon alanlarının doğru ölçümü için uygun olan dozimetrik sistemlerdir. Bu demetlerin neden olduğu iyonizasyonu doğru olarak ölçmek için kalibrasyon cihazları olarak iyon odaları kullanılır. İyon odalarının duvar ve merkezi elektrot materyalleri genellikle plastik ve karbon gibi atom numaraları havanın ve suyunkine yakın olan maddelerden yapılır. Bir ortamda meydana gelen iyon çifti sayısı gelen radyasyonun şiddetine bağlı olduğu gibi enerjisine de bağlıdır. Bu nedenle iyon odalarının tasarımında, oda duvarının kalınlığı ve yapısı uygun seçilerek enerjiden bağımsız olmaları sağlanır. Duvar kalınlığı en azından, ölçülecek foton tarafından salınacak en yüksek enerjili elektronun menzili kadar olmalıdır. İyon odalarının kullanımlarındaki bir diğer nokta basınç ve sıcaklıkla foton soğurum işleminin değişmesidir. İyon odaları genellikle deniz seviyesinde ve ortalama oda sıcaklığına göre kalibre edilmişlerdir. Dolayısıyla sonuçlar okumaların yapıldığı ortamın basınç ve sıcaklıklarına göre düzeltilmelidir (Khan, 2003).

2.1.10.2. 2D-ARRAY (İki Boyutlu) Dedektör Sistemi

Teknolojinin sürekli gelişmesi sonucunda yeni teknolojik sistemler radyoterapiye büyük katkı sağlamaya başlamışlardır. Ancak bu gelişimin sonucu olarak da tedavi cihazlarının ve hasta planlamalarının kalite kontrol testleri daha fazla önem kazanmış ve kullanılan dozimetre sistemleri yetersiz kalıp geliştirilmeye başlanmıştır. Özellikle YART gibi karmaşık ve gelişmiş radyoterapi tekniklerinin kullanımındaki artış dozimetrik kontrolleri noktasal doz ölçümünden alansal doz ölçümüne kaydırmaya başlamıştır.

2D-ARRAY dedektörleri, düz bir levha üstüne yerleştirilmiş belirli sayıda iyon odasının iki boyutta diziliminden oluşan sistemlerdir (Ahluwalia ve Sain, 2004). 2D-ARRAY dedektör sistemlerinin sahip oldukları yazılımlar sayesinde doz değerlendirmesi kolaylıkla ve farklı parametrelere bakılarak yapılabilmektedir. Bunun yanında hata kaynaklarının tespitinde de bu sistemler faydalıdır. Alanın farklı noktalarına yerleştirilmiş iyon odası veya katı hal dedektörleri sayesinde tek bir ışınlama ile alan boyunca pek çok farklı noktada doz okunarak iki boyutlu doz dağılımı elde edilebilir (Marder, 2010).

2D-ARRAY'ın hava ile etkileşebilme özelliğinden dolayı sıcaklık-basınç kalibrasyonuna ihtiyaç duyulur. Kullanılmadan önce kullanılacağı oda ile saklandığı oda arasındaki sıcaklık farkı göz önünde bulundurularak kalibrasyonu yapılmalıdır. 2D-ARRAY ölçülen dozu 3 boyutlu grafik şeklinde görüntüleyip elde edilen doz bilgilerini kaydeder. Böylelikle YART tekniği ile elde edilen veriler 2D-ARRAY ile elde edilen verilerle karşılaştırılabilir.



Şekil 2.5. 2D-ARRAY Seven 29 dedektör sistemi

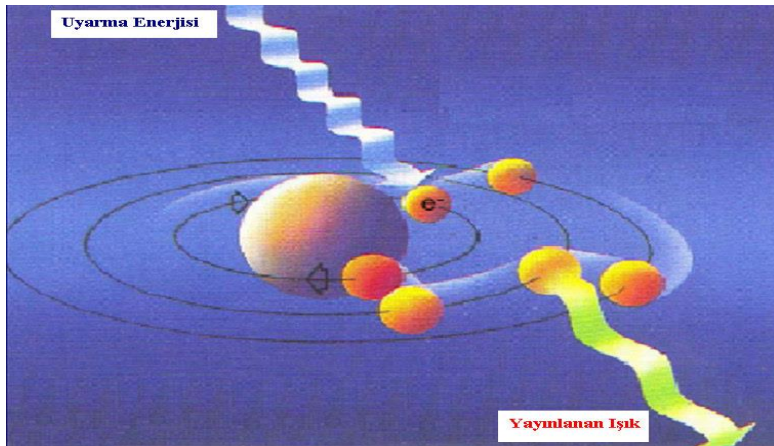
2.1.10.3. Termolüminesans Dozimetre (TLD)

Bazı malzemeler radyasyona maruz kaldıklarında radyasyon enerjisinin bir kısmını soğurur. Malzeme üzerinde depolanan enerjinin serbest bırakılması farklı yollarla olmaktadır. Enerjinin serbest bırakılması olayı maddenin ısısal olarak uyarılması ile sağlanıyorsa bu olaya termolüminesans (TL) denir (Izewska ve Rajan, 2005). Radyoaktif kaynaktan veya X-ışını kaynaklarından çıkan ışınları ve bu kaynaklar çevresinde çalışan insanların aldıkları radyasyon miktarını belirlemeye yarayan sistemlere dozimetre denir. Temeli termolüminesansa

dayanan bu sistemlere de termoluminesans dozimetre (TLD) denir. TLDler, yapılacak deneysel ölçümün gerekliliklerine göre toz, çip, çubuk vb. gibi çeşitli formlarda ve kimyasal bileşimlerde bulunabilirler. TLD olarak kullanılan kristallerden bazıları Lityum florit (LiF), lityum borat ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$), kalsiyum sülfat ($\text{CaSO}_4:\text{Mn}$), kalsiyum fluorit (CaF_2), mangan ile aktive edilmiş kalsiyum fluorit ($\text{CaF}_2:\text{Mn}$) ve alüminyum oksit (Al_2O_3)'dir. Bunlar arasında en yaygın kullanılanı etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF'dür (Aksözen ve ark., 2012; Çalışır, 2011). TLD'ler küçük boyutta ve doku eşdeğeri olmaları, geniş bir ölçüm aralığına ve yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olmaları, ek kabloya ihtiyaç duymamalarından dolayı uygulamaları için çok çeşitli avantajlara sahiptir. Ancak sonuçların deney yapıldığı sırada elde edilememesi TLD'nin dezavantajıdır.

2.2. Lüminesans

Bir malzeme herhangi bir şekilde radyasyona maruz kaldığı zaman, enerjisinin bir kısmı soğurur ve daha uzun dalga boylu bir ışık olarak yeniden yayınlanır ve bu olay Stoke's Yasası olarak bilinir. Bu, kara cisim ışımasını içermeyen yani kaynağın ısısında bir değişim olmayan bazı katılardan ışığın yayınlanması olayıdır ve lüminesans olarak adlandırılır (Şekil 2.6). Bu koşullarda ışık yayınlayan malzeme lüminesent malzeme veya fosfor olarak bilinir. Yayınlan ışığın dalga boyu, gelen radyasyonun karakteristiğine değil ışıma yapan malzemenin karakteristiğine bağlıdır. Genellikle lüminesans olayı görünür ışığın yayınlanmasıyla ilgilidir, fakat mor ötesi ve kızıl ötesi gibi diğer dalga boylarında da yayınlanabilir.



Şekil 2.6. Basit bir lüminesans modeli

Geçmişten bu güne kadar lüminesans kavramı ile ilgili en önemli problemlerden biri bu kavramın yansıma olarak düşünülmesidir. O zamanlarda böyle düşünülmesinin sebebi de herhangi bir maddenin kendi kendine ışığa yapmasının mümkün olamayacağıydı. Bununla beraber Şekil 2.7’de görüldüğü gibi bazı bitki ve hayvanların ışıldaması, yıldırım ve yakamoz gibi doğa olaylarının lüminesans olayından ileri geldiği sanılıyordu (Newton, 1987).



Şekil 2.7. Işıldayan bitki ve hayvan, yıldırım ve yakamoz gibi doğa olayları

Lüminesans olayı ilk defa 17. yy başlarında 1603 yılında Bologna taşının ışığa maruz bırakıldığında ışığa yapması ile keşfedilmiştir (Şekil 2.8). Daha sonraki yıllarda da çeşitli araştırmalar ve çalışmalar yapılarak lüminesans özelliği gösteren kaynaklar çoğalmıştır (Newton, 1957; Blaufox, 1996).



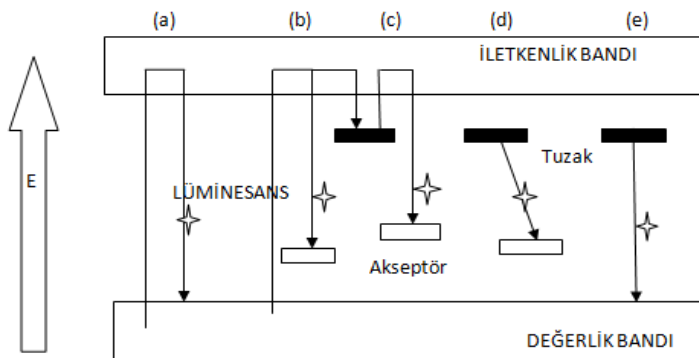
Şekil 2.8. Baryum sülfattan oluşmuş bologna taşı

20. yy’a gelindiğinde artık birçok mineralin lüminesans özellikleri hakkında bilgi sahibi olunmuştur. 1953 yılında foto çoğaltıcıların üretiminin ardından Farington

Daniel ve arkadaşları radyoaktivite ve TL sinyalleri arasındaki ilişkiyi keşfederek TL'nin güncel kullanım alanlarından biri olan radyasyon dozimetresi yöntemi olarak kullanılabilirliği fikrini sunmuşlardır (Daniels, 1953; McKeever, 1985).

21.yy'a gelindiğinde ise metal iyonların malzeme içine katılması ile dozimetrik malzemelerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar hız kazanmıştır (Furetta ve Kitis, 2004; Pogonis ve ark., 2006).

Lüminesans olayı sırasında kristal örgüde elektron çeşitli geçişler yapar. Farklı yollar ile malzemeye enerji gönderilir ve malzeme gönderilen bu enerjiyi soğurur. Böylece değerlik bandındaki bir elektron bu enerji ile serbest kalır. Eğer soğurulan enerji iletkenlik bandı ile değerlik bandı arasındaki yasak bant aralığı enerjisinden küçük ise yasak bantta tuzaklanır. Yasak bant aralığı enerjisinden büyük ise elektron, iletkenlik bandına geçer ve tekrar değerlik bandına geçerken ışımaya yapar (Şekil 2.9(a)). Şekil 2.9'de (b) geçişi olarak belirtilen geçiş esnasında yeterli enerjiyi soğurup iletkenlik bandına çıkan elektron, doğrudan değerlik bandına geçmeyip yasak banttaki yeniden birleşme merkezlerine düşerken ışımaya yapar. İletkenlik bandındaki elektron değerlik bandına geri dönerken yasak bölgedeki bir tuzak tarafından yakalanabilir. Tuzaktan kurtulması için gerekli enerjiyi kazandığı zaman ise Şekil 2.9(c)'de belirtildiği gibi iletkenlik bandına çıkıp, tekrar birleşim merkezine düşerken ışımaya yapar. Ayrıca tuzaklanmış elektron tuzakta belli bir süre kalıp doğrudan yeniden birleşim merkezine geçerken ((d)geçişi) ya da değerlik bandına geçerken de ((e) geçişi) ışımaya yapabilir.



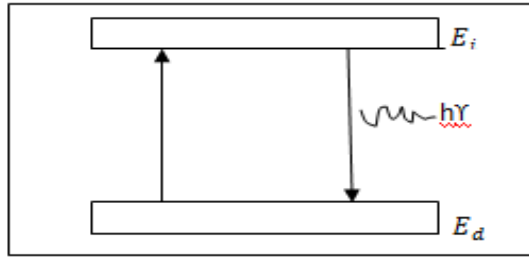
Şekil 2.9. Katı bir malzeme içindeki elektron geçişleri ve lüminesans işlemleri

Şekilden de anlaşıldığı gibi lüminesans olayı enerji seviyeleri hakkında bilgi verir ve dolayısıyla kristal yapı hakkında da bilgi edinilmesini sağlar (McKeever ve ark., 1995).

2.2.1. Işıma Türlerine Göre Lüminesans Türleri

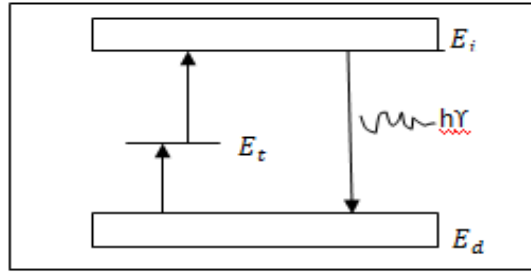
Lüminesans ışıma süresi, elektronların bir seviyeden başka bir seviyeye geçiş süresi ile belirlenir. Yayınlanma ömrü olarak bilinen bu zaman τ ile gösterilir ve her malzemenin kendisine özgüdür. Işıma ömürlerine göre iki tür lüminesans vardır. Bunlar; floresans ve fosforesanstır.

Floresans: Bir madde uyarıldığında, radyasyon kaynağının uzaklaştırılmasının ardından 10^{-8} s'den daha az süre ışık yayıyorsa bu ışıma türüne denir. Floresans olayı, uyarılma işleminin süresi kadar devam eder. Dolayısıyla uyarılma işlemi kesildiğinde ışık yayımının gözlenmesi de duracaktır. Floresans özelliği, madde içindeki yabancı iyonların kısa dalga boylu ışınların enerjisini soğurup, bunların yerine daha uzun dalga boylu ışık üretmelerini sağlar. Işıma uyarıcı kaynak uzaklaştırıldıktan sonra da tuzak seviyesinde hiç yük kalmayınca kadar şiddeti azalarak devam eder (Vij, 1998).



Şekil 2.10. Floresans olayı

Fosforesans: Radyasyon ile uyarmanın ardından 10^{-8} s'den daha uzun süre devam eden ışıma olayına denir (Şekil 2.11). Uyarıcı kaynağın uzaklaştırılmasından sonra da ışıma olayı gözlenebilir. Bu tür özellik gösteren malzemelere verilen genel isim fosforlardır. Fosforların lüminesansı dakikalar hatta saatlerce sürebilir. Floresans, maddenin sıcaklığından bağımsız iken fosforesans güçlü bir şekilde sıcaklığa bağlıdır. 10^{-8} s'den daha kısa bir bozunma süresi için (örneğin 10^{-4} s) fosforesans ve floresansı ayırt etmenin tek yolu olayın sıcaklığa bağlı olup olmadığını kontrol etmektir (Furetta ve Weng, 1998).



Şekil 2.11. Fosforesans olayı

2.2.2. Uyarılma Kaynağına Göre Lüminesans Türleri

Radyolüminesans (RL): γ (gama) ve x-ışını gibi radyasyonlar kullanılarak uyarılmanın gerçekleştirildiği lüminesans türüne denir. Diğer tekniklerden farklı olarak malzeme, x-ışınlarına maruz bırakılır ve deney boyunca malzemeye gelen radyasyon kesintiye uğramaz.

Elektrolüminesans (EL): Elektrik alan kullanılarak uyarılmanın gerçekleştirildiği lüminesans türüne denir. Elektrik alanının neden olduğu EL olayına dayanılarak, modern fluoresans tüplerinin çalışma prensibi, elektrik boşalması nedeniyle fosforların içinde ışığın yayılması olayının geliştirilmesine dayanır.

Katodölüminesans (CL): Uyarılmanın elektron demetleriyle gerçekleştiği lüminesans türüne denir. CL, EL'a benzemektedir ancak farklı olan bir noktası vardır ki CL olayında elektron, yalıtılmış şekilde hareket ederken, EL da elektriksel deşarj ile uyarılma sağlanır.

Fotolüminesans (PL): Ultraviyole (UV), görünür ve kızılötesi (IR) ışıkla uyarılan maddede oluşan lüminesans türüne denir. Malzemenin ışık ile etkileşmesi sonucu meydana gelen PL, gelen ışık demeti sayesinde oluşan elektron-boşluk çiftlerinin yeniden birleşmesi ile meydana gelir.

Optik Uyarılmalı Lüminesans (OSL): Bir maddenin atom veya molekülleri, o maddenin enerji almasıyla uyarılır ve kararsız hale geçer. Uyarılan atom ve moleküller kazandıkları bu fazla enerjiyi atarak temel hale geçmeyi isterler. Temel hale geçerken bir ışık yayılması meydana gelir. Bu yayılım olayına daha önceden

de bahsedildiği gibi lüminesans adı verilir. Dolayısıyla uyarma amacıyla ışık kullanılıyorsa bu lüminesans türüne OSL denir.

Tribolüminesans: Mekanik enerji kullanılarak veya sürtünme yoluyla uyarılmanın gerçekleştiği lüminesans türlerinden birisidir.

Sonulüminesans: Yüksek frekanslı ses dalgaları veya fononlarla uyarmanın gerçekleştiği lüminesans türüdür.

Biyolüminesans: Canlı bir organizma tarafından kimyasal bir reaksiyon esnasında kimyasal enerjinin ışık enerjisine dönüştürülerek ışık üretilmesi ve ışık yayılması olayıdır.

Termolüminesans (TL): Uyarılmanın ısı yoluyla gerçekleştirildiği lüminesans türüdür. Termolüminesans ile ilgili ayrıntılı açıklama diğer kesimimizde verilecektir.

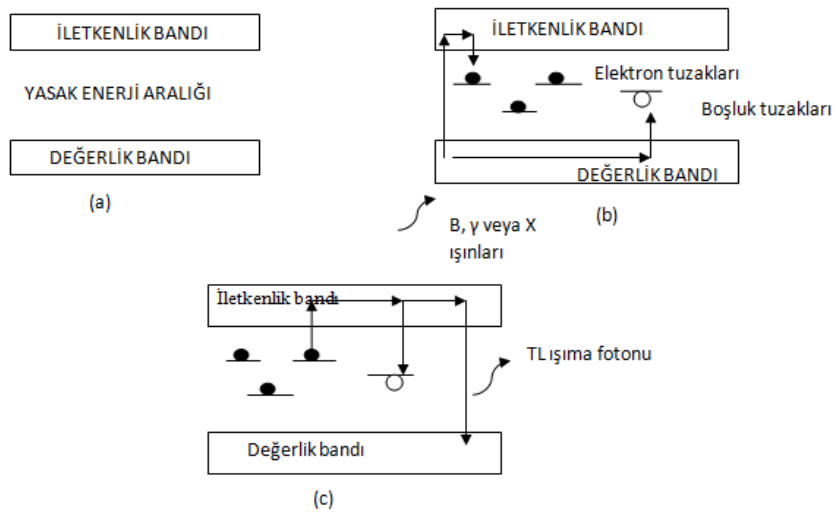
2.2.3. Termolüminesans (TL) Teorisi

TL'in bilimsel olarak ilk verileri 1663 yılında Robert Boyle tarafından elde edilmiştir. Boyle, elması avucunun içerisinde ısıttığında, parlaklığının karanlık bir odada kolaylıkla görülebilen bir ışık biçiminde dağıldığını gözlemlemiştir. Birçok kitapta TL'in karmaşık teorisi detaylı bir şekilde açıklanmıştır (Horowitz, 1984; McKinlay, 1981; McKeever ve ark., 1995). Bu kısımda termolüminesans olayının temelleri kısaca açıklanacaktır.

2.2.3.1. Termolüminesans (TL)

İletken olmayan kristallerde oda sıcaklığında tüm elektronlar değerlik bandında bulunur. Eğer malzeme alfa (α), beta (β), gama (γ) ve x-ışını gibi iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalırsa radyasyon enerjisinin bir kısmını soğurur. Bu enerji depolanmasından dolayı, değerlik bandındaki serbest elektronlar, doğrudan iletkenlik bandına geçebilirler (Kron, 1999). Buradaki elektronlar serbestçe dolaşabilir veya kristal yapı içinde oluşan tuzaklara yakalanabilirler. Bu tuzaklar genellikle örgü kusurları ya da safsızlıklarla ilişkilidir. Çoğunlukla, sıg seviyelere tuzak, daha derin seviyelere ise yeniden birleşme merkezi denir (Horowitz ve Yossian, 1995). Tuzaklardan kurtulmak için yeterli enerjiyi bulan elektronlar lüminesans merkezlerinde boşluklarla birleşip fazla enerjiyi UV veya görünür

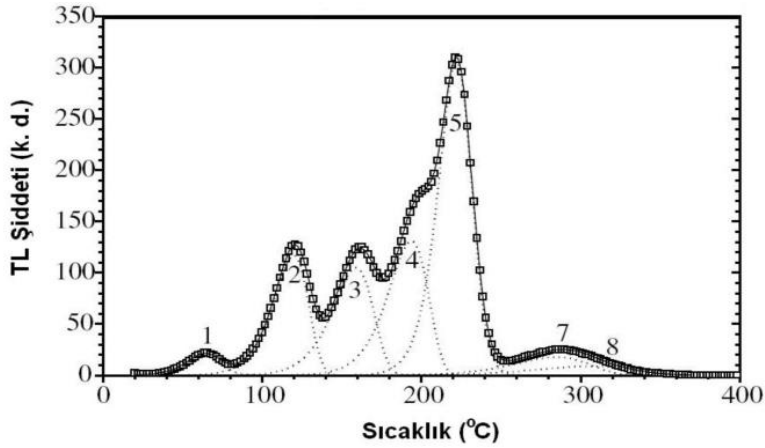
ışığa dönüştürebilirler. Malzemenin belli bir sıcaklığa kadar sabit bir hızla ısıtılmasıyla kristal içerisinde bulunan elektron tuzaklarının boşaltılması sonucu ışık yayınlanmasına TL denir. Şekil 2.12'de (a) kristal bir yapıya sahip katının enerji band diyagramı, (b) iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan kristalde elektronların ve boşlukların tuzaklanması, (c) ısı yoluyla yeterli enerjiyi kazanan tuzaklanmış elektronların ve boşlukların daha düşük enerjili duruma geçerken TL ışımaya yapması gösterilmektedir. TL ışımaya şiddeti tuzaklanan elektron ve boşlukların sayısı ile orantılıdır. Yayınlanan ışımaya şiddetinin belirlenmesi ile kristalin soğurduğu radyasyon ölçülür (McKeever, 1985).



Şekil 2.12. Termoluminesans mekanizması

Tuzaklanmış bir elektron kristal içindeki ısısal titreşimlerle çıkarılabilir. Sıcaklık arttıkça daha derin tuzaklardaki elektronların çıkarılma olasılığı da artar. Farklı tuzaklar farklı enerji aralıklarında bulduklarından dolayı farklı sıcaklıklarda boşalır. Tüm tuzaklar farklı sayıda elektron veya hollerle doldurulabilir. Böylece sıcaklığa karşı TL spektrumunda farklı sıcaklıklar için şiddetleri değişen pikler ortaya çıkar. Tuzaklanmış elektronların tuzaklardan boşaltılması esnasında yayılan lüminesans sinyali sıcaklığın bir fonksiyonu olarak kaydedilir ve bu da karakteristik TL sinyali ışımaya eğrisi olarak adlandırılır (Şekil 2.13). Her bir malzemenin ayrı bir ışımaya eğrisi vardır. O yüzden ışımaya eğrileri malzemeler için karakteristiktir. Yayınlanan ışığın miktarı kullanılan kristalin cinsine ve

iyonlaştırıcı radyasyondan yayınlanan radyasyon miktarına bağlıdır. Dolayısıyla yayınlanan ışık miktarı soğurulan ışık miktarı ile doğru orantılıdır.



Şekil 2.13. LiF: Mg, Ti termoluminesans dozimetresinin tipik ışımaya eğrisi

Şekildeki grafikte pikin en yüksek olduğu noktadaki sıcaklık, tuzak derinliğine (E) bağlıdır. Birden fazla pikin bulunması ayrı tuzakların bulunduğunu göstermektedir. Her bir pikin altında kalan alan doldurulan tuzakların sayısı ile ilişkilidir.

TL olayı ile ilgili birinci, ikinci ve genel merteye eşitlikleri sırası ile şu şekildedir;

Randall-Wilkins (1945a; 1945b; 1945c) eşitliği;

$$I(t) = -\frac{dn}{dt} = n \exp\left[\frac{-E}{kT}\right] \quad (2.1)$$

Garlick-Gibson (1948) eşitliği;

$$I(t) = -\frac{dn}{dt} = \frac{n^2}{N} \exp\left[\frac{-E}{kT}\right] \quad (2.2)$$

May-Partridge (1964) eşitliği;

$$I(t) = -\frac{dn}{dt} = n^b s' \exp\left[\frac{-E}{kT}\right] \quad (2.3)$$

yukarıdaki gibidir. Bu denklemlerdeki ifadeler,

I: termoluminesent kristal tarafından yayımlanan görünür ışığın şiddeti,

n: t anında tuzaklanmış elektronların (ve/veya boşluklar) sayısı (m^{-3}),

s: belirli bir tuzakla ilişkili frekans faktörü (s^{-1}),

k: Boltzmann sabiti ($eV K^{-1}$),

E: aktivasyon enerjisi ya da tuzak derinliği (eV),

T: sıcaklık (K),

N: toplam tuzak konsantrasyonu (m^{-3}),

b: kinetik mertebe,

s': genel mertebe kinetikler için etkin preeksponansiyel faktör olarak verilebilir.

2.2.3.2. TLD'lerin Uygulama Alanları

TLD'lerin her biri doz yanıt doğrusallığına bağlı olarak kişisel, çevresel, klinik ve yüksek doz dozimetresi gibi farklı uygulama alanlarında kullanılmaktadır.

Kişisel dozimetre: Kişisel dozimetreler, radyasyonla ilgili uygulamalarda çalışan personellerin, hastanedeki radyoterapi teknisyenlerinin, nükleer atıklar ile ilgilenen radyasyon işçilerinin, nükleer güçle çalışan denizaltı personellerinin çalışmaları esnasında maruz kaldıkları radyasyon dozunun ölçülmesini sağlayan sistemlerdir. Radyasyon dozunun ölçülmesindeki amaç, personelin maruz kaldığı radyasyon dozunun uluslararası kuruluşlar tarafından önceden belirlenmiş limitlerin altında tutmaya çalışmaktır. Bu uygulamanın yanı sıra radyoaktif kazalar sonucunda maruz kalınan radyasyon dozunun ölçülmesi de bu alana girmektedir (McKeever ve ark, 1995).

Çevresel dozimetre: Bilim, sağlık, sanayi ve endüstri gibi dalların son yıllarda daha da çok gelişmesiyle yapay radyasyon kaynaklarındaki artış da ilerlemiştir. Bu radyasyon kaynaklarının artışından ileri gelen çevresel felaketlere toplumların verdikleri tepkilerin artmasıyla, radyasyondan korunma yollarına daha çok önem vermeye başlanmıştır. Nükleer santrallerde yapılan çalışmalar sırasında gaz formundaki radyonüklidlerin günden güne sızıntı yapması, nükleer yakıtların

kullanımı, nükleer santral kazaları ve nükleer enerji endüstrisinin yapmış olduğu bazı etkinlikler sonucunda oluşabilecek çevresel zararları önlemek gerekmektedir. Dolayısıyla çevresel radyasyon dozunun ölçülmesi endüstrileşen ve gelişim halinde olan ülkeler için önemli bir konudur. Bu nedenle TLD'lerin çevresel radyasyon dozunun ölçülmesindeki kullanımı çok önemlidir. Çevresel doz ölçümlerinde en önemli dozimetrik özellik TLD'nin uzun sürelerde kararlılığını korumasıdır. Çevresel dozimetreler karasal (jeolojik, arkeolojik tarihlendirme) ve uzaysal (kozmetik ışınlar, yüksek enerjili protonlar) kullanım alanlarına sahiptir. Bunların yanında yüksek enerjili radyasyonların etkisinin hesaplanabilmesi için TLD'ler son zamanlarda birçok uçuşta kullanılmaktadır (McKeever ve ark., 1995).

Klinik dozimetre: Son zamanlarda küçük boyutlu olan TLD malzemeleri teşhis ve tedavide yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. TLD'ler teşhis, tedavi ya da her ikisinin birden yapıldığı uygulamalarda hastanın vücuduna yerleştirilerek maruz kaldıkları iyonize radyasyon miktarının ölçülmesinde kullanılan sistemlerdir. Radyasyona maruz kalan TLD'ler daha sonra hasta üzerinden alınarak ölçümleri yapılmaktadır. Bu sayede sağlık fizikçileri kritik iç organlara ulaşan gerçek doz miktarını hesaplayabilmekte ve böylece tedaviye yön verebilecek bilgiler edinmektedirler. Klinik dozimetreler mamografi, diş tedavi görüntülemeleri gibi teşhise dayalı radyolojide, çeşitli kanserlerin tedavi edilmeleri için radyoterapide sıklıkla kullanılmaktadırlar. TLD malzemelerinden beklenen özellik, canlı içerisinde doz ölçümünü yüksek hassasiyette gerçekleştirebilmeleri ve mümkün olduğunca küçük boyutlarda olmalarıdır (McKeever ve ark., 1995).

Yüksek doz dozimetresi: Yüksek doz dozimetresi; nükleer santrallerdeki reaktörler, gıda sterilizasyonu, ışınlaması ve malzeme testleri gibi yüksek dozun söz konusu olduğu alanlarda 10^2 – 10^6 Gy aralığında olan dozların incelenmeleri için üretilmişlerdir (McKeever ve ark., 1995).

2.2.4. Dozimetrik Malzemelerin Özellikleri

Dozimetrik malzemelerin sağlaması gereken bazı özellikler vardır. Bunlar;

- Doğruluk ve duyarlılık
- Doğrusallık
- Doz hızı cevabı

- Enerji cevabı
- Yönelim (doğrultu) bağımlılığı
- Uzaysal çözünürlük ve fiziksel bağımlılık
- Okuma güvenirliliği
- Kullanım güvenirliliği olarak sıralanabilir (Podgorsak, 2005).

2.2.5. LiF: Mg, Ti TLD'lerin Özellikleri

Mg ve Ti ile katkılanmış LiF dozimetreleri ilk olarak 1953 yılında kullanılmaya başlanmıştır. 1 Gy'e kadar doğrusal doz cevabı göstermeleri, yüksek hassasiyete sahip olmaları ve yaklaşık olarak doku eşdeğeri olmaları gibi özelliklerinden dolayı en çok tercih edilen radyasyon dozimetreleridir (Bilski, 2002). Uzun yıllardır klinik dozimetre alanında en çok tercih edilen termoluminesent malzeme LiF: Mg, Ti'dür. LiF: Mg, Ti dozimetresi Harshaw Kimyasal Şirketi tarafından yarım yüzyıl kadar önce ticari olarak üretilmeye başlanmıştır ve günümüzde halen birçok dozimetrik uygulamada en çok kullanılan TL malzemesidir (Moscovitz ve Horowitz, 2007). LiF: Mg, Ti dozimetre malzemeleri farklı uygulamalar için çubuk, tek kristal, kalıptan çekilmiş demir çubuk, sıcak basılmış çip ya da toz şeklinde olan çeşitli fiziksel formlara sahiptir. LiF: Mg, Ti malzemesi TLD-100 olarak adlandırılır ve % 7,5 ⁶Li, % 92,5 ⁷Li içerir.

Klinik uygulamalarda kullanılan TLD'ler için önemli bir parametre doz cevabıdır. LiF: Mg, Ti malzemesinin doz cevabı lineer-lineer üstü ve lineer altıdır. Medikal uygulamalarda kullanılan doz seviyelerinde, LiF: Mg, Ti'un hassasiyeti 1 Gy'in üzerindeki dozlarda artar ve doz cevabı lineer üstü olur. TLD-100 dozimetresi için duyarlılık 1 olarak kabul edilmiştir ve bu yüzden bu malzeme standart referans malzeme olarak kullanılır. LiF: Mg, Ti malzemesinin TL cevabı TL işleminde gerçekleştirilen çeşitli ısıl işlemlere çok duyarlıdır. Bunlar, yüksek sıcaklıkta yapılan ışınlama öncesi tavlama, yüksek sıcaklıktaki tavlama'yı takip eden soğutma hızı, düşük sıcaklıkta yapılan ışınlama öncesi tavlama, okuma sırasındaki ısıtma hızı ve maksimum okuma sıcaklığıdır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Materyal

Bu bölümde prostat kanseri hastalarının doz ölçümlerinde kullanılan deneysel gereçler, ışınlama sistemi, planlama sistemi ve analiz araçları açıklanacaktır.

3.1.1. Bilgisayar Tomografi (BT) Simülatörü

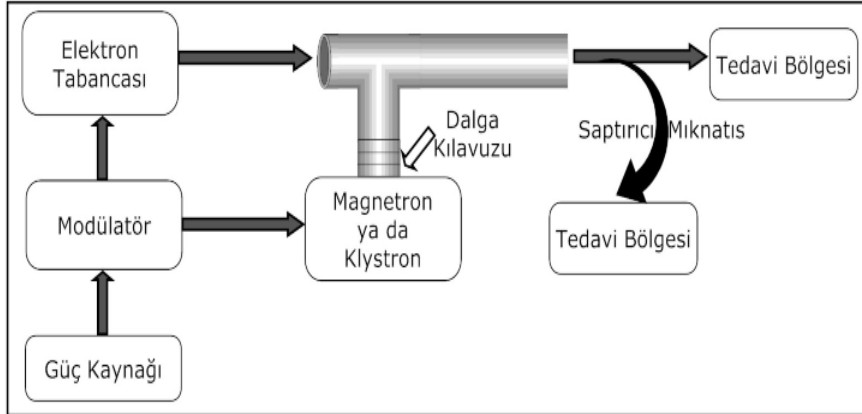
Bilgisayarlı tomografi (BT) kolime edilmiş X-ışını demetleri kullanarak incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik görüntüleme yöntemidir. BT radyoterapi tedavi planlamasının önemli bir parçasıdır. 3BKRT ve YART gibi ileri radyoterapi teknikleri BT olmaksızın uygulanamaz (Tavlayan, 2006). Bu tez çalışmasında Siemens marka Somatom Sensation Open Model BT simülatörü kullanılmıştır.

3.1.2. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Çalışmamızda Prowess Panther 5.10 TPS kullanılarak hastaların YART planlamaları yapılmıştır. Prowess Panther TPS çoklu dil seçeneği ile Microsoft Windows (PC) da çalıştırılmak üzere tasarlanmış 3 boyutlu radyoterapi tedavi planlama sistemidir. Planlamanın ilk aşamasında BT simülatörden gelen görüntüler bilgisayar sisteminde incelenir. Radyasyon onkoloğu tarafından hedef hacimlerin ve kritik organların belirlenmesi bu bilgisayar sisteminde yapılır. Daha sonra belirlenmiş hacimler ve hastanın görüntüsü Prowess Panther TPS'ne aktarılır. TPS'ne kuruluş aşamasında yüklenen veriler sayesinde, LINAC cihazının sahip olduğu foton ve elektron enerjilerinde, tedavi planlamalarının yapılmasına olanak sağlar. Tedavi planlamalarının doz dağılımlarını ve doz- hacim histogramlarını hesaplar.

3.1.3. Lineer Hızlandırıcı (LINAC) Cihazı

Bu tez çalışmasında Şekil 3.1'de gösterilen Siemens marka ARTISTE model LINAC cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz 6 MV ve 15 MV'luk foton demetleri ve 6, 8, 10, 12, 15 ve 18 MeV enerjili elektron üretebilme özelliğine sahiptir. Siemens ARTISTE LINAC tedavi cihazında istenilen fiziksel özelliklere sahip ışının oluşturulmasında magnetron, tedavi başlığı, hedef düzleştirici filtre, ışın kolimasyonu ve denetimini sağlayan bölgeler önemlidir (Khan, 1994).



Şekil 3.1. Tipik bir LINAC cihazının şematik gösterimi

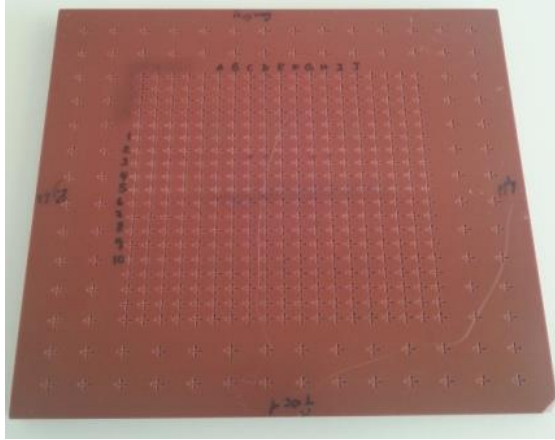
4.1.4. Dozimetrik Ekipmanlar

Radyoterapi cihazları farklı kalitelere radyasyon üretme kapasitesine sahiptir. Radyasyon kalitesi radyasyonun tipine, enerjisine ve nüfus etme gücüne bağlıdır. Dozimetrik ölçümler hasta üzerinde, suda veya vücut benzeri bir yapısı olan fantomlarda yapılır ve tedavinin fiziksel parametreleri saptanmış olur (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008). Hastanın radyasyonu soğurma ve saçma özelliklerini modelleyen, doku eşdeğeri bir maddeden yapılmış malzeme ve yapılar fantom olarak adlandırılır. Fantom malzemesi x-ışını ve elektronlar için insan dokusunun radyasyona karşı eşdeğerleridir (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008). Radyasyonun doku ile etkileşmesi sonucu hastadaki doz miktarı, yoğunluğa, etkin atom numarasına ve yapının fiziksel boyutlarına bağlı olduğundan fantom malzemesi olabildiğince insan dokusunun fiziksel karakteristiklerine benzemelidir.

Bu tez çalışmasında, LiF:Mg,Ti dozimetrelerinin kullanıldığı doz ölçümlerinin gerçekleştirilmesi ve kalibrasyonlarının yapılması için kesit (geometrik) fantomlar kullanılmıştır. LiF:Mg,Ti dozimetrelerinin prostat kanseri tedavisinde değerlendirilmesi için kullanılan fantom malzemeleri, klinik amaçlara uygun olmaları açısından mümkün olduğunca doku eşdeğeri ve gerçek hasta anatomisine uygun seçilmişlerdir.

3.1.4.1. Katı su-RMI-457 fantomu

Gammex firmasının ürettiği RMI-457 katı su fantomunun yoğunluğu 1.045 g/cm^3 'tür. $0,2 \text{ cm}$ 'den 6 cm 'ye değişen kalınlıklarda üretilmektedir. $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ gibi çeşitli boyutları vardır. Bu tez çalışmasında yoğunluk, etkin atom numarası gibi fiziksel özelliği ve homojenliği daha iyi bilinen, insan dokusuna yakın olan katı su fantomlarında deney gerçekleştirilmiştir. $30 \times 30 \times 2 \text{ cm}^3$ boyutlarında olan fantom üzerine TLD' leri yerleştirmek için $19 \times 19 \text{ cm}^2$ ölçülerinde 361 tane oyuk açılmıştır (Şekil 3.2). Her hastanın tedavi planlamasına göre TL dozimetreler fantom üzerine yerleştirilip ölçümler yapılmıştır.



Şekil 3.2. Katı su-RMI-457 fantomu (TLD fantomu)

3.1.4.2. Katı su-RW3 (29672) fantomu

Yoğunluğu $1,045 \text{ gr/cm}^3$, elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ olan RW3 katı su fantomu beyaz polystrenden $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ boyutlarında $1, 2, 5$ ve 10 cm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Şekil 3.3' de gösterilen katı su RW3 (29672) fantomu, katı su RMI-457 fantomunun ışınlanmasında istenilen geometriyi elde etmek amacı ile $30 \times 30 \times 1 \text{ mm}^3$ - $30 \times 30 \times 2 \text{ cm}^3$ arasında değişen kesit kalınlıklarında kullanılmıştır.



Şekil 3.3. Katı su (RW3, 29672) fantomu.

3.1.4.3. Universal fantom

Şekil 3.4’de gösterilen Universal YART doğrulama fantomu $300 \times 300 \times 70 \text{ mm}^3$ boyutlarındadır. YART ışınları tarafından üretilen mutlak doz değerleri ve doz dağılımlarının doğrulanması amacıyla iyon odası dozimetrik sistemiyle birlikte kullanılır.



Şekil 3.4. Universal fantom

3.1.5. İyon Odası

Bu tez çalışmasında enerji kullanım aralığı foton olarak 30 keV dan 50 MV kadar olan PTW marka Semiflex 0.125 cc iyon odası kullanılmıştır. İyon odasının 0,125

cm³'lük küçük hacmi yüksek doğruluk ve hassasiyetle ölçüm alınmasına olanak sağlar. Merkezi elektrodu alüminyumdur ve su geçirmez olarak tasarlanmıştır.



Şekil 3.5. PTW Semiflex 0.125 cc iyon odası

3.1.6. Elektrometre

PTW marka Unidos Webline elektrometre X-ışını ve elektron ışını dozimetresinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılır. İyon odaları ve katı hal dedektörleri ile kullanımı uygundur. Bu tez çalışmasında iyon odasından hasta dozlarının ölçümlerinin elde edilmesi için kullanılmıştır.



Şekil 3.6. PTW marka Unidos Webline elektrometre

3.1.7. 2D (İki Boyutlu) ARRAY Dedektör Sistemi

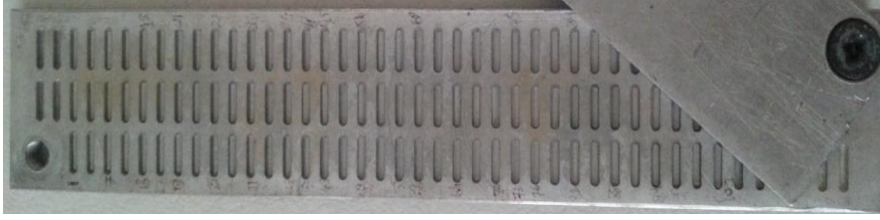
Bu tez çalışmasında Şekil 3.7’de gösterilen PTW marka Seven 29 2D-ARRAY dedektör sistemi kullanılmıştır. 27 x 27’lik bir matriks şeklinde dizili içi hava dolu 729 adet iyon odasından oluşur. 2D-ARRAY’da bulunan iyon odaları 5 x 5 x 5 mm³ boyutlarında olup merkezleri arasındaki mesafe 10 mm’dir. 2D-ARRAY Seven 29 YART planlamalarının ve radyasyon tedavisi dozimetrik kontrollerinde yaygın olarak kullanılır.



Şekil 3.7. PTW marka Seven 29 2D-ARRAY dedektör sistemi

3.1.8. Termolüminesans Dozimetre (TLD)

TLD olarak kullanılan kristallerden bazıları magnezyum (Mg) ve titanyum (Ti) ile katkılanmış lityum florür (LiF: Mg, Ti), mangan (Mn) ile katkılanmış kalsiyum florür (CaF₂: Mn), disprozyum (Dy) ile katkılanmış kalsiyum florür (CaF₂: Dy), karbon (C) ile katkılanmış alüminyum oksit (Al₂O₃: C), mangan ile katkılanmış lityum borat (Li₂B₄O₇: Mn) sayılabilir. Bu kristaller arasında en yaygın olarak kullanılan etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF: Mg, Ti’dir. Buna TLD-100’de denir. Bu tez çalışmasında da TLD-100 dozimetresi kullanılmıştır. LiF: Mg, Ti için etkin atom numarası 8,2’dir. LiF: Mg, Ti’ün yayınladığı TL ışığın dalga boyu 3500 Å ile 6000 Å arasındadır ve oda sıcaklığında dozimetre piklerinde görülen azalma yılda %5’dir (Khan, 2010). Bu tez çalışmasında kullanılan TLD-100 çubuk dozimetreleri Şekil 3.8’de gösterilmiştir.



Şekil 3.8. TLD-100 çubuk dozimetreleri

3.1.9. TLD Okuyucu Sistemi

Bu tez çalışmasında Şekil 3.9’da gösterilen bilgisayar kontrollü ve manuel olarak işletilen Harshaw QS 3500 manuel tip TLD okuyucu sistemi kullanılmıştır. Sistem, TLD okuyucu ve seri iletişim portu ile bağlı TLD için özel hazırlanmış olan WinREMS (Windows Radiation Evaluation and Management System) yazılımının yüklü olduğu bilgisayar olmak üzere iki ana bileşenden oluşur. WinREMS, okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ışınma eğrilerini oluşturup analiz edip hafızaya alabilen bir programdır. TLD okuyucu sistemi okuma sırasında yayımlanan küçük miktarlardaki ışığı dedekte edebilmek için foto çoğaltıcı tüp içerir. Foto çoğaltıcı tüplerin verimi içten veya dıştan referans ışık kaynakları kullanılarak düzenli olarak kontrol edilebilir (Kron, 1999).



Şekil 3.9. Harshaw QS 3500 manuel tip TLD okuyucu

Okuyucu sisteminin ana bileşenleri şu şekildedir: (1) Isıtma sistemi (elektriksel direnç, sıcak gaz ve lazer kullanılan), (2) Işık toplama ve dedeksiyon sistemi, (3)

Sinyalin ölçüldüğü sistem ve (4) Görüntüleme ve kaydetme sistemidir (Mahesh ve ark., 1989). TLD okuyucunun temel çalışma prensibi TL olayı ile ortaya çıkan TL fotonların oluşturduğu gerilimin, optiksel filtreden geçtikten sonra, ölçülmesidir. Radyasyon şiddeti, cinsi ve süresiyle orantılı olarak değişen TL ışımanın oluşturduğu akımın şiddeti sayısal olarak okunur ve ışımaya eğrisi çizilir.

3.2. Yöntem

Bu tez çalışmasında üç erken evre prostat kanserli hastanın onaylanmış YART planlamaları, TLD fantomu, Universal fantom ve 2D-ARRAY dedektör sistemi üzerine aktarılarak dozimetrik doğrulamaları yapılmıştır. Dozimetrik doğrulama işlemleri TLD, iyon odası ve 2D-ARRAY dedektör sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tedavi planlama sisteminden alınan mutlak doz değerleri ölçüm sonucunda elde edilen mutlak doz değerleriyle karşılaştırılmıştır.

LINAC cihazının dozimetrik ve mekanik kalite kontrolleri yapıldıktan sonra hasta dozimetrik kontrol ölçümlerine geçilmiştir.

3.2.1. Termoluminesans Dozimetre (TLD) Kalibrasyonu

TLD' ler ile doz hesaplamalarına başlamadan önce bazı çalışmaların yapılması gerekmektedir. Bu tez çalışmasında 104 adet Harshaw marka çubuk şeklinde TLD-100 dozimetresi kullanılmıştır. TLD'ler ışınlanmadan önce 400°C'de 1 saat, buna takiben 100°C'de 2 saat ve ışınlama sonrası 100°C'de 10 dakika ısıtılma işlemine tabi tutulmuştur (Furetta, 2003). İlk defa kullanılacak olan TL dozimetrelerin hassasiyetlerini belirlemek üzere TLD fantomuna oyuklar (belirli bir TLD çubuğunu yerleştirmek için her birinin derinliği 1,1 mm, genişliği 1,2 mm ve boyu 7 mm olacak şekilde) açılmıştır. Fantom üzerinde açılan oyuklara 10x10 cm²lik bir alana karşılık gelecek şekilde yerleştirilen TLD'ler altta 6 cm ve üstte 2 cm kalınlıktaki iki katı su fantomu arasına konulmuştur. Daha sonra enerjisi 6MeV olan LINAC cihazında kaynak cilt mesafesi (SSD) 98 cm' de 100 cGy doz alacakları şekilde ışınlanmıştır. Bu TLD' lere her deney için, ısıtılma, ışınlama, ışınlama sonrası ısıtılma işlemi ve okuma döngüsü uygulanmıştır. Tüm TLD-100 dozimetreleri aynı duyarlılıkta üretilmediği için, aynı miktarda radyasyon soğurmalarına karşın okuma sırasında farklı miktarda ışımaya yaparlar. Bu farklılığı ortadan kaldırmak için her dozimetrenin ayrı ayrı element düzeltme katsayıları (ECC) 0.95 ile 1.05 aralığında hesaplanmıştır. Ayrıca TLD okuyucunun zaman

içinde oluşabilecek kararsızlığını hesaba katmak için okuyucu düzeltme faktörü (RCF) belirlenmiştir. RCF katsayısının bulunması için öncelikle TL dozimetrelerinin ECC katsayılarının bulunması gereklidir. ECC değeri her bir TLD' nin karakteristiğini gösterir. Bu nedenle fırınlama ve doz ölçümleri sırasında TLD' lerin sıralamalarının karıştırılmaması çok önemlidir. ECC katsayıları $\pm\%5$ içerisinde kalan 2 tane TLD-100 dozimetresi TLD okuyucusuna ait RCF katsayısının bulunması için ayrılmıştır. ECC ve RCF katsayıları (3.1) ve (3.2) bağıntıları kullanılarak hesaplanabilir ve daha sonra (3.3) bağıntısı kullanılarak TLD ile ölçülen doz miktarı belirlenebilir (Wyatt ve ark., 2005).

Element düzeltme katsayıları ECC_j ,

$$ECC_j = \frac{\langle Q \rangle}{Q_j} \quad (3.1)$$

yardımıyla hesaplanmıştır. Burada $j = 1, 2, \dots, n$ olmak üzere n TLD'lerin sayısını, Q_j TL okuyucu tarafından TLD_j için verilen yük (nC) sinyalini ve $\langle Q \rangle$ kalibre edilen tüm TLD'lerin ortalama değerini belirtmektedir.

Okuyucu düzeltme faktörü RCF,

$$RCF_j = \frac{\langle Q \rangle}{L} \quad (3.2)$$

yardımıyla hesaplanmıştır. Burada L , 100 cGy olan kalibrasyon dozudur.

Bir kere RCF ve ECC_j belirlendikten sonra TLD ile ölçülen doz (D_j),

$$D_j = \frac{q_j \times ECC_j}{RCF} \quad (3.3)$$

bağıntısından hesaplanmıştır. Burada q_j , TLD_j ışınlanıp TLD okuyucuda ölçümünün alınması sonucunda elde edilen toplam yük miktarının art ortam düzeltmesi yapıldıktan sonra nC cinsinden değerini temsil etmektedir. Tüm bu işlemlerden sonra 104 tane TLD-100 dozimetresi arasından 75 tanesi deneylerde hasta dozlarını ölçmek için kullanılmıştır.

3.2.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Çekimi

TLD fantomu, Universal fantom ve 2D-ARRAY dedektör sistemi BT masası üzerine yerleştirilerek üç-boyutlu görüntüleri elde edilmiştir.

3.2.3. Tomografi Görüntülerinin Konturlanması

TLD fantomu, Universal fantom ve 2D-ARRAY dedektör sisteminin BT'si çekildikten sonra TPS'ne aktarılmıştır. Fantomların cilt konturları oluşturulmuştur. Tezde kullanılan prostat kanserli hastalar için Radyasyon Onkoloğu tarafından belirlenmiş olan PTV 60 ve PTV 74 için yapılan 7 alanlı YART planları, gantri ve kolimatör 0° olacak şekilde TLD fantomu, Universal fantom ve 2D-ARRAY dedektör sistemi üzerine aktarılmıştır.

3.2.4. TLD'lerin Yerleştirilmesi

TLD fantomu üzerinde oluşturulmuş $19 \times 19 \text{ cm}^2$ 'lik alana açılan oyukların içine hastanın tümörlü hacmine göre TLD 'ler yerleştirilmiştir.

Seçilen üç hasta için hastanın YART planına uygun olacak şekilde $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik alana 25 tane TLD yerleştirilerek ışınlama gerçekleştirilmiştir. Her hasta için bu işlem 3 kez tekrarlanmış olup bir hasta için toplam da 75 adet TLD kullanılmıştır.

3.2.5. Lineer Hızlandırıcıda TLD Fantomunu Işınlama

Lineer hızlandırıcıda BT simülasyon pozisyonunda olduğu gibi TLD fantom Şekil 3.10'da gösterildiği şekilde masaya yerleştirilerek lazer çizgilerine göre ayarlama yapılmıştır. SSD ayarlandıktan sonra TLD fantomu üzerine aktarılan planlamalara göre TLD'ler LINAC cihazı tarafından ışınlanmıştır. Hasta planlamasının TLD fantom üzerindeki görünümü Şekil 3.11'da gösterilmiştir.

Işınlama işlemleri, TLD okumalarında ortaya çıkabilecek hataların en aza indirilmesi amacıyla her hasta için 3 kez tekrarlanmıştır.



Şekil 3.10. Lineer hızlandırıcıda TLD fantomunun ışınlanması



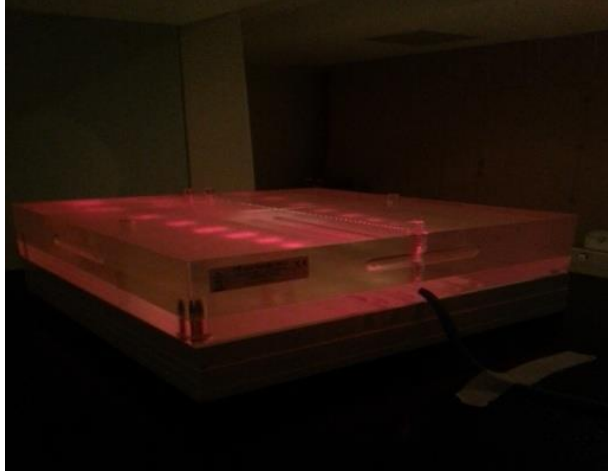
Şekil 3.11. Hasta planlamasına göre ışınlanacak alanın fantom üzerindeki görünümü

3.2.6. TLD'lerin Okunması

Daha önceden tanımlandığı gibi, gruplanan ve her birine numara verilen TLD'ler sıralamaları bozulmadan TLD okuyucusuna yerleştirilmiştir. TLD'lerin tek tek ve her birinin numarası girilerek yapılan okuma işleminin ardından, WinREMS programı aracılığıyla ışına eğrileri oluşturulmuştur. Bu eğriler TLD okuma programında değerlendirilerek soğrulan doz hesaplanmıştır. YART planlamasından okunan dozlarla TLD'lerden ölçülen dozlar karşılaştırılarak çizelge oluşturulmuştur.

3.2.7. İyon Odası Ölçümleri

Her hasta için TPS'ne kayıtlı olan planlar, iyon odasının yerleştirildiği Universal fantomu üzerine aktarılmıştır. Şekil 3.12'de gösterilen sıcaklık ve basınç ayarlamaları yapılan PTW marka 0,125 cc iyon odası ile birlikte universal fantom kullanılarak her hasta için 3'er kez iyon odası ölçümü alınmıştır. Yapılan 3 ölçümün ortalaması alınarak her hasta için nokta doz ölçümü hesaplanmıştır.



Şekil 3.12. İyon odası ölçümünde kullanılan deneysel düzenek

TLD ve iyon odası ölçümlerinden elde edilen deneysel veriler (ölçülen) ile YART planlarından elde edilen teorik veriler (planlanan) arasındaki fark (3.4) bağıntısında verilen % fark formülü kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\% \text{ fark} = \left| \left(\frac{\text{ölçülen} - \text{planlanan}}{\text{planlanan}} \right) \right| \times 100 \quad (3.4)$$

3.2.8. 2D-ARRAY Dedektör Sistemi Ölçümleri

YART planlamalarının dozimetrik kontrolleri için geliştirilmiş olan 2D-ARRAY dedektör sistemi üzerine aktarılan TPS'de kayıtlı olan hasta planları, tüm alanlar gantry ve kolimatör 0° olacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 3.13). Sıcaklık ve basınç düzeltmeleri yapılarak her bir hasta için doz haritaları elde edilmiştir. 2D-ARRAY dedektör sisteminden ve YART planlamalarından elde edilen doz haritaları karşılaştırılmak üzere kaydedilmiştir.



Şekil 3.13. 2D-ARRAY dedektör sistemine yansıtılan hasta planlamasının görünümü

4. BULGULAR

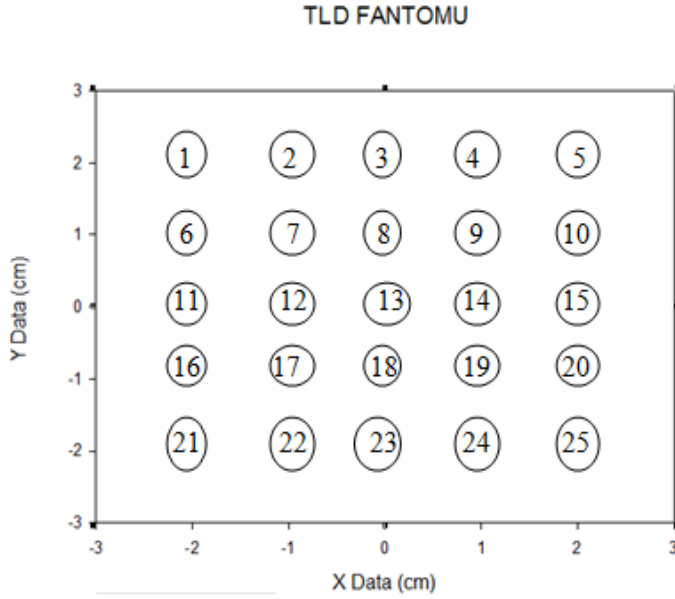
4.1. TL Dozimetrelerinden Elde Edilen Sonuçlar

Hasta 1, Hasta 2 ve Hasta 3 için; Siemens marka lineer hızlandırıcıda 6 MeV foton enerjisinde 5 x 5 cm² alanda SSD=95 cm de 224,2 cGy doz verilerek TLD'ler ışınlanmıştır. Işınlanan TLD'lerin TLD okuma sisteminden okunan deneysel değerleri ile her bir dozimetrenin standart sapması ve YART planlamalarından okunan teorik değerleri hasta numaralarına göre sırasıyla Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3'de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Hasta 1 için deneysel olarak ölçülen ve teorik olarak hesaplanan doz değerleri

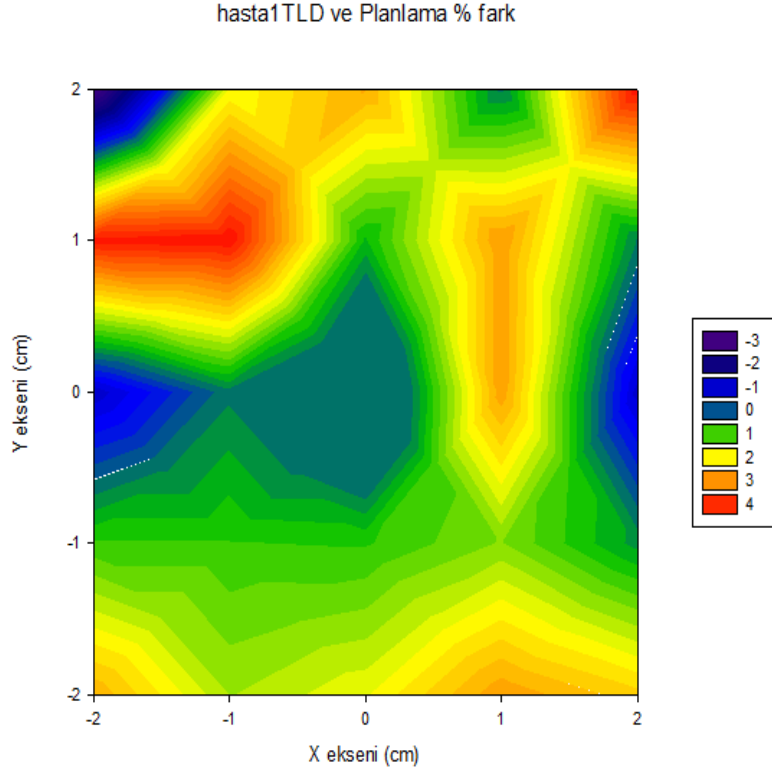
Dozimetre Numarası	TLD okumaları (cGy) ± Standart Sapma	Teorik Doz Değerleri (cGy)
1	287,5±0,30	296,9
2	303,9±10,1	298,4
3	302,8±7,50	295,0
4	291,5±0,30	291,1
5	286,0±5,00	274,5
6	311,0±8,70	298,8
7	311,9±12,1	299,3
8	300,8±0,10	299,1
9	310,2±3,30	301,7
10	299,5±5,60	298,9
11	296,2±5,30	299,6
12	297,5±8,70	297,1
13	293,0±2,00	296,6
14	305,8±9,30	297,6
15	293,4±16,5	296,7
16	298,7±8,00	296,2
17	297,0±5,50	294,5
18	298,3±1,70	296,0
19	300,7±5,80	297,1
20	296,1±13,2	295,2
21	296,4±11,3	288,9
22	295,1±7,00	291,0
23	301,2±2,50	295,9
24	300,6±3,60	292,5
25	278,7±7,10	272,5

Hasta 1 için standart sapma değerleri 0,3-16,5 arasında dağılım göstermektedir. En düşük ve en yüksek standart sapma değerleri için varyans katsayıları 0,1-5,6 bulunmuş ve deneysel verilerin teorik veriler ile uyum içinde olduğu sonucuna ulaşılmıştır.



Şekil 4.1. TLD fantomunda dozimetrelerin yerleşimi.

Hasta 1, hasta 2 ve hasta 3 için TLD ölçümlerinden elde edilen veriler ile YART planlamalarından elde edilen verilerin % farkları Şekil 4.1’de gösterilen dozimetre numaralarına göre TLD yerleşimi göz önünde bulundurularak çizdirilmiştir.



Şekil 4.2. Hasta 1 için TLD ve YART planlamalarından elde edilen doz dağılımları arasındaki % fark

Hasta 1 için; ölçülen (deneysel) ve planlanan (teorik) doz dağılımı arasındaki fark TLD okumalarında \pm % 0,2–4 arasında bulunmuştur.

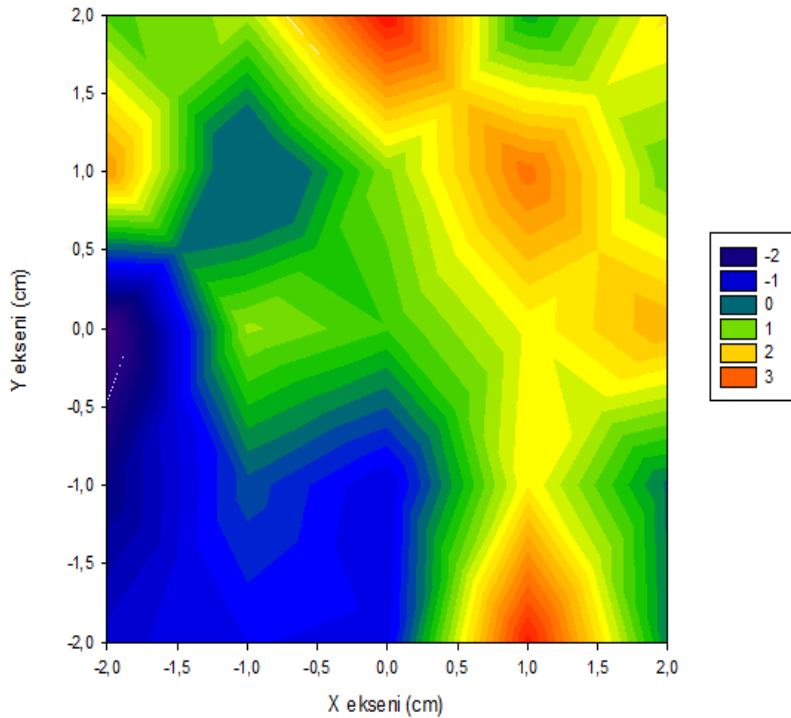
Hasta 1 için, TLD ölçümlerinde merkezdeki doz dağılımının YART planlamasıyla uyumlu olduğu, merkezden uzaklaştıkça % farkın arttığı bulunmuştur (Şekil 4.2).

Çizelge 4.2. Hasta 2 için deneysel olarak ölçülen ve teorik olarak hesaplanan doz değerleri

Dozimetre Numarası	TLD okumaları (cGy) ± Standart Sapma	Teorik doz değerleri (cGy)
1	293,0±11,8	290,9
2	301,0±12,6	297,8
3	311,5±7,00	300,6
4	275,3±14,1	274,5
5	217,8±7,40	214,2
6	312,1±12,0	304,7
7	299,3±10,8	301,9
8	301,3±11,5	298,4
9	283,6±8,20	276,1
10	231,4±2,10	229,5
11	295,0±3,00	303,9
12	305,9±7,60	302,7
13	301,7±2,40	299,9
14	287,6±8,00	283,4
15	253,6±5,00	248,1
16	302,9±12,4	308,4
17	302,7±0,40	303,5
18	297,2±5,30	300,2
19	286,1±5,50	281,7
20	248,3±9,20	248,5
21	277,9±4,70	281,0
22	294,5±5,30	296,9
23	297,2±4,80	299,8
24	285,7±1,70	276,1
25	214,1±7,70	214,0

Hasta 2 için standart sapma değerleri 0,4-14,1 arasında dağılım göstermektedir. En düşük ve en yüksek standart sapma değerleri için varyans katsayıları 0,1-5,1 bulunmuş ve deneysel verilerin teorik veriler ile uyum içinde olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Hasta 2 TLD ve Planlama % Fark



Şekil 4.3. Hasta 2 için TLD ve YART planlamalarından elde edilen doz dağılımları arasındaki % fark

Hasta 2 için; ölçülen (deneysel) ve planlanan (teorik) doz dağılımı arasındaki fark TLD okumalarında \pm % 0,2–3,6 arasında bulunmuştur.

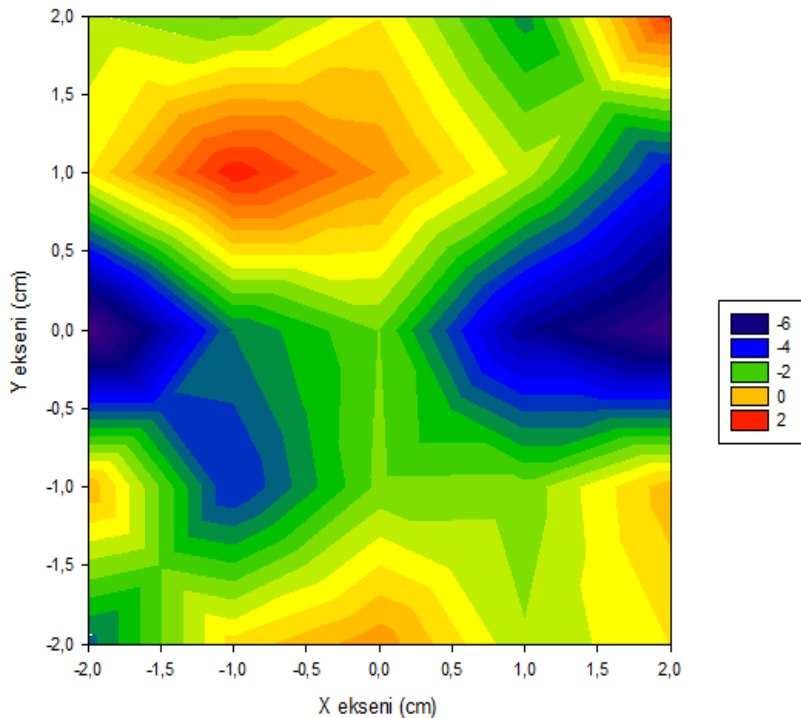
Hasta 2 için, YART planlamalarından okunan doz değerlerinin TLD'den ölçülen doz değerlerinden büyük çıktığı, % farkın alan kenarlarında daha yüksek olduğu bulunmuştur (Şekil 4.3).

Çizelge 4.3. Hasta 3 için deneysel olarak ölçülen ve teorik olarak hesaplanan doz değerleri

Dozimetre Numarası	TLD okumaları (cGy) \pm Standart Sapma	Teorik doz değerleri (cGy)
1	341,6 \pm 3,30	346,9
2	338,4 \pm 4,70	345,6
3	347,5 \pm 3,80	350,4
4	331,9 \pm 7,20	342,2
5	339,7 \pm 12,2	334,7
6	337,6 \pm 8,50	340,3
7	341,9 \pm 9,00	341,7
8	343,9 \pm 7,60	342,5
9	339,0 \pm 1,00	343,8
10	322,5 \pm 1,50	337,0
11	317,7 \pm 1,70	343,7
12	331,7 \pm 2,70	342,6
13	329,8 \pm 3,80	336,5
14	318,2 \pm 3,10	336,9
15	300,9 \pm 2,10	324,0
16	341,2 \pm 3,70	341,3
17	326,7 \pm 0,80	340,6
18	328,8 \pm 8,20	335,1
19	321,1 \pm 2,60	327,2
20	297,0 \pm 2,80	297,5
21	330,7 \pm 4,20	342,3
22	339,8 \pm 4,60	342,1
23	336,7 \pm 11,0	335,7
24	326,1 \pm 7,10	331,2
25	282,6 \pm 7,00	284,9

Hasta 3 için standart sapma değerleri 0,8-12,2 arasında dağılım göstermektedir. En düşük ve en yüksek standart sapma değerleri için varyans katsayıları 0,2-3,6 bulunmuş ve deneysel verilerin teorik veriler ile uyum içinde olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Hasta 3 TLD ve Planlama % Fark



Şekil 4.4. Hasta 3 için TLD ve YART planlamalarından elde edilen doz dağılımları arasındaki % fark

Hasta 3 için; ölçülen (deneysel) ile planlanan (teorik) doz dağılımı arasındaki fark TLD okumalarında \pm % 0,1-7,5 arasında bulunmuştur.

Şekil 4.4’de görüldüğü gibi Hasta 3 için, YART planlamalarından okunan doz değerlerinin TLD’den ölçülen doz değerlerinden büyük çıktığı, merkezden uzaklaştıkça doz değerleri arasındaki farkın arttığı ve özellikle de alan kenarındaki % farkın fazla olduğu bulunmuştur.

4.2. İyon Odası Ölçüm Sonuçları

Semiflex (0.125 cc) iyon odası ve Universal fantom kullanılarak yapılan nokta doz ölçümü verileri Çizelge 4.4’de gösterilmektedir. Üç hasta için YART planlamasından okunan dozlar, iyon odasından ölçülen dozlar, okunan ve ölçülen dozlar arasındaki yüzde farklar bu çizelgede yer almaktadır.

Çizelge 4.4. İyon odası ölçüm sonuçları

Hasta Numaraları	İyon Odası İle Ölçülen Değer (cGy)	Planlama Sisteminden Okunan Değer (cGy)	% Fark
Hasta 1	291,9	289,5	0,8
Hasta 2	310,1	306,1	1,3
Hasta 3	336,5	327,7	2,7

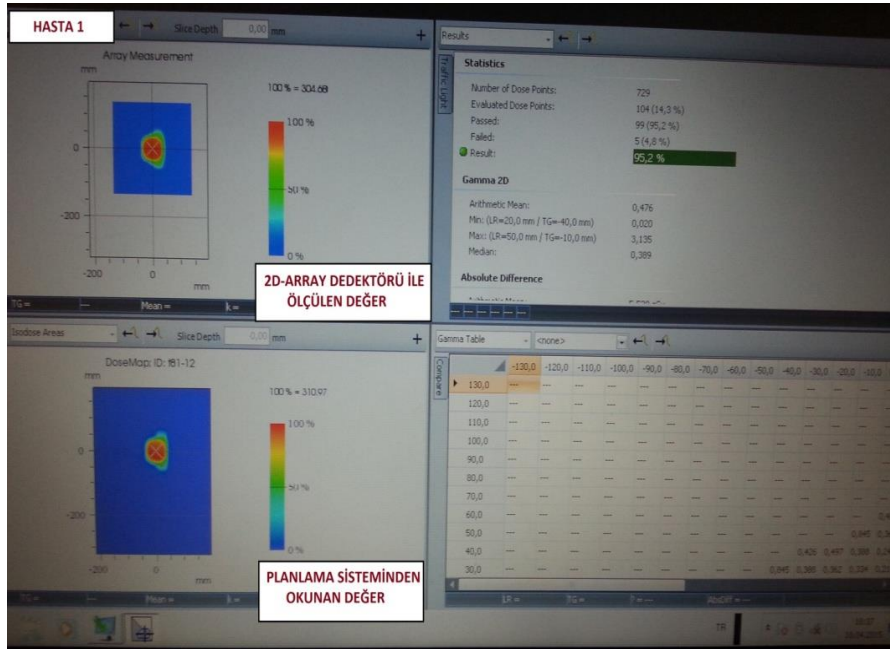
İyon odası ile ölçülen doz değerleri her hasta için üçer kez tekrarlanıp ortalaması alınmıştır.

4.3. 2D-ARRAY Dedektör Sistemi Ölçüm Sonuçları

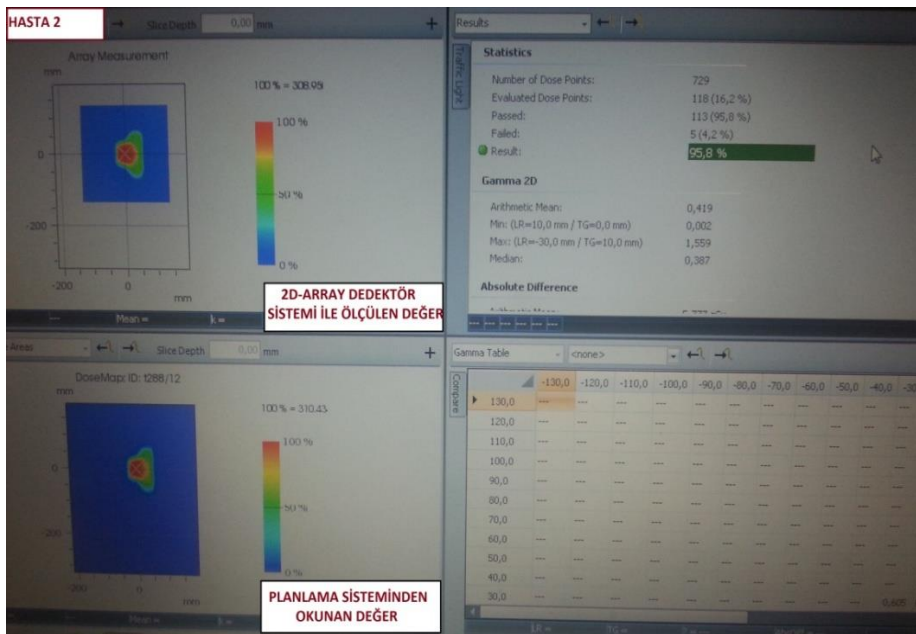
2D-ARRAY dedektör sistemi kullanarak yapılan dozimetrik kontrol ışınlaması sonucunda elde edilen doz haritaları ve YART planlamalarından elde edilen doz haritaları Verisoft 3. 1 programı kullanılarak karşılaştırılmıştır. Üç prostat kanseri hastası için de 2D-ARRAY ile yapılan karşılaştırmada gama (γ) değerlendirilmesi kullanılmıştır. 3 mm DTA ve %3 DD kriteri için γ değerlendirmesini geçen noktalar bulunmuştur.

γ değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi; hasta 1 için % 95. 2, hasta 2 için % 95. 8 ve hasta 3 için %96. 5 dir.

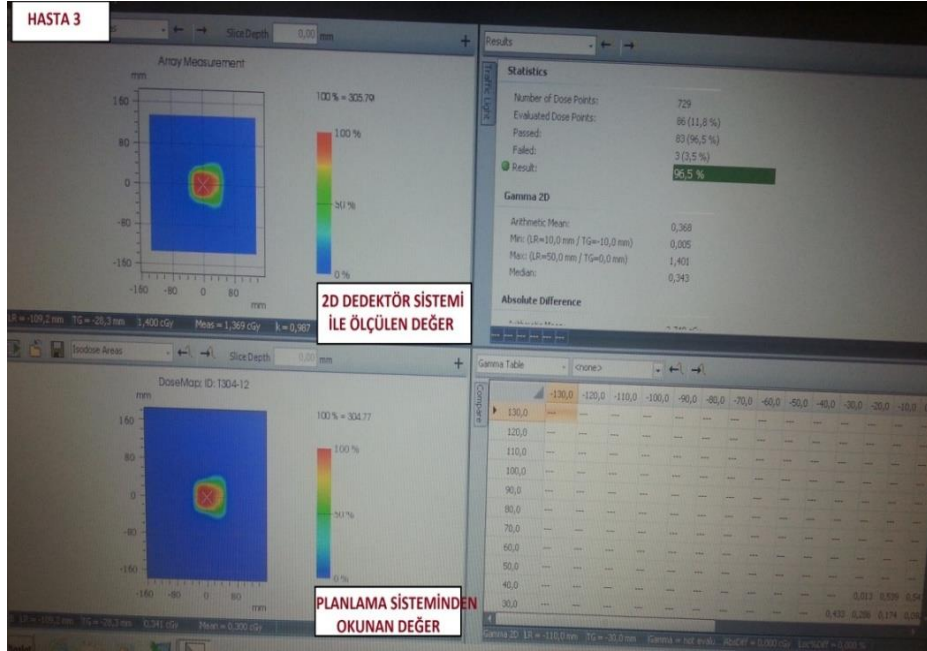
Hasta 1, hasta 2 ve hasta 3 için 2D-ARRAY dedektör sisteminden elde edilen sonuçlar ile planlama sisteminden elde edilen sonuçların karşılaştırılması sırasıyla Şekil 4.5, 4.6 ve 4.7' de gösterilmektedir.



Şekil 4.5. Hasta1 için 2D-ARRAY ile planlama sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 4.6. Hasta 2 için 2D-ARRAY ve planlama sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 4.7. Hasta 3 için 2D-ARRAY ve planlama sonuçlarının karşılaştırılması

Yukarıdaki şekillerdeki görüntüler verisoft programının analiz penceresidir. Bu pencerede ekran 4 bölüme ayrılmıştır. Sol üst köşede ışınlama sonrasında 2D-ARRAY dedektör sisteminden elde edilen izodoz eğrisi ve sol alt köşede planlama sisteminden elde edilen izodoz eğrisi gösterilmektedir. Sağ üst pencerede ise analiz sonuçlarının sayısal verileri gösterilmektedir. Bu kısımda:

- Değerlendirilen nokta sayısı
- Analizi geçen ve kalan nokta sayıları
- Analizi geçen ve kalan nokta yüzdeleri görülmektedir.

4.4. TLD ve İyon Odası Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması

Üç hasta için iyon odası ile merkezde ölçülen nokta dozları TLD fantomunun merkezinde ölçülen dozlar ile karşılaştırabiliriz.

Çizelge 4.5. İyon odası ile TLD ölçüm sonuçları karşılaştırılması

Hasta Numaraları	İyon Odası İle Merkezde Ölçülen Değer (cGy)	TLD İle Merkezde Ölçülen Değer (cGy)	% Fark
Hasta 1	291,9	293,0	-0,3
Hasta 2	310,1	301,7	2,7
Hasta 3	336,5	329,8	2,0

TLD ve iyon odası ile merkezde ölçülen doz değerleri karşılaştırıldığında % farkın 3'den küçük olduğu bulunmuştur.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapideki temel amaç ışınlanacak olan hedef hacmin yüksek doz almasını sağlarken, kanserli doku çevresindeki komşu organları mümkün olduğunca ışın alanı dışında tutmak ve en az derecede doz almasını sağlamaktır.

Radyoterapide BT ile hedef hacim rahat bir şekilde belirlenebildiği için sınırlı bir alan ile daha yüksek radyoterapi dozlarına çıkmak mümkün olabilmektedir. Bilgisayar yazılımı ve donanımındaki teknolojik gelişmelerden dolayı radyoterapi alanındaki tedavi planlama ve uygulama sistemleri hızlı bir biçimde değişim göstermektedir. Son yıllarda 3BKRT'nin gelişmiş bir türü olan ve hedef hacme maksimum çevre dokulara minimum dozun verilmesini sağlayan, çalışma prensibi farklı yoğunluktaki ışınların kullanımına dayanan YART tekniği önem kazanmıştır. YART tekniği, genellikle kanserli dokunun normal dokuların sınırında veya yakınında bulunduğu prostat, baş-boyun ve beyin gibi kanserlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Teknolojinin bu şekilde ilerlemesi prostat kanseri tedavisinde radyoterapinin değerini daha da arttırmıştır. Bunun yanında radyoterapide verilen dozların güvenilirliğini tespit etmek amacıyla çeşitli dozimetrik sistemler kullanılmaktadır.

Bu tez çalışmasında YART planlamalarının dozimetrik kontrolü TLD, iyon odası ve 2D-ARRAY dedektör sistemi kullanılarak yapılmıştır. Sonuç olarak da planlamadan elde edilen doz değerleri ile dozimetrik sistemlerden elde edilen doz değerleri karşılaştırılmıştır.

Yukarıda bahsedilen dozimetrik sistemler ve bunlara ek olarak kullanılan başka dozimetrik sistemler YART planlamaları için geçerli dozimetrik kontrol yöntemleridir ve literatürde bu konuda yapılmış birçok çalışma vardır. Bu dozimetrik sistemlerin birbirlerinden farkı yapılarından ve teknik özelliklerinden kaynaklanmaktadır.

Leybovich ve ark. (2003) yaptıkları çalışmalarında YART planlarının dozimetrik kontrolünde nokta doz ölçümü için farklı hacme sahip 3 iyon odası kullandıklarını ve küçük hacimli (0.009 cc) iyon odasının mutlak doz açısından hesaplanan değerden en uzak sonuç verdiğini bildirmişlerdir. 0.6 cc ve 0.125 cc iyon odasıyla yaptıkları YART merkezi doz doğrulamasında ise, bu iki iyon odasının sonuçlarını birbirine oldukça yakın bulmuşlardır.

Dong ve ark. (2003) tarafından yapılan bir çalışma da YART planları ve iyon odası ile yapılan nokta doz ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında farkın %3.5 olduğu bulunurken, yapılan bir tez çalışmasında kullanılan 0,125 cc ve 0,6 cc iyon odası sonuçlarının YART planlama sonuçlarıyla %3 uyumlu olduğu belirtilmiştir (Acun, 2010).

Bir başka çalışmada 0.015cc ve 0.125 cc iyon odasıyla yapılan nokta doz ölçümlerinde ışınlanan bölgenin büyümesi ile iyon odalarının hacim etkisinin arttığı gösterilmiştir (Laub ve Wong, 2003).

Sonuç olarak bu çalışmada kullanılan 0,125 cc iyon odası ile daha hassas ve güvenilir sonuçlar elde edilebildiği literatür dikkate alındığında görülmüştür.

Radyoterapide iyon odası için kabul edilebilir hata payı Anonim (1999) tarafından \pm %5 olarak belirlenmiştir. İyon odası kullanarak nokta doz ölçümü yapılan bu tez çalışmasında üç hasta için dozimetrik sistemden ve planlama sisteminden elde edilen doz dağılımları arasındaki fark %3'den küçük olarak bulunmuştur. Literatürü incelediğimizde YART planının uygulanabilmesi için farkın %5'in altında olması yeterli olacağı için bizim bulduğumuz sonuçların literatür ile gayet uyumlu olduğu görülmüştür.

Bir diğer dozimetrik yöntem olan 2D-ARRAY ile yapılan bir çalışmada YART planlarının dozimetrik kontrolü için kullanılan 2D-ARRAY dedektör sisteminin mutlak doz ölçümlerine olanak sağlaması ve içindeki dedektörler sayesinde geniş alanda en iyi uzaysal çözünürlüğü verdiği bulunmuştur (Wiezorek ve ark., 2005).

2D-ARRAY dedektör sistemlerinden “seven 29” dozimetre sisteminin kullanıldığı çalışmada YART’de kullanılan alanların doz değerleri 2D-ARRAY dedektör sistemi ve iyon odası doz değerleri ile karşılaştırılmıştır. 2D-ARRAY ve iyon odası profillerinin birbirleriyle uyumlu olduğu, aralarındaki en büyük fark dozun maksimum olduğu bölgelerde olduğu ve bu farkın %3 ile %5 arasında değiştiği bulunmuştur (Spezi ve ark., 2005).

Poppe ve ark. (2006) 2D-ARRAY “seven 29” ile yaptıkları çalışmada YART planlarının doz dağılımlarını 2D-ARRAY ile ölçüp TPS’nin hesapladığı doz dağılımlarıyla karşılaştırmışlardır. Karşılaştırmayı profiller bazında gerçekleştirip özellikle yüksek doz değerlerinin olduğu bölgelerde ölçülen doz profilinin hesaplanandan sapma gösterdiğini bulmuşlardır. Bu yüzden çalışmalarının

sonucunda yüksek doz değerlerinden dolayı daha önceden Low ve ark., 1998 yılında yaptıkları çalışmada önerdikleri gamma indeks metodunun, YART planlarının karşılaştırılmasında kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır.

Mei ve ark. (2008) 2D-ARRAY ile gamma değerlendirmesini 3mm DTA ve %3 DD kriterleri açısından ele almışlar ve alan kenarlarındaki bölgelerin değerlendirmeyi geçemediğini belirtmişlerdir.

Acun (2010) tarafından yapılan tez çalışmasında 30 prostat kanseri hastası için oluşturulan YART planlarının dozimetrik kontrolünü 2D-ARRAY, iyon odası, TLD ve film dozimetresi kullanıp yapıldığı bildirilmiştir. YART planlamaları ve 2D-ARRAY sonuçları karşılaştırıldığında, gamma değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi 3 mm DTA ve %3 DD için ortalama olarak %94,2 bulunmuş ve planlamayla uyumlu olduğu gösterilmiştir.

Bu çalışmada 2D-ARRAY dedektör sistemi verileri ile planlama verileri incelendiğinde dozun maksimum olduğu yerlerde 3 mm DTA, %3 DD kriteri için γ değerlendirmesini geçen noktalar bulunmuştur. γ değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi; hasta 1 için % 95. 2, hasta 2 için % 95. 8 ve hasta 3 için %96. 5 dir. Karşılaştırmada γ değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesine bakıldığında 2D-ARRAY dedektör sistemi ile yapılan ölçümlerin TPS ile uyumlu sonuçlar verdiği ve γ değerlendirmesini geçemeyen noktaların alan kenarlarında olduğu görülmüştür. İncelenen literatür çerçevesinde değerlendirmeyi geçemeyen noktaların alan kenarlarında olduğu bildirilmiş ve sonuçlarımızın uyumlu olduğu belirlenmiştir.

Bu tezde kullanılan doz ölçüm yöntemlerinden bir diğeri olan TLD'ler birçok faktörden bağımsız olmaları nedeniyle en uygun in-vivo dozimetre yöntemidir. Ancak, soğurmuş olduğu dozun belirlenmesinin uzun zaman alması kullanımında en önemli problemdir. Bu probleme rağmen, tedavi planlama sürecinde oluşabilecek dozimetrik hataların belirlenmesinde TLD sisteminin, ideal olmasa da, yararlı olduğu bildirilmektedir. Bunun yanında doz-yanıt duyarlılıklarının artırılması ve doğru ölçüm sonuçlarının elde edilmesi için TL dozimetrelerin ilgili tedavi koşullarında kalibre edilmesi önerilmektedir (Haplerin ve ark., 2008).

Özellikle bu tez çalışmasında da kullanılan farklı formlara sahip LiF: Mg, Ti (TLD-100) dozimetreleri medikal fizik alanında çeşitli in-vivo ve fantom

uygulamalarında kullanılabilir. Gökçe (2009) yaptığı doktora tez çalışmasında Co-60 (Kobalt-60) kaynağı, LINAC ve brakiterapi gibi çeşitli medikal uygulamalarda farklı şekillere sahip TLD-100 dozimetrelerini kullanarak hastaların aldıkları dozları belirlemiştir.

Noor ve arkadaşları (2011) rando fantom üzerine yaptıkları iki ayrı plan ile in-vivo dozimetre türlerini karşılaştırmışlar, düşük ve yüksek doz bölgelerinde uyumlu sonuçlar olduğunu bulmuşlardır. TLD ile ilgili yapılan bir başka çalışmada Essers ve Mijneer bazı özel hasta grupları için yaptıkları ölçümlerde hata oranlarının $\pm\%3-10$ arasında değiştiğini göstermişlerdir (Essers ve Mijneer, 1999).

9 prostat hastasıyla yapılan bir başka çalışmada, YART planlarının merkez dozlarının hesaplanan değerden $\%1.8$ farklılık gösterdiğini, merkezden 1cm ve 2cm sağ ve sol noktalarda alınan ölçümlerde ise TLD okumaları ile planlama değerleri arasındaki farkın $\%5$ içinde olduğu bulunmuştur (Kinhikar ve ark., 2007). Ayrıca, YART planlamalarının dozimetrik kontrolünde kullanılan TLD için ölçülen ve planlanan doz dağılımları arasındaki farkın $\%2,1-7,4$ arasında olduğu belirtilmiştir (Demirci, 2012).

Bloemen ve arkadaşları yaptıkları çalışmada tüm vücut ışınlanmasında TLD ile aldıkları ölçümlerde YART planlamalarıyla doz uyumunun $\pm\%3$ sınırları içerisinde olduğunu göstermişlerdir (Bloemen ve ark., 2007).

Acun (2010) çalışmasında, TLD ile 8 prostat hastasının YART planlarını merkez, merkezden 2'şer ve 4'er cm uzaklıktaki noktalarda yaptığı mutlak doz ölçümlerinde, izomerkezde hesaplanan değerle yüzde farkı $\%2,7$ olarak bulmuştur. Merkezden 2 cm uzaklıktaki noktalarda yüzde farkların $\%2,6$ ile $\%2,9$ arasında değiştiğini, merkezden 4 cm uzaklıkta olan noktalar için ise yüzde farkların $\%3.98$ ile $\%9,6$ arasında olduğunu bulmuştur.

Kanserli dokuya istenilen dozun verilmesi, radyasyon dozlarının doğru olarak ölçülmesi ve belirlenmesine bağlıdır. Doğruluk $\pm\%5$ ' den küçük veya $\pm\%5$ ' e eşit olmalıdır. Anonim (1999) tarafından hatanın $\pm\%3$ ' ü dozimetrik ölçümlerden, $\pm\%2$ ' si ise tümör lokalizasyonu, tümör büyüklüğünün tespiti ve hastanın tedavisi sırasındaki hatalardan kaynaklandığı belirtilmiştir.

Bu tez çalışmasında kullanılan diğer dozimetrik kontrol yöntemlerinden TL dozimetreler ile yapılan ölçümlerde elde edilen veriler $\pm\%5$ hata sınırları içindedir.

Bu hataların lineer hızlandırıcının çalışma performansından, yapılan konvansiyonel simulasyondan, kurulumlardan, ya da TLD'lerin okunmasında oluşabilecek hatalardan kaynaklandığı söylenebilir (Karen ve ark., 2004).

Hasta 1 ve Hasta 2 için yapılan TLD ölçümleri ve YART planlamalarının karşılaştırılmalarındaki % fark 4'den küçük bulunmuştur. Hasta 3 için yapılan karşılaştırmalardaki % fark alan kenarında kalan birkaç dozimetre hariç % 5'den küçük çıkmıştır. Özellikle 11. ve 15. dozimetrelerde %7'ye çıkan farklar bulunmuştur. Merkez ve merkeze daha yakın noktalarda TLD okumaları %3 içinde YART planlamasıyla uyumluyken, merkezden uzaklaştıkça, özellikle de alan kenarlarında hesaplanan değerden sapmalar gözlenmiştir. Sonuç olarak, literatür taraması göz önünde bulundurulduğunda TLD ile ölçülen doz değerleri üç hasta için de belirtilen aralık sınırları içerisinde dir. Hasta yerine kullanılan fantomların kurulumundaki hatalar, sistematik hatalar, tedavi sırasında LINAC cihazının performansından oluşan hatalar ve YART tekniğinde kullanılan TPS'nden kaynaklı hataların oluşması gibi durumlarda YART tedavisinin başarısı azalır, bazı noktalardaki TLD ölçümleriyle arasındaki yüzde fark önemli derecede artabilir (Ceylan ve ark., 2010).

Her hasta için TLD fantomunun merkezindeki dozimetrenin ölçtüğü doz değeri ile iyon odasının merkezde okuduğu nokta doz değerini karşılaştırdığımızda sonuçların birbiriyle uyum içinde olduğu ve aralarındaki farkın %3'den küçük olduğu bulunmuştur.

Sonuç olarak, dozimetrik kontrol çalışmalarında kullanılan farklı dozimetrik sistemlerin yapılarından ve fiziksel özelliklerinden dolayı hem avantajları hem de dezavantajları vardır. YART planlamalarının doz ölçümlerini karşılaştırmak için kullandığımız dozimetrik ölçüm yöntemlerinden iyon odası ile iki boyutta bir ölçüm yapılamaması ancak nokta doz ölçümü yapılabilmesi bu sistemin dezavantajlarından biri olarak karşımıza çıkmıştır. Dolayısıyla tek bir noktada ölçüm yapmak bazen yeterli olmayabilir. Fantomun yanlış konumlandırılması gibi hatalar nedeni ile gerçeği yansıtmayan sonuçlar bulunmuş olabilir. Bu durum birden fazla noktada ölçüm yapılması veya birden fazla iyon odası ile ölçüm yapılması ile ortadan kaldırılabilir ve daha sağlıklı ölçüm yapılmış olur. İyon odasının bir başka dezavantajı ise yüksek doz değerlerinde ölçüm alınamamasıdır. Bu durumlar göz önüne alındığında iyon odası dozimetrik kontrolüne ilaveten 2D-ARRAY dedektör sistemi ile de ölçüm yapılması sonuçların hassasiyet ve

güvenilirliğini arttıracaktır. Bu sistem ile TPS sürecinde yapılan işlemlerin basit ve çok vakit almadığı söylenebilir. Okunan verileri değerlendirmek bu sistemde çok daha kolaydır. Çünkü bir düzleme yerleştirilmiş aralarında mesafe bulunan iyon odaları ile iki boyutta değerlendirme yapılabilir ve böylece planlamadan ve 2D-ARRAY dedektör sisteminden elde edilen veriler aynı pencere içinde görüntülenebilir. Böylelikle iyon odası ölçümü yapıldığı durumlarda ek olarak 2D-ARRAY ölçümünün de yapılması daha doğru sonuçlar verir.

İyon odası nokta doz ölçümü yapabildiği için TLD'lerden daha hassas olmasına karşın iyon odası kullanılmayan bölgelerde TLD'lerin kullanılabilmesi TLD'leri daha avantajlı konuma taşımaktadır. TLD'nin doku veya vücut boşlukları içine doğrudan yerleştirilmesi buna bir örnek olup, hasta dozimetresi için de son derece kullanışlıdır (Khan, 2003).

Bu tez çalışmasında TLD, iyon odası ve 2D-ARRAY dedektör sistemleri kullanarak elde edilen doz değerleri tedavi planlama sisteminden elde edilen doz verileri ile karşılaştırılmıştır ve literatür ile uyumlu sonuçlar elde edilmiştir. YART planlamalarının dozimetrik kontrolü yapılırken bu sistemlerin kullanılabilceği bir kez daha görülmüştür.

Dünyada ölüm sebepleri incelendiğinde bulunan sonuçlara göre kanser ikinci sırada yer almaktadır. Kanser tedavi tekniklerinin iyileştirilmesi, geliştirilmesi ve kalite kontrolü tüm dünyada aktif bir çalışma alanıdır. Hastalara tedavilerde verilen dozun daha doğru bir şekilde uygulanması ve tedavi başarısının artırılması açısından büyük önem taşıyan bu konu üzerinde yapılan çalışmalar gün geçtikçe artmaktadır. Bu tez çalışması bu konuda gerçekleştirilen disiplinler arası çok az sayıdaki çalışmanın örneklerinden olup, daha sonra yapılacak olan çalışmalara da bilgi ve birikim sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

- Acun, H. 2010. IMRT Doz Dağılımlarının Doğrulanmasında Dozimetrik Sistemlerin Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 110, İstanbul.
- Aksözen, M.T., Yaray, K., Menteş, S., Gündoğ, M., Eroğlu, C. 2012. LiF Termoluminesans Dozimetrelerin Gama Işınları İle Kalibrasyonu. **Türk Onkoloji Dergisi**, 27(1): 24-28.
- Anonim. 1976. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gama Rays in Radiotherapy Procedures: Report No.24. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), Washington.
- Anonim. 1999. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50, 62). International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), Washington.
- Arıcılar, G. 2009. Saf ve Katkılandırılmış $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ Kristalinin Termoluminesans Özelliklerinin İncelenmesi. Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 48, Manisa.
- Battermann, J.J. 2000. I-125 Implantation for Localized Prostate Cancer. **The Utrecht University Experience Radiotherapy and Oncology**, 57: 269-272.
- Bayraktar, N.Ş. 2010. Krizopnas ve Rodonit'in Termoluminesans Özellikleri. Erzincan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 61, Erzincan.
- Beyzadeoğlu, M.M., Ebruli, C.C. 2008. Temel Radyasyon Onkolojisi. Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi, 551, Ankara.
- Bilski, P. 2002. Lithium Fluoride: From LiF: Mg, Ti to LiF: Mg, Cu, P. **Radiation Protection Dosimetry**, 100(1-4): 199-206.
- Blaufox, M.D. 1996. Becquerel and the Discovery of Radioactivity: Early Concepts. **Seminors in Nuclear Medicine**, 26: 145-154.

- Bloemen, V.G.J., Minjheer, J., Verschuere, T., Lambin, P. 2007. Total Body Irradiation, Toward Optimal Individual Delivery: Dose Evaluation with Metal Oxide Field Effect Transistor, Thermoluminescence Detectors and A Treatment Planning System. **International Journal of Radiation Oncology Biology and Physics**, 69/4: 1297-1304.
- Carter, B.S., Beaty, T.H., Bova, G.S. 1993. Hereditary Prostate Cancer: Epidemiologic and Clinical Features. **Journal of Urology**, 150: 797-802.
- Ceylan, C., Küçük, N., Ayata, H.B., Kılıç, A., Güden, M., Engin, K. 2010. Lokalize Prostat Kanseri Hastalarında IMRT ve Cyberknife Tedavi Planlarının Dozimetrik ve Fiziksel Olarak Karşılaştırılması. **Türk Onkoloji Dergisi**, 25(3): 93-103.
- Chao, K.S.C., Apisarnthanarax, S., Ozyigit G. 2005. Practical essentials of intensity modulated radiation therapy (Ed. 2nd). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 432, America.
- Çalışır, A. 2011. Nazofarens Kanseri Radyoterapisinde Alan Birleşim Noktalarının Randofantom Üzerinde Termoluminesans Dozimetre Yöntemiyle İncelenmesi. Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 54, Kayseri.
- Daniels, J.M. 1953. The Effect of Interactions in A Paramagnetic on the Entropy and Susceptibility. **Proceedings of the Physical Society**, XVI (8-A): 784-792.
- Demirci, A. 2012. Prostat Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi İçin Kalite Kontrol Yöntemleri Ve Prostatın Aldığı Dozun Araştırılması. Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 94, Kayseri.
- Dobbs, J., Barret, A., ve Ash, D. 1999. Practical Radiotherapy Planning. 3rd. Edition, 271-280, London.
- Doll, R. 1980. The Epidemiology of Cancer. **American Cancer Society**, 45: 2475-2485.

- Dong, L., Antolak, J., Salehpour, M., Forster, K. 2003. Patient-Specific Point Dose Measurement for IMRT Monitor Unit Verification. **International Journal of Radiation Oncology Biology and Physics**, 56(3): 867–877.
- Emeritus, J. 2006. Methods for In-Vivo Dosimetry in External Radiotherapy Division of Radiation Physics. 2. Edition, Department of Radiotherapy University Hospital, 1-60, Gasthuisberg-France.
- Esser, M., Minjheer, J. 1999. In-Vivo Dosimetry during External Photon Beam Radiotherapy. **International Journal of Radiation Oncology Biology and Physics**, 43/2: 245-259.
- Fırat , D., Çelik I. 1998. Cancer Statistics in Turkey and in the World (1993-1995). Türk Kanser Araştırma ve Savaş Kurumu, Ankara.
- Furetta, C., 2003. Handbook of Thermoluminescence. World Scientific Publishing, 15p, London.
- Furetta, C., Kitis, G. 2004. Models in Thermoluminescence. **Journal of Materials Science**, 39: 2277-2294.
- Furetta, C., Weng, P.S. 1998. Operational Thermoluminescence Dosimetry. World Scientific, 260, Singapore.
- Garlick, G.F.J. ve Gibson, A.F. 1948. Electron Traps and Dielectric Changes in Phosphorescent Solids. **Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, 188: 485-509.
- Gökçe, M., 2009. Radyoterapi Uygulamalarında LiF Dozimetreleri Kullanılarak Doku Eşdeğeri Ortamlardaki Doz Dağılımlarının İncelenmesi. Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Anabilim Dalı, Doktora tezi, 148, İzmir.
- Haplerın, E., Brady, L., Perez, C. 2008. Principle And Practice Of Radiation Oncology. Lippincott Williams & Wilkins. 5nd edition, 1350, USA.
- Horowitz, Y.S. 1984. Thermoluminescence and Thermoluminescent Dosimetry. **CRC Press Inc.**, I, II ve III: 10-157.

- Horowitz, Y.S. ve Yossian, D. 1995. Computerised Glow Curve Deconvolution: Application to Thermoluminescence Dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, 60(1): 3-111.
- Howard, M., Pollack M.D. 1990. Urography an Atlas and Test Book of Urological Imaging. **Philadelphia: W. B. Saunders Company**, 2: 4-1381.
- Izewska, J., Rajan, G. 2005. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students. International Atomic Energy Agency (IAEA), 519, Austria.
- İspin, E.B. 2010. Prostat Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlamalarının Kalite Kontrolü ve 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi İle Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bölümü, Yüksek Lisans Tezi, 90, Ankara.
- Kafadar, V.E. 2009. The Effects of Various Experimental Parameters on Glow Peaks and TL Kinetics of Some Dosimetric Materials. Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliği, Doktora Tezi, 72, Gaziantep.
- Karen, V., Elizabeth, M., Edwin, G., Peter, H. 2004. The Use of In-Vivo Thermoluminescent Dosimeters in The Quality Assurance Programme for The Start Breast Fractionation Trial. **Radiotherapy and Oncology**, 71: 303-311.
- Khan, F., 1994. The Physics of Radiation Therapy. Williams & Wilkins, 531, Baltimore.
- Khan F.M. 2003. The Physics of Radiation Therapy. 3rd edition, Minneapolis, 144-148, USA.
- Khan F.M. 2007. Treatment Planning in Radiation Oncology. 2nd edition, Minnesota, 578, USA.
- Kinhikar, R.A., Upreti, R., Sharma, S., Tambe, C.M., Deshpande, D. 2007. Intensity Modulated Radiotherapy Dosimetry with İon Chambers, TLD, MOSFET and EDR2 Film. **Australas Physics English Science Medical**, 30: 25-32.

- Kron, T. 1999. Dose Measuring Tools, The Modern Technology of Radiation Oncology. Ch 19, Van Dyk, J. (Ed.), Madison, 820, USA.
- Laub, W.U., Wong, T. 2003. The Volume Effect of Detectors in The Dosimetry of Small Fields Used in IMRT. **Medical Physics**, 30(3): 341-347.
- Leybovich, L.B., Sethi, A., Dogan, N. 2003. Comparison of Ionization Chambers of Various Volumes for IMRT Absolute Dose Verification. **Medical Physics**, 30(2): 119-123.
- Lichtenstein, P., Holm, N.V., Verkasalo, P.K., Iliadou, A., Kaprio, J., Koskenvuo, M., Pukkala, E., Skytthe, A., Hemminki, K. 2000. Environmental and Heritable Factors in The Causation of Cancer--Analyses of Cohorts of Twins from Sweden, Denmark, and Finland. **The New England Journal of Medicine**, 343(2): 78-85.
- Low, D.A., Harms, W.B., Mutic, S., Purdy, J. A. 1998. A Technique for The Quantitative Evaluation of Dose Distributions. **Medical Physics**, 25: 656-661.
- Mahesh, K., Weng, P.S., Furetta, C. 1989. Thermoluminescence in Solids and Its Applications. Nuclear Technology Publishing, Ashford, 320, U.K.
- Marder D.G. 2010. Absolute Pre-Treatment IMRT Verification in External Beam Therapy. Swiss Federal Institute of Technology Department of Physics, Master Thesis, 68, Zürich.
- May, C.E. ve Partridge, J.A. 1964. Thermoluminescent Kinetics of Alpha-Irradiated Alkali Halides. **Journal of Chemical Physics**, 40: 1401-1409.
- McKeever, S.W.S., Moscovitch, M., Townsend, P.D. 1995. Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses. Nuclear Technology Publishing, 204, England.
- McKeever. S.W.S. 1985. Thermoluminescence of Solids. Cambridge University Press, 392, New York.
- McKinlay, A.F. 1981. Thermoluminescence Dosimetry. Medical Physics Handbook 5. Adam Hilger Ltd., 212, Bristol.

- Mei, X., Bracken, G., Kerr, A. 2008. Evaluation of A Commercial 2D Ion Chamber Array for Intensity Modulated Radiation Therapy Dose Measurements. **Medical Physics**, 35(7): 3403.
- Moscovitch, M. ve Horowitz, Y.S. 2007. Thermoluminescent Materials for Medical Applications: LiF: Mg, Ti and LiF: Mg, Cu, P. **Radiation Measurements**, 41: 71–77.
- Newton, H.E. 1957. A History of Luminescence from the Earliest Times Until 1900. American Philosophical Society, 774, Philadelphia.
- Noor, N.M., Hussein, M., Bradley, D.A. 2011. Investigation of The Use of Ge-Doped Optical Fibre for In-vitro IMRT Prostate Dosimetry. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A**, 652: 819–823.
- Podgorsak, E.B. 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students. 519, Viyana.
- Pogonis, V., Kitis, G., Furetta, C. 2006. Numerical and Practical Exercises in Thermoluminescence. Springer Pres, 210, New York.
- Poppe, B., Blechschmidt, A., Djouguela, A., Kollhoff, R., Rubach, A., Willborn, K.C., Harder, D. 2006. Two Dimensional Ionization Chamber Arrays for IMRT Plan Verification. **Medical Physics**, 33(4): 1005-1015.
- Potosky, A.L., Harlan, L.C., Stanford, J.L. 1999. Prostate Cancer Practice Patterns and Quality of Life: The Prostate Cancer Outcomes Study. **Journal of the National Cancer Institute**, 91: 1719.
- Randall, J.T. ve Wilkins, M.H.F. 1945a. The Phosphorescence of Various Solids. **Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, 184: 347-364.
- Randall, J.T. ve Wilkins, M.H.F. 1945b. Phosphorescence and Electron Traps. I. The Study of Trap Distributions. **Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, 184: 365-389.

- Randall, J.T. ve Wilkins, M.H.F. 1945c. Phosphorescence and Electron Traps. II. The İnterpretation of Long-Period Phosphorescence, **Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, 184: 390-407.
- Spezi, E., Angelini, A. L., Romani, F., Feri, A. 2005. Charecterization of A 2D İon Chamber Array for The Verification of Radiotherapy Treatments. **Physics in Medicine and Biology**, 50: 3361-3373.
- Tavlayan, E. 2006. Beyin Tümörlerinin Radyoterapi Planlamasında, BT ve MR Görüntü Eşleştirilmesini Hedef Volüm Belirlenmesine ve Doz Dağılımına Etkisi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 69, İzmir.
- Vij, D.R. 1998. Luminescence of Solids. Plenum Press, 427, New York.
- Wiezorek, T., Banz, N., Schwedas, M., Scheithauer, M. 2005. Dosimetric Quality Assurance for Intensity-Modulated Radiotherapy. **Strahlenther Oncology**, 181: 468–474.
- Wyatt, M., Corredor, C., Tamimi, M., Miller, L.F. 2005. Comparison of Treatment Planning Dose Calculations with Measurements and Monte Carlo Calculations in A Rando Phantom. **Radiation Protection Dosimetry**, 116(1–4): 461-465.
- Xu, L., Yang, D., Wang, S. 2005. Gossypol Enhances Response to Radiation Therapy and Results in Tumour Regression of Human Prostate Cancer. **Molecular Cancer Therapeutics**, 4(2): 197-205.
- Yagoda, A., Petrylak, D. 1993. Cytotoxic Chemotherapy for Advanced Hormone Resistant Prostate Cancer. **Cancer**, 71: 1098-109.
- Yazıcı, A. 2011. Prostat Kanseri Tedavisinde Konformal ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Medikal Fizik Ana Bilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, 73, Ankara.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Deniz KOÇYİĞİT USLU

Doğum Yeri ve Tarihi : AYDIN- 08.01.1989

EĞİTİM DURUMU

Lise öğrenimi : Çine Süper Lise (Yabancı Dil Ağırlıklı) (2003-2007)

Lisans Öğrenimi : Süleyman Demirel Üniversitesi (2008-2012)

Yüksek Lisans Öğrenimi : Adnan Menderes Üniversitesi (2012-2015)

Pedagojik Formasyon Eğitimi : Adnan Menderes Üniversitesi (2013-2014)

Bildiği Yabancı Diller : İngilizce

BİLİMSEL FAALİYETLERİ

a) Katıldığı Projeler:

Nadir Toprak İyonu Katkılı Bizmutgermanat Ve Borogermanat Camlarının Sentezi Ve Sintilasyon Özelliklerinin Araştırılması. (TÜBİTAK projesi, Proje Asistanı, 2014-devam ediyor.)

Katkılı ve Katkısız Bizmut Germanat (BGO) Cam-seramiklerinin Fotolüminesans (PL) Özelliklerinin Araştırılması. (Bilimsel Araştırma Projesi (BAP), Araştırmacı, 2015-devam ediyor.)

Prostat Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlamaları İle Dozimetrik Sistemlerden Elde Edilen Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması. (BAP, Araştırmacı, 2014-2015.)

İŞ DENEYİMİ

Çalıştığı Kurumlar ve Yıl :

Özel ders eğitimi (Fizik, Fen Bilgisi, Matematik, İngilizce) 2010-devam ediyor.

Adnan Menderes Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Öğrenci Laboratuvarı - Kısmi zamanlı Laboratuvar Asistanı - Kasım 2013- Ocak 2015.

Atatürk Anadolu Lisesi- Stajyer Fizik Öğretmeni - Ocak 2014 - Haziran 2014.

Adnan Menderes Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Lüminesans Laboratuvarı - Proje Asistanı ve Araştırmacı - Kasım 2014 - devam ediyor.

İLETİŞİM

E-posta Adresi : deniz_adu89@hotmail.com

Tel : 05063524868

Tarih :07.07.2015