

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GÖĞÜS DUVARI İŞINLAMALARINDA MEME ONARIMI İÇİN
KULLANILAN GEÇİCİ DOKU GENİŞLETİCİNİN DOZ DAĞILIMINA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ

SEVAL CİBİCELİ

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

ANKARA

2018

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Seval CİBİCELİ tarafından hazırlanan “Göğüs Duvarı Işınlamalarında Meme Onarımı İçin Kullanılan Geçici Doku Genişleticinin Doz Dağılımına Etkisinin İncelenmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı / Sağlık Fiziği YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Niyazi MERİÇ
Eş Danışman : Doç. Dr. Ö. Petek ERPOLAT

Jüri Üyeleri:

Prof. Dr. Niyazi MERİÇ
Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Doç. Dr. Ö. Petek ERPOLAT
Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Prof. Dr. Ayşe KAŞKAŞ
Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü

Prof. Dr. Ayşe HIÇSÖNMEZ
Ankara Üniversitesi Emekli Öğretim Üyesi

Prof. Dr. Tülay SERİN
Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

GÖĞÜS DUVARI IŞINLAMALARINDA MEME ONARIMI İÇİN KULLANILAN GEÇİCİ DOKU GENİŞLETİCİNİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

SEVAL CİBİCELİ

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Prof. Dr. Niyazi MERİÇ

Eş Danışman: Doç. Dr. Ö. Petek ERPOLAT

Günümüzde meme kanserli kadınlarda mastektomi sonrası meme onarımı oranı giderek artmaktadır. Meme onarımı, erken ve geç dönemde yapılabilir. Erken dönemde yapılan meme onarımında mastektomi sırasında alınan meme dokusu yerine silikon implantlar veya geçici doku genişleticiler yerleştirilmektedir. Geçici doku genişleticilerin (TTE) kullanılma amacı, mastektomi sonrası cildin ve cilt altı dokuların genişletilerek silikon implantların daha kolay yerleştirilmesine imkan tanımaktır.

Serum fizyolojik ile doldurulan ve içerisinde metalik yapılar bulunduran TTE'lerin RT esnasında doz dağılımını nasıl etkilediği net değildir. Doz dağılımında oluşan istenmeyen değişiklikler tedavi başarısını olumsuz yönde etkileyebilir ve çevre normal dokularda yan etkileri artırabilir. Bu nedenle çalışmamızda optimum RT planlaması yapılabilmesi için Mentor marka TTE içerisindeki metalik portun doz dağılımına etkisi incelenmiştir.

TTE'in içerisinde çıkarılan ve samaryum kobalt magnet ve paslanmaz çelikten oluşan metalik port ile yapılan önden tek alan ışınlaması sonucunda, metalik portun alt kısmında dozda azalma oranları; nanodot OSLD ile yaklaşık %29.65, MOSFET ile yaklaşık %22.11, EBT3 gafkromik film dozimetre ile yaklaşık %27.14 oranında bulunmuştur. Metalik portun üzerindeki doz artış oranları ise; nanodot OSLD ile yaklaşık %6.25, MOSFET ile yaklaşık %3.09, EBT3 gafkromik film dozimetre ile yaklaşık %2.02 oranında bulunmuştur. TTE ve silikon implant kullanılarak rando fantom üzerinde 6 MV foton enerjisi ile yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlarda ise; üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) tedavi tekniği için MOSFET, nanodot OSLD, EBT3 gafkromik film dozimetri ve planlamadan alınan verilerde metalik portun üzerinde, sağ ve sol yanında genel olarak %5'ten az doz artışı gözlemlenmiştir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tedavi tekniği için ise metalik portun üzerinde %5.45 oranında doz artışı gözlemlenmiştir. Metalik portun altında tanjansiyel teknikte doz artışı, YART teknikte ise doz azalışı saptanmıştır ve doz değişimindeki oranlar %4'ün altında bulunmuştur. 9 MeV ve 12 MeV elektron enerjisi kullanılarak yapılan ölçümlerde her bir dozimetre yöntemi ve planlamadan alınan veriler değerlendirildiğinde; metalik portun üzerinde, sağ ve sol yanında 9 MeV elektronla %12.63, 12 MeV elektronla %10.66'ya varan doz artışları görülmüştür. Metalik port altındaki doz değerlerine bakıldığında ise bütün dozimetre sistemlerinde ve planlama verilerinde ölçülen dozların sıfır olduğu görülmektedir.

Genel olarak ölçümlere bakıldığında, metalik portun neden olduğu saçılmalardan dolayı metalik port üzerinde doz artışları meydana gelirken metalik port altında ise dozda azalma meydana gelmektedir. Fakat dozdaki bu artış ve azalışların oldukları bölgelere bakıldığında TTE'in sınırları içerisinde kaldığı ve canlı dokuya ulaşmadığı görülmektedir. Uluslararası dozimetrik protokollerin öngördüğü dozdaki değişim miktarlarına göre ($\pm 5\%$), 6 MV foton enerjisinde 3BKRT ve YART tekniğinde çalışmamız sonucunda gözlemlenen dozdaki değişikliğin metalik portun TPS'e tanıtılması şartıyla tümör tedavisini etkileyecek büyüklükte olmadığı sonucuna varılmıştır. 9 MeV ve 12 MeV insizyon skarı elektron boost tedavilerinde ise metalik portun TPS'e tanıtılmış olsa bile cilt dozunu önemli ölçüde artırdığı sonucuna varılmıştır.

2018, 107 Sayfa

Anahtar Kelimeler: Geçici doku genişletici, Silikon implant, Metalik port, Samaryum kobalt (SmCo) magnet, Meme kanseri, Nanodot OSLD, MOSFET, EBT3 film, Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), 3 boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT)

ABSTRACT

Master Thesis

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF THE TEMPORARY TISSUE EXPANDER USED FOR BREAST RECONSTRUCTION ON DOSE DISTRIBUTION OF CHEST WALL RADIATION

SEVAL CİBİCELİ

Ankara University Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Supervisor: Prof. Dr. Niyazi MERİÇ

Co-Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Ö. Petek ERPOLAT

Nowadays, the rate of breast reconstruction after mastectomy is increasing in women with breast cancer. Breast reconstruction can be done early and late (immediate and delayed) term. In the immediate breast reconstruction, silicone implants or temporary tissue expanders (TTEs) are placed instead of breast tissue taken during mastectomy. The purpose of using temporary tissue expanders is to expand the skin and subcutaneous tissues after mastectomy to allow easier implantation of silicone implants. It is unclear how TTEs which contain metallic structures and filled with saline, affect dose distribution during RT. Undesirable changes in the dose distribution may affect the treatment success negatively and may increase side effects in environment normal tissues. For this reason, so that optimum RT planning can be performed, the effect of metallic port in the Mentor TTE of dose distribution has been examined in our study.

As a result of single frontal irradiation with metallic port made of samarium cobalt magnet and stainless steel, removed from the TTE, the dose reduction rates at the bottom of the metallic port are approximately 29.65% with NanoDot OSLD, approximately 22.11% with MOSFET and approximately 27.14% with EBT3 gafchromic film dosimeter. The dose increase rates over the metallic port are; approximately 6.25% with NanoDot OSLD, approximately 3.09% with MOSFET and approximately 2.02% with EBT3 gafchromic film dosimeter. At the results obtained with measurements of 6 MV photon energy on rando phantom using TTE and silicone implant; for 3D conformal radiotherapy (3DCRT) treatment technique a dose increase of less than 5% was observed on the over, right and left side of the metallic port with the MOSFET, the NanoDot OSLD, the EBT3 gafchromic film dosimetry, and the planning data. For the intensity modulated radiotherapy (IMRT) treatment technique, a dose increase of 5.45% was observed on the over the metallic port. Under the metallic port, it was determined a dose increase in the tangent technique and a dose decrease in the IMRT technique, and the rate of dose changes determined below 4%. When used 9 MeV and 12 MeV electron energy each dosimeter method and the data obtained from the treatment plans are evaluated in measurements dose increments of 12.63% with 9 MeV electrons and 10.66% with 12 MeV electrons were observed on the over, right and left side of the metallic port. When the dose values under the metallic port are examined, it is seen that the doses measured in all dosimetry systems and in the planning data are zero.

Generally; when examined the measurements, due to scattering caused by metallic port while there were dose increasing over the metallic port, there were dose decreasing under the metallic port. However; looking at these areas of increase and decrease in the dose, it appears that they are within the boundaries of TTE and do not reach live tissue. According to the changes in dose at the doses prescribed by international dosimetric protocols ($\pm 5\%$), at our study the change in dose observed with 3DCRT and IMRT techniques at 6 MV photon energy appears to be not large enough to affect tumor treatment provided that the metallic port is introduced into TPS. In the 9 MeV and 12 MeV incision scar electron boost treatments, the metallic port significantly increased the skin dose even though it was introduced to TPS.

2018, 107 Pages

Key Words: Temporary tissue expander, Silicone implant, Metallic port, Samarium cobalt (SmCo) magnet, Breast cancer, Nanodot OSLD, MOSFET, EBT3 film, Intensity modulated radiotherapy (IMRT), Three dimensional conformal radiotherapy (3DCRT)

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca çok değerli bilgi ve tecrübeleri, samimiyeti, disiplini ve yardımlarıyla bana yol gösteren, radyoterapi alanında bilgi ve mesleki tecrübe edinmemi sağlayan, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'ndaki tüm imkanlardan yararlanmamı sağlayan, üzerimde çok büyük emekleri olan eş danışmanım Sayın Doç. Dr. Ö. Petek ERPOLAT'a,

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı'nda yüksek lisans yapmama ve bu alanda kendimi geliştirmeme imkan sağlayan, çok değerli bilgi ve tecrübeleriyle eğitim hayatım boyunca yardımlarını esirgemeyen danışmanım ve Enstitü Müdürümüz Sayın Prof. Dr. Niyazi MERİÇ'e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca tüm bilgi ve tecrübeleriyle medikal fizikçi olarak yetişmemde büyük emekleri olan tüm hocalarıma,

Tez çalışmam boyunca hep yanımda olan, yardımlarını esirgemeyen, tüm sorularımı bilgi ve tecrübeleriyle sabırla yanıtlayan, çalışmam boyunca yapılan ölçümlerde büyük fedakarlıklarla bana yardımcı olan çok değerli hocalarım Sayın Fiz. Dr. Serap ÇATLI DİNÇ ve Fiz. Yük. Müh. Oya AKYOL'a,

Çalışmam boyunca benden bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, sorduğum her soruya cevap veren, mesleki anlamda tecrübe kazanmamı sağlayan değerli hocalarım Sayın Uzman Ceren HANÇER, Uzman Hilal SARAÇ ve Sağlık Fizikçisi Levent DEMİRKOL'a,

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan ve tez çalışmama katkısı olan tüm çalışanlara,

Her şeyden önemlisi beni bu günlere getiren, maddi ve manevi desteklerini asla esirgemeyen sevgili annem Ayfer CİBİCELİ, babam Levent CİBİCELİ ve kardeşim Seda CİBİCELİ' ye,

Adını yazamadığım ve hayatımın bu aşamaya gelmesinde payı olan herkese sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Seval CİBİCELİ

Ankara, Mart 2018

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
SİMGELER DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1 Meme Anatomisi.....	3
2.2 Meme Kanserinin Patolojisi ve Tanısı.....	4
2.3 Meme Kanseri Tedavisi	8
2.3.1 Cerrahi	9
2.3.1.1 Meme koruyucu cerrahi	9
2.3.1.2 Mastektomi	9
2.3.2 Radyoterapi	10
2.3.2.1 Tedavi planlaması	12
2.3.2.2 Risk altındaki organlar	12
2.3.2.3 Simülasyon	13
2.3.3 Meme onarımı.....	13
2.4 Radyoterapinin Tarihçesi.....	13

2.5 Hacim Tanımlamaları.....	14
2.5.1 Görüntülenebilir tümör hacmi (GTV)	15
2.5.2 Klinik hedef hacim (CTV).....	15
2.5.3 Planlanan hedef hacim (PTV).....	16
2.5.4 Tedavi hacmi (TV)	17
2.5.5 Işınlanan hacim (IV)	17
2.5.6 Riskli organlar (OAR)	18
2.5.7 Sıcak noktalar.....	18
2.5.8 Wedge (kama) filtre	18
2.6 Geçici Doku Genişleticiler (Temporary Tissue Expander).....	21
2.7 İmplantlar	22
2.8 Radyasyonun Madde ile Etkileşimi	23
2.8.1 Fotoelektrik olay.....	23
2.8.2 Compton saçılımı.....	24
2.8.3 Çift oluşum.....	27
2.8.4 Fotodisintegrasyon	27
2.8.5 Metal-yumuşak doku arasında oluşan geri saçılma.....	28
2.9 Medikal Lineer Hızlandırıcılar ve Yapıları.....	29
2.10 Bilgisayarlı Tomografi Simülatörü (BT-Simülatör)	34
2.11 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tekniği	36
2.12 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART/IMRT) Tekniği	37

2.13 Fantom	38
2.14 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	39
2.15 Doz Ölçüm Yöntemleri	40
2.15.1 Film dozimetri	44
2.15.2 Optik uyarmalı lüminesans dozimetri (OSLD).....	46
2.15.3 MOSFET (metal-oxide semiconductor field effect transistor) dozimetri	47
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	51
3.1 Materyal.....	51
3.1.1 Mentor geçici doku genişletici.....	51
3.1.2 Silikon implant	53
3.1.3 Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcı tedavi cihazı.....	53
3.1.4 GE Saturn 43 lineer hızlandırıcı tedavi cihazı	54
3.1.5 Siemens Somatom Sensation Open bilgisayarlı tomografi cihazı.....	55
3.1.6 Eclipse 8.6 tedavi planlama sistemi	56
3.1.7 Alderson Rando fantom.....	57
3.1.8 Gafkromik EBT3 film.....	57
3.1.9 Epson Expression 10000 XL film okuyucu	59
3.1.10 Epsilon Landauer Nanodot OSL dozimetre	60
3.1.11 Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu.....	61
3.1.12 Thomson/Nielsen MOSFET dozimetre	62
3.2 Yöntem	64

3.2.1 Metalik port ile yapılan ölçümler	64
3.2.2 Geçici doku genişletici ile yapılan ölçümler.....	65
3.2.2.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi tekniği (tanjansiyel alan)	70
3.2.2.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği.....	72
3.2.2.3 9 MeV elektron boost alan.....	74
3.2.2.4 12 MeV elektron boost alan.....	76
3.2.3 Silikon implant ile yapılan ölçümler.....	78
3.2.3.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi tekniği (tanjansiyel alan)	79
3.2.3.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği.....	80
3.2.3.3 9 MeV elektron boost alan.....	81
3.2.3.4 12 MeV elektron boost alan.....	81
4. BULGULAR	83
4.1 Metalik Port Ölçüm Sonuçları.....	83
4.1.1 OSLD ölçüm sonuçları.....	83
4.1.2 MOSFET ölçüm sonuçları.....	84
4.1.3 Film dozimetri ölçüm sonuçları	85
4.2 Geçici Doku Genişletici Bulunan ve Bulunmayan Ölçümlerin Sonuçları	85
4.2.1 OSLD ölçüm sonuçları.....	86
4.2.2 MOSFET ölçüm sonuçları.....	88
4.2.3 EBT3 film ölçüm sonuçları.....	89
4.2.4 Planlama sonuçları.....	91

4.2.5 Planlama tekniklerine göre sonuçların karşılaştırılması	92
5.TARTIŞMA VE SONUÇ.....	97
KAYNAKLAR	103
ÖZGEÇMİŞ.....	107



SİMGELER DİZİNİ

3BKRT	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CTV	Clinical Target Volume (Klinik Hedef Hacim)
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
DVH	Dose Volume Histogram (Doz Hacim Histogramı)
GTV	Gross Tumor Volume (Görüntülenebilir Tümör Hacmi)
HU	Hounsfield Unit
ICRU	The International Commission on Radiation Units and Measurements
IGRT	Image Guided Radiotherapy (Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi)
IV	Irradiated Volume (Işınlanan Hacim)
LiF	Lityum Florür
MR	Magnetik Rezonans
MU	Monitör Unit
MOSFET	Metal Oxide Silicon Field Effect Transistors
OAR	Organ at Risk (Riskli Organlar)
OSLD	Optically Stimulated Luminescence Dosimetry
PTV	Planning Target Volume (Planlanan Hedef Hacim)
RF	Radyo Frekans
RT	Radyoterapi
SAD	Source Axis Distance (Kaynak Hedef Hacim Mesafesi)
SSD	Skin Source Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)
TLD	Termoluminesans Dozimetre
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TTE	Temporary Tissue Expander
TV	Tedavi Hacmi
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Memenin anatomik yapısı.....	3
Şekil 2.2 Memenin lenfatik drenajı.....	4
Şekil 2.3 Meme kanseri belirtileri.....	6
Şekil 2.4 Radyoterapi tedavisinde izlenen yollar.....	11
Şekil 2.5 ICRU 29, ICRU 50 ve ICRU 62'ye göre hacim tanımlamaları.....	15
Şekil 2.6 PTV ve CTV'nin şematik gösterimi.....	17
Şekil 2.7 OAR'ın şematik gösterimi.....	18
Şekil 2.8 6 MV foton enerjisinde 8x8'lik alan boyutundaki A) wedge filtresiz ve B) wedge filtreli izodoz dağılımı (Perez vd. 2013).....	19
Şekil 2.9 İki açılı ışın için 4 MV foton enerjisinde 10x10'luk alan boyutundaki A) wedge filtresiz ve B) 45 derece wedge filtreli izodoz dağılımı (Perez vd. 2013).....	19
Şekil 2.10 Wedge açısının şematik gösterimi.....	20
Şekil 2.11 TTE'nin önden ve yandan görüntüsü.....	21
Şekil 2.12 Geçici doku genişleticinin oluşturduğu hacimsel değişiklik.....	22
Şekil 2.13 Çeşitli boyut ve şekillerdeki implantlar.....	22
Şekil 2.14 Fotoelektrik olayın şematik gösterimi.....	24
Şekil 2.15 Compton saçılmasının (serbest elektron ile) şematik gösterimi.....	25
Şekil 2.16 Çift oluşum etkileşiminin şematik gösterimi.....	27
Şekil 2.17 Geri saçılan foton ve elektronların şematik gösterimi (Çatlı 2012).....	28
Şekil 2.18 Medikal lineer hızlandırıcının (Varian DHX Clinac) şematik gösterimi.....	29

Şekil 2.19 Medikal lineer hızlandırıcıların blok diyagramı	30
Şekil 2.20 Elektronun mikrodalga aracılığı ile hızlandırıcı tüp içerisinde hızlandırılması	31
Şekil 2.21 (a) Foton enerjisi modu ve (b) Elektron enerjisi modunda sistem elemanlarının konumları	32
Şekil 2.22 Çok yapraklı kolimatörün (MLC) alttan görünümü.....	33
Şekil 2.23 (a) 90°, (b) 270° ve (c) iki tane 45° ve bir 112,5°'lik saptırıcı magnetler	34
Şekil 2.24 Bilgisayarlı tomografinin görüntüsü.....	35
Şekil 2.25 3BKRT ve YART arasındaki fark (Garipağaoğlu vd. 2015).....	37
Şekil 2.26 Su fantomu (solda) ve katı su fantomu (sağda)	39
Şekil 2.27 EBT, EBT2 ve EBT3 model gafkromik filmlerin yapıları	44
Şekil 2.28 Işınlanan filmde oluşan renk değişimi	45
Şekil 2.29 OSL süreci (T elektron tuzağı ve L lüminesans merkezi)	47
Şekil 2.30 MOSFET dozimetrenin yapısı	48
Şekil 2.31 Eşik voltaj kaymasının (ΔV_T) gösterimi	49
Şekil 2.32 MOSFET dozimetre.....	49
Şekil 3.1 550 cc serum fizyolojik ile doldurulmuş Mentor marka TTE	51
Şekil 3.2 Mentor marka TTE içerisinde bulunan Samaryum Kobalt (SmCo) magnet ve paslanmaz çelikten oluşan metalik port	52
Şekil 3.3 Mentor marka TTE'in enjeksiyon bölgesinin ayrıntılı görünümü.....	52
Şekil 3.4 Silikon implantın görünümü	53

Şekil 3.5 Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcı	54
Şekil 3.6 Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan GE Saturn 43 lineer hızlandırıcı.....	55
Şekil 3.7 Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan Siemens Somatom Sensation Open bilgisayarlı tomografi cihazı .	56
Şekil 3.8 Rando fantomun görüntüsü.....	57
Şekil 3.9 Gafkromik EBT3 filminin yapısı.....	58
Şekil 3.10 Işınlanmamış (solda) ve ışınlanmış (sağda) gafkromik EBT3 film görüntüsü	58
Şekil 3.11 Epson Expression 10000 XL model film tarayıcı.....	59
Şekil 3.12 Nanodot dozimetrenin görüntüsü.....	60
Şekil 3.13 Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu.....	61
Şekil 3.14 MOSFET dozimetre sisteminin elemanları	62
Şekil 3.15 Metalik port ile yapılan ölçümlerin set-up görüntüleri.....	64
Şekil 3.16 Geçici doku genişleticinin CT görüntülerinin alınması	66
Şekil 3.17 Geçici doku genişletici içerisindeki metalik portun oluşturduğu artefakt	67
Şekil 3.18 6 MV foton enerjisi için film kalibrasyon eğrisi.....	68
Şekil 3.19 9 MeV elektron enerjisi için film kalibrasyon eğrisi	69
Şekil 3.20 12 MeV elektron enerjisi için film kalibrasyon eğrisi	69
Şekil 3.21 Tanjansiyel alan ile 6 MV foton enerjisinde yapılan tedavi planlamasının görüntüsü.....	70

Şekil 3.22 Tanjansiyel alan ile 6 MV foton enerjisinde yapılan tedavi planlamasının set-up görüntüsü.....	71
Şekil 3.23 YART ile 6 MV foton enerjisinde yapılan tedavi planlamasının görüntüsü .	72
Şekil 3.24 YART ile 6 MV foton enerjisinde yapılan tedavi planlamasının set-up görüntüsü.....	73
Şekil 3.25 9 MeV elektron boost alanı ile yapılan tedavi planlamasının görüntüsü.....	74
Şekil 3.26 9 MeV elektron boost alanı ile yapılan tedavi planlamasının set-up görüntüsü	75
Şekil 3.27 12 MeV elektron boost alanı ile yapılan tedavi planlamasının görüntüsü.....	76
Şekil 3.28 12 MeV elektron boost alanı ile yapılan tedavi planlamasının set-up görüntüsü.....	77
Şekil 3.29 Silikon implantın CT görüntülerinin alınması	79

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Meme kanserinde evrelendirme (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).....	7
Çizelge 2.2 Meme kanserinde evre gruplandırması (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).....	8
Çizelge 2.3 Bazı malzemelerin elektron yoğunlukları ve atom numaraları.....	26
Çizelge 4.1 Metalik port için OSLD verileri.....	84
Çizelge 4.2 Metalik port için MOSFET verileri	84
Çizelge 4.3 Metalik port için film dozimetri verileri	85
Çizelge 4.4 OSLD verileri.....	87
Çizelge 4.5 MOSFET verileri	88
Çizelge 4.6 EBT3 film dozimetri verileri	90
Çizelge 4.7 Planlama verileri	91
Çizelge 4.8 Metalik portun üst bölgesindeki dozdaki % farklar	92
Çizelge 4.9 Metalik portun sağ yan bölgesindeki dozdaki % farklar	93
Çizelge 4.10 Metalik portun sol yan bölgesindeki dozdaki % farklar	94
Çizelge 4.11 Silikonun alt bölgesindeki dozdaki % farklar.....	95
Çizelge 4.12 Metalik port üzerindeki ölçümlerde dozimetrik sistemlerin birbirleriyle kıyaslanması	96

1. GİRİŞ

Meme kanseri kadınlarda en sık görülen kanser tipidir. Meme kanseri genellikle süt bezleri ve epitel hücrelerinden gelişir. Meme kanserinin ana tedavisi cerrahidir; mastektomi veya meme koruyucu cerrahi şeklinde uygulanır (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008, Videtic ve Vassil 2011, <http://www.turkcerrahi.com/makaleler/meme/meme-anatomisi/> 2017). Mastektomi uygulanan kadınlarda memenin tamamen alınması çoğu kadının psikolojisini olumsuz yönde etkilemektedir. Kadınlarda meme kaybı; sıklıkla depresyon, cinsel istek kaybı, beden algısında bozulma, sosyal ortamdan uzaklaşma gibi bir dizi sorunlara yol açmaktadır. Bu nedenle mastektomi uygulanan kadınlarda meme onarımı hem ülkemizde hem de dünyada son yıllarda giderek yaygınlaşmaktadır. Meme onarımı erken ve geç dönemde yapılabilmektedir. Erken dönemde yapılan meme onarımında mastektomi sırasında alınan meme dokusu yerine silikon implantlar veya geçici doku genişleticiler eş zamanlı olarak yerleştirilmektedir. Amaç, hastaların uyandıklarında memenin alınmış olmasından dolayı yaşayacağı psikolojik tramvayı en aza indirmektir. Geçici doku genişleticilerin kullanılma amacı ise mastektomi sonrası cildin ve dokuların genişletilerek kalıcı silikon implantın daha kolay yerleştirilmesine imkan tanımaktır.

Mastektomi sonrası radyoterapi lokal-bölgesel yineleme riski yüksek olan hastalara uygulanmaktadır. Radyoterapi (RT)'de genellikle göğüs duvarı ve gerektiğinde çevredeki lenfatik alanlar ışınlanmaktadır (Videtic ve Vassil 2011). RT'de amaç hedef hacme gerekli olan maksimum dozu verirken çevre normal dokuları mümkün olduğunca korumaktır. Geride kalan tümör hücrelerini yok etmek için belirlenen hedef hacme uygulanacak tedavi dozundaki değişiklikler tedavi başarısını azaltabilir; hedef hacim içindeki ve dışındaki normal dokularda oluşacak yüksek doz noktaları istenmeyen yan etkilerin ortaya çıkmasına sebep olabilmektedir. Bu nedenlerden ötürü tedavinin başarıya ulaşabilmesi ve hastanın sağlığına kavuşabilmesi için kullanılan geçici doku genişletici ve implantların doz dağılımına etkisinin bilinmesi etkili bir tedavi planı için gereklidir.

Meme kanserli hastalarda mastektomi sonrası kalıcı meme implantı uygulamasından önce, cilt ve cilt altı dokuları genişletmek amacıyla kas dokusunun altına geçici doku

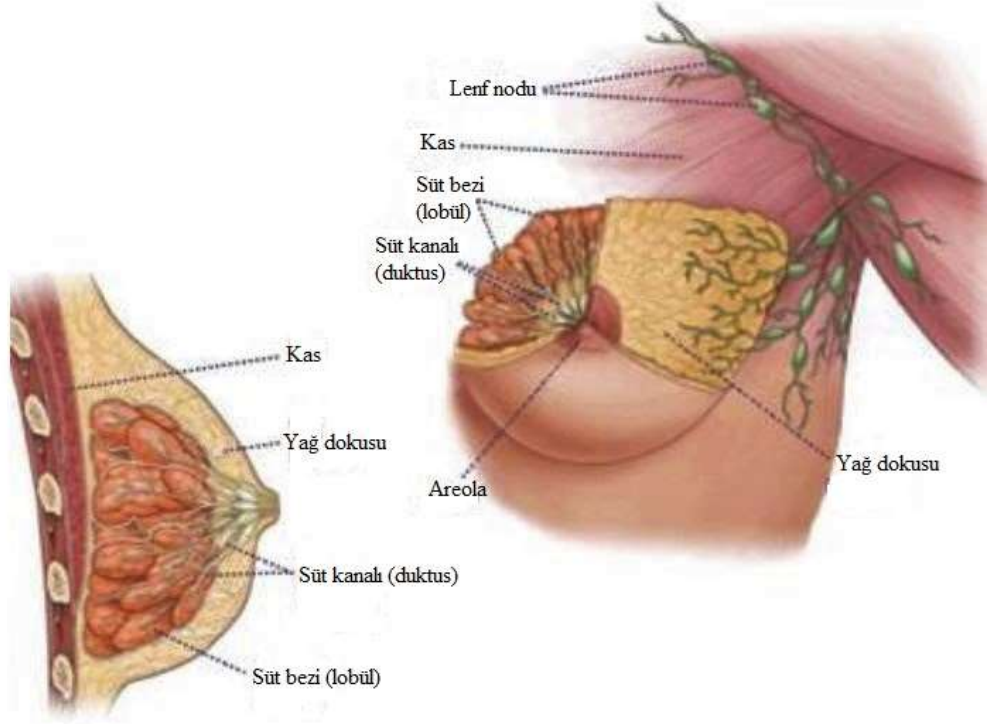
genişletici (temporary tissue expander-TTE) konulmaktadır. TTE, belirli aralıklarla içine serum fizyolojik (tuzlu su) enjekte edilen, çeşitli Şekil ve büyüklükte olan, yapısında serum fizyolojiğin enjekte edileceği bölgenin kolay bulunabilmesi için bir mknatis ve serum fizyolojiği enjekte ederken kazara delinmeleri önlemek için titanyum, kobalt ya da neodimyum bir yapı bulundurabilen, silikon elastomerdan yapılmış bir protezdir (<http://www.mentorwwllc.com/global-us/Breast.aspx> 2016). Meme implantı ise içinde metal bulundurmayan silikon içerikli bir protezdir. Mastektomi sonrası RT alan hastalarda tedavi alanı içerisinde TTE/kalıcı implant varsa, doz dağılımında oluşabilecek değişiklikler göz önünde bulundurulurak tedavi planlaması yapılmalıdır. TTE içerisinde bulunan metaller ve magnet gelen radyasyon demetinin saçılmasına neden olabilir. Saçılan işınlar nedeniyle bazı bölgelerde dozda artışlar meydana gelebilir veya magnetin altında kalan bölgeye daha az doz iletilebilir. Dozda oluşan artış veya azalışlar hedef hacme verilmesi planlanan dozu değiştirebileceği için yapılan tedaviyi olumsuz yönde etkileyebilir. Yapılan tedavi başarıya ulaşmayabilir, evre sağlıklı dokular zarar görebilir, çeşitli yan etkiler oluşabilir.

Bu alışmada TTE'in RT planlamalarında doz dağılımına olan etkisi incelenmektedir. Bu amaçla doz ölümlerinde gafkromik EBT3 model filmler ve daha önceki yapılan çalışmalarda kullanılmamış olan MOSFET ile nanodot OSLD (AL₂O₃:C) gibi farklı doz ölüm yöntemleri kullanılarak yapılan ölümlerin doğruluğunun artırılması planlanmaktadır.

2. KURAMSAL TEMELLER

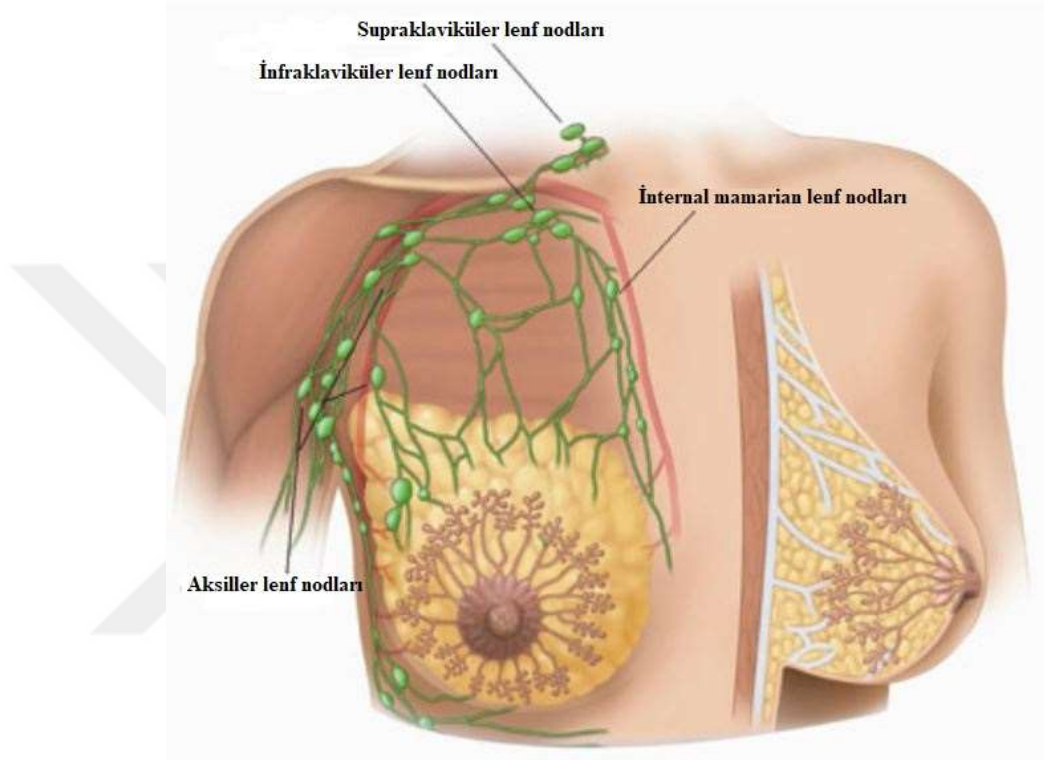
2.1 Meme Anatomisi

Meme dokusu, yukarıdan aşağıya 2. ile 6. kaburgalar arasında, içten dışa sternum ile orta aksiller hat arasında ve göğüs duvarı önünde yer alır (Garipağaoğlu vd. 2015). Kadın memesi lob adı verilen bölümlerden oluşur (15-20 adet). Her lob kendinden daha küçük boyuttaki lobüllerde sonlanır. Lobüller ise süt salgılamayla görevli süt keseciklerinde sonlanır. Bütün bu yapılar kanallar vasıtasıyla birbirine bağlanır. Tüm meme yapılarının etrafı yağ ve fibröz doku adı verilen destek dokular ile çevrilidir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008, <http://www.turkcerrahi.com/makaleler/meme/meme-anatomisi/> 2017) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Memenin anatomik yapısı

Memedeki lenfatik sistem Şekil 2.2’de gösterildiği gibidir. Memedeki lenfatik drenaj ağırlıklı olarak aksillaya doğru gerçekleşir. Bunun yanı sıra, mamaria internadaki lenf nodlarına, supraklaviküler ve infraklaviküler lenf nodlarına doğru da lenf drenajı gerçekleşir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008, <http://www.turkcerrahi.com/makaleler/meme/meme-anatomisi/> 2017).



Şekil 2.2 Memenin lenfatik drenajı

2.2 Meme Kanserinin Patolojisi ve Tanısı

Meme kanseri, meme hücrelerinde oluşan bir kanser türüdür. Meme kanseri duktuslardan veya lobüllerden gelişmekte olup birçok çeşidi vardır. En sık görülen meme kanseri tipi, memenin süt kanallarından gelişen duktal karsinomadır (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).

Histopatolojik olarak meme karsinomları invaziv ve in situ karsinomlar olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır.

- İn situ karsinomda malign epitel hücreler bazal membran ile çevrili duktus ve asinuslar içinde sınırlıdır. İn situ karsinom bazal membranı geçemediği için metastaz yapma riski yoktur ancak yinleme riski vardır. Duktal ve lobüler olmak üzere iki alt tipi vardır (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008, Garipağaoğlu vd. 2015).
- İnvaziv karsinomda ise neoplastik hücreler bazal membranı aşarak stromaya invazyon göstermektedir. Bu nedenle invaziv karsinomlar, lenfatik ve kan damarlarını invaze ederek bölgesel lenf nodlarına ve uzak organlara metastaz yapabilme kapasitesine sahiptir. Duktal, lobüler, medüller, müsinöz ve tubüler gibi alt tipleri vardır (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).

Meme kanserinin kan yoluyla metastaz yaptığı başlıca organlar (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008, <http://www.turkcerrahi.com/makaleler/meme/meme-anatomisi/> 2017):

- Kemik (en sık)
- Karaciğer
- Akciğer
- Beyin

Meme kanserinin lenf damarları yoluyla yaptığı metastazlar (<http://www.turkcerrahi.com/makaleler/meme/meme-anatomisi/> 2017):

- Aksilla
- Supraklavikuler ve infraklavikuler lenf nodları
- Mammaria interna

olarak sıralanabilir.

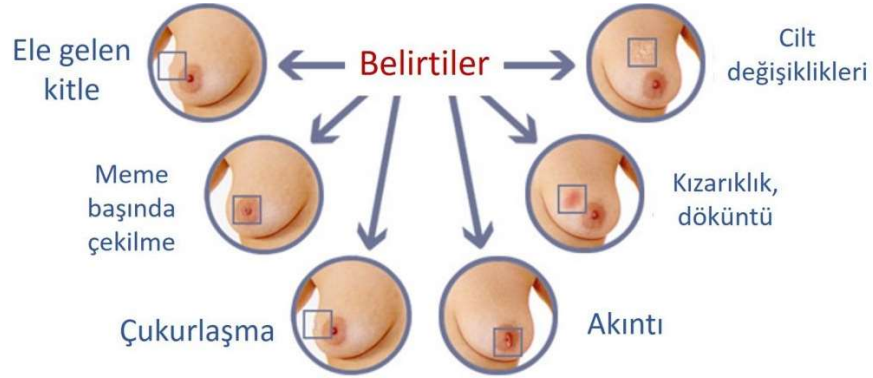
Meme kanseri tedavisinde istenilen başarıya ulaşabilmek için meme kanserinin erken teşhis edilmesi büyük önem taşımaktadır. Bunun için düzenli olarak kontrollerin yapılıp meme kanseri belirtilerinin olup olmadığına bakılmalıdır.

Meme kanseri belirtileri:

- Elle hissedilebilen kitle

- Memede çukurlaşma, kızarıklık, döküntü veya eritem
- Meme başında çekilme veya akıntı

olarak sayılabilir.



Şekil 2.3 Meme kanseri belirtileri

Meme kanserinin teşhisi için bu belirtilerin görülmesi durumunda klinik muayene ve mamografi kullanılır. Meme dokusunda malignite şüphesi olan kitleyi ayrıntılı değerlendirmek için ultrasonografi (USG) ve bazı olgularda manyetik rezonans (MR) görüntüleme kullanılır. Histopatolojik tipi belirleyebilmek ve kesin tanıyı koyabilmek amacıyla ise ince iğne aspirasyonu veya biyopsi uygulanır (Garipağaoğlu vd. 2015).

Meme kanseri evrelemesi hastalığın vücuda yayılma derecesine bakılarak yapılır. Klinik muayene ve görüntüleme cihazlarından elde edilen veriler ile klinik evrelendirme yapılır. Cerrahi işlem gören hastalarda ise klinik evrelendirmenin yanı sıra patolojik evrelendirme de yapılır (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008, Garipağaoğlu vd. 2015).

Evreleme için kullanılan Union International Against Cancer (UICC) ve American Joint Committee on Cancer (AJCC)'nin biçimlendirdiği TNM sistemi gibi çeşitli sistemler vardır. Bu sisteme göre; tümör T, nodül N, metastaz M ile gösterilmektedir. Çizelge 2.1'de TNM evreleme sistemi gösterilmiştir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).

Çizelge 2.1 Meme kanserinde evrelendirme (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008)

T	Primer Tümör
T _x	Primer tümör saptanamamış
T _{is}	İn situ tümör
T ₁	Tümör 2 cm veya daha küçük
T ₂	2 cm <tümör<5 cm
T ₃	Tümör > 5 cm
T ₄	Deri ya da toraks duvarına doğrudan ulaşmış tümör (büyüklüğü önemli değil)
T _{4a}	Toraks duvarına ulaşmış
T _{4b}	Meme derisinde ödem (portakal kabuğu görünümü dâhil), ülserasyon ve tümörlü memede bölgesel deri lezyonları
T _{4c}	T _{4a} + T _{4b}
N	Bölgesel Lenf Bezleri (Nodül)
N _x	Bölgesel lenf bezleri değerlendirilememiş
N ₀	Bölgesel lenf metastazı yoktur
N ₁	Aynı taraf koltuk altında bir ya da fazla mobil lenf bezinde metastaz
N ₂	Aynı taraf koltuk altında bir ya da fazla lenf bezinde metastaz; fakat bu lenf bezleri birbirine ya da etraf dokulara yapışık paket oluşturmuş
N ₃	Tümör bulunduğu taraftaki mammaria internal lenf bezi grubuna metastaz
M	Uzak Metastazlar
M _x	Bölgesel lenf bezleri metastazı değerlendirilememiş
M ₀	Uzak metastaz yok
M ₁	Uzak metastaz var

Çizelge 2.2 Meme kanserinde evre gruplandırması (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008)

EVRE 0	Tis, N0, M0
EVRE I	T1, N0, M0
EVRE IIA	T0, N1, M0 T1, N1, M0 T2, N0, M0
EVRE IIB	T2, N1, M0 T3, N0, M0
EVRE IIIA	T0, N2, M0 T1, N2, M0 T2, N2, M0 T3, N1, M0 T3, N2, M0
EVRE IIIB	T4, N, M0 T, N3, M0
EVRE IV	T, N, M1

2.3 Meme Kanseri Tedavisi

Meme kanseri teşhis edildikten sonra hastalığın tedavi süreci başlar. Hangi tedavi şeklinin uygulanacağına hastalığın evresine, histopatolojik özelliklerine ve hastanın klinik durumuna bakılarak karar verilir. Meme kanseri tedavisindeki tedavi çeşitleri;

- Cerrahi
- Radyoterapi
- Kemoterapi/Hormonoterapi

şeklindedir.

2.3.1 Cerrahi

Meme kanserli hastalarda primer tedavi cerrahidir. Meme kanserine cerrahi yaklaşım, primer tümör bölgesi ve koltuk altındaki lenfatiklere yöneliktir. Hastanın yaşı, tümör evresi, yandaş hastalıkları ve kişisel tercihlerine göre hastaya mastektomi veya meme koruyucu cerrahi uygulanır. Koltuk altındaki lenf nodlarının değerlendirilmesi ve tedavisi ise sentinel lenf nodu biyopsisi veya aksiller lenf nodu diseksiyonu ile yapılır.

2.3.1.1 Meme koruyucu cerrahi

Meme koruyucu cerrahide amaç memeye olabildiğince az zarar vererek ve memenin fiziksel yapısını büyük ölçüde koruyarak tümör ile birlikte çevredeki bir miktar sağlıklı meme dokusunun çıkartılmasını kapsar. Genellikle evre I-II meme kanserlerinde kullanılan bir tedavi şeklidir.

Meme koruyucu cerrahi;

- Lumpektomi
- Segmenter mastektomi
- Parsiyel mastektomi
- Kadranektomi (Parsiyel mastektomi, Segmental Mastektomi)

yöntemlerini içermektedir (<http://www.turkcerrahi.com/makaleler/meme/meme-anatomisi/> 2017).

2.3.1.2 Mastektomi

Mastektomide, tümör ile birlikte tüm meme çıkarılır. Mastektomi, ileri evre meme kanserli veya meme koruyucu cerrahiye uygun olmayan hastalarda uygulanır. Meme kanseri olan kadınlar için meme dokusu ile birlikte yakınındaki dokuların da çıkarıldığı birçok mastektomi yöntemi mevcuttur. Bunlar;

- Total (basit) mastektomi

- Radikal mastektomi
- Modifiye radikal mastektomi
- Cilt koruyucu mastektomi
- Meme başı koruyucu mastektomi

olarak sıralanabilir. Basit veya total mastektomi ile aksiller içerik dahil edilmeden meme dokusu alınır. T1/T2 N0 klinik evre hastalığı olan ve meme koruması yaptırmak istemeyen hastalarda, sentinel lenf nodu diseksiyonu ile total bir mastektomi tercih edilebilir. Klinik olarak pozitif lenf nodlarına veya ileri evre hastalığa sahip kadınlarda ise modifiye radikal mastektomi (seviye I/II aksiller diseksiyon ve memenin çıkarılması) uygulanır (Perez vd. 2013).

2.3.2 Radyoterapi

Meme kanserinde RT, lokal-bölgesel kontrol ve sağ kalımda artışı sağlamak için yapılan tedavilerden bir diğeridir. RT'de dikkat edilmesi gereken en önemli husus tümör hücrelerini yok etmek için tümör hacmine gerekli dozu verirken çevre sağlıklı dokulara minimum doz vererek normal dokuları ve risk altındaki organları maksimum düzeyde korumaktır. Meme kanserinde RT tümör yatağının ışınlanmasından tüm göğüs duvarı ve geniş lenfatik ışınlamaya kadar değişebilir (Videtic ve Vassil 2011).

RT gerekliliği hastalığın evresine, cerrahi yöntem ve TNM evresine göre değişiklik göstermektedir. Meme koruyucu cerrahi sonrasında RT standart tedavidir. Mastektomi sonrasında ise T evresi 3-4, cerrahi sınır pozitif, lenf nodu pozitifliği 4 ve üzeri ve lenf nodu pozitifliği 1-3 olan seçili hastalarda RT uygulanır. Bölgesel lenf nodlarına RT uygulanmasına, hastalığın lenf nodlarına yayılıp yayılmadığına ve yayıldığı lenf nodu sayısına bakılarak karar verilir. Evre IIIB ve inoperabl IIIC meme kanserlerinde neoadjuvan kemoterapiye alınan cevabın ardından yapılan cerrahi (memenin tümünün ve koltuk altı lenf nodlarının tümünün çıkarıldığı cerrahi) sonrasında, göğüs duvarı ve bölgesel lenf nodlarına RT uygulanması gerekmektedir. Evre IV (hastalığın uzak organlara yayıldığı evre) metastatik meme kanserlerinde hastanın semptomlarının

hafifletilmesi için palyatif olarak RT uygulanması gerekebilmektedir (Garipağaoğlu vd. 2015).

Klinik değerlendirmeler sonucunda hastaya RT endikasyonu konduktan sonra tedaviye başlamak için öncelikle radyasyon onkoloğu tarafından tümör volümü ve risk altındaki organların volümleri tanımlanır ve konturlama işlemi yapılır. Konturlama işleminden sonra medikal fizik uzmanı tarafından, risk altındaki organların mümkün oldukça az doz alması sağlanarak radyasyon onkoloğunun belirlemiş olduğu tedavi dozunun tümöre verilmesi için tedavi planlaması yapılır. Tedavi planlamasının değerlendirilmesi yapıp radyasyon onkoloğu tarafından onaylanınca yapılan planlama tedavi cihazına gönderilir. Son olarak hasta tedaviye alınmadan önce simülasyon işlemi yapılarak plan izomerkezine kaydıma yapılır ve tedaviye başlanır.



Şekil 2.4 Radyoterapi tedavisinde izlenen yollar

2.3.2.1 Tedavi planlaması

RT sürecinde hacimlerin tanımlanmasından sonra hangi RT tekniğinin uygulanacağına karar verilir. Bu amaçla 3BKRT ve YART teknikleri kullanılabilir. Yapılan tedavi planlamasında verilecek olan doz hedef hacmi en az %90 sarmalıdır. Meme RT'sinde kullanılan standart foton enerjisi 6 MV'dir. Daha yüksek enerjilerin kullanılması yüzey dozlarını düşürmektedir.

3BKRT planlamasında genellikle medial ve lateral tanjansiyel alanlar kullanılır. Doz homojenitesini artırmak için wedge filtreler kullanılır. Bölgesel lenf nodu ışınlaması gereken hastalarda tanjansiyel alanlara ek olarak anterior supraklaviküler/aksiller alanlar eklenir. Alan birleşim yerlerinde sıcak veya soğuk noktaların oluşmasını engellemek için tanjansiyel ve supraklavikuler alanlar SAD tekniğiyle, eş merkezli, asimetrik alanlar şeklinde uygulanır (Garipağaoğlu vd. 2015). Mastektomi sonrası insizyon bölgesinin ışınlamalarında veya meme koruyucu cerrahi uygulanan hastalarda boost dozu vermek için 9 MeV veya 12 MeV gibi elektron ışınları kullanılarak tedavi planlaması yapılır.

YART planlamasında 3BKRT planlamasına göre daha homojen doz dağılımı sağlanır. Statik YART planlamalarında yine tanjansiyel alanlar kullanılır fakat 3BKRT'den farklı olarak wedge filtreler kullanılmaz. Bunun yerine MLC'ler aynı saha içerisinde değişik pozisyonlandırılarak doz homojenitesi sağlanır. Dinamik YART planlamalarında ise çoğunlukla 3 medial ve 3 veya 4 lateral olmak üzere genelde 7 alan kullanılır. Alan sayısı azaltılarak risk altındaki organların aldığı doz azaltılabilir. Bu nedenle olabildiğince az alan kullanılarak planlama yapılmalıdır (Garipağaoğlu vd. 2015).

2.3.2.2 Risk altındaki organlar

Meme RT'sinde riskli organlar karşı meme, akciğer, kalp, ön koroner arter ve brakial pleksus'dur. Tedavi planlaması yapılırken bu organların aldığı dozlara dikkat edilmeli ve mümkün olan en az dozu almaları sağlanmalıdır.

2.3.2.3 Simülasyon

RT tedavilerinde simülasyon için bilgisayarlı tomografiler kullanılır. BT'ye alınan hastanın üzerine, tümör bölgesine yerleştirilen izomerkezin geçtiği yerler işaretlenir. Bu işaretli yerlere markerlar yapıştırılarak hastanın BT'si çekilir. Alınan görüntü üzerinden tedavi planlaması yapılırken plan izomerkezi ayarlanarak plan bu şekilde yapılır. Son olarak hasta tedaviye alınmadan önce BT'de tümör izomerkezinden plan izomerkezine kaydırma işlemi yapılarak hasta üzerine plan izomerkezi için işaretlemeler yapılır.

Tedavi planlaması yapıldıktan sonra hedef hacmin ve risk altındaki organların aldıkları dozlara bakılarak plan doğrulaması yapılır ve hasta tedaviye başlatılır.

2.3.3 Meme onarımı

Meme onarımı (rekonstrüksiyonu) mastektomi uygulanan meme kanserli hastalarda memenin yeniden yapılandırılması işlemidir. Meme onarımı mastektomi ile eş zamanlı yapılabileceği gibi daha sonradan da yapılabilen bir işlemdir. Bu işlem için implantlar veya hastanın kendi dokusu kullanılabilir.

2.4 Radyoterapinin Tarihçesi

RT'nin başlangıcı X-ışınlarının keşfiyle başlamıştır. X-ışını 1895 yılında Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından keşfedilmiştir. Aynı tarihlerde Herr Kolliker de X-ışını yardımıyla elinin kemik yapısını göstererek X-ışınının tanınasal amaçlı kullanımının öncüsü olmuştur. 1896 yılında Henri Becquerel tarafından doğal radyoaktivitenin keşfi ve 1898 yılında Marie ve Pierre Curie'nin radyumu keşfi ile bu alandaki gelişmeler hız kazanmıştır. Bu gelişmeleri ardından 1931 yılında Ernest O. Lawrence tarafından ilk Siklotronun yapıyla RT cihazlarının da temelleri atılmış oldu. Siklotronun ardından 1940 yılında Donald W. Kerst tarafından ilk Betatron, 1951 yılında Harold E. Johns tarafından ilk Kobalt aygıtı ve 1952 yılında Henry S. Kaplan tarafından Linakların geliştirilerek günümüzde de kullanılan RT cihazlarının temeli oluşturulmuştur (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008). Daha sonra teknolojiye gelişmeler

sayesinde 1968 yılında Lars Leksell tarafından Gamma-Knife cihazı, 1971 yılında G. N. Hounsfield tarafından bilgisayarlı tomografi cihazı ve 1973 yılında Paul C. Lauterbur ve Peter Mansfield tarafından MRG cihazı geliştirilmiştir. Bu gelişmeler sayesinde 1990 yılında Amerika’da, BT’nin 3BKRT ve YART amaçlı ilk kullanımı gerçekleştirilmiştir. 2000’li yıllarda ise görüntü eşliğinde RT (IGRT), Tomoterapi ve Cyberknife uygulamalarıyla RT alanında büyük ilerlemeler kaydedilmiştir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008, Garipağaoğlu vd. 2015).

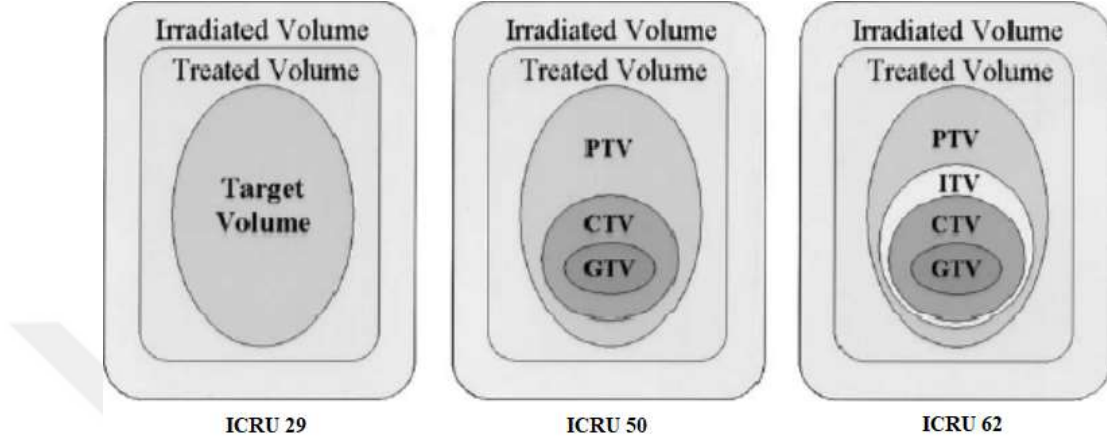
RT tedavi tekniklerinden biri olan 3BKRT’de hedef hacime istenilen doz verilirken riskli organlar kişiye özel blok veya çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) ile korunur. YART, 3BKRT tekniğinin geliştirilmiş şeklidir. Küçük alanlara farklı yoğunlukta ışınlar gönderilerek kompleks şekilli tümörlerin tedavisini mümkün kılmaktadır. IGRT ise RT uygulama tekniği olmayıp, her RT seansında tedavi tekniğinin ve alanın doğrulanmasını sağlayan bir yöntemdir. Hastanın tedaviye geldiği her seansta IGRT yöntemi ile tedavi alanlarının doğruluğu sağlanabilmektedir. Ancak YART ve IGRT gibi ileri tedavi yöntemleri ileri teknolojiye sahip lineer hızlandırıcılarda yapılabilmektedir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008, Yedekçi 2013, Garipağaoğlu vd. 2015).

2.5 Hacim Tanımlamaları

RT planlamaları, radyasyon onkoloğu tarafından tümör ve tümör etrafındaki risk altındaki organların tanımlanması ve konturlanması yardımıyla yapılabilmektedir. Planlamalarının başarılı bir şekilde yapılabilmesi için hacim tanımlamalarının hatasız bir şekilde yapılması gerekmektedir. Aynı şekilde planlama sonrası DVH’e bakılarak plan değerlendirilmesinin yapılabilmesi için de hacim tanımlamalarının iyi bir şekilde yapılmış olması gerekmektedir. Hacim tanımlamalarının doğru ve eksiksiz bir şekilde yapıldığı bir tedavi planlaması sayesinde, en yüksek tümör kontrolüne karşın normal doku hasarı en aza indirgenmiş olmaktadır.

Hedef hacimler ve risk altındaki organlar ayrıntılı bir şekilde ICRU (The International Commission on Radiation Units and Measurements) raporlarında tanımlanmıştır. Hacim tanımlamaları ilk olarak 1978 yılında ICRU 29 raporunda yapılmıştır (ICRU Report 29 1978). Daha sonra 1993 yılında yayınlanan ICRU 50’de GTV (Gross Tumor Volume),

CTV(Clinical Target Volume), PTV (Planning Target Volume), TV (Treated Volume), IV (Irradiated Volume) ve OAR (Organ At Risk) tanımlanmıştır (ICRU Report 50 1993). 1999 yılında yayınlanan ICRU 62 raporunda ise IM (Internal Margin), SM (Setup Margin) gibi tanımlamalar yer almaktadır (ICRU Report 62 1999).



Şekil 2.5 ICRU 29, ICRU 50 ve ICRU 62'ye göre hacim tanımlamaları

2.5.1 Görüntülenebilir tümör hacmi (GTV)

Görüntülenebilir tümör hacmi; fizik muayene, BT ya da MR gibi görüntüleme yöntemleri ile tespit edilebilen hacimdir. GTV, tümör hücrelerinin en yoğun olduğu bölgedir aynı zamanda tanımlanması en kolay hacimdir. Ancak her zaman kesin olarak belirlenemeyebilir (Barrett vd. 2009, Videtic ve Vassil 2011, Garipağaoğlu vd. 2015).

2.5.2 Klinik hedef hacim (CTV)

Klinik hedef hacim, görüntülenebilir tümör hacminin aksine anatomik/klinik bir tanımlamadır. Yapılan klinik çalışmalar, görüntülenebilir tümörün (GTV) etrafında teşhis edilemeyen subklinik hücrelerin var olduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle GTV tedavi edilirken bu bölgelerin de tedavi alanına dahil edilmesi gerekmektedir.

$$CTV=GTV + \text{subklinik hastalık bölgesi} \quad (2.1)$$

olarak ifade edilebilir. CTV tümörün yerleşimine ve tipine bağlı olarak değişebilir ve birden fazla olabilir. Ayrıca kullanılan görüntüleme yöntemlerine göre (BT/MRG) CTV'nin sınırlarında değişiklikler gözlemlenebilir. Bu nedenlerden dolayı CTV'nin belirlenmesinde radyasyon onkoloğunun klinik deneyimleri oldukça önemlidir. CTV palyatif tedavi planlarında göz ardı edilebilirken küratif amaçlı yapılan tedavilerde mutlaka tedavi edilmelidir (Barrett vd. 2009, Videtic ve Vassil 2011, Garipağaoğlu vd. 2015).

2.5.3 Planlanan hedef hacim (PTV)

Planlanan hedef hacim geometrik bir tanımlamadır. Tedavi edilmek istenen esas hacimdir. PTV oluşturulurken CTV'ye belirli güvenlik payları yani marjlar eklenmelidir. PTV'nin CTV'ye marj bırakılarak tanımlanmasının sebebi tedavideki set-up hatalarının ve diğer belirsizliklerin etkileri de eklenerek CTV'nin tedavi süresince tedavi alanı içerisinde kalmasını sağlamaktır (Barrett vd. 2009, Videtic ve Vassil 2011, Garipağaoğlu vd. 2015).

$$PTV = CTV + \text{İnternal Marj (IM)} + \text{Set-up Marjı (SM)} \quad (2.2)$$

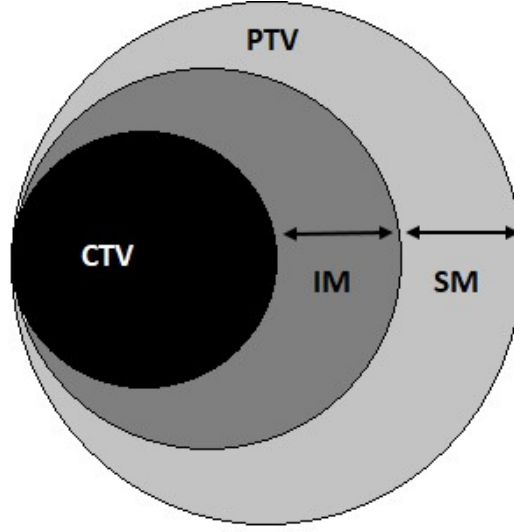
olarak gösterilebilir. Burada görüldüğü gibi CTV'ye eklenen marjlar internal marj ve set-up marjı olmak üzere ikiye ayrılabilir.

İnternal Marj (IM): Solunum, yutkunma, bağırsak ve kalp hareketleri gibi fizyolojik değişiklikleri içerir. Ayrıca CTV'ye internal marjın eklenmesiyle ITV (internal hedef hacim) elde edilir (Barrett vd. 2009, Videtic ve Vassil 2011, Garipağaoğlu vd. 2015).

$$ITV = CTV + \text{İnternal Marj (IM)} \quad (2.3)$$

Set-up Marjı (SM): Her tedavide hastaya aynı şekilde pozisyon verilememesi, hastaya bağlı klinik ve cihazlara bağlı mekanik etkenleri içeren bir marjıdır. Gantry, masa ve kolimatör sistemindeki hatalar cihazlarda oluşabilecek mekanik hatalara örneklerdir. Değişik sebeplerden ötürü oluşabilecek hasta hareketleri ise hastaya özgü olan klinik hatalara örnektir (Barrett vd. 2009, Videtic ve Vassil 2011, Garipağaoğlu vd. 2015).

Etkili bir tedavi için PTV içindeki doz dağılımının homojen olması gerekmektedir.



Şekil 2.6 PTV ve CTV'nin şematik gösterimi

2.5.4 Tedavi hacmi (TV)

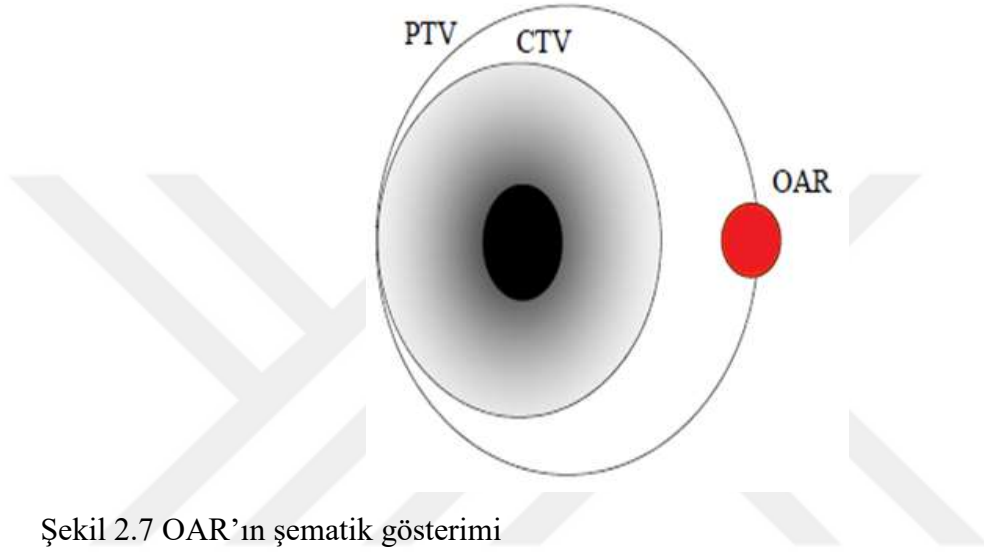
Tedavi hacmi, minimum komplikasyon oluşturabilecek referans izodozun kapsadığı hacimdir. Planlanan tedavinin başarıya ulaşabilmesi için tedavi hacminin PTV ile aynı olması beklenmektedir. Ancak tedavi için seçilen planlamada PTV'den daha geniş bir hacim PTV'ye verilmek istenen dozu almaktadır. Yapılan tedavinin başarıya ulaşabilmesi için bu hacim farkının en aza indirilmesi gerekmektedir (Barrett vd. 2009, Videtic ve Vassil 2011, Garipağaoğlu vd. 2015).

2.5.5 Işınlanan hacim (IV)

Işınlanan hacim, normal doku tolerans dozları dahilinde anlamlı miktarda doz alan hacimdir. Işınlanan hacim içerisindeki doz gerçek doz değerinin yanı sıra PTV için belirlenen dozun yüzde oranı olarak da belirtilmelidir (Barrett vd. 2009, Videtic ve Vassil 2011, Garipağaoğlu vd. 2015).

2.5.6 Riskli organlar (OAR)

Riskli organlar, planlama yapılan tedavi alanı içerisinde kalan ve radyasyon duyarlılığı nedeniyle uygulanan dozdan anlamlı oranda etkilenecek olan normal dokulardır (akciğer, göz, kalp, omurilik vb.).



Şekil 2.7 OAR'ın şematik gösterimi

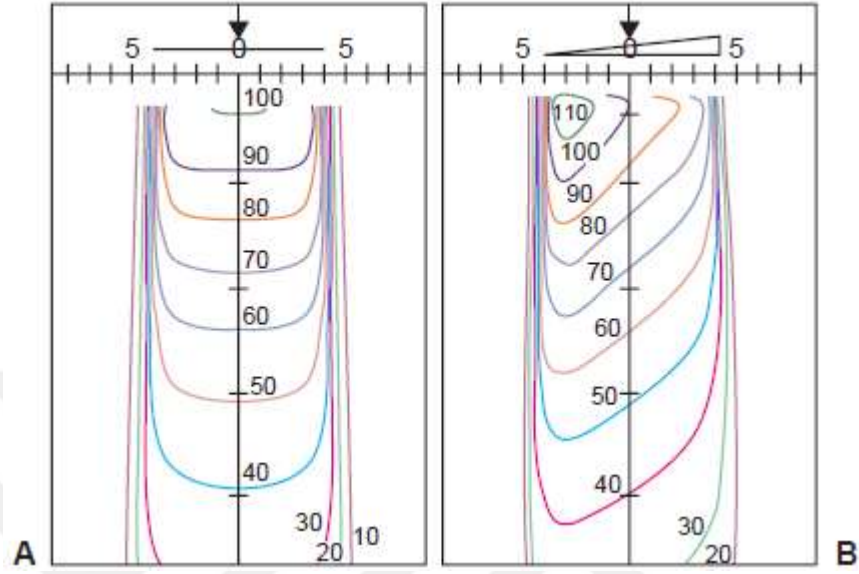
2.5.7 Sıcak noktalar

Sıcak nokta, PTV'ye verilen dozun %100'ünden daha yüksek doz alan PTV dışındaki hacimdir. Bir sıcak noktanın klinik olarak değerlendirilebilmesi için minimum çapının 15 mm'yi geçmesi gerekmektedir. Ancak göz, optik sinir gibi daha küçük organlarda ortaya çıkması durumunda 15 mm'nin altındaki çaplar da değerlendirilmelidir (Videtic ve Vassil 2011).

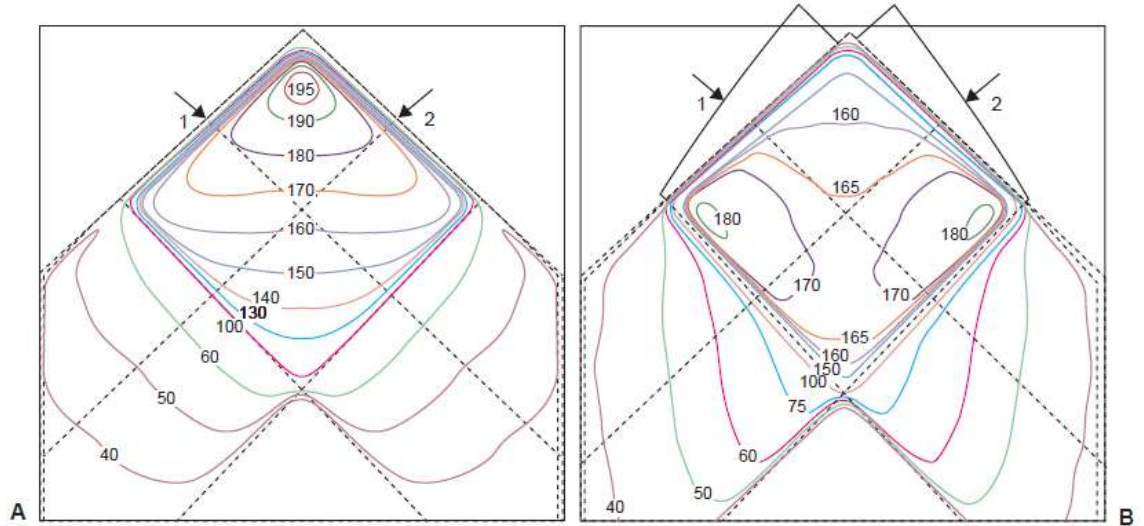
2.5.8 Wedge (kama) filtre

Wedge filtreler çelik veya kurşundan yapılmışlardır ve bir yüzeyleri eğik düzlem oluşturur. İzodoz dağılımındaki sıcak ve soğuk alanların oluşmasını engelleyerek homojen bir doz dağılımı sağlarlar. Ayrıca bazı vücut şekillerindeki doku eksikliğini

telafi edebilmek için doku kompensatörü görevi de görmektedirler. Wedge filtreler çoğunlukla meme ve baş-boyun tedavilerinde uygulanan tanjansiyel ışınmalarda kullanılırlar (Perez vd. 2013).

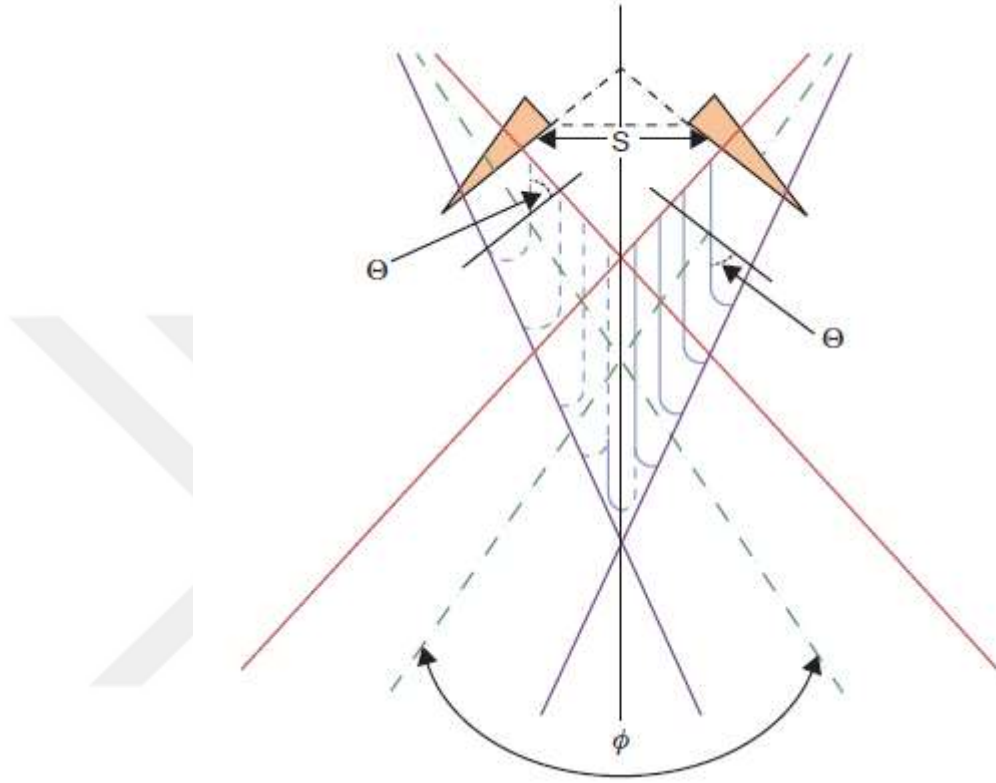


Şekil 2.8 6 MV foton enerjisinde 8x8'lik alan boyutundaki A) wedge filtresiz ve B) wedge filtreli izodoz dağılımı (Perez vd. 2013)



Şekil 2.9 İki açılı ışın için 4 MV foton enerjisinde 10x10'luk alan boyutundaki A) wedge filtresiz ve B) 45 derece wedge filtreli izodoz dağılımı (Perez vd. 2013)

Wedge açısı, Şekil 2.10’da görüldüğü gibi derinlik ve alan büyüklüğüne bağlı olarak değişmekle birlikte ışının merkezi eksenini dik kesen eksen ile %50’lik izodoz eğrisi arasında kalan açıyı ifade eder ($E < 10$ MV için). Enerjisi 10 MV ve daha yüksek olan ışınlarda ise 10 cm derinliğindeki izodoz eğrisinin eğimi wedge açısını vermektedir.



Şekil 2.10 Wedge açısının şematik gösterimi

Wedge faktörü, su fantomunda maksimum doz derinliğinde wedge filtreli ve wedge filtersiz ölçülen dozların oranı olarak verilmektedir.

İki tür wedge filtre vardır. Bunlar fiziksel wedge filtre ve dinamik wedge filtredir.

- Fiziksel wedge filtreler kurşun, pirinç veya çelikten yapılmıştır. Bir radyasyon demetine yerleştirildiğinde ışın boyunca yoğunluğun giderek azalmasına ve normal ışın insidansı altında izodoz eğrilerinin eğilmesine neden olurlar. Fiziksel wedge filtreler genellikle 15, 30, 45 ve 60 derecelik wedge açısıyla kullanılırlar (Anonymous 2005).

- Dinamik wedge filtreler ışınlama sırasında bir kolimatör bloğunun kapanış hareketiyle izodoz eğrileri üzerindeki wedge etkisini sağlar. Dinamik wedge filtreler 0-60 derece arasında herhangi bir wedge açısında kullanılabilirler (Anonymous 2005).

2.6 Geçici Doku Genişleticiler (Temporary Tissue Expander)

Mastektomi uygulanan meme kanseri hastalarında mastektomi sonrası meme onarımında meme implantı yerleştirilmeden önce meme dokusunun genişlemesi için TTE yerleştirilir. TTE, belirli aralıklarla içine serum fizyolojik (tuzlu su) enjekte edilen, çeşitli şekil ve büyüklükte olan, yapısında serum fizyolojinin enjekte edileceği bölgenin kolay bulunabilmesi için bir mıknatıs ve serum fizyolojisi enjekte ederken kazara delinmeleri önlemek için titanyum, neodimyum veya kobaltdan oluşan bir yapı bulundurabilen, silikon elastomerden yapılmış bir protezdir.



Şekil 2.11 TTE'ın önden ve yandan görüntüsü



Şekil 2.12 Geçici doku genişleticinin oluşturduğu hacimsel değişiklik

2.7 İmplantlar

Meme onarımında TTE'lerin genişletmiş olduğu bölgeye kalıcı implantlar yerleştirilirler. Yapısı TTE'lere göre daha basit olan implantlar, dışı silikon elastomerden içi ise silikon jelden oluşan bir protezdir. Farklı boyut ve şekillerde implantlar mevcuttur.



Şekil 2.13 Çeşitli boyut ve şekillerdeki implantlar

2.8 Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

2.8.1 Fotoelektrik olay

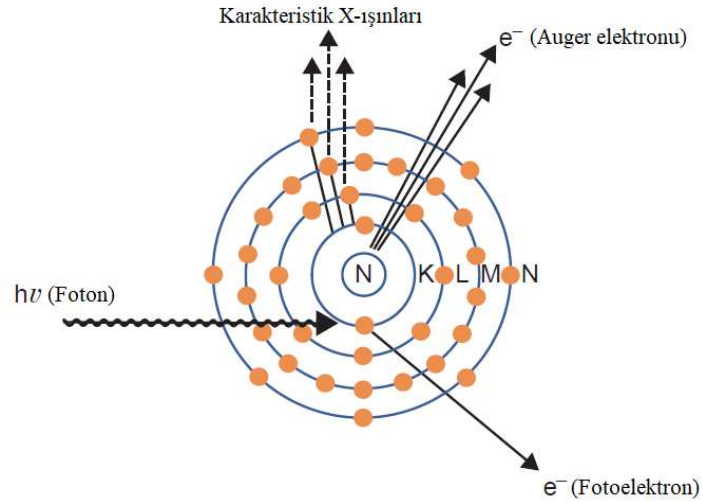
Fotoelektrik etkinin oluşumunda düşük enerjili fotonlar etkilidir. Düşük enerjili olan foton yörüngeye bağlı olan bir elektron (genellikle iç kabuk elektronu) ile çarpışır. Bu çarpışma sonucunda elektron atomdan fırlatılır. Fırlatılan elektronun enerjisi, gelen fotonun $h\nu$ enerjisinden elektronun bağlanma enerjisinin (BE) çıkarılması ile elde edilir. Fırlatılan elektron sonucu kabukta oluşan boşluk bir üst yörüngedeki elektron tarafından doldurulur ve bu sırada karakteristik x-ışını yayınlanır.

Fotoelektrik soğurma katsayısı (τ), soğurucu malzemenin atom sayısının (Z) ve radyasyon enerjisinin bir fonksiyonudur ve

$$\tau \cong \text{sabit} \times \frac{Z^5}{E^3} \quad (2.4)$$

ile gösterilir.

Yukarıdaki eşitlikte de görüldüğü gibi yüksek Z 'li maddeler (kemik gibi) ve düşük enerjili fotonlarla (<0.5 MeV) fotoelektrik etki olma olasılığı daha yüksektir. Fakat yumuşak doku gibi düşük Z 'li malzemelerde fotoelektrik etki olma olasılığı daha düşüktür.



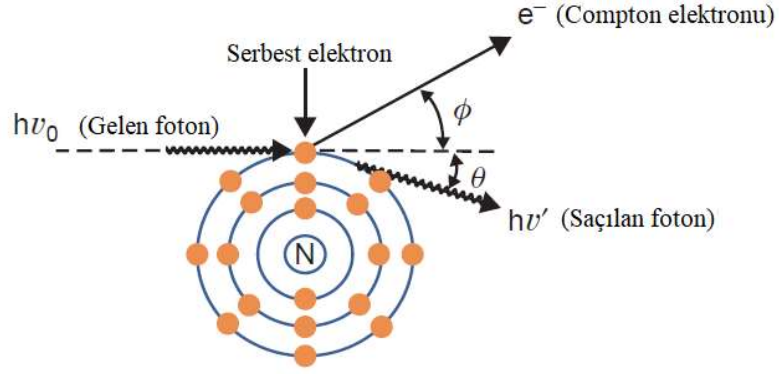
Şekil 2.14 Fotoelektrik olayın şematik gösterimi

Fotoelektrik etki aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- Sadece bağlı elektronlarla oluşur çünkü momentumun korunumu için tüm atomun etkileşmeye katılması gerekmektedir.
- Foton enerjisi, yörünge elektronunun bağlanma enerjisinden büyük ve kabuktan fırlatmak için yeterliyse, etkileşim katsayısı büyüktür.
- Fotoelektrik soğurma katsayısı; Z^5 ile doğru, $(h\nu)^3$ ile ters orantılıdır.
- Fotoelektrik etki özellikle diagnostik görüntülemeye önemli bir etkileşimdir.
- Dokuda soğurulan enerji $E_{soğ} = h\nu$ 'dür. Aktarma, soğurma ve azalma katsayıları hemen hemen eşittir (Martin 2013).

2.8.2 Compton saçılımı

Compton saçılması olayı özellikle orta enerjideki (0.5-1,0 MeV) x ışınları için önemlidir ve yumuşak doku gibi küçük Z 'li malzemelerde 0.1 MeV'in altında da baskın olabilen bir etkileşimdir (Martin 2013). Compton saçılmasında gelen foton serbest veya gevşek bağlı elektron ile çarpışır. Bu çarpışma sonucunda foton ve elektron Şekil 2.15'de görüldüğü gibi farklı açılarla farklı yönlerde saçılırlar.



Şekil 2.15 Compton saçılmasının (serbest elektron ile) şematik gösterimi

Çarpışmadan sonra fotonun enerjisi azalır, dalga boyu ise artar. Dalga boyundaki bu değişim aşağıdaki eşitlik ile gösterilebilir:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos\theta) \text{ \AA} \quad (2.5)$$

Burada h/m_0c terimin sayısal değeri 2.4264×10^{-10} cm'dir ve Compton dalga boyu olarak ifade edilir (Martin 2013).

Compton saçılmasında enerji ve momentum korunur. Bunun sonucu olarak gelen fotonun enerjisi $h\nu_0$, saçılan fotonun enerjisi $h\nu'$ ve saçılan elektronun enerjisi E arasındaki bağlantı;

$$h\nu' = \frac{h\nu_0}{1 + \frac{h\nu_0}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta)} \quad (2.6)$$

$$E = (h\nu_0) - (h\nu') \quad (2.7)$$

şeklinde gösterilebilir.

Compton etkileşim katsayısı σ , σ_a ve σ_s olmak üzere iki bileşenden oluşur ve

$$\sigma = \sigma_a + \sigma_s \cong \text{sabit} \frac{Z}{E} \quad (2.8)$$

olarak ifade edilir. Burada σ_a elektronlarla çarpışmalar nedeniyle kaybedilen foton enerjisi için Compton soğurma katsayısını ifade ederken σ_s foton demetinden dışarı saçılmadan dolayı enerji kaybını gösteren saçılma katsayısını ifade eder (Martin 2013). Bu eşitlikten de anlaşılacağı gibi Compton etkileşim katsayısı, Z ile doğru E ile ters orantılı olarak değişmektedir.

Compton saçılması ortovoltaj ve megavoltaj enerjilerde daha olası bir etkileşimdir. Bu nedenle RT uygulamalarında, MeV mertebesinde enerjiye sahip fotonlar kullanıldığı için en baskın olan etkileşme Compton saçılmasıdır. Bu etkileşim olasılığı hemen hemen Z'den bağımsız, sadece malzemenin elektron yoğunluğuna (gram başına elektron sayısına) bağlıdır.

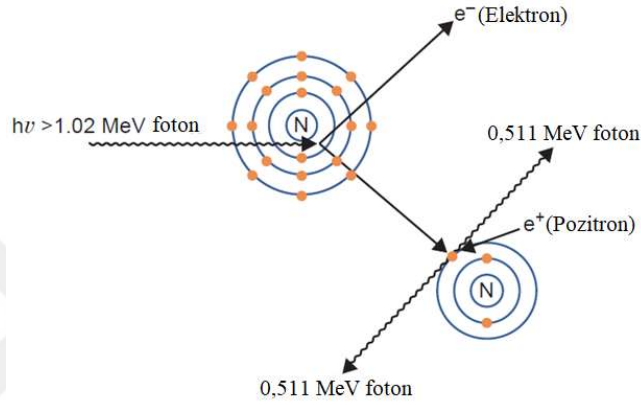
Çizelge 2.3 Bazı malzemelerin elektron yoğunlukları ve atom numaraları

Madde	Yoğunluk (kg/m³)	Z_{eff}	Elektron Yoğunluğu (elektron/kg)
Hidrojen	0.0899	1	5.97x10 ²⁶
Karbon	2.250	6	3.01x10 ²⁶
Hava	1.293	7.8	3.01x10 ²⁶
Su	1.000	7.5	3.34x10 ²⁶
Kas	1.040	7.6	3.31x10 ²⁶
Yağ	916	6.5	3.34x10 ²⁶
Kemik	1.650	12.3	3.19x10 ²⁶

Çizelge 2.3'te görüldüğü üzere hidrojen hariç kemik, kas, su, yağ gibi malzemelerin elektron yoğunlukları hemen hemen birbirlerine eşittir. Yani bu malzemelerin Z'lerine bakılmaksızın gram başına oluşacak Compton saçılması olasılığı aynıdır. Bu nedenle Compton etkisi en fazla malzemenin yoğunluğundan etkilenmektedir (Stanton ve Stinson 1992).

2.8.3 Çift oluşum

Çift oluşum özellikle yüksek enerjili fotonlar için önemli olan bir etkileşmedir. Fakat bu etkileşimin olabilmesi için foton enerjisinin 1.022 MeV' den büyük olması gerekmektedir. Böyle bir enerjiye sahip olan foton, hedef atomun çekirdeğinin yeterince yakınından geçerken çekirdeğin elektromanyetik alanı ile etkileşir ve foton bir elektron-pozitron çiftine dönüşür.



Şekil 2.16 Çift oluşum etkileşiminin şematik gösterimi

Çift oluşumda enerji korunduğu için etkileşim sonucu oluşan elektron ve pozitron gelen fotonun enerjisini paylaşırlar. Oluşan pozitron, serbest bir elektronla birleşir, iki adet 0.511 MeV enerjili foton meydana getirir ve yok olur.

2.8.4 Fotodisintegrasyon

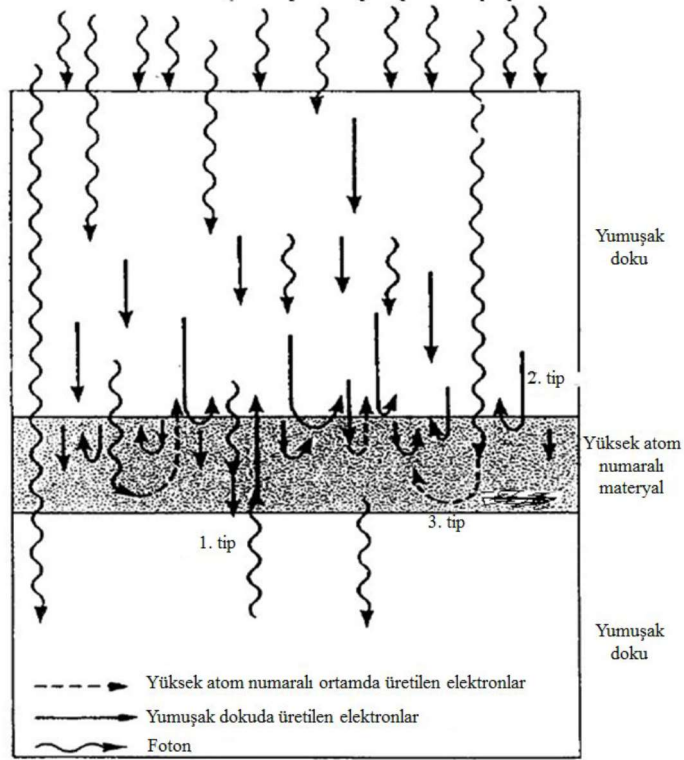
Fotodisintegrasyon, sadece enerjisi 15 MeV'den büyük olan fotonlar için önemlidir. Bu etkileşimde gelen yüksek enerjili foton hedef atomun çekirdeği etkileşir. Bunun sonucunda çekirdek kararsız hale gelerek geçici süreliğine radyoaktif hale gelir. Tekrar kararlı hale gelmek isteyen çekirdek nötron fırlatır. Oluşan nötron ise başka bir çekirdekle etkileşerek bu çekirdeği radyoaktif hale getirir. Bu tepkime hızlandırıcı kafasındaki wedge filtreyi (özellikle bakırdan yapılmışsa) radyoaktif hale getirebilir (Stanton ve Stinson 1992). Bu nedenle yüksek enerjili hızlandırıcıların etrafındaki zırhlama yapılırken bu oluşum dikkate alınmalıdır.

2.8.5 Metal-yumuşak doku arasında oluşan geri saçılma

Metal ile yumuşak doku arasında fotonların geri saçılımını nedeni ile doz artışı meydana gelmektedir. Bu doz artışının nedeni üçe ayrılabilir. Bunlar;

1. Geri saçılan fotonlara bağlı doz artışı
2. Saçılmaya neden olan metalin üzerinde bulunan yumuşak dokuda meydana gelen elektronların geri saçılması sonucu oluşan doz artışı
3. Saçılmaya neden olan materyalin içinde oluşan ikincil elektronların geri saçılması sonucu oluşan doz artışı

şeklinde gösterilebilir (Çatlı 2012).



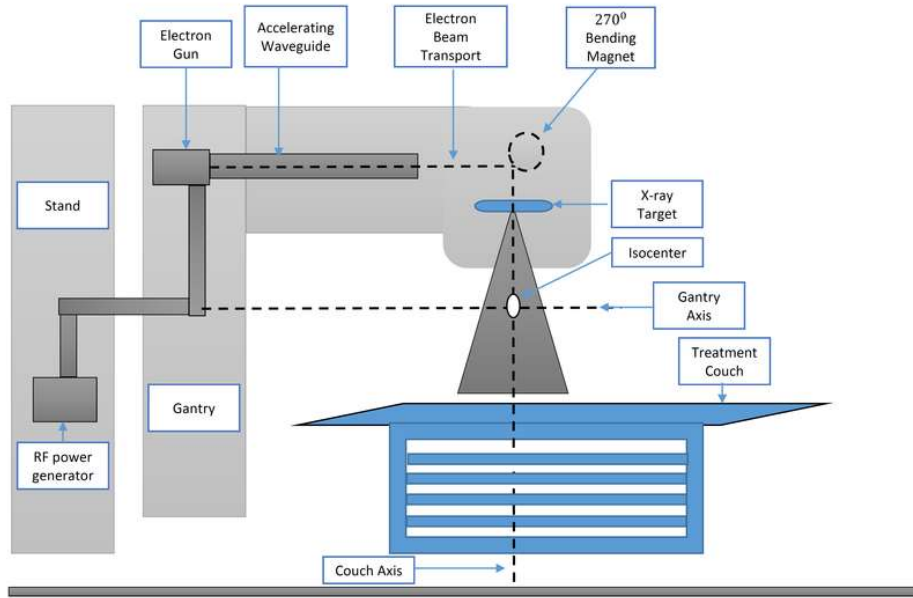
Şekil 2.17 Geri saçılan foton ve elektronların şematik gösterimi (Çatlı 2012)

RT uygulamalarında hedef hacim içerisinde metal bir malzeme olması durumunda bu doz artışlarının dikkate alınarak tedavi planlaması yapılması tedavinin başarıya ulaşması için oldukça önemlidir.

2.9 Medikal Lineer Hızlandırıcılar ve Yapıları

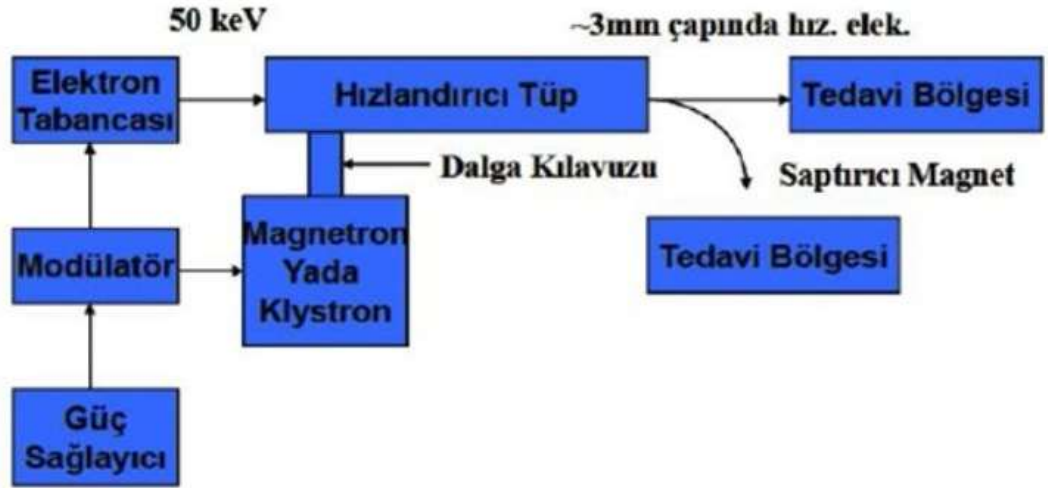
Medikal alanda kullanılan lineer hızlandırıcıların (linac) gelişimi 1940'lı yılların sonlarında başlamıştır. 1950'li yılların başından itibaren ise lineer hızlandırıcılar medikal alanda kullanılmaya başlanmıştır. İlk medikal lineer hızlandırıcı Hammersmith Hastanesinde (Londra) 1952 yılında kurulmuş ve 1953 yılında 8 MV'lik fotonlar ile ilk tedavisini gerçekleştirmiştir.

Modern medikal lineer hızlandırıcıların yapısı Şekil 2.18'deki gibidir.



Şekil 2.18 Medikal lineer hızlandırıcının (Varian DHX Clinac) şematik gösterimi

Medikal lineer hızlandırıcılar temel olarak; güç kaynağı, modülatör, elektron tabancası, klystron veya magnetron, hızlandırıcı tüp, saptırıcı magnet ve kolimatör sisteminden oluşur (Şekil 2.19).



Şekil 2.19 Medikal linear hızlandırıcıların blok diyagramı

Modülâtör:

210-380 voltluk şebeke elektriği (alternatif akım) ile beslenir. Modülâtör bu alternatif akımı doğru akıma (30-40 kV) çevirerek elektron tabancası ve magnetron veya klystronu eş zamanlı olarak tetiklemektedir.

Elektron Tabancası:

Modülâtör tarafından tetiklenmektedir. Ürettiği 15-50 keV enerjili elektronları saniyede birkaç yüz kere hızlandırıcı tüpe gönderir.

Magnetron:

RF güç kaynağı olarak kullanılan magnetronda mikrodalga atımları üretilir. Genellikle 4 MV ve 6 MV gibi düşük enerjili linaklarda kullanılmaktadır.

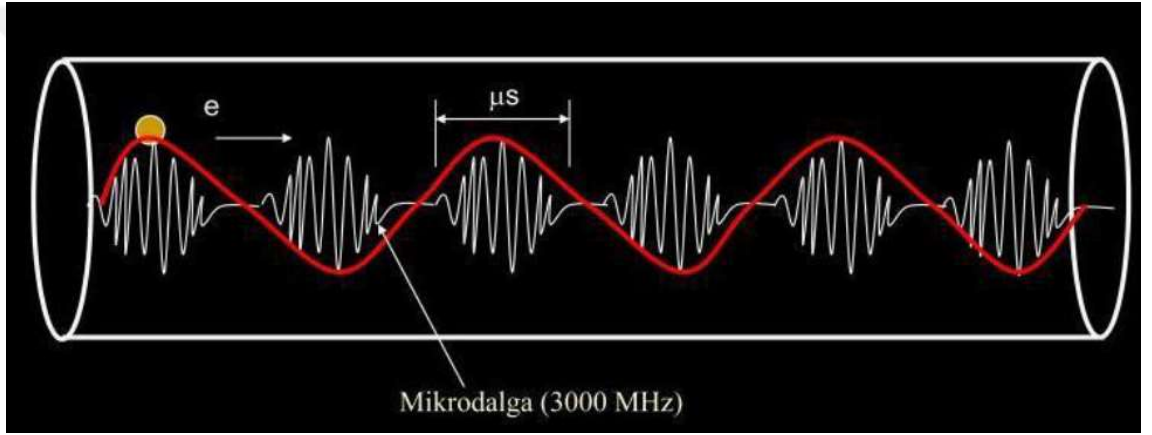
Klystron:

Klystron da magnetron gibi RF güç kaynağı olarak kullanılır. Fakat burada mikrodalga üretimi olmaz. Daha çok osilatörlerde üretilen düşük güçteki mikrodalgaları güçlendirici olarak görev yapar. Genellikle yüksek enerjili (>15 MV) linaklarda kullanılmaktadır.

Hızlandırıcı Tüp:

Magnetron veya klystron tarafından oluşturulan mikrodalga, hızlandırıcı tüpe dalga kılavuz sistemi yardımı ile iletilir. Hızlandırıcı tüpte elektron tabancasından çıkan elektronlar, mikrodalga yardımı ile hızlandırılırlar (Şekil 2.20). Burada hızlandırılan elektronların enerjileri yaklaşık 25 MeV enerjiye kadar çıkabilmektedir.

Hızlandırıcı tüpün uzunluğu elde edilmek istenilen elektron enerjisine bağlı olup 30 ile 250 cm arasındadır.



Şekil 2.20 Elektronun mikrodalga aracılığı ile hızlandırıcı tüp içerisinde hızlandırılması

Kolimatör Sistemi:

Medikal lineer hızlandırıcıların kolimatör sistemi aşağıdaki kısımlardan oluşur:

- *Hedef*

Medikal linaklarda x-ışını elde edilmek istenildiğinde elektronlar tungstenden yapılmış olan bu hedefe çarptırılırlar.

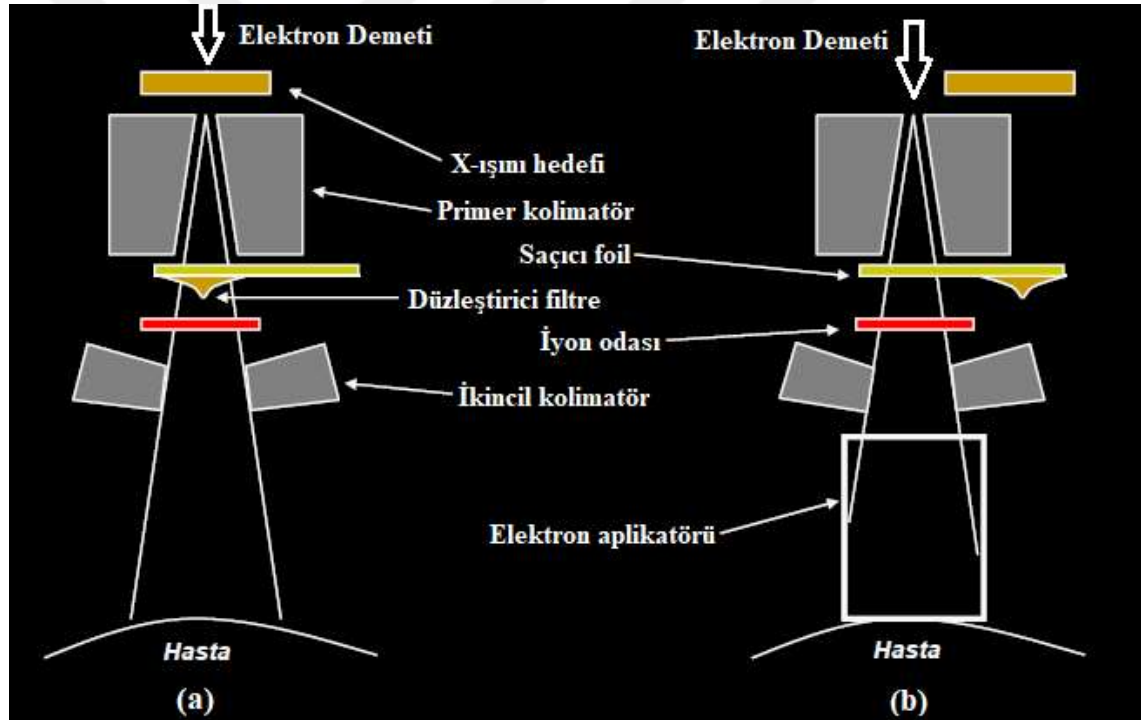
- *Saçıcı filtre (Scattering foil)*

Yüzeysel yerleşimli tümörlerin tedavisi için medikal linaklarda elde edilen elektron demeti yaklaşık 2 veya 3 mm çapında çok ince bir demet (pencil beam) halindedir.

Elektronlar ile yapılacak olan tedavide elektron demetinin tedavi alanını kaplayabilmesi için elektronlar, genellikle kurşun gibi metallere yapılmış olan bu saçıcı filtreye çarptırılırlar (Şekil 2.21.b). Çarpışma sonucu bremsstrahlung ışını oluşumunun en aza indirilmesi için bu metalin çok ince olması gerekmektedir.

- *Düzleştirici filtre (Flattening filter)*

Yapılacak olan tedavide fotonlar kullanılacağı zaman elektronlar tungsten hedefe çarptırılırlar. Bu çarpışma sonucu oluşan x-ışınları düzleştirici filtreden (Şekil 2.22.a) geçirilerek kenarlardaki kalitesiz x-ışınları elimine edilir ve bu sayede daha homojen ve daha kaliteli x-ışınları elde edilir. Düzleştirici filtreler genellikle tungsten, kurşun, çelik, alüminyum veya bunların bileşimlerinden yapılmıştır.



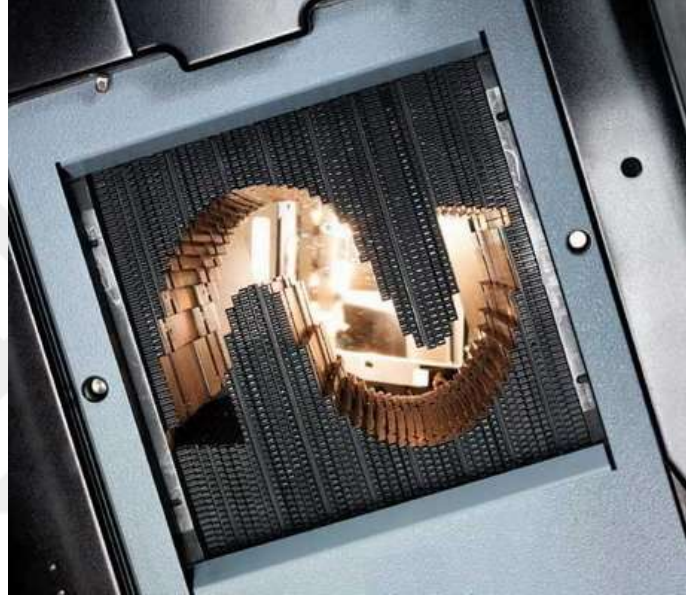
Şekil 2.21 (a) Foton enerjisi modu ve (b) Elektron enerjisi modunda sistem elemanlarının konumları

- *Sabit ve hareketli jaw'lar (ikincil kolimatör)*

Tedavi sırasında alan boyutunun x ve y düzleminde ayarlanmasını sağlamaktadır. Tungsten veya kurşundan yapılmışlardır. Elektron tedavilerinde özel aplikatörler kullanılmaktadır (Khan 2003).

- *Çok yapraklı kolimatör (ÇYK)*

Yeni nesil medikal linaklarda standart kolimatörler yerine ÇYK'ler kullanılmaktadır (Şekil 2.22). Tümörün şekline uygun tedavi alanlarını oluşturmak için kullanılırlar. Birçok liften oluşmaktadır ve bu sayede her tümöre özel şekil verebilmek mümkün olabilmektedir. Bunun sonucunda çevre sağlıklı dokular daha iyi korunabilmektedir.



Şekil 2.22 Çok yapraklı kolimatörün (MLC) alttan görünümü

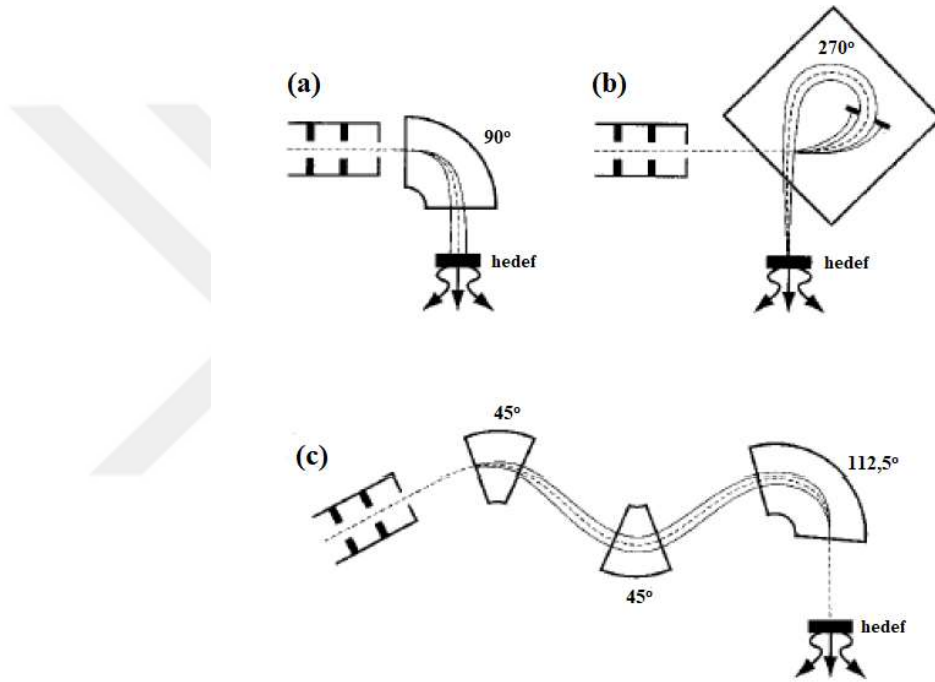
- *Işık sistemi*

Işık sistemi, tedavi alanının radyasyon olmadan görülebilmesini sağlamaktadır.

Lineer Akseleratörlerin Çalışma prensibi:

Elektron tabancasında üretilen yaklaşık 50 keV'lik elektronlar hızlandırıcı tüp içerisine gönderilir. Aynı zamanda magnetronda üretilen yaklaşık 3000 MHz'lik mikrodalga da dalga kılavuzu yardımı ile hızlandırıcı tüpe iletilir. Hızlandırıcı tüp içerisinde elektronlar mikrodalga'nın tepelerine bindirilerek hızlandırılırlar. Fakat elektronların bu şekilde hareket eden mikrodalgaların üzerine bindirilebilmesi için elektron ve mikrodalga'nın hızlarının birbirine eşit olması gerekmektedir. Bu şekilde elektronlar

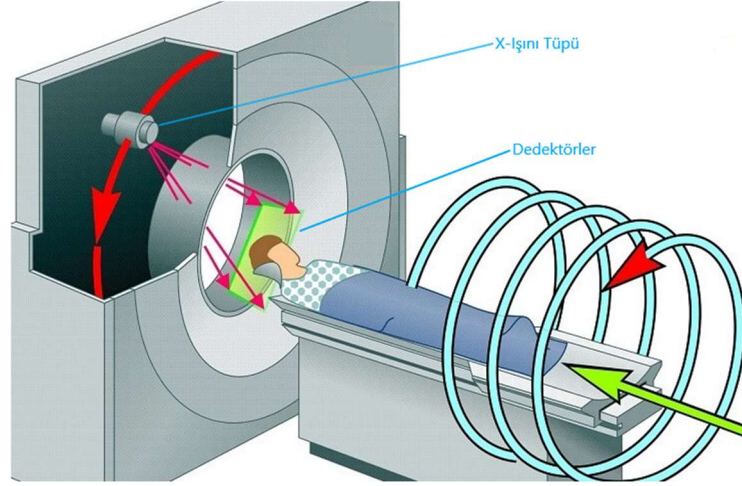
hızlandırıcı tüpün sonuna geldiklerinde enerjilerini 50 keV'den yaklaşık 25 MeV'e kadar çıkarmışlardır. Hızlandırılmış olan elektronlar hızlandırıcı tüpün sonundaki pencereden direkt elektron olarak çıkarılabilir veya eğer derin yerleşimli bir tümörün tedavisi yapılacaksa hızlandırılmış olan elektron su ile soğutulan döner anoda (tungsten) çarptırılarak x-ışınları (fotonlar) elde edilir. Elde edilen elektron veya x-ışınları Şekil 2.23'te görüldüğü gibi 90°, 270° veya iki tane 45° ve bir 112,5°'lik saptırıcı magnetten geçerek tedavi bölgesine iletilir. (Bu çalışmada kullanılan Varian DHX Clinac cihazında 270°'lik bir saptırıcı magnet bulunmaktadır.)



Şekil 2.23 (a) 90°, (b) 270° ve (c) iki tane 45° ve bir 112,5°'lik saptırıcı magnetler

2.10 Bilgisayarlı Tomografi Simülatorü (BT-Simülatorü)

Bilgisayarlı tomografi radyolojik görüntüleme amaçlı kullanılan bir cihazdır. BT 360° dönebilen bir x-ışını tüpü ve yine hareketli veya sabit detektörlerden oluşmaktadır (Şekil 2.24). BT'de hasta etrafında dönen x-ışını ve hasta yatağının hareketiyle incelenen bölgenin kesitsel görüntüsü elde edilmektedir.



Şekil 2.24 Bilgisayarlı tomografinin görüntüsü

BT-Simülatörlerde diagnostik BT'lere ek olarak aşağıdaki farklılıklar bulunmaktadır (Anacak 2010):

- Sabitleme donanımları
- Geniş gantry açıklığı (80-90 cm)
- Eksternal lazerler

BT-Simülatörlerin RT'de kullanımı:

BT-Simülatörler RT'de hem tedavi planlaması için gerekli görüntüleri sağlamakta hem de tedavi merkezinin hasta üzerine çizilebilmesini sağlamaktadır.

Tedavi planının yapılabilmesi için öncelikle hastanın BT görüntülerine ihtiyaç vardır. Hastanın BT görüntüleri üzerinde hedef hacimler çizilir ve tedavi planlaması yapılır. Hastanın BT'si çekildiği sırada tümörü merkeze alacak şekilde hasta üzerine markerlar yapıştırılır. Daha sonra bu markerların oluşturduğu merkezden yapılan planlamanın merkezine BT-Simülatör ve lazerler kullanılarak kaydırma yapılır ve hasta üzerine plan merkezi çizilir.

2.11 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tekniği

Hedef hacme istenilen doz verilirken riskli organları kişiye özel blok veya ÇYK ile koruyarak yapılan planlamaya 3 boyutlu konformal planlama denir. Bu tedavi tekniği sayesinde PTV'de homojen bir doz dağılımı elde edilebilmektedir. Ayrıca çevre sağlıklı dokular ile riskli organlar maksimum seviyede korunabilmektedir.

3BKRT tekniğinin uygulanabilmesi için tedavi planlama sisteminin, Bölüm 2.14'te tanımlanan ileri (forward) planlama tekniğini sağlıyor olması gerekmektedir.

3BKRT tekniği ile yapılan tedavinin basamakları aşağıdaki gibidir:

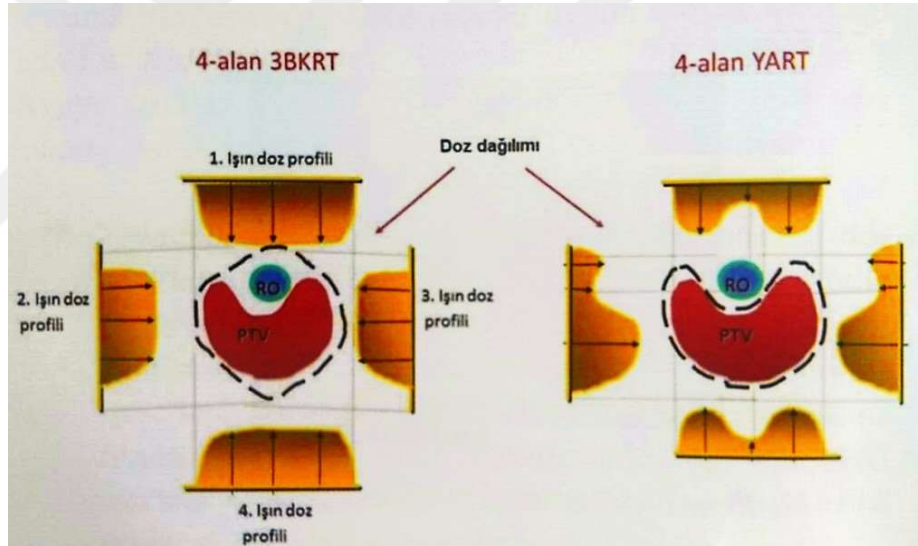
- BT simülasyon ile görüntü alımı ve immobilizasyon
- Hedef hacimlerin ve risk altındaki organların konturlanması
- İleri planlama tekniği ile tedavi planının yapılması
- Yapılan planın değerlendirilmesi
- Tedavi cihazına planın aktarılması
- Set-up
- Tedavinin kalite kontrolü ve simülasyon
- Tedavinin verilmesi

Tedavi planlaması yapıldıktan sonra doz-volüm histogramı (DVH) ve oluşan izodoz eğrileri kontrol edilmektedir. DVH grafiklerinde hedef hacimlerin ve konturlanmış olan sağlıklı doku ve organların yüzde kaçlık hacimlerinin ne kadar doz almış oldukları görülebilmektedir. İzodoz eğrileri ise, planlanan dozların hedef hacim ve konturlanmış olan sağlıklı dokuları ne kadar sardığı konusunda bilgi vermenin yanı sıra oluşabilecek sıcak veya soğuk alanların kolayca görülebilmesini sağlamaktadır. Hem DVH hem de izodoz eğrileri yorumlanarak ve gerekli görülen yerlerde düzeltmeler yapılarak planlamanın değerlendirilmesi yapılmaktadır.

2.12 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART/IMRT) Tekniği

Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği, hedef hacimde, istenen homojen veya homojen olmayan doz dağılımlarını üretebilmek amacıyla gelen her ışın demetinin farklı bölgelerinde ışın demetinin yoğunluğunu bağımsız olarak tanımlamak için ÇYK'ler kullanılarak oluşturulur (Barrett vd. 2009). Bazı tümörlerin yerleşimi, kompleks şekilli olması ve risk organına yakınlığı nedeniyle 3BKRT yerine tercih edilir. Açılan her bir alan için istenilen doz yoğunluğunda ışın demeti kullanılarak kompleks şekilli tümörlerin tedavileri istenildiği gibi yapılabilmektedir.

Kompleks şekilli olan hedefe çok yakında bulunan riskli organlar 3BKRT ile yapılan planlamada korunamazken YART ile yapılan planlamada Şekil 2.25'da görüldüğü gibi korunabilmektedir.



Şekil 2.25 3BKRT ve YART arasındaki fark (Garipağaoğlu vd. 2015)

YART tekniğinin uygulanabilmesi için tedavi planlama sisteminin, Bölüm 2.14'te tanımlanan ters (inverse) planlama tekniğini sağlıyor olması gerekmektedir.

YART tekniği ÇYK'ler kullanılarak iki farklı yöntemle yapılabilmektedir.

- i. *Statik (Step and Shoot)*

İşinlama yaparken gantry ve kolimatör açısı sabittir. Bu yöntemde ÇYK segmentleri oluştururken işinlama durur, segment oluşunca işinlama devam eder.

ii. Dinamik (Sliding Windows)

İşinlama yapılırken yine gantry ve kolimatör açısı sabittir. Fakat bu yöntemde ÇYK segmentleri oluştururken işinlama devam eder. Bu nedenle tedavi süresi statik yöntemle göre daha kısadır.

YART tekniği ile yapılan tedavinin basamakları aşağıdaki gibidir:

- BT simülasyon ile görüntü alımı ve immobilizasyon
- Hedef hacimlerin ve risk altındaki organların konturlanması
- Ters planlama tekniği ile tedavi planının yapılması
- Yapılan planın değerlendirilmesi
- Tedavi cihazına planın aktarılması
- Set-up
- Tedavinin kalite kontrolü ve simülasyon
- Tedavinin verilmesi

YART tekniğinde de 3BKRT’de olduğu gibi plan değerlendirmesi DVH ve izodoz eğrileri kullanılarak yapılmaktadır.

2.13 Fantom

Fantomlar doku eşdeğeri bir maddeden yapılan insan vücudu veya organları temsil eden malzemelerdir. İnsan vücudunun veya organların radyasyonla etkileşmelerini öğrenebilmek veya dozimetrik ölçümler yapabilmek için kullanıldıkları gibi medikal cihazların rutin testlerinin yapılmasında da kullanılırlar. Rando fantom, su fantomu, katı su fantomu gibi çeşitleri vardır.



Şekil 2.26 Su fantomu (solda) ve katı su fantomu (sağda)

2.14 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tedavi planlama sistemi hastanın tedavisinin yapıldığı bir bilgisayar yazılımıdır. TPS yardımı ile 3BKRT, YART ve brakiterapi gibi birçok tedavi tekniği uygulanabilmektedir.

TPS'e tedavi cihazına ait bilgiler kurulum aşamasında iken, hastaya ait bilgiler ise (gantry açısı, wedge açısı, kolimatör değerleri, verilecek doz değeri ve fraksiyon sayısı gibi) tedavi planlaması sırasında eklenmektedir. Tedavi planları BT simülatörden gelen görüntüler kullanılarak tedavi planlama sisteminde hazırlanır. TPS yardımı ile hastaya ait hedef hacimler ve bu bölgede bulunan kritik organlar çizilebilmekte, foton veya elektron ışını ile tedavi seçilebilmekte ve doz hesaplamaları yapılabilmektedir. Yapılan planlarda doz hesaplamaları sonucu oluşan doz dağılımları incelenebilmektedir ve gerekiyorsa iyileştirmeler yapılabilmektedir.

TPS'de planlamalar yüksek uzaysal çözünürlüğüne sahip olan BT görüntüleri üzerinden yapılmaktadır. Bu görüntülerden aşağıdaki ilk eşitlik sayesinde hesaplanan HU değerleri, TPS tarafından aşağıdaki ikinci eşitlik kullanılarak elektron yoğunluğuna çevrilmektedir (Tavlayan vd. 2011, Çatlı 2012).

$$HU = 1000 \times \frac{(\mu_i - \mu_{su})}{\mu_{su}} \quad (2.9)$$

μ_i : İlgili bölgenin lineer azalma katsayısı

$$\rho_e = \frac{(HU+10)}{1000} \quad (2.10)$$

ρ_e : Suya göre elektron yoğunluğu

Son olarak TPS, bu elektron yoğunluğu değerlerini kullanarak radyasyonun kemik ya da yumuşak doku gibi farklı ortamlardaki davranışlarını hesaplayarak gerçeğe en yakın doz hesabını yapmaktadır (Tavlayan vd. 2011, Çatlı 2012).

TPS sistemlerinde BT dışındaki diğer görüntüleme yöntemleri elektron yoğunluk değerlerini içermedikleri için kullanılamamaktadır. Fakat BT görüntülerinin yetersiz yumuşak doku kontrastına sahip olduklarından dolayı ortaya çıkan eksikliklerde, MR gibi görüntüleme yöntemlerinden elde edilen görüntüler ile BT görüntüleri üst üste çakıştırılarak görüntüler füzyon edilmektedir. Bu sayede istenilen tüm bilgileri içeren bir görüntü elde edilmiş olmaktadır (Tavlayan vd. 2011).

TPS’de ileri (forward) planlama ve ters (inverse) planlama olmak üzere iki tür planlama tekniği vardır.

İleri (forward) planlama:

İstenilen doz dağılımı için uygun olabilecek alan sayısı ve gantry açıları deneme yanılma yöntemi ile ayarlanmaktadır. Konvansiyonel planlamalarda yapılan bir yöntemdir.

Ters (inverse) planlama:

TPS’e çizilen hedef hacimler için ve kritik organlar için istenilen doz değerleri girilir. TPS yazılımı bu değerler için hesaplamaları yaparak uygun alan sayısını ve gantry açılarını kendisi belirler. YART planlarında uygulanan bir yöntemdir.

2.15 Doz Ölçüm Yöntemleri

RT’de doz ölçüm yöntemleri gerek tedavi planının doğrulanmasında gerekse kalite kontrol çalışmalarında kullanılmaktadır. Başlıca kullanılan dozimetrik yöntemler; film

dozimetri, MOSFET dozimetri, OSL dozimetri, iyon odaları, termoluminesans dozimetri (TLD), portal dozimetri, diyot dedektörler olarak sıralanabilir.

İyon odaları hem elektron hem de foton ölçümlerinde kullanılabilen silindirik ve paralel plan gibi farklı çeşitleri bulunan bir dozimetredir. Daha çok kalite kontrol testlerinde kullanılan bir dozimetrik yöntemdir. Su içerisinde kullanılabilmesi sayesinde su fantomu ile yapılan ölçümlerde rahatlıkla kullanılabilmektedir. İyon odaları 60 kV – 50 MV aralığında foton, 2 MeV – 45 MeV elektron enerjilerinde ölçüm yapabilmektedir. İyon odaları ile aynı anda tek bir ölçüm alınabilmektedir (Okay vd. 2013).

Diyot dedektörler yarı iletken temeline göre çalışan dozimetrelere dir. Küçük hacimli olmaları ve gerçek zamanlı okuma sağlamaları nedeniyle oldukça pratik dozimetrelere dir. Tiplerine bağlı olarak hem elektron hem de foton ölçümlerinde kullanılabilir. Ayrıca iyon odaları gibi sudan etkilenmedikleri için su fantomu ölçümlerinde de kullanılmaktadırlar (Okay vd. 2013, Yedekçi 2013).

Portal dozimetri tedavi sırasında çıkış dozlarını ölçerek dozimetrik doğrulama yapılmasına olanak sağlar. Ayrıca hastaya özgü tedavi öncesinde kalite kontrollerin yapılmasında da kullanılmaktadır. Özellikle karmaşık bir tekniğe sahip YART tedavilerinde, tedaviye başlamadan önce kullanılmaktadır. Her hastanın tedavisinden önce hastaya özel yapılan planlamaya göre ışınlama yapılır ve elektronik portal görüntüleme sistemi (EPID) ile iki boyutlu doz akı haritası elde edilir. Buradan elde edilen doz akı haritası, TPS’de her bir YART alanının tahmin edilen doz akı haritası ile karşılaştırılmaktadır. Bu karşılaştırma gama değerlendirmesi ile yapılmaktadır. Bu değerlendirmeye göre gama indeksinin 1’e eşit veya daha küçük olması planın doğruluğunu göstermektedir. Eğer gama analizi sonucu planlama başarılı olursa hastaya tedavi uygulanmaya başlar, başarısız olursa hasta tedaviye alınmaz ve tedavi planlaması tekrar gözden geçirilir (Yedekçi 2013).

TLD’ler farklı kristallerden oluşan ve termal işlemler sonucu doz okuması sağlanan dozimetrelere dir. RT’de doku eşdeğeri olan LiF (lityum florür) TLD’ler (TLD-100) kullanılmaktadır. Küçük boyutları sayesinde taşınabilir olması ve aynı anda birden fazla ölçüm yapılabilmesi avantajları arasındadır. Fakat TLD’ler kullanılmadan önce kalibrasyon işleminin yapılması gerekmektedir. Kalibrasyon işleminde öncelikle

kullanılacak olan her bir TLD'nin element düzeltme faktörü (ECC) bulunur. Bunun için kullanılacak dozimetreler önce fırınlanarak sıfırlanır. Daha sonra her bir TLD belirli bir miktarda doz ile ışınlanır. Işınlanan TLD'ler okunarak TL sayım şiddetleri elde edilir. Ortalama TL şiddet değerinin ($\langle I \rangle$) her bir TLD'den elde edilen TL şiddet değerine (I_i) oranı ile her bir TLD için ECC_i faktörünü elde edilir.

$$ECC_i = \frac{\langle I \rangle}{I_i} \quad (2.11)$$

ECC faktörü elde edildikten sonra TL şiddet değerinin doza dönüştürülmesi için okuyucu kalibrasyon faktörü katsayısının (RCF) elde edilmesi gerekmektedir. Bunun için de ECC değeri elde edilen TLD'ler tekrar sıfırlanarak bilinen bir doz değeri ile ışınlanır. Okuma yapılarak her bir TLD'nin TL şiddeti elde edilir. Daha hassas TL şiddetinin elde edilmesi için bulunan TL şiddetleri her bir TLD'nin ECC faktörü ile çarpılır. Elde edilen TL şiddet değerlerinin ortalamasının ($\langle I \rangle$) verilen doza (D) oranı RCF'yi vermektedir.

$$RCF = \frac{\langle I \rangle}{D} \quad (2.12)$$

TLD kalibrasyonu sonrası ışınlanan TLD'ler ile doz değerini ölçebilmek için aşağıdaki eşitlik kullanılmaktadır.

$$Doz (Gy) = \frac{Sayım \times ECC}{RCF} \quad (2.13)$$

Her ışınlamadan önce TLD'lerin belirli bir sıcaklıkta belirli bir süre tavlama işlemine alınması ve ışınlama sonrası ön ısıtmaya tabi tutulması gerekmektedir. Ayrıca ölçümler ve okuma sırasında TLD'lerin isimlendirilmesi veya numaralandırması gerekmektedir. Görüldüğü üzere tüm bu işlemlerden dolayı doz okuması zaman alabilen TLD, OSLD kadar pratik olmayan bir dozimetredir. Ölçebildiği doz aralığı ise $10\mu\text{Gy} - 10\text{Gy}$ arasındadır.

MOSFET doz okuma işleminden önce ve sonra herhangi bir ek işleme gerek duyulmadığı için oldukça pratik bir dozimetrik yöntemdir. Kalibrasyon işlemi hem kısa süren hem de MOSFET'lerin ömrü boyunca sadece bir kez yapılan bir işlemdir. Kalibrasyon işlemi Bölüm 3.1.12'de ayrıntılı bir şekilde anlatılmıştır. MOSFET'ler aynı

anda birden fazla ölçüm alabilme özelliğine de sahiptir. MOSFET'lerin dezavantajları ise düşük dozlarda hassasiyetinin iyi olmaması ve kullanım ömürlerinin olmasıdır. Kullanma ömrü biten MOSFET tekrar kullanılamamaktadır.

Bir diğer dozimetre ise nanodot OSLD'lerdir. Çalışma prensibi olarak TLD'lere benzer yapıdadırlar. Nanodot OSLD'ler de hem taşınabilir küçük boyutlu olmasından dolayı hem de hızlı bir şekilde doz okumasına imkan verdiğinden dolayı MOSFET'ler gibi son derece pratik olarak kullanılabilen dozimetrelere aittir. Ayrıca kalibrasyon faktörleri OSLD sistemi ile birlikte geldiğinden dolayı herhangi bir kalibrasyon işlemine gerek duyulmayan bir dozimetredir. Nanodot OSLD'lerin tek dezavantajları tekrar kullanılabilmeleri için 24 saat süreyle mavi ışık altında bekletilmelerinin gerekmesidir. Nanodot OSLD'ler $10\mu\text{Gy} - >100\text{ Gy}$ doz aralığında ölçüm yapabilmektedir ve düşük dozlarda hassas ölçümler yapabilmektedir.

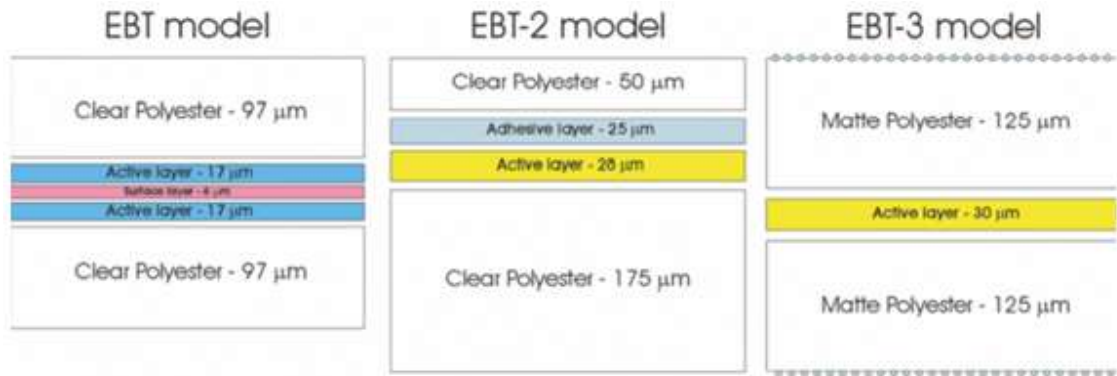
Son olarak gafkromik filmler, okuma işlemi yapılmadan önce 24 saat beklenilmesi gerektiğinden ve doz okuması yapılması için de öncelikle her bir enerji için kalibrasyon eğrilerinin oluşturulması gerektiğinden doz okuma işlemi uzun süren dozimetrelere aittir. Film kalibrasyon işlemi Bölüm 3.2.2'de ayrıntılı olarak anlatılmıştır. Ayrıca toz, parmak izi gibi dış etkenlerden etkilenmeleri sebebiyle diğer dozimetrik yöntemlere göre daha az pratik ve daha az hassasiyette ölçüm yapabilen dozimetrik sistemlerdir. Ancak istenilen boyutta kullanabilmek en önemli avantajları arasındadır. Sudan etkilenmedikleri için su fantomu ölçümlerinde de kullanılmaktadırlar. Gafkromik filmler $0,1\text{ Gy}$ ile 15 Gy doz aralığında ölçüm yapabilmektedir.

Yapılmak istenilen ölçümlere en uygun dozimetrik sistem seçilerek ölçümler yapılmalıdır.

Çalışmamızda ölçüm yöntemi olarak EBT3 gafkromik film, nanodot OSLD ve MOSFET kullanılmıştır.

2.15.1 Film dozimetri

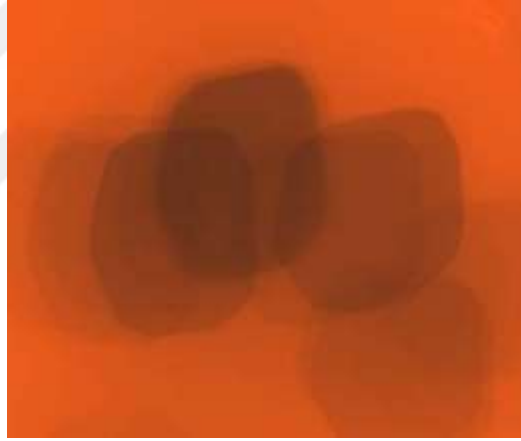
Film dozimetre yöntemi radyasyon dozimetrisinde kullanılan en eski doz ölçüm yöntemlerinden birisidir. RT'de doz ölçümü için radyokromik ya da diğer adıyla gafkromik filmler kullanılmaktadır. Gafkromik filmler, ölçüm sonuçlarının yapılan ölçümden sonra okunabildiği bir dozimetri sistemidir. Gafkromik filmler ışıktan etkilenmezler ve doku eşdeğeridirler. Zamanla farklı çeşitlerde radyokromik filmler üretilmiştir (XR-QA, XR-RV2, EBT, EBT2, EBT3, MDV3, HDV2 gibi). EBT model gafkromik filmlerde (EBT, EBT2, EBT3) aktif katman ve yardımcı katmanların kalınlıkları birbirinden farklı olmaktadır. Fakat aktif bileşik bütün EBT model filmlerde aynıdır. MD-810, MD-55, MD-55V2 ve HS filmlerde orijinal bileşik olan Pentacosa-10,12-diynoic acid (PCDA) (H (%9), C (%57), N (%16), O (%18)) monomer kullanılırken EBT filmlerde aktif bileşik olarak lithium pentacosa-10,12-diynoate (LiPCDA) (H (%39.7), C (%42.3), O (%6.2), N (%1.1), Li (%0.3), Cl (%0.3)) monomer kullanılmıştır. Böylece filmin yaklaşık 10 kat daha radyo duyarlı olması sağlanmıştır (Akdeniz 2016). EBT model gafkromik filmlerin yapıları Şekil 2.27'de gösterildiği gibidir. Şekilde de görüldüğü gibi EBT ve EBT3 model gafkromik filmler simetrik olarak yerleştirilmiş polyester tabakalardan oluşmaktadır. Bu sayede filmin ön ve arka yüzeyi ile alınan ölçümlerdeki farklılıklar ortadan kaldırılmıştır.



Şekil 2.27 EBT, EBT2 ve EBT3 model gafkromik filmlerin yapıları

Gafkromik filmler ışınlandığı zaman, filmin aktif bileşeni olan monomerler kimyasal yolla birleşerek renkli polimerleri oluştururlar. Oluşan renkli polimerler ışınlanan

bölgede renk değişimi oluşmasına neden olurlar. Dozun yüksek olduğu bölgede Şekil 2.28'da görüldüğü gibi renk koyulaşır. Işınlanan filmlerin doz değerlerinin okunabilmesi için öncelikle kalibrasyon eğrilerinin oluşturulması gerekmektedir. Bunun için filmler küçük parçalar halinde kesilerek bilinen farklı doz değerlerinde belirlenen enerjilerde işınlanırlar. Işınlama sonrası filmler tarayıcıda taratılır ve bilgisayar programı yardımıyla film üzerinde işınlanan bölgelerdeki optik yoğunluk değerleri piksel olarak okunur. Bu okunan optik yoğunluk değerlerinden işınlanmamış filmin optik yoğunluğu (sis) çıkartılır. Son olarak da elde edilen bu optik yoğunluk değerlerine karşılık gelen doz değerleri için bir eğri çizilir ve o enerji için filmin kalibrasyon eğrisi elde edilmiş olur. Bu sayede daha sonra filmler işınlandığı zaman piksel olarak optik yoğunluk değerleri okunur ve bu eğri kullanılarak optik yoğunluk değerinden doz değerine geçilerek film üzerindeki doz okunur.



Şekil 2.28 Işınlanan filmde oluşan renk değişimi

Film dozimetrenin avantajları:

- Doku eşdeğeri olmaları
- Ucuz olmaları
- İstenilen boyutta kesilerek kullanılabilmeleri

Film dozimetrenin dezavantajları:

- Çevresel faktörlerden (sıcaklık, toz, kir, parmak izleri) etkilenmesi

- Her bir film için kullanılacak her enerjide kalibrasyon eğrilerinin oluşturulması zorunluluğu
- Ölçüm yapıldığı sırada doz okuması yapılamaması
- Filmlerin taratılması için 24 saat beklenilmesi

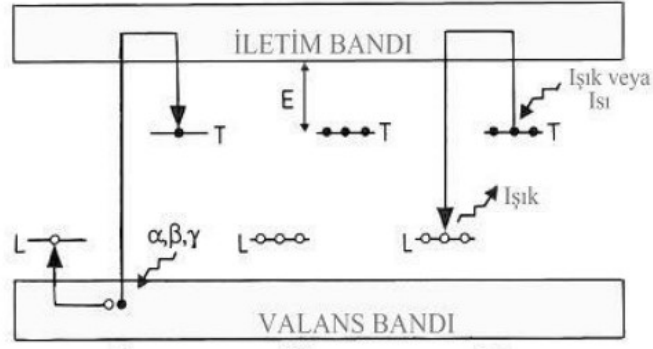
2.15.2 Optik uyarımalı lüminesans dozimetri (OSLD)

Optik uyarılma ile lüminesans (OSL), ışınlanmış bir yalıtkan veya yarıiletkenle ışığa maruz kalma süresince yayımlanan ışımadır. OSL tekniği personel dozimetrisinde, tarihlendirmede ve radyasyon kazalarının dozimetrisinde kullanılan bir tekniktir. Tıbbi dozimetri alanında da kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. OSLD, çalışma mekanizması bakımından termolüminesans dozimetri (TLD) ile çok benzerdir. TLD'den farklı olarak okuma sırasında dozimetreye ısı yerine ışık gönderilir. Bu nedenle OSLD kullanım süreci TLD'lere göre daha basittir. Ayrıca OSLD'ler TLD'lere oranla daha hassas olduklarından dolayı radyasyona kısa süreli maruziyet durumlarında ve düşük dozlarda daha iyi sonuçlar vermektedir (Dam ve Marinello 2006).

OSLD'lerde geçmişten günümüze kadar farklı malzemeler kullanılmıştır. Geçmişte tıbbi ve kişisel uygulamalar amacıyla silis camlar kullanılmıştır. Daha sonrasında ise berilyum oksit (BeO) ve karbon katkılı alüminyum oksit ($Al_2O_3:C$) gibi kristaller kullanılmaya başlanmıştır.

OSL, kendisini oluşturan kristalin içerisindeki elektron tuzaklarında tuzaklanan ve optik olarak salınan yükün rekombinasyonundan kaynaklanır. Bu tuzaklardaki elektron miktarı malzemenin maruz kaldığı radyasyon dozu ile ilgilidir.

Valans bandındaki elektronların iyonlaşması ve elektron/deşik çiftlerinin yaratılmasına neden olan ışınlama ile süreç başlar. Örnek içerisinde önceden var olan kusurlar ışımsız tuzak geçişleri boyunca serbest elektron ve deşikler tuzaklar. Radyasyon ile ışınlanmış bir örneğin ışık ile uyarılması sonucu tuzaklanmış olan elektronların serbest kalarak iletim bandına geçişi sağlanır. Serbest elektronların lokalize olmuş deşiklerle yeniden birleşmesi ışımalı yayılım ve lüminesans ile sonuçlanır. Bu OSL sinyalidir ve sinyalin şiddeti soğurulan radyasyon dozu ile orantılıdır.



Şekil 2.29 OSL süreci (T elektron tuzağı ve L lüminesans merkezi)

OSLD'lerin avantajları:

- Doku eşdeğeri olmaları
- Küçük boyutları
- Tekrar analiz edilebilmeleri
- Okuma sisteminin kolay olması
- Düşük dozlarda ve kısa süreli maruziyet durumlarında hassas sonuçlar alınması
- Sıcaklık ve basınçtan bağımsız olması
- Kalibrasyon faktörlerinin sistem ile birlikte gelmesi

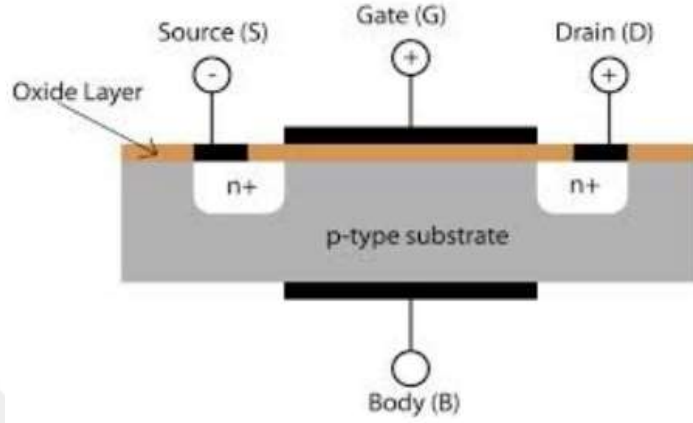
OSLD'lerin dezavantajları:

- Tekrar kullanılacağı zaman içindeki tuzakların boşaltılması için 24 saat beklenmesi
- Ölçüm yapıldığı sırada doz okuması yapılamaması

2.15.3 MOSFET (metal-oxide semiconductor field effect transistor) dozimetri

MOSFET ilk olarak 1994 yılında kullanılmaya başlanmış olan yarıiletken bir dozimetre çeşididir. Dozimetre 0,2 mm x 0,2 mm boyutunda aktif bölgeye sahip 1 mm x 1 mm boyutunda küçük silikon çipten oluşmuştur. MOSFET Şekil 2.30'da görüldüğü gibi P-tipi (pozitif) silikon yarıiletken alt tabaka, N-tipi (negatif) silikon yarıiletken tabaka ve

bu tabakaları birbirinden ayıran yalıtkan oksit tabakanın sandviçlenmesiyle oluşturulmuştur.

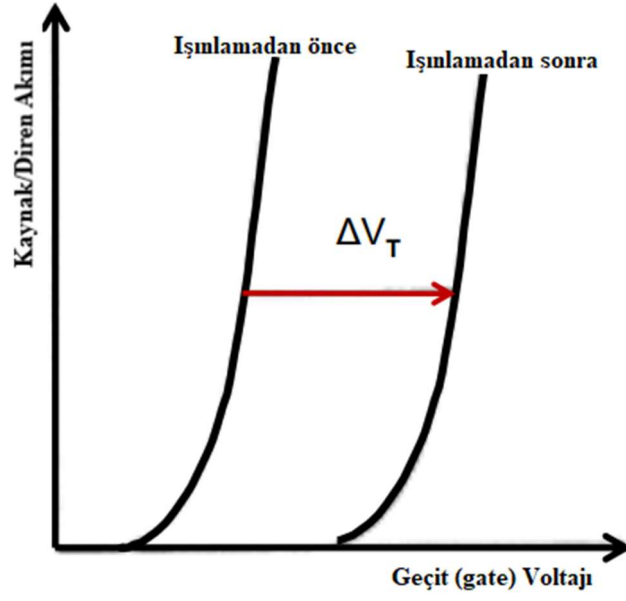


Şekil 2.30 MOSFET dozimetrenin yapısı

MOSFET dozimetre ışınlandığında silikon dioksit tabakasında (hassas bölge) şu olaylar meydana gelir (Bloemen 2009):

- i. Oksitte tuzaklanan yükün birikmesi
- ii. Ara yüzeydeki tuzak sayısında artış
- iii. Yığın oksit tuzakları sayısında artış

Gelen radyasyon nedeniyle silikon dioksitte elektron-hole çifti oluşmaktadır. Oluşan elektron-hole çiftlerinden elektronlar geçit (gate) elektroduna hareket ederken holeler Si/SiO₂ ara yüzeyine doğru hareket ederler ve burada uzun süreli olarak tuzaklanırlar. Bu tuzaklanma yıllarca devam edebilen negatif bir eşik voltaj (V_T) kaymasına neden olur (Şekil 2.31) (Bloemen 2009).



Şekil 2.31 Eşik voltaj kaymasının (ΔV_T) gösterimi

Işınlamadan önceki ve sonraki bu voltaj değişikliğindeki farklılık soğurulan dozla orantılıdır. Bu şekilde voltaj farklılığının doza dönüştürülmesi sayesinde doz ölçümü yapılabilmektedir.



Şekil 2.32 MOSFET dozimetre

MOSFET dedektör ile ölçüm alınmadan önce kalibrasyon işleminin yapılması gerekmektedir. Bunun için katı su fantomu ve bolus kullanılarak belirli bir derinlikte ölçümler alınır. Alınan ölçümler doğrultusunda MOSFET yazılımı kalibrasyon

faktörlerini hesaplayarak kullanıcıya vermektedir. Elde edilen kalibrasyon faktörleri MOSFET yazılımına kaydedilir. Bu sayede daha sonraki ölçümlerde sistem okuduğu dozları otomatik olarak kalibrasyon faktörü ile çarparak kullanıcıya verir

MOSFET dedektörlerin avantajları:

- Klinik dozimetre olarak birçok uygulamada kullanılabilir olması
- Doz okuması için ekstra bir işleme gerek yoktur. Ölçümler biter bitmez bilgisayar programında okuduğu dozlar gösterilir.
- Düzeltme faktörünün az olması.
- Sistemin taşınabilir olması.
- Tekrar tekrar okuma yapılabilir.
- Tekrar okuma yapmak için ekstra bir işlem yapmaya (ısıtma, ışık altında tutma vs.) gerek olmaması
- Sıcaklık, basınç ve doz hızından bağımsız olması
- Aynı anda 5 farklı bölgede doz ölçümü yapabilme olanağına sahip olması

MOSFET dedektörlerin dezavantajları:

- Düşük dozlarda hassasiyetinin iyi olmaması
- Kullanım ömürlerinin olması (200 Gy)

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyal

Bu tezde Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan ve aşağıda özellikleri anlatılan malzemeler ve cihazlar kullanılmıştır.

3.1.1 Mentor geçici doku genişletici

Mentor marka TTE'nin dış tabakası sağlamlık ve esneklik sağlaması açısından ardışık çapraz bağlanmış silikon elastomer tabakalardan oluşmuştur. Ayrıca Mentor marka TTE, manyetik olarak tespit edilebilen Şekil 3.2'de gösterilen Samaryum Kobalt (SmCo) magnetten (1.27 cm çapında ve 0.47498 cm kalınlığında) ve kazara delinmeleri önleyen paslanmaz çelikten oluşan bir enjeksiyon bölgesine sahiptir (<http://www.mentorwllc.com/global-us/Breast.aspx> 2016). Enjeksiyon bölgesi TTE içerisindeki SmCo magnet sayesinde kolayca bulunabilmektedir.



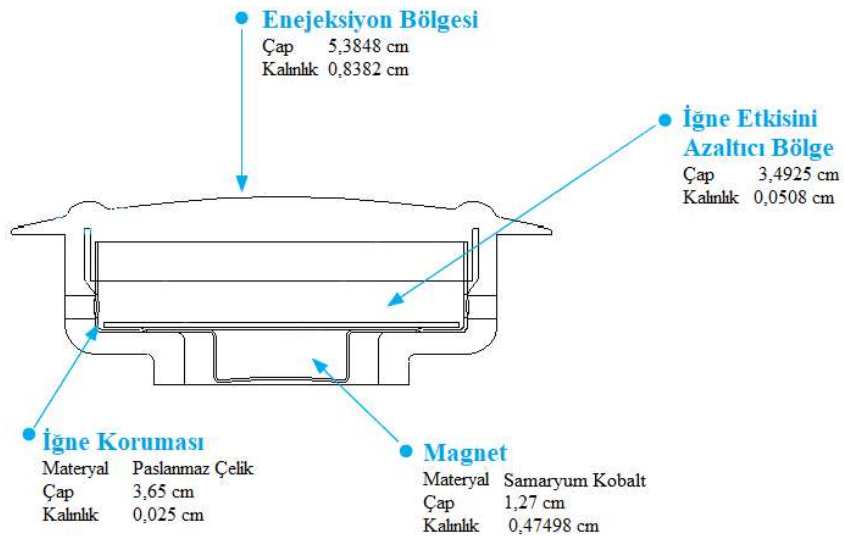
Şekil 3.1 550 cc serum fizyolojik ile doldurulmuş Mentor marka TTE

550 cc serum fizyolojik ile doldurulmuş olan Mentor marka TTE'in önden ve yandan görünümü Şekil 3.1'de görülmektedir. Mentor marka TTE'in enjeksiyon bölgesinin detaylı görünümü ise Şekil 3.3'te görülmektedir.

Serum fizyolojinin yoğunluğu 1.0046 g/cm^3 'tür.



Şekil 3.2 Mentor marka TTE içerisinde bulunan Samaryum Kobalt (SmCo) magnet ve paslanmaz çelikten oluşan metalik port



Şekil 3.3 Mentor marka TTE'in enjeksiyon bölgesinin ayrıntılı görünümü

3.1.2 Silikon implant

Silikon implant dışı silikon elastomerden oluşan içi ise 550 cc jel silikondan oluşan bir protezdir. Jel silikonun yoğunluğu 0.97 g/cm^3 'tür (Çatlı 2012).



Şekil 3.4 Silikon implantın görünümü

3.1.3 Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcı tedavi cihazı

Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcı çeşitli enerjilerde elektron ve foton üretebilen bir tedavi cihazıdır. Bu çalışmada kullanılan cihazın MLC sayısı 80'dir. Ayrıca 6 MV ve 18 MV enerjilerine sahip foton; 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV ve 16 MeV enerjilerine sahip elektron üretebilmektedir.



Şekil 3.5 Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcı

3.1.4 GE Saturn 43 lineer hızlandırıcı tedavi cihazı

Saturn 43 lineer hızlandırıcı çeşitli enerjilerde elektron ve foton üretebilen bir tedavi cihazıdır. 6 MV, 10 MV ve 25 MV enerjilerine sahip foton; 3 MeV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV ve 18 MeV enerjilerine sahip elektron üretebilmektedir. Çalışmamızda bu cihaz sadece 9 MeV ve 12 MeV elektron enerjileri ile ölçüm için kullanılmıştır.



Şekil 3.6 Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan GE Saturn 43 lineer hızlandırıcı

3.1.5 Siemens Somatom Sensation Open bilgisayarlı tomografi cihazı

Siemens Somatom Sensation Open bilgisayarlı tomografi cihazı (Şekil 3.7) üçüncü nesil, 20 kesit (veya opsiyonel olarak 40 kesit) helikal bir BT tarayıcısıdır. Gantry açıklığı, meme bordu ile BT taraması yapılmasına olanak sağlaması için normal gantry açıklığından daha geniş olup 82 cm'dir. 50 kW'lık bir jeneratöre ve 0,5 saniyelik gantry dönüş süresine sahiptir.



Şekil 3.7 Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan Siemens Somatom Sensation Open bilgisayarlı tomografi cihazı

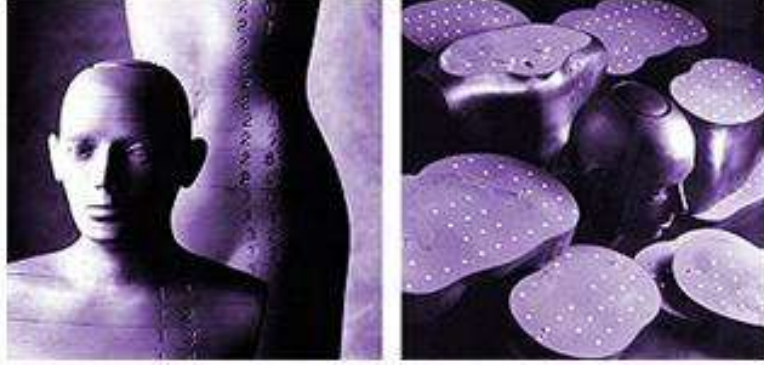
3.1.6 Eclipse 8.6 tedavi planlama sistemi

Eclipse 8.6 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) 3 boyutlu Forward ve Inverse planlama yapılmasına olanak sağlayan bir tedavi planlama sistemidir. Ayrıca Pencil Beam Convolution (PBC) tekniğini kullanarak 3 boyutlu doz hesaplaması yapabilmektedir.

Eclipse TPS, BT simülatörden gelen görüntü sayesinde tedavi planlaması yapılmasına olanak sağlar. BT simülatörden gelen görüntüde birbirinden farklı yapılar farklı elektron yoğunlukları sayesinde birbirlerinden ayrılmaktadır. Eclipse TPS dışardan elle bu elektron yoğunluklarının girilmesine olanak vermektedir. Bu sayede BT'si çekilen bölgede vücut dışı herhangi bir malzeme bulunması durumunda bu malzemenin elektron yoğunluğu manuel girilerek daha sağlıklı bir tedavi planlaması yapılabilmektedir. Ancak manuel girilebilecek elektron yoğunluğu değeri Eclipse TPS tarafından 5 ile sınırlandırılmıştır (Çatlı 2012).

3.1.7 Alderson Rando fantom

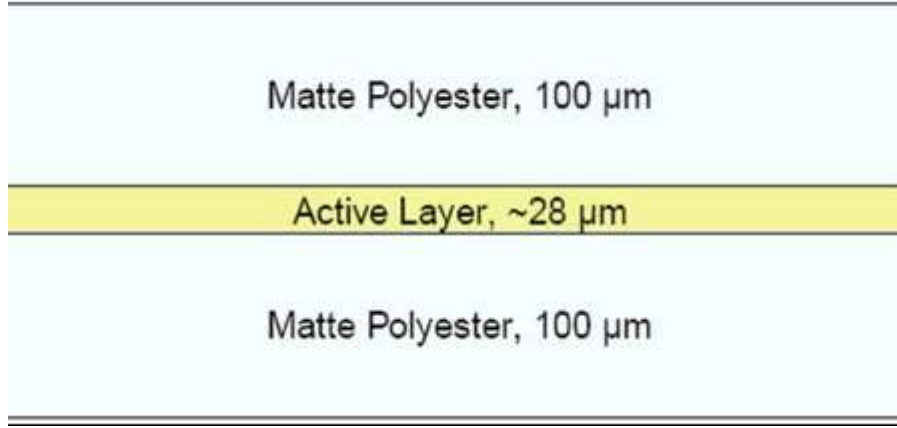
Rando fantomlar insan vücudu şeklinde ve doku eşdeğeri olan fantomlardır. Yumuşak doku, kemik ve akciğerler gerçek yoğunluklarına eşdeğerdir. Yumuşak dokular ısı ile sertleştirilmiş ve sentetik bir maddeden üretilen rando plastiktir. Etkin atom numarası 7.30 ± 0.125 ve kütle yoğunluğu $0.985 \pm 0.0125 \text{ gr/cm}^3$ 'tür. Akciğerler yumuşak doku ile aynı etkin atom numarasına (7.30) sahip olmalarına rağmen yoğunlukları $0.32 \pm 0.01 \text{ gr/cm}^3$ 'tür. Fantomda bulunan kemikler gerçek insan kemikleridir. İnsan vücudunda bulunan boşluklar aynı şekilde fantom içerisinde de bulunurlar. Bir rando fantom 2.5 cm kalınlığında kesitlerden oluşmuştur. Her kesitte, TLD ölçümlerinde TLD'lerin yerleştirilmesi için 5-6 mm çapında boşluklar vardır (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008). TLD ölçümlerinin yapılmadığı zamanlarda bu boşluklar kendilerine özel yapılmış olan doku eşdeğeri malzeme ile kapatılmalıdır.



Şekil 3.8 Rando fantomun görüntüsü

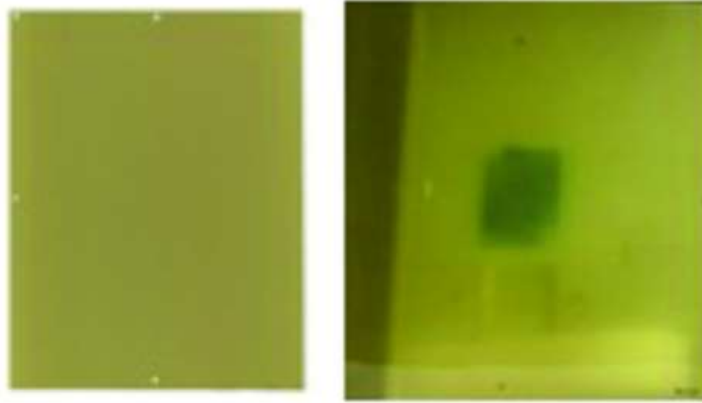
3.1.8 Gafkromik EBT3 film

Bu çalışmada kullanılan gafkromik EBT3 radyokromik dozimetre filmleri özellikle RT alanındaki dozimetrik ölçümlerde kullanılan zaman ve maliyet olarak tasarruf sağlayan bir film çeşididir. Gafkromik EBT3 filmi yaklaşık 100 μm kalınlığında iki adet mat polyester arasında aktif bileşen, sarı renkte işaretleyici boya, stabilizatörler ve filme düşük enerji bağımlılığı özelliğini veren diğer katkı maddelerinden oluşan ve yaklaşık 28 μm kalınlığında olan tek bir aktif tabakanın sandviçlenmesi ile oluşturulmuştur.



Şekil 3.9 Gafkromik EBT3 filminin yapısı

Aktif tabakada bulunan sarı işaretleyici boya ışık hassasiyetini azaltmaktadır. Gafkromik EBT3 filmi Şekil 3.9'da görüldüğü gibi simetrik bir yapıya sahiptir. Bu simetrik yapı sayesinde filmin taranması sırasındaki yön bağımlılığı ortadan kaldırılmıştır. EBT3 filminin dış yüzeylerinde özel bir işlemle yerleştirilen mikroskobik boyutta ($<10 \mu\text{m}$) silika parçacıkları bulunmaktadır. Bu sayede film ile tarayıcı camı arasında büyük bir boşluk oluşur ve film ile tarayıcı camın ışığının dalga boyunun yakınlığı nedeniyle ortaya çıkan newton halkalarının oluşma ihtimali azalır (Lewis vd. 2012, Casanova vd. 2013).



Şekil 3.10 Işınlanmamış (solda) ve ışınlanmış (sağda) gafkromik EBT3 film görüntüsü

Gafkromik EBT3 filmi 0.2 Gy ile 10 Gy doz aralığında en iyi performansını verecek şekilde tasarlanmıştır. Bu nedenle YART, VMAT ve brakiterapi uygulamalarında kullanıma uygundur (http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf 2017).

3.1.9 Epson Expression 10000 XL film okuyucu

Gafkromik EBT3 radyokromik filmlerin taranması için Epson Expression 11000 XL ve Epson Expression 10000 XL model tarayıcılar tavsiye edilmektedir. Bu çalışmada kullanılan 48 bitlik (kanal başına 16 bit) Epson Expression 10000 XL model tarayıcı; film tarafından iletilen ışığın kırmızı, yeşil ve mavi renk bileşenlerini ölçebilen, geniş tarama alanı olan renkli bir tarayıcıdır (http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf 2017).



Şekil 3.11 Epson Expression 10000 XL model film tarayıcı

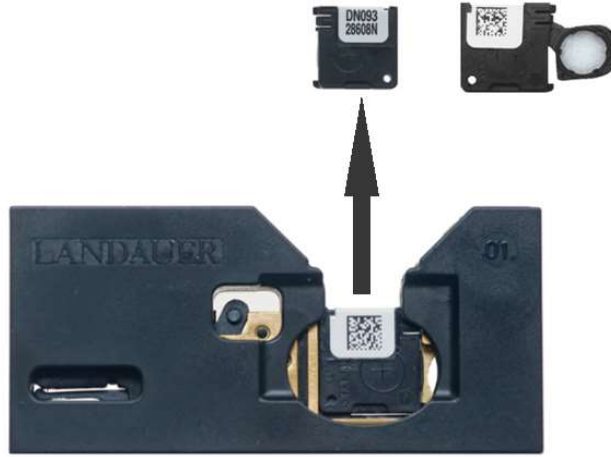
3.1.10 Epsilon Landauer Nanodot OSL dozimetre

Nanodot OSLD'ler tek bir noktada bulunan radyasyon dozunun ölçümü için kullanılmaktadır. Nanodot dozimetrelerin içerisinde 0.3 mm kalınlığında ve radyasyona duyarlı olan iki polyster tabaka arasında sandviç edilmiş karbon katkılı alüminyum oksit ($Al_2O_3:C$) kristali bulunmaktadır. Nanodot dozimetrelerin fiziksel boyutları aşağıdaki gibidir.

- Genişlik: 10 mm
- Yükseklik: 10 mm
- Kalınlık: 2 mm

Nanodot dozimetreler $10\mu Gy - >100 Gy$ doz aralığında ölçüm yapabilmektedir. Enerji aralıkları ise 5 keV'den 20 MeV'e kadar geniş bir aralıktadır.

Nanodot dozimetreler küçük boyutları, tekrar analiz imkanları ve kullanım kolaylığı nedeniyle klinik olarak kullanım alanı oldukça geniştir. Bir nanodot dozimetrenin görüntüsü Şekil 3.12'de görüldüğü gibidir. Nanodot dozimetrenin bir yüzeyinde OSL okuyucuya dozimetrenin tanıtılması için bir barkod bulunmaktadır.



Şekil 3.12 Nanodot dozimetrenin görüntüsü

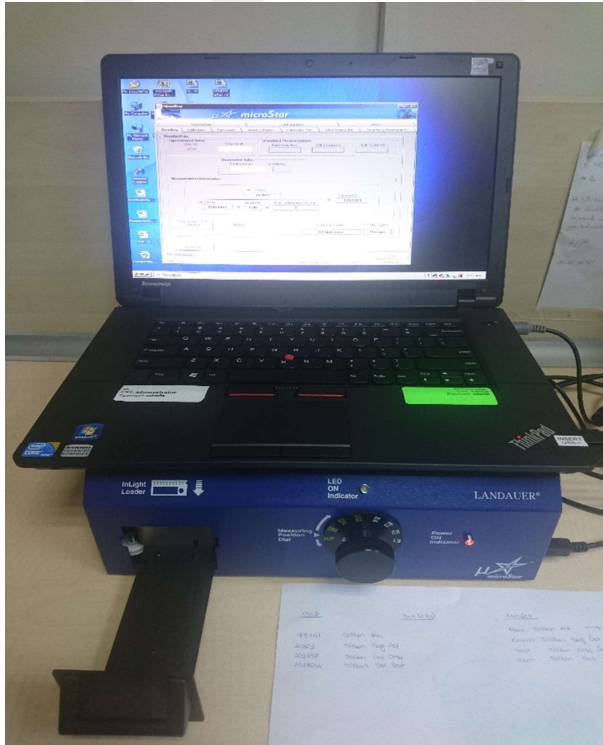
Işınlanmış olan nanodot dozimetrenin tekrar ışınlanabilmesi için $Al_2O_3:C$ kristali içerisindeki tuzaklarda tuzaklanmış olan elektronların tamamen boşaltılması

gerekmektedir. Bu işlem için ışınlanmış olan nanodot dozimetreler 24 saat süre ile mavi led ışık altında bekletilmektedir.

3.1.11 Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu

Epsilon Landauer marka OSL okuyucu Şekil 3.13'de görüldüğü gibi bir bilgisayar, barkod okuyucu ve taşınabilir bir okuyucudan oluşmaktadır. Işınlanmış olan nanodot dozimetre üzerindeki barkod OSL okuyucuda bulunan barkod okuyucu ile okunarak dozimetre okuyucu bölmeye yerleştirilir ve dozimetre üzerine yeşil ışığın düşürülmesi ile doz miktarı bilgisayar ekranından okunur.

Nanodot OSLD'lerin her birinin kalibrasyon faktörü üretici tarafından hesaplanmış olup cihazın yazılımında yüklü olarak bulunmaktadır. Okuyucuda bulunan yazılım doz miktarını kalibrasyon faktörü ile çarparak kullanıcıya vermektedir. Bu nedenle ekstradan herhangi bir işlem yapılmasına gerek kalmadan doz miktarı okunabilmektedir. OSL okuyucu bir nanodot dozimetreyi yaklaşık 13 saniyede okuyabilmektedir.

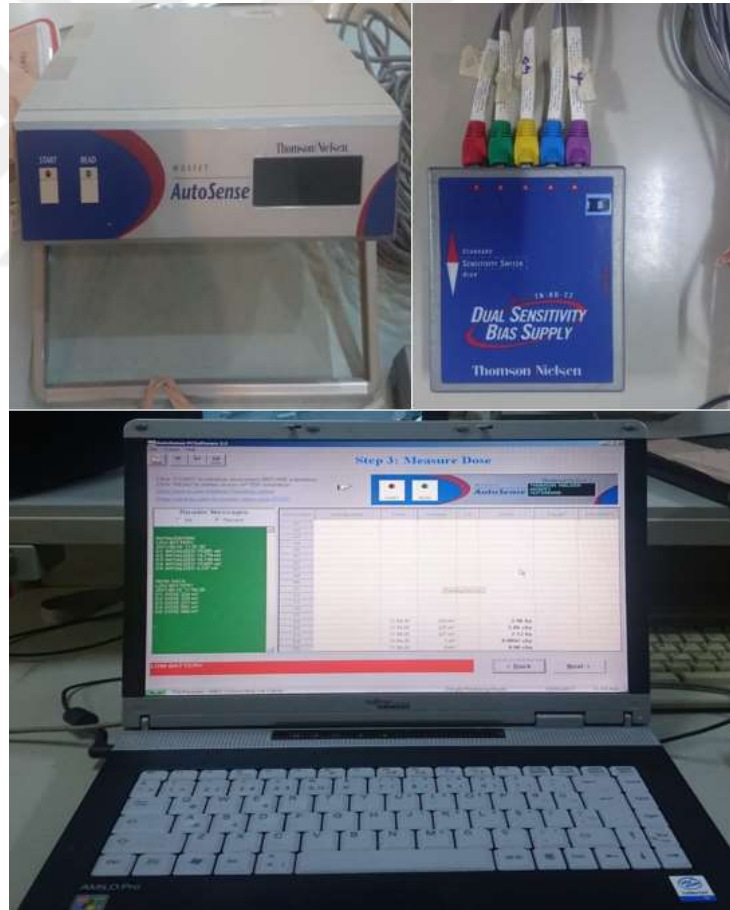


Şekil 3.13 Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu

3.1.12 Thomson/Nielsen MOSFET dozimetre

RT alanında kullanılan Thomson/Nielsen (Best Medical Canada Products) MOSFET dozimetrelerin genel özellikleri:

- Sıcaklık, basınç ve doz hızından bağımsızlardır.
- Aktif bölgenin boyutu 0.2 mm x 0.2 mm'dir.
- Aynı anda 5 farklı bölgede doz ölçümü yapabilme olanağına sahiptir.
- Özel okuyucu yazılımı (AutoSense) vardır.
- Anlık doz okuma özelliğine sahiptir.
- Ömrü 200 Gy'dir.



Şekil 3.14 MOSFET dozimetre sisteminin elemanları

MOSFET dozimetrenin kalibrasyon faktörleri önceden hesaplanmıştır. 6 MV foton, 9 MeV ve 12 MeV elektron enerjileri için, 10 cm kalınlığında katı su fantomu üzerine

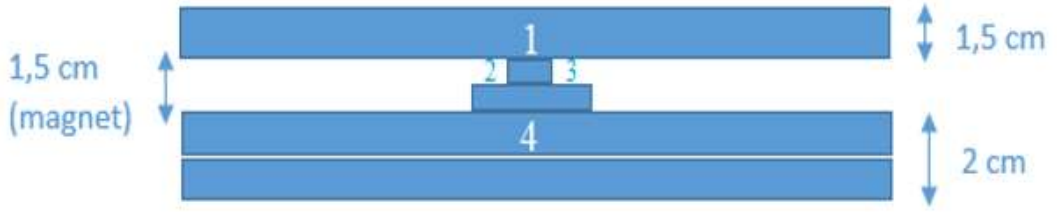
yerleştirilen MOSFET dozimetrelerin üzerine hava kalmasını engellemek amacıyla 1 cm kalınlığında bolus yerleştirilir. Bolus zerine ise 6 MV enerjisi için 4 cm, 9 MeV enerjisi için 1 cm, 12 MeV enerjisi için ise 1.8 cm katı fantom eklenir. Kalibrasyon yapılacak enerjide 100 cGy'de 3 defa işnleme yapılır. AutoSense yazılımı alınan okumaların ortalamasını alarak her bir MOSFET dozimetresi için kalibrasyon faktörünü hesaplar. Hesaplanan kalibrasyon faktörleri AutoSense yazılımında her bir dozimetre için kaydedilir. Bundan sonra yapılan ölçümlerde AutoSense yazılımı okuduğu dozları bu kalibrasyon faktörleri ile çarparak ekrana verir.



3.2 Yöntem

3.2.1 Metalik port ile yapılan ölçümler

Mentor marka TTE içerisinde bulunan Samaryum Kobalt magnet ve paslanmaz çelikten oluşan ve TTE içerisinde çıkarılan metalik portun (Şekil 3.2) tek başına doz dağılımına etkisinin incelenmesi için Şekil 3.15'te görülen set-up uygulanmıştır. Metalik portun üzerine cilt dokusunu oluşturabilmek için 1.5 cm bolus yerleştirilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi metalik portun üst bölgesinde oluşabilecek doz değişimlerini gözlemleyebilmek için 1, 2 ve 3 numaralı bölgelere ve metalik portun hemen altında oluşabilecek doz azalmasını görebilmek için 4 numaralı bölgeye alan merkezine gelecek şekilde OSLD, MOSFET ve gafkromik EBT3 film konulmuştur. Bu ölçümde, meme kanseri tedavilerindeki standart enerji olan 6 MV foton enerjisi kullanılmıştır ve 200 MU ışınlama yapılmıştır. Yapılan ölçümler üç defa tekrar edilmiştir.



Şekil 3.15 Metalik port ile yapılan ölçümlerin set-up görüntüleri

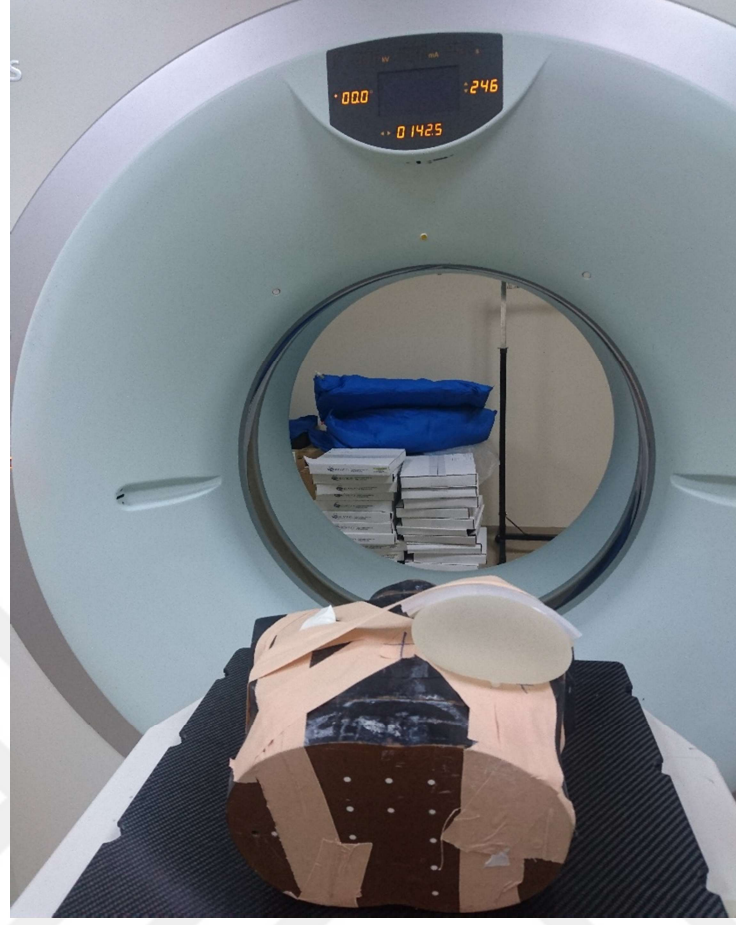
Yapılan ölçümleri karşılaştırmak amacıyla aynı set-up, bir de metalik port olmadan hazırlanmıştır. Metalik port yerine 1.5 cm kalınlığında bolus yerleştirilmiştir. Bolus üzerine ise yine 1.5 cm kalınlığında RW3 katı su fantomu konulmuştur. Bu ölçümde sadece bolusun alt ve üst bölgesine birer tane olmak üzere, tam alan merkezine gelecek şekilde OSLD, MOSFET ve gafkromik EBT3 film yerleştirilmiştir. Ölçümde 6 MV foton enerjisiyle 200 MU ile üç defa ışınlama yapılmıştır.

Yapılan ölçümler sonrası MOSFET ölçümleri anlık olarak; OSLD sonuçları ise Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu yardımıyla ışınlama sonrası okunabilmiştir. EBT3 filmler ise ışınlamadan 24 saat sonra Şekil 3.18'deki kalibrasyon eğrisi kullanılarak VeriSoft programı yardımıyla değerlendirilmiştir.

3.2.2 Geçici doku genişletici ile yapılan ölçümler

Geçici doku genişletici ile alınan ölçümler meme kanseri tedavisindeki standart enerji olan 6 MV foton enerjisinde YART ve 3BKRT tedavi teknikleri kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca, elektron tedavileri için de 9 MeV ve 12 MeV'lik iki farklı elektron enerjisi kullanılmıştır.

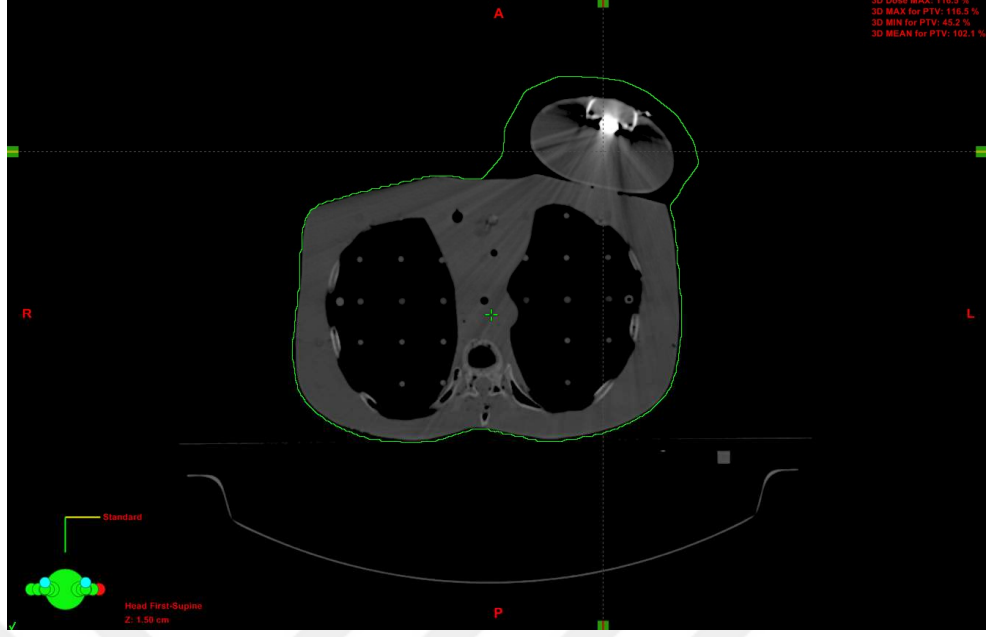
Her bir tedavi tekniği için tedavi planlaması yapılmıştır. Bunun için öncelikle Mentor marka TTE'in içerisine 550 cc serum fizyolojik enjekte edilmiştir (Şekil 3.1). Daha sonra TTE Alderson rando fantom üzerine yerleştirilmiştir. TTE üzerine ise cilt dokusunu temsilen 1.5 cm kalınlığında bolus konmuştur. Üzerinde TTE ve bolus bulunan rando fantomun Siemens Somatom Sensation Open bilgisayarlı tomografi cihazı ile 3 mm kesit kalınlığıyla görüntüsü alınmıştır (Şekil 3.16).



Şekil 3.16 Geçici doku genişleticinin CT görüntülerinin alınması

Bilgisayarlı tomografi cihazında alınan görüntülerde TTE içerisinde bulunan metalik portun oluşturduğu artefakt Şekil 3.17’de gösterilmektedir.

Tedavi planlamasının doğru bir şekilde yapılabilmesi için Eclipse TPS’de metalik portun HU değerinin manuel olarak değiştirilmesi gerekmektedir. Çünkü Eclipse TPS’in tanımlayabildiği maksimum HU değeri 3071 olarak bilinmektedir (Çatlı 2012). Fakat metalik portun içerisinde bulunan Samaryum Kobalt ve paslanmaz çeliğin HU değerleri ve yoğunlukları bu değerden oldukça yüksektir. Bu nedenlerden dolayı planlama yapmaya başlamadan önce metalik port bilgisayarlı tomografi görüntüsünde her kesitte çizilerek HU değeri 12800 olarak değiştirilmiştir.



Şekil 3.17 Geçici doku genişletici içerisindeki metalik portun oluşturduğu artefakt

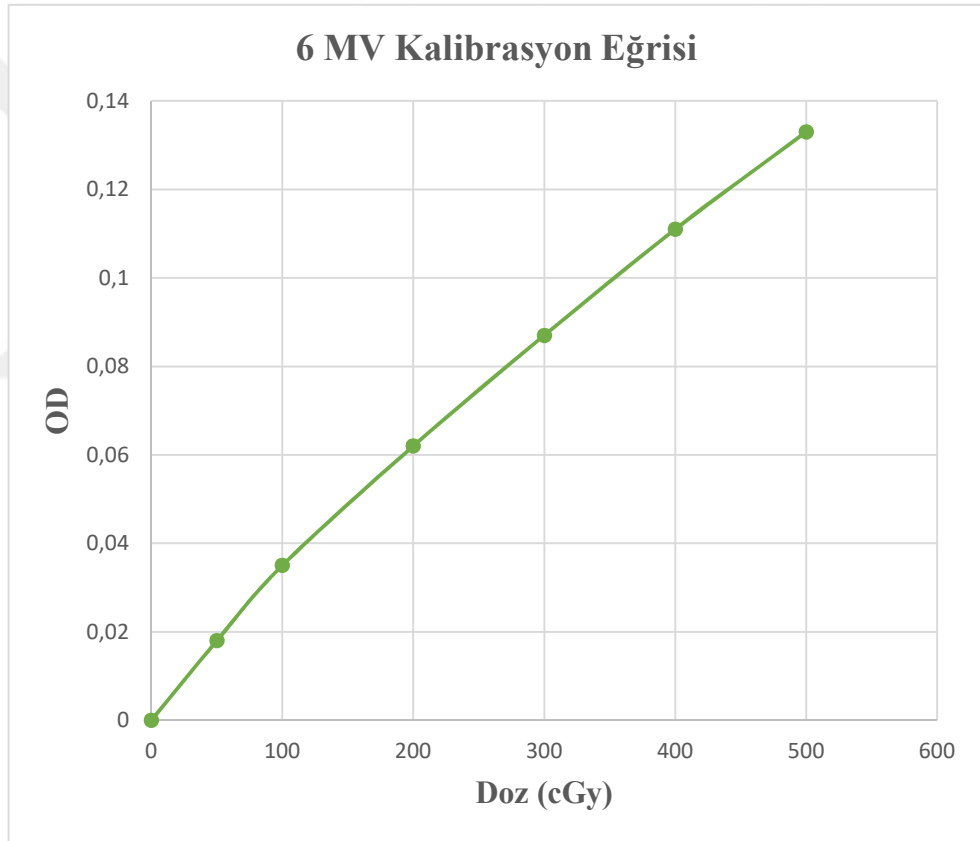
Film Kalibrasyonu:

Film ölçümlerinde film üzerindeki dozun okunabilmesi için optik yoğunluk değerinin doz değerine dönüştürülmesi gerekmektedir. Bunun için ise film kalibrasyonu işlemi yapılmalıdır. Kalibrasyon için $4 \times 4 \text{ cm}^2$ boyutunda ve her enerji için 7'şer adet olmak üzere toplam 21 adet EBT3 gafkromik film kesilmiştir. Filmler 0'dan 6'ya kadar numaralandırılıp üzerlerine yazılmıştır. Üzerinde 0 yazan filmler ışınlanmadan kullanılan filmlerdir. Diğer filmler ise sırasıyla 50, 100, 200, 300, 400 ve 500 cGy'de ışınlanmıştır.

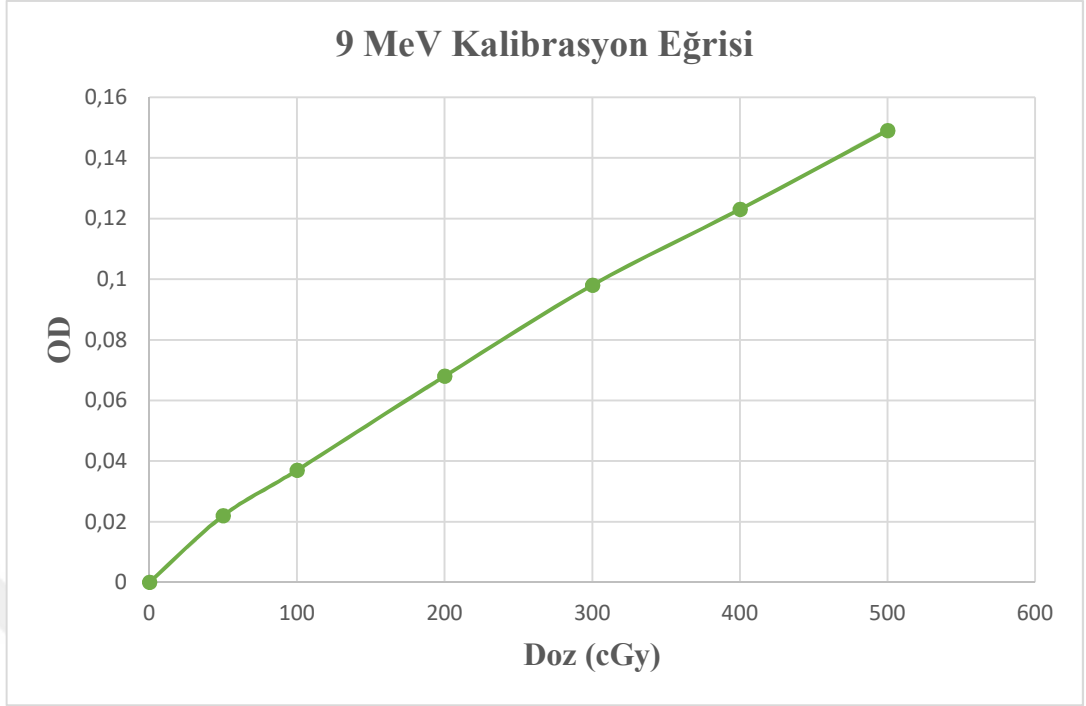
Filmler ışınlanırken RW3 katı su fantomu kullanılmıştır. 6 MV foton enerjisi için ışınlanacak olan film açılan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik alanın merkezinde kalacak şekilde ayarlanmıştır. 6 MV foton enerjisinin d_{max} değeri 1.5 cm olduğu için film üzerine 1.5 cm kalınlığında katı su fantomu eklenerek SSD=100 cm'de ışınlama yapılmıştır. Aynı şekilde 9 MeV ve 12 MeV elektron enerjileri için de sırasıyla 2 cm ve 2.8 cm derinlikte SSD = 100 cm olacak şekilde filmler ışınlanmıştır.

Işınlanan filmler 24 saat sonra Epson Expression 10000 XL model film tarayıcı kullanılarak Epson Scan programı yardımıyla taratılmıştır. Taratılan filmler ImageJ programı yardımıyla kırmızı kanallarına ayrılmıştır.

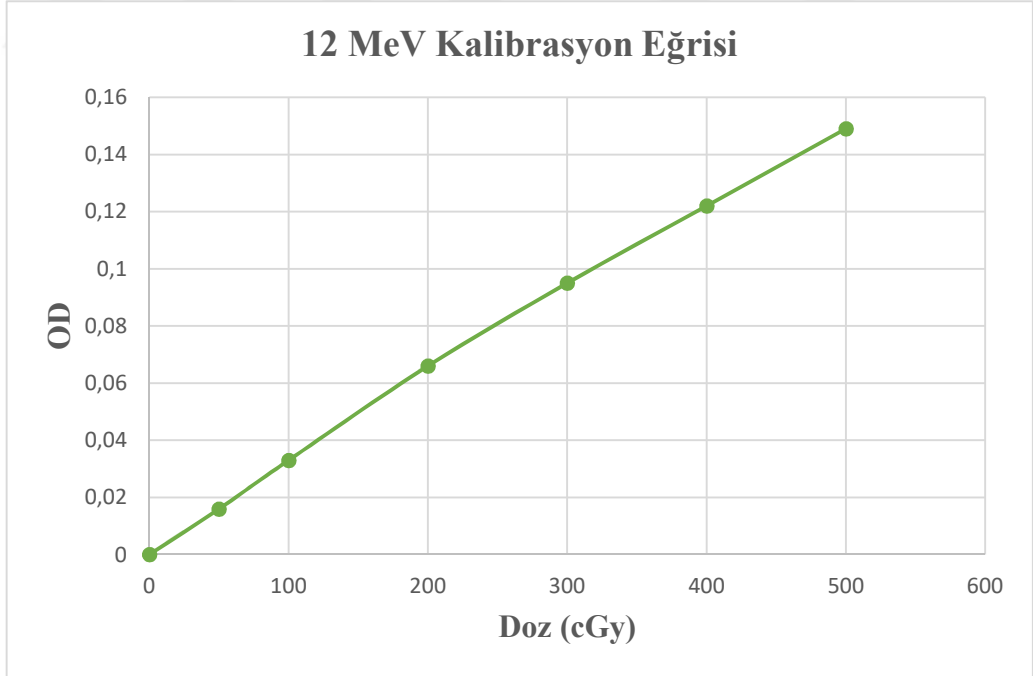
Kalibrasyon eğrisini oluşturabilmek için Mephysto Navigator programı kullanılmıştır. Elde edilen kalibrasyon eğrileri 6 MV, 9 MeV ve 12 MeV enerjileri için aşağıda gösterilmiştir.



Şekil 3.18 6 MV foton enerjisi için film kalibrasyon eğrisi



Şekil 3.19 9 MeV elektron enerjisi için film kalibrasyon eğrisi



Şekil 3.20 12 MeV elektron enerjisi için film kalibrasyon eğrisi

3.2.2.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi tekniği (tanjansiyel alan)

Metalik portun HU değeri değiştirildikten sonra karşılıklı iki tanjansiyel alan açılarak tedavi planlaması Eclipse TPS ile yapılmıştır. Her iki alanda da wedge filtreler kullanılmıştır. Bu planlama 6 MV foton enerjisinde ve SAD = 100 cm için yapılmıştır. Yapılan planlamanın görüntüsü Şekil 3.21’de gösterilmiştir.



Şekil 3.21 Tanjansiyel alan ile 6 MV foton enerjisinde yapılan tedavi planlamasının görüntüsü

Planlama yapıldıktan sonra rando fantom tekrar bilgisayarlı tomografi cihazına götürülerek kaydırma işlemi yapılmıştır. Kaydırma işlemi ile TTE üzerine plan merkezleri işaretlenmiştir. Işınlama yapılmadan önce bu işaretli yerler tedavi cihazındaki lazerlerle kesştirilerek TTE’ın tedavi alanı içerisinde kalması sağlanmıştır.

MOSFET, nanodot OSLD ve 2x4 cm² boyutunda kesilen EBT3 gafkromik filmler silikonun altına, metalik portun hemen üzerine, metalik portun sağ ve sol yanı olmak

üzere 4 farklı bölgeye yerleştirilmiştir. Son olarak TTE üzerine 1.5 cm kalınlığında bolus eklenerek sabitlenmiştir.

Mentor marka TTE yapılan planlamaya göre Şekil 3.22’de görüldüğü gibi 6 MV foton enerjisinde 200 cGy doz verilerek Varian Clinac DHX tedavi cihazında üç defa ışınlanmıştır.



Şekil 3.22 Tanjansiyel alan ile 6 MV foton enerjisinde yapılan tedavi planlamasının set-up görüntüsü

Işınlama sonrası MOSFET ölçümleri anlık olarak; OSLD sonuçları ise Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu yardımıyla ışınlama sonrası hemen okunabilmiştir. EBT3 filmler ise ışınlamadan 24 saat sonra Şekil 3.18'deki kalibrasyon eğrisi kullanılarak VeriSoft programı yardımıyla okunmuştur.

3.2.2.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği

Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği için metalik portun HU değeri değiştirildikten sonra Eclipse TPS'de ters (inverse) planlama tekniği kullanılarak 6 alanlı YART planlaması hazırlanmıştır. Bu planlama da 6 MV foton enerjisinde ve SAD = 100 cm'ye göre yapılmıştır. Yapılan planlamanın görüntüsü Şekil 3.23'de gösterilmiştir.



Şekil 3.23 YART ile 6 MV foton enerjisinde yapılan tedavi planlamanın görüntüsü

MOSFET, nanodot OSLD ve 2x4 cm² boyutunda kesilen EBT3 gafkromik filmler silikonun altına, metalik portun hemen üzerine, metalik portun sağ ve sol yanı olmak üzere 4 farklı bölgeye yerleştirilmiştir. Son olarak TTE üzerine 1.5 cm kalınlığında bolus eklenerek sabitlenmiştir.

Mentor marka TTE yapılan planlamaya göre dinamik IMRT tekniğiyle Şekil 3.24’de görüldüğü gibi 6 MV foton enerjisinde 200 cGy doz verilerek Varian Clinac DHX tedavi cihazında üç defa ışınlanmıştır.

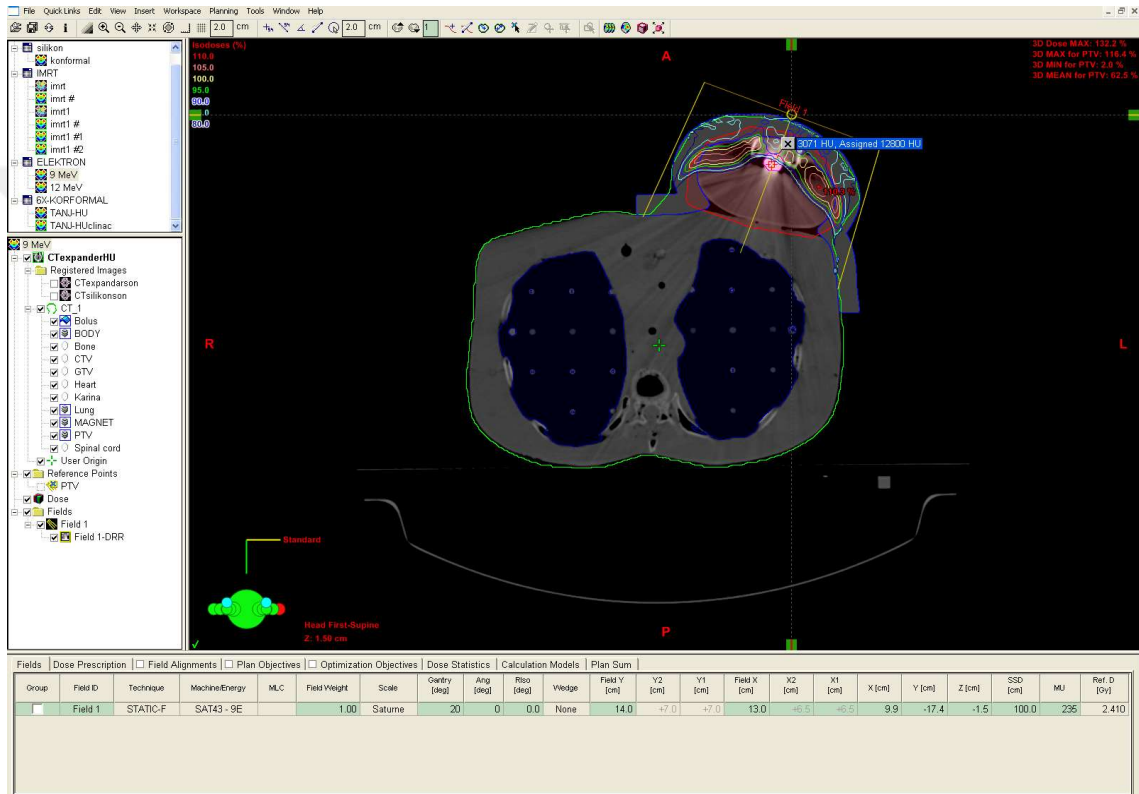


Şekil 3.24 YART ile 6 MV foton enerjisinde yapılan tedavi planlamasının set-up görüntüsü

Işınlama sonrası MOSFET ölçümleri anlık olarak; OSLD sonuçları ise Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu yardımıyla ışınlama sonrası hemen okunabilmiştir. EBT3 filmler ise ışınlamadan 24 saat sonra Şekil 3.18’deki kalibrasyon eğrisi kullanılarak VeriSoft programı yardımıyla okunmuştur.

3.2.2.3 9 MeV elektron boost alan

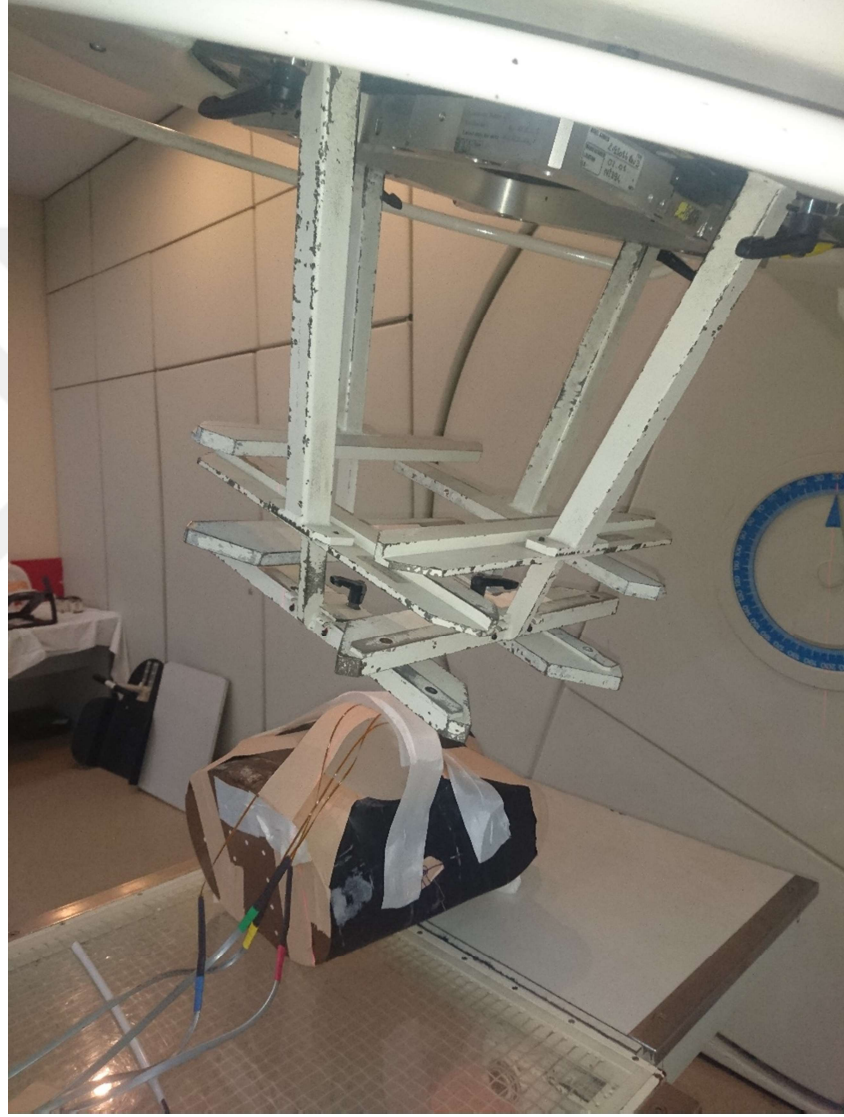
Bazı hastalarda 6 MV foton enerjisi ile yapılan tedaviye ek olarak insizyon skarını elektron boost tedavisi de uygulanabilmektedir. Metalik portun elektron boost tedavisine etkisinin incelenmesi için Şekil 3.25'te görüldüğü gibi 9 MeV elektron enerjisinde SSD = 100 cm'de 200 cGy doz verilecek şekilde tedavi planlaması yapılmıştır.



Şekil 3.25 9 MeV elektron boost alanı ile yapılan tedavi planlamasının görüntüsü

MOSFET, nanodot OSLD ve 2x4 cm² boyutunda kesilen EBT3 gafkromik filmler silikonun altına, metalik portun hemen üzerine, metalik portun sağ ve sol yanı olmak üzere 4 farklı bölgeye yerleştirilmiştir. TTE üzerine 1.5 cm kalınlığında bolus eklenerek sabitlenmiştir. Son olarak TTE üzerindeki işaretlemelere dikkat edilerek metalik portun tedavi alanı içerisinde kalması sağlanmıştır.

Elektron enerjisi kullanılmasından dolayı tedavi cihazına Şekil 3.26’te görüldüğü gibi trimerler takılmıştır. Mentor marka TTE, yapılan planlamaya göre Şekil 3.25’te görüldüğü gibi 9 MeV elektron enerjisinde 200 cGy doz verilerek GE Saturn 43 tedavi cihazında üç defa ışınlanmıştır.



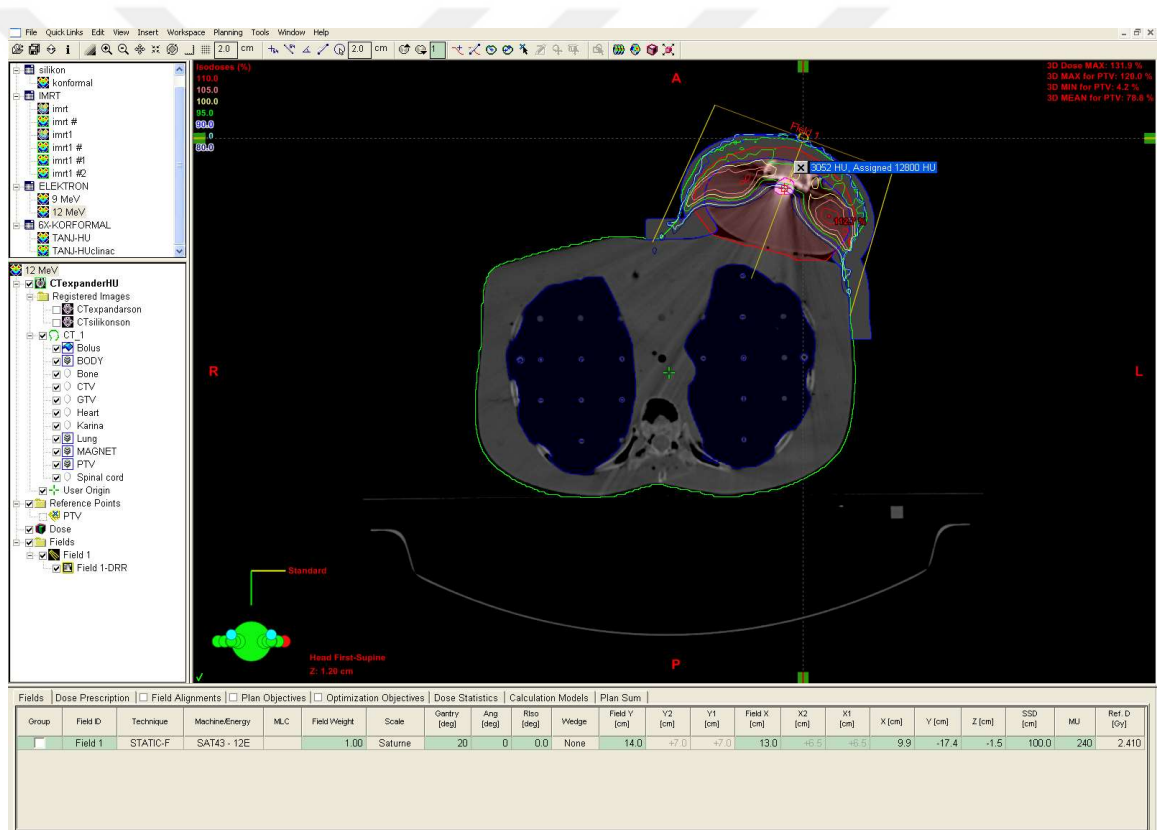
Şekil 3.26 9 MeV elektron boost alanı ile yapılan tedavi planlamasının set-up görüntüsü

Işınlama sonrası MOSFET ölçümleri anlık; OSRD sonuçları ise Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu yardımıyla ışınlama sonrası okunabilmektedir. EBT3

filmler ise ışınlamadan 24 saat sonra Şekil 3.19'deki kalibrasyon eğrisi kullanılarak VeriSoft programı yardımıyla okunmuştur.

3.2.2.4 12 MeV elektron boost alan

Metalik portun elektron boost tedavisine etkisinin incelenmesi için 9 MeV elektron enerjisinin yanı sıra Şekil 3.27'da görüldüğü gibi 12 MeV elektron enerjisinde SSD = 100 cm'de 200 cGy doz verilecek şekilde tedavi planlaması yapılmıştır.

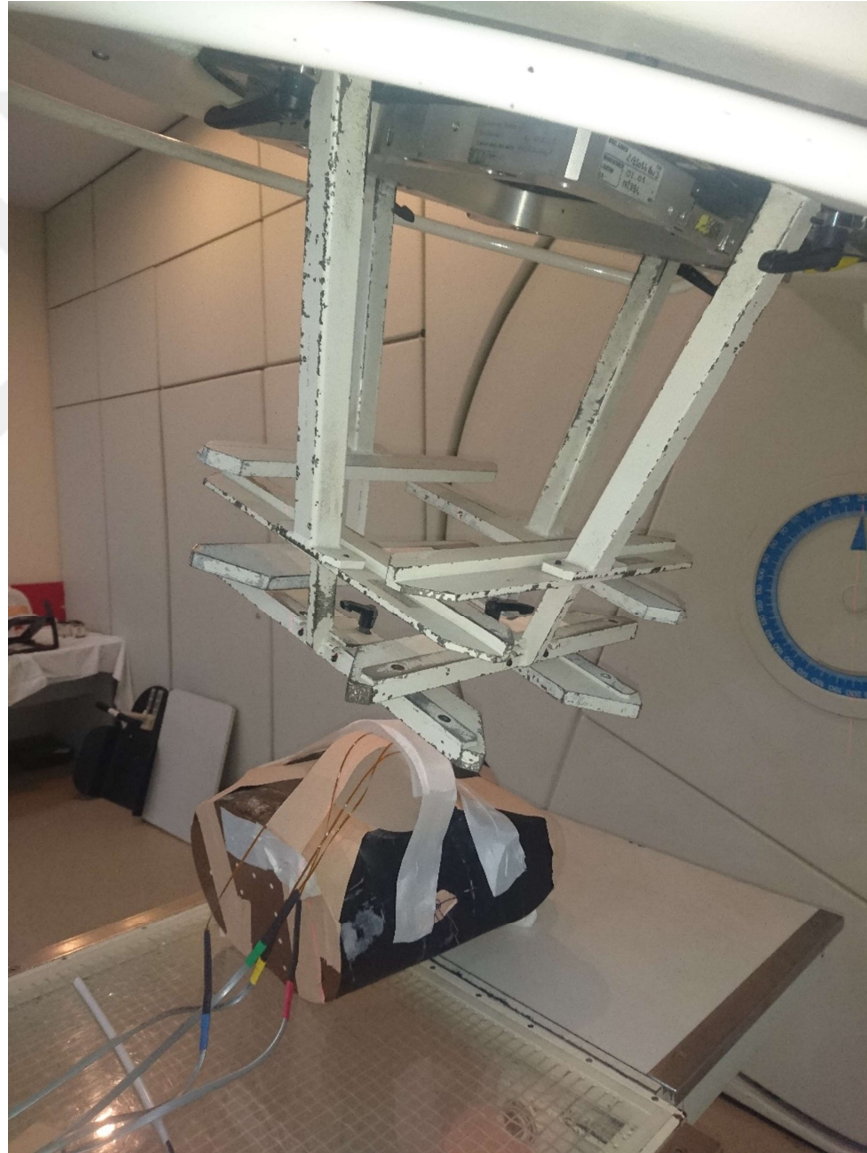


Şekil 3.27 12 MeV elektron boost alanı ile yapılan tedavi planlamasının görüntüsü

MOSFET, nanodot OSLD ve 2x4 cm² boyutunda kesilen EBT3 gafkromik filmler yine silikonun altına, metalik portun hemen üzerine, metalik portun sağ ve sol yanı olmak üzere 4 farklı bölgeye yerleştirilmiştir. TTE üzerine 1.5 cm kalınlığında bolus eklenerek

sabitlenmiştir. Son olarak TTE üzerindeki işaretlemelere dikkat edilerek metalik portun tedavi alanı içerisinde kalması sağlanmıştır.

Burada da yine elektron enerjisi kullanılmasından dolayı tedavi cihazına Şekil 3.28’de görüldüğü gibi trimerler takılmıştır. Mentor marka TTE yapılan planlamaya göre Şekil 3.28’de görüldüğü gibi 12 MeV elektron enerjisinde 200 cGy doz verilerek GE Saturn 43 tedavi cihazında üç defa ışınlanmıştır.



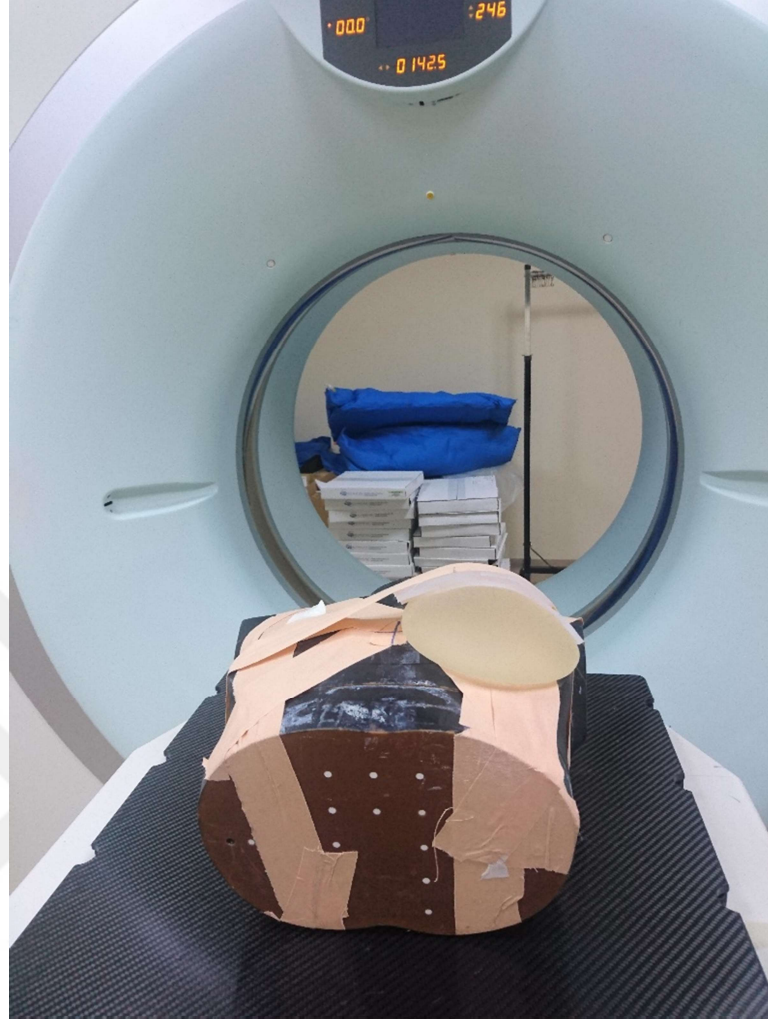
Şekil 3.28 12 MeV elektron boost alanı ile yapılan tedavi planlamasının set-up görüntüsü

İşınlama sonrası MOSFET ölçümleri anlık olarak; OSRD sonuçları ise Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu yardımıyla işınlama sonrası okunabilmiştir. EBT3 filmler ise işınlamadan 24 saat sonra Şekil 3.20'daki kalibrasyon eğrisi kullanılarak VeriSoft programı yardımıyla okunmuştur.

3.2.3 Silikon implant ile yapılan ölçümler

Silikon implant ile her bir tedavi tekniği için planlama yapılmıştır. Bunun için öncelikle Alderson rando fantom üzerinde meme dokusu yerine Şekil 3.4'te gösterilen 550 cc'lik silikon implant yerleştirilmiştir. Silikon implant üzerine cilt dokusunu temsilen 1.5 cm kalınlığında bolus konmuştur. Üzerinde silikon implant ve bolus bulunan rando fantomun Siemens Somatom Sensation Open bilgisayarlı tomografi cihazı ile 3 mm kesit kalınlığıyla Şekil 3.29'da görüldüğü gibi görüntüsü alınmıştır.

Ölçümü yapılacak olan silikon implant içerisinde metalik bir madde bulunmadığından dolayı tedavi planlamaları yapılırken HU değerinde değişiklik yapılmamıştır. Bu kısımda HU değeri değiştirilmeden geriye kalan tüm işlemler geçici doku genişleticili ölçümlerle aynı şekilde tekrar edilmiştir.



Şekil 3.29 Silikon implantın CT görüntülerinin alınması

3.2.3.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi tekniği (tanjansiyel alan)

Öncelikle karşılıklı iki tanjansiyel alan açılarak ve bu alanlara wedge filtreler eklenerek tedavi planlaması hazırlanmıştır. Planlama 6 MV foton enerjisi ve SAD = 100cm'e göre yapılmıştır.

Planlama yapıldıktan sonra rando fantom tekrar bilgisayarlı tomografi cihazına götürülerek kaydırma işlemi yapılmıştır. Kaydırma işlemi ile silikon implant üzerine plan merkezleri işaretlenmiştir. Işınlama yapılmadan önce bu işaretli yerler tedavi cihazındaki lazerlerle kesiştirilerek silikon implantın tedavi alanı içerisinde kalması sağlanmıştır.

Silikon implant üzerine dozimetrelerin doğru bir şekilde yerleştirilebilmesi için, TTE'in üst kısmına yerleştirilen dozimetrelerin konumlarına göre işaretlemeler yapılmıştır. MOSFET, nanodot OSLD ve 2x4 cm² boyutunda kesilen EBT3 gafkromik filmler silikonun altına ve silikonun üzerinde işaretlenmiş olan 3 farklı bölgeye olmak üzere toplamda 4 farklı bölgeye yerleştirilmiştir. Son olarak silikon implant üzerine 1.5 cm kalınlığında bolus eklenerek sabitlenmiştir.

Silikon implant yapılan planlamaya göre 6 MV foton enerjisinde 200 cGy doz verilerek Varian Clinac DHX tedavi cihazında üç defa ışınlanmıştır.

Işınlama sonrası MOSFET ölçümleri anlık olarak; OSLD sonuçları ise Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu yardımıyla ışınlama sonrası hemen okunabilmiştir. EBT3 filmler ise ışınlamadan 24 saat sonra Şekil 3.18'deki kalibrasyon eğrisi kullanılarak VeriSoft programı yardımıyla okunmuştur.

3.2.3.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği

Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği için Eclipse TPS'de ters (inverse) planlama tekniği kullanılarak 6 alanlı YART planlaması hazırlanmıştır. Planlama 6 MV foton enerjisinde ve SAD = 100 cm'ye göre yapılmıştır.

Işınlama yapılmadan önce silikon üzerindeki plan merkezleri dikkate alınarak silikon implantın tedavi alanı içerisinde kalması sağlanmıştır.

MOSFET, nanodot OSLD ve 2x4 cm² boyutunda kesilen EBT3 gafkromik filmler silikonun altına ve bir önceki ölçümde silikonun üzerinde işaretlenmiş olan 3 farklı bölgeye olmak üzere toplamda 4 farklı bölgeye yerleştirilmiştir. Son olarak silikon implant üzerine 1.5 cm kalınlığında bolus eklenerek sabitlenmiştir.

Silikon implant yapılan planlamaya göre dinamik YART tekniğiyle 6 MV foton enerjisinde 200 cGy doz verilerek Varian Clinac DHX tedavi cihazında üç defa ışınlanmıştır.

Işınlama sonrası MOSFET ölçümleri anlık olarak; OSLD sonuçları ise Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu yardımıyla ışınlama sonrası hemen okunabilmiştir. EBT3 filmler ise ışınlamadan 24 saat sonra yine Şekil 3.18'deki kalibrasyon eğrisi kullanılarak VeriSoft programı yardımıyla okunmuştur.

3.2.3.3 9 MeV elektron boost alan

9 MeV elektron boost alanı için SSD = 100 cm'de 200 cGy doz verilecek şekilde tedavi planlaması yapılmıştır.

MOSFET, nanodot OSLD ve 2x4 cm² boyutunda kesilen EBT3 gafkromik filmler silikonun altına ve silikonun üzerinde işaretlenmiş olan 3 farklı bölgeye olmak üzere toplamda 4 farklı bölgeye yerleştirilmiştir. Son olarak silikon implant üzerine 1.5 cm kalınlığında bolus eklenerek sabitlenmiştir.

Işınlama yapılmadan önce silikon üzerindeki plan merkezleri dikkate alınarak silikon implantın tedavi alanı içerisinde kalması sağlanmıştır.

Elektron enerjisi kullanılmasından dolayı tedavi cihazına trimerler takılmıştır. Silikon implant yapılan planlamaya göre 9 MeV elektron enerjisinde 200 cGy doz verilerek GE Saturn 43 tedavi cihazında üç defa ışınlanmıştır.

Işınlama sonrası MOSFET ölçümleri anlık olarak; OSLD sonuçları ise Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu yardımıyla ışınlama sonrası hemen okunabilmiştir. EBT3 filmler ise ışınlamadan 24 saat sonra Şekil 3.19'deki kalibrasyon eğrisi kullanılarak VeriSoft programı yardımıyla okunmuştur.

3.2.3.4 12 MeV elektron boost alan

12 MeV elektron boost alanı için bir önceki planlamada olduğu gibi SSD = 100 cm'de 200 cGy doz verilecek şekilde tedavi planlaması yapılmıştır.

MOSFET, nanodot OSLD ve 2x4 cm² boyutunda kesilen EBT3 gafkromik filmler silikonun altına ve silikonun üzerinde işaretlenmiş olan 3 farklı bölgeye olmak üzere toplamda 4 farklı bölgeye yerleştirilmiştir. Son olarak silikon implant üzerine 1.5 cm kalınlığında bolus eklenerek sabitlenmiştir.

Işınlama yapılmadan önce silikon üzerindeki plan merkezleri dikkate alınarak silikon implantın tedavi alanı içerisinde kalması sağlanmıştır.

Elektron enerjisi kullanılmasından dolayı tedavi cihazına trimerler takılmıştır. Silikon implant yapılan planlamaya göre 12 MeV elektron enerjisinde 200 cGy doz verilerek GE Saturn 43 tedavi cihazında üç defa ışınlanmıştır.

Işınlama sonrası MOSFET ölçümleri anlık olarak; OSLD sonuçları ise Epsilon Landauer Microstar Inlight OSL okuyucu yardımıyla ışınlama sonrası hemen okunabilmiştir. EBT3 filmler ise ışınlamadan 24 saat sonra Şekil 3.20'deki kalibrasyon eğrisi kullanılarak VeriSoft programı yardımıyla okunmuştur.

4. BULGULAR

4.1 Metalik Port Ölçüm Sonuçları

Mentor marka TTE'ın içerisinde çıkarılan metalik port ile yapılan ölçümler her bir dozimetri sistemi için üçer defa tekrar edilmiştir. Yapılan ölçümler sonucu elde edilen verilerin ortalamaları aşağıda verilmiştir.

Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3'e bakıldığında,

- Metalik portun alt kısmında dozda azalma olduğu görülmektedir. Bu azalma oranları; OSLD ile yaklaşık %29.65, MOSFET ile yaklaşık %22.11, film dozimetre ile yaklaşık %27.14 oranında bulunmuştur. En fazla doz azalışı OSLD yöntemi kullanıldığında gözlemlenmiştir.
- Metalik portun üstünde ve sağ yanında dozda genel olarak artış gözlemlenmiştir. En fazla doz artışı metalik portun üzerinde ve OSLD yöntemi kullanıldığında %6.25 olarak bulunmuştur.
- Metalik portun sol yanında ise dozda azalma olduğu gözlemlenmiştir. Dozdaki azalma oranları; OSLD ile yaklaşık %3.52, MOSFET ile yaklaşık %2.49, film dozimetre ile yaklaşık %1.99 olarak bulunmuştur. En fazla doz azalışı OSLD yöntemi kullanıldığında gözlemlenmiştir.

4.1.1 OSLD ölçüm sonuçları

Metalik port ile yapılan ölçümlerde OSLD'lerden elde edilen sonuçların ortalaması ve metalik port ile alınan ölçümlerle metalik port olmadan alınan ölçümler arasındaki farklar Çizelge 4.1'deki gibidir.

Çizelge 4.1 Metalik port için OSLD verileri

KONUM	DOZ, cGy		
	METALİK PORT VAR	METALİK PORT YOK	% FARK
ÖN TEK ALAN			
Metalik port altı	140	199	-29.65
Metalik port üstü	204	192	+6.25
Metalik port sağ yan	200	198	+1.01
Metalik port sol yan	192	199	-3.52

OSLD ile önden tek alan ile yapılan ölçümlerde metalik portun altında dozda %29.65'lik bir azalma olduğu görülmektedir. Metalik portun hemen üzerinde ve sağ yan bölgesinde dozda sırasıyla %6.25 ve %1.01'lik artış görülürken sol yan bölgesinde %3.52'lik bir azalma saptandı.

4.1.2 MOSFET ölçüm sonuçları

Metalik port ile yapılan ölçümlerde MOSFET'lerden elde edilen sonuçların ortalaması ve metalik port ile alınan ölçümlerle metalik port olmadan alınan ölçümler arasındaki yüzde farklar Çizelge 4.2'deki gibidir.

Çizelge 4.2 Metalik port için MOSFET verileri

KONUM	DOZ, cGy		
	METALİK PORT VAR	METALİK PORT YOK	% FARK
ÖN TEK ALAN			
Metalik port altı	155	199	-22.11
Metalik port üstü	200	194	+3.09
Metalik port sağ yan	195	199	-2.01
Metalik port sol yan	196	201	-2.49

Önden tek alan açıldığında MOSFET ile yapılan ölçümlerde metalik portun altında %22.11 gibi büyük bir doz azalışı görülmektedir. Metalik portun üzerinde %3.09'luk bir artış gözlemlenirken metalik portun sağ ve sol yanında sırasıyla %2.01 ve %2.49'luk doz azalışı gözlemlenmiştir.

4.1.3 Film dozimetri ölçüm sonuçları

Metalik port ile yapılan ölçümlerde EBT3 radyokromik film dozimetreler ile elde edilen sonuçların ortalaması ve metalik port ile alınan ölçümlerle metalik port olmadan alınan ölçümler arasındaki farklar Çizelge 4.3'deki gibidir.

Çizelge 4.3 Metalik port için film dozimetri verileri

KONUM	DOZ, cGy		
	METALİK PORT VAR	METALİK PORT YOK	% FARK
ÖN TEK ALAN			
Metalik port altı	145	199	-27.14
Metalik port üstü	202	198	+2.02
Metalik port sağ yan	200	196	+2.04
Metalik port sol yan	197	201	-1.99

Önden tek alan açıldığında EBT3 film ile yapılan ölçümlerde metalik portun altında %27.14 gibi büyük bir doz azalışı görülmektedir. Metalik portun üzerinde dozda %2.02'lik, sağ yanında ise %2.04'lük bir artış gözlemlenirken metalik portun sol yanında %1.99'luk doz azalışı gözlemlenmiştir.

4.2 Geçici Doku Genişletici Bulunan ve Bulunmayan Ölçümlerin Sonuçları

Yapılan ölçümler her bir dozimetri sistemi için üçer defa tekrarlanmıştır. Yapılan ölçümlerin sonuçlarının ortalamaları aşağıda verilmiştir.

TTE ile yapılan ölçümler metalik portun bulunduğu ölçümler, silikon implant ile yapılan ölçümler ise metalik portun bulunmadığı ölçümler olarak ele alınmıştır.

3BKRT ve YART planlamaları sonrası yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlara göre metalik portun üst bölgesinde,

- 6 MV foton enerjisi kullanılan konformal ve YART tedavi tekniklerinde genel olarak doz artışı olduğu gözlemlenmiştir. Konformal teknikte en fazla doz artışı % 4.48 ile planlama verilerinden alınırken, YART tekniğinde ise en fazla doz artışı %5.45 ile EBT3 film yöntemi kullanıldığında alınmıştır.
- 9 MeV ve 12 MeV elektron boost tekniklerinde ise farklı ölçüm yöntemleri ile doz artışı olduğu gözlemlenmiştir. 9 MeV elektron boost tekniğinde en fazla doz artışı %12.63 olarak EBT3 film yönteminde, 12 MeV elektron boost tekniğinde en fazla doz artışı ise %10.66 olarak OSLD yönteminde elde edilmiştir. Planlama verilerinde ise 9 MeV’de maksimum %6.15 ile doz azalışı, 12 MeV’de ise maksimum %3.52 ile doz artışı gözlemlenmiştir.

Yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlara göre metalik portun (silikonun) altında,

- 6 MV foton enerjisinde konformal teknikte dozda artış gözlemlenirken, YART tekniğinde dozda azalış olduğu gözlemlenmiştir. Konformal teknikte en fazla doz artışı %4.00 olarak planlama verisinden elde edilmiştir. YART tekniğinde ise en fazla doz azalışı %3.03 olarak OSLD yönteminden elde edilmiştir. Fakat YART tekniğinde planlama verilerinde %1.00’lük bir artış görülmektedir.
- 9 MeV ve 12 MeV elektron boost tekniği kullanıldığında ise tüm ölçüm yöntemlerinde ve planlama verilerinde doz sıfır olarak okunmuştur.

4.2.1 OSLD ölçüm sonuçları

TTE bulunan ve bulunmayan (silikon implantlı) ölçümlere ait OSLD sonuçları ve aralarındaki yüzde farklar Çizelge 4.4’te gösterilmektedir.

Çizelge 4.4 OSLD verileri

KONUM	DOZ, cGy		
	METALİK PORT VAR	METALİK PORT YOK	% FARK
Konformal (Tanjansiyel Alan)			
Metalik port üstü	203	199	+2.01
Metalik port sağ yan	205	197	+4.06
Metalik port sol yan	201	195	+3.08
Silikon altı	202	198	+2.02
YART			
Metalik port üstü	199	199	0.00
Metalik port sağ yan	192	197	-2.54
Metalik port sol yan	201	196	+2.55
Silikon altı	192	198	-3.03
9 MeV elektron boost			
Metalik port üstü	211	199	+6.03
Metalik port sağ yan	211	198	+6.57
Metalik port sol yan	210	197	+6.60
Silikon altı	0	0	0.00
12 MeV elektron boost			
Metalik port üstü	217	199	+9.05
Metalik port sağ yan	214	198	+8.08
Metalik port sol yan	218	197	+10.66
Silikon altı	0	0	0.00

Tanjansiyel plan ile yapılan ölçümlerde TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde, sağ yanında, sol yanında ve silikonun altında sırasıyla %2.01, %4.06, %3.08 ve %2.02'lik doz artışı gözlemlenmiştir.

YART planı ile yapılan ölçümlerde TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde dozda değişim olmadığı görülmektedir. Metalik portun sağ yanında dozda %2.54'lük azalış, sol yanında %2.55'lik artış ve silikonun altında %3.03'lük doz azalımı gözlemlenmiştir.

9 MeV elektron boost planlaması ile yapılan ölçümlere bakıldığında TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde, sağ yanında ve sol yanında sırasıyla %6.03, %6.57 ve %6.60'lık doz artışı gözlemlenmiştir. Silikonun altındaki bölgeye ise doz geçişi olmayarak dozda değişim görülmemiştir.

12 MeV elektron boost planlaması ile yapılan ölçümlere bakıldığında TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde, sağ yanında ve sol yanında sırasıyla %9.05, %8.08 ve %10.66'lık doz artışı gözlemlenmiştir. Silikonun altındaki bölgeye ise doz geçişi olmayarak dozda değişim görülmemiştir.

4.2.2 MOSFET ölçüm sonuçları

TTE bulunan ve bulunmayan (silikon implantlı) ölçümlere ait MOSFET sonuçları ve aralarındaki yüzde farklar Çizelge 4.5'te gösterilmektedir.

Çizelge 4.5 MOSFET verileri

KONUM	DOZ, cGy		% FARK
	METALİK PORT VAR	METALİK PORT YOK	
Konformal (Tanjansiyel Alan)			
Metalik port üstü	206	201	+2.49
Metalik port sağ yan	199	201	-1.00
Metalik port sol yan	203	202	+0.50
Silikon altı	202	200	+1.00
YART			
Metalik port üstü	196	201	-2.49
Metalik port sağ yan	206	201	+2.49
Metalik port sol yan	204	202	+0.99
Silikon altı	196	200	-2.00
9 MeV elektron boost			
Metalik port üstü	206	201	+2.49
Metalik port sağ yan	206	201	+2.49
Metalik port sol yan	212	202	+4.95
Silikon altı	0	0	0.00
12 MeV elektron boost			
Metalik port üstü	205	201	+1.99
Metalik port sağ yan	209	201	+3.98
Metalik port sol yan	210	202	+3.96
Silikon altı	0	0	0.00

Tanjansiyel plan ile yapılan ölçümlerde TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde %2.49'luk doz artışı, metalik portun sağ yanında %1.00'lık doz azalışı, metalik

portun sol yanında %0.50'lik doz artışı, silikonun altında ise %1.00'lik doz artışı gözlemlenmiştir.

YART planı ile yapılan ölçümlerde TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde %2.49'luk doz azalışı, metalik portun sağ yanında %2.49'luk doz artışı, metalik portun sol yanında %0.99'luk doz artışı, silikonun altında ise %2.00'lik doz azalışı gözlemlenmiştir.

9 MeV elektron boost planlaması ile yapılan ölçümlere bakıldığında TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde ve sağ yanında %2.49'luk doz artışı, metalik portun sol yanında %4.95'lik doz artışı gözlemlenmiştir. Silikonun altındaki bölgeye ise doz geçişi olmayarak dozda değişim görülmemiştir.

12 MeV elektron boost planlaması ile yapılan ölçümlere bakıldığında TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde, sağ yanında ve sol yanında sırasıyla %1.99, %3.98 ve %3.96'lık doz artışı gözlemlenmiştir. Silikonun altındaki bölgeye ise doz geçişi olmayarak dozda değişim görülmemiştir.

4.2.3 EBT3 film ölçüm sonuçları

TTE bulunan ve bulunmayan (silikon implantlı) ölçümlere ait EBT3 film dozimetri sonuçları ve aralarındaki yüzde farklar Çizelge 4.6'da gösterilmektedir.

Çizelge 4.6 EBT3 film dozimetri verileri

KONUM	DOZ, cGy		% FARK
	METALİK PORT VAR	METALİK PORT YOK	
Konformal (Tanjansiyel Alan)			
Metalik port üstü	212	203	+4.43
Metalik port sağ yan	200	208	-3.85
Metalik port sol yan	197	205	-3.90
Silikon altı	217	209	+3.82
YART			
Metalik port üstü	213	202	+5.45
Metalik port sağ yan	203	199	+2.01
Metalik port sol yan	210	205	+2.44
Silikon altı	201	205	-1.95
9 MeV elektron boost			
Metalik port üstü	220	197	+11.68
Metalik port sağ yan	200	199	+0.50
Metalik port sol yan	214	190	+12.63
Silikon altı	0	0	0.00
12 MeV elektron boost			
Metalik port üstü	219	198	+10.61
Metalik port sağ yan	213	210	+1.43
Metalik port sol yan	210	205	+2.44
Silikon altı	0	0	0.00

Tanjansiyel plan ile yapılan ölçümlerde TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde %4.43'lük doz artışı, metalik portun sağ yanında %3.85'lik doz azalışı, metalik portun sol yanında %3.90'lık doz azalışı, silikonun altında ise %3.82'lik doz artışı gözlemlenmiştir.

YART planı ile yapılan ölçümlerde TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde %5.45'lik doz artışı, metalik portun sağ yanında %2.01'lik doz artışı, metalik portun sol yanında %2.44'lük doz artışı, silikonun altında ise %1.95'lik doz azalışı gözlemlenmiştir.

9 MeV elektron boost planlaması ile yapılan ölçümlere bakıldığında TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde, sağ ve sol yanında sırasıyla %11.68, %0.50 ve %12.63 oranında doz artışı gözlemlenmiştir. Silikonun altındaki bölgeye ise doz geçişi olmadığından dozda değişim görülmemiştir.

12 MeV elektron boost planlaması ile yapılan ölçümlere bakıldığında TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde, sağ yanında ve sol yanında sırasıyla %10.61, %1.43 ve %2.44'lük doz artışı gözlemlenmiştir. Silikonun altındaki bölgeye ise doz geçişi olmadığından dozda değişim görülmemiştir.

4.2.4 Planlama sonuçları

Eclipse TPS'den elde edilen, TTE bulunan ve bulunmayan (silikon implantlı) ölçümlere ait planlama verileri ve aralarındaki yüzde farklar Çizelge 4.7'de gösterilmektedir.

Çizelge 4.7 Planlama verileri

KONUM	DOZ, cGy		
	METALİK PORT VAR	METALİK PORT YOK	% FARK
Konformal (Tanjansiyel Alan)			
Metalik port üstü	210	201	+4.48
Metalik port sağ yan	206	201	+2.49
Metalik port sol yan	209	202	+3.47
Silikon altı	208	200	+4.00
YART			
Metalik port üstü	210	201	+4.48
Metalik port sağ yan	211	201	+4.98
Metalik port sol yan	209	202	+3.47
Silikon altı	202	200	+1.00
9 MeV elektron boost			
Metalik port üstü	189	200	-5.50
Metalik port sağ yan	183	195	-6.15
Metalik port sol yan	187	198	-5.56
Silikon altı	0	0	0.00
12 MeV elektron boost			
Metalik port üstü	206	199	+3.52
Metalik port sağ yan	203	198	+2.53
Metalik port sol yan	195	202	-3.47
Silikon altı	0	0	0.00

Tanjansiyel plan verilerinde TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde, sağ yanında, sol yanında ve silikonun altında sırasıyla %4.48, %2.49, %3.47 ve %4.00'lik doz artışı söz konusudur.

YART planı verilerinde TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde %4.48'lik doz artışı, metalik portun sağ yanında %4.98'lik doz artışı, metalik portun sol yanında %3.47'lik doz artışı, silikonun altında ise %1.00'lik doz artışı gözlemlenmiştir.

9 MeV elektron boost planlaması ile yapılan ölçümlere bakıldığında TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde, sağ ve sol yanında sırasıyla %5.50, %6.15 ve %5.56 oranında doz azalışı söz konusudur. Silikonun altındaki bölgeye ise doz geçişi olmayarak dozda değişim görülmemiştir.

12 MeV elektron boost planlaması ile yapılan ölçümlere bakıldığında TTE'in bulunduğu durumda, metalik portun üzerinde ve sağ yanında sırasıyla %3.52 ve %2.53'lük doz artışı gözlemlenmiştir. Metalik portun sol yanında %3.47'lik doz azalışı olduğu görülmektedir. Silikonun altındaki bölgeye ise doz geçişi olmayarak dozda değişim görülmemiştir.

4.2.5 Planlama tekniklerine göre sonuçların karşılaştırılması

TTE ile yapılan ölçümlerde metalik portun etrafında ki dozların silikon implant ile yapılan ölçümlere göre farkları yüzde olarak aşağıdaki çizelgede gösterilmiştir.

Çizelge 4.8 Metalik portun üst bölgesindeki dozdaki % farklar

	OSLD	EBT3 Film	MOSFET	Planlama
Konformal	+2.01	+4.43	+2.49	+4.48
YART	0	+5.45	- 2.49	+4.48
9 MeV elektron boost	+6.03	+11.68	+2.49	-5.50
12 MeV elektron boost	+9.05	+10.61	+1.99	+3.52

Çizelge 4.8'e bakıldığında metalik portun üst bölgesinde genel olarak doz artışı olduğu görülmektedir.

Konformal planlamada tüm ölçüm yöntemlerinde ve planlama verisinde doz artışı olduğu görülmektedir. En fazla doz artışının ise planlama verisinden elde edildiği görülmektedir.

YART planlamasında EBT3 film ölçümünde ve planlama verisinde dozda artış, MOSFET ölçümünde ise azalış görülmektedir. En fazla doz artışı EBT3 film ölçümünden elde edilmiştir. OSLD ile alınan ölçümde ise dozda değişiklik görülmemektedir.

9 MeV elektron boost planlamasında tüm ölçüm yöntemlerinde dozda artış, planlama verisinde ise azalış görülmektedir. En fazla doz artışı EBT3 film ölçümünden elde edilmiştir.

12 MeV elektron boost planlamasında tüm ölçüm yöntemlerinde ve planlama verisinde dozda artış olduğu görülmektedir. En fazla doz artışı ise EBT3 film ölçümünden elde edilmiştir.

Çizelge 4.9 Metalik portun sağ yan bölgesindeki dozdaki % farklar

	OSLD	EBT3 Film	MOSFET	Planlama
Konformal	+4.06	-3.85	-1.00	+2.49
YART	-2.54	+2.01	+2.49	+4.98
9 MeV elektron boost	+6.57	+0.50	+2.49	-6.15
12 MeV elektron boost	+8.08	+1.43	+3.98	+2.53

Çizelge 4.9'a bakıldığında metalik portun sağ yan bölgesinde genel olarak doz artışı olduğu görülmektedir.

Konformal planlamada OSLD ölçümünde ve planlama verisinde dozda artış olduğu görülmektedir. En fazla doz artışı OSLD ölçümünden elde edilmiştir. EBT3 film ve MOSFET ölçümlerinde ise dozda azalış olduğu görülmektedir. En fazla doz azalışı ise EBT3 film ile elde edilmiştir.

YART planlamasında OSLD ölçümünde dozda azalış, diğer ölçüm yöntemlerinde ve planlama verisinde ise dozda artış olduğu görülmektedir. En fazla doz artışının planlama verisinden elde edildiği görülmektedir.

9 MeV elektron boost planlamasında tüm ölçüm yöntemlerinde dozda artış, planlama verisinde ise azalış görülmektedir. En fazla doz artışının OSLD ölçümünden elde edildiği görülmektedir.

12 MeV elektron boost planlamasında ise tüm ölçüm yöntemleri ve planlama verisinde dozda artış olduğu görülmektedir. En fazla doz artışının OSLD ölçümünden elde edildiği görülmektedir.

Çizelge 4.10 Metalik portun sol yan bölgesindeki dozdaki % farklar

	OSLD	EBT3 Film	MOSFET	Planlama
Konformal	+3.08	-3.90	+0.50	+3.47
YART	+2.55	+2.44	+0.99	+3.47
9 MeV elektron boost	+6.60	+12.63	+4.95	-5.56
12 MeV elektron boost	+10.66	+2.44	+3.96	-3.47

Çizelge 4.10'a bakıldığında metalik portun sol yan bölgesinde genel olarak doz artışının olduğu görülmektedir.

Konformal planlamasında OSLD ve MOSFET ölçümleri ile planlama verisinde dozda artış, EBT3 film ölçümünde ise azalış olduğu görülmektedir. En fazla doz artışı planlama verisinden elde edilmiştir.

YART planlamasında tüm ölçüm yöntemleri ve planlama verisinde dozda artış olduğu görülmektedir. En fazla doz artışı planlama verisinden elde edilmiştir.

9 MeV elektron boost planlamasında tüm ölçüm yöntemlerinde dozda artış, planlama verisinde ise azalış olduğu görülmektedir. En fazla doz artışı EBT3 film ölçümünden elde edilmiştir.

12 MeV elektron boost planlamalarında ise tüm ölçüm yöntemlerinde dozda artış, planlama verisinde ise azalış olduğu görülmektedir. En fazla doz artışı OSLD ölçümünden elde edilmiştir.

Çizelge 4.11 Silikonun alt bölgesindeki dozdaki % farklar

	OSLD	EBT3 Film	MOSFET	Planlama
Konformal	+2.02	+3.82	+1.00	+4.00
YART	-3.03	-1.95	-2.00	+1.00
9 MeV elektron boost	0	0	0	0
12 MeV elektron boost	0	0	0	0

Çizelge 4.11'e bakıldığında silikonun alt bölgesinde farklı sonuçlar elde edilmiştir.

Konformal planlamada farklı ölçüm yöntemlerinde ve planlama verisinde dozda artış olduğu görülmektedir. En fazla doz artışı ise planlama verisinden elde edilmiştir.

YART planlamasında tüm ölçüm yöntemlerinde dozda azalış görülürken planlamadan alınan veride artış görülmektedir. En fazla doz azalışı OSLD ölçümünden elde edilmiştir.

9 MeV ve 12 MeV elektron boost planlamalarında ise bütün ölçüm yöntemlerinde ve planlama verisinde dozlarda değişiklik olmadığı görülmektedir.

Çizelge 4.12 Metalik port üzerindeki ölçümlerde dozimetrik sistemlerin birbirleriyle kıyaslanması

	Konformal %Fark	YART %Fark	9 MeV %Fark	12 MeV %Fark
OSLD ve MOSFET	-0.24	+2.49	+0.59	+0.78
OSLD ve EBT3 Film	-1.20	-5.45	-0.94	-0.17
MOSFET ve EBT3 Film	-0.78	+3.19	-3.69	-4.33

Yukarıdaki tabloda metalik portun üzerinde yapılan ölçümler için dozimetrik yöntemlerin karşılaştırılması görülmektedir. Dozimetrik sistemler arası ölçüm farklarının en fazla YART tedavi tekniğinde olduğu en az ise konformal teknikte olduğu saptanmıştır. OS LD ile MOSFET yöntemleri arasındaki farkın en fazla %2.49'a çıktığı görülmektedir. OS LD ile EBT3 gafkromik film arasındaki farkın da en fazla %5.45'e çıktığı görülmektedir. Son olarak MOSFET ile EBT3 gafkromik film yöntemleri arasındaki farkın ise en fazla %4.33'e çıktığı görülmektedir. Bu sonuçlara göre en az ölçüm farklılığı OS LD ile MOSFET yöntemleri arasından elde edilirken en fazla ölçüm farklılığı OS LD ile EBT3 gafkromik film yöntemleri arasından elde edilmiştir.

5.TARTIŞMA VE SONUÇ

TTE içerisinde çıkarılan metalik port ile yaptığımız ölçümlerde OSLD, Mosfet ve EBT3 gafkromik filmler ile elde edilen sonuçların literatürle uyumlu olduğu ancak dozimetrelerin çevresel faktörlerden etkilenerek değişiklik göstermesi nedeniyle ölçüm sonuçları arasında farklılıklar izlendiği görülmektedir. 6 MV foton enerjisi ve önden tek alan ışınlaması ile farklı dozimetrik yöntemlerle elde edilen ölçümler sonucunda en büyük doz değişikliğinin metalik portun alt kısmında olduğu saptanmıştır. Dozdaki azalma en fazla OSLD yöntemi kullanıldığında gözlemlenmiştir ve %29.65 olarak bulunmuştur. Metalik portun üst ve sağ yan bölgesinde ise dozda artış gözlenmiştir. Metalik portun üzerindeki doz artışı %6.25 olarak en fazla OSLD yöntemi kullanıldığında, sağ yan bölgesinde doz artışı %2.04 olarak en fazla EBT3 film yöntemi kullanıldığında elde edilmiştir. Metalik portun sol yan bölgesinde ise dozda azalma olduğu saptanmıştır ve OSLD yöntemi kullanıldığında bu oran %3.52 olarak bulunmuştur. Moni vd.'nin çalışmasında (2004) McGhan marka TTE içerisinde çıkarılan metalik port su fantomu içerisine yerleştirilerek TLD ile ölçümler alınmıştır. Çalışmada, 6 MV foton enerjisi kullanılarak önden ve yandan tek alan ışınlaması yapılmıştır. Önden tek alan ışınlaması sonucunda metalik portun alt kısmında %25'lik bir doz azalması saptanmıştır. Asena vd.'nin (2015a) çalışmasında ise metalik port TTE içerisinde çıkarılmadan ışınlama yapılmıştır ve metalik portun her bir bileşeninin doz profilleri elde edilmiştir. Mentor marka TTE, CIRS IMRT Toraks fantomu üzerine yerleştirilmiştir. 6 MV foton enerjisiyle önden tek alandan ışınlanma yapılmıştır. EBT2 film ile alınan ölçümler sonucunda elde edilen doz profillerinde neodimyum magnetin altında dozda %19'luk azalma olduğu belirtilmiştir. Damast vd.'nin (2006) yaptıkları çalışmada McGhan marka TTE içerisinde çıkarılan metalik port katı su fantomu üzerine konularak, su fantomunun içerisine yerleştirilmiştir. 6 MV ve 15 MV foton enerjisi kullanarak 50 MU'da yaptıkları ölçümde metalik portun 2.2 cm arkasında Kodak X-Omat V film ile dozda sırasıyla %22 ve %16 oranında azalma gözlemlenmiştir. Thomson vd. (2005) ise McGhan marka TTE içerisinde çıkarılan metalik port ile 6 MV foton enerjisi kullanarak su fantomu içerisinde yaptıkları çalışmada silikon diyot dedektör ile magnetin hemen arkasında %9, magnetin 1 cm arkasında ise %5.2 oranında azalma gözlemlenmiştir. Literatürdeki ölçüm sonuçlarının

değişiklik gösterme sebebinin farklı planlama ve ölçüm teknikleri olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda metalik portun alt bölgesinde ölçülen %29.65'lik doz azalması, dozimetrik protokollerin öngördüğü dozdaki değişim miktarının (%5) oldukça üzerinde bulunmuştur. Metalik portun üst bölgesinde ölçülen %6.25'lik doz artışı, bu sınırın biraz üzerinde kalmaktadır. Metalik portun sol yan bölgesinden elde edilen %3.52'lik doz azalmasının ve sağ yan bölgesinden elde edilen %2.04'lük doz artışının ise dozimetrik protokollerin öngördüğü dozdaki değişim miktarının içerisinde kaldığı görülmektedir. Elde edilen sonuçlar yorumlandığında, özellikle önden verilen tek alanlı bir tedavide metalik portu oluşturan Samaryum Kobalt magnet ve paslanmaz çeliğin doz geçişini önemli ölçüde engelleyebildiği gösterilmiştir. Pratikte dozdaki azalma TTE içerisinde kalacağı için klinik açıdan göz ardı edilebilir. Ancak elde edilen sonuçlar metalik portun tek başına radyasyonla etkileşiminin anlaşılması açısından önemlidir. Bunun yanı sıra metalik portun saçılmalardan dolayı cilt dozunu bir miktar artıracak da öngörülmektedir. Bu nedenden dolayı önden direkt alan ışınlamalarından kaçınılması gerekmektedir. Direk ışınlama yapılması gereken hastalarda hassas dozimetrik yöntemlerin kullanılarak cilt dozunun hesaplanması doğru bir tedavi planlaması açısından önemlidir.

Metalik port çıkarılmadan serum fizyolojik ile doldurulmuş TTE'in, RT esnasında doz dağılımını hangi ölçüde etkilediğini saptayabilmek için metalik portun olmadığı silikon implant ile karşılaştırma yapılmıştır. Literatürde yapılan çalışmalarda silikon implant içerisinde bulunan silikon jelin doz dağılımını etkilemediği ve doku gibi davrandığı gösterilmiştir (Shedbalkar vd. 1980, Piontek vd. 1980, McGinley vd. 1980, Klein ve Kuske 1993, Çatlı 2012). Ayrıca TTE içerisinde bulunan serum fizyolojik ve silikon implantın içerisinde bulunan silikon jelin yoğunlukları birbirine çok yakın olup aralarında %0.035 gibi çok az bir fark bulunmaktadır. Madde yoğunluklarının benzer olması nedeniyle her iki maddenin radyasyona karşı benzer etkileşim gösterdiği kabul edilmektedir. Bu nedenden dolayı TTE ile karşılaştırma yapmak için silikon implantın kullanılmasının uygun olacağı düşünülmüştür. Çalışmamızda planlama esnasında farklılığın en aza indirgenmesi amacıyla hacimleri aynı olan 550 cc serum fizyolojik enjekte edilmiş Mentor marka TTE ve 550 cc jel dolgulı silikon implant kullanılmıştır.

TTE bulunan ve bulunmayan ölçümlerden elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde metalik portun üstünde, sağ ve sol yanındaki doz artışı konformal teknikte %4.48'dir ve dozimetrik protokollerin öngördüğü dozdaki değişim miktarının (%5) altındadır. YART tekniğindeki doz artışı ise (%5.45) bu sınırı bir miktar aşmaktadır. Fakat YART tekniğindeki doz artışının, hata payı yüksek olan film dozimetri yöntemi ile elde edildiği göz önünde bulundurulmalıdır. Metalik portun/silikonun altındaki doz değişimlerine bakıldığında ise; konformal teknikte doz artışı gözlenirken, YART tekniğinde dozda azalma olduğu gözlemlenmiştir. Konformal teknikte en fazla doz artışı %4.00 olarak planlama verisinden elde edilmiştir ve dozimetrik protokollerin öngördüğü dozdaki değişim miktarının altında bulunmuştur. YART tekniğinde ise konformal tekniğe kıyasla dozda azalma saptanmıştır. Dozda en fazla azalma %3.03 olarak OSLD yönteminden elde edilmiştir ve bu oran dozimetrik protokollerin öngördüğü dozdaki değişim miktarının altındadır. YART tekniğinde 6 alan kullanıldığı ve bu alanlardan 1 tanesi karşıdan açıldığı için silikon altındaki dozda azalma olduğu düşünülmüştür. 9 ve 12 MeV elektron ile direk önden yapılan planlamada, metalik portun üzerindeki ve sağ ve sol yanındaki doz artışları özellikle 12 MEV elektron enerjisi ile %12'lere varmaktadır ve dozimetrik protokollerin öngördüğü dozdaki değişim oranı olan %5'i fazlasıyla aşmaktadır. Elektronların daha fazla saçılması nedeniyle port üzerinde doz artışı olduğu düşünülmektedir. Metalik portun altındaki doz ise sıfır olarak okunmuştur. Elektronun giriciliğinin az olmasından dolayı silikon altındaki dokuya elektronlar ulaşamamaktadır. Sonuç olarak, insizyon skarına ek doz verilmesi gereken durumlarda, elektron enerjisi kullanılarak yapılan boost tedavilerinde cilt dozu oldukça artmaktadır. TTE ile yapılacak olan tedavilerde bu durum göz önünde bulundurularak planlama yapılması önerilmektedir.

TTE'in doz dağılımına etkisini inceleyen çalışmada (Strang vd. 2013) 600 cc serum fizyolojik enjektörde edilmiş TTE ve 600 cc jel dolgulu silikon implant kullanılmıştır. 3BKRT tekniğiyle 6 MV, 18 MV, 9 MeV ve 12 MeV enerjilerinde ışınlama yapılarak TLD ile ölçümler alınmıştır. 6 MV foton enerjisi ile yaptıkları ölçümlerde dozda azalma metalik port üzerinde %1.05, metalik portun yanında %0.44, metalik portun altında ise %0.20 olarak bulunmuştur. 18 MV foton enerjisi ile yaptıkları ölçümlerde ise metalik portun üzerinde dozda %2.48 artış, metalik portun yanında %2.14 azalma, metalik portun altında ise dozda %0.62 artış gözlenmiştir. Aynı çalışmada 9 MeV

elektron enerjisi kullanarak yaptıkları ölçümde, metalik port üzerindeki dozda %1.22, metalik portun yanında ise %1.48 artış; 12 MeV elektron enerjisi kullanarak yaptıkları ölçümde, metalik port üzerindeki dozda %0.85, metalik portun yanındaki dozda ise %4.64 artış olduğu gözlenmiştir. Asena vd.'nin (2015a) Mentor marka TTE (400 cc) ile toraks fantomunda, 3BKRT tekniğini kullanarak yaptıkları çalışmada 6 MV foton enerjisinde EBT2 film ile alınan ölçümlerde metalik portun altında %20'lik bir doz azalımı olduğu belirtilmiştir. Yapmış oldukları bir diğer çalışmada ise Mentor marka TTE ile 6 MV foton enerjisinde 3BKRT'den farklı olarak YART tedavi tekniği kullanılmıştır ve EBT2 film ile ölçüm yapılmıştır. Metalik portun alt bölgesinde YART tekniği ile %25 doz azalımı olduğu saptanmıştır. Trombetta vd. (2015) yapmış oldukları çalışmada, kendilerinin yapmış olduğu jelatin/agar meme fantomu içerisine metalik port yerleştirmişlerdir. 3BKRT tekniği ile 6 MV foton enerjisinde EBT2 film ile alınan ölçümlerde metalik portun altında dozda %10'luk bir azalma olduğu, planlama verilerinde ise Monte Carlo yöntemi ile dozda %3'ten az azalma olduğu belirtilmiştir. Literatürde metalik portun yan bölgelerindeki doz değişimlerinin incelendiği bir çalışma bulunmadığından karşılaştırma yapılamamıştır.

Literatürdeki verilerin hem kendi içerisinde hem de çalışmamızdaki sonuçlarla farklılık göstermesinin en önemli sebebinin farklı dozimetrik yöntemlerin kullanılması olduğu düşünülmektedir. Dozimetrik yöntemlerden özellikle EBT3 film ile ölçüm sonuçlarındaki farklılıklarının, MOSFET ve OSLD sonuçlarına oranla daha yüksek olduğu görülmektedir. Çünkü katı hal yapıdaki bu pasif dozimetre; sıcaklık, basınç ve nem gibi ölçüm ortamının fiziksel niceliklerinden diğer dozimetrelere oranla daha çok etkilenmektedir. Literatürde doz okumadaki hata payı OSLD kullanımında ± 2 ile ± 5 arasında, MOSFET kullanımında ± 8 civarında iken, film dozimetre kullanımında bu hata oranı ± 15 gibi daha yüksek oranlara çıkmaktadır (Girard vd. 2012, Sharma ve Jursinic 2013, Trattner vd. 2017, Lometti 2011). Girard vd. (2012) film dozimetrelere için optik yoğunluktaki değişikliğin kırmızı kanalda sıcaklıkta 1 °C değişim olduğunda %0.15 olduğunu ve %80-%20 arasındaki bağıl nem varyasyonlarının %15'e kadar hatalara neden olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda kullanılan dozimetrik yöntemlerin karşılaştırılması Çizelge 4.12'de görüldüğü gibidir. OSLD ve MOSFET'ler arası ölçüm farklılıklarının çok az olduğu görülmektedir. Buradan OSLD ve MOSFET sistemlerinin radyasyona karşı duyarlılıklarının literatüre uygun şekilde birbirine yakın olduğu

görülmektedir (Sharma ve Jursinic 2013, Trattner vd. 2017). Literatürde EBT3 gafkromik filmlerin doz okumadaki hata payının diğer iki yönteme göre daha yüksek olması nedeniyle EBT3 film ile diğer iki yöntem arasındaki farkın daha yüksek çıktığı görülmektedir (Girard vd. 2012). Bu sebeple TTE ışınlaması yapılırken, gafkromik filmlerden daha hassas ölçüm yapabilen nanodot OSRD veya MOSFET kullanılması, iki dozimetrik yöntem içerisinde seçim yapılacaksa da MOSFET'e göre daha hassas ölçüm yapabilen nanodot OSRD'lerin kullanılması önerilebilir.

Farklı dozimetrik yöntemler ile planlama verileri karşılaştırıldığında ise; konformal, YART ve elektron boost teknikleri için TPS'den elde edilen doz farklılıklarının ölçüm yöntemlerinden elde edilen doz farklılıklarına göre daha az olduğu görülmektedir. Yani klinikte metalik portun neden olduğu doz farklılıkları TPS'de saptanabilmekle beraber in vivo yöntemlerde doz farklılıkları çok daha yüksek oranda olmaktadır. Bu nedenle TTE ışınlamalarında bu durumun dikkate alınarak tedavi planlaması yapılması; tedavi sırasında birkaç fraksiyonda in vivo ölçümlerin yapılması ve metalik portun neden olduğu dozdaki değişimlerin hesaplanması daha doğru ve güvenilir bir tedavi için uygun olacaktır.

Sonuç olarak; postmastektomi RT alacak olan meme kanserli hastalarda meme dokusu yerine, içerisinde Samaryum Kobalt magnet ve paslanmaz çelik koruyucu bulunduran metalik port içeren bir TTE bulunması halinde; 6 MV enerjili foton kullanılarak yapılan konformal ve YART tedavilerinde, tedaviyi etkileyen önemli bir doz değişimi olmadığı ortaya konmuştur. Metalik port TTE'in içerisindeyken ışınlandığından metalik port etrafındaki doz değişimi TTE'in sınırları içerisinde kalarak cilt veya derialtı dokusuna ulaşmamaktadır. Bu şekilde bir sonuç elde edilebilmesi için, TTE içerisindeki metalik portun hangi malzemeden yapıldığının öğrenilmesi ve tedavi planlama sistemine metalik portun tanıtılması, yani HU değerinin değiştirilmesi önerilir. Çünkü metalik port, CT görüntülerinde artefakta neden olmaktadır. Bu artefaktlar metalik portun etrafında yüksek ve düşük yoğunluklu bölgeler oluşturarak gerçek boyutunu ve şeklini değiştirebilmektedir. Bu da TPS tarafından metalik portun yanlış bir şekilde algılanmasına ve HU değerinin yanlış hesaplanmasına yol açmaktadır. HU değerinin yanlış hesaplanması da planlama sisteminin doz hesabını yanlış yapmasına neden olmaktadır. Bu nedenle metalik port bütün kesit görüntülerinde manuel olarak

tanımlanmalıdır. Bu şekilde yapılan tedavi planlaması ile postmastektomi RT alan hastalarda hem konformal hem de YART tedavi teknikleri güvenle kullanılabilir. Çalışmada kullanılan önden tek alan foton tedavisi rutinde kliniklerde kullanılmadığından dozda görülen azalmanın tedaviyi etkilemede herhangi bir rolü olmadığı sonucuna varılmıştır. Çünkü günlük rutinde tanjansiyel tedavi alanları ya da YART tekniği kullanılmaktadır. 9 MeV ve özellikle 12 MeV elektron boost tedavisi direkt ön alandan uygulandığında ise cilt dokusunda doz artışı olduğu saptanmıştır. Şayet hastanın insizyon skarına elektron boost tedavisi uygulanacaksa 9 MeV enerjili elektronların kullanılması ve bu doz artışlarının dikkate alınarak tedavi planlaması yapılması rasyonel olabilir. İlaveten insizyon skarı elektron boost tedavisi uygulanan hastalarda tedavi planlaması yapılmadan önce metalik port planlama sistemine tanıtılarak daha güvenli planlama yapılabilir. Elektron boost tedavilerinde, TPS'ten elde edilen doz değişikliklerinin in vivo yöntemlere göre çok daha az olduğu; bu nedenle tedavinin ilk fraksiyonunda OSLD veya MOSFET gibi daha hassas dozimetrik yöntemlerle in vivo ölçümlerin yapılması ve metalik portun neden olduğu dozdaki değişimlerin hesaplanması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

- Akdeniz, Y. 2016. Kullanıcı Tecrübesi: Gafkromik Film Dozimetresi. Medfizonline Dergisi, 22-25.
- Anacak, Y. 2010. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Tıbbi Radyofizik Kursu Notları. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği. Ankara.
- Anonymous. 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students. International Atomic Energy Agency, 657, Vienna.
- Asena, A., Kairn, T., Crowe, SB. and Trapp, JV. 2015a. Establishing The Impact of Temporary Tissue Expanders on Electron and Photon Beam Dose Distributions. Physica Medica, 31:281-285.
- Asena, A., Kairn, T., Crowe, SB. and Trapp, JV. 2015b. Photon Beam Dose Distributions For Patients With Implanted Temporary Tissue Expanders. Journal of Physics: Conference Series, 573-012062.
- Barrett, A., Dobbs, J., Morris, S. and Roques, T. 2009. Practical Radiotherapy Planning, 4th Edition. Hodder Arnold an Hachette UK Company, 468, London.
- Beyzadeoğlu, M. ve Ebruli, C. 2008. Temel Radyasyon Onkolojisi. GATA Basımevi, 550, Ankara.
- Bloemen, E. 2009. In Vivo Dosimetry Using MOSFET Detectors in Radiotherapy. Datawyse, 168, Maastricht.
- Casanova, BV., Pasquino, M., Russo, G., Grosso, P., Cante, D., Sciacero, P., Girelli, G., La Porta, MR. and Tofani, S. 2013. Dosimetric Characterization and Use of Gafchromic EBT3 Film for IMRT Dose Verification. The Journal of Applied Clinical Medical Physics, 14(2):4111.
- Çatlı, S. 2012. İnsan Vücuduna Yerleştirilen Biyomalzemelerin Radyoterapideki Doz Dağılımına Etkisinin Monte Carlo Yöntemiyle Ve Dozimetrik Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Dam, JV and Marinello, G. 2006. Methods For In Vivo Dosimetry In External Radiotherapy. Estro, 79, Brussels.
- Damast, S., Beal, K., Ballangrud, A., Losasso, TJ., Cordeiro, PG., Disa, JJ., Hong, L. and McCormick, BL. 2006. Do Metallic Ports in Tissue Expanders Affect Postmastectomy Radiation Delivery? International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 66(1):305-10.

Garipağaoğlu, M., Aydın, G., Göksel, EO., Karagüler, Z. ve Bilge, H. 2015. Temel ve Klinik Radyoterapi. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Yayınları, 451, İstanbul.

Girard, F., Bouchard, H. and Lacroix, F. 2012. Reference Dosimetry Using Radiochromic Film. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 13(6):3994.

http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf Erişim Tarihi: 15.02.2017

<http://www.mentorwllc.com/global-us/Breast.aspx> Erişim Tarihi: 20.09.2016

<http://www.turkcerrahi.com/makaleler/meme/meme-anatomisi/> Erişim Tarihi: 20.04.2017

ICRU Report 29. 1978. Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons. The International Commission on Radiation Units and Measurements.

ICRU Report 50. 1993. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.

ICRU Report 62. 1999. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). The International Commission on Radiation Units and Measurements.

Khan, FM., 2003. The Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition (Eds: Pine J, Standen M, Kairis LR, Boyce T). Lippincott Williams & Wilkins, 3-105, Philadelphia.

Klein, EE. and Kuske, RR. 1993. Changes in Photon Dose Distributions Due to Breast Prosthesis. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 25: 541-54.

Lewis, D., Micke, A., Yu, X. and Chan, MF. 2012. An Efficient Protocol for Radiochromic Film Dosimetry Combining Calibration and Measurement in a Single Scan. Medical Physics, 39(10):6339-50.

Lometti, M. 2011. Transitioning from TLD to OSLD for In-Vivo Measurements. University of California San Francisco Helen Diller Comprehensive Cancer Center sunum notları.

Martin, JE. 2013. Physics for Radiation Protection 3rd Edition. Wiley-VCH Verlag & Co. KGaA, 659, Weinheim.

McGinley, PH., Powell, WR. and Bostwick, J. 1980. Dosimetry of a Silicone Breast Prosthesis. Radiology, 135: 223-224.

- Moni, J., Graves-Ditman, M., Cederna, P., Griffith, K., Kraueger, E., Fraass, B. and Pierce, L. 2004. Dosimetry Around Metallic Ports In Tissue Expanders In Patients Receiving Postmastectomy Radiation Therapy: An Ex Vivo Evaluation. *Medical Dosimetry*, 29:49-54.
- Okay, S., Demir, B. ve Öztaş, A. 2013. Radyoterapi Işınlarnın Kalite Kontrolünde Yarı İletken Diyot ve Silindirik İyon Odası Performanslarının Karşılaştırılması. *SDU Journal of Science*, 8(2):151-162.
- Perez, CA., Halperin, EC., Wazer, DA. and Brady, LW. 2013. *Perez & Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*. Wolters Kluwer, 2269, Philadelphia.
- Piontek, RW., Kenneth, R. and Kase, D. 1980. Radiation Transmission Study of Silicone Elastomer for Mammary Prosthesis. *Radiology*, 136: 505-507.
- Sharma, R. and Jursinic, PA. 2013. In Vivo Measurements for High Dose Rate Brachytherapy with Optically Stimulated Luminescent Dosimeters. *Medical Physics*, 40(7):071730.
- Shedbalkar, AR., Devata, A. and Padanilam, T. 1980. A Study of Effects of Radiation on Silicone Prostheses. *Plast. Reconstr. Surg.*, 65: 805-810.
- Stanton, R and Stinson, D. 1992. *An Introduction to Radiation Oncology Physics*. Medical Physics Publishing, 371, Madison.
- Strang, B., Murphy, K., Seal, S. and Cin, AD. 2013. Does The Presence Of An Implant Including Expander With Internal Port Alter Radiation Dose? An Ex Vivo Model. *Can J Plast Surg*, 21:37-40.
- Tavlayan, E., Olacak, N. ve Anacak, Y. 2011. Beyin Tümörlerinin Radyoterapi Planlamasında, BT ve MRG Görüntü Eşleştirilmesinin Hedef Volüm Belirlenmesine ve Doz Dağılımına Etkisi. *Türk Onkoloji Dergisi*, 26(2):67-75.
- Thompson, RCA. and Morgan, AM. 2005. Investigation into Dosimetric Effect of a MAGNA-SITE™ Tissue Expander on Post-Mastectomy Radiotherapy. *American Association of Physicists in Medicine*, 32(6Part1):1640-1646.
- Trattner, S., Prinsen, P., Wiegert, J., Gerland, EL., Shefer, E., Morton, T., Thompson, CM., Yagil, Y., Cheng, B., Jambawalikar, S., Al-Senan, R., Amurao, M., Halliburton, SS. and Einstein, AJ. 2017. Calibration and Error Analysis of Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor Dosimeters for Computed Tomography Radiation Dosimetry. *Medical Physics*.
- Trombetta, D., Cardoso, S., Alves, V., Facure, A., Batista, DVS. and Silva, AX. 2015. Evaluation of the Radiotherapy Treatment Planning in the

Presence of a Magnetic Valve Tissue Expander. PLoS ONE, 10(2): e0117548.

Videtic, G. and Vassil, A. 2011. Handbook of Treatment Planning in Radiation Oncology. Demos Medical Publishing, 236, New York.

Yedekçi, F. 2013. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniğinde İn Vivo Dozimetri İçin Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi (EPID) Ve Diyot Dedektörlerin Kullanılması. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Seval CİBİCELİ

Doğum Tarihi : 11.09.1988

Doğum Yeri : Malatya

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Diller : İngilizce, İspanyolca

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Elbistan Anadolu Lisesi (2006)

Lisans : Ankara Üniversitesi/Fizik Mühendisliği (2011)

Yüksek lisans : Ankara Üniversitesi/Nükleer Bilimler Enstitüsü (2018)

Çalıştığı Kurum ve Yıl

SeCUBE ARGE Bilişim Mühendislik ve Ticaret Ltd. Şti. (2014-2015)