

**T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. M. Cem UZAL

**TANJANSİYEL MEME İŞINLAMASINDA TEK
MERKEZLİ İZOSENTRİK YARIM ALAN
TEKNİĞİNİN DOZİMETRİK İNCELEMESİ**

(Yüksek Lisans Tezi)

Mustafa DOĞAN

Referans no: 10026951

EDİRNE – 2014

**T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. M. Cem UZAL

**TANJANSİYEL MEME İŞINLAMASINDA TEK
MERKEZLİ İZOSENTRİK YARIM ALAN
TEKNİĞİNİN DOZİMETRİK İNCELEMESİ**

(Yüksek Lisans Tezi)

Mustafa DOĞAN

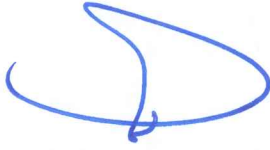
Tez no:

EDİRNE – 2014

T.C.
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğü

O N A Y

Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı yüksek lisans programı çerçevesinde ve Prof. Dr. M. Cem UZAL danışmanlığında yüksek lisans öğrencisi Mustafa DOĞAN tarafından tez başlığı “TANJANSİYEL MEME İŞİNLAMASINDA TEK MERKEZLİ İZOSENTRİK YARIM ALAN TEKNİĞİNİN DOZİMETRİK İNCELEMESİ” olarak teslim edilen bu tezin tez savunma sınavı 05/02/2014 tarihinde yapılarak aşağıdaki jüri üyeleri tarafından “Yüksek Lisans Tezi” olarak kabul edilmiştir.



İmza
Unvanı Adı Soyadı
ÜYE

Doç. Dr. Tammam SİPAHİ

İmza
Unvanı Adı Soyadı
JÜRİ BAŞKANI

Prof. Dr. M. Cem UZAL

İmza
Unvanı Adı Soyadı
ÜYE

Yrd. Doç. Dr. R. Sen ÇAĞAR

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Tammam SİPAHİ
Enstitü Müdürü

TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, yetişmemde büyük katkısı olan ve emeği geçen değerli tez yöneticim ve Anabilim Dalı başkanımız Prof. Dr. M. Cem Uzal başta olmak üzere katkılarında dolayı Yrd. Dç. Dr. Ruşen Coşar'a ve bölümümüzdeki tüm değerli öğretim üyelerine, desteklerinden dolayı çalışma arkadaşlarım başta Uzm. Fiz. Şule PARLAR olmak üzere Uzm. Fiz. Nükhet Kürkçü ve Fiz. Yavuz AKSOY'a ve sabır ve desteklerinden dolayı aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ	1
GENEL BİLGİLER	3
ANATOMİ	3
EVRELEME	4
MEME KANSERİNDE TEDAVİ	4
RADYOTERAPİDE TEDAVİ PLANLAMA VE IŞINLAMA TEKNİKLERİ	7
TERMOLÜMİNESANS DOZİMETRİ	14
GEREÇ VE YÖNTEMLER	21
BULGULAR	37
TARTIŞMA	45
SONUÇLAR	53
ÖZET	55
SUMMARY	57
KAYNAKLAR	59
ŞEKİLLER LİSTESİ	63
ÖZGEÇMİŞ	65

SİMGE VE KISALTMALAR

BRCA	: Breast Cancer Susceptibility Protein
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CI	: Conformity Index/Konformite Endeksi
ÇYK	: Çok Yapraklı Kollimatör (Multi Leaf Collimator)
D_{95%}(Gy)	: PTV'nin %95'inin aldığı doz
DHI	: Dose Homogeneity Index/Doz Homojenlik Endeksi
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
d_{max}	: Doz Maksimum Derinliği (Dozun %100 olduğu derinlik)
DVH	: Doz-Volüm Histogramı
EBCTCG	: Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group
ECC	: Element Correction Coefficient/Element Düzeltme Katsayısı
FIF	: Field in Field /Alan içi Alan Tekniği
Fr	: Fraksiyon
GA	: Gantri Açısı
HT	: Hormonoterapi
IAEA	: International Atomic Energy Agency/Uluslararası Atom Enerji Kurumu
KT	: Kemoterapi
LİNAK	: Lineer Akseleratör /Doğrusal (Elektron) Hızlandırıcı Cihaz
Mİ	: Mammarya İnterna (Lenf Nodları)
MKC	: Meme Koruyucu Cerrahi
MR	: Magnetik Rezonans Görüntüleme
MRM	: Modifiye Radikal Mastektomi

PTV	: Planning Target Volume/Planlanan Hedef Volüm
QA	: Quality Assurance/Kalite Güvenlik Testleri
RAO	: Risk Altındaki Organlar
RCF	: Reader Calibration Factor/Okuyucu Kalibrasyon Faktörü
RM	: Radikal Mastektomi
RT	: Radiation Therapy/Radyoterapi
SAD	: Kaynak Aks/Eksen Mesafesi
SSD	: Kaynak Cilt/Yüzey Mesafesi
TAEK	: Türkiye Atom Enerji Kurumu
TC	: Toraks Cidarı/Göğüs Duvarı
TD	: Tedavi Dozu
TLD	: Thermoluminescent dosimetry/Termolüminesans Dozimetri
TPS	: Treatment Planning System/Tedavi Planlama Sistemi
USG	: Ultrasonografi
V_{20 Gy}(%)	: 20 Gy alan RAO volümünün %'si
V_{5Gy}(%)	: 5 Gy alan RAO volümünün %'si
vs	: Versus (karşılaştırma)
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiation Therapy)
%DD	: Yüzde Derin Doz (Maksimum Doz Yüzdesi)

GİRİŞ VE AMAÇ

Meme kanseri dünyada kadınlarda en sık görülen malign tümör olup kadınlarda görülen tüm kanserlerin yaklaşık %30'unu oluşturmaktadır (1). Kadınlarda ölüme sebep olan kanserler arasında akciğer kanserinden sonra ikinci sırada yer almaktadır (2).

Meme kanserinin tedavisinde radyoterapi (RT) önemli bir yer tutmaktadır. Cerrahi ve adjuvan [kemoterapi (KT) ve/veya hormonoterapi (HT) + postoperatif RT] tedaviler sonrasında nükslerin dörtte üçü ilk beş yılda ortaya çıkmaktadır. Lokal ileri meme kanseri nedeniyle sistemik tedavi yapılmış mastektomili olgularda medyan 18 ve 20 yıl takip yapılan 2 çalışmada, izole lokorejyonel nüks oranı RT alan grupta %13-14 iken almayan grupta 39-49 bulunmuş, uzak metastaz ise RT ile %52-53 RT'siz %64-69 oranında görülmüştür (3, 4). Her iki çalışmada da RT alan grupta bu nükslerin (kendi içindeki oranı) %20'si lokal/bölgesel, %80'i uzak metastaz olarak görülürken, RT almayanlarda bu oran (sırası ile) %36-43 Versus (vs) %64-57 (~%40 vs %60) gibidir. Lokal/bölgesel yinelemeyi ve bağıntılı olarak uzak metastaz riskini artıran risk faktörleri şunlardır: Tümörün lokalizasyonu, çapı ve gradı, aksiller metastaz varlığı, koruyucu cerrahi yapılanlarda ekstensif intraduktal komponent varlığı, mültisentrisite, östrojen ve progesteron reseptör negatifliği, Her 2/*neu* reseptör pozitifliği, *breast cancer type 1 susceptibility protein* (BRCA-1) ve *breast cancer type 2 susceptibility protein* (BRCA-2) gibi biyolojik belirteçlerinin varlığı, cerrahinin şekli ve cerrahi sınırların durumu. Adjuvan RT'nin meme koruyucu cerrahi (MKC) veya mastektomi sonrası lokorejyonel kontrol ve sağkalımı arttırdığı bilinmektedir (3,4). *Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group (EBCTCG)*'nin 2005 yılı meta-analizinde (5) RT'nin izole (uzak metastazsız) lokal nüksleri 10 yılda % 30, meme kanserinden ölümleri 15 yılda %5 oranında azalttığı bildirilmiştir. Mastektomi sonrasında aksillası pozitif yüksek riskli hasta alt

grubunda RT izole lokal yinelemeleri %17 oranında azaltmaktadır (6,7). Günümüzde yüksek riskli hastalarda mastektomi sonrasında iyi bir lokal kontrol sağlayabilmek ve dolayısı ile sağkalımı uzatmak için lokorejyonel RT ve KT/hedeflenmiş tedavi/HT kombinasyonu adjuvan standart tedavi olarak kabul edilmektedir. Meme koruyucu cerrahi sonrası ise RT yapılmadığında memede yineleme riski %35-40'a ulaşmaktadır. Ancak adjuvan RT (\pm KT/HT) ile bu oran %5-10'a gerilemektedir (8).

Meme kanserli hastalarda RT, meme anatomisindeki düzensizlikten dolayı çeşitli zorluklar içerir. Bir taraftan hedef meme \pm bölgesel lenfatiklere tedavi dozu homojen bir şekilde verilirken, diğer taraftan komşu kritik organların en az dozu almaları sağlanmaya çalışılır. Meme/göğüs duvarı tanjansiyel ışınlamalarında alan içinde kalan aynı taraf akciğerin ön ve yan tarafta yer alan bir bölümü doz alırken, sol tarafta ise ilave olarak kalbin ön kısmı da ışın alanına girmektedir. Işınlanmış hastalarda meme kanseri dışı ölümler içinde en yüksek oranda kalp hastalıkları yer alırken, akciğer fibrozisi ve pnömoniye bağlı morbidite de görülebilmektedir. Günümüzde üç boyutlu (3B) tedavi planlama sistemleri (TPS), kama filtreler ve çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ile birlikte geliştirilen yeni tekniklerle memeye yeterli ve homojen bir doz verilirken, kritik doku ve organların mümkün olan en düşük dozu almaları sağlanmaktadır. Daha iyi tekniklerle uygulanacak RT'nin mortalite ve morbiditeyi azaltması beklenmektedir.

Bu çalışmanın amacı meme kanserli hastalarda meme/göğüs duvarı ve bölgesel lenf nodlarının ışınlamasında kullanılan 'tek merkezli izosentrik (*mono isocentric*) yarım alan tekniği'nin bir rando-fantomda termolüninesans dozimetri (TLD) kullanılarak incelenmesi ve diğer bir ışınlama tekniği olan 'konvansiyonel çok merkezli meme ışınlaması tekniği'ne göre dozimetrik avantajlarını ortaya çıkararak kliniğimizde rutin bir şekilde kullanılmasını sağlamaktır.

GENEL BİLGİLER

ANATOMİ

Kadın memesi, süperiörde 2. kaburga seviyesinden inferiörde 6. kaburga seviyesindeki memealtı kıvrımına (sulkus) kadar uzanır. Lateralde anterior veya mid-aksiller çizgi, medialde ise sternumun lateral sınırına kadar uzanır. Meme tubuloalveolar tipte glandular doku içeren 15-20 adet lobdan oluşur. Lobların her biri birer laktifer duktus ile sonlanır. Bunlar meme başında 0.4-0.7mm çaplı birer orifise açılırlar (9). Memenin beslenmesini internal torasik (internal mammaryan) arterin perforan dalları, posterior interkostal arterlerin lateral dalları ve aksiller arterin medial dalları sağlar. İnternal torasik venin perforan dalları, aksiller ven ile bağlantılı dallar ve üçüncü, dördüncü ve beşinci posterior interkostal venlerin perforan dalları ise memenin venöz drenajını sağlarlar. Bu venöz yollar akciğer metastazı gelişiminde önemli rol oynamaktadır. Aksilla kavitesi toraks duvarı ile kol arasında piramit şeklinde bir yapı olup dört duvarı, bir tabanı ve apeksi vardır. Taban kısmını aksiller fasya ve cilt, ön duvarını *pektoralis majör* ve *minör* kasları, posterior duvarını büyük oranda skapulanın anterior yüzeyinde yer alan subkapsüler kas, lateral duvarını humerus üzerindeki anterior ve posterior duvar kaslarının yapıştığı bölgeler arasındaki *intertuberküler sulkus* ile *korakobrakialis* ve *biceps* kasları, medial duvarını ise *serratus anterior* kası oluşturur. Memenin lenfatik drenajını kavitede yer alan aksiller lenf ganglionları sağlar. Anatomik olarak aksiller lenf ganglionları, *pektoralis minör* kasına göre yerleşimlerine bakılarak üç gruba ayrılırlar ve bu yerleşim RT planlanmasında önemlidir. *Pektoralis minör* kasının alt sınırının lateralinde ve inferiorunda yer alan ganglionlar *Level I*, *pektoralis minör* kasının posteriorunda yerleşen ganglionlar *Level II*, *pektoralis minör* kasının üst sınırının süperiöründe ve medialinde yer alan ganglionlar ise *Level III* lenf ganglion grubu olarak adlandırılır. Mammarya interna

(Mİ) lenf gangliyonları ise toraks ön duvarında, 2. ile 6. interkostal aralığa denk gelen parasternal bölgede yerleşim gösterirler.

EVRELEME

Evrelemede *American Joint Committee on Cancer (AJCC)*'in Tümör, Nod, Metastaz (TNM) sınıflaması kullanılmaktadır (10). T; tümör büyüklüğünü, N; bölgesel lenf bezlerinin tutulumunu, M; ise uzak metastazları gösterir (Tablo 1).

Tablo 1. American Joint Committee on Cancer /TNM Klinik Evrelemesi (10)

Primer Tümör	
Tx	Primer tümör saptanamadı
Tis	Karsinoma in-situ
T1	Tümör ≤2cm
T2	Tümör >2cm ancak ≤5cm
T3	Tümör >5cm
T4	Tümör göğüs duvarına ve/veya cilde infiltrate veya inflamatuvar meme kanseri
Lenf Nodu	
N0	Lenf nodu metastazı yok
N1	Fikse olmayan aksiller lenf nodu metastazı
N2	Fikse aksiller lenf nodu metastazı
N3	Aynı taraf supraklavikuler, infraklavikuler ve mammariya interna metastazı
Uzak metastaz	
M0	Uzak metastaz yok
M1	Uzak metastaz var

MEME KANSERİNDE TEDAVİ

Uygulanacak tedavi biçimine hastalığın evresi, histopatolojik özellikleri ve hastanın klinik durumuna göre karar verilir. Meme kanseri tedavisinde RT, cerrahi ve KT/HT ile birlikte uygulanır. Radyoterapi hastalığı tamamen iyileştirmek amacıyla küratif olarak, bu mümkün değilse palyatif olarak kullanılır. Genellikle seçilen ilk tedavi cerrahidir ve mastektomi veya MKC biçiminde uygulanır.

Cerrahi

Tümörün lokalizasyonu, tümör çapı, aksiller tutulum, memenin boyutu (MKC yapılacaksa operasyon sonrası görünüm), hastanın yaşı ve sosyokültürel düzeyi (cerrahi sonrası uygulanacak KT/RT'ye uyum) dikkate alınarak cerrahi tipine karar verilir. 'Radikal mastektomi' (RM) ile tüm meme dokusu, *pektoralis major* ve *minör* kasları, aksiller *level I, II ve III* lenf gangliyonları birlikte çıkarılır. Günümüzde ancak *pektoral* kasa invaze olan tümörlerde veya bazı erkek meme kanserlerinde tercih edilmektedir. Radikal mastektomiye ek olarak supraklaviküler, mediastinal ve Mİ lenf nodlarının da çıkartılması 'genişletilmiş radikal mastektomi' olarak adlandırılır ancak günümüzde terk edilmiş bir cerrahi yöntemdir. Tümörü içeren meme ile birlikte, *pektoralis minör* kası çıkarılarak aksillanın *level I ve II* lenf nodlarının diseksiyonu ise 'modifiye radikal mastektomi' (MRM) olarak adlandırılır ve günümüzde en çok tercih edilen mastektomi tipidir. RM'den farklı olarak *pektoralis major* kası yerinde bırakılmaktadır. Uygun endikasyonda MKC + RT uygulanması mastektomi ile eşit sağkalım ve lokal nüks oranları sağlamaktadır. Günümüzde daha iyi kozmetik sonuç ve hasta psikolojisi nedeni ile MKC uygulamaları tercih edilmektedir. Tümör içermeyen sınırlar elde edilebilecek kadar yeterli miktarda normal bir doku (ör: tümör çevresindeki 2cm) ile birlikte tümörün çıkarılması işlemi 'lumpektomi' ya da 'geniş lokal eksizyon' olarak adlandırılır. Primer tümörün yerleştiği meme kadranının büyük bir bölümü, tümörün üzerindeki meme cildinin bir kısmı ve *pektoralis major* kasının fiasiasının kadranın altında kalan parçasının birlikte çıkarılması işlemi ise 'kadran(t)ektomi' olarak adlandırılır (11). Günümüzde kol ödemi önlemek amacıyla direk olarak 'aksiller diseksiyon' yapılması yerine uygun olgularda 'sentinel lenf nodu diseksiyonu' (SLND) uygulaması, lokal/bölgesel yinelemelerde bir artış riski oluşturmadığından yaygın olarak kullanılmaktadır (12).

Kemoterapi

Kemoterapinin amacı, cerrahi sonrası lokalde kalabilecek veya yapılan görüntüleme tetkikleriyle saptanamayan mikrometastatik odakları ortadan kaldırmaktır. Cerrahi sonrası gelişebilecek metastazları önlemek, dolayısı ile sistemik hastalığın kontrolü için cerrahiye adjuvan olarak uygulanır. Ayrıca lokal ileri olgularda evre gerilemesi sağlayarak ameliyat etmek amacıyla da cerrahi öncesinde neoadjuvan olarak kullanılmaktadır. Sağkalım avantajı sağlayan sistemik (KT/hedeflenmiş tedavi/HT) tedavilerin uygulamasına hastanın performans durumu, yaşı, tümörün evresi ve histopatolojik özellikler dikkate alınarak karar verilir.

Hormonoterapi

Endokrin tedaviye cevap alınabileceğinin en önemli göstergesi, tümör hücrelerinde östrojen ve progesteron membran reseptörlerinin varlığıdır. Hormon reseptörü pozitif olan tümörlerde tedaviye HT eklenir. Endokrin ilaçların seçimi hastanın menopozal durumuna bağlıdır. Premenopozal kadınlarda tedavi seçenekleri antiöstrojenler ve over ablasyonudur. Over ablasyonu cerrahi, RT veya medikal kastrasyon ile sağlanabilir. Postmenopozal kadınlarda endokrin tedavi seçenekleri aromataz inhibitörleri ve antiöstrojenlerdir.

Radyoterapi

Meme kanserinin tedavisinde RT adjuvan tedavi olarak önemli bir yer tutmaktadır. Radyoterapinin hem MKC, hem de mastektomi sonrası lokal/bölgesel kontrolü arttırdığı ve genel sağkalımı uzattığı bilinmektedir (3,4,13). Meme koruyucu cerrahi yapılmış tüm hastalarda postoperatif meme ışınlaması yapılması standart bir uygulamadır. Randomize olmayan ve erken evre meme kanserinde sadece MKC uygulanmış serilerde meme içi nüks oranı %10-54 arasında değişmekte olup, bu oran tümörün büyüklüğüne, cerrahi rezeksiyonun genişliğine ve takip süresinin uzunluğuna bağlıdır (14). Randomize olmayan ve MKC sonrasında memeye RT uygulanmış serilerde ise meme içi nüks oranı %0-20 arasında değişmektedir (15). Meme koruyucu cerrahi sonrası RT'nin lokal kontrol ve sağkalıma olan katkısı randomize çalışmalarla da gösterilmiştir. Radyoterapinin eklenmesi ile gerek aksilla metastazı olan ve gerekse olmayan tüm MKC'li hastalarda, meme içi nüksler anlamlı şekilde azalmıştır (16). Mastektomi sonrasında adjuvan RT uygulaması göğüs duvarı ışınlaması şeklindedir. Göğüs duvarı ışınlaması için standart doz 50 Gy/25 fr'dir. Tam aksiller küraj veya yalnız *level I* ve *II* diseksiyonu yapılmış olanlarda aksiller metastaz yoksa aksilla ışınlamasına gerek yoktur. Dört ve daha fazla aksiller metastazı olanlarda ise aksiller bölge ve supraklaviküler fossa ışınlanmalıdır (çıkarılan lenf nodu sayısı 10'un üzerinde ise ve tutulum oranı %25'i geçmiyorsa *level I* ve *II*'yi içermeyen ancak *level III* aksiller nodları da içine alan daraltılmış infra/supraklaviküler fossa ışınlaması yeterli olur). Lenf nodu tutulumu 1-3 nodla sınırlı olanlarda ise bölgesel lenfatik ışınlama tartışmalı bir konudur. 2005 *EBCTCG* metaanalizinde (5); MKC sonrası RT'nin lokal nüksleri 5 yılda %19, mastektomi sonrası ise %17 oranında azalttığı ve postoperatif RT'nin 1-3 lenf nodu pozitif hastalarda, 4 ve üzeri lenf nodu pozitif hastalardaki kadar etkili olduğu bildirilmiştir. Onbeş yıllık meme kanserinden ölüm oranlarının RT yapılması ile MKC'li hastalarda %5.3, mastektomili hastalarda ise %4.4 oranında azaldığı rapor edilmiştir. Aynı metaanalizde 4 lokorejyonel nüksün önlenmesinin, 15

yılda bir meme kanserinden ölümü önleyeceği de gösterilmiştir

RADYOTERAPİDE TEDAVİ PLANLAMASI VE IŞINLAMA TEKNİKLERİ

Meme/toraks duvarı ve bölgesel lenfatiklerin ışınlanması sıklıkla eksternal RT ile yapılır ve genelde yüksek enerjili fotonlar ve daha az olarak elektron ışınları kullanılır. Eksternal RT planlamasında esas amaç, hedef volümde gereken dozu homojen bir şekilde uygulamaktır. *International Commission on Radiation Units (ICRU) 50* raporuna uygun olarak hedef volümdeki doz varyasyonunun +%7 ila -%5 aralığında olması gerekirken, çevre normal dokuların dozlarının da tolerans limitlerini aşmaması gözetilir (17). Bunu gerçekleştirmek için fotonlarla yapılan planlamalarda farklı açılardan farklı sayıda ışın alanları kullanılır.

Kaynak Cilt/Yüzey Mesafesi Tekniği

Kaynak cilt/yüzey mesafesi (SSD) tekniğinde alan boyutları hasta cildinden sabit bir uzaklıkta (ör: 100cm) ve cilt üstünde tanımlanır (ör: 20X20cm). Her ışın alanın yerleştirilmesi için sadece gantri açısının (GA) değiştirilmesi yetmez, masanın da hareket ettirilmesi ile hastanın cildinde alanın merkezinin aynı (100cm) SSD mesafesine getirilmesi gerekir. Bunun için teknikerin her alandan ışınlama öncesi tedavi odasına girmesi ve optik göstergede (telemetre) alan merkezini SSD mesafesine getirecek şekilde masayı hareket ettirmesi gerekir. Bu nedenle kaynak aks/eksen mesafesi (SAD) tekniğine göre SSD tekniği daha zahmetli ve zaman kaybettiricidir. Bilgisayarlı tomografi (BT) simülasyon imkanı olmayan ve konvansiyonel simülasyonla planlama yapılan kliniklerde uygulanır.

Kaynak Aks/Eksen Mesafesi tekniği

BT simülasyon ile RT planlamasının 3B olarak yapılabildiği kliniklerde uygulanır. SAD tekniğinde, hastanın BT'de tedavi pozisyonunda alınan görüntüleri 3B planlamada kullanıldığı için, her ışınlama öncesi hastanın tedavi masası üzerinde tekrar aynı şekilde pozisyonlandırılması gerekir ve bu işleme *set-up* adı verilir. SSD tekniğinde olduğu gibi *set-up* (hastanın cildi üzerine ilk *set-up*'ta doktor ve fizikçi eşliğinde portal görüntüleme yapılarak işaretlenmiş olan) alan merkezleri dikkate alınarak yapılır. Ancak ciltte telemetre ile okunan mesafe SSD tekniğinde olduğu gibi her alan için sabit değildir. RT cihazının gantri rotasyon eksenini ile merkezi ışının çakıştığı nokta izosentir (eşmerkez) noktasıdır ve 3B planlama yapılırken ışınlanacak hedef volümün merkezi, RT cihazının izosentir noktasına getirilir. Alan

büyüklikleri izosentir noktasında (100cm) tanımlanır. Tedavi odasında izosentir ile aynı ekseninde üst üste çakışan yatay ve dik düzlemde (ikisi yan duvarda, biri gantri'nin karşısındaki duvarda) 3 lazer ışığı bulunur. *Set-up*'ta hastanın cildinde bulunan ışın alanlarının merkez işaretleri ile lazerler üst üste getirilir. Böylece her bir alan, izosentirde bulunan merkezleri değişmeyeceğinden sadece GA değiştirilerek (masa hareketine gerek kalmadan) yerleştirilebilir ve bu sayede dikkatli bir *set-up* sonrası her alanın ışınlanması, tedavi odasına girmeden kontrol odasından yapılabilir. Bu teknikte izosentir noktası sabit, ciltte okunan SSD mesafesi ise, yukarıda bahsedildiği gibi her alan için değişken olmaktadır. SAD tekniğinde, her alan için *set-up*'ın doğru bir şekilde yapılması (hasta pozisyonunun ve izosentirin hasta üzerindeki konumunun her tedavide doğru olarak konumlandırılması) çok önemlidir.

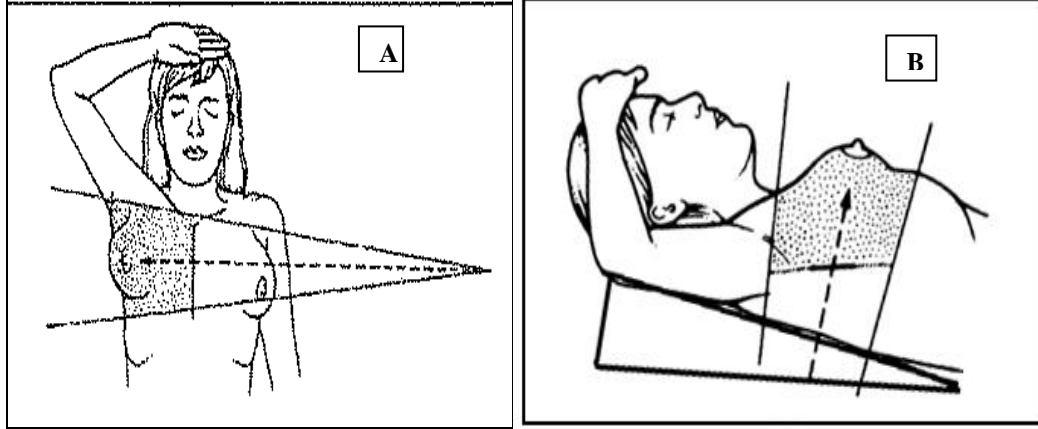
Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

Bilgisayar teknolojisindeki ve yazılımdaki gelişmeler, TPS'lerde de gelişmelere yol açmıştır. Doz dağılımları önceki dönemlerde BT transvers (aksiyal) kesitlerinde sadece iki boyutlu olarak yapılabilirken, günümüzde aksiyal BT kesitlerinden 3B rekonstrüksiyon yapılarak, sagittal ve frontal kesitlerde de izodoz dağılımlarını görüntülemek mümkündür. Her üç düzlemde hacimsel (volümetrik) doz dağılımlarını değerlendirerek yapılan planlamaya 3B planlama denir. Doz dağılımlarının her üç düzlemde görüntülenebilir olması, ışınlanması planlanan hedef hacimi (PTV) daha homojen bir doz dağılımıyla kapsayan çoklu alan ışınlamalarının planlanmasına olanak sağlamıştır. Seçilen ışın alanlarının PTV'ye uygun olacak şekilde biçimlendirilmesi ve ışın alanının kenarındaki (veya içindeki) ışın alması istenmeyen bölgelerin (sağlam dokuların) korunması için, her ışın alanında özel koruma blokları kullanılır. Günümüzde alan şekillendirilmesi, lineer hızlandırıcılarda (linak) bulunan ÇYK sistemi ile yapılmaktadır. PTV dikkate alınarak her alan için özel blok döküldüğü veya ÇYK ile alan şekillendirmesinin yapıldığı, farklı gantri açılı çok alanlı planlamaya '3B konformal planlama' adı verilir (18).

***Set-up* ve İmmobilizasyon**

Meme RT'sinde baş-boyun, omuz eklemi ve kol pozisyonunun ışınlama anında sabit kalmasını, ayrıca tedavi süreci boyunca belirlenen tedavi pozisyonunun her gün aynı hassas doğrulukta tekrarlanmasını sağlamak amacıyla kol, dirsek ve omuz eklemi için özgün tutacakları olan eğik düzlem gibi cihazlar ve/veya hastaya özel yapılan (vakumlu yatak gibi) vücut tespit düzenekleri kullanılır. *Set-up* genellikle supin pozisyonda, omuz eklemi sabit

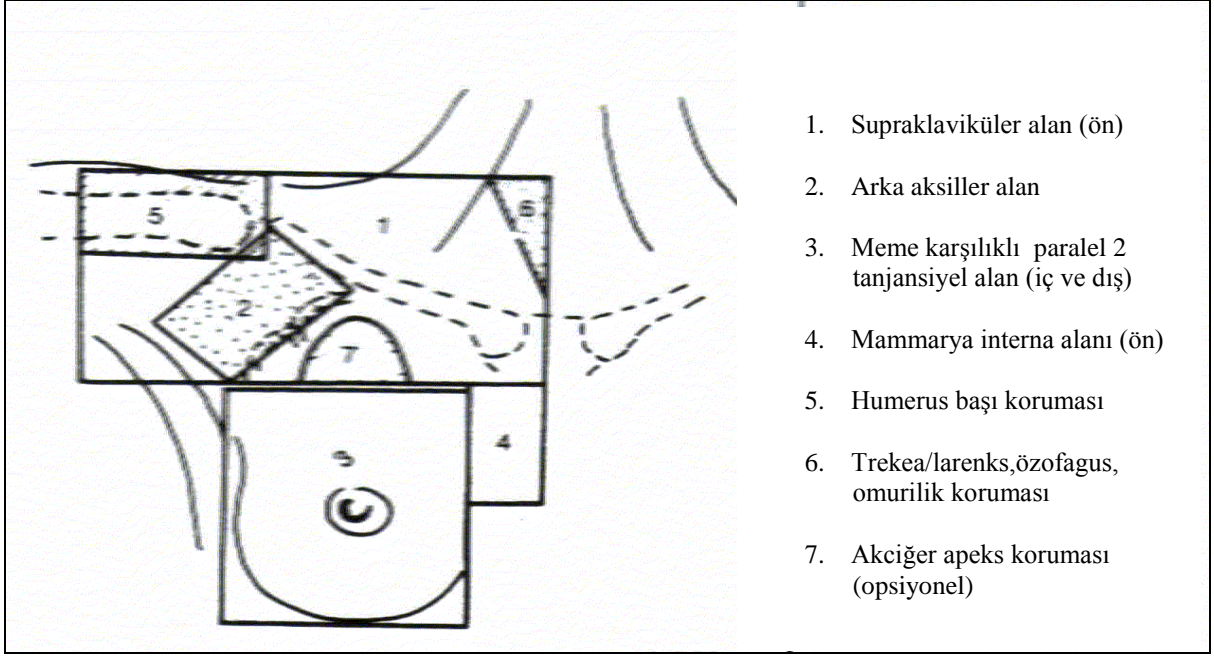
tutmak ve tedavi volümünden uzaklaştırmak amacıyla, kolun en az 90 derece yana açılıp elin kafanın verteksine dokunması şekilde yapılır (Şekil 1)(19). Eğik düzlemin kullanılmasındaki amaç, sırt altında uygun bir kama açısı (15^0-20^0) oluşturularak hastanın ön göğüs duvarını ve supraklaviküler fossayı yere paralel olacak şekilde aynı düzleme getirmektir.



Şekil 1. Meme ışınlamalarında set-up pozisyon: A-Önden görünüş B-Yandan görünüş (19)

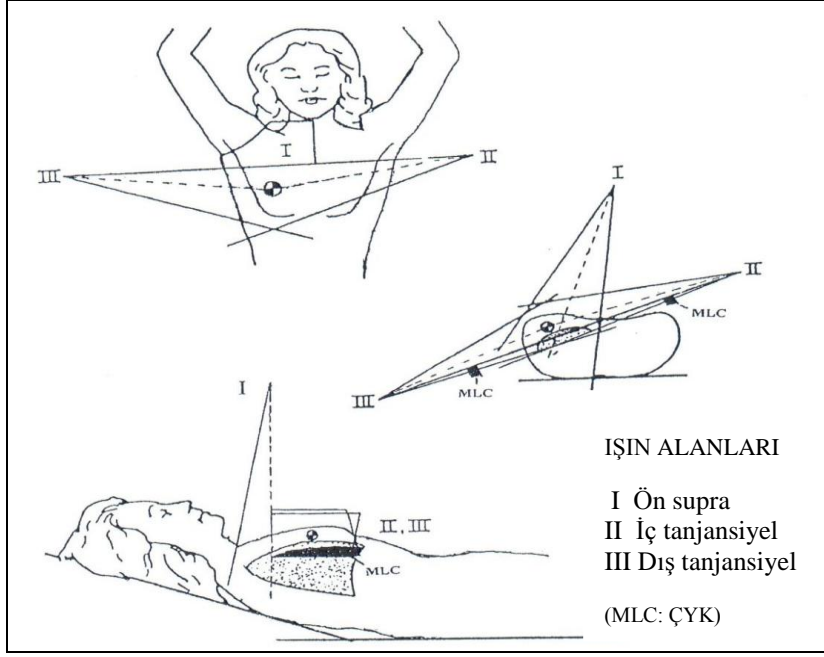
Konvansiyonel Simülasyon

Meme ve göğüs duvarı alanının belirlenmesi: Bu bölgenin üst sınırı ampirik olarak klaviküla başının (medial kondilinin) alt kenarıdır (Şekil 2)(20). Bu hat aynı zamanda tanjansiyel alanların kranialinde yer alacak ‘ön supraklaviküler/aksiller’ (supra) ve onun tamamlayıcısı ‘arka aksiller’ alanların alt sınırı olduğundan, doz düzensizliklerinin meydana geldiği çakışma/bitişme hattıdır (*junction/matchline*). Tanjansiyel alanlarda medial sınır, Mİ lenf nodu zincirinin alana dahil edilip edilmemesine göre değişir. Eğer Mİ dahil edilmeyecekse medial sınır orta hattadır. Dahil edilecekse orta hattın karşı memeye doğru 3 cm kadar kayar. Hastanın toraks yapısına bağlı olarak bu mesafe değişmekle birlikte, Mİ yetersiz doz aldığı ve gereksiz olarak ışınlanan akciğer (ve sol meme söz konusu ise kalp) volümünde artışa yol açtığı için tercih edilen bir metod değildir. Alanın lateral kenarı ise orta aksilla çizgisidir. MKC sonrası intakt meme ışınlamalarında meme dokusu palpe edilerek verilen 1cm marj lateral kenar için yeterlidir. Alt kenar ise intakt memede meme sulkusunun 1-1.5 cm altından geçer. Mastektomi uygulanmış olgularda postoperatuar göğüs duvarı ışınlamalarında ise karşı memenin sulkusu dikkate alınmalı, alt sınır bu kıvrım hizasının 1-2cm altından geçmelidir.



Şekil 2. Meme kanserinde konvansiyonel radyoterapi alanları (20)

Aksiller ve supraklaviküler alanın belirlenmesi: Bu alanın üst sınırı birinci kotun arka kavisini içine alacak şekilde belirlenir. Medial kenar servikal omurların aynı taraf pediküllerine kadar uzanır. Gantriye (karşı memeye doğru) verilecek 10-15 derecelik bir açı ile trakea, özefagus ve omuriliğin korunması sağlanır. Sadece supraklaviküler fossa ve aksilla apeksi tedavi edilecekse lateral kenar korakoid proçese uzanır. Tüm aksilla tedavi alanına dahil edilecekse, lateral sınır humerus başının medial 1/3'ünü içine alacak şekilde uzatılır. Alanın alt kenarı ise yukarıda tarif edildiği gibi klavikula iç kondilinin alt kenarıdır ve tanjansiyel alanların üst kenarı ile çakıştırılır (hiçbir supra ışınlaması göğüs duvarı/meme ışınlaması olmadan yapılmaz). Supraklaviküler fossada yer alan lenf nodları önden 2-4cm derinlikte yer alırken, aksiller nodlar daha derine doğru uzanırlar. Arka aksilla alanının üst kenarı klaviküladır. Alt kenar ön supra alanında olduğu gibi tanjansiyel alanların üst kenarı ile çakıştırılır. Medial kenar oblik olarak kot kavisine uygun şekilde yaklaşık 1cm akciğer dokusunu içine alır. Lateral kenar ise humerus başının iç kenarındadır. Ön supra alan ışınlamasından eksik kalacak daha derindeki aksilla yarı kalınlığındaki dozun, bu arka aksilla alanından tamamlanması amaçlanır.



Şekil 3. Tanjansiyel meme ve ön supra alanların geometrisi (21)

Mamarya interna alanının belirlenmesi: Mamarya interna alanı bölgesel lenfatik ön alan ile birleştirebileceği gibi, ayrı bir ön alan olarak planlanabilir. 2 ile 5. interkostal aralık arasında sternumun aynı taraf kenarı boyunca 2.5 ile 3cm derinlikte yer alan bu ganglionlarda metastaz riski, bilhassa iç kadranda yer alan, meme başını tutan ve/veya aksilla metastazı yapmış tümörlerde yüksektir. Genelde 4x10cm boyutunda olan bu alanın yerine, tanjansiyel meme alanının iç sınırının medyan hattın 2-3cm karşı tarafa geçirilerek Mİ ışınlanmasının yapılması mümkün ise de, bu şekilde yapılan RT ile hastanın toraks genişliği ve kavsine göre 1/3 olguda Mİ'da yetersiz doz verilmesi veya önemli miktarda akciğer dokusunun ışın alanına dahil edilmesi söz konusudur.

Boost alanının belirlenmesi: Mastektomi sonrası göğüs duvarı ışınlamalarında insizyon hattına elektron ile *boost* yapılacaksa elektron alanı skardan her yöne 1-2cm güvenlik sınırı verilerek çizilir. MKC sonrası ışınlamada ise ameliyat esnasında tümör yatağının duvarlarına klips konulmamış ise, tümör loju ameliyat öncesi mamografi/USG/BT/MR ve ameliyat sonrası USG/BT/MR gibi tetkikler yardımı ile belirlenir (cilt üzerindeki insizyon hattı tümör loju tayini için uygun değildir). Tümör yatağında klips varsa *boost* alanı klipslerden 1-2cm emniyet marjı verilerek belirlenir. Günümüzde tümör loju ışınlamaları intraoperatif RT ile yapılabilmektedir.

Konformal Radyoterapi İçin Görüntüleme-Konturlama

Set-up pozisyonu konvansiyonel tedavi yöntemindeki ile aynıdır. Işınlanacak hedef hacmin (PTV) ve radyasyondan korunması gereken kritik ve sağlam dokuların/organların tanımlanacağı konturlama işlemleri, simülasyonda alınan BT kesitleri üzerinde yapılır. Mastektomili hastalarda hedef göğüs duvarıdır. MKC uygulanmış hastalarda ise opere edilmiş meme konturlanır. Bu konturlama sonucunda konvansiyonel simülasyon ile benzer alanlar oluşur. Aksiyal BT kesitlerinde konturlama görüntüdeki meme/göğüs duvarı üzerinden yapılsa da kural olarak meme/ göğüs duvarı alanının st sınırı klaviküla başının alt ucunu, medial sınırı sternum lateral kenarını geçmemelidir. BT kesitleri memenin lateral uzanımını göstermede çoğu olguda yetersizdir. Bu nedenle alanın lateral kenarının belirlenmesi için BT simülasyon sırasında palpasyon ile memenin lateraldeki bitim yerine göre cilt zerine BT'de görülebilecek (bilye, tel, baryumlu kateter gibi) radyo-opak işaretleyicilerin konulması gerekir. Alt kenar intakt memede sulkusun 1-1.5cm altından geçmeli, göğüs duvarı ışınlanacak ise karşı memenin sulkusu dikkate alınarak alt sınır kıvrım hizasının 1-2cm altından geçmelidir. Hasta cildi üzerinde var olan insizyon skarları ve/veya dren bölgelerinin de BT'de görülebilecek radyo-opak işaretleyiciler ile işaretlenmesi ve konturlanması gerekir.

Meme Radyoterapisinde Doz Homojenitesinin Sağlanması

Tedavinin amacı PTV'nin her yerinde homojen bir doz dağılımını elde edilirken, tedavi alanının içinde kalan riskli organlarda tolerans dozunu aşmamaktır. Memedeki doz varyasyonlarının ICRU 50 ve 62 raporlarındaki referanslar baz alınarak PTV'de +%7 ve -%5 içerisinde olması gerekir. Bu amaçla meme/göğüs duvarı ışınlanmasında kullanılan 'simetrik karşılıklı paralel 2 tanjansiyel alandaki' doz dağılımını (gerçek, motorize ya da dinamik) kama filtreler veya 'Field in Field'(FIF) tekniği ile optimize edilir. Ancak tanjansiyel alanların sperirnde yer alan 'n supra alanı' ve onun tamamlayıcısı 'arka aksilla' alanları arasında kalan hatta (komşu kenar boyunca) ışın diverjansından kaynaklanan i içe geçmeler nedeniyle fazla doz alan bölgeler oluşmaktadır. Ayrıca karşılıklı alanların orta hatlarının ötesinde (distalinde) yine ışın diverjansından dolayı gereksiz ışınlanma meydana gelmektedir. Bu doz artışlarının önüne geçmek için tanjansiyel alanlar tam karşılıklı 180⁰ GA ile değil, akciğerlerin ışınlanan volümünü azaltmak amacıyla (posterirde tek bir hat oluşturacak şekilde) biraz daha büyük GA ile karşı karşıya getirilir. Yine tanjansiyel alanların (supra/aksilla tarafında) kraniyaldeki diverjansı ise, her tanjansiyel alanda verilen masa açısı ile (sperirde de tek bir hat oluşturacak şekilde) giderilmeye çalışılır. Ayrıca n supra alanına uyum sağlamak için,

tanjansiyel alanlara ayrıca kollimatör açısı vermek gerekir. Supra/aksilla alanlarında ise kaudalde (tanjansiyel alanların içine doğru) oluşan diverjans yarı kesici (*half beam*) bloklar kullanılarak giderilir. Supra/aksilla alanın açık kalan üst yarısından ışınlama yapılarak kaudaldeki komşu kenarda diverjans önlenmiş olur. Ancak bu gibi planlamaların *set-up*'ları hem zor ve zaman alıcı olmakta, hem de her seansta aynı şekilde tekrarlanabilirlikleri ve güvenilirlikleri tartışmalı hale gelmektedir. Modern lineer hızlandırıcılarda birbirinden bağımsız hareket edebilen kolimatörlerin bulunması, ışın alanlarının (yarı kesici blok kullanmadan) asimetric kolimasyon ile oluşturulmasına ve aşağıda tarif edildiği şekilde planlamada her ışın alanı için ortak bir merkez (izosentrik yarım alan tekniği) kullanılabilmesine olanak sağlar (Şekil 3) (21). Bu teknik sayesinde ışın alanlarının hasta üzerinde masa hareketi ile oturtulmasına gerek kalmaz ve alanların ortak merkezinin cihazın izosentrine doğru bir şekilde yerleştirilmesi yeterlidir. Böylece *set-up* süresi kısalmış ve aynı şekilde doğru şekilde tekrarlanabilirlik daha iyidir. Ayrıca çakışma bölgesinde daha homojen bir doz elde edilmesi bakımından da avantajlıdır. İzosentrik yarım alan tekniğinde tanjansiyel 2 alanın üst (kraniyal) kenarı ile supra/aksilla alanların alt (kaudal) kenarının cilt üzerinde ve derindeki birleşme/çakışma hattının diverjansız olarak (birbiri içine girmeden ve arada mesafe kalmadan) tek düzlemde karşı karşıya gelebilmesi için, her alanın tek bir ortak merkezi olması ve bu noktada ışınların diverjansız olarak çakışması gerekir. Merkezi ışın kesitinde karşı yönde diverjans olmaması, her alan için komşu kenar çakışma hatlarının (düzlemlerinin) diverjansız olarak (birbiri içine girmeden veya uzaklaşmadan) karşı karşıya gelmesini sağlar. Bu düzlemlerin karşılıklı gelmesi için 3B planlamada her alan için ortak ve tek bir merkez noktasının kullanılması ve diverjansız olması gereken bu 'kurulum noktasının' da cihazın izosentrine getirilmesi gerekir.

Meme Radyoterapisinde Doz-Fraksiyon-Enerji

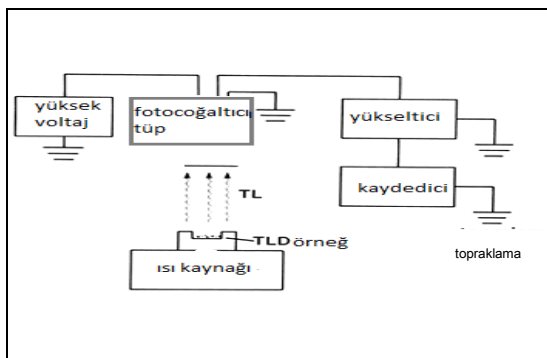
Meme koruyucu cerrahi sonrası tüm memeye, mastektomi sonrası ise göğüs duvarına 4-6 MV'lik X-ışını, linak kullanılmıyorsa Co-60 kullanılarak 45- 50 Gy'lik minimum tedavi dozu 5-6 haftada verilir (1.8-2.0 Gy günlük fraksiyon dozu, haftada 5 gün). 6 MV den yüksek foton enerjileri cilt ve cilt altındaki yüzeysel dokularda düşük doza sebep olduğu için ve cildin de soğuk bırakılması istenmediğinden, tek enerji olarak tercih edilmez. Ancak büyük memeli hastalarda doz homojenizasyonu için 6MV ile daha yüksek enerjideki fotonlar (10-15 MV) kombine edilebilir (skar hattında tedavinin bir bölümünde yüksek cilt reaksiyonuna yol açmayacak şekilde 0.5-1cm kalınlığında bolus kullanılabilir). MKC'li

hastalarda tüm meme 45-50 Gy ışınlandıktan sonra tümör yatağına 10 Gy (eğer cerrahi sınır pozitif ise ve re-eksizyon yapılmamışsa 14-16 Gy) ek doz (*boost*) uygulanır. Tümör yatağının derinliğine göre 9-18 MeV elektron ışınları tercih edilir (tümör yatağı ışınlamaları yoğunluk ayarlı RT veya brakiterapi ile yapılabileceği gibi intraoperatif ışınlama da seçilmiş olgularda uygulanabilir). Mastektomi sonrası ise göğüs duvarı ışınlamasından sonra fasya veya cilt pozitif ise 4-6 MeV elektron ışını ile (gerekliyorsa 0.2-0.5cm bolus kullanılarak) 10 Gy *boost* uygulanır.

TERMOLÜMINESANS DOZİMETRİ

Lüminesans Olayı

Çoğu kristal madde termolüminesans özellik gösterir. Böyle bir kristal ışınlandığında absorbe olan enerjinin ufak bir kısmı kristal örgüde depolanır. Bu enerjinin bir kısmı belli bir süre sonra doğal olarak (veya kristal ısıtıldığında hemen) görünür foton (ışık) olarak yayınlanır. Kristale ısı uygulanarak ışık yayınlanması olayına termolüminesans (TL) denir. Termolüminesans veriminin ölçümü (dozimetrisi) için kullanılan düzenek Şekil 4'te şematik olarak verilmiştir (22). Işınlanan kristal yapıdaki materyal (TLD örneği/çipi) ısıtıcı pota üzerine konur ve yayınlanan ışık, ışığı elektrik akımına çeviren fotoçoğaltıcı kamera ile ölçülür. Işık arttıkça akım yükselir ve ışımının miktarı (dozu) ile orantılı olan bu ölçüm kaydedilir.

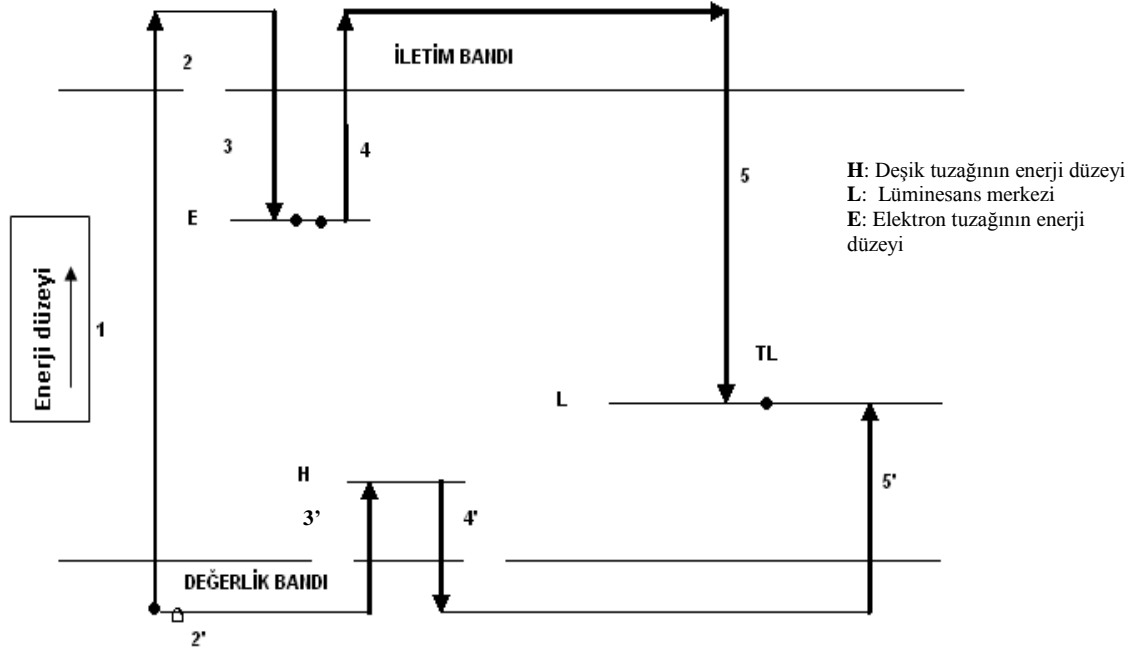


Şekil 4. Termolüminesans dozimetri için şematik diyagram (22)

Bu olayın nasıl oluştuğu tam olarak bilinmese de olayı teorik olarak açıklayan bir 'enerji bandı modeli' geliştirilmiştir. Buna göre belli bir atomda elektronlar kendilerine özgü farklı enerji seviyelerinde (orbitallerde) bulunurlar. Ancak kristallerin kendilerine özgü kafes çatlak atom dizilimlerinde elektronların enerji seviyeleri atomlar arası çift yönlü etkileşimler

nedeniyle yeniden düzenlenir ve kristale özgü elektron enerji bantları oluşur. İdeal (kusursuz) bir inorganik kristal için enerji bant yapısı Şekil 5'te görüldüğü gibidir (23). İletim (kondüksiyon/iletkenlik) bandı kristal örgüde serbestçe dolaşan (bağlı olmayan) daha yüksek enerji düzeylerindeki tüm elektronları; değerlik (valans) bandı ise daha düşük enerji düzeylerindeki (bağlı) tüm elektronları içerir. Bu iki bant 'izin verilen' bantlar olarak adlandırılır. Elektrikçe yalıtkan ideal bir kristalin iletim bandı boştur ve tüm elektronlar değerlik bandında bulunur. İletim ve değerlik bandı elektronların bulunmadığı ve 'yasak bölge' denilen (birkaç eV'luk) bir enerji bant aralığıyla birbirinden ayrılır. Elektromanyetik radyasyon gibi bir dış kuvvetin etkisiyle enerji kazanmadıkça, bir elektronun yasak bölgeyi geçerek değerlik bandından iletim bandına çıkması imkansızdır. Ancak kristal atomlarının arasına karışan eser miktarda yabancı madde (farklı atom ve moleküller) nedeni ile kirlenmiş olan (saf olmayan) doğadaki kristallerde veya suni olarak TL özelliğinin ortaya çıkması/arttırılması amacıyla az miktarda Lityum (Li) Magnezyum (Mg) ve Titanyum (Ti) gibi katkı maddeleri (*impurity*) karıştırılmış kristallerde kusursuz çatı düzeni bozular. Basit veya kompleks kusurlar içeren böyle bir kristalde, yasak bölge içinde elektronların yarıkararlı (metastabil) olarak saklanabildiği 'tuzak'lar vardır. İyonlayıcı radyasyonla ışınlama sonucu bir kristalde termoluminesans oluşumu iki aşamada gelişir. Bu aşamalar Şekil 5'te görülmektedir. Kristalin iyonlayıcı radyasyonu soğurması ile serbest elektronlar oluşur. Enerji band modeline göre bu olay elektronların değerlik bandından iletim bandına geçmesine eşdeğerdir (adım 1). Bu elektronlar artık kristal yapı içinde dolaşmak için serbesttir ve kristal elektrik iletir hale gelir (adım 2). Ancak elektronlar 'E' gibi tuzaklama düzeyleri varsa yasaklı bantta tuzaklanabilir (adım 3). Elektronların boşaltmasıyla değerlik bandında oluşan artı yüklü (pozitif) boşluklar (deşik/delik) da değerlik bandında serbestçe dolaşabilir (adım 2') ve enerji transferiyle yasak bantta tuzaklanabilir (adım 3'). Deşik merkezlerinin çoğu ısıya karşı çok kararsızdır ve normal oda sıcaklığında hızla azalır (adım 4'). Tuzaklanmış elektronlar ise kaçmak için yeterli enerjiye sahip olmadıkları sürece tuzaklarda kalır. Bunu belirleyen iki etken vardır: Tuzağın derinliği (bulunduğu enerji seviyesi) ve maddenin sıcaklığı. Maddenin sıcaklığı yükseltilirse (200-400C°) tuzaklanmış elektronlar yeterince enerji kazanır ve tuzaktan kurtularak tekrar iletim bandına çıkar (adım 4). Tuzaktan kurtulan elektronlar temel enerji seviyesi olan değerlik bandına geçerken 'L' gibi lüminesans merkezlerinde tuzaklanmışdeşikler ile yeniden birleşebilir ve (elektronun daha düşük bir enerji seviyesine inmesinden dolayı açığa çıkan) fazla enerji ultraviyole veya görünür foton (ışık) olarak yayınlanır (adım 5). Bu elektron tuzaklama ve lüminesans merkezdekideşik ile gecikmiş birleşme olayı

kendiliğinden meydana geliyorsa ‘floresans’, eğer ısıtma gibi tuzaktan kurtulma için ek bir enerji transferine ihtiyaç duyuluyorsa ‘fosforesans’ (geç floresans) adını alır. Fosforesans oda sıcaklıklarında çok yavaş olduğundan ve ek bir ısıtma ile önemli ölçüde hızlandırılabilirdiğinden, dozimetri için $\sim 300^{\circ}\text{C}$ ’lik bir ısıtma ile elde edilen ışıma ‘TL’ olarak adlandırılır.



Şekil 5. Termolüminesans için basit enerji bant modeli (23)

Daha önce bahsedildiği gibi kristal içine suni olarak yabancı madde ilave edilerek tuzak sayısı artırılabilir. Böylece maddenin TL verimliliği artırılmış olur. Birçok TLD kristali bu tür tuzaklar içermektedir. Bu kristallerin kendilerine has enerji düzeyleri olup, bunlar arasındaki geçişlerde yayınlanan fotonların (ışığın) enerjileri yani dalga boyları da o kristal için karakteristiktir. Yayınlanan ışık miktarı (şiddeti/dozu) tuzaklarda yakalanmış elektronların sayısı ve dolayısıyla ışınlanmış kristal tarafından absorbe edilen toplam radyasyon dozuyla orantılıdır.

Termolüminesans Dozimetri Materyalinin Özellikleri

Üzerinde en geniş çapta araştırma yapılan termolüminesans madde magnezyum ve titanyum katılmış lityum fl(ü)orittir (LiF:Ti:Mg). Bu maddenin 8.2 olan atom numarası yumuşak dokuların ortalama atom numarasına (7.4) çok yakın olduğundan, doku eşdeğeri dozimetre olarak bilinir. Farklı amaçlar için kullanılan lityum florit TLD çipleri üç

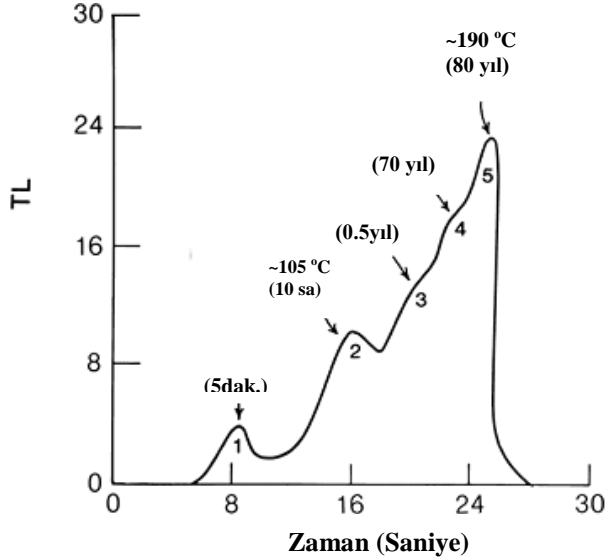
çeşittir: TLD 100 (% 92.5 ⁷Li, % 7.5 ⁶Li); TLD 600 (% 95,6 ⁶Li, % 4,4 ⁷Li) ve TLD 700 (% 99,99 ⁷Li). ⁶LiF izotopu termal nötronlara hassastır, ⁷LiF izotopu ise değildir. Böylece ikisinin kombinasyonu nötronların kısmi deteksiyonu için kullanılabilir. Rutin foton dozimetrisi için TLD 100 uygundur. Oda sıcaklığında (fazladan ısıtma yapılmadıkça) fosforesans (geç floresans) çok yavaştır ancak ~300⁰ C derecede ısıtıldığı zaman çeşitli enerji seviyelerinde tuzaklanmış olan elektronlar serbestlenir ve fosforesans ışıma erken olarak gerçekleşir. Kalsiyum Florit ve Kalsiyum Sülfat kristalleri LiF:Mg:Ti kristalinden daha hassastır ve düşük dozların (<5 rem) ölçümünde kullanılır. Tablo 2’de LiF kristalinin karakteristikleri görülmektedir.

Tablo 2. LiF kristalinin karakteristik özellikleri (22)

Yoğunluk (g/cm ³)	2.64
Etkin atom numarası	8.2
TL emisyon spektrumu (A ⁰): Min-Max Ortalama	3500-6000 4000
Temel parıldama pikinin görüldüğü sıcaklık	195 C ⁰
Kobalt 60 ışınlamasındaki TL verimi	1
Enerji yanıtı (filtresiz 30 keV vs Kobalt-60)	1.25
Dozimetri için kullanılabilir aralık	mR-10 ⁵ R
Zayıflama	12 haftada >%5
Işık hassasiyeti	İhmal edilebilir düzeyde
Fiziksel form	Toz / sıkıştırılmış disk / teflon-silikon emdirilmiş tabaka / cam kapiller tüp

Isıtma ile zamana bağlı oluşan TL parıldama grafiği, parıldama eğrisi (*glow curve*) olarak adlandırılır (Şekil 6)(22). TL materyalinde ışınlamadan daha önce tuzaklanmış elektronların sıfırlanması için TLD 400 derecede 1 saat ısıtılır (tavlama). Soğuduktan hemen sonra ışınlanan TLD’lerde daha sonra doz tayininin yapılabilmesi için, TLD’lerin dozimetri öncesinde tekrar ısıtılması gerekir. TLD’nin ısısı arttıkça, tuzaklardan serbest bırakılan elektronların oranı artar. Her tuzağın enerji seviyesine bağlı olarak parıldama pikleri (1-5) belli ısılarda görülür. Yayınlanan ışık (TL) önce yükselir, maksimum değere ulaşır ve son pikten sonra sıfıra düşer. Şekil 6’da görüldüğü gibi TLD-100 için normalde (ısıtma olmadan) 5 dakikada yayınlanacak birinci pik, ısıtma ile 8 saniyede gerçekleşir. İkinci pik ise normalde

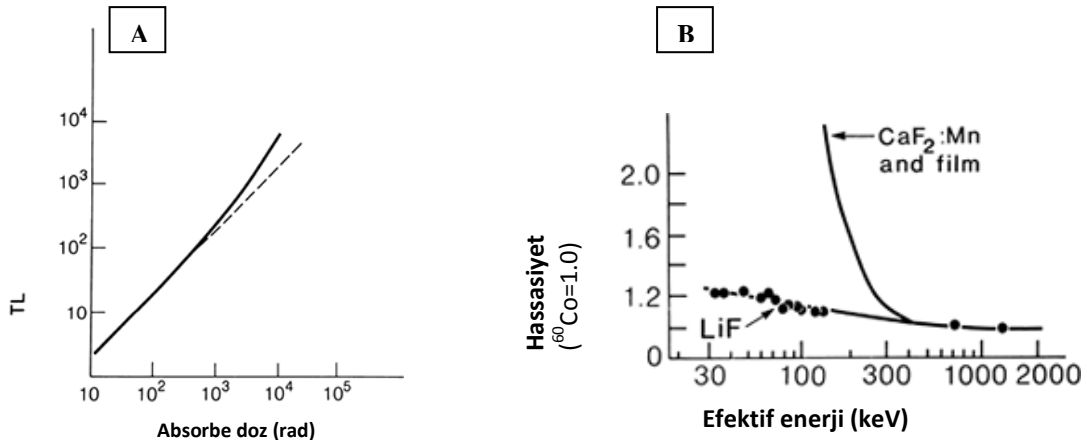
10 saat sonra görülecek iken ısıtma 105 dereceye ulaştığında 16. saniyede görülür. 3. , 4. ve 5. pikler ise normalde yıllar sonra görülecek iken 190 dereceye ulaşıldığında yarım dakika (30 saniye) içinde parıldama eğrisi pik yapar ve sonrasında ışımaya sıfıra düşer.



Şekil 6. Termoluminesans Dozimetri -100 için ısıtma ile zamana bağlı oluşan parıldama eğrisi (22)

Termoluminesans dozimetri bilinmeyen bir dozun ölçülmesi için kullanılacaksa mutlaka bilinen bir dozimetri karşısında kalibre edilmelidir. TLD materyalinin ışınlamaya olan cevabının önceki radyasyon ve ısı geçmişinden (tavlama/ısıtmalardan) etkilenmesi sebebi ile kristalde daha önceden kalmış olabilecek (rezidüel) etkilerin ortadan kaldırılabilmesi için, daha önce bahsedildiği gibi ışınlamadan önce tavlama işlemi gerekir. LiF için ışınlama öncesi standart tavlama işlemi 400 °C'de 1 saat ısıtma ve sonra 80 °C'de 24 saat ısıtma şeklindedir. Yavaş ısıtma olarak isimlendirilen 80 °C'de 24 saatlik bu tavlama, ışıltama eğrisindeki lüminesansı düşük olan 1 ve 2 numaralı pikleri (tuzak etkinliğini düşürerek) ortadan kaldırır (Şekil 6). Eğer ışınlamadan önce bu süre beklenemiyor ise söz konusu 1 ve 2' nolu pikler ışınlamadan hemen sonra çiplerin 10 dak. 100°C'de tavlama işlemi ile de ortadan kaldırılabilir. Işınlama öncesi tavlama ile rezidüel etkilerin ortadan kaldırılması dışında 1. ve 2. piklerinin de ortadan kaldırılmasının nedeni, ışınlamadan sonra kısa sürede ölçüm yapılmaz ise, zaten bu piklerin ışımaya yaparak ortadan kalkacak olmasıdır. Erken ve geç okumalar arasında bir fark olmaması için bu 1 ve 2 numaralı piklerin dozimetriye olacak katkılarından arındırılması gerekir. Işınlamadan hemen sonra yapılan düşük derecede ısıtma işlemi ile bu 1. ve 2. piklerinin ortadan kaldırılması, bilinen bir dozimetriye karşı kalibre edilmiş TLD'nin

parıldama eğrisini daha istikrarlı ve güvenilir bir hale getirmiş olur (yani absorbe doz tayini için daha uygun hale getirilmiş olur). Çalışmamızda kullanılan %7,5 Li⁶ ve %92,5 Li⁷ içeren *Harshaw* TLD-100 için doz cevap eğrisi Şekil 7- A'da verilmektedir. Eğri genellikle 10³ cGy'e kadar lineerdir, ancak bu değer üstünde 'supra lineer' olur (Şekil 7-A). TLD'ler ile doğru doz ölçümünün sağlanabilmesi için standardize edilmesi gereken birçok koşul vardır. TLD kalibrasyonu, aynı TLD okuyucusuyla, yaklaşık aynı ışın kalitesinde (enerjisinde) ve yaklaşık aynı absorbe doz seviyesinde yapılmalıdır.



Şekil 7. A-Pudra TLD-100 için absorbe doz değerlerine karşılık TL, B-CaF₂:Mn, film dozimetri ve LiF (TLD-100) için enerji cevap eğrileri (22)

Termoluminesans dozimetri cevabı, absorbe olan doz başına TL verimi olarak belirlenir. Şekil 7-B'de 2 MV altındaki foton enerjileri için LiF (TLD-100)'in enerji cevap eğrisi görülmektedir (22). Daha yüksek enerjili X-ışın cevap eğrilerinde çeşitli çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiş olsa da, eğer gerekli itina gösterilirse pudra TLD veya preslenmiş TLD materyali kullanılarak dozlar yaklaşık %3 hassasiyet ile ölçülebilir.

İyon odası kadar hassas olmamasına karşın, TLD'nin asıl avantajı iyon odasının kullanılamayacağı vücut içi dozların ölçülebilmesidir. TLD vücut boşluklarına (rektum, mesane) veya doku içine direk olarak yerleştirilebilmesi sayesinde *in vivo* dozimetride kullanışlıdır. TLD materyalinin birçok formda ve büyüklükte olabilmesi sayesinde yüzeydeki *build-up* bölgesindeki doz dağılımı, brakiterapi kaynaklarının etrafındaki doz dağılımları ve personel doz izlemi gibi kullanımlar için de idealdir (23).

Termolüminesans Dozimetrinin Tıptaki Uygulamaları

Radyoterapide farklı dokularda soğrulan dozların olabildiğince doğru olarak belirlenmesi gerekir. Termolüminesans dozimetrenin tedavi cihazlarında ışın veriminin (*output*) ölçülmesi, ışın demetinin homojenliği kontrolü, fantomda soğrulan doz ölçümleri, vücut içi ve dışı radyasyon uygulamalarında *in vivo* ölçümler için uygun bir teknik olduğu kanıtlanmıştır (24). TLD'ler doza duyarlılığının yüksek olması, geniş bir doz aralığında cevabının lineer olması, doz hızından bağımsız olması, tekrar kullanılabilir olması, çevre koşullarındaki değışikliğe rağmen kararlı oluşu, su ve dokuya eşdeğer yapısı (atom numaralarının çok yakın olması) ve küçük boyutu ile RT dozimetrisinde önemli bir dozimetri materyalidir. Diğer dozimetrik materyallere göre TLD'nin avantajı, soğurduğu enerjiyi (dozu) belli bir süre bünyesinde değışmeden saklayabilmesi ve absorbe ettiği radyasyona orantılı doz okumasının belli bir süre sonra ısıtıldığı zaman (gecikmeli olarak istenildiğı zaman) yapılabilmesidir. Bu nedenle Uluslararası Atom Enerji Kurumu (IAEA) ve bağılı olarak Türkiye Atom Enerji Kurumu (TAEK) ülke genelindeki hastanelerin RT cihazlarının kalibrasyon kontrollerini ve radyasyonla ilgili işlerde çalışanların aldıkları dozların takibini yapabilmek için postalanabilen, çevresel faktörlerden en az etkilenen ve uzun süre saklanabilen TLD dozimetrelerini tercih etmektedir. Film dozimetriiler ancak 3 ay içinde okunduğı zaman güvenilir sonuçlar verirken, TLD'ler daha uzun süreli beklemelelerden sonra dahi güvenle okunabilir. TL duyarlılığı ancak 50 defa ışınlandıktan sonra %25 oranında kaybolmaktadır. Bu nedenle TLD'ler doz ölçümleri yapıldıktan sonra 400 derecede tavlansarak ve tekrar ışınlanma yapılmadan kalibre edilmek şartı ile birçok sefer kullanılabilir ve iyon odaları kadar hassas olmasalar dahi, 5 milirem gibi düşük dozlar dahi %3 hata payı ile okunabilir. LiF toz halinde bir muhafaza içinde saklanarak kullanılabilceğı gibi, preslenmiş halde çeşitli formlar altında da (teflon kaplı pul, kare mikro çubuk, silindir mikro çubuk) bulunabilmektedir (23).

GEREÇ VE YÖNTEM

GEREÇLER

Çalışmamızda Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde ışın tedavisi görecek meme kanserli hastalarda 'tek merkezli izosentrik yarım alan' tekniğinin rutin olarak kullanımı hedeflenmiştir. Bu amaçla *Alderson* rando-fantom üzerinde BT simülasyon yapılmış ve sol memede 3B planlama kullanılmıştır. Planlamada 'tek merkezli izosentrik yarım alan tekniği' ve konvansiyonel 'çok merkezli teknik' kullanılmasıyla meme RT'si hedef hacimleri içinde farklı noktalardaki dozlar TLD ile tespit edilmiş, TPS'de okunan değerler ile karşılaştırma yapılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız cihaz ve malzemeler aşağıdaki gibidir.

Kullanılan Cihazlar

Cirius Kobalt-60 Cihazı

Elekta Sinergy Platform Linak Cihazı

Harshaw 3500 TLD Okuyucu

Scanditronik Wellhöfer Dose1 Elektrometre

Toshiba Asteion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Könn TLD fırını

Kullanılan Malzemeler

Alderson Rando-Fantom

LiF Termolüminesans Dozimetri Çipleri

Kullanılan Yazılımlar

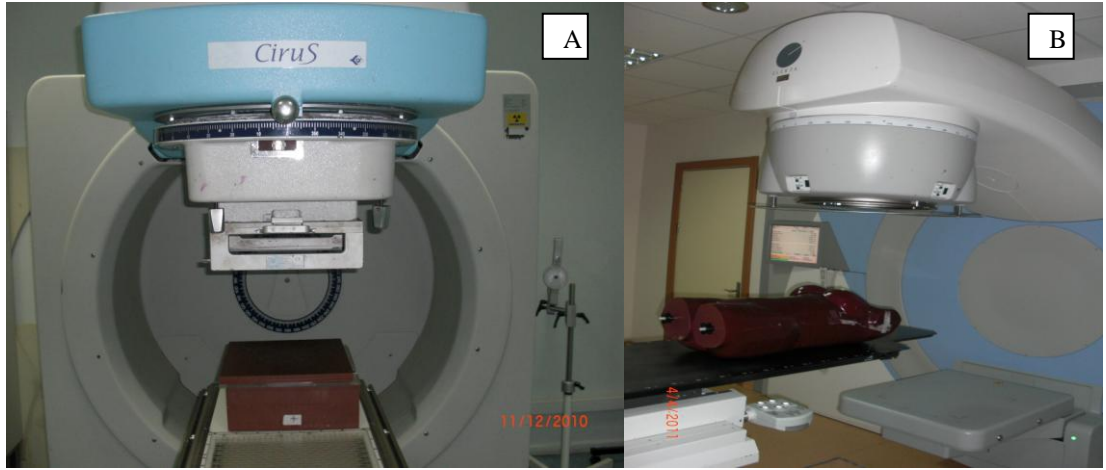
CMS –Xio 4.6 Tedavi Planlama Sistemi

FocalSim 4.6 Kontrolama Programı

WinREMS TLD Parıldama Eğrisi Programı

Kobalt-60 Cihazı

Çalışmamızda kullanılan *Cirius* marka Kobalt-60 teleterapi cihazının ortalama gama enerjisi 1.25 MeV ve yarılanma ömrü 5.26 yıldır (Şekil 8-A). İzosentrik tedavi yapabilen cihazın kafasında Kobalt-60 radyoaktif kaynağı bulunmaktadır. Kaynak, kurşun korumalı çekmece içine yerleştirilmiştir. Tedavi kafası $\pm 180^{\circ}$ lik açı ile 2 yönde dairesel hareket etme yeteneğine sahiptir. Işın tedavisi 360° dahilinde her açıdan verilebilir. Cihazda birbirinden bağımsız hareket eden iki (X, Y) kolimatör sistemi bulunur. Kaynak izosentrik mesafesi (SAD) 80cm'dir. Kolimatör alan boyutları minimum 5x5cm' den maksimum 32x32cm' ye kadar açılabilir. Cihaza farklı boyutlarda 15° , 30° , 45° ve 60° kama açılarına sahip 'kama filtreler' takılabilir. Kobalt-60 için maksimum doz derinliği (d_{max}) referans alanda (10x10cm, SSD:80cm) 0.5cm'dir.



Şekil 8. A-Cirius Kobalt-60 cihazı B-Elekta Sinergy Platform linak cihazı

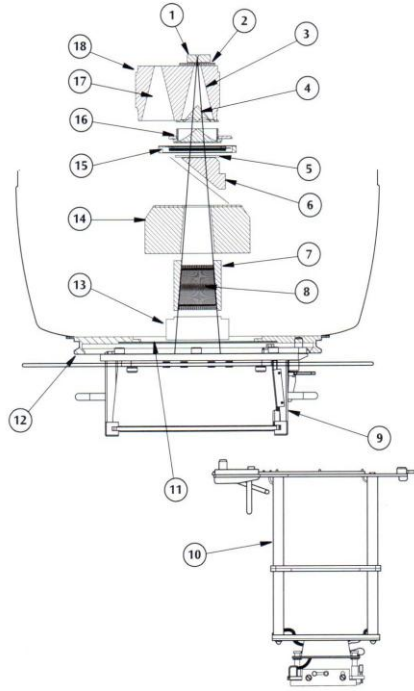
Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Elekta Sinergy Platform marka linak cihazı, 6 MV ve 15 MV enerjili iki foton, 6, 10, 12 ve 15 MeV enerjili dört elektron ışınına sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Şekil 8-B). Cihazda hızlandırılan yüksek enerjili elektronlar direkt olarak yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabildiği gibi, tungsten bir hedefe çarptırılarak elde edilen yüksek enerjili X-ışınları (fotonlar) derin tedavilerde kullanılır. Fotonların maksimum doz derinliği (d_{max}) referans

alanda (10x10cm, SSD:100cm) 6MV için 1.5cm iken, 15 MV için 2.7cm'dir. *Elekta Sinergy platform* linak cihazının ışınlama kafası içinde proksimalden distale sırayla sabit birincil kolimatör içinde yer alan (ve hedef taşımayan elektron odası ile yer değiştirebilen), üstünde tungsten hedefi olan foton çıkış odası, (foton ışınlamalarında alan içine giren) düzleştirici filtre, (altalta iki adet) monitör iyon odası, (elektron ışınlamalarında alan içine giren) saçıcı filtre, 60 derecelik motorize kama filtre, ışık alan aynası, sabit ikincil kolimatör, asimetric olarak bağımsız hareket edebilen karşılıklı iki X çenesive ÇYK sistemi, onun altında yine asimetric olarak bağımsız hareket edebilen karşılıklı iki Y çenesi bulunur (Şekil 9)(25). Cihaz 360 derece gantri, 360 derece kolimatör, 180° derece tedavi masası izosentrik rotasyon yeteneğine sahiptir. Cihazda X ve Y kolimatör sistemini oluşturan karşılıklı bağımsız hareket edebilen ikişer çeneye ek olarak her birinin kalınlığı (SSD 100cm izdüşümünde) 1cm olan ve 40 yapraktan oluşan (X yönünde giriş-çıkış yapan) ÇYK sistemi mevcuttur.

Ayrıca tedavi masası düşey (vertikal/anteroposterör/ventral-dorsal), ileri-geri (longitudinal/superiör-inferiör/kranio-kaudal) ve yatay (horizontal/lateral) doğrultularda hareket edebilmektedir. Tedavi odasında hastanın pozisyonunu sabitlemede kullanılan ve iki ayrı doğrultuda (düşey- yatay) ışık izi veren (ikisi linak odasının masa yan tarafındaki 2 duvarın her birinde, bir tanesi masanın ayak ucundaki duvarda sabitlenmiş ve linak cihazının eşmerkeziyle çakışan) üç lazer kaynağı vardır.

Cihazın gantrisine monte edilmiş ve hasta cildi üzerinde ışın merkezinin SSD'sini gösteren ışıklı bir gösterge (telemetre) bulunur. Işın demetinin boyutları SSD 100cm'de minimum 2x2cm ile maksimum 40x40cm arasında seçilebilmektedir.

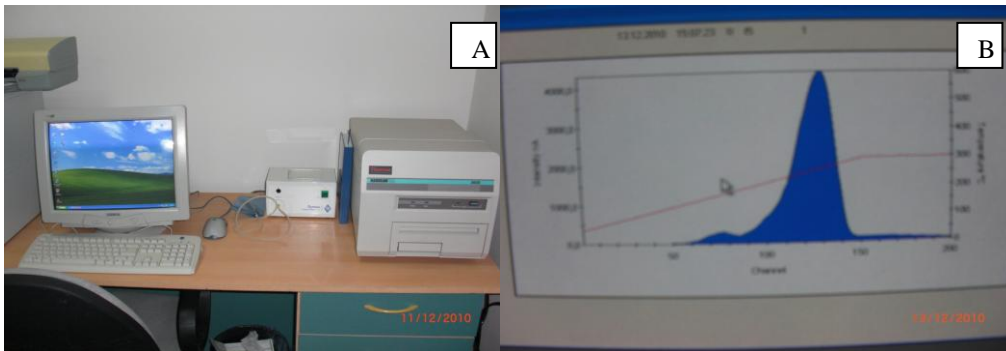


1. Hedef
2. Hedef tutucu
3. Foton çıkış odası
4. Düzleştirici filtre 1
5. Saçılma filtresi
6. Motorize kama filtre
7. X çenesi
8. ÇYK sistemi
9. Aplikatör tutucu
10. Elektron aplikatörü
11. Şeffaf kros (*mylar*)
12. Aksesuar yuvası
13. Y çenesi
14. İkincil kolimatörler
15. İyon odası

Şekil 9. Elekta Sinergy Platform linak ışınlama kafası şematik diyagramı (25)

Termolüminesans Dozimetri Okuyucusu

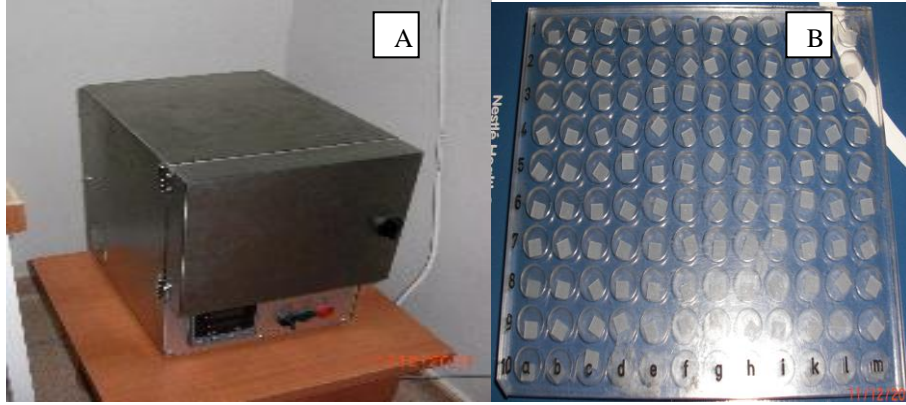
Termolüminesans dozimetlerinin okunmasında kullanılan *Harshaw 3500 TLD* okuyucu, TLD için özel hazırlanmış bir program olan *WinREMS*'in yüklü olduğu bir bilgisayara bağlanmıştır (Şekil 10-A). *WinREMS* okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait ışın doz değerleri üzerinden parıldama eğrilerini oluşturarak analiz eden ve hafızaya alabilen bir programdır (Şekil 10-B).



Şekil 10. A- Harshaw3500 TLD okuma sistemi B-Parıldama eğrisi

Könn marka TLD fırını, TLD çiplerini tavlama işleminde kullanılır. Fırında *Thermosoft 2000* programı kullanılarak oluşturulan sıcaklık-zaman çizelgelerine göre TLD çiplerinin tavlama işlemi yapılır (Şekil 11-A). Aynı anda 3 adet TLD tablasını fırınlama

özelliğine sahiptir.



Şekil 11.A-Könn marka TLD fırını B- Harshaw TLD-100 çipleri ve kodlanmış saklama bölmeleri

Ölçümlerde kullandığımız TLD çipleri, *Harshaw* marka TLD-100 çipleridir (Şekil 11-B). Yoğunluğu 2.64 gr/cm^3 ve etkin atom numarası 8.2 olan alkali bir halojenidir. Ana ışınma piki $190-210^\circ\text{C}$ 'te görülür ve optik ışınma piki 400 nm 'dir. Kimyasal etkilere karşı oldukça dayanıklıdır ve suda az çözünür. Fiziksel şekil olarak mikro çubuk, teflon kaplı pul, kare mikro çubuk, yuvarlak mikro çubuk biçimlerinde bulunabilmektedir. Kimyasal olarak kararlıdır. Uygun soğurulan doz aralığı $1\mu\text{Gy}$ ' den 10 Gy 'e kadardır. Bu çalışmada kullanılan TLD $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}$ boyutlarında silikona emdirilerek preslenmiş kare şekilli 21 adet TLD çipi kullanılmıştır. Karışmalarını engellemek için her biri, üzerindeki harf ve sayılarla kodlanmalarını sağlayan ve 120 küçük TLD cebi bulunan muhafaza içerisinde saklanmıştır.

Elektrometre

Foton ve elektron ışın dozu ölçümünde kullanılan *Scanditronik Wellhöfer Dose1* marka elektrometre; sırasıyla R, R/dak, Gy, Gy/dak, Sv/saat; Amper ve *Coulomb* cinsinden doz, doz şiddeti ve akım değerlerini okuyabilen bir dozimetri cihazıdır (Şekil 12-A). Polarite voltajı 0-400 V olan dozimetreye, sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için ölçüm anındaki ilgili değerler girilebilmektedir. Foton için ölçüm aralığı $70 \text{ kV} - 40 \text{ MV}$ 'tur. Elektron demetlerinde ise 50 MeV enerjiye kadar ölçüm yapılabilmektedir.

Bilgisayarlı Tomografi Ünitesi

Çalışmamızda kullandığımız BT ünitesi *Toshiba Asteion S4* marka tomografi cihazıdır

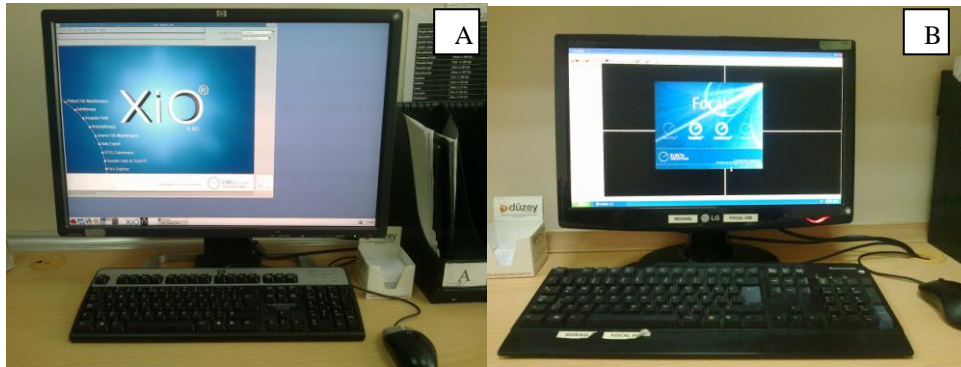
(Şekil 12-B). BT'den elde edilen aksiyal kesitler *network* ağ sistemi üzerindeki *DICOM 3* protokolü aracılığı ile TPS sistemine aktarılır.



Şekil 12. A-Scanditronik Wellhöfer Dose1 marka elektrometre B-Toshiba Asteion BT ünitesi

Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmamızda kullanılan TPS, *CMS Xio 4.6* sürümüdür (Şekil 13-A). Planlama sistemimiz konvansiyonel, konformal ve yoğunluk ayarlı RT (YART) tedavi planlaması yapmaya olanak vermektedir. Planlama sisteminde *DICOM 3* protokolüyle BT'den alınan aksiyal kesitler üzerinden sagittal ve koronal düzlemlerde rekonstrüksiyon yapılmakta, oluşturulan üç boyutlu anatomik modelleme üzerinden, elektron ve foton demetleri ile ışınlama planlaması yapılabilmektedir. Ayrıca planlamaların doz-volüm histogramları (DVH) oluşturulabilmektedir. Planlama sistemi foton ışınları için *Clarkson*, *convolution*, *superposition* ve *fast-superposition* algoritmalarından birini, elektron ışınları için ise *pencil beam* algoritmasını kullanarak doz hesaplaması yapabilmektedir.



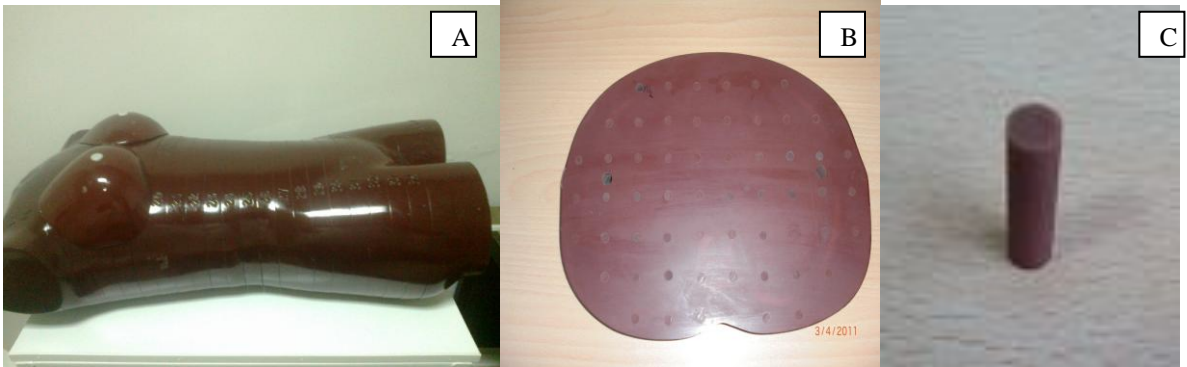
Şekil 13.A-CMS Xio tedavi planlama sistemi, B-Focalsim kontrolleme sistemi

Konturlama Sistemi

Çalışmamızda *FocalSim* 4.6 versiyon konturlama programı kullanıldı (Şekil 13-B). *FocalSim* konturlama programı BT kesitlerini konturlama, 3B plan değerlendirme, BT ve PET görüntülerini füzyon etme ve *DICOM 3* formatıyla kesitleri TPS'e aktarma özelliklerine sahiptir.

Rando-Fantom

Çalışmamızda insan dokusu eşdeğeri olan *Alderson* rando-fantom kullanılmıştır (Şekil 14-A). Rando-fantom, kas ve yumuşak dokuların yanında kemik, akciğer ve vücut boşluklarına uygun lokalizasyonlarda her biri ilgili dokunun eşdeğeri yoğunluktaki materyal kullanılarak oluşturulmuş, insan vücudu benzeri bir mankendir. Dolayısıyla X-ışını ve elektron ışınlamaları için dozimetrik açıdan insan vücudunun eşdeğeri. Rando-fantomun radyasyona karşı insan vücudu eşdeğerliliği, en düşük radyodiagnostik enerjisinden en yüksek RT enerjisine kadar tüm aralık (10kV-25MV) için geçerlidir. Rando-fantom birbirinden ayrılabilen ve her biri 2.5cm olan 32 adet transvers dilimden oluşmaktadır (Şekil 14-B). Her bir dilim içinde 3x3cm'lik aralıklarla oluşturulmuş 7 mm çapında silindirik tıplar bulunur ve bu tıplar çıkarıldığında TLD yerleştirmeye elverişli boşluklar oluşmaktadır. (Şekil 14-C).



Şekil 14. A-Alderson rando-fantom B-Rando-fantom kesiti C-Rando-fantom kesiti içindeki silindirik tıpa

YÖNTEMLER

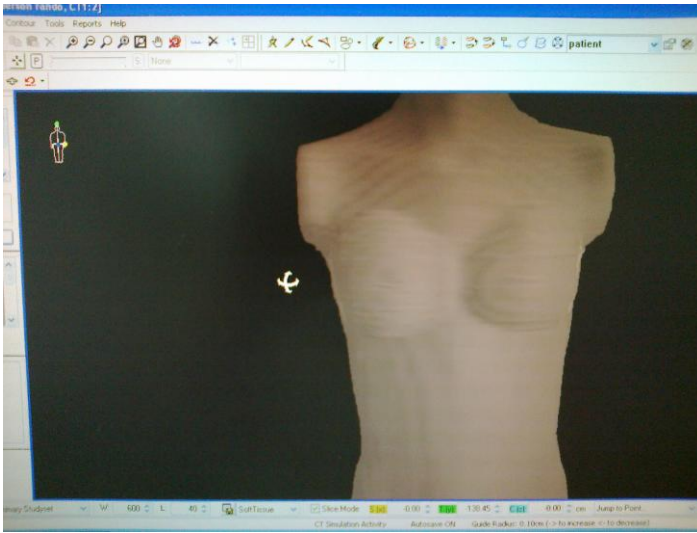
Simülasyon

Tanjansiyel meme ışınlamasında ilk aşama simülasyon işlemidir. Bunun için ilk olarak rando-fantom BT ünitesinde (daha önce 'genel bilgiler' bölümü 'konvansiyonel ve konformal simülasyon' altbaşlığında bahsedilen) gerekli referans nokta işaretlemeleri yapılarak supin pozisyonda yatırıldı. Fantomun daha sonra 2 mm'lik kesitler halinde BT görüntülemesi

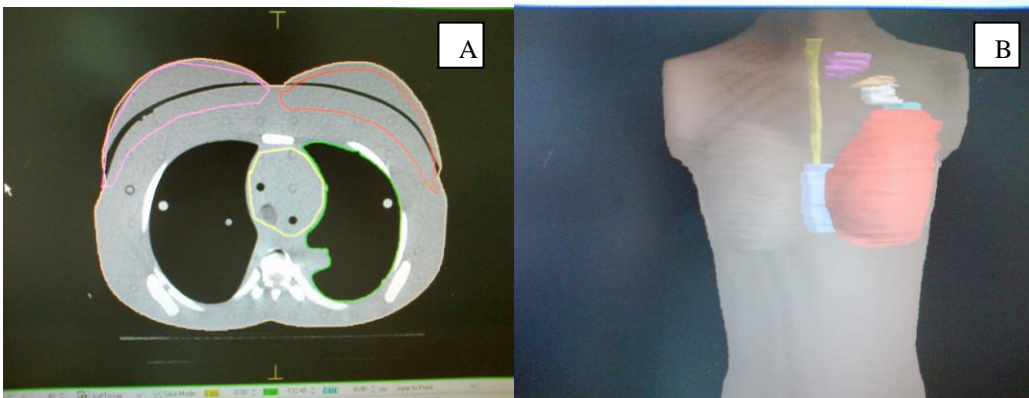
yapıldı (Şekil 12-B). Elde edilen kesitler *network* ağı üzerinden kontrolama ünitesine aktarıldı.

Kontrolama

FocalPro programı ile BT'den gönderilen kesitlerden bir hasta dosyası oluşturuldu. Öncelikle fantomun dış vücut konturu çizildi (Şekil 15). Ardından rando-fantomun sol memesi ışınlanacağından, sırasıyla sol meme dokusu (PTV 1/kırmızı renkte), aynı taraf bölgesel lenf nodları (PTV 2: aksilla *level 1, level 2, level 3*, sol supraklaviküler lenf nodları; sırası ile turkuaz, mor, sarı, pembe renklerde), kritik/risk altındaki organlar (RAO: sol akciğer, kalp, karşı meme, medulla spinalis, özofagus, trakea/larenks, sol omuz, sol brakial pleksus) konturları farklı renklerde uzman radyasyon onkoloğu tarafından çizildi (Şekil 16). Kontrolama işlemi bittikten sonra elde edilen kesitler *network* sistemiyle TPS'e aktarıldı.



Şekil 15. Fantomun oluşturulan dış kontur ön profil rekonstrüksiyonu



Şekil 16. Kontrolama programında oluşturulan organlar: A-Aksiyal kesit B-Önden profil görünüş

Planlama

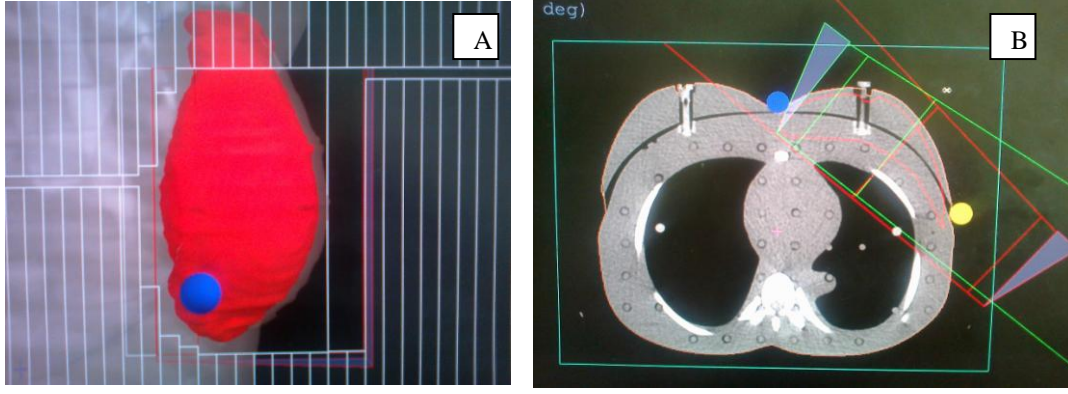
Çalışmamızda her 3 planlama için tanjansiyel alanlarda ve ön supra alanında 6MV, arka aksilla alanında ise 15 MV foton enerjileri kullanarak, TPS doz hesaplamalarını *Convolution* algoritması ile gerçekleştirdik.

Tek Merkezli İzosentrik Yarım Alan Tekniği ile Meme Radyoterapi Planlaması

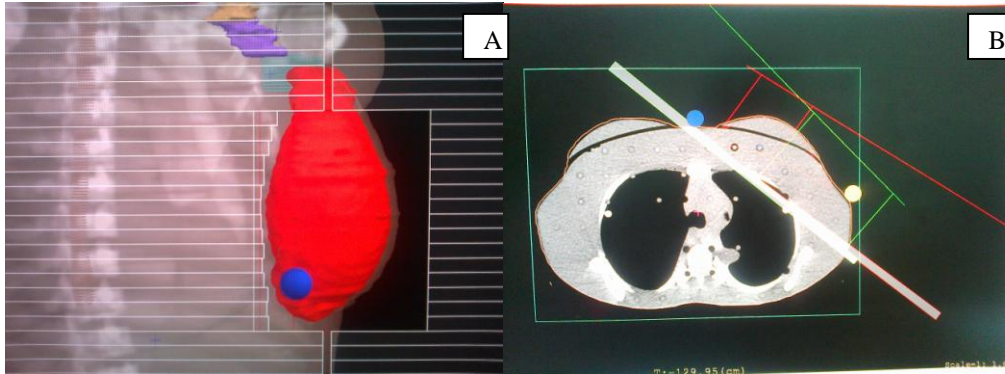
Network sistemiyle konturlama bilgisayarından *CMS Xio* TPS'e aktarılan rando-fantoma ait konturlanmış BT kesitleri üzerinden planlama evresine geçildi. Tek merkezli 'izosentrik yarım alan' meme RT planlaması için, öncelikle rando-fantomun BT kesitleri üzerinde bir 'izosentrik kurulum noktası'nın belirlenmesi gerekir. Bunun için iç ve dış tanjansiyel alanların giriş noktaları, meme konturunun medial ve lateral kenarlarını emniyet marjı ile içerecek şekilde belirlenir (alttaki şekillerde medial kenar mavi nokta, lateral kenar ise sarı nokta ile işaretlenmiştir). Tanjansiyel alanların GA'ları, ışın huzmelerinin posterörde karşılıklı paralel olacak şekilde (birbirlerine arkada 180 derece açı yaparak tek bir hat/düzlem oluşturmak üzere) ayarlanır. Bunun için tanjansiyel alanlara verilen fazladan GA ile posterörde (akciğer tarafında) diverjans engellendi (Şekil 17, 18, Tablo 3). Bu hattın akciğer dokusunu mümkün olduğunca az içerecek şekilde oluşturulmasına dikkat edildi. Anteriörde ise tanjansiyel alanlar meme yüzeyinin 2cm önünden geçmektedir (*fall off*). Tanjansiyel alanlar oluşturulurken kranial (supraklaviküler) taraftaki diverjans ise asimetric kolimatörlerle 'yarı alanlar' kullanılarak engellendi (I.planlamada X2:0, II.planlamada Y2:0, Tablo 3,4). Karşılıklı oluşturulan tanjansiyel iki alanın kaynaklara eşit uzaklıktaki orta hattı, konturlanan meme hacminin en uç iç ve dış noktalarına eşit mesafede seçildi. Bu orta hat üzerinde, alanın üst sınırına uzanan ve supra/aksilla alanının (şekil 19-A) alt sınırı ile çakışan nokta 'izosentrik kurulum noktası' olarak seçilir. Genel bilgiler bölümünde bahsedildiği gibi tanjansiyel alanlarla supra/aksilla alanını ayırarak hat klaviküla başının alt kenarıdır. Bu hatta yer alan 'izosentrik kurulum noktası'nın derinliği ise, yukarıda tarif edilen tanjansiyel meme alanlarının orta hattının kraniale doğru uzatılması ile kendiliğinden oluşmaktadır. Ancak cilt yüzeyinde veya derinde akciğer hava dokusunun içinde olmamasına, tercihan göğüs duvarı içinde ve dozimetrik belirsizlik olmayan (d_{max} ilerisinde) bir derinlikte, kemik (kosta) anterioründe olmamasına dikkat edilir. Bizim planlamamızda bu derinlik 4.4cm'de seçildi (Şekil 20-A).

Tanjansiyel alanların kranialinde yarım alan kapaması yapılarak, kaudaldeki açık kalan yarım alanın kullanılması ve 'izosentrik kurulum noktası'nın 4.4cm derinlikte olması nedeniyle, tanjansiyel alanlarda anteriöre doğru (yani açık kalan yarım ışın alanının orta

hattına doğru) ÇYK'ler ile akciğer ve kalp koruması yapıldığından, bu tanjansiyel alanların açıklığı pratikte neredeyse çeyrek alana (20x20cm) kadar daralmaktadır. Bu nedenle 20x20cm içine sığmayan bir memenin tanjansiyel ışınlaşmasının bu teknikle planlanması uygun değildir.



Şekil 17. I. Planlama için oluşturulan tanjansiyel alanlar: A-İç tanjansiyel alan, B-Aksiyal görünüş



Şekil 18. II. Planlama için oluşturulan tanjansiyel alanlar: A-İç tanjansiyel alan, B-Aksiyal görünüş

‘Tek merkezli izosentrik yarım alan tekniği’ kullanarak 2 farklı planlama yaptık. I. planlamada tanjansiyel alanlara (fazladan $\pm 90^\circ$) kolimatör açısı vererek motorize kama filtre kullanılmasını sağladık (Şekil 17, Tablo 3). Ancak ÇYK'ların X ekseninde yer alması nedeniyle koruma ancak kraniokaudal yönde yapılabildi. II. planlamada ise motorize kama filtre kullanılmadan planlama yapıldığından, tanjansiyel alanlarda ek bir 90° kolimatör açısı kullanmadık ve bu şekilde ÇYK'ler ile posterörden anteriöre doğru daha iyi bir akciğer/kalp koruması sağlamış olduk. (Şekil 18, Tablo 4). Her ne kadar dozimetrik ek bir belirsizlik oluşturmaması için FIF tekniğini kullanmaktan bu çalışma için kaçındıksa da, bu alanlarda motorize kama filtrenin kullanılmamasından doğacak inhomojenite ancak ya solid kama

filtre ya da FIF tekniği kullanılarak giderilmelidir. Her iki planlamada da tanjansiyel ve supra alanlarında 6MV, arka aksillada 15 MV foton enerjisi kullandık. Tablo 3 ve Tablo 4’de her iki planlamada kullandığımız tanjansiyel alan boyutları, gantri, kolimatör ve masa açđ değerleri görölmektedir.

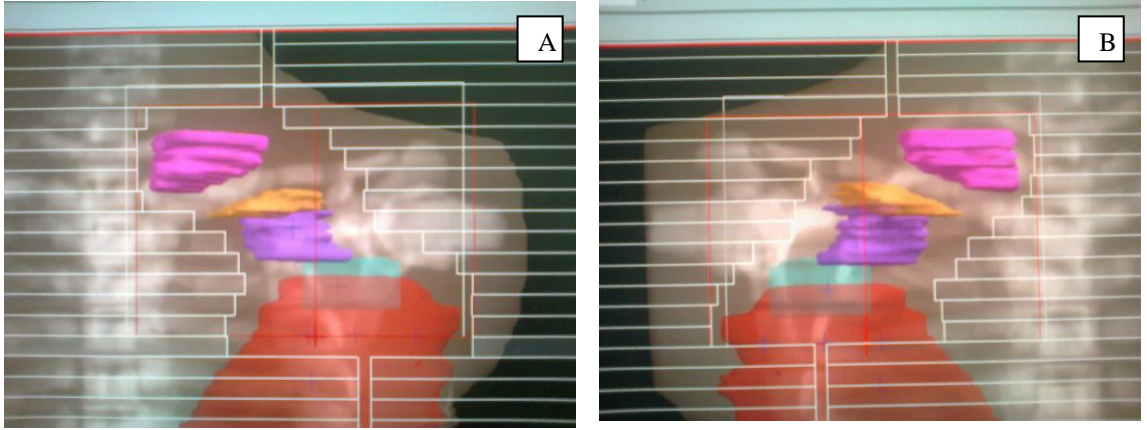
Tablo 3. Tek merkezli I. planlamada kullanılan değerler

I. planlama	X1 (cm)	X2 (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	Gantri açısı (derece)	Kolimatör açısı(derece)	Masa açısı (derece)
İç tanjansiyel	15	0	8.9	2.2	307	90	0
Dış tanjansiyel	15	0	8.9	2.2	131	270	0
Supra	9.1	7.5	0	11.1	345	0	0
Aksilla	7.8	9.1	0	11.1	175	0	0

Tablo 4. Tek merkezli II. planlamada kullanılan değerler

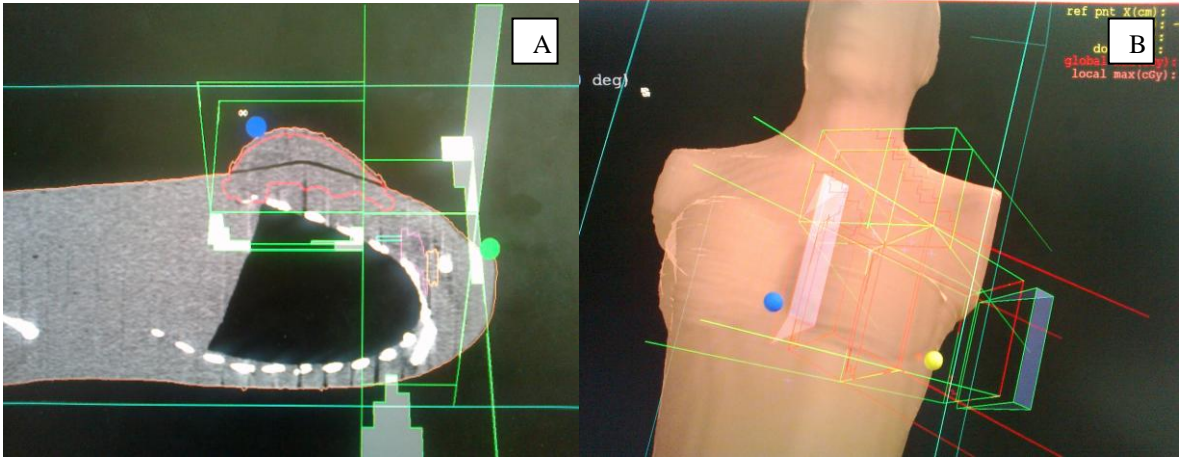
II. planlama	X1 (cm)	X2 (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	Gantri açısı (derece)	Kolimatör açısı(derece)	Masa açısı (derece)
İç tanjansiyel	2.3	9.1	15	0	307	0	0
Dış tanjansiyel	8.6	2.6	15	0	131	0	0
Supra	9.1	7.5	0	11.1	345	0	0
Aksilla	7.8	9.1	0	11.1	175	0	0

Tablolarda göröldüğü gibi her iki tek merkezli planlama için aynı supra alanlarını oluşturduk. Bunun için tanjansiyel alanların merkezi, daha önce tarif ettiğimiz şekilde seçilmiş olan cihaz izosantırına yerleştirildi. Böylece her ışın alanı için tek bir ‘izosentrik kurulum merkezi’ kullanılmış oldu. Supra/aksilla alanları oluştururken, tanjansiyel alanların kranial tarafında olduğu gibi, bu alanların kaudalinde de asimetric yarım alan kullanıldı ve tanjansiyel alan tarafında kaudale doğru diverjans oluşması engellendi (Y1:0cm, Tablo3,4). Spinal kordu alan dışında bırakmak için gantriye de karşı memeye doğru 15⁰ açđ verildi (GA:345⁰). Ön ‘supra’ alanına tamamlayıcı bir ‘arka aksilla alanı’ karşı yönde oluşturuldu (GA:175⁰). Supra ve aksilla alanları da tanjansiyel alanlar gibi ÇYK kullanılarak düzenlendi. Böylece tanjansiyel alanlarla komşu kenar hattı/düzlemi boyunca diverjansın olmadığı bir planlama elde edildi (Şekil 19,20).



Şekil 19. I. ve II. Planlar için supra ve aksilla alanı: A- Ön supra B-Arka aksilla

Tablo 3 ve Tablo 4’de ‘tek merkezli izosentrik’ her iki planlamada kullandığımız ön supra ve arka aksilla alan boyutları, gantri, kolimatör ve masa açısı değerleri değerleri görülmektedir.



Şekil 20. I. ve II. Planlamalar için genel görünüm: A- Sagittal kesit, B-Profil görünüm

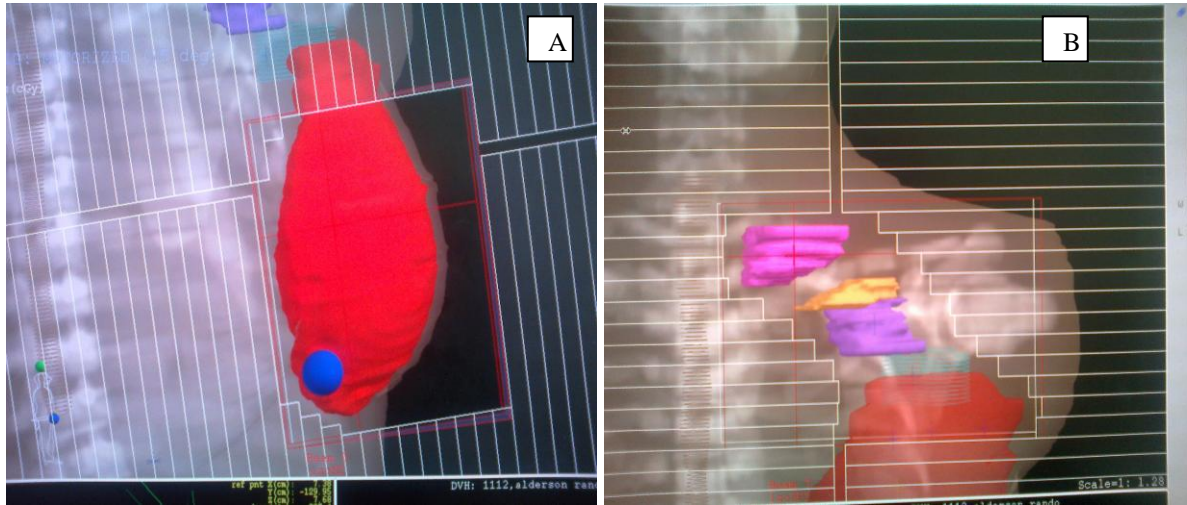
Çok Merkezli Meme Radyoterapi Planlaması

Çok merkezli planlama için sırasıyla tanjansiyel alanlar, ön supra ve arka aksilla alanları oluşturuldu (Şekil 3). Ancak bu planlamada karşılıklı tanjansiyel alanlar için sol meme merkezinde bir izosentrik noktası, supra ve aksilla karşılıklı alanları için ise ön supra alanının merkezinde (ciltten 3.8 cm içerde) ayrı bir izosentrik noktası olmak üzere 2 ayrı kurulum noktası oluşturuldu (Şekil 21). Oluşturulan karşılıklı paralel iç ve dış tanjansiyel alanların *koronal* kesitte görülen kranial (supra/aksilla) tarafındaki kenarlarında diverjansı önlemek için masa açısı kullandık (Şekil 22). Daha sonra sagittal kesitte görüldüğü gibi, ön supra alanında girişten derine doğru oluşan diverjansa uygun olarak (içiçe geçme ya da arada

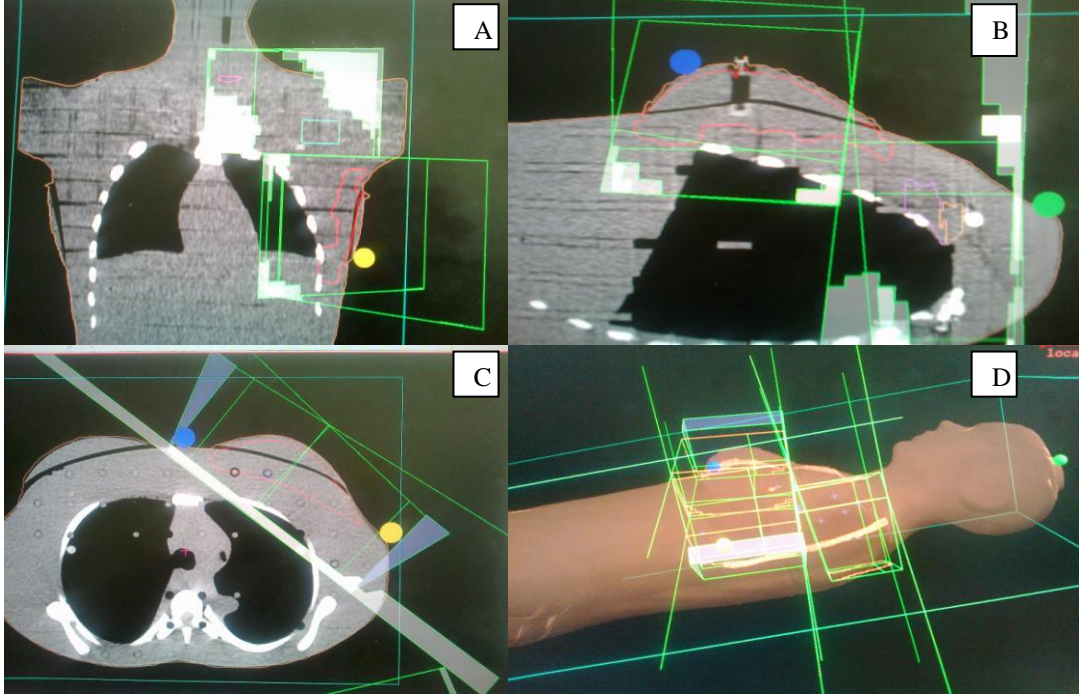
boşluk oluşması) tanjansiyel alanlarda kolimatör açısı kullanarak engellendi ve böylece arka aksillaya göre daha fazla doz verilen ön taraftaki diverjansa uyum sağlandı (içte 98⁰, dışta 226⁰ kollimatör açısı verildi). Tüm alanlar ÇYK kullanılarak düzenlendi. Tanjansiyel alanlarda homojen doz dağılımı için motorize kama filtre kullanıldı. Tablo 5'te 'çok merkezli meme planlaması' için kullandığımız alan boyutları, gantri, kolimatör ve masa açı değerleri görülmektedir.

Tablo 5. Çok merkezli planlamada kullanılan değerler

Çok merkezli planlama	X1 (cm)	X2 (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	Gantri açısı (derece)	Kolimatör açısı (derece)	Masa açısı (derece)
İç tanjansiyel	9.7	5.3	3.8	7.5	307	98	352
Dış tanjansiyel	5.3	9.7	3.9	7.5	131	266	359
Supra	3.8	13.4	2.5	9	345	0	0
Aksilla	13	3.8	2.5	7.7	165	0	0



Şekil 21.Çok merkezli meme planı: A- İç tanjansiyel alan B-Ön supra alanı



Şekil 22. Çok merkezli meme planı: A-koronal kesit B-Sagittal kesit C-Aksiyal kesit D- Genel görünüm

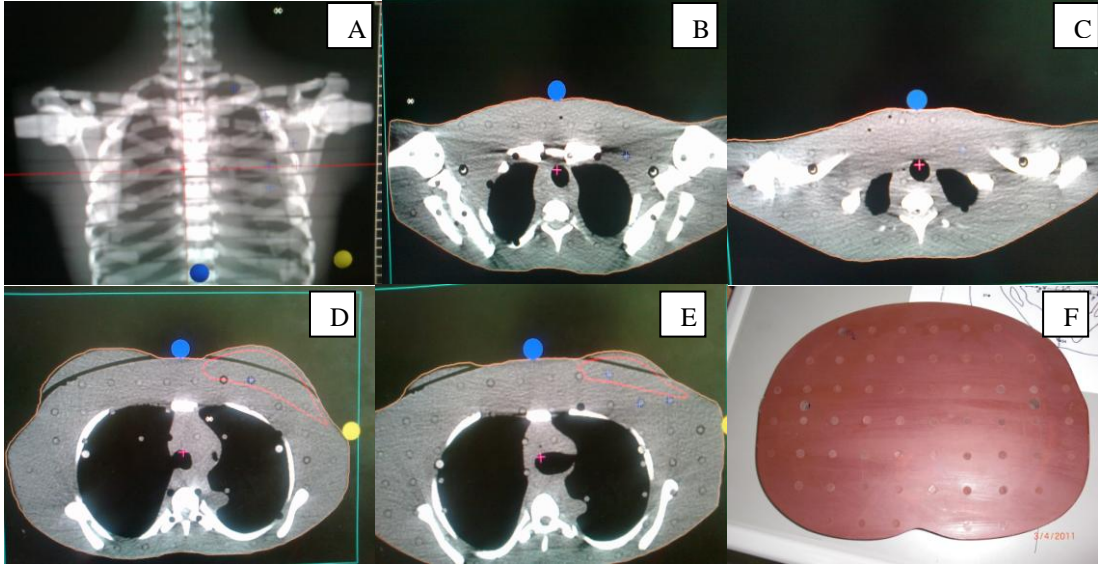
Termolüminesans Dozimetrinin Hazırlanması

TLD'lerde dozimetriye geçmeden önce bazı işlemlerin yapılması gerekir. TLD çiplerinin duyarlıklarını standardize etmek (kalibrasyon) için kobalt-60 cihazında ışınlatma yapılır. Ancak bundan önce termik tavlama işlemi yapılmalıdır. Elimizde bulunan 120 adet TLD çipi TLD fırınında 400 C^o'de 1 saat ve ardından 100 C^o'de 2 saat kalacak şekilde programlanan fırında tavlandı. Daha sonra Kobalt-60 teleterapi cihazında katı fantom kullanılarak SSD: 80cm'de 20x20cm alanda 2cm derinlikteki referans alanda 100cGy doz süresi, daha önce iyon odası ile yapılmış olan *out-put* ölçümü esas alınarak hesaplandı ve TLD'lere 100 cGy verilecek şekilde daha önce tarif edilen referans şartlarda 200 adet TLD çipi ışınlandı (Şekil 4-A). Tüm TLD'lere kobalt-60 teleterapi cihazında verdiğimiz radyasyon dozu aynı (100 cGy) olduğu halde, bütün TLD çipleri aynı hassasiyetle üretilmediği için aynı yanıt alınmayabilir. Bu yüzden dozimetri için benzer duyarlılığa sahip TLD'lerin kullanılması gerekir. TLD'ler Kobalt-60 ta ışlandıktan sonra *WinREMS* programıyla okutuldu (Şekil 11). Program ile 120 adet TLD çipinin duyarlılığını gösteren *Element Correction Coefficient* (ECC) değerleri bulundu. Daha sonra *WinREMS* programında %2 duyarlılık sınırı getirilerek benzer ECC değerine sahip 21 adet TLD diğer 120 TLD'den ayrılarak tekrar TLD fırınında tavlandı. Bu 21 adet TLD tekrar 100 cGy verilecek şekilde Kobalt-60 ile ışlandıktan sonra *WinREMS* programında okutularak ve soğurulan radyasyon miktarını doza (cGy) çevirmede

kullanılan *Reader Calibration Factor* (RCF) bulundu. Bu 21 adet TLD'den üçerli 7 grup oluşturuldu.

Termolüminesans Dozimetrilerin Rando-Fantoma Yerleştirilmesi

Her planlamada ölçüm yapmak için *build-up* ötesinde özdeş 7 ayrı nokta kullanıldı. TPS'de belirlediğimiz bu noktaların rando-fantomda TLD yerleştirilebilecek oyukların bulunduğu yerler olmasına dikkat edildi (Şekil 23). Meme içinde, supraklaviküler fossa içinde, aksiller *level 1*, *level 2*, *level 3* içinde 5 ayrı nokta, ayrıca alanların bitişme/çakışma hattında izosantırın iki tarafında (izosentra 2.1cm ve 0.8 cm uzakta) ciltten 2.2 cm ve 4.7 cm derinde iki ayrı nokta olmak üzere belirlenen bu noktalara uyan rando-fantom içindeki oyukların her birine üçer adet TLD çipi yerleştirildi (Şekil 23-F).



Şekil 23. TLD'lerin yerleştirilmesi: A-TLD konumları koronal kesit B-Level 1 içine yerleştirilen TLD C- Level 2 içine yerleştirilen TLD D-Meme içine yerleştirilen TLD E- Asimetrik alanların kesişim bölgesine yerleştirilen TLD'ler F-Rando-fantom kesiti

Fantomun Işınlanması

İçerisine TLD yerleştirilen rando-fantomun, yapılan I. planlamaya uygun olarak *set-up*'ı yapıldı ve ışınlandı (Şekil 4-B). TLD'ler daha önce tarif edildiği gibi okunarak dozlar kaydedildi. Ardından TLD'ler tekrar tavlandı, fantoma yerleştirildi ve II. planlamaya uygun ışınlama gerçekleştirildi. Bu işlem III. planlama için de tekrarlanarak yaptığımız tüm planlara ait TLD okumaları elde edilmiş oldu. Her üç planlamada da tanjansiyel alanlara 200 cGy, ön supraklaviküler alan ile arka aksilla alana 200 cGy doz verilmiştir.

Termolüminesans Dozimetrilerin Okunması

TLD okuyucumuz içerisinde *WinREMS* programı olan bir bilgisayara bağlıdır (Şekil 11-A). *WinREMS* programı okuyucudan alınan TLD sinyallerine göre bir parıldama (ışıldama) eğrisi oluşturarak bize doz olarak sonuç verir (Şekil 10-B).

BULGULAR

Çalışmamızda rando-fantomdan BT simülatörde alınan aksiyal kesit görüntüleri TPS'e aktarılarak önce meme ve lenf nodlarına ait konturlar, daha sonra RAO'a (sol akciğer, kalp, karşı meme, medulla spinalis, özofagus, trakea, larenks) ait konturlar çizildi. Hedef volüm olan meme ve bölgesel lenf nodlarına ait PTV'lere en uygun olacak şekilde seçilen referans izodoz hatında, tek fraksiyonda 200 cGy tedavi dozu (TD) verilerek TPS'te üç ayrı meme planlaması (tek merkezli 2 meme planlaması ve çok merkezli 1 meme planlaması) yapıldı. Rando-fantom üzerinde doz değerleri anlamlı olacak 7 farklı nokta seçildi. Hedef volümler olan sol meme (PTV 1/kırmızı kontur) içinde dozun homojen olduğu 1 nokta (meme içi) ile aynı taraf bölgesel lenf nodları (PTV 2: aksilla *level 1*, *level 2*, *level 3*, sol supraklaviküler lenf nodları; sırası ile turkuaz, mor, sarı, pembe renkli konturlar) içinde dozun homojen olduğu 4 noktanın (supra içi, aksilla *level 1* içi, *level 2* içi, *level 3* içi) yanında, dozun homojen olmadığı çakışma hattında kurulum noktası olan izosentirin sağında ve solunda olmak üzere 2 nokta (çakışma hattı 1 ve 2) için TPS'te hesaplanan nokta doz değerleri kaydedildi. Rando-fantom üzerinde aynı noktalara yerleştirilen TLD'lerdeki ışınlama sonrası elde edilen gerçek doz okumaları, TPS'te okunan değerlerle karşılaştırıldı.

TEK MERKEZLİ MEME RADYOTERAPİ PLANLAMASI I

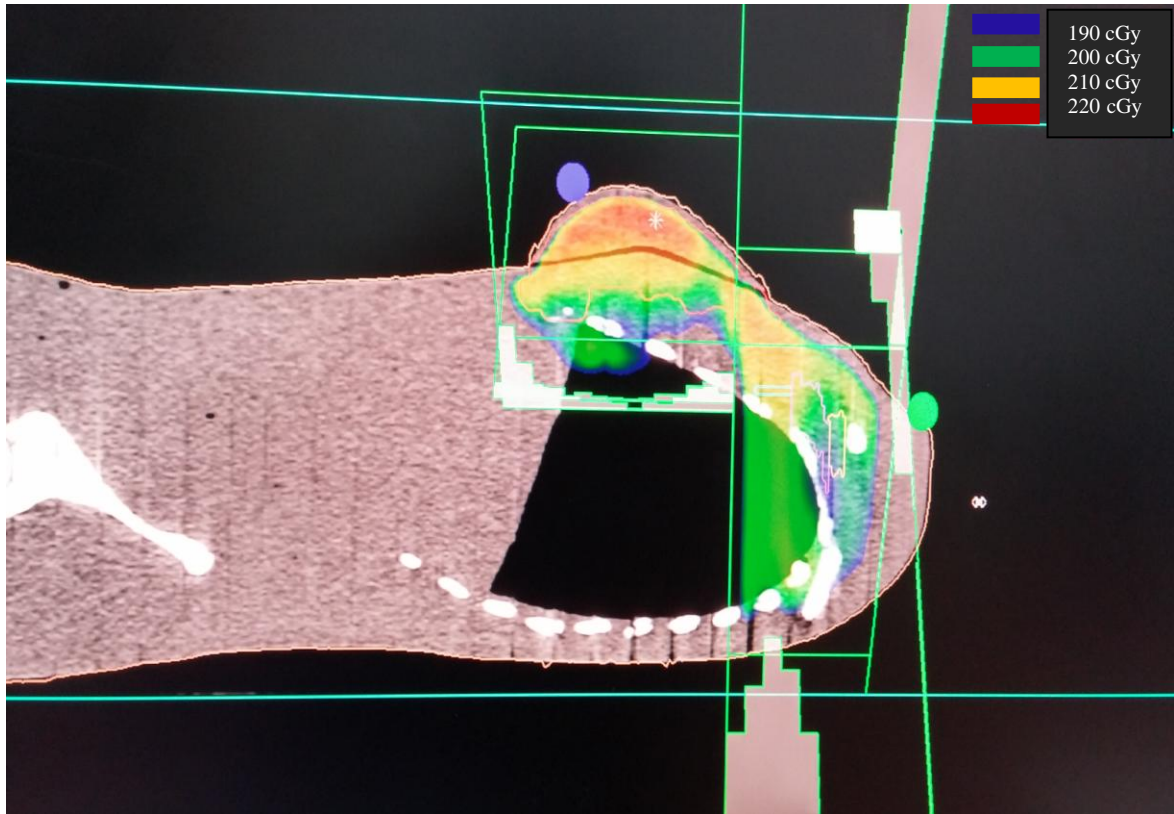
Tek merkezli meme planlaması I'e ait 7 farklı noktadaki TPS ve TLD değerleri ile aralarındaki fark % oranı Tablo 6'da gösterilmiştir.

Tablo 6. Tek merkezli meme planlaması I için TPS ve TLD değerleri

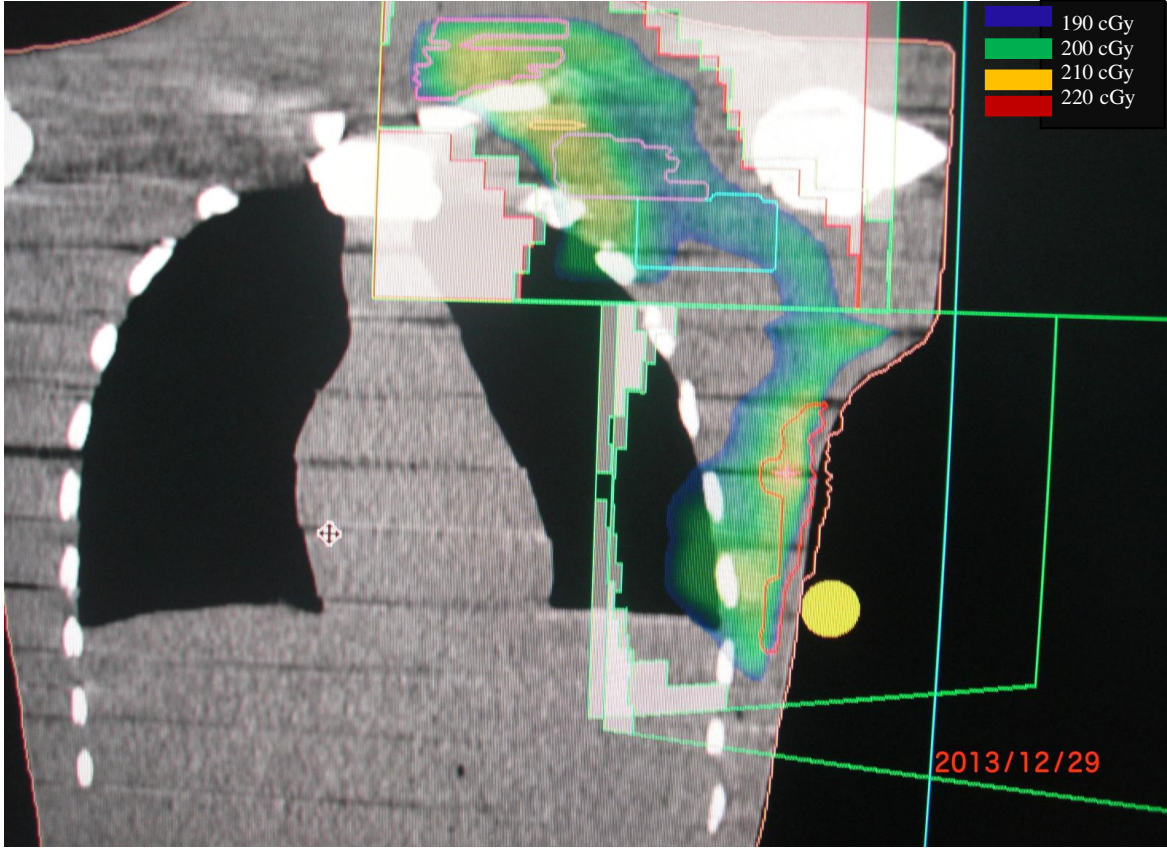
TLD'nin yerleştirdiği bölge	Meme içi	Supra içi	Level 1 içi	Level 2 içi	Level 3 içi	Çakışma hattı 1	Çakışma hattı 2
TPS değeri (cGy)	200	206	193	212	203	214	197
TD ile fark (%)	-	3	-3.5	6	1.5	7	-1.5
TLD değeri (cGy)	199.6	208,2	195.5	217	207	176	159
TD ile fark (%)	-0.2	4.1	2.25	8.5	3.5	-12	-20.5
TPS ile TLD arasındaki fark (%)	-0.2	1.06	1.29	2.35	1.97	-17.7	-19.2

TLD: Termolüminesans dozimetri, **TPS:** Tedavi planlama sistemi.

Tek merkezli meme planlaması I'e ait sagittal ve koronal kesitlerde TPS'teki izodoz dağılımları aşağıdaki gibidir (Şekil 24-25).



Şekil 24. Tek merkezli meme planlaması I: Sagittal kesit izodoz dağılımı



Şekil 25. Tek merkezli meme planlaması I: Koronal kesit izodoz dağılımı

TEK MERKEZLİ MEME RADYOTERAPİ PLANLAMASI II

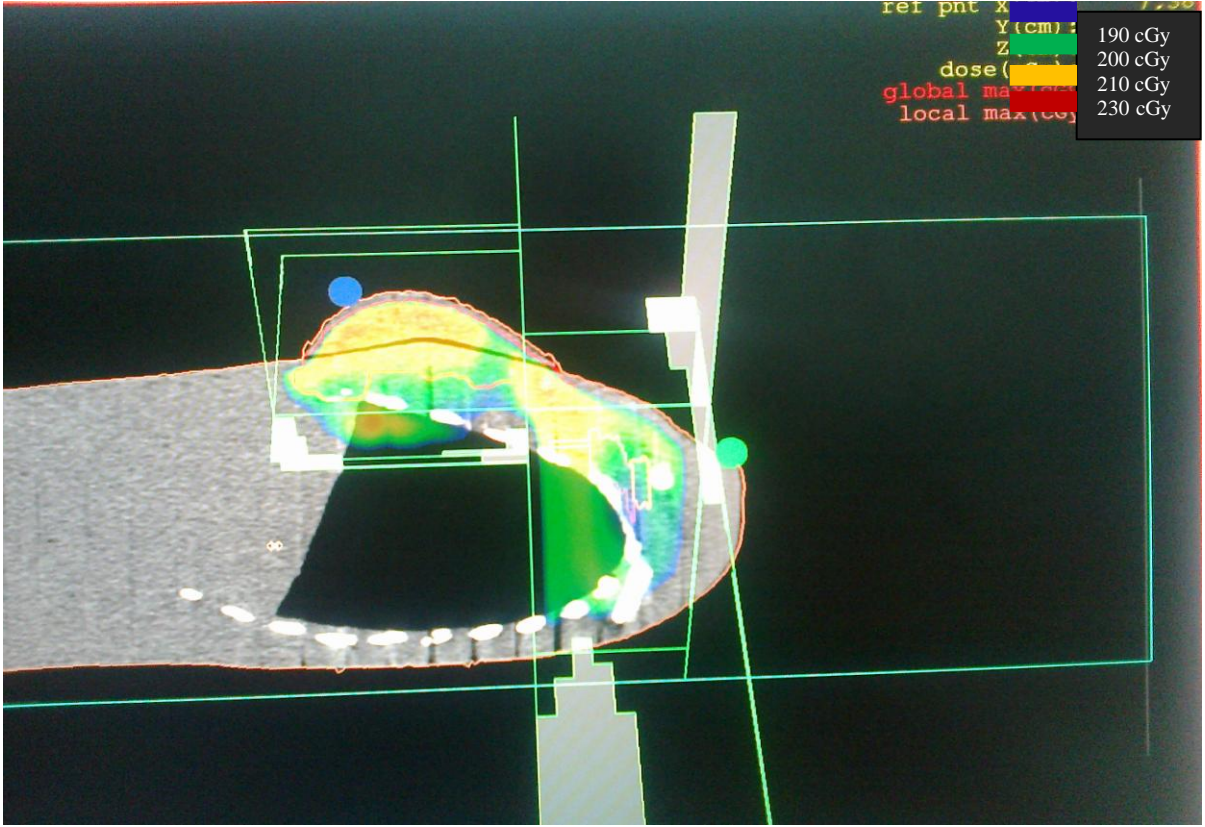
Tek merkezli meme planlaması II'ye ait 7 farklı noktadaki TPS ve TLD değerleri ile aralarındaki fark % oranı olarak Tablo 7'de gösterilmiştir.

Tablo 7. Tek merkezli meme planlaması II için TPS ve TLD değerleri

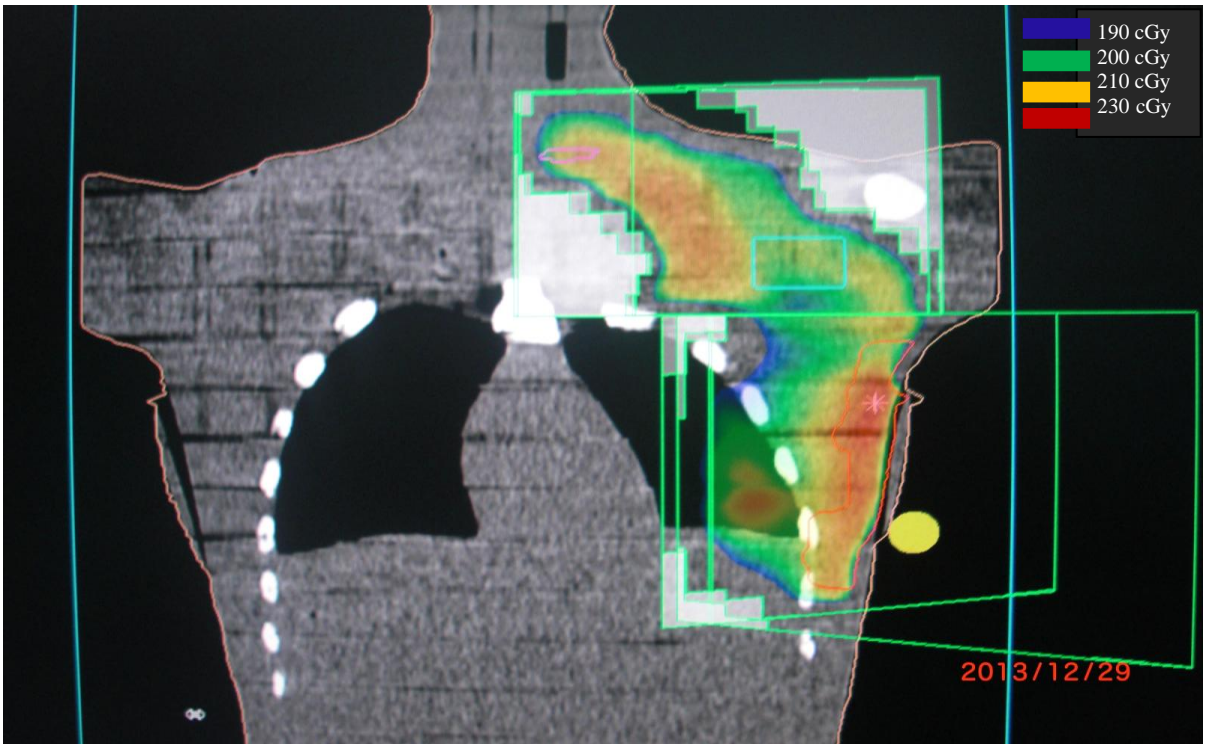
TLD'nin yerleştiği bölge	Meme içi	Supra içi	Level 1 içi	Level 2 içi	Level 3 içi	Çakışma hattı 1	Çakışma hattı 2
TPS değeri (cGy)	195	207	192	212	201	207	192
TD ile fark (%)	-2.5	3.5	-4	6	0.5	3.5	-4
TLD değeri (cGy)	195.5	209.4	188.5	213	205.6	183	183.7
TD ile fark (%)	-2.25	4.7	-5.7	7.5	2.8	-8.5	-8.1
TPS ile TLD arasındaki fark (%)	0.25	1.1	-1.82	0.75	2.2	-11.5	-4.3

TLD: Termoluminesans dozimetri, TPS: Tedavi planlama sistemi.

Tek merkezli meme planlaması II'ye ait TPS'teki sagittal ve koronal kesitlerde izodoz dağılımları aşağıdaki gibidir (Şekil 26-27).



Şekil 26. Tek merkezli meme planlaması II: Sagittal kesit izodoz dağılımı



Şekil 27. Tek merkezli meme planlaması II: Koronal kesit izodoz dağılımı

ÇOK MERKEZLİ MEME RADYOTERAPİ PLANLAMASI

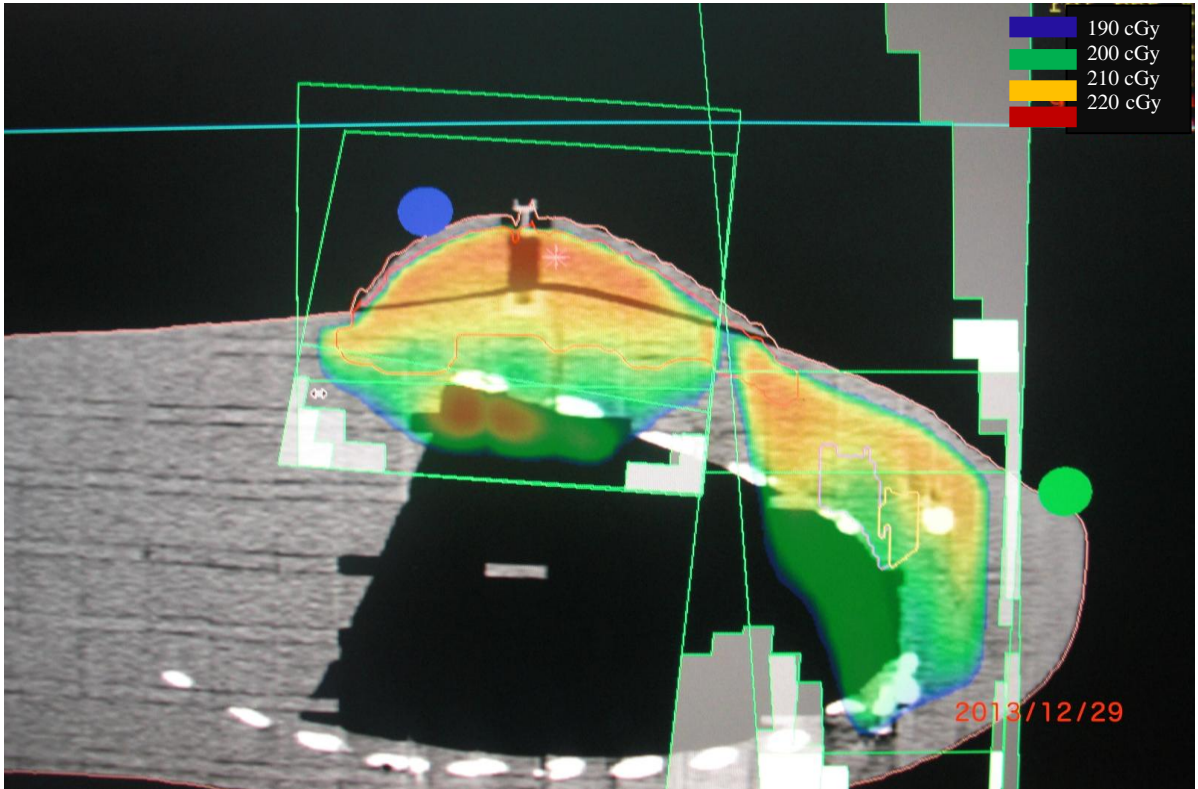
Çok merkezli meme planlamasına ait 7 farklı noktadaki TPS ve TLD değerleri ile aralarındaki fark % oranı olarak Tablo 8’de gösterilmiştir.

Tablo 8. Çok merkezli meme planlaması için TPS ve TLD değerleri

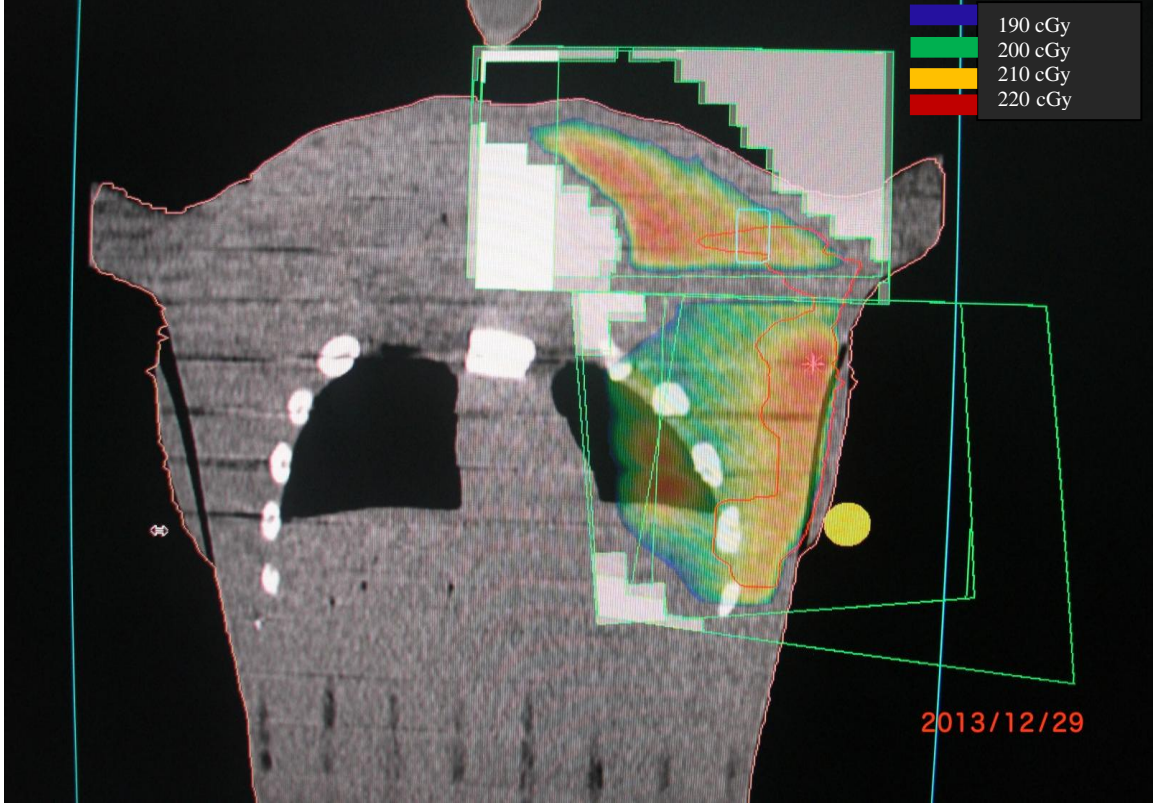
TLD'nin yerleştirildiği bölge	Meme içi	Supra içi	Level 1 içi	Level 2 içi	Level 3 içi	Alan kenarı Çakışma hattı 1	Alan kenarı Çakışma hattı 2
TPS değeri (cGy)	207.4	208.8	201.4	210.9	204	195.7	156.9
TD ile fark (%)	3.7	4.4	0.7	5.4	2	-2.15	-21.6
TLD değeri (cGy)	204.9	204.8	204	214	203.3	201	179
TD ile fark (%)	2.4	2.4	2	7	1.6	0.5	-10.5
TPS ile TLD arasındaki fark (%)	-1.2	-1.9	1.29	1.46	-0.34	2.7	14

TLD: Termolüminesans dozimetri, **TPS:** Tedavi planlama sistemi.

Çok merkezli meme planlaması'na ait TPS'teki sagittal ve koronal kesitlerde izodoz dağılımları aşağıdaki gibidir (Şekil 28-29).



Şekil 28. Çok merkezli meme planlaması: Sagittal kesit izodoz dağılımı



Şekil 29. Çok merkezli meme planlaması: Koronal kesit izodoz dağılımı

DOZ-VOLÜM HİSTOGRAMLARI

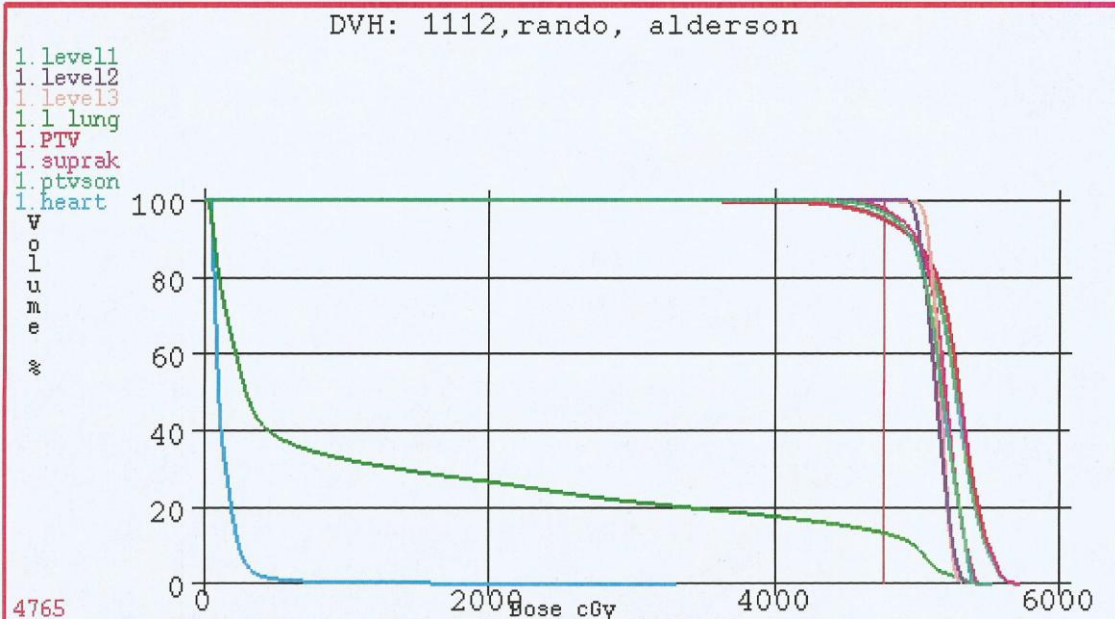
Tedavi planlama sisteminde yaptığımız tek merkezli meme planlaması I tek merkezli meme planlaması II ve çok merkezli meme planlamasında seçilen referans izodoz hatlarına meme RT sinde kullanılan 50 Gy doz verildiğinde TPS elde edilen doz-volüm histogramları (DVH) aşağıdaki gibidir.



Şekil 30. Tek merkezli meme planlaması I'e ait doz-volüm histogramı



Şekil 31. Tek merkezli meme planlaması II'e ait doz-volüm histogramı



Şekil 32. Çok merkezli meme planlamasına ait doz-volüm histogramı

Her üç planlamada seçilen izodoz hatlarına 50 Gy verildiğinde PTV'nin %95'nin aldığı doz ($D_{95\%}$ (Gy)), doz homojenite indeksi (DHI), 20Gy doz alan sol taraf akciğerin yüzdesi ($V_{20\text{ Gy}}(\%)$) ve 5Gy doz alan sol taraf akciğerin yüzdesi ($V_{5\text{ Gy}}(\%)$) bakımından karşılaştırıldı (Tablo 9).

Tablo 9. Üç planlamaya ait doz-volüm histogramlarının karşılaştırılması

	D_{95%}(Gy)	DHI	V_{20 Gy}(%)	V_{5 Gy}(%)
Tek merkezli meme planlaması I	48.3	0.18	30	42
Tek merkezli meme planlaması II	47.08	0.22	29	41
Çok merkezli meme planlaması	47.9	0.14	26.6	38

TARTIŞMA

Meme RT'sinde lokal-bölgesel kontrolü sağlamak ve RT'den kaynaklanan komplikasyonların oluşmasını engellemek için RT'nin doğru bir şekilde uygulanması çok önemlidir. Bu yüzden aynı düzlemde olmayan (*non-coplanar*) bitişik tedavi alanlarının bulunduğu meme ışınlamaları özel bir dikkat gerektirmektedir. Meme RT'sinde en büyük sorun aynı düzlemde bulunan karşılıklı paralel tanjansiyel oblik meme alanları ile bunun kranialinde farklı bir düzlemde yer alan (supraklaviküler/aksiller bölgesel lenf nodlarını içeren) ön supra ve arka aksilla alanlarının (farklı gantri açıları ve kollimatör açıları ile oluşan farklı diverjanslar nedeniyle) bitişme bölgesinde meydana gelebilecek olan sıcak ve soğuk noktalarıdır. Böyle bir durumda bu bölgede ya normal dokularda komplikasyon riski artacak ya da hedef volümde amaçlanan doza ulaşamayacak, tümör kontrol olasılığı azalacaktır. Günümüzde kullanılan linakların birbirinden bağımsız hareket edebilen çenelerinin bulunması sayesinde asimetrik kolimasyonla yarım alanların oluşturulabilmesi bu sorunları çözmekte bize yardımcı olmaktadır. Karşılıklı paralel tanjansiyel sahalarıyla, farklı düzlemdeki ön supraklaviküler ve arka aksilla alanlarının bitişik kenarlarında asimetrik kolimatörlerle yarım alanlar yaratılarak 'tek merkezli izosentrik ışınlama' yapılması bu konuda önerilen ve ileri RT merkezlerinde uygulanmaya başlanan bir tekniktir.

Tek merkezli izosentrik meme planlama tekniğinin en önemli problemi, alanların bitişme hattında asimetrik kolimatörlerin planlanan konumda doğru olarak bulunmama olasılığından kaynaklanmaktadır. Alanların bitişme hattında ışın alanının yarısını kapatması gereken kolimatör alan kenarından (yani kurulum merkezi olan izosentriden) geride kalabilir. Bu nedenle koruma hata payı kadar daha az olacağından, bitişme çizgisinin diğer tarafı (yani

daha sonra ışınlanacak diğer yarım sahanın içinde kalan) dar bir bant hata payı kadar fazladan ışınlanmış olur (üst üste binme/*overlap*). Bir diğer olasılık ta alanın yine yarısını kapatması gereken kolimatörün bu sefer alan kenarından (izosentirdan) karşıya geçmesidir. Bu durumda koruma fazla olacağından ışınlanması gereken dar bir bant ışınlanmamış olacaktır. Bu bant komşu saha ışınlanırken ışınlanmaması gereken karşı tarafta kalacağından hiç ışınlanmamış olacaktır (ayrık kalma/*gap*). Tek merkezli izosentrik meme planlama tekniğinde kolimatörlerin alan bitişme hattında ayrık kalması veya üst üste binmesi, aynı dozu alması amaçlanan 2 ayrı hedef volümün (meme/PTV 1 ve lenfatikler/PTV 2) arasındaki geçiş bölgesinde doz düzensizliğine (dozun planlanandan az veya çok olmasına) neden olur. Kolimatörlerin bilgisayar kumandası ile hareket ettirildiği düşünülürse, konumlarından kaynaklanan doz düzensizliklerinin minimize edilebilmesi için dijital gösterge ile tam bir uyum içinde olmalıdırlar. Hem cihazda mekanik olarak ölçülen (hasta üzerinde görülen), hem elektronik olarak ölçülen (cihazda potansiyometre ile ölçülerek dijital olarak konsoldaki ekrana gönderilen) kolimatör boyutları; hem de TPS’de sanal olarak oluşturulmuş olan alan genişlikleri gerçeğine uygun olmalı ve birbirlerine olan uyumları da tam olmalıdır. Periyodik olarak her ay ‘Kalite Güvenlik Testleri’ (QA) ile cihazda kolimatör konumunun (alan boyutları, rotasyon açısı, gantri açısı), masa konumunun ve ışık-ışın alanı uyumunun kontrol (ve gerekiyorsa kalibre) edilmesi gerekir. Lazer ışıklarının da izosentirda birbirleriyle dik açılarda kesişecek şekilde konumlandırılmış olması ve zaman içindeki olası kaymaların yine periyodik ölçümlerle düzeltilmesi, *set-up* güvenliği açısından önemlidir. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 46 raporunda simetrik karşılıklı çene (*jaw*) pozisyonu için tolerans sınırı 2 mm (her çene için 1mm hata payı tolere edilebilir) olarak bildirilmiş, ancak asimetrik hareket eden bağımsız kolimatör çenelerinin pozisyonu için ayrı bir tolerans sınırı önerilmemiştir (26). Bağımsız kolimatörler için AAPM 46 raporu dışında kullanılan tek standart, lineer hızlandırıcı üreticilerinin tarafından tanımlanan bağımsız her çene için mekanik ve elektronik (dijital) toleransın 1 mm olduğudur. Bu belirlemeler diverjan alan kenarları için yeterli olabilir, ancak tek eşmerkezli kurulum noktası tekniği kullanıldığında diverjan olmayan (merkezi ışın) çakıştırmaları için uygun olup olmadığı tartışmalıdır. Komşu her iki alan içinde ve bitişik kenarları boyunca aynı dozun oluşması istendiğinden, çakışma bölgesindeki doz farkının (ICRU 62 raporunda PTV içindeki doz varyasyon sınırlamasında olduğu gibi) verilmek istenen dozun en fazla +%5’i kadar olması gerekir (27).

Birçok araştırmacı meme RT'sinde asimetrik kolimatörlerle tek merkezli izosentrik meme planlaması tekniğinin kullanılabilirliğini ve güvenliğini çeşitli dozimetrik sistemler (iyon odası, film dozimetre, TLD) kullanarak değerlendirmişlerdir. İlk olarak 1984'te Podgorsak tarafından (28) tarif edilen bu tekniği Rosenow asimetrik kolimatör kullanarak geliştirmiştir (29). Klein ve ark.'nın film ve iyon odası kullanarak yaptığı QA çalışmasında (30) asimetrik kolimatör çakışma hattındaki doz düzensizliğinin ($\pm 1\text{mm}$ 'lik kolimatör dijital gösterge toleransı için) alan içindeki bir noktaya göre öngörülen dozun en fazla +%5'i kadar olması gerektiği belirtilmektedir. Bu konuda yapılan çalışmalarda, çakışma hattındaki doz varyasyonları için farklı sonuçlar bildirilmiştir. Lee ve ark.'nın (31) çalışmasında kolimatörün izosentirden 1mm 'lik dijital gösterge tolerans aralığı kadar karşıya geçmesi durumunda, çakışma hattında tanımlanan dozun %10'unun altında soğuk nokta (*cold spot*) oluşmasına neden olduğu gösterilmiştir. Rosenthal ve ark.'nın (32) film ve lazer dansitometre kullanarak su eşdeğeri katı fantom üzerinde asimetrik kolimatörlerle yaptığı baş-boyun çalışmasında ise karşılıklı paralel 2 yan yarım boyun alanı ve bunun kaudalindeki tek ön yarım supraklaviküler alan ortogonal keşişme bölgesinde, asimetrik çenelerin çakışma hattında ayrık kalması (*gap*) veya üst üste binmesi (*overlap*) durumunda geçiş bölgesindeki doz artışının veya doz düşüşünün % 30-40 gibi önemli bir oranda değiştiği belirtilmiştir. Bu çalışmada test edilen 4 linak cihazında da çakışma hattında sistematik olarak doz düzensizlikleri tespit edilmiştir. Çakışma hattında meydana gelen doz artış veya düşüş bantı, alanları ayıran çizgi üzerinde 3-4mm genişliğinde bulunmuştur. İnhomojen doz dağılımının görüldüğü bu bölgenin, kolimatörün 1mm 'lik uyumsuzluğunda dahi beklendiğinden geniş bulunmuş olması, penumbra etkisine bağlanmıştır. Klinik uygulamalarda tek merkezli izosentrik planlamalar için kolimatör kalibrasyonuna dikkat çekilmiş ve (1mm 'lik uyumsuzluğun dahi beklenenden geniş bir aralıkta doz düzensizliğine yol açtığı tespitiyle) spinal kord üzerindeki çakışma hattına ilave blok konulması önerilmiştir. Yukarıda bahsedilen her iki çalışmada dikkati çeken nokta, doz düzensizliklerinin farklı bulunmuş olması ve daha önemlisi bu doz aralıklarının kabul edilen +%5 sınırlarının üstünde bulunmuş olmasıdır.

Klien ve ark.'nın (33) su fantomunda iyon odası dozimetrisi ve hasta tedavisinde port film kullanarak yaptıkları diğer bir çalışmasında tek merkezli izosentrik meme planlama tekniğinin meme (masa ve kolimatör açısı kullanılmadığı için) alan çakışma bölgesinde daha düzgün bir doz dağılımını (sıcak ve soğuk noktaların daha az olmasını) sağladığı ve *set-up*'ın bir defa yapılması sayesinde odada kalış süresini yarıya kısalttığı belirtilmektedir. Ayrıca asimetrik kolimatörle koruma yapılmasıyla akciğer ve karşı memede oluşun istenmeyen

dozların serobent blok kullanımına göre daha düşük bulduklarını bildirmişlerdir. Gert ve ark. (34) yaptıkları başka bir klinik çalışmada ‘tek merkezli izosenrik teknik’ kullanılan 20 meme ışınlamasında çakışma hattında film dozimetri kullanmışlar, düzgün kalibrasyonla bitişik yarım alan kenarında (izosentirde) %50’lik izodoz temin edildiği durumda tüm alanlardan ışınlama sonucunda izosentir bitişme hattında tedavi dozundan %3’ten fazla düşük veya yüksek doz tespit edilmediğini bildirmişlerdir. Ancak bitişme kenarındaki penumbra bölgesinde %50’lik izodoz hattının (dozimetrik fiziksel kenarın) hasta üstünde işaretli (ve izosentirin yer aldığı) kenara tam uymadığı (çenenin alanı tam yarıdan kesmediği/0 konumunda olmadığı) durumda çakışma hattının kranialinde %10 doz artışı, kaudalinde %6 doz düşüşü tespit etmişlerdir. Ancak bu hattın alanların geri kalan kısmına göre ihmal edilecek kadar dar olması nedeniyle, bu doz varyasyonunu kabul edilebilir bulmuşlardır. Ayrıca aynı çalışmada ÇYK koruması ile serobent blok korumasını karşılaştırmışlar, ÇYK ile ışınlama süresi anlamlı olarak artmış olmasına karşın, hastanın odada kalış süresininin ÇYK kullanımı sayesinde toplamda kısa olduğunu ve meme hastalarının önemli bir yer tuttuğu her günlük tedavilerde önemli zaman tasarrufu sağladığını göstermişlerdir. Homann ve ark. (35) ise tanjansiyel ve supraklaviküler alanların bitişme bölgesinde hacimsel olarak doz varyasyonlarını katı fantom ve film dozimetrisi kullanarak tespit edebilen bir düzenek geliştirmişlerdir.

Galecki ve ark.’nın (36) tek merkezli meme planlaması yaptıkları 18 hastayı değerlendirdikleri klinik çalışmalarında da aynı şekilde hastanın farklı alanlardan ışınlanması için masa pozisyonunu değiştirmeye gerek kalmadığından, odada kalış süresinin kısaldığı belirtilmiştir. Tedavi ettikleri hastalarda erken dönemde ciddi bir RT komplikasyonu oluşmadığını, bunun yanı sıra alan çakışma hattında artmış bir cilt reaksiyonu gözlenmediği ve 10 aylık takipte lokal nüks gelişmediğini bildirmişlerdir. Ancak tek merkezli izosentrik meme planlamasında elde edilebilecek alanın pratikte çeyrek alan olması nedeniyle tanjansiyel alanlarda 20x20cm’yi aşan büyük meme ışınlamaları için kullanılamayacağı belirtilmiştir. Urbanczyk ve ark.’nın (37) benzer bir çalışmada ‘tek izosentir çeyrek alan’ olarak tarif ettikleri teknikle ışınladıkları 68 meme kanserli hastada planlama için süre uzaması tespit edilmesine rağmen günlük tedavi süreleri daha kısa bulunmuş, sıcak noktaların önüne geçildiği bildirilmiştir. Van Beek ve ark.’da (38) çalışmalarında aynı şekilde tedavi süresinde fraksiyon başına 10 dk. kısalma olduğunu bildirmişlerdir.

Baird ve ark. (39) çalışmalarında meme fantomu üzerinde 4 farklı tanjansiyel ışınlamadaki (kama filtreli ve fitresiz 6MV ve 18MV ışınlaması) film dozimetri ve TLD

okumaları ile *convolution/superposition* algoritması kullanılan 3B TPS’de elde edilen dozları karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında hem film ve hem de TLD dozlarını kendi içlerinde %0.6 gibi yüksek bir duyarlıkta bulmuşlar, film dozlarını TLD’den ortalama %1.5 oranında düşük bulmuşlar, ölçülen bu dozlar ile TPS’in hesapladığı (elektron dengesi/*equilibrium*’un olduğu noktadaki) dozlar arasında ise $\pm\%3$ bir fark bulmuşlardır. Sonuç olarak TPS’teki bu hesaplama farkının kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir.

Gürsel ve ark’nın (40) üç farklı meme planlama tekniğini (iki boyutlu RT, 3D konformal RT ve FIF) kullanarak yaptıkları çalışmada MKC yapılmış erken evre 30 meme kanserli hastada Doz Homojenite İndeksi (DHI), Konformite İndeksi (CI), verilen dozun %95’ini alan PTV volümü (V95), ışınlanan taraftaki akciğer’in V20(%) (20 Gy ve üstünde doz alan volüm yüzdesi) ve akciğerdeki V5(%) değerleri ve son olarak sol memesi ışınlanan hastalarda kalp V20(%) ve V5(%) değerleri TPS üzerinden karşılaştırılmıştır. DHI, CI ve PTV deki V95(%) değerleri bakımından FIF planlamanın istatistiksel olarak anlamlı bir üstünlüğü olduğu bulunmuştur. *Field in field* planlamada ışınlanan taraf akciğer ve kalp dozlarında da daha iyi bir sonuç elde edilmesine rağmen bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir).

Çalışmamızda rando-fantom üzerinde sol memede TPS’ile oluşturulan 3 farklı planlamaya ait doz bulguları ile ve bu planlamalara ait TLD okumaları karşılaştırılmıştır. Tek merkezli izosentrik meme planlaması I’de dozun hojen dağılmasını beklediğimiz meme, supraklaviküler fossa ve aksiller *level 1, level 2, level 3* içindeki TLD okumaları ile TPS değerleri arasındaki fark $\pm\%2$ içindeyken, tanjansiyel alanlar ile ön supraklaviküler ve arka aksilla alanı arasındaki çakışma hattındaki 2 noktadaki ölçümler arasındaki fark $-\%17.7$ ile $-\%19.2$ ’dir (Tablo 6). Yine tek merkezli izosentrik meme planlaması II’de meme, supraklaviküler fossa ve aksiller *level 1, level 2, level 3* içindeki TLD okumaları ile TPS değerleri arasındaki fark $\pm\% 2$ çinde kalırken, alan çakışma bölgesindeki farklar $-\%11.5$ ve $-\%4.3$ düzeyindedir (Tablo 7). Çalışmamızda tek merkezli meme planlaması I ve II için TLD ile yapılan alan çakışma bölgesindeki doz ölçümlerinin TPS’deki değerlerden sırasıyla yaklaşık $\sim\%20$ ve $\sim\%10$ düşük bulunmuş olmasının nedenleri şöyle sıralanabilir:

1. Birbirinden bağımsız olarak hareket edebilen çenelerin gerçekte TPS’deki sanal ortamdaki gibi tam 0 pozisyonunda bulunamamaları, ancak tolerans değerleri içinde (AAPM 46 numaralı rapora göre $\pm 2\text{mm}$) farklı bir konumda bulunmaları böyle bir sonuca yol açmış olabilir. Yarı kesici görevi yapan çenenin tam sıfır pozisyonunda değil biraz ileride bulunması, %50’lik izoduzun izosantırın bulunduğu alan kenarında (diğer alanla olan bitişme

çizisinde) değil daha geride (alan içinde) oluşmasına yol açmıştır (ayrık kalma/gap). Çeneler için durum böyle iken ÇYK'ler için 0 pozisyonunda karşı karşıya getirilmeleri durumunda dahi (uçlarının kavisli olması nedeniyle transmisyon penumbrasından kaynaklanan) %50'ye varan bir sızıntı dozunun olduğu AAPM 72 numaralı raporda (41) belirtilmektedir. Bu nedenle tüm asimetrik bitişik yarım alanlar, cihazın çene kolimatörleriyle (bağımsız çenelerin bulunmadığı cihazlarda uygulanacak ise yarım alan kesici bloklarla) oluşturulmalıdır.

2. Tek merkezli izosentrik meme planlaması I ve II arasında bitişme hattı değerlerinin öngörülenden sırasıyla yaklaşık ~%20 ve ~%10 düşük bulunmasının yanında birbirlerine olan yaklaşık ~%10'luk farkın ise Planlama I ve II'de farklı kolimatör açılarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Planlama I'de kama filtreyi kullanmak amacıyla tanjansiyel alanlarda $\pm 90^0$ kolimatör açısı verilmiş, ancak akciğer korumasını yapacak olan ÇYK'lerin kraniyal ve kaudal taraftan girmesi gerekmiştir (Tablo 6 ve 7). Suprada Y kolimatörü yarı kesici çene olarak kullanılırken, tanjansiyel alanlarda yarı kesici olarak (Y çenesine hem dik konumda olan hem de penumbra etkisinin daha fazla olduğu kaynağa daha yakın) X çenesinin 90^0 rotasyonla kullanılması gerekmiştir. Planlama II'de ise kama filtre kullanılmadığından (klinik pratikte meme içi doz homojenizasyonu FIF tekniği kullanılarak sağlanmaktadır) kolimatör rotasyonu verilmesine gerek kalmamış, böylece supra ve tanjansiyel alanlarda yarı kesici çene olarak aynı düzlemdeki (kaynağa olan uzaklıkları eşit ve X çenelerine göre kaynaktan daha uzakta olduklarından penumbra etkisinin daha az olduğu) karşılıklı asimetrik Y çeneleri kullanılmıştır (Şekil 9). Akciğer koruması ise ÇYK'lerle posteriörden anteriöre doğru daha konformal olarak yapılabilmektedir.

3. Ayrıca Planlama I'de kama filtrenin ilave edilmiş olmasından kaynaklanan saçılmalar veya attenüasyon farklılıkları da böyle bir sonuca katkıda bulunmuş olabilir.

4. TLD'lerin gerçekten bitişme çizgisi altında milimetrik bir şaşmazlıkla yerleştirildiğini iddia etmek de mümkün değildir. Bu açıdan birleşme çizgisi üzerindeki dozimetri hakkında, rando-fantom üzerinde yapılamasa dahi katı fantom içinde film dozimetri veya su fantomu içinde iyon odası ile penumbra bölgesindeki profil çıkartılarak daha detaylı bilgi edinilebilir. Bu bilgiler dahilinde çalışmamızda elde edilen değerler diğer çalışmalardaki film dozimetri veya iyon odası ile yapılan tek merkezli izosentrik' ölçümlerde bulunan çakışma bölgesindeki doz düşüşleri ile uyusmaktadır ve TLD'lerimizin doğru olarak konumlandırıldığını düşündürmektedir. TLD'lerimiz alan çakışma hattının dışında bir konumda bulunsalardı, doz düşüşü tespit edilemez, alan içi dozlara yakın dozlar elde edilirdi.

5. Çalışmamızda her ne kadar DVH karşılaştırması amaçlanmamış olsa da 3 planlama

arasında yaptığımız karşılaştırmada PTV'nin %95'nin aldığı dozlar ($D_{95\%}$) değerlendirildiğinde, PTV'de hedeflenen dozun üç planlada da benzer olduğu görülmektedir (Tablo 9). Verilen dozun homojenliğinin ölçüsü olan DHI değerlendirildiğinde, değeri 0'a yakın olan planlamanın doz homojenitesinin daha iyi olduğu düşünülürse, çok merkezli meme planlamasının diğer planlamalara göre daha homojen doz dağılımı sağladığı söylenebilir. Son olarak üç planlamada riskli organların maruz kaldığı dozlar açısından ayrı ayrı değerlendirildiğinde, sol akciğer dozu (V_{20Gy}) açısından çok merkezli meme planlamasının tek merkezli meme planlamalarına göre daha avantajlı olduğu görülmektedir. Bu sonuçların nedeni çokmerkezli planlamada tanjansiyel alanların istenilen kolimatör açısı ile oluşturulabilmesidir (Şekil 21). Ayrıca yukarıda bahsedildiği gibi ÇYK'le akciğer korumasının daha iyi yapılabilmesi için kolimatör rotasyonu verilmeyen ve bu nedenle kama filtre kullanılmayan tek merkezli izosentrik planlama II'de, aynı zamanda TLD'de belirsizlik oluşturmaması için klinikte uyguladığımız FIF tekniğinin de kullanılmamış olmasıdır. Son olarak sol meme ışınlamalarında dikkat edilmesi gereken sol anterior desenden koroner arter dozu ve ışınlanan kalp volümleri, çalışmamızda rando-fantomdaki kalbin konumu (göğüs duvarının kalın olması ve devamlı inspiyumdaymış gibi kalp ile göğüs duvarının posteriörü arasında hava boşluğu bulunması) sebebiyle iyi korunarak üç planlamada da anlamlı bir değerde oluşmamış olmasıdır.

Sonuç olarak, çalışmamızda tek merkezli izosentrik meme planlaması II'de alan çakışma bölgesindeki TLD okumaları, tek merkezli izosentrik meme planlaması I'in TLD okumalarına göre TPS değerlerine daha yakın sonuçlar vermiştir. Çakışma bölgesi dışındaki alan içi TLD okumaları her iki tek merkezli izosentrik meme planlama için kabul edilebilir sınırlar ($\pm\% 2$) içindedir. Çok merkezli meme planması için alan içi (meme, supraklaviküler fossa ve aksiller *level 1*, *level 2*, *level 3* içindeki) TLD okumaları ile TPS değerleri arasındaki fark, tek merkezli planlamalar gibi kabul edilebilir sınırlar ($\pm\%2$) içinde bulunmuştur. Alanların bitişik kenarındaki farklar ise $+\%2.7$ ve $+\%14$ düzeyindedir (Tablo 8). Bu doz artışları, alanların bitişme hattında diverjansların tam olarak giderilememesinden kaynaklanan iç içe geçmeler olduğunu düşündürmektedir. Buna karşın 'çok merkezli meme planması'nın TPS'te sagittal ve koronal kesitlerdeki doz dağılımına dikkat edilirse, bitişme hattının derininde tersine doz düşüşleri dikkati çekmektedir (Şekil 33 ve 34). Çok merkezli meme planlamasında TLD ve TPS değerlerindeki bu tutarsızlıkların görülmesi, sorunun tedavi alanlarının *set-up*'ındaki belirsizliklerden kaynaklandığını düşündürmektedir. Buna karşın tek merkezli izosentrik meme planlaması I ve II TPS'teki sagittal ve koronal doz dağılımlarının

benzer olduğu ve çok merkezli meme planmasındaki TPS'te sagital ve koronal kesitlerde bitişme hattının derininde görülen doz düşüşlerinin olmadığı, daha homojen bir doz dağılımı elde edildiği görülmektedir (Şekil 24-27).

SONUÇLAR

Çalışmamızda tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniği ile çok merkezli meme planlama tekniği TPS değerleri ve TLD okumaları karşılaştırılmış, ayrıca tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniği kendi içinde kolimatör açısı kullanılan ve kullanılmayan iki planlama yapılarak karşılaştırılmıştır. Elde ettiğimiz sonuçlar değerlendirildiğinde:

1. Tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniği, bitişik tedavi alanlarının çakışma hattında oluşan diverjansı ortadan kaldırmaktadır.
2. Tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniği portal görüntüleme yapılırken ve hastayı tedavi ederken hastanın tekrar konumlandırılmasına (masa hareketine) gerek bırakmamaktadır. Dolayısıyla tek *set-up* işlemi yeterli olduğu için hastanın tedavi odasında geçirdiği süreyi kısaltmaktadır. Tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniğinde ışınlanan alan genişliği, asimetrik yarım alanların maksimum açıklığı olan 20cm ile sınırlıdır.
3. Tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniğinde TPS ve TLD değerleri arasında alan içi doz farklılığı $\pm\%2$ ile sınırlı iken, alan keşişim bölgesindeki doz farklılığı tek merkezli meme planlama I'de $-\%20$ civarı, tek merkezli meme planlama II de $-\%10$ civarında bulunmuştur.
4. Tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniği II, tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniği I'e göre çakışma hattında daha homojen doz dağılımı sağlamıştır.
5. Her iki tek merkezli meme planlama tekniğinin alan içi homojen doz dağılım

bölgelerinde, bir birlerine göre bir üstünlüğü bulunmamaktadır.

6. Çok merkezli meme planlama tekniğinde TPS ve TLD değerleri arasında, alan içi homojen doz dağılım bölgelerinde doz farklılığı $\pm\%2$ içinde kalırken alan kenarlarının çakışma bölgesinde, alan kenarlarının üst üste binmesinden kaynaklanan % 14'lük bir doz artışı meydana gelmiştir.
7. Çok merkezli meme planlama tekniğinde iki ayrı izosentir *set-up*'ının vakit alması, ayrıca diverjans uyumu için masa açısı ve kolimatör açısı kullanıldığından tekrarlanabilirliğin güvenli olmaması nedenleriyle tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniğine göre daha kompleks bir tedavi şeklidir. Sistemik ve randomize hatalara daha açık bir planlama tekniği olduğundan, ancak kilolu veya büyük memeli hastaların RT'sinde (ışın alan boyutlarının 20x20cm'i geçmesi durumunda) tercih edilmelidir.
8. Tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniği tek bir izosentir *set-up*'ının yeterli olması ve diverjans uyumu için masa açısı ve kolimatör açısı kullanılmadığından sistemik ve randomize hata olasılığının daha düşük olması nedeniyle çok merkezli meme planlama tekniğine göre daha avantajlıdır ve kliniğimizde kullanılması uygundur.
9. Bunun yanında alanların bitişme hattında tek merkezli izosentrik yarım alan meme planlama tekniğinde görülen doz düşüşü ile çok merkezli meme planlama tekniğinde görülen doz artışı +% 5 değerinin üzerinde bulunduğundan yetersiz doz veya yüksek doz açısından her hasta planlaması için ayrıca göz önünde bulundurulmalıdır.

ÖZET

Bu çalışmanın amacı meme kanserli hastaların radyoterapisinde tek merkezli izosentrik yarım alan planlama tekniğini tedavi planlama sistemi ve termolüminesans dozimetri ile dozimerik olarak inceleyip kliniğimizde rutin olarak kullanımını sağlamaktır.

Öncelikle bilgisayarlı tomografiden alınan aksiyal rando-fantom kesitleri üzerinde gerekli konturlamalar yapılarak tedavi planlama sistemine aktarıldı. Ardından tedavi planlama sisteminde iki farklı ‘tek merkezli izosentrik yarım alan’ meme radyoterapi planlaması ve ‘çok merkezli’ meme radyoterapi planlaması yapıldı. Bu planlamaların her birinde rando-fantom üzerinde özdeş 7 ayrı ölçüm noktası belirlendi. Rando-fantomun tedavi planlama sisteminde belirlenen ölçüm noktalarına termolüminesans dozimetri yerleştirilip linak cihazında *set-up*’ı yapıldı ve tedavi planlama sisteminde yapılmış olan planlamaya uygun olarak ışındı. Bu işlem 3 meme planlaması için tekrarlanarak elde edilen termolüminesans dozimetri değerleri kaydedildi.

Tedavi planlama sisteminde elde ettiğimiz doz değerleriyle termolüminesans dozimetriden elde ettiğimiz doz değerlerini karşılaştırdık. Yaptığımız 3 planlamada da dozun homojen dağıldığı alan içi noktalarda tedavi planlama sisteminde ve termolüminesans dozimetri arasındaki doz farklılığı $\pm\% 2$ içerisinde kaldı. Dozun inhomojen dağıldığı alanların birleşme hattındaki doz farklılıkları ise, tek merkezli izosentrik yarım alan planlama tekniğini I’de $-\% 20$ civarındayken, tek merkezli izosentrik yarım alan planlama tekniğini II’de $-\% 10$ civarında bulundu. Çok merkezli planlama tekniğinde alanların birleşme hattındaki doz farklılığı $+\%14$ civarındadır.

Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde ‘tek merkezli izosentrik yarım alan planlama tekniği’ hasta/masa pozisyonu sabit kalması, *set-up* güvenliği ve tedavi odasında kalış

süresinin kısa olmasının yanında, alan içi ve alan çakışma hattında elde ettiğimiz doz dağılımının literatürle uyumlu olmasından dolayı, kliniğimizde meme radyoterapisi için kullanılmaya uygundur.

Anahtar kelimeler: Meme ışınlanması, asimetrik çene, yarım alan, tek merkezli izosentrik, termoluminesans dozimetri.

DOSIMETRIC ANALYSIS OF MONO ISOCENTRIC HALF BEAM TECHNIQUE IN TANGENTIAL BREAST IRRADIATION

SUMMARY

The aim of this study is dosimetric analysis of mono isocentric half beam planning technique in tangential radiation therapy of breast cancer patients by the means of treatment planning system and thermoluminescent dosimetry and ensure its use in our clinic routinely.

Primarily axial images taken from rando-phantom sections are contoured appropriately and transferred to treatment planning system. Then two different 'mono isocentric half beam planning' and one 'multicentric planning' for breast radiation therapy are performed on treatment planning system. For each of these planning identical 7 separate measurement points are determined on rando-phantom. Thermoluminescent dosimetry chips are placed in rando-phantom holes according to the measurement points identified on treatment planning system and irradiated at linac as planned on treatment planning system, following proper set-up. This process was iterated for all of 3 breast planning and thermoluminescent dosimetry reading values are recorded.

We compared dose values obtained from treatment planning system with those measured on thermoluminescent dosimetry chips. The difference between treatment planning system and thermoluminescent dosimetry doses remained in $\pm 2\%$ limits for in-field points where dose distribution is homogeneous in all of three planning. The dose differences at matchline of the fields where dose distribution is non homogeneous are found for 'mono isocentric half beam planning I' being around -20% and for 'mono isocentric half beam planning II' being around -10% . The dose differences at matchline of the fields for

‘multicentric planning’ is found being around +14%

Considering these results ‘mono-isocentric half beam breast radiation therapy planning technique’ is suitable for use in our clinic first for being consistent with the literature in terms of dose distribution at matchline as well as in-field areas, second for patient/table position which remains stationary during the treatment assuring a shorter in-room time and a secure set-up.

Key words: Breast irradiation, asymmetric jaw, half beam, mono isocentric, thermoluminescent dosimetry

KAYNAKLAR

1. Greenlee RT, Murray T, Bolden S, Wingo PA. Cancer statistics, 2000. *CA Cancer J Clin* 2000;50:7-33.
2. American Cancer Society. *Cancer Facts and Figures 2006*. Atlanta, GA, American Cancer Society, 2006.
3. Nielsen HM, Overgaard M, Grau C. Study of failure pattern among high-risk breast cancer patients with or without postmastectomy radiotherapy in addition to adjuvant systemic therapy: Long-term results from the Danish Breast Cancer Cooperative Group DBCG 82 b and c randomized studies. *J Clin Oncol* 2006;24(15):2268-74.
4. Ragaz J, Olivotto IA, Spinelli JJ. Locoregional radiation therapy in patients with high-risk breast cancer receiving adjuvant chemotherapy: 20-year results of the British Columbia randomized trial. *J Natl Cancer Inst* 2005;97(2):116-26.
5. Early Breast Cancer Trialists Collaborative Group (EBCTCG): Favorable and unfavorable effects on long term survival of radiotherapy for early breast cancer. *Lancet* 2000;355:1757-70.
6. Fowble B, Gray R, Gilchrist K, Goodman RL, Taylor S, Tormey DC. Identification of a subgroup of patients with breast cancer and histologically positive axillary nodes receiving adjuvant chemotherapy who may benefit from postoperative radiotherapy. *J Clin Oncol* 1988;6:1107-17.
7. Fisher B, Anderson S, Redmond CK, Wolmark N, Wickerham DL. Reanalysis and results after 12 years of follow-up in a randomized clinical trial comparing total mastectomy with lumpectomy with or without irradiation in the treatment of breast cancer. *N Engl J Med* 1995;333:1456-61.
8. Veronessi U, Salvadori B, Luini A, Greco M, Saccozzi R, del Vecchio M, et al. Breast conservation is a safe method in patients with small cancer of the breast. Long-term results of three randomised trials on 1973 patients. *Eur J Cancer* 1995;31A:1574-9.

9. Topuz E, Aydiner A, Dinçer M. Meme Kanseri İstanbul. Nobel Tıp Kitapevi; 2003.s.1-12.
10. Singletary SE, Allred C, Ashley P, Bassett LW, Berry D, Bland KI, et al. Revision of the American Joint Committee on cancer staging system for breast cancer. J Clin Oncol 2002;20:3628-36.
11. Engin K. Meme Kanseri İstanbul: Nobel Tıp Kitapevi; 2005.s.145-52.
12. Baylan E. Meme Kanseri Hastalarda Sentinel Lenf Nodu patolojik Tayini ve Prognostik Önemi. İstanbul Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi 2007.
13. Cuzick J, Stewart H, Peto R, Houghton J, Edwards R, Redmond C, et al. Cause specific mortality in long term survivors of breast cancer who participated in trials of radiotherapy. J Clin Oncol 1994;12:447-53.
14. Fowble M. Local-regional treatment options for early invasive breast cancer, In: Fowble B, Goodman RL, Glick JH (Eds.). Breast Cancer Treatment-A Comprehensive Guide to Management, St Louis, Mosby Yearbook 1991.
15. Perez CA, Garcia DM, Kuske RR, Levitt SH. Breast: Stage T1 and T2 Tumors, In: Perez CA and Brady LW (Eds.). Principles and Practice of Radiation Oncology, Philadelphia, JB Lippincott 1992, p.877-947.
16. Veronesi U, Luini A, Galimberti V, Zurrada S. Conservation approaches for the management of stage I-II carcinoma of the breast. Milan Cancer Institute Trials. World J Surg 1994;18:70-5.
17. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy: International Commission on Radiation and Measurements, (ICRU);1995. Report No: 50, p.18-20.
18. Bilge H. Tedavi planlama. Bilge H, Özyiğit G, Gökçe Ş (Editörler). Temel ve klinik onkoloji. İstanbul:Hürriyet Matbaa. 2013, s.78-80
19. Hartsell W. Technique for breast irradiation using custom blocks conforming to the chest wall contour. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990;19:189.
20. Mazon J.J, Techniques d'irradiation des cancers, Vigot Ed, Paris, 1994.
21. Lu XQ. A three-field breast treatment technique with precise geometric matching using multileaf collimator equipped linear accelerators. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2003;55(5):1420.
22. Khan Faiz M. The Physics of Radiation Therapy. Pine J, Standen M (Eds) 4thed Philadelphia, PA:Lippincott Williams & Wilkins Publ; 2010, p.127-4.
23. McKinlay A.F. Termoluminesans Dozimetri(çeviri:A.Aypar). Lenikan JMA (editör) Konya: S.Ü Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü 2001, s.1-15.
24. Langmead W A, Wall B F, Palmer K E. An assessment of lithium borate thermoluminescent dosimeters for the measurement of doses to patients in diagnostic radiology. Br J Radiol 1976;49(587):956-62.

25. Elekta Sinergy Platform series referance manuel 2005.
26. American Association of Physicists in Medicine Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Task Group 40 (AAPM Report No:46). *Med Phys* 1994;21:581-618.
27. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy: International Commission on Radiation and Measurements, (ICRU);1995. Report No: 62, s.18-20.
28. Podgorsak EB, Gosselin M, Kim TH, Freeman CR. A simple isocentric technique for irradiation of the breast, chest wall and peripheral lymphatics.*Br J Radiol* 1984;57(673):57-63.
29. Rosenow UF, Valentine ES, Davis LW. A technique for treating local breast cancer using a single set-up point and asymmetric collimation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990;19(1):183-8.
30. Klein EE, Low DA, Maag D, Purdy JAA. Quality assurance program for ancillary high technology devices on a dual-energy accelerator. *Radiother Oncol* 1996;38: 51-60.
31. Lee PC Consistent collimator overlaps in field matching with computer-controlled x-ray collimator. *Med Dosim* 1997;22(1):59-61.
32. Rosenthal DI, McDonough J, Kassae A. The effect of independent collimator misalignment on the dosimetry of abutted half-beam blocked fort the treatment of head and neck cancer. *Radiother Oncol* 1998;49:273-8.
33. Klein EE, Taylor M, Michaletz-Lorenz M, Zoeller D, Umfleet W. A mono isocentric technqe for breast and regional nodal therrapy using dual astmmetric jaws. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;28(3):753-60
34. De Meerleer GO, Derie CM, Vakaet L, Fortan LG, Mersseman BK Jr, De Neve WJ. Execution of a single-isocenter three-field technique, using a multileaf collimator or tray-mounted cerrobend blocks: effect on treatment time. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;39(1):255-9.
35. Homann KL, Gates BE, Salehpour M, Followill DS, Kirsner SM, White RA,et al. Use of a matchline dosimetry analysis tool (MDAT) to quantify dose homogeneity in the region between abutting tangential and supraclavicular radiation fields. *J Appl Clin Med Phys* 2010;11(4):3294.
36. Galecki J, Grudzien M, kawczynska M. Experiences with hte mono isocentric irradiation technique in breast cancer patients after conservative surgery. *Nowotwory* 2004;54:474-80.
37. Urbanczyk H, Hawrylewicz L, Ganowicz M, Misztal I, Wozniak B, Wydmanski J. The “one-isocenter-quarter-beam” technique as a radiotherapy of breast cancer patients. *Rep pract Oncol Radiother* 2005;10(6):307-12.
38. Van van Beek S, De Jaeger K, Mijnheer B, van Vliet-Vroegindeweyj C. Evaluation of a single-isocenter technique for axillary radiotherapy in breast cancer. *Med Dosim* 2008 Autumn;33(3):191-8.

39. Baird CT, Starkschall G, Liu HH, Buchholz TA, Hogstrom KR. Verification of tangential breast treatment dose calculations in a commercial 3D treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys* 2001;2(2):73-84.
40. Gürsel B, Meydan D, Özbek N, Ofluoğlu T. Dosimetric comparison of three different external beam whole breast irradiation techniques. *Adv Ther* 2011;28(12):1114-25.
41. Basic applications of multileaf collimator: American Association of Physicists in Medicine (2001) report of AAPM Radiation Therapy Task Group 50 (AAPM Report No:72).

ŞEKİLLER LİSTESİ

Tablolar

Tablo 1. American Joint Committee on Cancer (AJCC)/TNM Klinik Evrelemesi.....	4
Tablo 2. LiF kristalinin karakteristik özellikleri	17
Tablo 3. Tek merkezli I. planlamada kullanılan değerler	31
Tablo 4. Tek merkezli II. planlamada kullanılan değerler.....	31
Tablo 5. Çok merkezli planlamada kullanılan değerler	33
Tablo 6. Tek merkezli meme planlaması I için TPS ve TLD değerleri.....	38
Tablo 7. Tek merkezli meme planlaması II için TPS ve TLD değerleri.....	39
Tablo 8. Çok merkezli meme planlaması için TPS ve TLD değerleri.....	41
Tablo 9. Üç planlamaya ait Doz-volüm histogramlarının karşılaştırılması.....	44

Şekiller

Şekil 1. Meme ışınlamalarında <i>set-up</i> pozisyonunun önden ve yandan görünüşü.....	9
Şekil 2. Meme kanserinde konvansiyonel radyoterapi alanları.....	10
Şekil 3. Tanjansiyel meme ve supra alanların geometrisi	11
Şekil 4. Termoluminesans dozimetri için şematik diyagram	14
Şekil 5. Termoluminesans için basit enerji bant modeli	16
Şekil 6. TLD-100 için ısıtma ile zamana bağlı oluşan parıldama eğrisi	18
Şekil 7. A- Pudra TLD-100 için absorbe doz değerlerine karşılık TL,B-CaF ₂ :Mn, film dozimetri ve LiF (TLD-100) için enerji cevap eğrileri.....	19
Şekil 8. A-Cirius Kobalt-60 cihazı, B-Elekta Sinergy Platform linak cihazı.....	22

Şekil 9. <i>Elekta Sinergy Platform</i> linak ışınlatma kafası şematik diyagramı	24
Şekil 10. A- <i>Hrshaw3500</i> TLD okuma sistemi B-Parıldama eğrisi.....	24
Şekil 11. A- <i>Könn</i> marka TLD fırını B- <i>Harshaw</i> TLD-100 çipleri ve kodlanmış saklama bölmeleri.....	25
Şekil 12. A- <i>Scanditronik Wellhöfer Dose1</i> marka elektrometre B- <i>Toshiba Asteion</i> BT ünitesi	26
Şekil 13. A- <i>CMS Xio</i> tedavi planlama sistemi B- <i>Focalsim</i> konturlama sistemi.....	26
Şekil 14. A- <i>Alderson</i> rando-fantom B-Rando-fantom kesiti C-Rando-fantom kesiti içindeki silindirik tıpa.....	27
Şekil 15. Fantomun oluşturulan dış kontur ön profil rekonstrüksiyonu.....	28
Şekil 16. Konturlama programında oluşturulan organlar A-Aksiyal kesit B-Önden profil görünüş	28
Şekil 17. I.Planlama için oluşturulan tanjansiyel alanlar: A-İç tanjansiyel alan B-Aksiyal görünüş.....	30
Şekil 18. II. Planlama için oluşturulan tanjansiyel alanlar: A-İç tanjansiyel alan B-Aksiyal görünüş.....	30
Şekil 19. I. ve II. Planlar için supra ve aksilla alanı: A- Ön supra B-Arka aksilla.....	32
Şekil 20. I. ve II. Planlamalar için genel görünüm: A- Sagital kesit, B-Profil görünüm	32
Şekil 21. Çok merkezli meme planı: A- İç tanjansiyel alan B-Ön supra alanı	33
Şekil 22. Çok merkezli meme planı: A-koronal kesit B-Sagital kesit, C -Aksiyal kesit D-Genel görünüm.....	34
Şekil 23. TLD'lerin yerleştirilmesi: A-TLD konumları koronal kesit, B-Level 1 içine yerleştirilen TLD C- Level 2 içine yerleştirilen TLD, D-Meme içine yerleştirilen TLD E- Asimetrik alanların kesişim bölgesine yerleştirilen TLD'ler F-Rando-fantom kesiti	35
Şekil 24. Tek merkezli meme planlaması I: Sagital kesit izodoz dağılımı	38
Şekil 25. Tek merkezli meme planlaması I: Koronal kesit izodoz dağılımı	39
Şekil 26. Tek merkezli meme planlaması II: Sagital kesit izodoz dağılımı	40
Şekil 27. Tek merkezli meme planlaması II: Koronal kesit izodoz dağılımı.....	40
Şekil 28. Çok merkezli meme planlaması: Sagital kesit izodoz dağılımı	41
Şekil 29. Çok merkezli meme planlaması: Koronal kesit izodoz dağılımı	42
Şekil 30. Tek merkezli meme planlaması I'e ait Doz-volüm histogramı.....	42
Şekil 31. Tek merkezli meme planlaması II'e ait Doz-volüm histogramı	43
Şekil 32. Çok merkezli meme planlamasına ait Doz-volüm histogramı.....	43

ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Malatya’da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Malatya’da tamamladıktan sonra Marmara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünde 1996-2001 yılları arasında üniversite lisans eğitimimi tamamladım. 2009 yılında Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı yüksek lisans programında eğitimi almaya başladım. Eğitimim süresince meme RT’sinde ışınlama teknikleri üzerinde yoğunlaşarak FIF tekniğinin avantajları konusunda sunum yaptım. Yüksek lisans eğitimim süresince Ulusal Medikal Fizik Kongrelerine, ayrıca Avrupa Radyasyon Onkolojisi Derneği tarafından düzenlenen uluslararası ve Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği tarafından düzenlenen ulusal kurslara katıldım.

Ulusal ve Uluslararası Kongre ve Sempozyum Bildirilerim

1. Parlar, Ş., Çakına, S., Kürkçü, N., Aksoy, Y., **Doğan, M.**, Uzal, C,TRS-398 protokolüne göre suda soğrulan doz kalibrasyon faktörünün çapraz kalibrasyon ile bulunması ve doğrulanması,14. Medikal fizik kongresi, Bildiri Kitabı,S.208,21-24 Kasım 2013,Antalya
2. Cosar, R., Ozen, A., **Dogan. M.**, Celik, D., Parlar .S, Tuncel .S, Uzal, C., Dosimetric analysis of the brachial plexus in patients treated with irradiation after surgery for breast cancer .Radiotherapy and Oncology, Volume 103, Supplement 1, May 2012, Page S380,ESTRO31,2012,Barselona
3. Parlar, Ş., Kürkçü,N., Aksoy, Y., **Doğan, M.**, Uzal, C.,Baş-boyun tümörlerinde farklı üç boyutlu konformal radyoterapi tekniğinin tedavi planlama verileri açısından değerlendirilmesi,13. Ulusal medikal fizik kongresi,Bildiri Kitabı,S.82,17-19 kasım 2011, İzmir

4. Parlar,Ş.,Kürkçü, N.,Aksoy, Y., **Doğan, M.**,Uzal, C.,Kocak, Z,6 ve18 MV foton ışınlarında dinamik ve fiziksel kamalar için yüzey ve çevresel doz ölçümü,12. Ulusal medikal fizik kongresi,Bildiri Kitabı,S.59,22-24 Ekim 2009, Ankara
5. Alkaya, F.,Tokatlı, F.,Parlar, Ş.,Kürkçü, N.,Aksoy, Y., **Doğan, M.**,Uzal,C,hard wedge ve dinamik wedge kullanılarak yapılan tanjansiyel meme ışınlamalarında kalp dozunun belirlenmesi,11.Ulusal medikal fizik kongresi,bildiri kitabı,S.249,14-18 Kasım 2007,Antalya
6. Alkaya, F.,Tokatlı, F.,Parlar, Ş.,Kürkçü, N.,Aksoy, Y., **Doğan, M.**,Uzal,C,hard wedge ve dinamik wedge kullanılarak yapılan tanjansiyel meme ışınlamalarında fetüs dozunun belirlenmesi,11.Ulusal medikal fizik kongresi,bildiri kitabı,S.249,14-18 Kasım 2007,Antalya