



**T. C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**MEME KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE 3 BOYUTLU BİLGİSAYARLI
PLANLAMA VE DOZİMETRİK SÜRECİN RANDOFANTOM ÜZERİNDE
TERMOLÜMİNESANS DOZİMETRİ İLE KONTROLÜ**

Abdullah YEŞİL

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Bursa-2009



**T. C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**MEME KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE 3 BOYUTLU BİLGİSAYARLI
PLANLAMA VE DOZİMETRİK SÜRECİN RANDOFANTOM ÜZERİNDE
TERMOLÜMİNESANS DOZİMETRİ İLE KONTROLÜ**

Abdullah YEŞİL

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Danışman: Doç. Dr. Lütfi ÖZKAN

Bursa-2009

Sağlık Bilimleri Enstitüsü M¼d¼rl¼đ¼ne,

Bu tez, j¼rimiz tarafından y¼ksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Adı ve Soyadı İmza

Tez Danışmanı Doç.Dr. L¼tfi ÖZKAN

¼ye Prof. Dr. G¼kay KAYNAK

¼ye Doç.Dr. L¼tfi ÖZKAN

¼ye Doç.Dr. Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŐ

Bu tez, Enstit¼ Y¼netim Kurulunun tarih,
sayılı toplantısında alınan numaralı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr.G¼rsel S¼NMEZ
Sağlık Bilimleri Enstit¼ M¼d¼r¼

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	i
ÖZET	iii
SUMMARY	v
1 GİRİŞ.....	1
2 GENEL BİLGİLER.....	2
2.1 Meme Anatomisi	2
2.2 Meme Kanseri Tedavi Yöntemleri	3
2.2.1 Cerrahi Yöntemler	3
2.2.2 Radyoterapi Yöntemleri	4
2.2.3 Sistemik Tedavi Yöntemleri.....	4
2.3 Meme Radyoterapisi.....	4
2.4 Meme Radyoterapisinde Tedavi Dozları.....	5
2.5 Meme Radyoterapisinde Işınlama Teknikleri.....	5
2.6 Meme Bölgesinde Homojen Işınlamanın Sağlanması.....	5
2.7 İn-Vivo Dozimetri	6
2.7.1 Film Dozimetrisi.....	6
2.7.2 Diyot Dozimetri	7
2.7.3 İyon Odaları.....	8
2.7.4 Yarıiletken Dedektörler	9
2.7.5 Mosfet.....	10
2.7.6 Jel Dozimetri	10
2.7.7 Termolüminesans Dozimetri	11
3 GEREÇ ve YÖNTEM	15
3.1 Araç ve Gereçler	15
3.1.1 Co-60 Teleterapi Cihazı.....	15
3.1.2 Lineer Hızlandırıcılar	15
3.1.3 Alderson Randofantom.....	16
3.1.4 LiF Termolüminesans Dozimetri	17
3.1.5 TLD Okuyucu.....	17
3.1.6 TLD Fırını	18
3.1.7 Elektrometre	18
3.1.8 İyon Odası	19
3.1.9 Bilgisayarlı Tomografi-Simülator Ünitesi;.....	19
3.1.10 Katı Su Fantomu.....	19

3.1.11	Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi (BTPS);	20
3.1.12	Konvansiyonel Simülatör Cihazı	20
3.2	Yöntem	21
3.2.1	Simülasyon	22
3.2.2	Sol Meme İçin Tanjansiyel-SCF Alanları;	25
3.2.3	Sol Meme İçin Tanjansiyel-SCF ve MI Alanları;	26
3.2.4	Termolüminesans dozimetri (TLD) Kalibrasyonu	27
3.2.5	Lineer Hızlandırıcının Kalibrasyonu ve Işınlama	28
4	BULGULAR	30
4.1	Sol Meme Tanjansiyel-SCF Sonuçları	31
4.2	Sol Meme Tanjansiyel-SCF-Mİ Sonuçları	34
5	TARTIŞMA VE SONUÇ	37
6	KAYNAKLAR	40
	TEŞEKKÜR	44
	ÖZGEÇMİŞ	45

ÖZET

Bu çalışmanın amacı sol meme radyoterapisinde, iki farklı yöntem ile [kaynak-cilt mesafeli (SSD) ve kaynak-eksen mesafeli (SAD)] elde edilen, hedef volüm ve kritik organ dozlarını, birbirleriyle ve 3 boyutlu bilgisayarlı tedavi planlama sisteminden (BTPS) elde edilen verilerle karşılaştırmak ve in-vivo dozimetriyle doz hesaplama algoritmasında kullanılan dozimetrik sürecin kontrolüdür.

Sunulan çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezi'nde bulunan tedavi planlama ve uygulama sistemleri ile dozimetrik ekipman kullanılmıştır. Randofantom üzerinde ölçüm yapılacak noktalara yalancı TLD'ler yerleştirildi ve BT simülatör ile 0,5 cm aralıklarla tomografi kesitleri alındı. Hedef volümler, kritik organlar konturlandı ve BTPS'ye aktarıldı. Meme radyoterapisinde kullanılan alanlar hem SSD hem de SAD tekniği için ayrı ayrı belirlendi. BTPS'den elde edilen dijital radyografilere uygun olarak göğüs duvarı (meme), mamma interna (Mİ) ve supraklavikuler fossa (SCF) alanları konvansiyonel simülatörde randofantom üzerine çizildi. Alınan simülasyon filmleri BTPS'ne aktarılarak kontrol edildi ve nokta doz değerleri hesaplandı. Kalibre edilen TLD'ler randofantom üzerine önceden belirlenen noktalara yerleştirildi. Her teknik için 5'er kez ışınlama yapılarak ölçüm değerlerinin ortalamaları elde edildi. Işınlama öncesinde alanların port filmleri çekilerek simülasyon filmleri ile karşılaştırılıp kontrol edildi. Bu işlemler SSD ve SAD teknikleri için ayrı ayrı yapıldı. Çalışmada hedef hacim ve kritik organ (sol akciğer, kalp ve sağ meme) dozları incelendi. Ayrıca supraklavikuler fossa ve mamma interna ile tanjansiyel alanların bitiştiği bölgelerdeki dozlara bakıldı. BTPS ve ölçülen değerler arasında $\pm\%5$ 'in altındaki değerler kabul edilebilir sınırlar içine alındı.

Üç ve dört alan SSD tekniğiyle hedef volüm (sol meme) içindeki üç noktada BTPS ile hesaplanan doz değerlerinin ortalaması sırasıyla 206.67 cGy ve 209.03 cGy iken, bu noktalarda TLD ile ölçülen dozların ortalaması sırasıyla 208.55 cGy ve 210.78 cGy'dir. Aradaki fark $\%2$ 'in altında olup bu değer SAD tekniğinde de $\%2$ 'in altındaydı. Her iki teknikte de kalp ve akciğer noktalarında ölçülen ve hesaplanan dozlar arasındaki fark $\%5$ 'in altındayken sağ meme cildinde $\%10$ - $\%14$ arasında fark bulundu.

Supraklaviküler alan ile tanjansiyel alanların çakışma düzleminde üç ve dört alan SSD tekniğiyle hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki fark sırasıyla $\%5.91$ ve $\%4.31$ iken SAD tekniğinde bu değerler sırasıyla $\%4.15$ ve $\%3.83$ idi. Mamma interna alanı ile

tanjansiyel alanların çakışma bölgesinde, foton-foton çakışması için SSD ve SAD tekniklerinde saptanan farklar sırasıyla %8.64 ve %7.5, foton-elektron çakışması için SSD ve SAD teknikleriyle saptanan farklar ise %3.36 ve %2'dir. Üç ve dört alan tekniklerinde santral aks üzerinde elde edilen giriş-çıkış dozları için, hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki fark da %5'in altında idi.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar tedavi planlama sürecinde oluşabilecek hataların belirlenmesinde TLD ile yapılan in-vivo doz ölçümlerinin, ideal olmasa da, yararlı olabileceğini göstermektedir. Ayrıca SAD tekniğiyle elde edilen sonuçların daha iyi olması set up hatalarını azaltması nedeniyle SSD tekniğine üstün olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Meme ışınlaması, Termolüminesans Dozimetri (TLD), Rando Fantom, Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi (BTPS)

SUMMARY

Control of dosimetric process and 3D computer-based treatment planning system with thermoluminescence dosimeters (TLD) at the randophantom, in breast radiotherapy.

The purpose of this study is to compare the target volume and critical organ doses which are obtained from two different methods (source-skin distance (SSD) and source-axis distance (SAD)) at the left breast radiotherapy with each other and with the data obtained from 3D computer-based treatment planning system (TPS) and is the control of the dosimetric process by in-vivo dosimetric method.

Treatment planning and application system and dosimetric equipment located in Uludag University Medical Faculty Radiation Oncology Center were used at the presented study. Dummy TLDs were placed on the randophantom to the measurement points and tomography cutaways were taken with CT simulator by 0.5 cm interwals. Target volumes and critical organs were contured and transferred to TPS. The fields used in breast radiotherapy were defined for both SSD and SAD methods seperately. Chest wall (breast), mammaia interna (MI) and supraclavicular fossa (SCF) fields were drawn on randophantom at the convensional simulator according to the digital radiographics taken from TPS. The recorded simulation films were controlled by transferring them to TPS and the point doses values were calculated. Calibrated TLDs were placed to the points defined in advance. Average of the measurements values was calculated by 5 times irradiation for each methods. Before the irradiation, the port films of the fields were taken and compared with the simulation films. These operations were done seperately for both SSD and SAD methods. In the study, target volume and critical organs (left lung, heart and right breast) doses were investigated. Furthermore the doses at the sections where supraclavicular fossa and mammaia interna is getting contiguous with the tangential areas investigated. TPS and measured values were taken into acceptable limits under the %5.

Whereas the average of dose values calculated with TPS at three points in target volume (left breast) by three and four field SSD methods were respectively 206.67 cGy and 209.03 cGy, the avarage of measured doses at this points with TLD were respectively 208.55 cGy and 210 cGy. The difference is below %2 and this value was also below %2 at SAD method. Whereas the difference of measured and calculated doses at the heart and left lung points with both methods were below %5, the difference at right breast skin was

calculated as %10-%14. Whereas the difference of the doses measured and calculated with three and four field SSD methods at coincidence plane of supraclavicular area and tangential areas were respectively %5.91 and %4.31, with SAD there were %4.15 and %3.83. The difference of photon-photon coincidence at the coincidence plane of mammaria interna and tangential fields by SSD and SAD methods were respectively %8.64 and %7.5, the differences of photon-electron coincidence established by SSD and SAD methods are respectively %3.36 and %2. The difference of calculated and measured values was below %5 for input-output doses received on central axis with both methods.

The results observed in our study have shown that in-vivo doses measurements made with TLD are not ideal but helpful for defining the failures which may show up during the treatment planning process. Furthermore, since the better results received with SAD means reduction in set-up failures, SAD can be described as more preferable than SSD.

Key Words: Breast Irradiation, Thermoluminescence Dosimetry (TLD), Randophantom, Computer-Based Treatment Planning System (TPS)

1.GİRİŞ

Meme kanseri kadınlarda en sık görülen ve en sık ölüme neden olan ikinci kanser olup binlerce yıldır insanoğlunun önemli ilgi alanlarından birisi olmuştur. Tarama yapılabilen ve subklinik halde iken tanı konulabilen az sayıdaki maligniteden birisi olması nedeniyle toplumsal eğitimin rolü oldukça önemlidir (1,2).

Meme kanseri günümüzde de üzerinde en fazla araştırma yapılan sağlık konularından birisidir. Gerek erken tanı olanaklarının artması gerekse tedavisinde elde edilen olumlu sonuçlarla meme kanserine bağlı ölümlerde son yıllarda önemli ölçüde azalma sağlanabilmiştir. Sağkalımdaki artış yaşam kalitesini ön plana çıkarmış ve mastektominin yerini meme koruyucu yaklaşımlar almıştır. Bu yaklaşım meme kanserinde radyoterapinin rolünü daha da arttırmıştır. Meme ışınlamaları konusunda daha homojen doz verme ve normal dokuları daha iyi koruma amacı ile geliştirilen yöntemler (üç boyutlu bilgisayarlı planlama, yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)), radyoterapiyi daha sofistike hale getirmiştir (2,3).

Meme radyoterapisi, göğüs bölgesinin anatomik yapısı ve çeşitliliği nedeniyle kişisel farklılıklar göstermektedir. Hedef bölgenin homojen bir şekilde ışınlanmasına çalışılırken akciğer, kalp gibi kritik organların ve karşı memenin mümkün olduğunca az doz almasına dikkat edilmelidir. Özellikle sol meme radyoterapisinde kalp dokusunun radyasyona maruz kalması geç dönemde kardiyak ölümlerde artışa neden olmaktadır (4).

Radyoterapi sırasında hedef bölgede homojen bir doz dağılımı sağlamak ve kritik organlardan kalp ve akciğer dozunu düşürmek ayrıca cilt dozlarını azaltmak için bazı immobilizasyon gereçleri ve çeşitli ışın modifikatörleri (kama filtre, kompensatör, bolus vs.) kullanılmaktadır. Bu tekniklerinden farklı olarak YART daha homojen doz dağılımı sağlamak ve kritik organ dozlarını düşürmek amacıyla kullanılabilmeyle birlikte henüz genel kullanıma girmesi için daha fazla deneyime gereksinim vardır.

Bu çalışmanın amacı, randofantomda sol meme üzerinde yapılan üç boyutlu tedavi planlama sisteminden elde edilen verilerin in-vivo dozimetriyle kontrolünün önemini araştırmaktır.

2.GENEL BİLGİLER

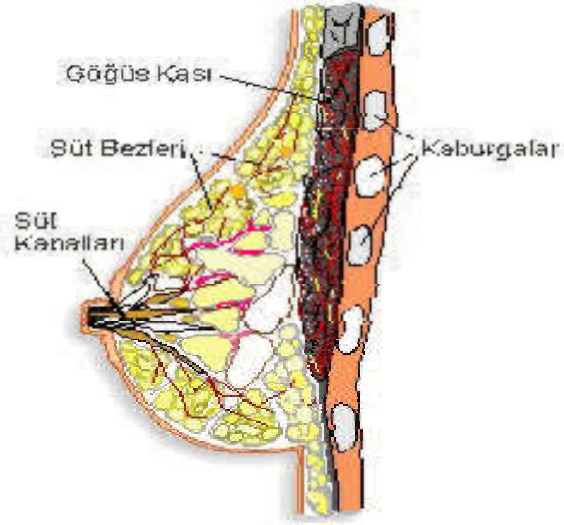
İyonizan radyasyon, yeryüzünde yaşamın başlamasının temel öğelerinden biri olup evrenin oluştuğu andan itibaren hep vardı. Ancak insanlığın iyonizan radyasyonu tanı, tedavi ya da güç kaynağı olarak kullanabilmesinin yolu, 1895'te Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından fotoğraf filminde renk değişmesine neden olan “yeni bir ışın çeşidi” olarak x-ışınlarını tanımlaması ile açıldı. Aynı tarihte Roentgen'in arkadaşı olan Herr Kolikler, x-ışınları makinesinin önüne elini koyup ışınlayarak ilk kez elin kemik yapısının radyografisini çekmeyi başardı. X-ışınlarının terapötik amaçlı ilk kullanımı ise 1897'de Prof. Freund tarafından gerçekleştirildi (5). Meme kanserinde ilk radyoterapi uygulamaları x-ışınlarının bulunmasından 2 ay sonraya rastlar. 1985'de Emile Grubbe ve 1917'de Janeway ilk defa kullanmış ancak protokole girememiştir (6). 1910'lu yıllarda radyasyon fiziği açıklığa kavuşana dek radyasyon cerrahlar, dermatologlar ve jinekologlar tarafından kullanılmaktaydı. Yapılan çalışmalarda radyasyon, kanser tedavisinde mucizevî bir yöntem olarak rapor ediliyordu. Ancak zamanla bu olgularda tümörde rekürrens geliştiği normal dokularda ise ciddi boyutlarda hasar oluştuğu saptandı.

Radyoterapinin ilk döneminde yapılan uygulamalardaki en önemli eksiklik normal doku tolerans dozlarının bilinmemesiydi. Kullanılan röntgen tüpleri düşük enerjili x-ışını ürettiyordu ve yüksek doz uygulamalarında cerrahiye eşdeğer lokal kontrol elde edilmekle birlikte hastalar kısa dönemde akut reaksiyonlar nedeniyle kaybediliyordu. Bu olumsuz deneyimler radyasyonun biyolojik etkilerini inceleyen yeni bir bilim dalı olarak “radyobiyojji”nin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Günümüzde “daha iyi lokal kontrolü en az normal doku hasarıyla elde etmek” olarak tanımlayabileceğimiz modern radyoterapi uygulamalarının radyobiyojji rasyoneli yüz yıllık araştırmaların ürünüdür (7).

2.1 Meme Anatomisi

Memenin biçimini genetik etkenler belirler. Diskoid, hemisferik, konik ve benzeri biçimlerde olabilir. Ortalama bir meme, laktasyon dışında, 150-400 gr ağırlıkta 10-12 cm çapındadır; kalınlığı orta kısmında 5-7 cm'dir. Laktasyonda ağırlık 500 gramın üstüne çıkar (8). Memeler, süt bezlerinden, süt kanallarından, dolgu malzemesi olan yağ dokusundan ve taşıyıcı olan lif dokularından oluşur. Pectoralis major and pectoralis minor adı verilen iki kas göğüs dokusunun altında olup, memenin göğüs duvarına yapışmasını sağlarlar. Meme dokusunun lenfatik akımı kanser yayılımı açısından oldukça önemli

olupbüyük bölümü koltuk altına bulunan lenf bezlerine doğrudur Bunun yanı sıra supraklaviküler bölge ve mamma interna nodülleri de önemlidir (9, 10).



Şekil 2.1 Sagittal meme kesiti

2.2 Meme Kanseri Tedavi Yöntemleri

Meme kanseri multidisipliner yaklaşımı gerektirir. Bu nedenle olgular meme cerrahı, radyasyon onkoloğu, medikal onkolog, patalog, fizik tedavi uzmanı, radyolog ve psikiyatristin bulunduğu bir ekipçe değerlendirilmeli ve tedavisi planlanmalıdır. Her olgu ayrı değerlendirilmekle birlikte tedavi planlamasında aşağıdaki etmenler göz önünde bulundurulmalıdır;

- Tümörün çapı ve evresi,
- Kanser hücrelerinin tipi,
- Aksilla lenf bezlerine ya da vücudun diğer organlarına yayılımın olup olmadığı,
- Tümörün hormon reseptörlerinin durumu,
- Kanser hücrelerindeki genetik materyalin tipi,
- Kanser hücrelerinin büyüme oranı,
- Olgunun yaşı ve genel sağlık durumu.

2.2.1 Cerrahi Yöntemler

- Genişletilmiş veya süper radikal mastektomi,
- Radikal mastektomi (RM),

- Modifiye radikal mastektomi (MRM),
- Total mastektomi,
- Meme koruyucu cerrahiler.

2.2.2 Radyoterapi Yöntemleri

- Eksternal
 - 3 boyutlu meme radyoterapisi,
 - Yoğunluk ayarlı radyoterapi,
 - Parsiyel meme ışınlaması,
 - Elektron tedavisi,
 - Foton-elektron kombinasyonu,
- Brakiterapi,

2.2.3 Sistemik Tedavi Yöntemleri

- Kemoterapi
- Hormonal tedavi
- İmmünoterapi

2.3 Meme Radyoterapisi

Radyoterapi, meme kanserinde hastalığın farklı evrelerinde, küratif veya palyatif amaçla kullanılmaktadır. Metastatik hastalıkta ise palyasyon sağlamak için kullanılan bir yöntemdir (10). Küratif tedavide amaç, yerel kontrolü sağlamak iken; palyatif tedavide amaç, temel yaşam fonksiyonlarını bozan yaşam kalitesini düşüren semptomları hafifletmektir. Tümörün kendini yinelemesi bakımından risk taşıyan bölgeler; tümör yatağı, göğüs duvarı, aksilla, supraklaviküler lenf bezleri ve mammaria interna (MI) lenf bezleridir (9). Meme kanserinin radyoterapisinin genel amacı; hedef hacimde homojen doz dağılımını, sağlayarak sağlam dokuları minimum düzeyde ışınlamaktır. Bu amaca yönelik değişik teknikler geliştirilmiştir. 1950'li yıllardan itibaren mega voltaj ışınlamanın uygulanmaya başlaması, radyobiyoloji ve radyofizik alanlarındaki gelişmeler ve tedavi planlamasında bilgisayar kullanımı sorunların çözümünde yeni bir ufuk açmıştır. Günümüzde hastalığın kontrolü için gereken optimal dozlar büyük ölçüde standardize

edilmiştir. Tedavide akciğer, kalp ve medulla spinalis doz sınırlayıcı komşu organlardır. Bütün bu faktörlerin yanı sıra kozmetik açıdan kabul edilebilir sonuçların elde edilmesi gerekliliği de vardır (8).

2.4 Meme Radyoterapisinde Tedavi Dozları

Meme koruyucu cerrahi sonrası kalan tüm memeye ve göğüs duvarına 1.8-2 Gy'lık fraksiyonlarla 45–50 Gy total verildikten sonra tümör yatağına 10-20 Gy ek doz verilir. Genellikle yukarıdaki tedavi uygulanmakla birlikte farklı fraksiyonlarla uygulamalarda yapılmaktadır (7).

2.5 Meme Radyoterapisinde Işınlama Teknikleri

Eksternal radyoterapide uygulanan ve alan merkezinin seçimine göre yapılan iki ayrı teknik vardır;

1. Kaynak-cilt mesafeli (SSD) ışınlama tekniği
2. Kaynak–eksen mesafeli (SAD) ışınlama tekniği

SSD tekniğinde cilt kaynaktan belli bir uzaklığa ayarlanır ve genellikle bu uzaklık kaynak-aks mesafesidir. Cihaz özelliğine göre bu uzaklık 80-100 cm arasındadır. Her bir alan set-up'ında merkez ve alan yeniden ayarlanır.

Eşmerkezli ışınlama tekniğinde ise ışınlanacak olan volüm içinde seçilen bir noktaya cihazın merkez aksı yerleştirilir. Merkez her alanda daima sabit olup açı değişmesi gereken durumda yeniden merkez ayarlanmasına gerek yoktur.

2.6 Meme Bölgesinde Homojen Işınlamanın Sağlanması

Meme radyoterapisinde lokal kontrolü sağlamak için, tüm hacimlerde, dozun homojen olarak dağılımı gerekmektedir. Işınlamanın amacı, dokularda kalan malign hücrelerden kaynaklanabilecek yinelenme olasılığını minimuma indirmek ve cilt lenfatiklerini yeterince ışınlamaktır. Bu nedenle korunmuş meme ve göğüs duvarındaki ciltte ilk birkaç milimetredeki dozun bilinmesi gerekir. Yüksek enerjili ışınlar kullanıldığında dokuların cilt dozunu artırmak amacı ile tedavinin bir bölümünde bolus kullanılırsa, istenilen cilt dozuna erişilebilir. Memenin anatomik yapısından dolayı, meme

içindeki doz dağılımının homojenliğini sağlamak için, kama filtreler veya kompensatör filtreler kullanılır (11).

Kama filtreler genelde 15, 30, 45 ve 60 derecelik olarak kullanılır. Modern lineer hızlandırıcılarda sabit açılara bağlı kalmadan istenen değer seçilebilir. Işınlama, memedeki homojen doz dağılımı göz önüne alınarak, medial veya lateral alanlardan birinde veya her ikisinde kullanılabilir. Meme tabanından tepesine kadar, dozlardaki değişim %5'den fazla olmamalıdır (12).

Tümör yerleşimindeki belirsizlikler nedeniyle referans doz göğüs duvarına göre alınmalıdır (13). Tüm meme Co-60 veya 4-6 MV x-ışınları ile tedavi edilmelidir. 6 MV'den büyük foton enerjileri kullanıldığında cilt yüzeyinde doz düşüklüğüne yol açabilir (14, 15).

2.7 İn-Vivo Dozimetri

İyonlaştırıcı radyasyonların hiçbiri insanların duyu organları ile belirlenemedikleri için ölçümleri ancak özel yapılmış aletler ve cihazlar ile belirlenebilir. Radyasyonun ölçülmesinin temeli, radyasyon ile maddenin etkileşmesi esasına dayanır. İn-vivo dozimetride kullanılmak üzere film dozimetrisi, termoluminesans (TLD) dozimetri, diyot dozimetrisi, yarıiletken dedektörler ve iyon odaları gibi çeşitli ölçüm yöntemleri geliştirilmiş olup en sık kullanılan in-vivo dozimetri teknikleri TLD, diyot ve iyon odalarıdır. İn-vivo dozimetride kullanılacak olan yöntemin kolay ve güvenli olması gerekir. Bu nedenle hangi çalışmada hangi tip yöntemin kullanılabilir olduğunun bilinmesi çok önemlidir (16).

Seçilecek dozimetri sisteminin doz cevaplarının enerji, doz hızı, doz ve sıcaklıktan bağımsız olması istenir. TLD'ler birçok faktörden bağımsız olduklarından en uygun in-vivo dozimetri yöntemi olarak kabul edilirler (16).

2.7.1 Film Dozimetrisi

Film dozimetrisi, filmin bilinen dozlarla ışınlanmasından elde edilen kararma miktarlarını belirleyerek bir kalibrasyon eğrisi elde edip, sonraki ışınlamalarda bu eğriyi kullanarak verilen dozu ve dozun iki boyutlu dağılımını belirleme yöntemidir. Dozimetrik ölçümler için film kullanmak daha pratiktir ve maliyeti düşüktür. Sonuçların doğru çıkması

için ölçümlerde ve film seçiminde dikkat edilmesi gereken hususlar vardır. Ölçüm sonuçları gelen ışının enerjisine, filmin ışın demetinin yönüne göre konumlandırılmasına, ölçüm derinliğine ve alanın boyutlarına bağlıdır. Ölçümler alınırken kullanılan filmlerin aynı paketten olmaması, filmlerde meydana gelen hava kabarcıkları, ölçüm şartlarının basınç ve sıcaklığa göre değişimi, cihazın kalibrasyonundaki değişim, kullanılan geometrinin tutarsızlığı, film banyosundan gelen parametreler (sıcaklık, süre, fikser), film tarayıcısının çözünürlüğünün kötü olması sonuçları olumsuz etkileyen faktörlerdir. Film dozimetrisi hem çok büyük alanlar için hem de çok küçük alanlar için kullanılmakta olup doz dağılımını tek bir ışınlamayla iki boyutlu ve yüksek ayırma gücüyle elde edilebilmesi nedeniyle özellikle küçük alan dozimetrisinde kullanılır (16).

2.7.2 Diyet Dozimetri

Diyot in-vivo dozimetrisi, radyoterapi gören hastalarda verilen dozların tedavi sırasında ölçümüne olanak sağlar. Diyetlerin tedavilerde kullanılmadan önce giriş dozu ölçümü için kalibre edilir. Örnek olarak hastanın cildi üzerine yerleştirildiğinde, ölçülen doz çalışılan geometride, kullanılan foton kalitesi için maksimum doz derinliğindeki dokudaki doz ile karşılaştırılabilir. Diyetlerin kullanıldıkları enerji kalitelerinde kalibre edilmesi tavsiye edilmektedir. Toplam dozun diyet sinyalinde yarattığı değişimden dolayı belirli periyotlarla kalibrasyon tekrarlanmalıdır. Kalibrasyon aralıkları haftalık veya aylıktır. Diyetler; hızlandırıcı doz monitör odasına veya ikincil referans iyon odasına göre kalibre edilir. Kalibrasyon faktörünün belirlenmesi için diyet, uygun bir kalibrasyon fantomunun yüzeyine yerleştirilmelidir. İyon odası ise merkezi eksen üzerinde, fantom içerisinde referans derinlikte (maksimum doz derinliği) olmalıdır. Sonuç olarak, absorbe doz belirlenmesinde kullanılan protokol, iyon odası için yerleşim faktörünü içeriyorsa, bu faktör ihmal edilmelidir. Eğer kullanılan plastik fantom tamamen su eşdeğeri değilse (polistren), plastikteki dozdaki sudaki doza geçiş için dönüşüm faktörü uygulanmalıdır.

Referans SSD genellikle 100 cm, referans alan ise 10x10 cm²'dir. Merkezi eksen etrafındaki bir daire boyunca bir veya fazla sayıda diyet yerleştirilerek yapılan bir kalibrasyonda alan düzgünlüğündeki değişim gözlenebilir. Bundan dolayı d_{max} 'taki alan düzgünlüğü kontrol edilmelidir. Bunun için alanın merkezindeki ve daire üzerindeki diyet okumalarına bakılır. Ayrıca, diyetlerin merkezi eksene göre yerleşimleri referans iyon odası için demette düzensizlik oluşturmayacak şekilde gerçekleştirilmelidir. Diyet kalibrasyon geometrisi kalibrasyon faktörünün belirlenmesinden sonra, bir dizi düzeltme

faktörü kullanılarak, referans koşullar dışındaki durumların diyot okumaları için hesaplamalar yapılabilir. Diyot cevabını etkileyen diğer faktörler, alan boyutu, SSD, kama filtre, kompensatör, koruma bloklarının varlığı ve demet geliş açısıdır. Diyot sinyalini etkileyen faktörler sadece diyot kristalinin iç özellikleri ile ilgili değil, ayrıca demet kalitesine ve özelliklerine de bağlıdır. Örnek olarak bir dedektör farklı konumlar için maksimum doz derinliğindeki durumdan farklı saçılma katkılarına maruz kalabilecektir. Sonuç olarak, düzeltme faktörlerinin çoğu hastanın cildine yerleştirilen doz dedektörlerinin kullanımı için birbirinden bağımsız etkilerde bulunur (16).

2.7.3 İyon Odaları

Konformal doz dağılımı elde etmek için kullanılan YART'ın sub-alanları $1 \times 1 \text{ cm}^2$ kadar küçük olabilmektedir. Bu nedenle küçük alan dozimetri önemli bir konudur. Yüksek enerjili fotonlar bir ortama girdiğinde foton-elektron etkileşimleri meydana gelir. Bu etkileşimlerin 4 ana tipi vardır; fotoelektrik olay, Compton saçılması, koherent saçılma ve çift oluşumdur. Bu etkileşimlerin sonucu gelen foton enerjisinin büyük bir kısmı elektrona transfer edilir. Daha sonra bu elektron harekete geçer ve ortamın atomlarını iyonize eder ve sonuçta doz depolanır.

Geniş foton alanlarında küçük bir dV volümü içinde duran elektronların sayısı, aynı volüm içinde fotonlar tarafından harekete geçirilen elektronların sayısına eşittir. Bu "yükü partikül dengesi" kavramıdır ve elektron akısı sabittir. Küçük alanlar için ise, alan boyutu genellikle ortamdaki elektron erişme mesafesinden daha küçüktür. Bu durumda çok küçük bir alanda lateral yönde hareket eden elektron büyük bir alanda aynı durumdaki elektronla kıyaslandığında büyük bir fark ortaya çıkar. Büyük alanda penumbra bölgesi hariç yükü partikül dengesi söz konusudur. Küçük alanlarda ise çoğu elektron, foton-elektron etkileşimlerinin olmadığı foton alanı dışındaki noktalara ulaşabilecektir. Bu durumda elektron akısı merkezi eksenden uzaklaştıkça değişecektir. Burada lateral yönde yükü partikül dengesi olmayacaktır. Eğer alanın yarı genişliği, suda sekonder elektronların erişme uzaklıklarından daha küçükse elektronik denge kaybından dolayı problemler ortaya çıkar.

Standart dozimetride kullanılan dedektörler, küçük alanlara göre çoğunlukla büyük olurlar. Standart dedektörler, yüksek doz gradientleriyle karakterize edilmiş olup yükü parçacık dengesizliği durumunda absorbe doz değerini doğru olarak ölçemez. Bu nedenle

daha küçük volümlü iyon odalarının kullanılması gereklidir. Genellikle, diamond dedektör ve pin point iyon odası gibi küçük hacme sahip iyon odaları kullanılır (16).

2.7.4 Yarıiletken Dedektörler

Yarı iletken detektörlerin çalışmasında iyonizasyon prensibine dayanır. Yüksek hassasiyetleri, hemen cevap vermeleri, küçük boyutları iyonizasyon odalarına karşı avantajıdır. Silikon gibi küçük miktarda safsızlık içeren bir yarı iletkeni fosfor veya boron gibi maddeyle karıştırma, yarı iletken içindeki boşluk veya serbest elektronların sayısını artırır. Silikon V. grup elementlerle karıştırılırsa (fosfor) negatif yük taşıyan atomları alır ve bu onu elektron alıcısı yapar (n tipi). P tipi silikon, periyodik cetvelin III. Grup elementlerden (boron) elektron reseptöründen yapılmıştır. Diyotun p bölgesi boşlukları ihtiva ederken n bölgesi aşırı elektrona sahiptir. Bir diyot ışınlandığında zayıflatılmış bölgede elektron boşluk çiftleri oluşur. Bu radyasyona bağlı akım oluşturur. Diyotlar n tipi Si ve p tipi Si ile üretilir. Bu detektörler base materyaline bağlı olarak n-Si ve p-Si detektörler olarak adlandırılır. Diyotlar kısa devre modunda kullanılıp, ölçülen yük ve doz arasında lineer ilişki sergilerler. P ve n tipinin bir araya getirilmesiyle ortaya çıkan birleşime "p-n birleşimi diyot" denir. Silikon diyot detektörler p-n tipi junction diyottur. P ve n tipi materyaller arasındaki ara yüzde, n bölgesinin elektronlarının ve p bölgesinin de boşluklarının difüzyonundan dolayı, denge oluşturuluncaya kadar zayıf bölge olarak adlandırılan küçük bir bölge yaratılır. Bu zayıf bölge, denge oluşturulunca yüklerin çoğunluğunun daha ileri difüzyonuna karşı koyan bir elektrik alan geliştirir. Bu diyot ışınlandığında, zayıf bölgede elektron- boşluk çifti oluşur. Bunlar hemen birbirinden ayrılır ve zayıf bölge içinde var olan elektrik alan tarafından sürüklenirler. Bu da radyasyona bağlı bir akım oluşturur. Akım zayıf bölgenin dışında oluşan boşluk ve elektronların difüzyonuyla daha da büyür. Bu elektrik akım akışının yönü n bölgesinden p bölgesine doğrudur. Diyotlar tipik iyonizasyon odalarından 18000 kere daha hassas oldukları için çok küçük boyutlarda ($2.5 \times 2.5 \times 0.4 \text{ mm}^3$) kullanılabilir olup, basınç, sıcaklık değişikliklerinden bağımsız, ihmal edilebilir iyon rekombinasyon etkisi ve kısa okuma süresini sağlayan hızlı sinyal alma gibi avantajlara sahiptir. Ancak, foton huzmelerinde diyodun enerji bağımlılığı ve hassasiyetlerinin kullanımla değişmesi (radyasyon hasarından dolayı) gibi problemler ortaya çıkarmaktadırlar. Her iki detektör de ticari olarak mevcuttur, ancak p-Si tipi, radyasyon hasarından daha az etkilendiği ve daha küçük karanlık akıma sahip olduğu için radyoterapide kullanmaya uygundur. Penumbra bölgesi gibi hızlı doz gradientinin

(düşüşünün) olduğu ve stereotaktik radyocerrahide kullanılan küçük alanların dozimetrisinde ve hastada in-vivo dozimetride kullanılırlar. Bir alanın veya kompleks alanların giriş ve çıkış dozları ölçülebilir. İntrakaviter brakiterapide rektum, mesane veya intraluminal doz ölçüleri yapılabilir. Diyotların davranışları; radyasyonun tipi, doz rate, sıcaklık, enerji ve diod şekli ile değişir (16).

2.7.5 Mosfet

Metal-oxide semiconductor field effect transistor (MOSFET), bir minyatür transistör olup küçük boyutundan dolayı özellikle in-vivo dozimetri için faydalıdır. MOSFET dozimetrisinin çalışması, absorbe edilen dozun lineer bir fonksiyonu olan eşik voltajının ölçülmesi esasına dayanır. Okside nüfuz eden iyonize radyasyon, kalıcı olarak tuzaklara yakalanan yük hasil eder. Bu da eşik voltajında bir değişime neden olup, toplam doz, ışınlama sırasında veya ışınlamadan sonra ölçülebilir. İyonize radyasyon SiO_2 tabakasını geçerse, elektron- boşluk çifti oluşur. Boşluklar (+ yüklü) Si/ SiO_2 ara yüzeyinde tuzaklanır. Eğer gate elektrodunda negatif voltaj var olursa MOSFET boyunca bir akım geçer. Bu durumda MOSFET “ON” dur. Bu voltaj, absorplanan dozun lineer fonksiyonudur. Okside penetre olan iyonize radyasyon, kalıcı olarak tuzaklara yakalanan bir yük oluşturur ve sonuç olarak eşik voltajında bir değişiklik ortaya çıkar. İntegre doz, ışınlama sırasında veya daha sonra ölçülebilir.

Mega voltaj huzmeler için enerji düzeltmesi gerekmez ve tek kalibrasyon faktörü kullanılabilir. Diyotlar gibi, tek MOSFET’ler sıcaklık bağımlılığı sergilerler. Fakat bu etki özel tasarlanmış çift MOSFET detektör sistemiyle aşılabılır. Genel olarak total absorbe doz ile lineer olmayan bir cevap sergilerler. Ancak, belirli bir ömürde MOSFET’ler uygun lineerlikte kalırlar. Cevapları ışınlamadan sonra hafifçe kayar. Bu nedenle okumalar ışınlamadan belli bir süre sonra okunmalıdır. MOSFET’ler rutin hasta doz verifikasyonu gibi in-vivo ölçümlerde, fantom ölçümlerinde, brakiterapide, tüm vücut ışınlamalarında (TBI), YART ve SRC (stereotaktik radyocerrahi) de birkaç yıldır kullanılmaktadır (16).

2.7.6 Jel Dozimetri

Jel dozimetri, relatif doz ölçümleri için tek 3 boyutlu dozimetri olup aynı zamanda 3 boyutlu geometride absorbe dozun ölçülebildiği bir fantomdur. Hemen hemen doku eşdeğeridir ve istenen şekilde hazırlanabilir. 2 tipe ayrılır;

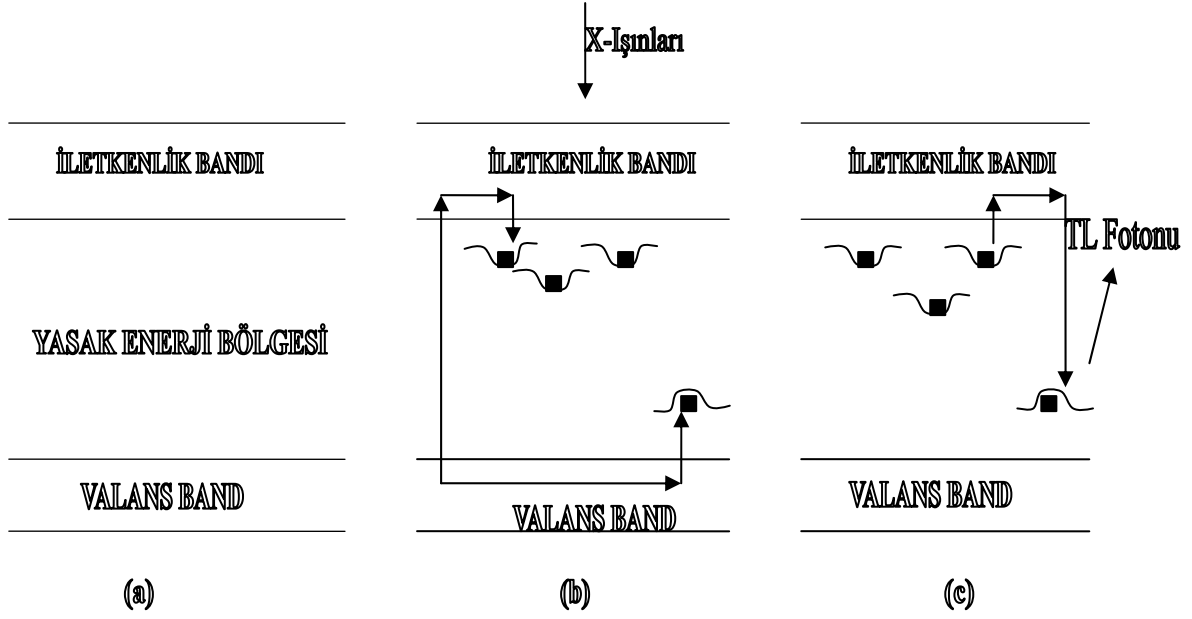
- Fricke dozimetriye dayanan Fricke jel,
- Polimer jel

Fricke jelde, Fe^{+2} iyonları jelatin ve agarose'da dağılmıştır. Radyasyona bağlı değişiklikler, radyasyonun direkt absorpsiyonuna veya sudaki serbest radikallerle olur. Radyasyon altında Fe^{+2} iyonları Fe^{+3} iyonlarına dönüşür ve paramagnetizma özelliği gösterirler. Bu da MR (magnetik rezonans) relaksasyon oranları kullanılarak ölçülebilir. Kompleks klinik vakalarda; YART' de 3 boyutlu doz dağılımlarının elde edilmesine olanak sağlar.

2.7.7 Termolüminesans Dozimetri

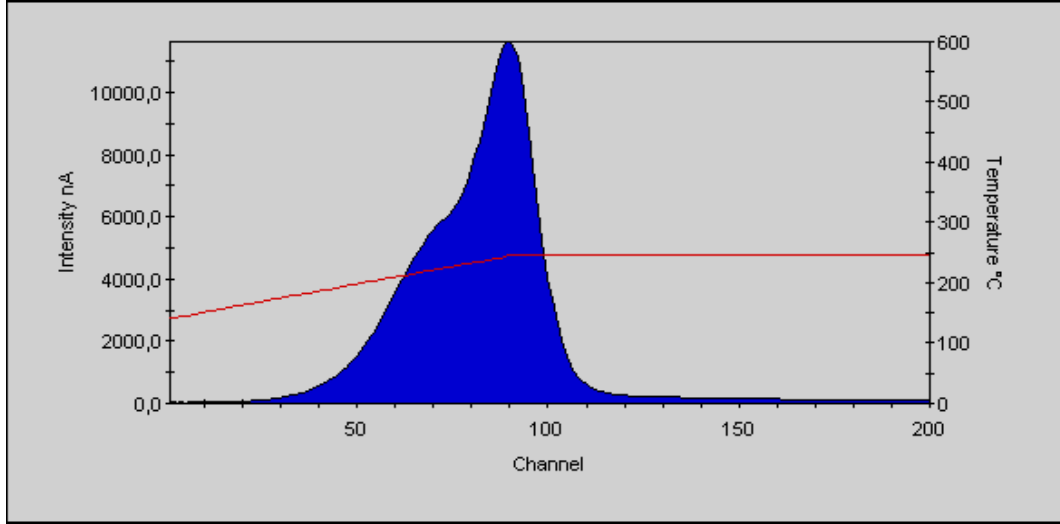
2.7.7.1 Termolüminesans ve Işıma Eğrisi

Termolüminesans; kristale verilen enerjinin, kristal ısıtıldığı zaman optik radyasyon şeklinde geri yayınlanması olarak tanımlanır. “Tek kristal” yapıya sahip bir katının enerji band yapısı Şekil 2.2 (a)'da görülmektedir. Burada valans bandı bağlı durumda bulunan, iletkenlik bandı ise kristal örgü içinde serbestçe hareket edebilen tüm elektronları içermektedir. İletkenlik bandı ile valans band aralığında, kuantum teorisine göre yasaklanmış olmasına rağmen kristaldeki yapı bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların bulunuşundan dolayı meydana gelen ara enerji durumları vardır. Bu ara enerji durumları holler veya elektronlar için tuzak olarak davranmaktadır. Kristalin radyasyon ile uyarılması sonucu bu ara durumlara geçen holler veya elektronlar Şekil 2.2 (b)'de görüldüğü gibi bu tuzaklara yakalanırlar. Bu şekilde uyarma enerjisinin büyük bir kısmı kristalde depo edilmiş olur. Kristal ısıtılınca, tuzaklanmış holler veya elektronlar tuzaklardan kurtulur ve daha düşük enerji durumlarına dönerken enerji farkını ışık fotonu olarak dışarı yayarlar (Şekil 2.2 (c)). Kristalden yayımlanan ışık miktarı tuzaklardaki elektron ve hollerin sayısı ile orantılıdır. Yayımlanan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon ölçülmüş olur.



Şekil 2.2 (a) Tek kristal yapıya sahip katının enerji band diyagramı. (b) Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan serbest elektronlar ve hollerin tuzaklanması. (c) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayınlanması

Dozimetre; radyoaktif kaynaktan veya x-ışını kaynaklarından çıkan ışınları ve bu kaynaklar çevresinde çalışan insanların aldıkları radyasyon miktarını tayin etmeye yarayan bir düzenektir. Bu düzeneklerden, temeli termolüminesansa dayananlara termolüminesans dozimetre (TLD) denir. Bu tip dozimetrelerin esası yukarıda anlatıldığı gibi, x-ışınları veya radyoaktif kaynaklardan çıkan ışınlarla ışınlanan, termolüminesans özellik gösteren kristalin bir miktar enerji soğurması ve ısıtılınca bu enerjiyi optik radyasyon (termolüminesans ışımaya) şeklinde geri yayınlanması olayına dayanır. Termolüminesans ışımaya şiddeti, zamanın veya sıcaklığın fonksiyonu olarak çizilebilir. Buna da TLD'nin **ışımaya eğrisi** (Şekil 2.3) denir. Bu eğrinin şeklini etkileyen en önemli faktörler; kristalin türü, şekli ve büyüklüğü, ışınlama düzeyi, ısıtma hızı, radyasyon tipi, kristalin fırınlanması, ışınlanıp okunması arasında geçen zaman ve kullanılan kayıt aletidir. Işınlama eğrisinde kristal tuzaklarının farklı enerji seviyelerinde bulunmalarından dolayı, birden fazla pik olabilir. Dolayısıyla piklerin sayısı kullanılan kristale bağlıdır. Eğrinin altında kalan toplam alan ise kristalin maruz kaldığı radyasyonla ve aynı zamanda ısıtıldığında yaydığı ışık miktarıyla orantılıdır. Bütün kristaller, sıcaklığa bağlı olarak termolüminesans özelliklerinde bazı değişiklikler gösterirler.



Şekil 2.3 Çalışmada kullanılan TLD-100 için ışıma eğrisi

Radyasyona karşı duyarlılıklarını arttırmak ve bütün tuzaklarını boşaltarak tekrar kullanılabilirliğini sağlamak için kristallerin fırınlanması zorunludur. Fırınlama işlemi, ışınlamadan önce ve sonra olmak üzere iki türdür. Kristal ışınlamadan önce radyasyona duyarlılığı arttırmak, ışılandıktan sonra (okumaya geçmeden önce) ise istenmeyen TL sinyallerini ortadan kaldırmak için fırınlanır.

TLD olarak kullanılan kristallerden bazıları lityum fluorit (LiF), kalsiyum fluorit (CaF_2), mangan ile aktive edilmiş kalsiyum fluorit ($\text{CaF}_2;\text{Mn}$), kalsiyum sülfat ($\text{CaSO}_4;\text{Mn}$), lityum baret ve alüminyum oksit (Al_2O_3) dir. Bunlar arasında en yaygın kullanılanı etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF kristalidir. Dokunun etkin atom numarası 7.42, LiF'ün ise 8.14'dür. Ayrıca LiF (TLD-100) kristalinin ışınlama dozuna cevabı 10 mR ile 1000 R arasında doğrusaldır, 30 keV ile 1 MeV arasında radyasyona verdiği cevap farkı $\sim\%1.25$ ve oda sıcaklığında dozimetri piklerinde görülen azalma yılda yaklaşık $\%5$ 'dir. Bununla birlikte düşük doz çalışmalarında, tuzakları boşaltmak ve düşük sıcaklık piklerini ortadan kaldırmak için uzun süreli yüksek sıcaklık fırınlamalarına gerek yoktur. Bu çalışmada fosforu ışınlamadan önce ve okumadan sonra tekrar kullanmak için $400\text{ }^\circ\text{C}$ 'de 1 saat, düşük sıcaklık piklerinin etkisini azaltmak için ise, okumadan önce $100\text{ }^\circ\text{C}$ 'de 12 saniyelik fırınlama zamanlarının uygun olduğu saptanmıştır. Deneylerde fırınlama sıcaklığından itibaren soğuma hızının; ışıma eğrisinin mutlak ve bağıl yüksekliğini etkilediği ve hızla soğutmada istenmeyen düşük sıcaklık piklerinin büyüklüğünün önemli derecede arttığı, yavaş soğuma da ise, ışıma eğrisindeki bütün piklerin yüksekliğinin hızlı soğutma durumundakilere kıyasla çok daha düşük olduğu gözlenmiştir. Tüm bunlar göz önüne alınarak fırınlama sırasında TLD kristalleri ortam

sıcaklığından 400 °C' ye çıkana kadar 100 °C'ye 12 sn, 300 °C'ye 30 sn, 400 °C'de 1 saat ve oda sıcaklığına tekrar geri dönebilmesi için 20 dakika süreler tanımlanır. İyon odasının kullanılmadığı yerlerde TLD avantajlıdır.

2.7.7.2 TLD Uygulama Alanları

1. Radyoterapi uygulamaları
 - a. İn-vivo dozimetri
 - b. Randofantomda kritik organ dozunu belirlemek için
 - c. Tüm vücut ışınlaması esnasında doz ölçümlerinde,
2. Bilgisayarlı tomografi kalite kontrol ölçümlerinde,
3. Kişisel radyasyon korunmasında,
4. Radyodiagnostik uygulamaların kontrollerinde kullanılır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1 Araç ve Gereçler

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

3.1.1 Co-60 Teleterapi Cihazı

Çalışmamızda Co-60 teleterapi cihazı (CIS-B10, CYRUS, 1996) (Şekil 3.1) TLD'lerin kalibrasyonu amacıyla kullanıldı. Co-60 yapay radyoaktif kaynak içeren cihazla kullanılan kaynak çapı 2 cm olup Co-60 enerjileri 1.17 ve 1.33 MeV (ortalama 1.25 MeV) olan iki gamma fotonu yayarak Co-59'a dönüşür (17). Ortalama yarı ömrü 5,27 yıldır.



Terapi kafası kurşun kılıf içine yerleştirilmiş Co-60 kaynak içermekte olup $\pm 180^\circ$ 'lik açı ile hareket etme yeteneğine sahiptir. Kaynak-aks mesafesi (SAD) 80 cm olup cihazda birbirinden bağımsız hareket eden iki kolimatör sistemi bulunur. Kolimatör alan boyutları $3.5 \times 3.5 \text{ cm}^2$ den $32 \times 32 \text{ cm}^2$ ye kadar açılabilir. Co-60 fotonları için d_{max} derinliği su ve yumuşak dokular için 0,5 cm'dir (18).

Şekil 3.1 Co-60 cihazı

3.1.2 Lineer Hızlandırıcılar

Bu çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezinde bulunan SIEMENS Mevatron MD2 (SIEMENS AG, USA, 1994) ve KD2 (SIEMENS AG, USA 1996) Lineer Hızlandırıcılar kullanılmıştır. Cihazlar, 6, 15 ve 25 MV enerjili foton, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 14, 15, 18 ve 21 MeV enerjili elektron huzmeleri üretme kapasitesine sahiptirler (Şekil 3.2). Lineer hızlandırıcılarda bir elektron tabancasından fırlatılan elektron demeti elektromanyetik alan içersinde hızlandırılarak yüksek enerji düzeylerine çıkarılır. Bu elektronlar direkt olarak kolime edilerek hedefe yönlendirilebildiği gibi altın-tungsten karışımı bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili fotonların elde edilmesinde kullanılırlar. Fotonlar da elektronlar gibi kolimasyon sistemleriyle hedefe yönlendirilir (19).



Şekil 3.2 Lineer Hızlandırıcı Cihazı

3.1.3 Alderson Randofantom

Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan eşdeğeri olan fantomlar kullanılmaktadır. İnsan eşdeğeri olan fantomlardan en bilineni 30 yılı aşkın bir süredir kullanılan ve tüm dünyadaki sayıları yaklaşık 2000 olan Alderson randofantomlarıdır (Şekil 3.3). Randofantom vücut dokuları insan doku ve boşluklarının yapısına uygun materyallerden oluşturulmuş olup x-ışını ve elektronlar için insan dokusuna eşdeğer



soğurma özelliğindedir. Fantomun kemik yapılar dışındaki dokuları, etkin atom numarası 7.30 ± 1.25 olup kütle yoğunluğu $0.985 \pm 1.25 \text{ g/cm}^3$ olan, rando plastikten üretilmiştir. Kemik yapılar ise doğal insan kemikleri ile oluşturulmuştur. Fantom, kullanım amacına uygun olarak, kalınlıkları 2.5 cm olan 31 adet yatay kesite ayrılmıştır. Her bir kesitte içindeki tıplar çıkarıldığında TLD yerleştirmeye elverişli hale gelen delikler bulunmaktadır (20).

Şekil 3.3 Randofantom

3.1.4 LiF Termolüminesans Dozimetri

Çalışma prensibi bölüm 2.4.7.1’de anlatılan TLD çiplerinin, yoğunluğu $2,64 \text{ gr/cm}^3$ olup foton etkin atom numarası 8.2’dir (Şekil 3.4). Li, F, Mg, Cu ve P atomlarından oluşan çiplerin ana ışın piki sıcaklığı $190 - 210 \text{ }^\circ\text{C}$ iken ışınımın dalga boyu 400 nm ’dir.



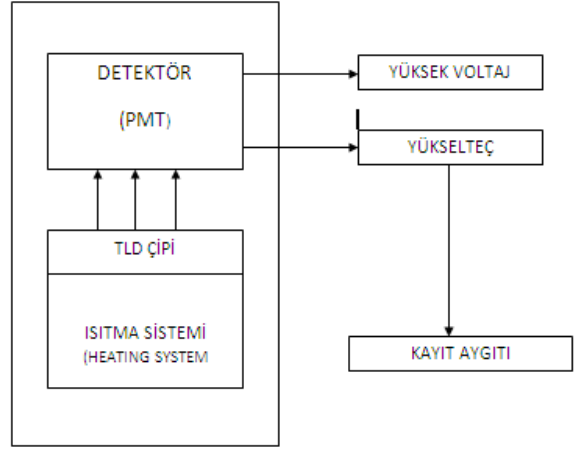
Şekil 3.4 TLD-100 çipleri

3.1.5 TLD Okuyucu

TLD’lerin okunmasında kullanılan Harshaw (Thermo Electron Corporation, 3500, USA) marka okuyucu, (Şekil 3.5-(a)) TLD için özel hazırlanmış bir program olan WinREMS’in yüklü olduğu bir bilgisayara bağlanmıştır. WinREMS okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ışınım eğrilerini oluşturup analiz eden ve hafızaya alabilen bir programdır. Temel parçaları Şekil 3.5-(b)’de verilen okuyucunun çalışma prensibi, termolüminesans olayıyla ortaya çıkan TL fotonları, optiksel filtreden geçtikten sonra foto çoğaltıcı tüpte bir gerilim oluştururlar. Foto çoğaltıcı tüpte oluşan akım salınan ışık şiddeti ile orantılıdır. Salınan ışık şiddeti ise, radyasyon şiddetine, cinsine ve zamanına bağlıdır. Yayılan ışığın şiddeti, foto çoğaltıcıda meydana gelen akımın sayesinde sayısal olarak okunur veya ışınım eğrisi çizilir. Bu eğri, termolüminesans olayı ile yayılan ışık şiddetinin sıcaklığa göre değişimini gösterir. Bu eğride görülen piklerin yüksekliği veya altlarında kalan alanlar ışınlanmış numunenin ısıtıldığı zaman yaydığı ışık şiddeti ile orantılı olduğundan, ışınlama kaynağının şiddeti tespit edilir.



Şekil 3.5 (a) TLD okuyucu



(b) Okuyucunun Temel Parçaları

3.1.6 TLD Fırını

TLD çiplerini tavlama için kullanılan Könn marka TLD fırını (Şekil 3.6), termosoft



Şekil 3.6 TLD fırını

programı sayesinde istenilen zaman aralıklarında fırınlama yapabilme özelliğine sahiptir. Aynı anda 3 adet TLD tablasını fırınlama özelliğine sahip olup TLD-100 için oluşturulan tavlama prosedürü, oda sıcaklığından başlanarak 400 °C'ye kadar ısıtılma, 400 °C'de 60 dakika bekleme ve oda sıcaklığına kadar soğutulma işlemlerinden oluşur.

3.1.7 Elektrometre



Şekil 3.7 Elektrometre

Radyoterapi cihazlarının çıkış değerlerinin ölçümünde kullanılan PTW Unidos elektrometre absorbe doz, doz hızı ve akım değerlerini okuyabilen bir dozimetridir (Şekil 3.7). Foton demetleri için ölçüm aralığı 70 keV-40 MV olup bu aralık elektron demetlerinde 70 keV-50 MeV'dir.

3.1.8 İyon Odası



Doz ölçümlerinde kullanılan PTW marka farmer tipi iyon odası 21.2 mm iç uzunluk ve 3.05 mm iç yarıçapa sahiptir (Şekil 3.8). Duvar materyali PMMA (Poli Metil Metakrilat yoğunluğu 1.19 g/cm^3) ve grafit karışımından yapılmış olup alüminyumdan olan elektrodunun çapı 1 mm, uzunluğuda 21.9 mm'dir (23).

Şekil 3.8 Farmer tipi iyon odası

3.1.9 Bilgisayarlı Tomografi-Simülâtör Ünitesi;



Çalışmada kullandığımız Siemens marka (SIEMENS AG, Somatom Emotion Duo Germany) Bilgisayarlı Tomografi-Simülâtör ünitesinin (BT-SİM), en düşük kesit aralığı 1mm olup sarmal teknik ile de kesit alabilmektedir (Şekil 3.9). 16 adet dedektöre sahip olan

Şekil 3.9 Bilgisayarlı BT-SIM Ünitesi

ünite radyoterapi uygulamaları için dizayn edilmiştir. Bu sistemden elde edilen kesit görüntüleriyle oluşturulan üç boyutlu rekonstrüksiyon görüntüleri üzerinde sanal simülasyon yapılabilmektedir.

3.1.10 Katı Su Fantomu



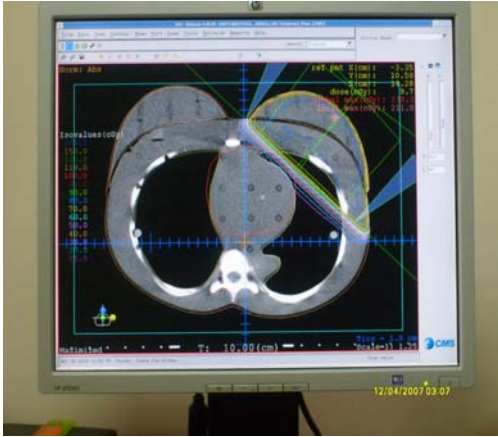
Yoğunluğu 1.045 gr/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ olan PTW marka RW3 katı su fantomu beyaz polystrenden $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ boyutlarında 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir (Şekil 3.10). Kullanılan iyon odalarına göre uygun delikler içerir (22).

Şekil 3.10 Katı Su Fantomu

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresinde standart referans materyal sudur. Ancak pratik bir yöntem olmadığından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri plastikten yapılan fantom materyali kullanılır.

3.1.11 Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi (BTPS);

XiO CMS planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu ve YART radyasyon tedavi ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir sistemdir (Şekil 3.11). Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton ışınları için



Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT) standard superposition, FFT convolution, elektron ışınları için 3-D pencil beam'dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır. Tedavi planlama sistemi brakiterapi doz planlamalarını da yapabilmektedir.

Şekil 3.11 Tedavi Planlama Sistemi

3.1.12 Konvansiyonel Simülör Cihazı

SIEMES MEVASIM (SIEMENS AG, FRANCE, 1994) marka tedavi simülörü,

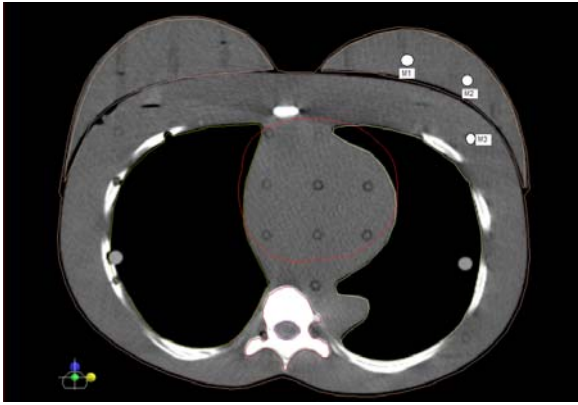


diagnostik x-ışını tüpü kullanılan, (Şekil 3.12) geometrik, mekanik ve optik özellikleri ile tedavi ünitesinin taklidi olan bir sistemdir. Simülörün ana fonksiyonu ışınlanacak volümü belirleyen tedavi alanlarının görüntülenmesi ve işaretlenmesidir. 40x40 cm² ile 1x1 cm² simetrik alanlar açılabilen kolimasyon sistemine sahip cihazın kolimatörleri asimetric olarak da açılabilir (24).

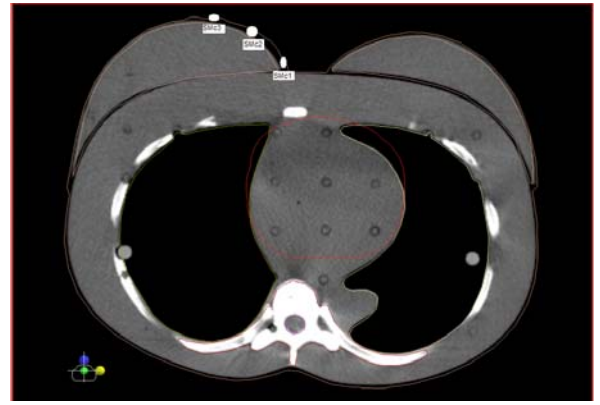
Şekil 3.12 Konvansiyonel simülör

3.2 Yöntem

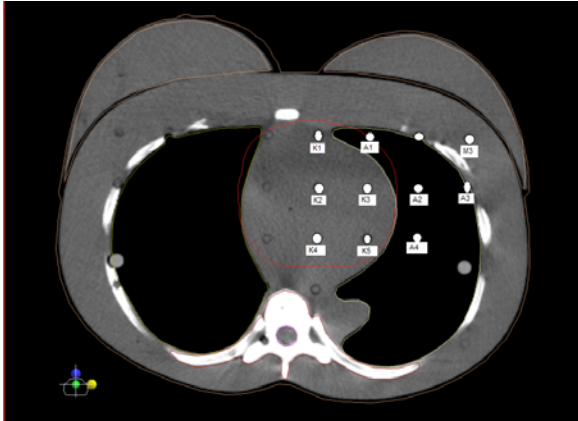
Çalışmanın uygulama aşamasına geçmeden önce literatür ve klinik deneyimler ışığında ışınlanacak volümler ve teknikler konusunda planlama yapıldı. Bu çalışmalar sonucunda hedef volüm ve risk altındaki organlar belirlenerek dozimetrik çalışma yapılacak bölgeler ve ölçüm noktaları belirlendi. Şekil 3.13 (a)-(d)'de ölçüm yapılan ve çalışma dizaynı için kodlanan noktaların bilgisayarlı tomografi üzerindeki dağılımları verilmiştir.



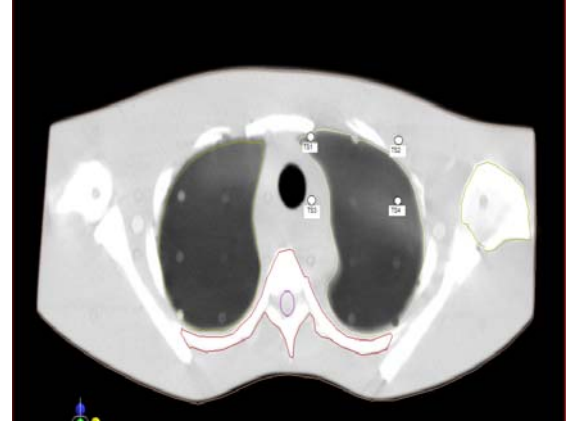
Şekil 3.13 (a) TLD Yerleştirilen Randofantomunun Sol Meme Kesiti



(b) Sağ Memeye Yerleştirilen TLD Çiplerinin Görüntüsü



(c) TLD Yerleştirilen Randofantomunun 15. Kesiti



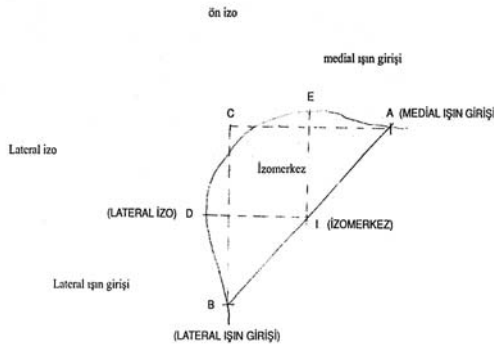
(d) Tanjansiyel-SCF Çakışma Düzlemindeki Çiplerinin Görüntüsü

Ayrıca foton-foton ve foton-elektron çakışma noktasındaki cilt dozları ile tüm alanların santral aks dozlarına bakılmıştır.

3.2.1 Simülasyon

3.2.1.1 SAD Tekniği

İntakt memenin izosentrik ışınlamasında (25), hasta eğik düzleme günlük setup'ı kolaylaştırmak ve tekrarlanabilirliğini arttırmak amacıyla sagittal lazer sternumun ortasına gelecek şekilde yatırılır. Alan üst/alt, medyal ve lateral kenarları hasta cildi üzerinde klinik olarak belirlenir. Medyal kenar genellikle orta hatta, lateral kenar ise orta aksilla çizgisindedir. Medyal (A noktası) ve lateral (B noktası) giriş noktalarını birleştiren çizginin tam ortası izomerkezimizi belirleyecektir. İzomerkezin ciltteki izdüşümünü belirlemek amacıyla A-B noktaları arasındaki horizontal mesafe ilk olarak ölçülür (AC mesafesi). Dijital göstergeleri olmayan eski tip simülatörlerde bu uzaklık santral ışına dik tutulan bir cetvelle ölçülebilir. Dijital göstergeleri olan simülatörlerde ise bu mesafeyi belirlemek için, masa horizontal olarak merkez ışın medial kenara gelecek şekilde ilerletilir ve bu konumdaki masa değeri kaydedilir. Daha sonra merkez ışın tekrar horizontal olarak lateral kenara getirilir ve bu konumdaki değer kaydedilir. AC uzaklığı bu iki değer arasındaki farka eşittir. Eğer masa horizontal olarak A noktasından AC uzaklığının tam yarı değeri kadar laterale kaydırılırsa E noktası bulunur. Bu nokta vertikal olarak anterior izomerkez referans noktasıdır. İzomerkezin cilt üstündeki lateral projeksiyonunu bulmak için A ve B noktalarının yükseklik farkı hesaplanır. Bunu bulmak amacıyla masa vertikal olarak B noktasından A noktasına doğru hareket ettirilir ve her iki noktadaki vertikal değer kaydedilir. BC uzaklığı bu iki değer farkına eşittir. Masa B noktasından A'ya doğru bu mesafenin yarısı kadar vertikal düzlemde hareket ettirildiğinde cilt üzerinde izomerkezin horizontal izdüşümü olan D noktası bulunur (Şekil 3.19). Merkez ışın ve yan lazer önde E noktası, yanda ise D noktasına oturtulduğunda SSD ve vertikal masa değeri kaydedilir. Bu



Şekil 3.14 İzosentrik teknik

günlük setup' lar da aynı pozisyonun yaratılması için önem taşımaktadır. Daha sonra merkez ışın mediyal giriş noktası ile çakışincaya kadar gantry döndürülür ve medyal alanın gantry açısı belirlenir. Lateral alanın gantry açısı bu açıdan 180^0 farklı olacaktır.

3.2.1.2 Beş Alan SSD Tekniği

Lokal ileri hastalığın definitif radyoterapisinde veya postmastektomi ışınlamalarda tüm rejyonel lenf nodlarını ve göğüs duvarını içine alan beş alan tekniği uygulanır. Bu teknik sayesinde mamma interna ve tanjansiyel alanların çakışmasından oluşabilecek soğuk üçgen elimine edilmektedir. Tanjansiyel alanlar laterale doğru itildiğinden ve açılı elektronlar kalbe ve akciğere ulaşmadan tüm enerjilerini tükettiklerinden morbidite açısından da önemli avantajlar sağlamaktadır.

İlk olarak supraklaviküler alan oluşturulur. Alan sınırları daha önce anlatıldığı gibi planlanır. Tanjansiyel alana diverjansı engellemek amacıyla alanın alt yarısı asimetric kolimatörlerle bloklanır. Daha sonra mamma interna (Mİ) foton alanı planlanır. Alan genişliği genellikle 5-6 cm'dir ve sternumun ortasından laterale doğru uzanır. Alan alt kenarı ksifoid alt ucundadır. Bunun nedeni alttaki lenf nodları değil göğüs duvarını yeterince ışınlamaktır. Tanjansiyel alanın iç kenarı Mİ alanının 1 cm içine yerleştirilir. Dış kenar için arka aksilla çizgisi üzerine küçük bir tel yerleştirilir. İç kenarda merkez ışın 100 cm mesafeye ayarlanır ve gantry her iki giriş noktası çakışmaya kadar çevrilir. Hem akciğere hem de supraklaviküler alana giden diverjansı engellemek amacıyla asimetric kolimatörler kullanılır. Böylelikle tüm alan çakışma hatlarında sıcak noktalar engellenmektedir. Dış kenarda aynı şekilde simüle edildikten sonra en son olarak açılı Mİ alanı planlanır. Önce iç tanjansiyelin medial kenarı tedavi pozisyonunda işaretlenir ve elektron alanına iç tanjansiyelle aynı yönde fakat 5⁰ daha az açı verilerek elektron alanı oluşturulur. Mİ foton alanı ilk 5 gün tedaviye alanır. Mİ alanının tanjansiyel alanın 1 cm içine girmesi büyük önem taşımaz ve alttaki soğuk üçgenin oluşmasını engeller. Elektron alanına %90 izodoz hattında tanımlanan 36Gy/2Gy fraksiyonda verilir. Bilgisayarlı planlama yardımıyla uygun elektron enerjisi seçilir. %80'lik izodoz plevraya ulaştığında Mİ lenf nodlarının yeterli dozu alacağı düşünölmektedir. Fotonların cilt koruyucu etkisinden korunmak amacıyla göğüs duvarına tedavi süresinin 1/3'ünde bolus materyali uygulanır. Asimetric kolimatörler yerine diverjan tanjansiyel alanlar kullanılıyorsa çakışma hatlarında sıcak noktaları engellemek amacıyla kolimatör ve masa rotasyonları kullanılabilir (26-29). Hangi teknik kullanılırsa kullanılsın alan çakışma noktalarına gereken önem mutlaka verilmelidir.

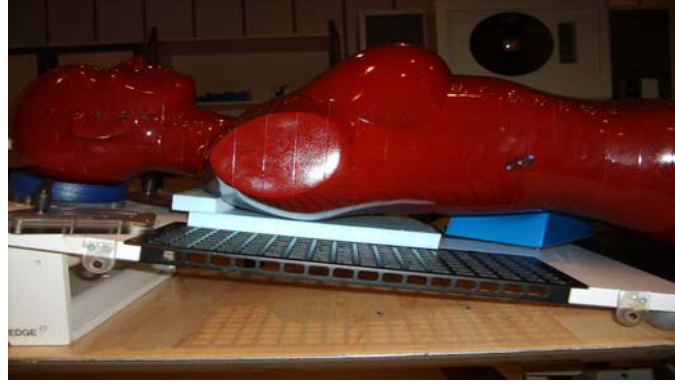
3.2.1.3 Sanal Simülasyon

Üç boyutlu tedavi planlama cihazlarının yaygınlaşması ile bir çok klinikte sanal simülasyon yöntemi kullanılmakta ve geliştirilmektedir. Hasta ilk olarak tedavi pozisyonunda hazırlanır ve immobilize edilir. Alan giriş kenarları ve kesişim noktaları klinik olarak belirlenir, radyopak markırlar ile işaretlenir. Daha sonra hasta aynı pozisyonda BT masasına yatırılır. İyi bir üç boyutlu rekonstrüksiyon sağlamak amacıyla tedavi bölgesi 3–5 mm'lik kesitlerle taranır ve bu kesitler planlama bilgisayarına aktarılır.

Planlama ünitesinde konvansiyonel simülatörlere ait her türlü özellik kullanılarak medial ve lateral alan girişleri, uygun gantry açıları belirlenir ve planlanan pozisyonda ışınlanma akciğer ve kalp volümleri hesaplanır. Sanal simülasyonun konvansiyonele göre en büyük avantajı hedef volümlerde lokalizasyonun presizyonu ve risk altındaki organların volümlerinin ve aldıkları dozların önceden hesaplanabilmesidir. Eğer planlama sonunda çok fazla akciğer ve kalp volümünün ışınlandığı gözlenirse alan girişleri ve diğer parametreler değiştirilerek istenilen sonuca varılana kadar planlama tekrarlanabilir. Daha sonra hasta tedaviye alınır. Tedavide bilgisayar kontrolü ve alanların elektronik veya konvansiyonel port filmleri ile düzenli kontrolü büyük önem taşımaktadır.

3.2.1.4 BTPS İşlem Basamakları

Tanjansiyel meme tedavilerinde simülasyon işlemi tedavi alanlarının belirlenmesi açısından büyük önem taşır. Randofantomun üzerinde ölçüm alınacak noktalara marker konularak BT-SİM cihazı ile 0.5 cm aralıklarla tomografi görüntüleri alındı. Rando fantomu sabitlemek için meme-board kullanılarak fantoma destek amaçlı fantomun sırt kısmına 2 cm kalınlığında strafor ve başaltı köpük konuldu (Şekil3.13). BT görüntüleri konturlama bilgisayarına aktarılarak hedef volüm ve risk altındaki organlar (sol akciğer, sağ akciğer, kalp, sağ meme ve cilt konturları) çizildi ve BTPS'ye aktarıldı. Bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde SSD ve SAD teknikleri için alanlar belirlendi (PEREZZ-30). BTPS' den elde edilen Dijital Radyografilere uygun olarak göğüs duvarı (meme), mamma interna (Mİ) ve supraklavikuler fossa (SCF) alanları konvansiyonel simülatörde randofantom üzerine çizildi. SSD ve SAD tekniğinde randofantom üzerinde aynı alan kenarları belirlendi. Alınan simülasyon filmleri BTPS'ye aktarılarak kontrol edildi ve doz dağılımları elde edildi.

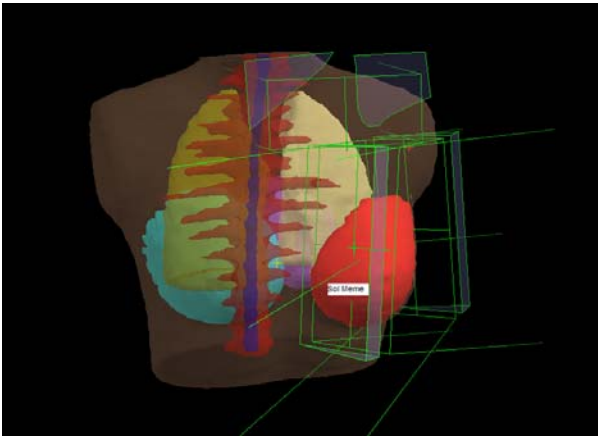


Şekil 3.15 Randofantomunun simülâtör cihazındaki konumu

3.2.2 Sol Meme İçin Tanjansiyel-SCF Alanları;

3.2.2.1 SSD Tekniğine Göre;

Tanjansiyel alanlar; İç tanjansiyel açı=308°, alan boyutu=8.6x20 cm², SSD=100 cm, kama filtre=15° Masa açısı=8°, kolimatör açısı=4° Dış tanjansiyel açı=133°, alan

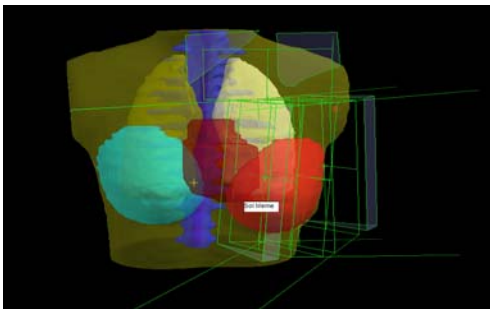


boyutu=8.6X20 cm², SSD=100 cm kama filtre=15 ° Masa açısı=352°, kolimatör açısı=5°

SCF alanı; Açı=350°, SSD=100 cm, alanlar X1=7.5 cm, X2=7.5 cm, Y1=0cm, Y2=7 cm, kolimatör açısı=0°

Şekil 3.16 Tanjansiyel ve SCF Alanlarının SSD Tekniğinde Kuşbakışı Görünümü

3.2.2.2 SAD Tekniğine Göre:



Tanjansiyel alanlar; İç tanjansiyel açı=308°, alan boyutu=10x21 cm², SSD=94.5 cm, kama filtre=15° Masa açısı =7°, kolimatör açısı=4° Dış tanjansiyel açı=134°, alan boyutu=10x21 cm², SSD=93.8 cm, kama filtre=15° Masa açısı=353°, kolimatör açısı=5°

Şekil 3.17 Tanjansiyel ve SCF Alanlarının SAD Tekniğinde Kuşbakışı Görünümü

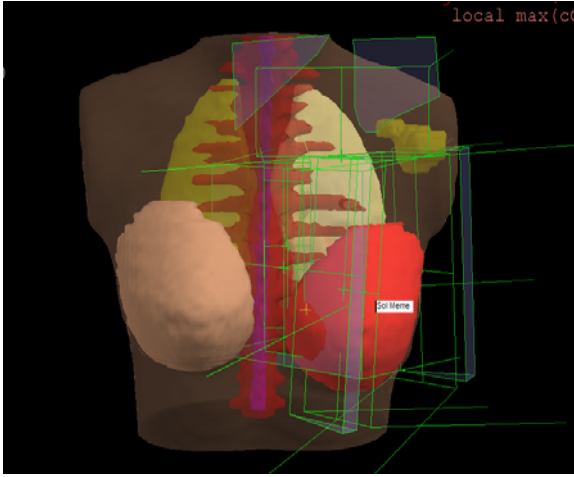
SCF alanı; Açı=350°, SSD =100 cm, alanlar X1=7.5 cm, X2=7.5 cm, Y1=0 cm, Y2=7 cm, kolimatör açısı=0°

3.2.3 Sol Meme İçin Tanjansiyel-SCF ve Mİ Alanları;

3.2.3.1 SSD Tekniğine Göre;

Tanjansiyel alanlar; İç tanjansiyel açı=318°, alan boyutu=7x20 cm², SSD =100 cm, kama filtre=15° Masa açısı=9°, kolimatör açısı=7° Dış tanjansiyel açı=142°, alan boyutu=7x20 cm², SSD =100 cm kama filtre=15° Masa açısı =351°, kolimatör açısı=7°

SCF alanı; Açı=350°, SSD =100 cm, alanlar X1=7.5 cm, X2=7.5 cm, Y1=0 cm, Y2=7 cm



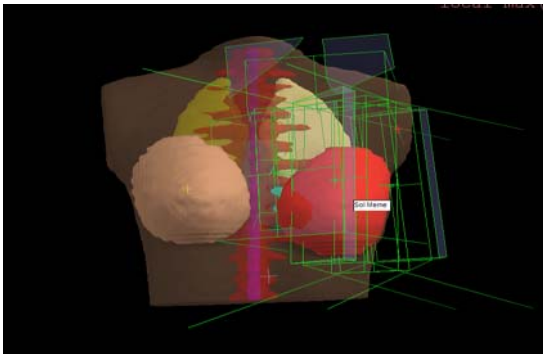
Mİ Foton Alanı: Açı=0°, SSD=100 cm, alan boyutu=4x13cm² Masa açısı =0°, kolimatör açısı=0°

Mİ Elektron Alanı: Açı=323°, SSD=100 cm, alan boyutu=4x13cm² Masa açısı=0°, kolimatör açısı=0°

Şekil 3.18 Tanjansiyel-SCF ve Mİ Alanlarının SSD Tekniğinde Kuşbakışı Görünümü

3.2.3.2 SAD Tekniğine Göre;

Tanjansiyel alanlar; İç tanjansiyel açı=318°, alan boyutu=8x21cm², SSD=100 cm, kama filtre=15° Masa açısı=9°, kolimatör açısı=7° Dış tanjansiyel açı=142°, alan boyutu=8x21 cm², SSD=94.5 cm, kama filtre=15° Masa açısı=351°, kolimatör açısı=7°



SCF alanı; Açı=350°, SSD=93.5 cm, alanlar X1=7.5cm, X2=7.5 cm, Y1=0 cm, Y2=7 cm

Şekil 3.19 Tanjansiyel-SCF ve Mİ Alanların SAD Tekniğinde Kuşbakışı Görünümü

Mİ Foton Alanı: Açı=0°, SSD=100 cm, alan boyutu=4x13 cm² Masa açısı=0°, kolimatör açısı=0°

Mİ Elektron Alanı: Açı=323°, SSD=100 cm, alan boyutu=4x13 cm² Masa açısı=0°, kolimatör açısı=0°

3.2.4 Termoluminesans dozimetri (TLD) Kalibrasyonu

TLD'ler ile doz hesaplamalarına geçmeden önce bazı çalışmaların yapılması gerekmektedir. Bunlar TLD çiplerinin duyarlılığını gösteren ECC (Element Correction Coefficient) ve okuyucudan alınan, nC cinsinden verilen fototüp akımının soğurulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan dönüşüm katsayısı RCF (Reader Calibration Factor)'nin bulunmasıdır. Tüm TLD çipleri aynı hassasiyetle üretilmediği için, aynı miktarda radyasyon soğurmalarına karşın okuma sırasında farklı miktarda ışık salarlar. Bu farklılığı ortadan kaldırmak için her çipe bir ağırlık faktörü verilir. Bu faktör ECC'dir. Okuyucunun, ışık şiddetini soğurulan radyasyon miktarı cinsinden verilmesi için RCF'nin bilinmesi gerekir. RCF katsayısının bulunması için öncelikle RCF'nin bulunmasında kullanılacak olan TLD çiplerinin ECC katsayılarının bulunması gereklidir. Bunun için öncelikle 70 adet TLD-100 çipi TLD fırınında termosoft programı kullanılarak 400 °C'de 1 saat süre ile tavlama işleminden geçirildi. Daha sonra kullanılan 70 adet TLD-100 çipi Lineer Akselaratör cihazında RW3 katı su fantomu kullanılarak, 6MV foton enerjisinde 20x20 cm² alanda, 1.5 cm derinlikte her birine 100 cGy verilecek şekilde ışınlandı. Daha sonra TLD-100 çipleri TLD okuyucusunda okundu. ECC katsayıları ±%2 içerisinde kalan TLD-100 çipleri TLD okuyucusuna ait RCF katsayısının bulunması için ayrıldı. Pratik olarak her TLD'nin absorbe etmiş olduğu doz 100 cGy olması gerekirken, TLD okuyucusuna, TLD'lerin kristal yapısına ve ışınlama sırasında set-up hatalarına bağlı çeşitli nedenlerle TLD'lerden okunan dozlar 100 cGy'den ± sapmalar göstermişlerdir. Limitler içinde kalan TLD'ler sırası bozulmadan RCF katsayısının bulunması için bu kez Co-60 cihazında katı su fantomu kullanılarak, 20x20 cm² alanda, 0.5 cm derinlikte her birine 100 cGy verilecek şekilde ışınlandı. Ayrıca aynı şartlarda iyon odasıyla havada da ölçüm alındı. Daha sonra TLD-100 çipleri TLD okuyucusunda okundu. Havada da okunan doz değeri programa girilerek okuyucu için RCF katsayısı belirlendi. Ardından dozimetrik ölçümlerde kullanılacak TLD'lerin ECC katsayılarını bulmak için 100 adet TLD çipi her biri 100 cGy olacak tekrar ışınlandı. ±%5 içinde kalan TLD çipleri ölçümlerde kullanılmak

üzere ayrılmıştır. ECC değeri her bir TLD'nin karakteristiğini gösterir. Bu nedenle fırınlama ve doz ölçümleri sırasında TLD'lerin sıralamalarının karıştırılmaması gerekir.

Alderson Rando Fantomunda ışınlamadan önce fantomun kesitleri birbirinden ayrılmış ve **Tablo 3.1'de** belirtilen 5 farklı kesitte belirlenen noktalara TLD-100 çipleri yerleştirilmiştir. Daha sonra fantomun kesitleri tekrar birleştirilerek sabitlenmiş ve ışınlamaya hazır hale getirilmiştir. Okuma değerlerinin ortalamasının alınabilmesi için her bir yöntem ve teknikte 5 kez ışınlama yapılmıştır.

Tablo 3.1 TLD Yerleştirilen Randofantomu Kesit Numaraları

Kesit Numarası	Bulunduğu Bölgeler	Dozun Belirlenme Nedeni
10	Üst mediasten	Tanjansiyel ve SCF alan çakışma dozları
11	Üst mediasten	Tanjansiyel ve SCF alan çakışma dozları
15	Meme ortası	Kalp ve Akciğer
Sağ Meme	Mediasten/toraks	Sağ meme cilt dozları
Sol Meme	Mediasten/toraks	Sol meme dozları

3.2.5 Lineer Hızlandırıcının Kalibrasyonu ve Işınlama

Işınlamadan önce lineer hızlandırıcı cihazında out-put kalibrasyonu katı su fantomu ölçüm seti ile standart koşullarda, SSD 100 cm ve 10x10 cm²'lik alan boyutunda 6 MV x-ışını enerjisi için d=5 cm'de ve 12 MeV elektron enerjisi için 15x15 cm²'lik alanda d=2.6 cm'de, 1mu=1cGy olacak şekilde Farmer tipi iyon odası ile yapılmıştır. Tüm ölçümler IAEA TRS-277 doz protokolü çerçevesinde gerçekleştirilmiştir (31).

Kalibrasyonu yapılan TLD'ler randofantom üzerinde önceden belirlenen noktalara yerleştirildi. Tüm alanların port filmleri çekilerek simülasyon filmleri ile karşılaştırılıp kontrol edildi. Alanlar BTPS'den elde edilen sürelerde 5'er kez ışınlanarak ölçüm sonuçlarının ortalaması alındı. Sol memede her yöntem ve her tekniğe ait 200 cGy fraksiyon dozunda BTPS'de ve TLD'de elde edilen doz dağılımlarına bakılmıştır. 200 cGy fraksiyon dozuna göre sol akciğer, kalp, sağ meme cilt, sol meme ve sol meme cilt dozları aşağıdaki tablolarda verilmiştir. BTPS ve TLD sonuçları arasındaki farklar her yöntem ve her teknik için yüzde (%) fark olarak hesaplanmıştır. % fark hesaplanırken (BTPS-

TLD)/BTPS eşitliğinden faydalanılmıştır. Ayrıca TLD ile yapılan 5 ölüm için standart sapma (SS) değerleri bulunmuştur.

4. BULGULAR

Üç alan (iki tanjansiyel, supra) tekniğinde elde edilen BTPS ve TLD sonuçları Tablo 4.1'de ve dört alan (iki tanjansiyel, supra, mamma interna) tekniğiyle elde edilen sonuçlar ise Tablo 4.2'de sunulmuştur. Üç ve dört alan SSD tekniğiyle hedef volüm (sol meme) içindeki üç noktada BTPS ile hesaplanan doz değerlerinin ortalaması sırasıyla 206.67 cGy ve 209.03 cGy iken, bu noktalarda TLD ile ölçülen dozların ortalaması sırasıyla 208.55 cGy ve 210.78 cGy'dir. Aradaki farklar %2'in altında olup SAD tekniğinde de benzerlik göstermiştir.

Karşı meme (sağ meme) için 2 cm aralıklarla 3 noktada yapılan cilt dozu ölçümlerinde, üç alan ışınlama tekniği için BTPS ve TLD ölçümleri arasındaki fark SSD ve SAD teknikleri için sırasıyla %13.52 ve %13.63 iken, bu değerler dört alan ışınlama tekniğinde sırasıyla %9.17 ve %9.93'tür.

Üç ve dört alan SSD tekniğiyle tanjansiyel ve supraklaviküler alanlarının çakışma düzlemindeki 4 noktada BTPS ile hesaplanan doz değerlerinin ortalaması sırasıyla 146.45 cGy ve 148.03 cGy iken, bu noktalarda TLD ile ölçülen dozların ortalaması sırasıyla 154.93 cGy ve 146.57 cGy'dir. Aradaki farklar sırasıyla %5.91 ve %4.31 olup bu değerler SAD tekniğinde %4.65 ve %3.83'tür.

Sol meme tanjansiyel ışınlamasında sol akciğer için 4 noktada üç ve dört alan SSD tekniğiyle yapılan BTPS ile TLD ölçümleri arasındaki fark sırasıyla ortalama %1.27 ve %3.58 olup bu değerler SAD tekniği için sırasıyla %2.94 ve %3.73'tür.

Üç ve dört alan SAD tekniğiyle kalp için BTPS ile hesaplanan doz değerlerinin ortalaması sırasıyla 9.90 cGy ve 41.93 cGy iken, bu noktalarda TLD ile ölçülen dozların ortalaması sırasıyla 10.36 cGy ve 42.56 cGy'dir. Aradaki farklar sırasıyla %4.65 ve %3.56 olup bu değerler SSD tekniğinde %3.80 ve %4.31'dir.

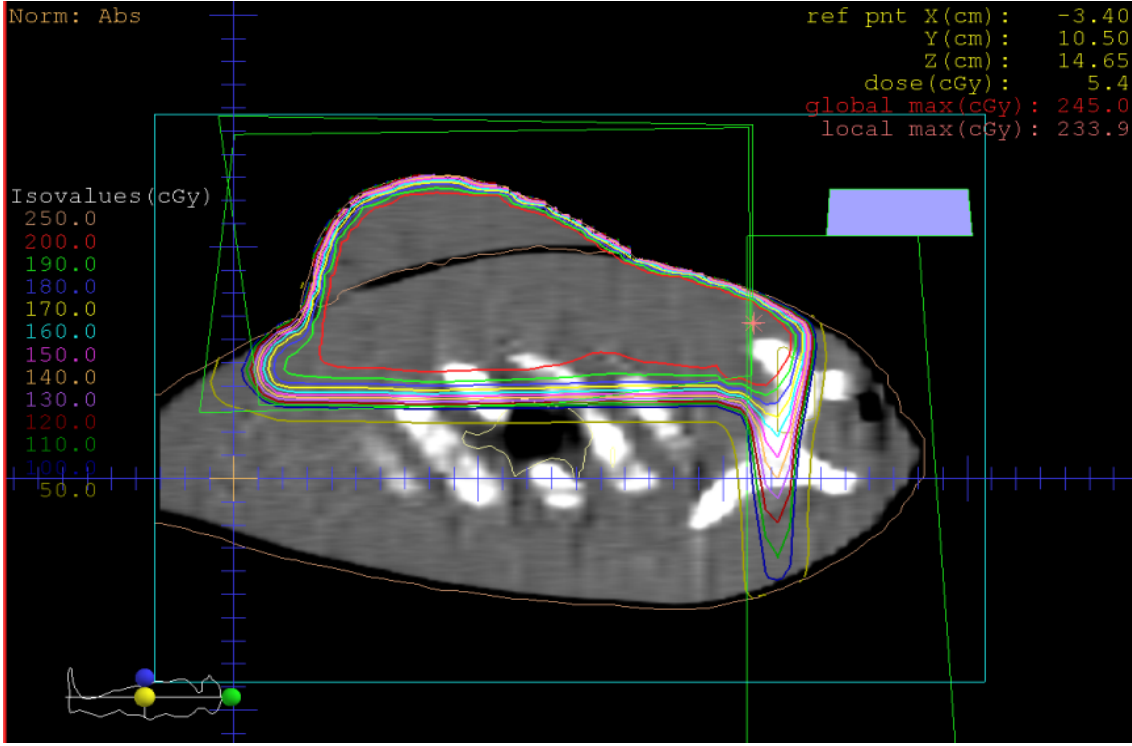
Çalışmada foton-foton ve foton-elektron çakışma noktalarındaki cilt dozlarına da bakılmıştır. BTPS ve TLD ölçümleri arasındaki fark SSD tekniği için sırasıyla %8.64 ve %3.36 iken SAD tekniği için %7.50 ve %2'dir.

Her iki teknikte tüm alanlarda santral aks üzerinde elde edilen giriş-çıkış dozları için, hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki fark da %5'in altındadır.

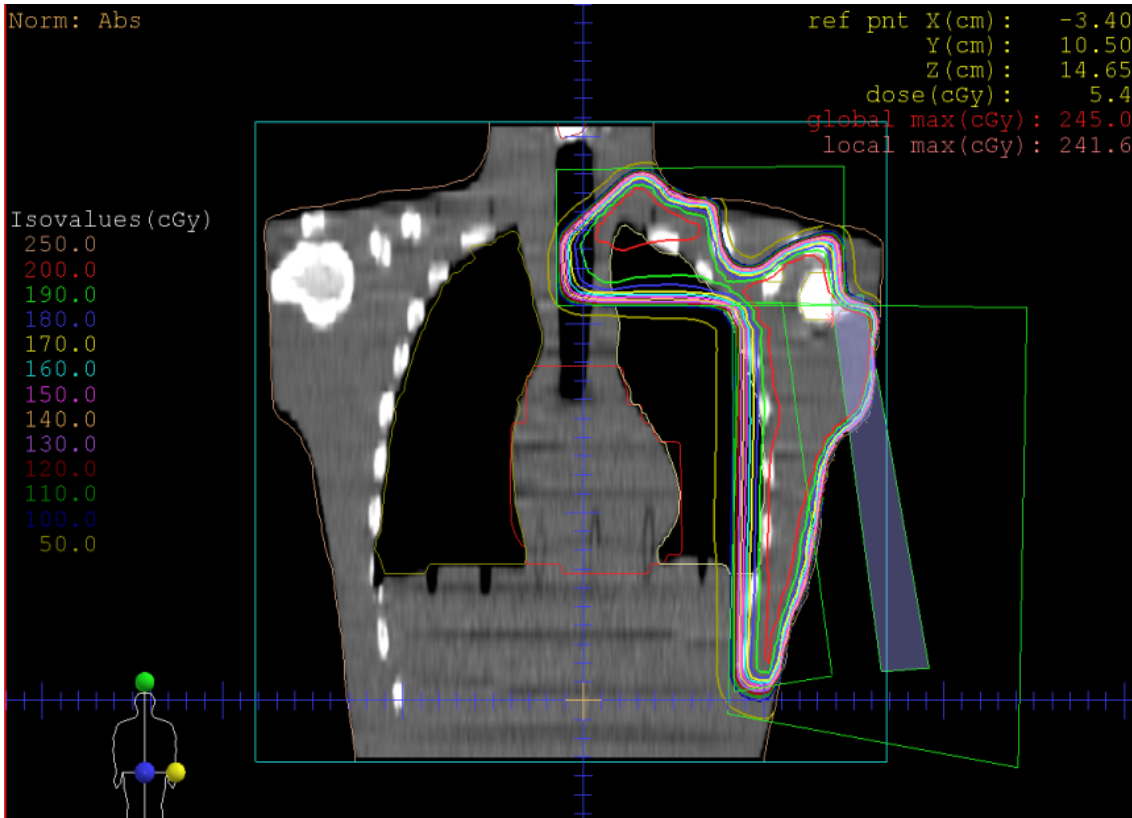
4.1 Sol Meme Tanjansiyel-SCF Sonuçları

Tablo 4.1 Tanjansiyel-SCF için BTPS ve TLD Sonuçları

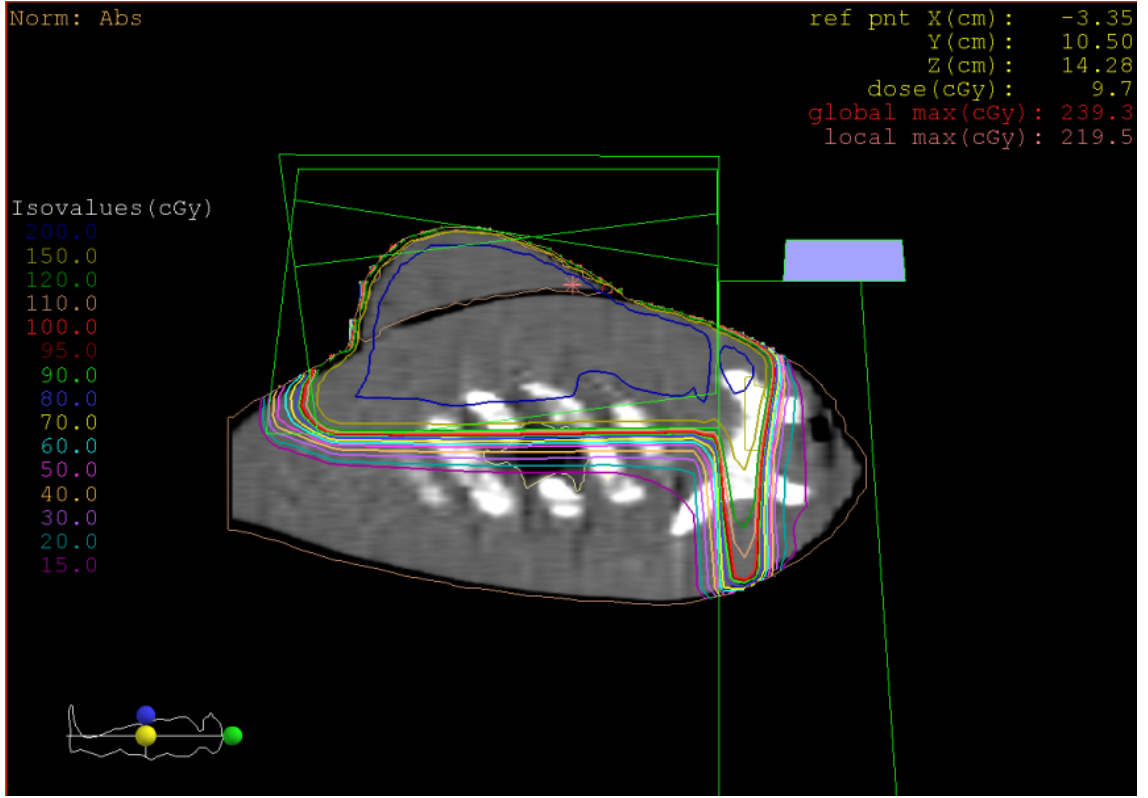
Ölçüm Noktası	BTPS		TLDort±Standart Sapma		Fark (%)	
	SSD	SAD	SSD	SAD	SSD	SAD
Akciğer						
A1	140.80	132.60	143.53±5.68	126.73±1.59	1.94	4.43
A2	100.40	93.10	101.15±1.78	96.28±1.42	0.75	3.42
A3	197.90	197.50	195.68±2.46	195.6±3.29	1.12	0.96
Ortalama	146.37	141.07	146.79	139.54	1.27	2.94
Sol Meme						
M1	209.00	209.00	208.34±5.08	208.83±4.14	0.32	0.08
M2	205.00	206.00	205.79±4.84	209.19±3.36	0.39	1.55
M3	206.00	206.00	208.52±1.72	208.98±2.73	1.22	1.45
Ortalama	206.67	207.00	208.55	209.01	0.64	1.03
Sağ Meme Cilt						
SMc1	9.00	8.95	10.33±0.19	10.29±0.49	14.78	14.97
SMc2	13.90	9.90	12.77±0.98	11.13±1.10	8.13	12.42
SMc3	8.10	7.40	9.53±0.36	8.40±0.45	17.65	13.51
Ortalama	10.33	8.75	10.88	9.94	13.52	13.63
Kalp						
K1	10.30	9.90	10.64±0.88	10.38±0.62	3.30	4.85
K2	10.00	9.90	10.43±1.10	10.34±0.59	4.30	4.44
Ortalama	10.15	9.90	10.69	10.36	3.80	4.65
Tan-SCF Çakışması						
TS1	142.50	140.75	152.65±9.27	145.19±6.76	7.12	3.15
TS2	199.10	188.45	207.7±5.19	197.43±11.51	4.32	4.77
TS3	118.50	117.50	121.41±5.41	113.68±6.58	2.46	3.25
TS4	125.70	124.85	137.96±6.06	131.62±8.69	9.75	5.42
Ortalama	146.45	142.89	154.93	146.98	5.91	4.15
İç Tan. Aks						
	101.7	109.60	102.25±2.86	109.42±5.27	0.54	0.16
Dış Tan. Aks						
	97.5	100.61	97.24±2.99	101.23±5.81	0.27	0.62
SCF Aks						
	101.8	95.31	101.27±6.48	96.49±3.20	0.52	1.2



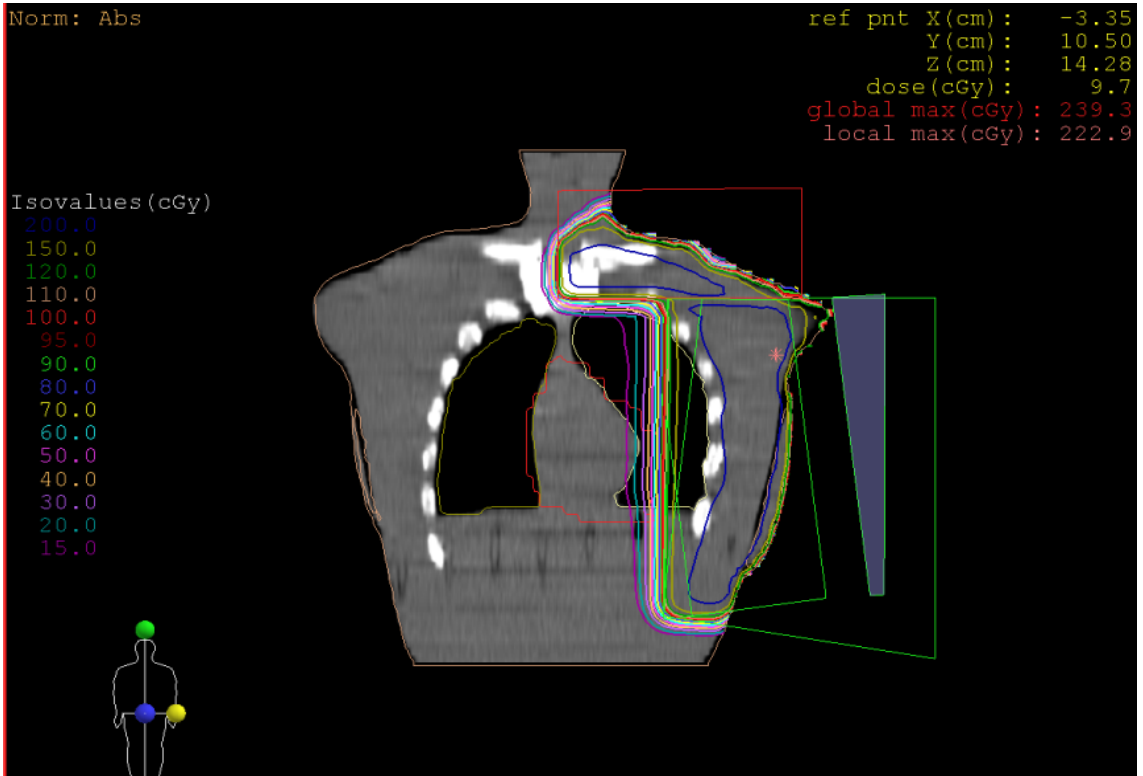
Şekil 4.1 SSD tekniğine göre sagittal kesitte doz dağılımları



Şekil 4.2 SSD tekniğine göre koronal kesitte doz dağılımları



Şekil 4.3 SAD tekniğine göre sagittal kesitte doz dağılımları

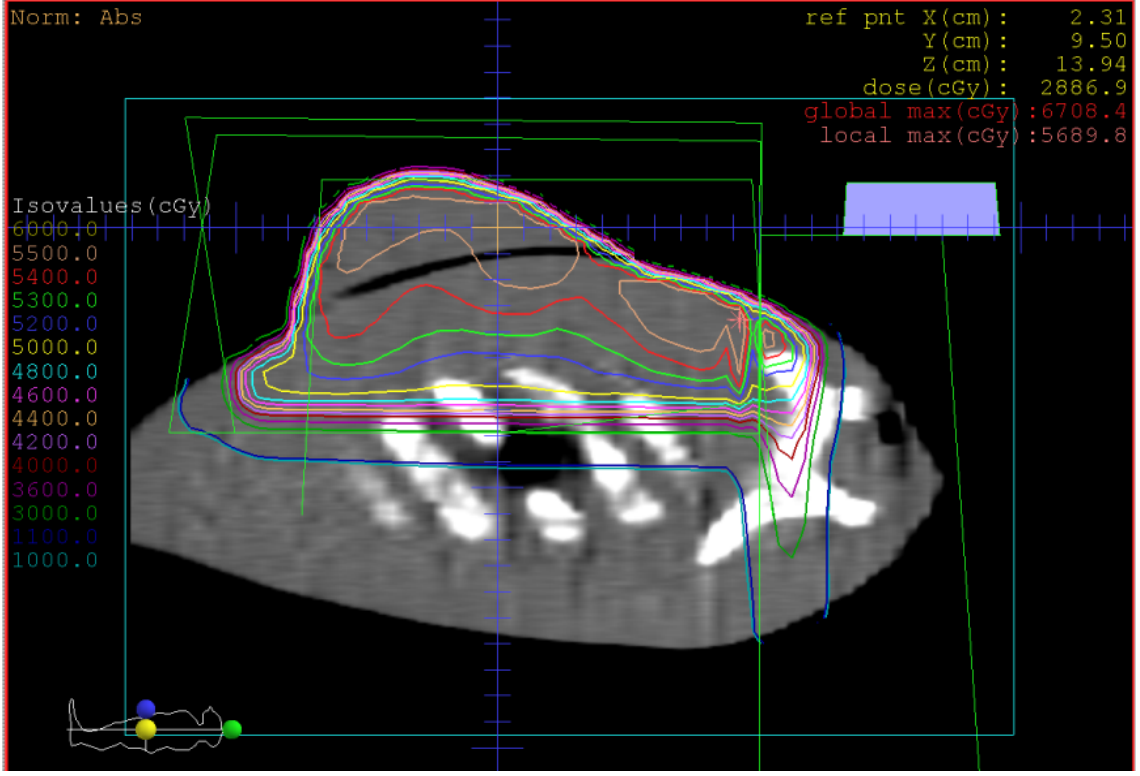


Şekil 4.4 SAD tekniğine göre koronal kesitte doz dağılımları

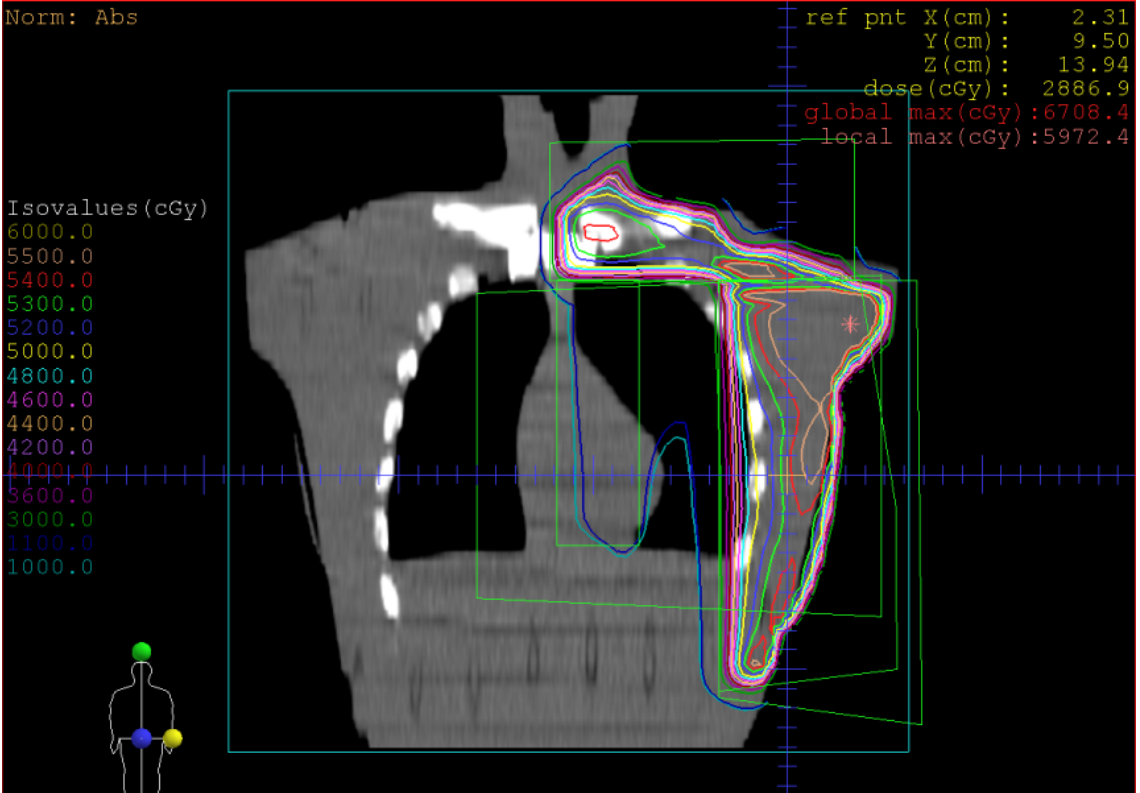
4.2 Sol Meme Tanjansiyel-SCF-Mİ Sonuçları

Tablo 4.2 Tanjansiyel-SCF-Mİ için BTPS ve TLD Sonuçları

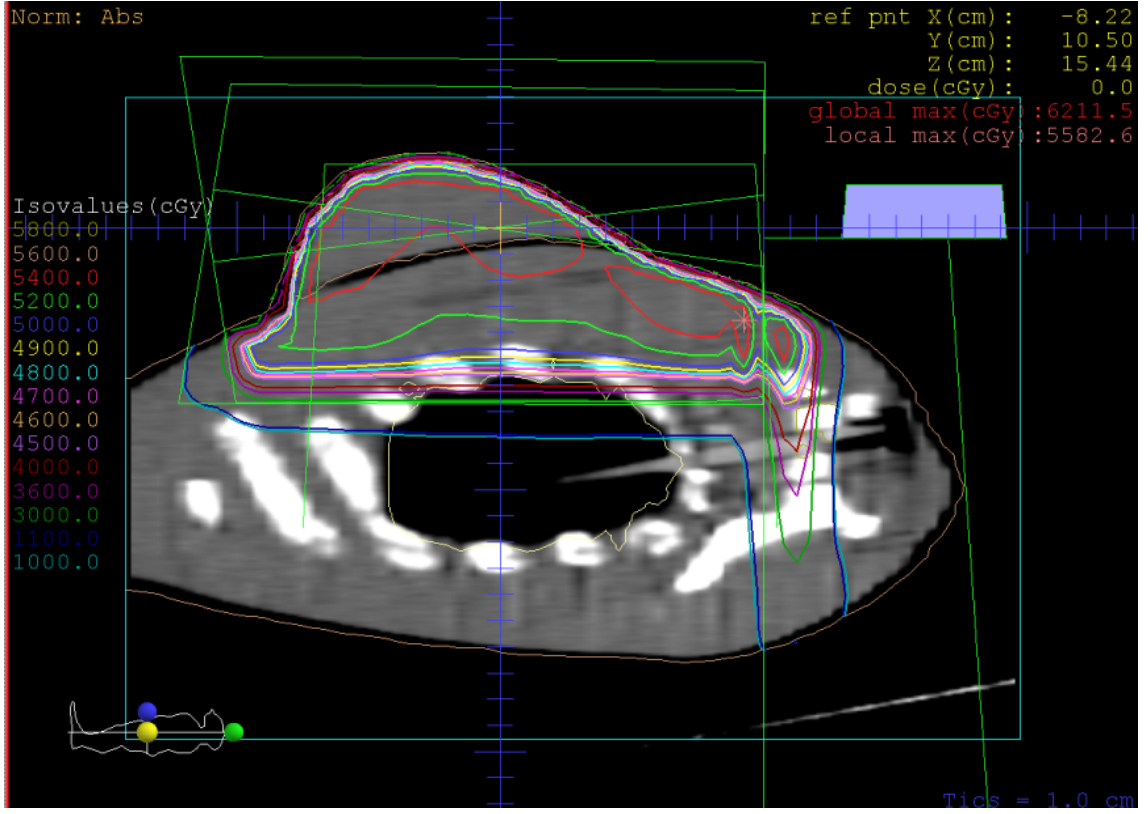
Ölçüm Noktası	BTPS		TLD _{ort} ±Standart Sapma		Fark (%)	
	SSD	SAD	SSD	SAD	SSD	SAD
Akciğer						
A1	112.72	111.96	116.85±3.16	115.9±4.09	3.66	3.50
A2	29.48	27.38	30.92±3.20	26.2±0.98	4.87	4.30
A3	196.84	185.36	187.99±4.67	191.1±5.90	4.50	3.10
A4	12.44	10.48	12.60±0.83	10.9±1.04	1.27	4.00
Ortalama	87.87	83.80	87.09	85.88	3.58	3.73
Sol Meme						
M1	203.52	201.76	205.11±4.44	204.1±3.15	0.78	1.10
M2	215.76	212.96	217.87±5.95	206.4±6.64	0.98	3.10
M3	207.80	208.00	209.35±3.51	209.6±2.02	0.75	0.80
Ortalama	209.03	207.57	210.78	206.70	0.84	1.67
Sağ Meme Cilt						
SMc1	108.00	100.80	103.09±1.75	95.7±2.18	4.55	5.10
SMc2	70.80	55.88	77.52±3.02	49.7±3.27	9.49	11.00
SMc3	13.48	11.40	15.29±1.88	13±0.47	13.46	13.70
Ortalama	64.09	56.03	65.30	52.80	9.17	9.93
Kalp						
K1	108.68	104.92	112.09±4.83	106.7±9.37	3.14	1.70
K2	40.48	40.40	39.02±4.54	42.8±1.32	3.60	6.00
K3	24.12	23.76	23.69±5.58	23.5±1.19	1.79	1.00
K4	31.80	31.75	29.68±0.71	30.5±2.82	6.68	3.90
K5	8.87	8.84	9.46±0.39	9.3±0.42	6.65	5.20
Ortalama	42.79	41.93	42.79	42.56	4.37	3.56
Tan-SCF Çakışması						
TS1	158.30	159.15	163.24±5.01	152.9±5.26	3.12	3.90
TS2	172.46	172.60	165.97±9.49	164.1±5.39	3.76	4.90
TS3	136.18	138.00	127.19±3.24	134.8±4.48	6.60	2.31
TS4	125.18	126.40	129.88±4.37	121.1±5.58	3.75	4.20
Ortalama	148.03	149.04	146.57	140.73	4.31	3.83
İç Tan.-Mİ Elektron Çakışması						
MI-E	157.52	160.20	152.23±1.83	163.3±6.24	3.36	2.00
İç Tan.-MI Foton Çakışması						
MI-F	101.72	102.00	92.94±1.92	94.4±3.89	8.64	7.50
İç Tan. Aks						
İI	119.52	120.24	116.38±3.08	123.2±2.66	2.60	2.46
Dış Tan. Aks						
D1	114.60	119.76	111.76±2.51	121.3±5.05	2.48	1.29
SCF Aks						
S1	84.40	79.20	82.61±3.69	78.2±2.83	2.10	1.26
Mİ Foton Aks						
MİF	73,00	73.30	73.36±6.39	72.8±2.44	0.49	0.68
Mİ Elektron Aks						
MİE	132.23	132,00	130.95±7.22	134.9±0.51	0.97	2.20



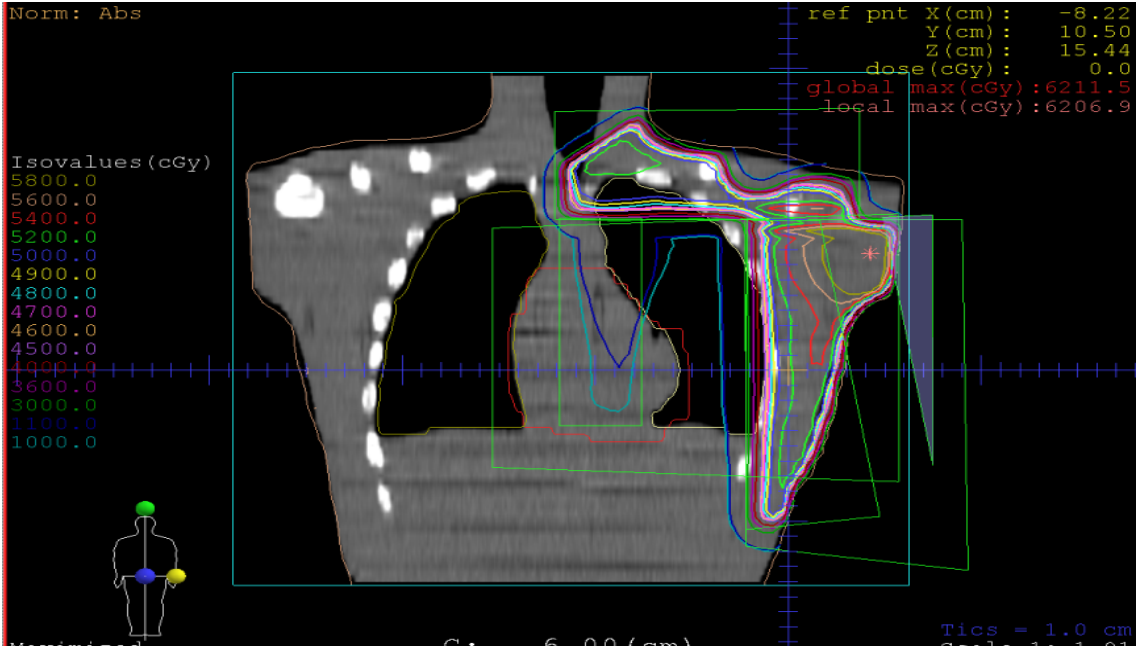
Şekil 4.5 SSD tekniğine göre sagittal kesitte doz dağılımları



Şekil 4.6 SSD tekniğine göre koronal kesitte doz dağılımları



Şekil 4.7 SAD tekniğine göre sagittal kesitte doz dağılımları



Şekil 4.8 SAD tekniğine göre koronal kesitte doz dağılımları

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Son yıllarda meme kanseri tanı ve tedavisindeki gelişmelere koşut olarak sağkalım oranları artmıştır. Bunun sonucu olarak uzun dönem izlemlerde tedavilere bağlı yan etkilerin neden olduğu morbidite ve mortalite ön plana çıkmıştır. Bu nedenle daha sınırlı cerrahi uygulamaların yapıldığı tedavi yöntemleri yaygınlaşırken lokorejyonel radyoterapinin kullanımı da artmış ve radyoterapiye bağlı morbidite ve mortaliteler yeniden güncel tartışmanın içine girmiştir (32). Eski tekniklerin yetersizliklerinden kaynaklanan sorunların saptanmasıyla, teknolojik gelişmeler ışığında hedef volüm içinde daha etkin doz dağılımı sağlanırken risk altındaki organları korumaya yönelik tedavi teknikleri uygulanmaya başlanmıştır. Modern tedavi tekniklerinin geliştirilmesinde bilgisayarlı tedavi planlama tekniklerinin katkısı yadsınamaz bir gerçektir (33,34).

Modern BTPS'ler doz hesaplamalarında değişik temellere dayanan algoritmalar kullanmakta olup bu algoritmaların bazı eksiklikleri vardır. Ayrıca her ne kadar bilgisayar teknolojisi kullanılmaktaysa da sistemlere girilen verilerin hazırlanması ve aktarılmasından kaynaklanabilecek sorunlar yaşanabilmektedir (35). İşte radyoterapide kullanılan cihazların üretimi, kabul testleri, planlama sistemine girilecek doz dağılımlarının belirlenmesi için yapılan ölçümler, bu ölçümlerden elde edilen verilerin işlenmesi, hastaya verilecek dozların hesaplanması, hastanın tedaviye hazırlanması ve nihayet planlanan tedavinin verilmesi sürecinde ortaya çıkabilecek hataların saptanması ancak verilen dozun ölçülmesiyle olanaklıdır.

TLD'ler birçok faktörden bağımsız olmaları nedeniyle en uygun in-vivo dozimetri yöntemi olmakla birlikte soğurmuş olduğu dozun belirlenmesinin uzun zaman alması kullanımında en önemli problemdir. Bu probleme rağmen, tedavi planlama sürecinde oluşabilecek dozimetrik hataların belirlenmesinde TLD in-vivo doz ölçüm sisteminin, ideal olmasa da, yararlı olduğu söylenebilir. Ayrıca in-vivo dozimetri sistemlerinin, doz-yanıt duyarlılıklarının artırılması ve doğru ölçüm sonuçlarının elde edilmesi için tedavi koşullarında kalibre edilmesi önerilmektedir (36). Dozimetrik sürecin kontrolü, çalışmamızda yaptığımız gibi randofantom üzerinde veya hastalarda giriş-çıkış dozlarına bakılarak yapılabilir. Giriş-çıkış dozlarına bakılarak tedaviye hazırlık sürecinin ve kritik organ dozlarının kontrol edilebileceğini Essers ve ark. (40) yaptıkları çalışmada göstermişlerdir.

Hedef volüm içindeki doz dağılımının homojen olması ve tümör kontrolü için gereken minimum dozun verildiğinin bilinmesi önemlidir. Bu nedenle meme kanseri ışınlamasında hedef volüm içindeki doz dağılımı pek çok çalışmaya konu olmuştur. Banjade ve arkadaşlarının (41) meme ışınlaması için randofantomda yaptıkları dozimetrik çalışmada hedef volüm içindeki hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki uyumun $\pm\%2$ sınırları içinde olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da her iki ışınlama tekniği için BTPS ve TLD ölçümleri arasındaki fark $\%2$ 'nin altında idi.

Meme kanseri radyoterapisinde SCF alanında yarı kesici blok ya da asimetrik alan kullanılmaktadır. Alan birleşim bölgelerinde oluşabilecek doz belirsizliklerini önlemede yarı alan bloğunun veya asimetrik alanın önemi birçok yazar tarafından vurgulanmıştır (42, 43). Çalışmada SCF alanında asimetrik alan kullanılmasının yanı sıra, tanjansiyel alandan kaynaklanan diverjansı önlemek için de tanjansiyel alanlara kolimasyon ve masa açısı verilmiştir. Çakışma düzleminde BTPS ve TLD ölçümleri arasında fark genel olarak kabul sınırlarımız ($\pm\%5$) içinde olmakla beraber üç alan SSD tekniğinde ortalama $\%5.91$ 'lik fark bulunmaktadır. Bunun nedeni tedavi sırasında hastanın tedavi pozisyonunun değişmesi ve alan sınırının tam olarak belirlenememesidir. Sağlam (44) yapmış olduğu tez çalışmasında tanjansiyel-SCF çakışma düzleminde $\%9$ 'a varan farklar bildirmiştir. Tüm bu sonuçlar göstermektedir ki, alan çakışma düzlemindeki sorunlar hala devam etmekle beraber, bu sorunların giderilmesi için daha değişik ışınlama tekniklerine gereksinim vardır.

Meme kanserinde radyoterapiyle uzamış genel sağ kalım radyoterapiye bağlı geç kardiyak ölümlerle bozulabilir (4, 45, 46). Ayrıca meme radyoterapisi sırasında ışınlanan akciğer volümünün ve ortalama akciğer dozunun mümkün olduğunca düşük olması gerektiğine bir çok çalışmada değinilmiştir (37-39). Barlaz (47) yapmış olduğu tez çalışmasında kalp ve akciğer dozları için BTPS ve TLD ölçümleri arasında $\%3$ 'lük fark bildirirken Hamers ve arkadaşları da (48) $\%3$ 'e varan farklar bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise kritik organlardan kalp ve akciğerin almış oldukları ortalama radyasyon dozları her iki ışınlama yönteminde de hesaplanan ve ölçülen dozların farkı $\%5$ 'in altında bulunmuştur.

Meme kanseri hikayesi olan hastalarda radyoterapi sonrası karşı memede ikincil kanser çıkma olasılığı sağlıklı kadınlara göre daha fazladır (49). Riski arttırmamak için karşı meme dozunu en aza indirmek önemlidir. Meme kanserinde farklı tedavi tekniklerinde, karşı meme tarafından alınan doz değerleri arasında farklılıklar vardır.

Tedavi alanından uzaklaştıkça sağ meme cildindeki doz değerleri azalmaktadır. Sağlam (44) yapmış olduğu tez çalışmasında da BTPS ile TLD ölçümleri arasında %18'e varan farklar bildirmiştir. Bizim çalışmamızda ise sağ meme cildinde %14 varan farklar bulunmuştur. Bu fark sağ memede kolimatörden saçılan dozların okunması ve okunan değerlerin çok küçük olması ya da TLD yerleştirilme hatasından kaynaklanmış olabilir.

TLD ile yapılan diğer in-vivo dozimetri ölçümlerinde Leal ve ark. (50) pelvis kanserleri için BTPS ile TLD ölçümleri arasında $\pm\%5$ sınırları içinde iken Veneblas ve arkadaşları (51) ise %10'a varan farklar bildirmişleridir.

Meme kanseri, birbirine göre farklı düzlemlerde ve derinliklerde uygulanan ışınların yarattığı karmaşık bir geometride tedavi edilmektedir. Tedavi sonucu ortaya çıkan yan etkiler büyük ölçüde doz inhomojenitesinden kaynaklanmakta olup buna ışınların diverjansı, bitişik alanların kullanılmasındaki güçlükler ve hasta set-up'ındaki belirsizlikler neden olmaktadır. Tüm bu sonuçlar dikkate alındığında diğer kanser türlerinde olduğu gibi meme kanserinde de dozimetrik sürecin kontrolünün daha güvenli radyoterapi uygulaması için gerekli olduğu görülmüştür.

6. KAYNAKLAR

1. SILVERBERG E, LUBERA J. Cancer statistics. CA Cancer Journal for Clinicians 37:2-19, 1987.
2. TOPUZ E, AYDINER A, DİNÇER M. Meme kanseri, Nobel Tıp Kitabevleri, Sayfa 1-350, 2003.
3. JACABSON JA, DANFORTH DN, COWAN KH, D'ANGELO T, STEINBERG SM, PIERCE L. Ten-year results of a comparison of conservation with mastectomy in the treatment of stage I and I₁ breast cancer. New England Journal of Medicine 332:907, 1995.
4. HURKMANS CW, BORGER JA, BOS LJ. Cardiac and lung complication probabilities after breast cancer irradiation. Radiotherapy and Oncology 55:145-151, 2000.
5. KURTMEN C, ÇELEBİOĞLU B. A.Ü. Dikimevi sağlık hizmetleri meslek yüksekokulu yıllığı, Cilt 1, Sayı 1, 2000.
6. VAETH JM. Historical aspect of tylectomy and radiation therapy in the treatment of cancer of breast. Front Radiation Therapy and Oncology 17:1-10, Basel 1983
7. HALPERIN EC, PEREZ CA, BRADY LW. Radyasyon onkolojisi tedavi kararları Çeviri: GEMİCİ C, MAYADAĞLI A, PARLAK C, Nobel Tıp Kitapevleri, Sayfa 1-376, 2004.
8. ASTRA ZENECA İLAÇ SANAYİ ve TİC. LTD. ŞTİ.. Olgular ışığında meme kanseri, Sayfa 1-200.
9. TOPUZ E. Meme kanseri biyoloji, tanı, evreleme, tedavi, İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü Yayınları 3, Sayfa 1-436, 1997.
10. ALİCAN F. Meme kanseri, İstanbul, 1981.
11. SVENSSON GK, BJORNGARD B, LARSEN RD. A modified three technique for breast treatment. International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics 6:689-694, 1980.
12. International Commission On Radiation And Measurements, (Icru) Report 50. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Sayfa 27-31, 1995.
13. PERQUIN B, MAZERON JJ, GLAUBIGER D. Conservative treatment of breast cancer in europe. Report of the groupe europeen de curietherapie, radiotherapy& oncology 6, Sayfa 187-198, 1986.
14. ORTON CG, SEIBERT JB. Depth dose in skin for obliquely incident Co- 60 radiation. British Journal Radiology 45:271-275, 1972.

15. SVENSSON GK, BJARNGARD BE, CHEN GT. Superficial doses in treatment of breast with tangential fields using 4-MV x-rays. *International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics* 2:705-710, 1977.
16. EMERITUS JVD. Methods for in-vivo dosimetry in external radiotherapy division of radiation physics, 2. Edition, Department Of Radiotherapy University Hospital, Gasthuisberg-France, Sayfa 1-60, 2006.
17. User's Manuel Cyrus, 1996.
18. Technical Manuel Cyrus, 1996.
19. Siemens Lineer Accelerator System Manuel Volume 1, 2000.
20. Instruction Manuel Of Art Phantoms" Radiology Support Devices.
21. MCKINLAY AF. Textbook of the national radiological protection board, thermoluminescence dosimetry, 1973.
22. Instruction Manuel Of Rw3 Solid Water Phantom, PTW Freiburg.
23. Instruction Manuel Of 0.6 Cm³ Farmer – Type Ionization Chambers,PTW Freiburg.
24. Siemens Mevasim S Setting Instructions, 1994.
25. ALBERT SL. Breast technique:quick and easy co-planar isocenter localization for tangential fields in current approaches to radiation oncology. *Biology and Physics Course Book*, 1999.
26. SIDDON RL, BUCK BA, HARIS JR. Three-field technique for breast irradiation using tangential field corner blocks. *International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics* 9:583, 1983.
27. CHU JC, SOLIN LJ, HWANG CC. A nondivergant three field matching technique for breast irradiation. *International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics* 19:1037, 1990.
28. ROSENOW UF, VALENTINA ES, DAWIS LW. A technique for treating local breast cancer using a single setup point and asymmetric collimation. *International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics* 19:183, 1990.
29. LINCHTER AS, FRAASS BA, PADIKAN TN. A technique for field matching in primary breast irradiation. *International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics* 9:263-270, 1983.
30. HALPERIN EC, PEREZ CA, BRADY LW. Principles and practise of radiation oncology, Fifth Edition, Nobel Tip Kitabevleri, Sayfa 1162-1292, 2005.

31. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Absorbed dose determination in photon and electron beams. Technical Reports Series No:277, 2. Baski, Vienna, Austria, 1997.
32. HARIS JR, LIPPMAN ME, MORROW M, HELLMAN S. Diseases of the breast, Lippincott Company, Philadelphia, 1996.
33. CUZICK J, STEWART H, RUTQVIST L. Cause specific mortality in long-term survivors of breast cancer who participated in trials of radiotherapy. Journal of Clinical Oncology 12:447-453, 1993.
34. COLLABORATIVE GROUP. Effects of radiotherapy and surgery in early breast cancer. New England Journal of Medicine 333:1444-1445, 1995.
35. EVANS MDC. Computerized treatment planning systems for external photon beam radiotherapy, Chapter 11, Department of Medical Physics, McGill University Health Centre, Montreal, Quebec, Canada
36. QUACH J, MORALES MJ, BUTSON A, ROSENFELD PE. Measurement of radiotherapy x-ray skin dose on a chest wall phantom. University of Wollongong, 2000.
37. LINGOS TI, RECHT A, VICINI F, ABNER A, SILVER B, HARRIS JR. Radiation pneumonitis in breast cancer patients treated with conservative surgery and radiation therapy. International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics 21:355-360, 1991.
38. MIWA S, MORITA S, SUDA T, SUZUKI K, HAYAKAWA H, CHIDA K, NAKAMURA H. The incidence and clinical characteristics of bronchiolitis obliterans organizing pneumonia syndrome after radiation therapy for breast cancer. Sarcoidosis Vasc Diffuse Lung Diseases 21:212-218, 2004.
39. COTTIN V, FROGNIER R, MONNOT H, LEVY A, DEVUYST P, CORDIER JF. Pulmonaires. Chronic eosinophilic pneumonia after radiation therapy for breast cancer. European Respiratory Journal 23:9-13, 2004.
40. ESSERS M, MIJNHEER BJ. In-vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy, Department Of Radiation Oncology, Division Of Clinical Physics And Instrumentation.
41. BANJADE DP, AMINSTP D, ZAKIR M, TAJUDDIN AA, SHUKRI A. A novel approach of dose mapping using a humanoid breast phantom in radiotherapy. The British Journal of Radiology 75:812-818, 2002.
42. MARSHALL G. Three field isocentric technique for breast irradiation using individualized shielding blocks. International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics 14:1299- 1305, 1991.
43. TERCILLA O, KRAIN F, LAWN-TSAO L. Comparison of contralateral breast doses from ½ beam block and isocentric treatment techniques for patients treated with

primary breast irradiation with Co-60. International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics 17:205-210, 1989.

44. SAĞLAM Y. Radyoterapi Fiziği Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2006.
45. HURKMANS CW, BORGER JH, BOS LJ. Cardiac and lung complication probabilities after breast cancer irradiation. Radiotherapy and Oncology 55:145-151, 2000.
46. GAGLIARDI G, LAX I, OTTOLENGHI A, RUTGVIST LE. Long- term cardiac mortality after radiotherapy of breast cancer- application of the relative seriality model. British Journal of Radiology 69:839-846, 1996.
47. BARLAZ S. Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2005.
48. HANS P, HAMERS A, KARLAXEL JOHANSSON B, JACK LM. In vivo dosimetry with TLD in conservative treatment of breast cancer patients treated with the EORTC protocol 22881. Department Of Radiotherapy, Dr B. Verbeeten Institute, Tilburg, The Netherlands B Radiation Physics Department, Sahlgren Hospital, Göteborg, Sweden Online Publication Date: 01 January 1993.
49. MELLINK WA, HOLAND R, HENDRIKS JH. The contribution of routine follow-up mammography to an early detection of asynchronovs contralateral breast cancer. Cancer 67:1844-1848, 1991.
50. LEAL MA, VIEGAS CCB, VIAMONTE A, CAMPOS A, BRAZ D, CLIVLAND P. TLD chip detector for development of procedures for *in-vivo* dosimetry in pelvis cancer treatment. 8. International Symposium on Ionizing Radiation and Polymers, 2008.
51. KAREN V, ELIZABETH MA, EDWIN GA, PETER HJ. The use of in-vivo thermoluminescent dosimeters in the quality assurance programme for the start breast fractionation trial. Radiotherapy and Oncology 71:303, 2004.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmada, çalışma boyunca her türlü problem ve konuda engin fikir, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, sıkıntıya düştüğüm zamanlarda çok yoğun işleri arasında bana vakit ayırarak yol gösteren danışman hocam Sayın Doç. Dr. Lütfi ÖZKAN'a sonsuz teşekkür ederim. Her zaman desteklerini esirgemeyen Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'ndeki Öğretim Üyeleri, Araştırma Görevlileri, Radyoterapi Teknikerleri ve diğer tüm personel ile Uludağ Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Öğretim Üyelerinden Sayın Prof. Dr. Z. Gökay KAYNAK'a Sayın Prof. Dr. Ahmet CENGİZ'e ve Sayın Doç. Dr. Orhan GÜRLER'e teşekkürü bir borç bilirim.

Ayrıca çalışma boyunca benden desteklerini esirgemeyen Aktif Çare Tıbbi Cihazlar Ltd. Şti. Yönetim Kurulu'na, Ali Osman Sönmez (AOS) Onkoloji Hastanesi Lineer Akseleratör Tedavi Planlama Ünitesi'ndeki başta Fiz. Yük. Müh. Ali Yaşar ÖZTÜRK ve Uzm. Fiz. N.Mehtap AKIN olmak üzere tüm mesai arkadaşlarıma ve tüm Radyasyon Onkolojisi Uzmanlarına teşekkür ederim.

Eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ailemin bütün fertlerine, özellikle sevgili eşim Sevil ve biricik oğlum Efehan'a teşekkür ederim.

ÖZGEÇMİŞ

10.11.1981 tarihine Erciş/VAN'da doğdum. İlk, orta ve lise eğitimini Erciş ve Bursa'da tamamladım. 2000 yılında Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümünü kazandım ve 2004 yılında Mühendis ünvanını aldım. 2007 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans derecesinde okumaya hak kazandım. 4 yılı aşkın süredir Bursa Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesi Lineer Akseleratör Tedavi Planlama Ünitesi'nde çalışmaktayım. Evli ve bir erkek çocuk babasıyım.