



T. C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

BAŞ-BOYUN RADYOTERAPİSİNDE 3 BOYUTLU BİLGİSAYARLI PLANLAMA  
İLE DOZİMETRİK SÜRECİN RANDOFANTOM ÜZERİNDE TERMOLÜMİNİSANS  
DOZİMETRE İLE KONTROLÜ

Ali ALTAY

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Bursa-2009



T. C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

BAŞ-BOYUN RADYOTERAPİSİNDE 3 BOYUTLU BİLGİSAYARLI PLANLAMA  
İLE DOZİMETRİK SÜRECİN RANDOFANTOM ÜZERİNDE TERMOLÜMİNİSANS  
DOZİMETRE İLE KONTROLÜ

Ali ALTAY

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Danışman: Prof. Dr. Z. Gökay KAYNAK

Bursa-2009

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Bu tez, jürimiz tarafından Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Adı ve Soyadı    İmza

Tez Danışmanı    Prof. Dr. Z. Gökay KAYNAK

Üye                    Prof. Dr. Z. Gökay KAYNAK

Üye                    Doç. Dr. Lütfi ÖZKAN

Üye                    Doç. Dr. Sibel K. ÇETİNTAŞ

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunun ..... tarih, .....  
sayılı toplantısında alınan ..... numaralı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Gürsel SÖNMEZ

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	vi
SUMMARY .....	vi
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	2
2.1. Baş-Boyun Kanserleri .....	2
2.2. Hipofarenksin anatomisi .....	3
2.3. Hipofarenksin bölümleri .....	3
2.3.1. Piriform sinüs .....	3
2.3.2. Postkrikoid bölge .....	4
2.3.3. Posterior farenks duvarı .....	4
2.4. Hipofarenks Kanserleri .....	4
2.4.1. Tanı .....	4
2.4.2. Tedavi .....	4
2.4.3. Tedavi tekniği .....	5
2.4.3.1. Simetrik Teknik .....	6
2.4.3.2. Asimetrik Kolimatör Tekniği .....	6
2.5. Radyoterapide Kullanılan Volüm Kavramları .....	6
2.5.1. Tanımlanabilir Tümör Volümü(GTV).....	6
2.5.2. Klinik Hedef Volüm (CTV).....	7
2.5.3. Planlanan Hedef Volüm (PTV) .....	7
2.5.4. Tedavi Volümü .....	8
2.5.5. Işınlanan Volüm.....	8
2.5.6. Riskli Organ (OR).....	8
2.5.7. Planlanan Riskli Organ Volümü (PRV) .....	8
2.6. İn-Vivo Dozimetri.....	9
2.6.1. Film Dozimetrisi .....	9
2.6.2. Diyot Dozimetri .....	10
2.6.3. İyon Odaları .....	11
2.6.4. Yarı iletken Dedektörler .....	11
2.6.5. Mosfet .....	12

2.6.6. Jel Dozimetri.....	13
2.6.7. Termolüminesans Dozimetri .....	14
2.6.7.1. Termolüminesans ve Işıma Eğrisi .....	14
2.6.7.2. TLD Uygulama Alanları .....	16
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	17
3.1. GEREÇLER.....	17
3.1.1. Kobalt – 60 Teleterapi Cihazı.....	17
3.1.2. Lineer Hızlandırıcılar.....	17
3.1.3. Konvansiyonel Simülatör Cihazı.....	18
3.1.4. Bilgisayarlı Tomografi-Simülatör Ünitesi.....	19
3.1.5. Alderson Rando Fantom .....	19
3.1.6. Katı Su Fantomu .....	20
3.1.7. Elektrometre .....	20
3.1.8. Farmer Tipi Silindirik İyon Odası .....	21
3.1.9. Planlama sistemi .....	21
3.1.10. Cerrobend Alaşım.....	21
3.1.11. Termolüminesans Dozimetre (TLD) .....	22
3.1.12. TLD Okuyucu .....	22
3.1.13. TLD Fırını.....	23
3.2. YÖNTEM.....	23
3.2.1. Termolüminesans dozimetri (TLD) Kalibrasyonu .....	23
3.2.2. Randofantomun Simülasyonu.....	24
3.2.2.1. Sabitleme .....	24
3.2.2.2. Bilgisayarlı Tomografi Çekimi .....	25
3.2.3. Tomografi Görüntülerinin Konturlanması.....	25
3.2.4. Sanal Simülasyon ve Bilgisayarlı Tedavi Planlaması .....	25
3.2.4.1. Blokların Hazırlanması ve Konvansiyonel Tedavi Simülasyonu.....	26
3.2.5. TLD’lerin yerleştirilmesi .....	26
3.2.6. Lineer Hızlandırıcıda Işınlama .....	27
3.2.7. TLD’lerin okunması .....	27
3.2.8. Hata Hesaplaması .....	27
4. BULGULAR.....	28
5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....	30

6. KAYNAKLAR .....	33
TEŞEKKÜR.....	35
ÖZGEÇMİŞ .....	36

## ÖZET

Çalışmanın amacı baş-boyun radyoterapi tekniğinin, 3 boyutlu bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz değerleri ile randofantom üzerine yerleştirilmiş termolüminisans dozimetri ile ölçülen dozları karşılaştırarak, dozimetrik sürecinin kontrolüdür.

Çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezinde bulunan randofantom, dozimetrik ekipman ve tedavi cihazları kullanıldı. Randofantom üzerine, daha önceden belirlenen hedef volüm ve kritik yapıları temsil edebilecek noktalara, ölçüm yapılacak termolüminisans dozimetrelerle (TLD) eşdeğer özelliklere sahip yalancı TLD'ler yerleştirildi. Sabitlemede kullanılan mask fantoma uygulandıktan sonra tedavi pozisyonunda Bilgisayarlı Tomografi-Simülâtörde, kesit görüntüleri alındı. Konvansiyonel hipofarenks radyoterapisinde kullanılan alanlar, sanal simülasyonla, belirlendi. BTPS'den elde edilen dijital radyografilere uygun olarak alanlar konvansiyonel simülâtörde randofantom üzerine çizildi. Alınan simülasyon filmleri BTPS'ne aktarılarak kontrol edildi ve nokta doz değerleri hesaplandı. Kalibre edilen TLD'ler randofantom üzerine önceden belirlenen noktalara yerleştirildi. Her teknik için 5'er kez ışınlama yapılarak ölçüm değerlerinin ortalamaları elde edildi. Çalışmada hedef hacim ve kritik organ (medulla spinalis, parotis vb.) dozları incelendi. Ayrıca lateral ve supraklaviküler alanların bitiştiği düzlemdeki dozlara bakıldı. BTPS ve ölçülen değerler arasında  $\pm\%5$ 'in altındaki değerler kabul edilebilir sınırlar içine alındı.

Target volümde (hipofarenkste) bulunan 2 noktada BTPS ile hesaplanan doz değerlerinin ortalaması 207 cGy iken, bu noktalarda TLD ile ölçülen dozların ortalaması 203,5 cGy idi. Aradaki fark  $\%2$ 'in altındadır. Supraklaviküler alan ile lateral alanların çakışma düzleminde hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki fark maksimum  $\%3,59$  olarak bulundu. Lenf nodu bölgelerinde ölçülen değerler BTPS'den alınan değerlerle karşılaştırıldığında maksimum fark  $\%3,59$  idi. Kritik organ olarak kabul edilen medulla spinalis, beyin sapı, orta kulak, parotis ve optik sinirler için alınan ölçümlerde hata oranları kabul edilebilir sınırlar içinde bulundu. Saçılma dozlarından etkilenen lenslerde aldığımız ölçümlerde elde edilen değerler ile BTPS verileri arasındaki fark  $\%5,88$  idi. Tedavi

alanlarının doğruluğunu test etmek için önerilen giriş-çıkış dozlarını ölçmek için yerleştirdiğimiz 3 noktada BTPS verisi ile ölçülen değer arasındaki fark %3'ün altında bulundu. Foton-elektron kombinasyonunun kullanıldığı boost alanlarında yapılan ölçümler ve BTPS verileri arasındaki farklar %5'in altındaydı.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, her ne kadar kabul edilebilir sınırlar içinde olsa bile, bilgisayarlı tedavi planlama algoritmalarında kullanılan dozimetrik süreç ve tedavi uygulamasının TLD ile yapılan in vivo doz ölçümleriyle kontrolünün, ideal olmasa da, yararlı olabileceğini göstermektedir.

**Anahtar Kelimeler: Baş-boyun radyoterapisi, Termolüminesans Dozimetri (TLD), Rando Fantom, Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi (BTPS)**



## SUMMARY

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

Purpose of this study is to control dosimetric process for the 3D computerized radiotherapy planning of head and neck with the comparison of measured doses from thermoluminescence dosimeters experimentally.

In this study we use dosimetric equipment, treatment devices and randofantom of Uludağ University Medical Faculty Radiotherapy department. Fake thermoluminescence dosimeters (TLD) that have the same properties as real TLD's, were implanted to the points which assigned to represent target volume and critical organs. The mask that used to fix head and neck patients, applied then fantom at the treatment position taken to the computerized tomography-simulator and screened by 0,5 cm intervals. Target volume and neighbour critical organs contoured and then send to the computerized treatment planning system (CTPS). Conventional hypopharynx radiotherapy fields defined at the virtual simulation. The lateral and supraclavicular fields that fits to digital radiographs drawn on the randofantom at the conventional simulation. Simulation radiographs taken to the CTPS to control the fields and blocks then determined point doses. Calibrated TLD's implanted in the randofantom points that assigned before. For the treatment technique irradiation applied for 5 times to get the average of the measured values. Before the irradiation, port films taken from the treatment fields and compared to the simulation radiographs to control the fields. In this study, target volume and critical organ (medulla spinalis, parotid etc..) doses analysed. Also, at the joint platform of lateral and supraclavicular field doses controlled. Difference between the CTPS and measured doses lower than +/-%5 were taken in the acceptable margins.

The mean of measured doses from 2 points at the target volume (hypopharynx) were 203,5 cGy and mean of calculated CTPS doses were 207 cGy. The difference between measured and calculated doses are below %2 in the clinic target volume. Maximum difference of measured and calculated doses at the supraclavicular and lateral field junction plane is %3,49. At the lymph node regions, that are within the planning treatment volume, the maximum difference was %3,59. For the organs at risk that were placed in the planning treatment volume such as medulla spinalis, brain stem, parotid glands, middle ear and optical

nerves, the calculated and measured doses were in the acceptable level. But the dose of lenses were slightly out of the range (%5,88). The measured doses from enter and exit points were not more or less than %3 of CTPS data.

At the boost level lateral photon and electron fields junction point doses measured as enter and exit doses and dose difference between the CTPS and the TLD were %1,35 and %1,41. Medulla spinalis were accepted as critical organ at the boost level and measured doses were between 6,81 cGy to 13,8 cGy . On the other hand, CTPS doses were between 6,8 cGy to 14 cGy. The usual critical organs as brain stem, middle ear and optical nevre dose difference from the CTPS were found below the %3. The main target volume, hypopharnx doses, that wanted to cover whole boost isodoses, measured as 213,3 cGy and 215,4 cGy. This doses were calculated with CTPS as 216,3 cGy and 216,8 cGy.

In this study, even if, the difference between the calculated and measured doses were in the acceptable margin, controlling the algorithm that CTPS used to calculate the dosimetric process and treatment period with TLD dosimeters is useful for all levels.

**Keywords: Head and Neck Radiotherapy, Thermoluminescence Dosimeter (TLD), Rando Phantom, Computerized Treatment Planning System (CTPS)**

## 1. G R

Modern radyoterapide temel amaç hedef volüme tümör kontrolü için gerekli olan maksimum doz verilirken, radyasyon alanı içinde kalan sağlıklı dokuların mümkün olan en düşük dozu almasını sağlamaktır. Böylece uygun tedavi alanları kullanılarak tümörü oluşturan hücreler ortadan kaldırılırken sağlıklı dokular minimum zarar görür. Modern bilgisayarlı planlama sistemleriyle sanal ortamda gerçekleştirilen en yakın doz hesaplama algoritmaları oluşturulabilmekle birlikte, in vivo ortamda verilen radyasyon miktarının doğru olduğunu bilmesi için hedef volüm ve kritik organlarda dozun ölçülmesi büyük önem taşımaktadır.

Ba -boyun kanserlerinin çoğu, gözle görünen bölgelerde yerleşmesi ve konuşma, yutma ve idrar gibi insanın önemli fonksiyonları etkilemesi nedeniyle, erken evrelerde yakalanma potansiyeli olan tümörlerdir. Genellikle ilk tanısında lokal ve bölgesel hastalık evresinde olup bu amaçla uzak organ metastazları az oranda görülür (1).

Konvansiyonel radyoterapide ba -boyun kanserleri çoğunlukla simetrik yada asimetrik şekilde düzenlenen ortogonal alanlardan tanımlanırlar. Ortogonal tanımlamada asimetrik kolimasyon tekniği, simetrik tekniğe göre alanların çakışma düzleminde daha homojen doz dağılımını sağlaması nedeniyle tercih edilmektedir. Birleşme düzleminde alan kenarlarında oluşan penumbraya bağlı olarak istenmeyen yüksek veya düşük doz alanları oluşabilir. Asimetrik kolimasyon, tek izomerkez sağlaması ve böylece santral düzlemlerin aynı kalması nedeniyle, penumbra bölgesini ortadan kaldırabilme olanağı sağlayarak, bu düzlemdeki doz belirsizliğini en aza indirmede yardımcı olabilmektedir.

Radyoterapi uygulamalarında önemli bir başka alan birleşme sorunu da foton-elektron birleşmesidir. Ba -boyun bölgesinde medulla spinalis dozunu azaltmak amacıyla sıklıkla arka boyun bölgesi için elektron demetleri kullanılmaktadır. Boost uygulaması için tercih edilen bu teknikte ön boyun bölgesi foton huzmeleriyle tedavi edilmektedir. Burada ortaya çıkan doz belirsizliğini ortadan kaldırmak amacıyla çeşitli teknikler kullanılmaktadır.

Çalışmamızda hipofarenks kanserli bir hastanın tedavisinde asimetrik kolimasyon kullanılarak yapılan bir radyoterapi uygulaması, randofantom üzerinde simüle edilerek, bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde elde edilen doz değerlerinin hesaplanmasında kullanılan dozimetrik sürecin termoluminisans dozimetri ile kontrolü hedeflenmiştir.

## 2. GENEL B LG LER

### 2.1. Ba -Boyun Kanserleri

Ba -boyun bölgesi, anatomik olarak, dudaklar ve burun ucundan özofagus ve trakeaya kadar olan üst solunum ve sindirim yollarını tanımlamakta kullanılmaktadır. Ba ve boyun kanserleri tanımı içine dudak, oral kavite, paranasal sinüsler, nazal fossa, tükürük bezleri, nazofarenks, orofarenks, hipofarenks ve larenksin epitelyal malign tümörleri girmektedir. Tümörlerinin büyük ço unlu u tanı a amasında lokal-bölgesel evrelerde olup hastalı a ba lı ölümler genellikle kontrol edilemeyen lokal ve bölgesel hastalık veya bunların komplikasyonları sonucu olur. Bu nedenle, lokal ve bölgesel hastalık kontrolü genel anlamda hastalı m da kontrolü olaca ndan, lokorejyonel radyoterapi en sık kullanılan tedavi yöntemlerinden birisidir (1).

Ba -boyun bölgesi kanserlerinin tanı ve tedavisinde multidisipliner yakla ım esastır. Tanı ve evrelemede cerrah, di hekimi, patoloji ve radyoloji uzmanlarının görü lerine gerek duyulurken, tedavide ba -boyun ve kranyofasiyal operasyonlar yapan cerrahlara, radyasyon onkolojisi, medikal onkoloji, psikiyatri ve fizik tedavi-rehabilitasyon uzmanlarına gereksinim vardır. Ba -boyun kanserlerinde ana tedavi yöntemleri cerrahi, radyoterapi ve kemoterapidir (1,2,3).

Gerek fonksiyonel gerekse estetik nedenler radikal cerrahi yakla ımları sınırlamaktadır. Bu nedenle ba -boyun kanserlerinin tedavisinde lokal-bölgesel radyoterapi, tek ba ına yada di er tedavi yöntemleriyle birlikte, sıklıkla uygulanmaktadır. Radyoterapi uygulamasında ise doz sınırlayıcı dokular ve hedef volümler çok yakın kom ulukta olup genellikle milimetrik alanlardaki doz da ılımı belirsizliklerine ba lı ciddi komplikasyonlar görülebilmektedir.

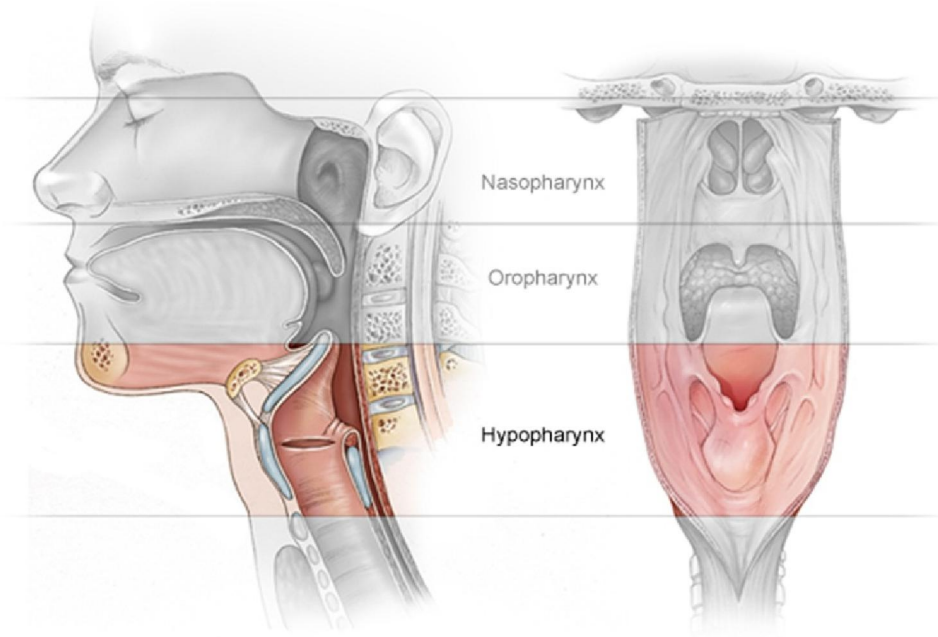
Ba -boyun kanserlerinin gözle görülür bölgelerden geli mesi, bu tümörlerin erken tanınmasında ve nükslerin erken dönemde saptanmasında avantaj sa ladı ı halde, ihmal edilmi olgularda veya tedaviye yanıt alınmayanlarda çok ciddi lokal ve sistemik problemler ortaya çıkar. Ayrıca tedavide ba arı sa lansa bile, hastalar yutma ve konu ma bozukluklarının yanı sıra fiziksel görünümünün bozulması nedeniyle, sıklıkla psikolojik ve sosyal sorunlarla kar ıla ırlar. Tedavi sırasında ve sonrasında olu an ekil ve fonksiyon bozukluklarının neden olabilece i ruhsal sorunların çözülmesinde plastik cerrahi, kulak-burun-bo az hastalıkları

uzmanları, di hekimleri, konu ma tedavisi ve psikiyatri uzmanlarının yardımı önemlidir (1,2,3).

## 2.2. Hipofarenksin anatomisi

Hipofarenks hiyoid kemik seviyesinden ba layıp krikoid kıkırda ın alt sınırına kadar uzanan farenksin en alt bölümüdür ( ekil-2.1). Alt hizası yakla ık 6. servikal vertebra ile aynı düzeydedir. Hipofarenksin yüzeyi keratinize olmayan çok katlı yassı epitel ile dö eli olup anatomik olarak üç alt bölgeye ayrılır;

1. Priform sinüs
2. Postkrikoid bölge
3. Posterior farenks duvarı



ekil 2-1 Hipofarenks

## 2.3. Hipofarenksin bölümleri

### 2.3.1. Priform sinüs

Priform sinüs farenko-epiglottik kıvrımdan ba layan ters piramid ekinde bir yapıdır. Ön, medial ve lateral duvarları vardır, apeks olarak adlandırılan ters piramidin ucu krikoid kıkırda ın biraz altına kadar devam eder. Priform sinüs lateralinde tiroid kıkırda k ve tirohiyoid membran bulunur. Superior larengeal sinirin internal dalı buradan geçer.

### **2.3.2. Postkrikoid bölge**

Aritenoid kıkırdaklardan özafagusa kadar uzanır ve larenksin arkasında kalır.

### **2.3.3. Posterior farenks duvarı**

Hyoid kemik düzeyinden krikofarengeus kasına dek uzanır.

## **2.4. Hipofarenks Kanserleri**

Hipofarenks kanserleri, yaygın submukozal uzanım ve atlayıcı tarzda, adacıklar halinde yayılım ile karakterizedir. Yani tümör ile normal mukoza sınırından sonra salsıklı mukoza altında yayılarak daha ileri bir alanda submukozal olarak yerleşir veya ayrı bir ülsere odak şeklinde başka bir alanda ortaya çıkabilir. Tümörlerin en sık rastlandığı bölge priform sinüslerdir. Priform sinüs mediyalinden tümör larenksi infiltre edebilir ve vokal kord fiksasyonuna sebep olabilir. Priform sinüsten tümör laterale ilerlerse troid kıkırdak destrüksiyonu yapabilir. Priform sinüs tümörlerinde servikal özefagusa bir yayılım pek olamamasına karşın, postkrikoid bölge kanserleri özefagus içine doğrudan ilerleme eğilimindedir. Postkrikoid kanserlerde krikoid kıkırdak tutulumunda söz konusudur(4).

### **2.4.1. Tanı**

Tanıda fizik muayenenin yanında radyolojik olarak incelemeler gerekir. Hipofarenks kanseri düşünülen hastada akciğer grafisi ile pulmoner metastazlar araştırılmalıdır. Uzak metastaz veya ikinci primer üpşesi olan durumlarda akciğerler bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmelidir. Bilgisayarlı tomografi ve/veya manyetik rezonans görüntüleme, tümörün boyutları ve çevre dokulara, özellikle larenkse ve larengeal kıkırdaklara yayılımını göstermede yararlıdır. Ayrıca lenf nodlarının değerlendirilmesini de sağlayarak yapılacak tedavinin planlanmasında önemli bir yer tutar(4).

### **2.4.2. Tedavi**

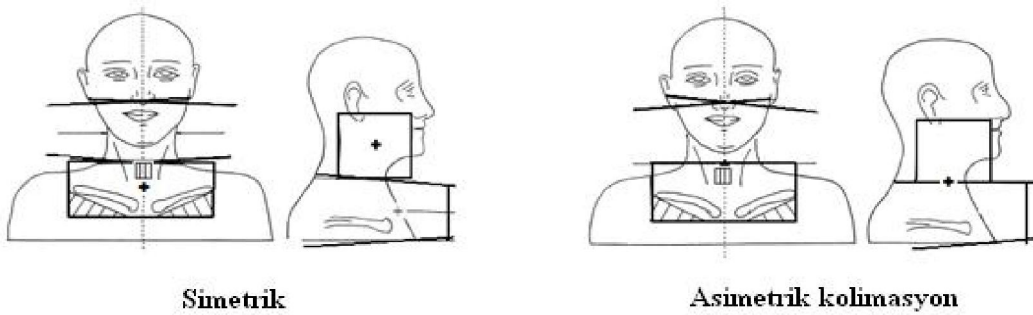
Hipofarenks kanserleri, en az morbiditeye sahip ve en yüksek lokal-bölgesel hastalık kontrolü sağlayabilmek amacıyla kombine yöntemlerle tedavi edilmektedir. Tüm baş-boyun kanserlerinde olduğu gibi erken evrelerde tek başına konservatif cerrahi ve radyoterapi ile etkili sonuçlar alındığı bildirilmektedir. Buna karşılık ileri evrelerde cerrahi ve postoperatif radyoterapi tercih edilen bir yaklaşımdır. Sadece unrezektabl hastalarda preoperatif radyoterapi önerilmektedir. Erken evre hastalıkta özellikle yüzeysel lezyonlarda tek başına

radoterapi ile % 64 oranında lokal kontrol sağlanabilmektedir. Tek başına radyoterapi uygulanacaksa tek priform sinüs duvarını tutan, fazla tümör yükü olmayan ve kırıkda invazyonu göstermeyen tümörler tercih edilmelidir. Genellikle erken evre tümörlerde kullanılan toplam tedavi dozu konvansiyonel fraksiyonlarla 65-72 Gy arasında değişmektedir(4).

Erken evre hastalıkta ise genellikle cerrahi ve preoperatif yada postoperatif radyoterapi kullanılmaktadır. Preoperatif radyoterapide postoperatif radyoterapiye göre düşük dozlarla (45-50 Gy) tedavi uygulanır. Postoperatif radyoterapi de tümör alanı içerisinde ve lenfatiklerde hastalığın tekrarlanmaması için uygulanır. Genellikle uygulanmasını önerilen doz 60 Gy'dir. Cerrahi sınır pozitif yada ekstra kapsüler uzanım olması durumunda toplam doz 64 Gy'e çıkarılır(4).

### 2.4.3. Tedavi tekniği

Baş boyun kanserlerinde sıklıkla ön ve 2 yan (ortogonal) sahalar kullanılır. Alan birleştirilmesi soğuk ve sıcak alan oluşumu açısından risklidir. Simetrik alanlar kullanıldığında, yan sahalarla ön alan arasında, yüksek doz oluşumunu önlemek için, 3-5 mm'lik aralık bırakılmalıdır (kullanılan enerjiye göre değişebilir, doz daşımlarının görülmesi gerekir). Ancak bırakılacak ara tümör, lenf nodları veya stomayı kapsamamalıdır. Eğer zorunlu olarak tanımlanan riskli sahalar bölünürse aralık bırakmamak daha uygundur. Asimetrik kolimatör kullanımıyla ışın diverjansı ortadan kaldırılarak (ekil-2.2) alan birleştirilerindeki sıcak-soğuk bölge oluşumları önlenir (5,6,7,8,9).



**ekil 2-2** Simetrik ve asimetrik kolimasyon ortogonal alanların gösterimi.

### **2.4.3.1. Simetrik Teknik**

Ba -boyun 1 inlamalarında genellikle kullanılan üç alan tekni inde  $90^0$  ve  $270^0$  gantry açılarında kar ılıklı lateral alanlar ve supraklavikuler (ön) alan 1 inlaması yapılır. Alanların diverjansına uygun olarak kolimasyon açısı, medulla blokları kullanılarak yada aralık bırakılarak, özellikle medulla spinaliste olu abilecek, yüksek doz bölgeleri önlenmelidir.

### **2.4.3.2. Asimetrik Kolimatör Tekni i**

Lineer hızlandırıcılarda asimetrik kolimatörler sabit SSD tekni inde kullanıldı ı gibi, izosantrik olarak da kullanılır. Yan alanlarda 1 in merkezi alanların alt kenarında olacak ekilde, ön alan alınırken ise 1 in merkezi alanın üst kenarında olacak ekilde kolimatöre asimetri verilir (10).

## **2.5. Radyoterapide Kullanılan Volüm Kavramları**

Konformal radyoterapide malign hastalı a sahip bir hastanın tedavisi için hacimlerin belirlenmesi sırasıyla farklı doku, organ ve hacimler için üç boyutta sınırların belirlenmesini gerektirir. Bu hacimler:

- Tanımlanabilir Tümör hacmi (Gross Tumor Volume, GTV),
- Klinik hedef volüm (Clinical Target Volume, CTV),
- Planlanan hedef volüm (Planning Target Volume, PTV),
- Tedavi hacmi (Treated Volume),
- I nlanan volüm (Irradiated Volume),
- Riskli organ (Organs at Risk, OR) ve
- Planlanan riskli organ Volümü (Planning Organ at Risk Volume, PRV).

### **2.5.1. Tanımlanabilir Tümör Volümü(GTV)**

Tümör hacmi (GTV) tanımlanabilir, sınırları belirgin kitlenin bulundu u ve malign büyümenin oldu u yerdir. Geni li i ve miktarı bilgisayarlı tomografi (BT), nükleer manyetik rezonans görüntüleme (MRI), radyografi, ultrason, Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılı ı ile tayin edilebilir (11).



### **2.5.2. Klinik Hedef Volüm (CTV)**

Klinik hedef volüm (CTV) tanımlanabilir tümör hacmi (GTV)'ni ve/veya yok edilmesi gereken sub-klinik malign hastalığı içeren doku hacmidir. Radyoterapinin amacına ulaşabilmesi için bu hacmin tamamen tedavi edilmesi zorunludur (11).

### **2.5.3. Planlanan Hedef Volüm (PTV)**

Planlanan hedef volüm (PTV), tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım, önceden belirlenen ve klinik hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılır (11).

#### **SM (Set-up margin)**

Tedavi süresince hasta set-up'ında değişimler (hasta pozisyon değişimi, aygıtların mekanik farklılığı, dozimetrik farklılıklar, set-up hataları, BT/simülatör/tedavi aygıtı-koordinat hataları, insan faktörü) hedef volümde değişime yol açar. Bu yüzden planlanan hedef hacmin belirlenmesinde hasta ve tümörün pozisyonuna bağlı günlük değişimler (SM) göz önüne alınmalıdır (11).

#### **IM (Internal Margin)**

Planlanan hedef volüm fizyolojik nedenlerle oluşan CTV içindeki anatomik yapıların ekil, boyut ve pozisyon değişimlerini içermelidir.

-solunum

-mesane-rektum doluluk/bölünmesi

-kalp atımı

-barsak hareketleri...

gibi fizyolojik değişimler internal margini oluşturmaktadır.

Sonuç olarak PTV;

$$\mathbf{PTV=CTV+IM+SM}$$

dir (11).

#### 2.5.4 Tedavi Volümü

Tedavi volümü planlanan volüm absorbe doz de erindeki izodoz e risiyle çevrilmi volümdür. Tedavi tekniklerinin sınırlı olması nedeniyle belirlenen absorbe dozu sadece target veya planlanan volüme vermek imkansızdır. Bu nedenle tedavi hacmi planlanan hedef volümden daha büyüktür (11).

#### 2.5.5 I nlanan Volüm

I nlanan volüm normal doku toleransına göre önemli sayılan bir absorbe dozu alan, tedavi volümünden daha büyük bir volümdür. I nlanan hacmin absorbe doz seviyesi, tanımlanan absorbe dozun % si (%50) olarak ifade edilir. I nlanan volüm kullanılan tekni e ba lıdır (11).

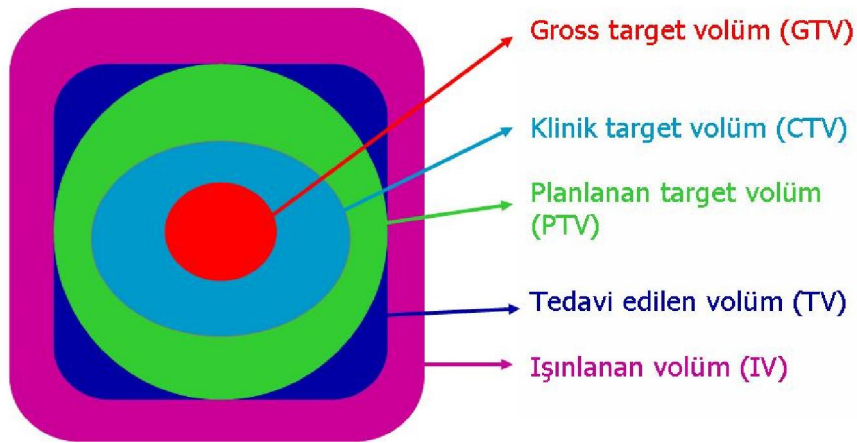
#### 2.5.6 Riskli Organ (OR)

Riskli organ (kritik normal yapı), radyasyon hassasiyeti olan, tedavi planlamasını ve/veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokular (omurilik, göz lensi vs..)’dır (11).

#### 2.5.7. Planlanan Riskli Organ Volümü (PRV)

Hasta hareketiyle riskli organ da hareket eder ve fizyolojik de i ikliklere maruz kalır. Bu nedenle riskli organ hacmine de ilave marjlarla planlanan riskli organ hacmi belirlenir. Risk altındaki organlarda beklenmedik yüksek dozları önlemek için PTV içindeki hacmini belirlemek ve PTV\PRV ili kisine göre doz düzenlemesi yapmak gerekir.

Tüm bu volüm kavramları ekil-2.3’de ematik olarak gösterilmi tir.



**ekil 2-3** Radyoterapide kullanılan volüm kavramları

## **2.6 n-Vivo Dozimetri**

yonla tırıcı radyasyonların hiçbiri insanların duyu organları ile belirlenemedikleri için ölçümleri ancak özel yapılmı cihazlar ile belirlenebilir. Radyasyonun ölçülmesinin temeli, radyasyon ile maddenin etkilemesi esasına dayanır. n-vivo dozimetride kullanılmak üzere film dozimetrisi, termolüminesans (TLD) dozimetri, diyot dozimetrisi, yarıiletken dedektörler ve iyon odaları gibi çeşitli ölçüm yöntemleri geliştirilmiş olup en sık kullanılan in-vivo dozimetreler TLD, diyot ve iyon odalarıdır. n-vivo dozimetride kullanılacak olan yöntemin kolay ve güvenli olması gerekir. Bu nedenle hangi çalıma için hangi tip yöntemin kullanılabilir olduğu bilinmesi çok önemlidir (12).

Seçilecek dozimetri sisteminin doz yanıtının enerji, doz hızı, doz ve sıcaklıktan bağımsız olması istenir. TLD'ler birçok faktörden bağımsız olduklarından en uygun in-vivo dozimetri yöntemi olarak kabul edilirler (12).

### **2.6.1. Film Dozimetrisi**

Film dozimetrisi, filmin bilinen dozlarla ımlanmasından elde edilen kararlık miktarlarını belirleyerek bir kalibrasyon eğrisi elde edip, sonraki ımlamalarda bu eğriyi kullanarak verilen dozu ve dozun iki boyutlu dağılımını belirleme yöntemidir. Dozimetrik ölçümler için film kullanmak daha pratiktir ve maliyeti düşüktür. Sonuçların doğru çıkması için ölçümlerde ve film seçiminde dikkat edilmesi gereken hususlar vardır. Ölçüm sonuçları gelen ımlanın enerjisine, filmin ımlanma demetinin yönüne göre konumlandırılmasına, ölçüm derinliğine ve alanın boyutlarına bağlıdır. Ölçümler alınırken kullanılan filmlerin aynı paketten olmaması, filmlerde meydana gelen hava kabarcıkları, ölçüm artlarının basınç ve sıcaklığa göre değişimi, cihazın kalibrasyonundaki değişim, kullanılan geometrinin tutarsızlığı, film banyosundan gelen parametreler (sıcaklık, süre, fikser ve developer kalitesi), film tarayıcısının çözünürlüğünün kötü olması sonuçları olumsuz etkileyen faktörlerdir. Film dozimetrisi hem çok büyük alanlar için hem de çok küçük alanlar için kullanılmakta olup doz dağılımını tek bir ımlamayla iki boyutlu ve yüksek ayırma gücüyle elde edilebilmesi nedeniyle özellikle küçük alan dozimetrisinde kullanılır.

## 2.6.2. Diyot Dozimetri

Diyot dozimetrisi, radyoterapi gören hastalarda verilen dozların tedavi sırasında ölçümüne olanak sağlar. Diyotların tedavilerde kullanılmadan önce giriş dozu ölçümü için kalibre edilir. Örnek olarak hastanın cildi üzerine yerleştirildiğinde, ölçülen doz çalışılan geometride, kullanılan foton kalitesi için maksimum doz derinliğindeki dokudaki doz ile karşılaştırılabilir. Diyotların kullanıldıkları enerji kalitelerinde kalibre edilmesi tavsiye edilmektedir. Toplam dozun diyot sinyalinde yarattığı değişimden dolayı belirli periyotlarla kalibrasyon tekrarlanmalıdır. Kalibrasyon aralıkları haftalık veya aylıktır. Diyotlar; hızlandırıcı doz monitör odasına veya ikincil referans iyon odasına göre kalibre edilir. Kalibrasyon faktörünün belirlenmesi için diyot, uygun bir kalibrasyon fantomunun yüzeyine yerleştirilmelidir. İyon odası ise merkezi eksen üzerinde, fantom içerisinde referans derinliğinde (maksimum doz derinliği) olmalıdır. Sonuç olarak, absorbe doz belirlenmesinde kullanılan protokol, iyon odası için yerleşim faktörünü içeriyorsa, bu faktör ihmal edilmelidir. Eğer kullanılan plastik fantom tamamen suya daldirilemezse (polistren), plastikteki dozdaki suya geçiş için dönüşüm faktörü uygulanmalıdır(12).

Referans SSD genellikle 100 cm, referans alan ise 10x10 cm'dir. Merkezi eksen etrafındaki bir daire boyunca bir veya fazla sayıda diyot yerleştirilerek yapılan bir kalibrasyonda alan düzgünlüğündeki değişim gözlemlenebilir. Bundan dolayı  $d_{max}$ 'taki alan düzgünlüğü kontrol edilmelidir. Bunun için alanın merkezindeki ve daire üzerindeki diyot okumalarına bakılır. Ayrıca, diyotların merkezi eksene göre yerleşimleri referans iyon odası için demette düzensizlik oluşturmayacak şekilde gerçekleştirilmelidir. Diyot kalibrasyon geometrisi kalibrasyon faktörünün belirlenmesinden sonra, bir dizi düzeltme faktörü kullanılarak, referans koşullarındaki durumların diyot okumaları için hesaplamalar yapılabilir. Diyot cevabını etkileyen diğer faktörler, alan boyutu, SSD, kama filtre, kompensatör, koruma bloklarının varlığı ve demet geliş açısıdır. Diyot sinyalini etkileyen faktörler sadece diyot kristalinin iç özellikleri ile ilgili değildir, ayrıca demet kalitesine ve özelliklerine de bağlıdır. Örnek olarak bir dedektör farklı konumlar için maksimum doz derinliğindeki durumdan farklı saçılma katkılarına maruz kalabilecektir. Sonuç olarak, düzeltme faktörlerinin çoğu hastanın cildine yerleştirilen dedektörlerinin kullanımını için birbirinden bağımsız etkilerde bulunur(12).

### **2.6.3. İyon Odaları**

Konformal doz dağılımını elde etmek için kullanılan yonunluk ayarlı radyoterapinin (YART) sub-alanları 1x1 cm kadar küçük olabilmektedir. Bu nedenle küçük alan dozimetrisi önemlidir. Yüksek enerjili fotonlar bir ortama girdiğinde foton-elektron etkileşimleri meydana gelir. Bu etkileşimlerin 4 ana tipi vardır; fotoelektrik olay, Compton saçılması, koherent saçılma ve çift olu üretilir. Bu etkileşimlerin sonucu gelen foton enerjisinin büyük bir kısmı elektrona transfer edilir. Daha sonra bu elektron harekete geçer ve ortamın atomlarını iyonize eder ve sonuçta doz depolanır (12).

Geni foton alanlarında küçük bir dV volümü içinde duran elektronların sayısı, aynı volüm içinde fotonlar tarafından harekete geçirilen elektronların sayısına eşittir. Bu "yükli partikül dengesi" kavramıdır ve elektron akışı sabittir. Küçük alanlar için ise, alan boyutu genellikle ortamdaki elektron enerji mesafesinden daha küçüktür. Bu durumda çok küçük bir alanda lateral yönde hareket eden elektron büyük bir alanda aynı durumdaki elektronla kıyaslandığında büyük bir fark ortaya çıkar. Büyük alanda penumbra bölgesi hariç yükli partikül dengesi söz konusudur. Küçük alanlarda ise çok az elektron, foton-elektron etkileşimlerinin olmadığı foton alanındaki noktalara ulaşabilecektir. Bu durumda elektron akışı merkezi eksenenden uzaklaştıkça değişecektir. Burada lateral yönde yükli partikül dengesi olmayacaktır. Enerji alanının yarı genişliği, suda sekonder elektronların enerji mesafelerinden daha küçükse elektronik denge kaybından dolayı problemler ortaya çıkar (12).

Standart dozimetride kullanılan dedektörler, küçük alanlara göre çok yonunlukla büyük olurlar. Standart dedektörler, yüksek doz gradientleriyle karakterize edilmiş olup yükli parçacık dengesizliği durumunda absorbe doz dağılımını dozu olarak ölçemez. Bu nedenle daha küçük volümlü iyon odalarının kullanılması gereklidir. Genellikle, diamond dedektör ve pin point iyon odası gibi küçük hacme sahip iyon odaları kullanılır (12).

### **2.6.4. Yarı İletken Dedektörler**

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

(boron) elektron reseptöründen yapılmı tır. Diyotun p bölgesi bo lukları ihtiva ederken n bölgesi a ırı elektrona sahiptir. Bir diyot ı nlandı nda zayıflatılmı bölgede elektron bo luk çiftleri olu ur. Bu radyasyona ba lı akım olu turur. Diyotlar n tipi Si ve p tipi Si ile üretilir. Bu detektörler base materyaline ba lı olarak n-Si ve p-Si detektörler olarak adlandırılır. Diyotlar kısa devre modunda kullanılıp, ölçülen yük ve doz arasında lineer ili ki sergilerler. P ve n tipinin bir araya getirilmesiyle ortaya çıkan birle ime "p-n birle imi diyot" denir. Silikon diyot detektörler p-n tipi junction diyottur. P ve n tipi materyaller arasındaki ara yüzde, n bölgesinin elektronlarının ve p bölgesinin de bo luklarının difüzyonundan dolayı, denge olu turuluncaya kadar zayıf bölge olarak adlandırılan küçük bir bölge yaratılır. Bu zayıf bölge, denge olu turulunca yüklerin ço unlu unun daha ileri difüzyonuna kar ı koyan bir elektrik alan geli tirir. Bu diyot ı nlandı nda, zayıf bölgede elektron- bo luk çifti olu ur. Bunlar hemen birbirinden ayrılır ve zayıf bölge içinde var olan elektrik alan tarafından sürüklenirler. Bu da radyasyona ba lı bir akım olu turur. Akım zayıf bölgenin dı nda olu an bo luk ve elektronların difüzyonuyla daha da büyür. Bu elektrik akımın yönü n bölgesinden p bölgesine do rudur. Diyotlar tipik iyonizasyon odalarından 18000 kere daha hassas oldukları için çok küçük boyutlarda (2.5x2.5x0.4 mm) kullanılabilir olup, basınç, sıcaklık de i ikliklerinden ba ımsız, ihmal edilebilir iyon rekombinasyon etkisi ve kısa okuma süresini sa layan hızlı sinyal alma gibi avantajlara sahiptir. Ancak, foton huzmelerinde diyodun enerji ba ımlılı ı ve hassasiyetlerinin kullanımla de i mesi (radyasyon hasarından dolayı) gibi problemler ortaya çıkarmaktadırlar. Her iki detektör de ticari olarak mevcuttur, ancak p-Si tipi, radyasyon hasarından daha az etkilendi i ve daha küçük karanlık akıma sahip oldu u için radyoterapide kullanmaya uygundur. Penumbra bölgesi gibi hızlı doz gradientinin oldu u ve stereotaktik radyocerrahide kullanılan küçük alanların dozimetrisinde ve hastada in-vivo dozimetride kullanılırlar. Bir alanın veya kompleks alanların giri ve çıkı dozları ölçülebilir. ntrakaviter brakiterapide rektum, mesane veya intraluminal doz ölçümleri yapılabilir. Diyotların davranı ları; radyasyonun tipi, doz rate, sıcaklık, enerji ve diod ekli ile de i ir (12).

### **2.6.5. Mosfet**

Metal-oxide semiconductor field effect transistor (MOSFET), bir minyatür transistör olup küçük boyutundan dolayı özellikle in-vivo dozimetri için faydalıdır. MOSFET dozimetrisinin çalı ması, absorbe edilen dozun lineer bir fonksiyonu olan e ik voltajının ölçülmesi esasına dayanır. Okside nüfuz eden iyonize radyasyon, kalıcı olarak tuzaklara

yakalanan yük hasil eder. Bu da e ik voltajında bir de i ime neden olup, toplam doz, 1 nılama sırasında veya 1 nılmadan sonra ölçülebilir. yonize radyasyon SiO<sub>2</sub> tabakasını geçerse, elektron- bo luk çifti olu ur. Bo luklar (+ yüklü) Si/SiO<sub>2</sub> ara yüzeyinde tuza a yakalanır. E er gate elektrodunda negatif voltaj var olursa MOSFET boyunca bir akım geçer. Bu durumda MOSFET “ON” dur. Bu voltaj, absorplanan dozun lineer fonksiyonudur. Okside penetre olan iyonize radyasyon, kalıcı olarak tuzaklara yakalanan bir yük olu turur ve sonuç olarak e ik voltajında bir de i iklik ortaya çıkar. ntegre doz, 1 nılama sırasında veya daha sonra ölçülebilir (12).

Mega voltaj huzmeler için enerji düzeltmesi gerekmez ve tek kalibrasyon faktörü kullanılabilir. Diyotlar gibi, tek MOSFET’ler sıcaklık ba ımlılı ı sergilerler. Fakat bu etki özel tasarımlanmı çift MOSFET detektör sistemiyle a ılabilir. Genel olarak total absorbe doz ile lineer olmayan bir cevap sergilerler. Ancak, belirli bir ömürde MOSFET’ler uygun lineerlikte kalırlar. Cevapları 1 nılmadan sonra hafifçe kayar. Bu nedenle okumalar 1 nılmadan belli bir süre sonra okunmalıdır. MOSFET’ler rutin hasta doz verifikasyonu gibi in-vivo ölçümlerde, fantom ölçümlerinde, brakiterapide, tüm vücut 1 nılmalarında (TBI), YART ve SRC (stereotaktik radyocerrahi) de birkaç yıldır kullanılmaktadır (12).

### **2.6.6 Jel Dozimetri**

Jel dozimetri, relatif doz ölçümleri için tek 3 boyutlu dozimetri olup aynı zamanda 3 boyutlu geometride absorbe dozun ölçülebildi i bir fantomdur. Hemen hemen doku e de eridir ve istenen ekilde hazırlanabilir. 2 tipe ayrılır;

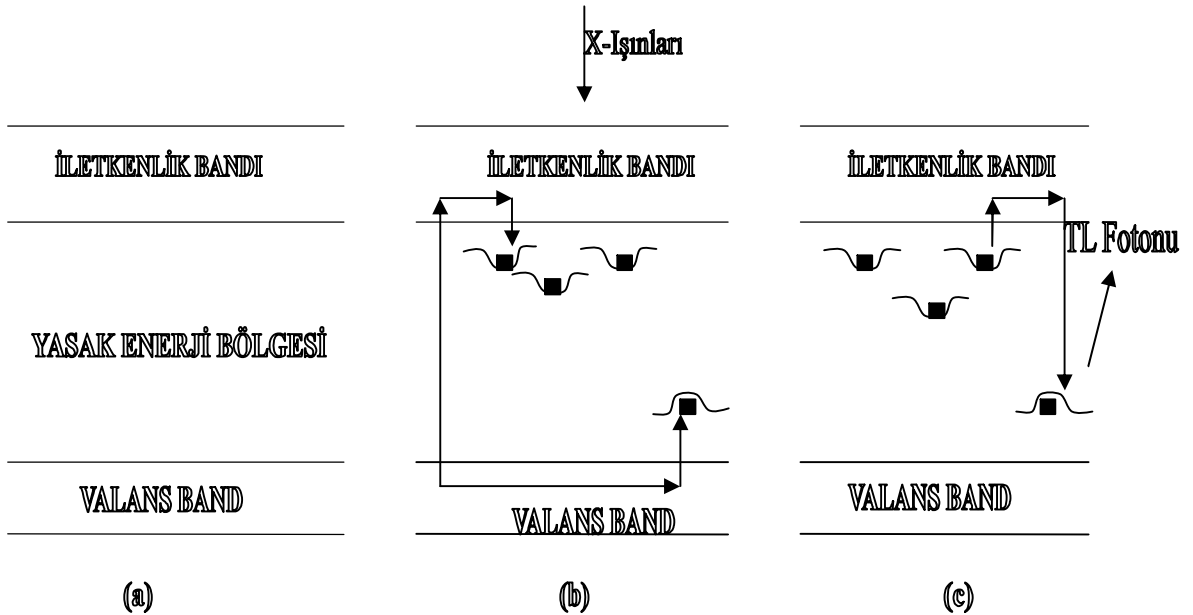
- Fricke dozimetriye dayanan Fricke jel,
- Polimer jel

Fricke jelde, Fe<sup>+2</sup> iyonları jelatin ve agarose’da da ılımtır. Radyasyona ba lı de i iklikler, radyasyonun direkt absorpsiyonuna veya sudaki serbest radikallerle olur. Radyasyon altında Fe<sup>+2</sup> iyonları Fe<sup>+3</sup> iyonlarına dönü ür ve paramagnetizma özelli i gösterirler. Bu da MR (magnetik rezonans) relaksasyon oranları kullanılarak ölçülebilir. Kompleks klinik vakalarda; YART’ de 3 boyutlu doz da ılımlarının elde edilmesine olanak sa lar (13).

## 2.6.7. Termolüminesans Dozimetri

### 2.6.7.1. Termolüminesans ve İmmaj Enerjisi

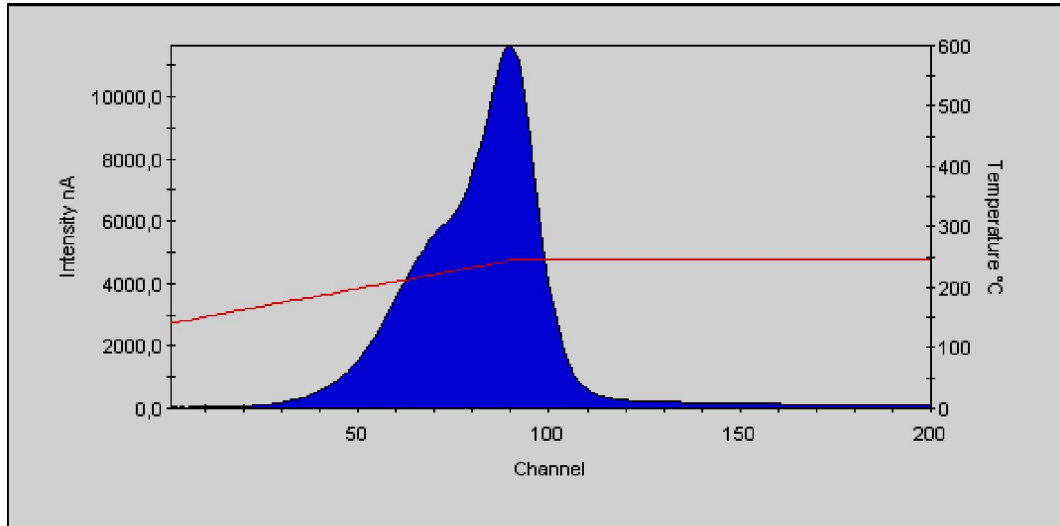
Termolüminesans; kristale verilen enerjinin, kristal ısıtıldı ı zaman optik radyasyon halinde geri yayınlanması olarak tanımlanır. “Tek kristal” yapıya sahip bir katının enerji band yapısı ekil-2.4 (a)’da görülmektedir. Burada valans bandı ba lı durumda bulunan, iletkenlik bandı ise kristal örgü içinde serbestçe hareket edebilen tüm elektronları içermektedir. iletkenlik bandı ile valans band aralı nda, kuantum teorisine göre yasaklanmı olmasına ra men kristaldeki yapı bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların bulunundan dolayı meydana gelen ara enerji durumları vardır. Bu ara enerji durumları holler veya elektronlar için tuzak olarak davranmaktadır. Kristalin radyasyon ile uyarılması sonucu bu ara durumlara geçen holler veya elektronlar ekil-2.4(b)’de görüldü ü gibi bu tuzaklara yakalanırlar. Bu eklede uyarma enerjisinin büyük bir kısmı kristalde depo edilmi olur. Kristal ısıtılınca, tuzaklanmı holler veya elektronlar tuzaklardan kurtulur ve daha dü ük enerji durumlarına dönerken enerji farkını ık fotonu olarak dı arı yayarlar ( ekil-2.4(c)). Kristalden yayımlanan ık miktarı tuzaklardaki elektron ve hollerin sayısı ile orantılıdır. Yayımlanan ık miktarının ölçülmesi ile katının so urdu u radyasyon ölçülmü olur (12).



**ekil 2-4 (a)** Tek kristal yapıya sahip katının enerji band diyagramı. **(b)** Radyasyon ile uyarılan kristalde olu an serbest elektronlar ve hollerin tuzaklanması. **(c)** Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmı elektronların daha dü ük enerji durumlarına dönmeleri halinde ık fotonu yayınlanması



Dozimetre; radyoaktif kaynaktan veya x-1 ını kaynaklarından çıkan 1 ınları ve bu kaynaklar çevresinde çalı an insanların aldıkları radyasyon miktarını tayin etmeye yarayan bir düzendir. Bu düzeneklerden, temeli termolüminesansa dayananlara termolüminesans dozimetre (TLD) denir. Bu tip dozimetrelerin esas ı yukarıda anlatıldı ı gibi, x-1 ınları veya radyoaktif kaynaklardan çıkan 1 ınlarla 1 ınlanan, termolüminesans özellik gösteren kristalin bir miktar enerji so urması ve ısıtılınca bu enerjiyi optik radyasyon (termolüminesans ı ıma) eklinde geri yayınlaması olayına dayanır. Termolüminesans ı ıma iddeti, zamanın veya sıcaklı ın fonksiyonu olarak çizilebilir. Buna da TLD'nin **ı ıma e risi** ( ekil-2.5) denir. Bu e rinin eklini etkileyen en önemli faktörler; kristalin türü, ekli ve büyüklü ü, ı ınlama düzeyi, ı ıma hızı, radyasyon tipi, kristalin fırınlanması, ı ınlanıp okunması arasında geçen ve kullanılan kayıt aletidir. I ınlama e risinde kristal tuzaklarının farklı enerji seviyelerinde bulunmalarından dolayı, birden fazla pik olabilir. Dolayısıyla piklerin sayısı kullanılan kristale ba lıdır. E rinin altında kalan toplam alan ise kristalin maruz kaldı ı radyasyonla ve aynı zamanda ısıtıldı ında yaydı ı ı ık miktarıyla orantılıdır. Bütün kristaller, sıcaklı a ba lı olarak termolüminesans özelliklerinde bazı de i iklikler gösterirler (12).



**ekil 2-5** Çalı mada kullanılan TLD100 için ı ıma e risi

Radyasyona kar ı duyarlılıklarını arttırmak ve bütün tuzaklarını bo altarak tekrar kullanılmasını sa lamak için kristallerin fırınlanmaları zorunludur. Fırınlama i lemi, ı ınlamadan önce ve sonra olmak üzere iki türüdür. Kristal ı ınlamadan önce radyasyona duyarlılı ı arttırmak, ı ınlandıktan sonra (okumaya geçmeden önce) ise istenmeyen TL sinyallerini ortadan kaldırmak için fırınlanır (12).

TLD olarak kullanılan kristallerden bazıları lityum fluorit (LiF), kalsiyum fluorit (CaF<sub>2</sub>), mangan ile aktive edilmiş kalsiyum fluorit (CaF<sub>2</sub>:Mn), kalsiyum sülfat (CaSO<sub>4</sub>:Mn), lityum baret ve alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) dir. Bunlar arasında en yaygın kullanılanı etkin atom numarası dokuya e de er olan LiF kristalidir. Dokunun etkin atom numarası 7.42, LiF'ün ise 8.14'dür. Ayrıca LiF (TLD-100) kristalinin ı nılama dozuna cevabı 10 mR ile 1000 R arasında do rusaldır, 30 keV ile 1 MeV arasında radyasyona verdi i cevap farkı ~%1.25 ve oda sıcaklı ında dozimetri piklerinde görülen azalma yılda yakla ık %5'dir. Bununla birlikte dü ük doz çalı malarında, tuzakları bo altmak ve dü ük sıcaklık piklerini ortadan kaldırmak için uzun süreli yüksek sıcaklık fırınlamalarına gerek yoktur. Bu çalı mada fosforu ı nılamadan önce ve okumadan sonra tekrar kullanmak için 400 °C'de 1 saat, dü ük sıcaklık piklerinin etkisini azaltmak için ise, okumadan önce 100 °C'de 12 saniyelik fırınlama zamanlarının uygun oldu u saptanmı tır. Deneylerde fırınlama sıcaklı ından itibaren so uma hızının; ı nıma e risinin mutlak ve ba ıl yüksekli ini etkiledi i ve hızla so utmada istenmeyen dü ük sıcaklık piklerinin büyüklü ünün önemli derecede arttı ı, yava so uma da ise, ı nıma e risindeki bütün piklerin yüksekli inin hızlı so utma durumundakilere kıyasla çok daha dü ük oldu u gözlenmi tir. Tüm bunlar göz önüne alınarak fırınlama sırasında TLD kristalleri ortam sıcaklı ından 400 °C' ye çıkana kadar 100 °C'ye 12 sn, 300 °C'ye 30 sn, 400 °C'de 1 saat ve oda sıcaklı ına tekrar geri dönebilmesi için 20 dakika süreler tanımlanır. yon odasının kullanılmadı ı yerlerde TLD avantajlıdır (12).

### **2.6.7.2. TLD Uygulama Alanları**

1. Radyoterapi uygulamaları
  - a. n-vivo dozimetri
  - b. Randofantomda kritik organ dozunu belirlemek için
  - c. Tüm vücut ı nılaması esnasında doz ölçümlerinde,
2. Bilgisayarlı tomografi kalite kontrol ölçümlerinde,
3. Ki isel radyasyon korunmasında,
4. Radyodiagnostik uygulamaların kontrollerinde kullanılır (12).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. GEREÇLER

Kullanılan bütün araç ve gereçler kobalt-60 teleterapi cihazı hariç Uluda Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezine aittir.

##### 3.1.1. Kobalt - 60 Teleterapi Cihazı

Çalışmamızda Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesine ait Kobalt-60 teleterapi cihazı (CIS-B10, CYRUS, 1996) (ekil 3.1) TLD'lerin kalibrasyonu amacıyla kullanıldı. Co60 radyoaktif kaynak içeren cihazda kullanılan kaynak çapı 2 cm olup Co60 enerjileri 1.17 ve 1.33 MeV olan iki gamma fotonu yayarak Co59'a dönüşür (15). Yarı ömrü 5,27 yıldır. Terapi



kafası kurun kılıf içine yerleştirilmiş Co60 kaynak içermekte olup  $\pm 180^\circ$ 'lik açı ile hareket etme yeteneğine sahiptir. Kaynak-aks mesafesi (SAD) 80 cm olup cihazda birbirinden bağımsız hareket eden iki kolimatör sistemi bulunur. Kolimatör alan boyutları 3.5x3.5 cm'den 32x32 cm'ye kadar açılabilir. Co60 fotonları için Dmax derinliği su ve yumuşak dokular için 0,5 cm'dir (14).

**ekil 3-1** Kobalt -60 cihazı

##### 3.1.2. Lineer Hızlandırıcılar

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



**ekil 3-2** SIEMENS Mevatron Lineer Hızlandırıcı Cihazı

### 3.1.3. Konvansiyonel Simülator Cihazı



**ekil 3-3** SIEMENS marka konvansiyonel simülator

SIEMES MEVASIM (SIEMENS AG, FRANCE, 1994) marka tedavi simülatorü, diagnostik x-1 inı tüpü kullanılan, ( ekil 3.3) geometrik, mekanik ve optik özellikleri ile tedavi ünitesinin taklidi olan bir sistemdir. Simülatorün ana fonksiyonu ı nlanacak volümü belirleyen tedavi alanlarının görüntülenmesi ve i aretlenmesidir. 40x40 cm ile 1x1 cm simetrik alanlar açılabilen kolimasyon sistemine sahip cihazın kolimatörleri asimetric olarak da açılabilir. Cihaz kafasının yukarı a a ı hareketiyle farklı SSD'lerdeki tedavi cihazlarına uygun simülasyon uygulaması yapılabilmektedir.

### 3.1.4. Bilgisayarlı Tomografi-Simülator Ünitesi



**ekil 3-4** Siemens SOMATOM Emotion Duo marka Bilgisayarlı Tomografi Simülator (BTS) Ünitesi

Siemens SOMATOM Emotion Duo bilgisayarlı tomografi ve simülator ünitesi 45x153 cm boyutlarına kadar alan taraması yapabilen, +/- 30<sup>0</sup> gantry dönüüne sahip, gammex 3D laser sistemli, 1mm ye kadar ince kesit alabilen bilgisayarlı tomografi cihazıdır. Cihaz yazılımında bulunan simülasyon özellikleri ve DICOM haberleşmesi sayesinde TPS ile haberleşen cihaz 3D simülasyon için tasarlanmıştır.

### 3.1.5. Alderson Rando Fantom



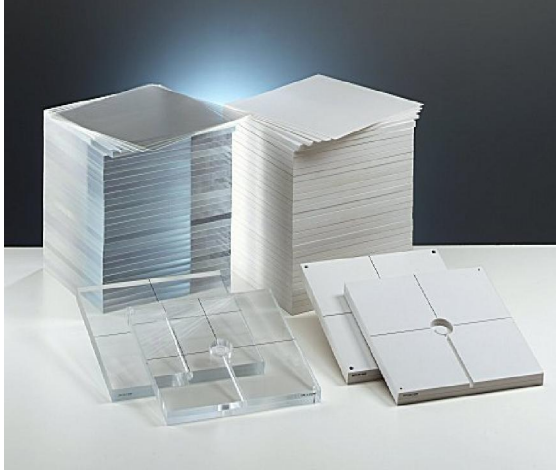
**ekil 3-5** Alderson Rando Fantom

Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan e de eri olan fantomlar kullanılmaktadır. İnsan e de eri olan fantomlardan en bilineni 30 yılı aşkın bir süredir kullanılan ve tüm dünyadaki sayıları yaklaşık 2000 olan Alderson Rando Fantomlarıdır ( ekil 3.5 ). Rando materyalleri radyasyon emilimi açısından, foton ve elektronlar için insan dokularına e de eridir. Bu e de erilik, en düşükten en yüksek enerji düzeylerine kadar bütün aralığı içermektedir. Dokular ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden olan rando plastikten oluşmuştur. Fantom kalınlıkları 2,5 cm olan 32 adet yatay kesite ayrılmıştır. Her bir kesitte içindeki

tıplar çıkarıldığında TLD yerleştirilmeye elverişli hale gelen delikler bulunmaktadır (16).

Rando plasti i, radyasyon ve fiziksel de i imlere kar ı çok duyarlıdır. Çalı mamızda, Anderson firmasınınca radyoterapi merkezlerinde doz ölçümleri için kullanılmak üzere üretilen 100 cm uzunlu unda ve 50 kg a ırlı ındaki kadın fantom, kullanıldı.

### 3.1.6. Katı Su Fantomu



**ekil 3-6** Katı Su Fantomu

referans materyal sudur. Ancak pratik bir yöntem olmadı ından dolayı genellikle su yerine su e de eri fantom materyali kullanılır. Dozimetrik olarak e de er materyalin anlamı her iki materyalde foton ve elektronların so urulması ve saçılmasının aynı olması demektir.

### 3.1.7. Elektrometre



**ekil 3-7** PTW Unidos marka elektrometre

Yo unlu u  $1,045\text{gr/cm}^3$ , elektron yo unlu u  $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$  olan PTW marka RW3 katı su fantomu beyaz polystrenden  $30 \times 30 \text{ cm}$  ve  $40 \times 40 \text{ cm}$  boyutlarında 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar eklindedir ( ekil 3.6).

Kullanılan iyon odalarına göre uygun delikler içerir (17). Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresinde standart

Cihazın out-put de erlerinin ölçümünde kullanılan PTW Unidos elektrometre; R, R/dak, Gy, Gy/dak, Sv/saat; amper ve coulomb cinsinden doz, doz iddeti ve akım de erlerini okuyabilen bir dozimetridir. Polarite voltajı 0 - 400 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için de erler girilebilmektedir. Foton için ölçüm aralı ı 70 kV - 40 MV'tur. Elektron demetlerinde ise 50 MeV enerjiye kadar ölçüm yapılabilmektedir.

### 3.1.8 Farmer Tipi Silindirik İyon Odası



**ekil 3-8** PTW 30001 0,6cm<sup>3</sup> farmer tipi iyon odası

Doz ölçümlerinde kullanılan PTW marka farmer tipi iyon odası 21.2 mm iç uzunluk ve 3.05 mm iç yarıçapa sahiptir ( ekil 3.8). Duvar materyali PMMA (Poli Metil Metakrilat) yoğunluğu 1.19 g/cm<sup>3</sup>) ve grafit karışımından yapılmış olup alüminyumdan olan elektrodunun çapı 1 mm, uzunluğu 21.9 mm'dir (18).

### 3.1.9. Planlama sistemi

CMS XiO planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu ve yoğunluk ayarlı eksternal radyoterapi (YART) ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir sistemdir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları fotonları için Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT) standard superposition, FFT convolution, elektronları için 3-D pencil beam'dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır. Tedavi planlama sistemi brakiterapi doz planlamalarını da yapabilmektedir.

### 3.1.10. Cerrobend Alaımı

Koruma blokları radyasyona karşı etkin soğurma gösteren farklı malzemelerden yapılabilirler. Kurunun erime sıcaklığı 327 °C, 20 °C'de yoğunluğu 11.35 /cm<sup>3</sup>, ve Co-60 için yarı de er kalınlığı 1,02 cm'dir. Blok malzemesi olarak cerrobend (Lipowitz alaımı) tercih edilir. Cerrobend'in kuruna göre en büyük avantajı kurunun erime sıcaklığı 327 °C iken cerrobend'in 70 °C'de erimesi ve kolaylıkla istenilen şekilde, kalıplara dökülebilmesidir. Bu alaımın 20 °C'de yoğunluğu 9.4 g/cm<sup>3</sup> dür. Yapısında % 50 bizmut (Bi), % 26.7 kurun (Pb), % 13.3 kalay (Sn), % 10 kadmiyum (Cd) bulunur (19).

### 3.1.11. Termolüminesans Dozimetre (TLD)



**ekil 3-9** TLD-100 yongaları

Bu çalı mada beyaz teflon ile kaplanmı 0.5x3x3 mm boyutlarında 100 adet TLD yongası, üzerlerinde karı maların engelleyen harf ve sayılardan olu an kodlanmı küçük TLD cepleri içerisinde, kullanılmı tır.

### 3.1.12. TLD Okuyucu



**ekil 3-10** Harshaw 3500 TLD okuyucu

Kullanılan dozimetre yongası yo unlu u  $2,64 \text{ gr/cm}^3$  olan TLD-100'dür ( **ekil 3.9** ). Foton etkin atom numarası 8,2 olup Li, F, Mg, Cu ve P atomlarından olu ur. Ana ı ıma piki sıcaklı ı 190 – 210 °C 'dir. Fırınlama sıcaklı ı 400°C' de 60 dakikadır. Optik ı ıma piki 400 nm'dir. Normal çevre sıcaklı nda dozimetri pikinin doz kaybı 3-12 ayda % 5-10' dur. Fiziksel ekil olarak mikro çubuk, teflon kaplı pul, kare mikro çubuk, yuvarlak mikro çubuk ve toz biçimlerinde bulunabilmektedir. Kimyasal karalı yapıya sahip TLD'ler için uygun so urulan doz aralı ı  $1\mu\text{Gy}$ ' den 10 Gy'e kadardır (12).

Doz okunmasında kullanılan Harshaw (Thermo Electron Corporation, 3500, USA) marka okuyucu, ( **ekil 3.10** ) TLD için özel hazırlanmı bir program olan, WinREMS'in yüklü oldu u bir bilgisayara ba lanmı tır. WinREMS okuyucudan aldı ı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz de erlerini ve ı ıma e rilerini olu turup analiz eden ve hafızaya alabilen bir programdır. Okuyucunun temel çalı ma prensibi termolüminesans



olayıyla ortaya çıkan TL fotonların olu turdu u gerilimin, optiksel filtreden geçtikten sonra, ölçülmesidir. Radyasyon iddeti, cinsi ve süresiyle orantılı olarak de i en termolumnisan ı ımanın olu turdu u akımın iddeti sayısal olarak okunur ve ı ıma e risi çizilir.

### 3.1.13. TLD Fırını



**ekil 3-11** Könn marka TLD fırını

Dozimetri fırını TLD yongalarını tavlama için kullanılır. Kullanılan dozimetri fırını termosoft programı sayesinde istenilen her TLD için fırınlama yapabilme özelli ine sahiptir. Aynı anda 3 adet TLD tablasını fırınlama özelli ine sahiptir (**ekil 3.11**). Termosoft programıyla TLD-100H için olu turulan tavlama i lemi, oda sıcaklı ından ba lanarak 400°C'e kadar ısıtılma, 400°C'de 60 dakika bekleme ve oda sıcaklı ına kadar so utulma i lemlerinden olu ur.

## 3.2. YÖNTEM

### 3.2.1. Termoluminesans dozimetri (TLD) Kalibrasyonu

TLD'lerin kalibrasyon i lemi çiplerinin duyarlılı ını gösteren ECC (Element Correction Coefficient) ve okuyucudan alınan, nC (nano Coulomb) cinsinden, fototüp akımını so urulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan dönü üm katsayısı RCF (Reader Calibration Factor)'nin bulunmasıdır. Tüm TLD çipleri aynı duyarlılıkla üretilmedi i için, aynı miktarda radyasyon so urmalarına kar ın okuma sırasında farklı miktarda ı ıma yaparlar. Bu farklılı ı ortadan kaldırmak için her çipe bir a ırlık faktörü (ECC) verilir. Okuyucunun, ı ık iddetini so urulan radyasyon miktarı cinsinden verilmesi için RCF' nin bilinmesi gerekir. RCF katsayısının bulunması için öncelikle RCF'nin bulunmasında kullanılacak olan TLD çiplerinin ECC katsayılarının bulunması gereklidir. Bunun için öncelikle 70 adet TLD-100 çipi TLD fırınında 400 °C'de 1 saat süre ile tavlama i leminden geçirildi. Daha sonra kullanılan 70 adet TLD-100 çipi Lineer Akselaratörde katı su fantomu kullanılarak, 6MV

foton enerjisinde 20x20 cm alanda, 1,5 cm derinlikte her birine 100 cGy verilecek şekilde 1 inlandı. Daha sonra TLD-100 çipleri TLD okuyucusunda okundu.

ECC katsayıları  $\pm 1\%$  içerisinde kalan TLD-100 çipleri TLD okuyucusuna ait RCF katsayısının bulunması için ayrıldı. Pratik olarak her TLD'nin absorbe ettiği doz 100 cGy olması gerekirken, TLD okuyucusuna, TLD'lerin kristal yapısına ve 1 inlama sırasında set-up hatalarına bağlı çeşitli nedenlerle TLD'lerden okunan dozlar 100 cGy'den  $\pm$  sapmalar göstermektedir. Limitler içinde kalan TLD'ler sırası bozulmadan RCF katsayısının bulunması için bu kez Kobalt-60 cihazında katı su fantomu kullanılarak, 20x20 cm alanda, 0,5 cm derinlikte her birine 100 cGy verilecek şekilde 1 inlandı. Ayrıca aynı şartlarda iyon odasıyla havada da ölçüm alındı. Daha sonra TLD-100 çipleri TLD okuyucusunda okundu. Havada da okunan doz değeri programa girilerek okuyucu için RCF katsayısı belirlendi. Ardından dozimetrik ölçümlerde kullanılacak TLD'lerin ECC katsayılarını bulmak için 100 adet TLD çipi her biri 100 cGy olacak şekilde tekrar 1 inlandı.  $\pm 5\%$  içinde kalan TLD çipleri ölçümlerde kullanılmak üzere ayrıldı. ECC değeri her bir TLD'nin karakteristiğini gösterir. Bu nedenle fırınlama ve doz ölçümleri sırasında TLD'lerin sıralamalarının karıştırılmaması gerekir.

### 3.2.2. Randofantomun Simülasyonu



**ekil 3-12** Rando fantomun simülasyonu

#### 3.2.2.1. Sabitleme

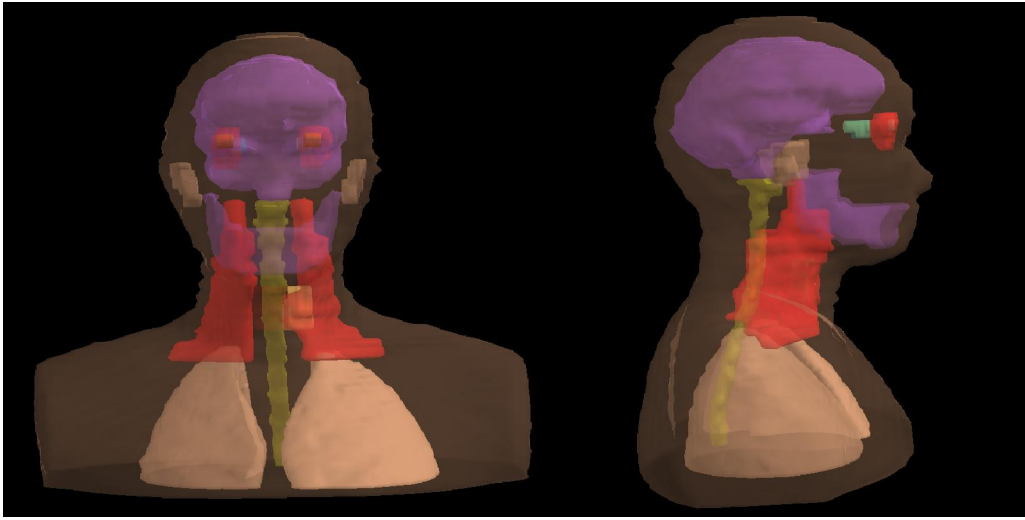
Ölçümlerde kullanılan insan ve de eri Alderson rando fantomunun başından göğüs hizasına kadar olan kısmı (15 kesit) bu çalışmada için kullanıldı. Kesitlerin her biri 2,5 cm kalınlığında olan fantomun toplam uzunluğu 100 cm idi. Simülatör masasına yatırılan fantomun boyun ve bel bölgelerine destekleyici köpük kondu. Böylece fantom kesitlerinin ayrılmadan sabit kalması sağlandı. Fantom için termoplastikten yapılmış özel maske hazırlandı.

### 3.2.2.2. Bilgisayarlı Tomografi Çekimi

Fantom tedavi pozisyonunda tomografi görüntüleri alınmak üzere cihazın masasına yatırılıp maskesi takıldı. Görüntülerin başlangıç noktalarının belirlenebilmesi için laterallere ve mediale kurun bilyeler yapıldı. İmlanlanacak volüme uygun olarak 0,5 cm aralıklarla spiral görüntüler alındı ve bu görüntüler konturlama bilgisayarına aktarıldı.

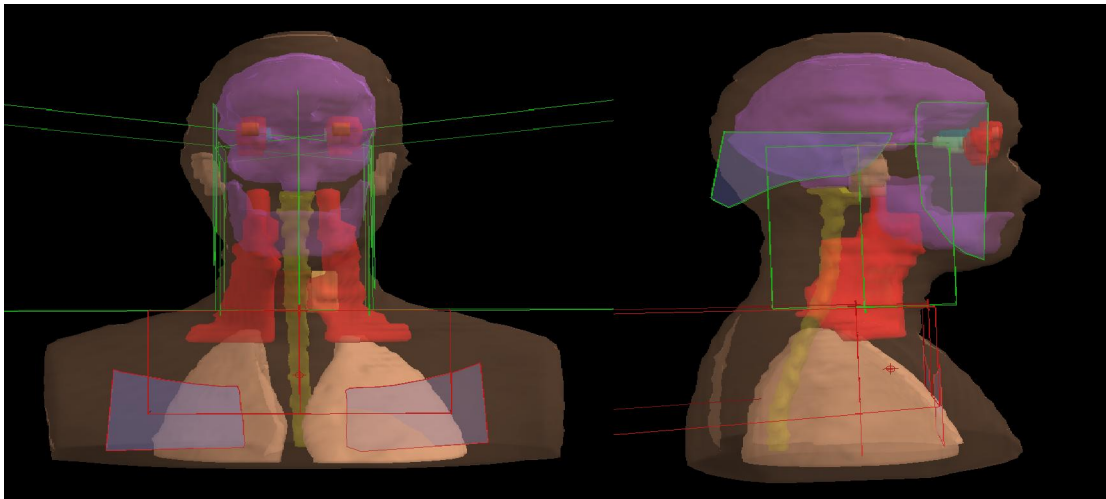
### 3.2.3. Tomografi Görüntülerinin Konturlanması

Tomografi kesitlerine anatomik yapılar bir radyasyon onkoloğu yardımıyla konturlandı. Fantom üzerinde hipofarenks tümörü varsayılarak GTV ve CTV oluşturuldu.



**ekil 3-13** Hedef hacim ve kritik organların BT kesitleri üzerinde konturlanması.

### 3.2.4. Sanal Simülasyon ve Bilgisayarlı Tedavi Planlaması



**ekil 3-14** Asimetrik kolimasyon tekniği ile ortogonal tedavi alanlarının gösterimi.

Konturlama bilgisayarından BTPS'ne aktarılan görüntüler üzerinde sanal simülasyon yapıldı. Konvansiyonel asimetrik kolimasyon tekni iyle birincil ı nılama için klinik hedef volümlere uygun olarak ortogonal alanlar belirlendi. Dikdörtgen ekilli bu alanlar üzerine CTV'yi kapsayacak ve normal dokuları koruyacak ekilli koruma blokları çizildi. Bu ilk tedavi volümünden sonra ikincil klinik hedef volüme uygun ve medulla spinalisi koruyan boost (ek doz) alanları (foton-elektron kombinasyonu) sanal ortamda simüle edildi. Her iki planlama üzerinde birer fraksiyonluk (200 cGy) dozlar verilerek alanlar ve dozlar için bilgisayar çıktıları alındı.

#### **3.2.4.1. Blokların Hazırlanması ve Konvansiyonel Tedavi Simülasyonu**

BTPS'den alınan blok çıktılarına göre köpükler üzerinde serobend korumaların kalıpları çıkarıldı. Hazırlanan kalıpların içi eritilmiş haldeki serobend ala ım ile doldurularak so umaya bırakıldı. Yeterli katılı a eri inceye kadar so utulan serobend bloklar köpük kalıplardan çıkarılarak cihazlar için özel üretilen pleksiglas tepsiler üzerine, blok çıktılarına uygun olarak monte edildi.

Fantom BT-S M'de kullanılan sabitleme gereçleriyle birlikte aynı pozisyon verilerek konvansiyonel simülatöre alındı. BTPS'nden alınan dijital rekonstruktif radyografiler kullanılarak sanal simülasyonda belirlenen alanlar floroskopi yardımıyla, koruma blokları kontrol edilerek, fantom üzerine çizildi.

#### **3.2.5. TLD'lerin yerle tirilmesi**

Randofantom içinde olu turulmuş bo luklara kullandığımız TLD tipine uygun yapılmış TLD tutucular radyasyon onkolo u ile beraber belirledi imiz hedef volümler ve korunması gereken kritik organlar içinde belirlenen noktalara takıldıktan sonra içlerine TLD'ler yerle tirildi. İlk 3 alan ı nılamasında, supraklavikuler alana 4 adet, medulla spinalise 5 adet, trakeaya 4 adet, alt spinal lenf nodlarına 4 adet, hipofarenkse 2 adet, parafarengeal lenf nodlarına 2 adet, orta kula a 2 adet, beyin sapına 2 adet, parotislere 2 adet, üst juguler lenf nodlarına 2 adet, lenslere 2 adet ve asimetrik merkeze 3 adet olmak üzere, toplam 36 adet TLD kullanıldı. Boost ı nılamasında ise supraklavikuler alan, asimetrik merkez ve lenslerdeki TLD'ler çıkarılarak, kalan TLD'lerle beraber, foton-elektron çakı ma noktalarına 3'er adet olmak üzere, 30 adet TLD kullanıldı.

### 3.2.6. Lineer Hızlandırıcıda İmlama

Lineer hızlandırıcıda simülasyon pozisyonunda olduğu gibi rando fantom masaya yerleştirilerek laser noktalarının oturması sağlandı. Daha sonra maskesi takılarak SSD ölçümü yapılan fantom üzerine belirlenen alanlar BTPS’de yapılan sanal tedavi simülasyonuna uygun enerjide huzmelerle, imlandı. İlk a amadaki ortogonal asimetric alanlar imlanırken alan merkez akslarına, 3 adet, boost alanları imlanırken foton-elektron çakı ma çizgilerine 3’er adet TLD, yüzeyel olarak, yerleştirildi. Foton alanları 6 MV ve elektron alanları 8 MeV ortalama enerjilerindeki huzmelerle imlandı. İmlama i lemleri, TLD okumalarında ortaya çıkabilecek hataların en aza indirilmesi amacıyla 5 farklı günde, 5 kez tekrarlandı.

### 3.2.7. TLD’lerin okunması

Daha önceden tanımlandığı gibi, gruplanan ve her birine numara verilen, TLD’ler sıralamaları bozulmadan ve imlamadan sonra en az 10 saat bekletilerek, TLD okuyucusuna yerleştirildi. TLD’lerin tek tek ve her birinin numarası girilerek yapılan okuma i leminin ardından, imlama e rileri olu turuldu. Bu e riler okuma programında de erlendirilerek so rulan doz hesaplandı. BTPS’nde hesaplanan dozlarla ölçülen dozlar karşılaştırılarak tablo olu turuldu. Her nokta için de erler arasındaki farklar ve bunların yüzdelik de erleri hesaplandı.

### 3.2.8. Hata Hesaplaması

İmlanan Tld’ler okunduktan sonra BTPS’den elde edilen doz de erleriyle karşılaştırıldı ve a a ıda verilen formülle yüzde hata hesaplaması yapıldı.

$$\% \text{ hata} = \left[ \frac{\text{BTPS doz} - \text{TLD doz}}{\text{BTPS doz}} \right] * 100$$

## 4. BULGULAR

BTPS'nde hesaplanan ve yapılan 1 mlama sonrası TLD'lerle ölçülen dozlarla bunların arasındaki farklar tabloda verilmiştir. Tablonun geneline bakıldığında hesaplanan ve ölçülen dozlar arasında uyum olduğu görülmektedir.

İlk a amada tanımlanan 200 cGy'lik doz için hipofarenkste belirlenen iki nokta için hesaplanan dozlar 207,2 ve 206,9 cGy iken ölçülen 203,6 ve 203,4 cGy idi. Aradaki fark %1,74 ve 1,68 olup kabul edilebilir sınırlar içindedir. Lenf nodları için belirlenen noktalardan hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki en yüksek fark alt spinal lenf nodu noktasında (6,8 cGy; %3,59) hesaplandı. Supraklaviküler alandaki dört noktada hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki maksimum fark %1,85 olarak bulundu. Kritik organlarda hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki en yüksek farklar medulla spinaliste 5,5 cGy (%3,21), beyin sapında 0,2 cGy (%1,57), parotiste 1,7 cGy (%1,23), optik sinirde 0,3 cGy (%3,13), orta kulakta 0,2 cGy (%1,08) ve lensler 0,1 cGy (%5,88) idi. Merkez akslar üzerinde, asimetrik alanların çakı ma düzlemi ve aynı zamanda giriş-çıkış dozları arasındaki hesaplanan-ölçülen doz farkları %2,41 (3 cGy) olarak saptandı.

İkinci a amada (boost) medulla spinalis dozunu azaltmak için foton-elektron kombinasyonu kullanıldı. Konvansiyonel tedavide klinik olarak negatif olgularda supraklaviküler alan çıkartıldı ndan çalışmamızda da bu alan ı mlanmadı. Bu a amada tanımlanan 200 cGy'lik doz için hipofarenkste belirlenen iki nokta için hesaplanan dozlar 216,8 ve 216,3 cGy iken ölçülen 215,4 ve 213,3 cGy idi. Aradaki fark %0,65 ve 1,39 olup kabul edilebilir sınırlar içindedir. Lenf nodları için belirlenen noktalardan hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki en yüksek fark parafarengeal lenf nodu noktasında (3,4 cGy; %2,69) hesaplandı. Kritik organlarda hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki en yüksek farklar medulla spinaliste 0,2 cGy (%1,65), beyin sapında 0,06 cGy (%2,31), parotiste 4,4 cGy (%2,51), optik sinirde 0,3 cGy (%2,73) ve orta kulakta 0,1 cGy (%0,93) idi. Foton-elektron çakı ma düzlemindeki hesaplanan-ölçülen doz farkları %2,4 (3 cGy) olarak saptandı.

Asimetrik 3 alan				Boost			
TLD Yerle imi	Ortalama cGy	BTPS cGy	% hata	TLD Yerle imi	Ortalama cGy	BTPS cGy	% hata
Medulla Spinalis	165,8	171,3	3,21	Medulla Spinalis	6,81	6,8	-0,15
S.Klavikuler bölge	196,3	196,5	0,10	Paratrakeal LN	180,2	181,8	0,88
S.Klavikuler bölge	198,3	199,8	0,75	Paratrakeal LN	180,8	181,7	0,50
S.Klavikuler bölge	204,4	202,4	-0,99	Medulla Spinalis	12,3	12,1	-1,65
S.Klavikuler bölge	198,7	195,1	-1,85	Paratrakeal LN	177,9	177,2	-0,40
Alt Spinal LN	186,1	185,7	-0,22	Paratrakeal LN	181,4	178,9	-1,40
Medulla Spinalis	188,7	187,8	-0,48	Alt Spinal LN	181,3	178,5	-1,57
Alt Spinal LN	182,7	189,5	3,59	Alt Spinal LN	172,4	174,2	1,03
Paratrakeal LN	200,8	201,2	0,20	Hipofarenks	215,4	216,8	0,65
Paratrakeal LN	198,3	200,7	1,20	Hipofarenks	213,3	216,3	1,39
Alt Spinal LN	186,7	193,3	3,41	Parafarengeal LN	122,9	126,3	2,69
Medulla Spinalis	199,1	199,7	0,30	Parafarengeal LN	157,9	161,7	2,35
Alt Spinal LN	179,7	183,3	1,96	Medulla Spinalis	13,8	14	1,43
Paratrakeal LN	202,5	205,5	1,46	Üst juguler LN	198,9	202,3	1,68
Paratrakeal LN	206,8	204,4	-1,17	Üst juguler LN	203,2	206,3	1,50
Hipofarenks	203,6	207,2	1,74	Parotis	176,9	179,3	1,34
Hipofarenks	203,4	206,9	1,69	Parotis	170,9	175,3	2,51
Parafarengeal LN	199,8	202,4	1,28	Medulla Spinalis	12,4	12,6	1,59
Parafarengeal LN	205,8	202,7	-1,53	Optik sinir	11,3	11	-2,73
Medulla Spinalis	197,1	201,3	2,09	Optik sinir	10,5	10,6	0,94
Medulla Spinalis	199,7	200,9	0,60	Orta kulak	12,1	12,2	0,82
Beyin sapı	12,8	12,9	0,78	Orta kulak	10,6	10,7	0,93
Beyin sapı	12,9	12,7	-1,57	Beyin sapı	2,33	2,3	-1,30
Orta kulak	18,7	18,5	-1,08	Beyin sapı	2,54	2,6	2,31
Orta kulak	16,1	16,2	0,62	F-E çakı ma	121,8	124,6	2,25
Optik sinir	9,9	9,6	-3,13	F-E çakı ma	123,2	125,1	1,52
Optik sinir	9,09	9,1	0,11	F-E çakı ma	123,9	126,3	1,90
Üst juguler LN	191,3	196,5	2,65	F-E çakı ma	123,6	125,9	1,83
Parotis	175,2	176,3	0,62	F-E çakı ma	124,5	126,2	1,35
Üst juguler LN	199,1	198,8	-0,15	F-E çakı ma	121,7	124,7	2,41
Parotis	188,8	186,5	-1,23				
Lens	1,6	1,7	5,88				
Lens	1,8	1,9	5,26				
Asimetrik merkez ön	39,3	39,5	0,51				
Asimetrik merkez ön	85,3	83,3	-2,40				
Asimetrik merkez ön	82,8	85,2	2,82				

**Tablo 1** TLD ölçüm sonuçları, BTPS de erleri ve hata oranları

## 5. TARTI MA VE SONUÇ

Radyoterapi bilgisayarlı planlama sistemlerinin doz hesaplama algoritma sürecinin kontrolü için çe itli dozimetrik ekipmanlar kullanılmaktadır. Bu ekipmanlar verilen radyasyon miktarını anlık ölçebilen sistemler olabilece i gibi so urulan dozun olu turdu u renk de i ikli i veya lüminisans özelli inin sonradan ölçülmesi esasına dayanan sistemler de vardır. Her iki durumda da durumda temel amaç BTPS’de hesaplanan dozun, belirli hata sınırları içinde, verilebildi ini göstermektir. Hedef volüm içinde tümör kontrolü için gereken dozun verilmesi ve kritik organlarda maksimum tolere edilebilen dozun altında kalınabilmesi istenilen sonucun alınması açısından hayati öneme sahiptir.

Konvansiyonel radyoterapi için kabul edilebilir hata payı ICRU (International Commission on Radiation Units) tarafından  $\pm 5\%$  olarak belirlenmiştir (20). Bloemen ve ark. total vücut ı nlanmasında TLD dozimetre ile aldıkları ölçümlerde tedavi planlama sistemiyle doz uyumunun  $\pm 3\%$  sınırları içerisinde oldu unu belirtmişlerdir(21). Essers ve Mijneer yaptıkları çalı mada bazı özel hasta grupları için yaptıkları ölçümlerde hata oranlarının  $\pm 3-10\%$  arasında de i ti ini bildirmektedirler (22).

Yaptı ımız çalı mada BTPS’de hesaplanan dozlarla TLD ile deneysel olarak ölçülen dozlar arasındaki farklar, lensler hariç,  $\pm 5\%$  sınırını içindeydi. Lens dozları termoplastik maskenin içine yerle tirilen TLD’lerin aldı ı dozlar olup primer ı m huzmesinden de il saçılmadan kaynaklanmaktaydı. Çok dü ük de erde olan bu dozlarda TLD’lerin duyarlılı ının az olması yada yerle tirme sırasında olu abilecek hatalardan kaynaklanabilir.

Asimetrik merkez akslarında birle me düzleminde baktı ımız giri -çıkı dozlarında BTPS ile fark  $3\%$ ’ün altındaydı. David ve ark’ları penumbra nedeniyle konvansiyonel simetrik teknikte alan birle imindeki dozlarda  $30-40\%$  a kadar de i meler oldu unu, bu nedenle foton-foton birle mesinde olu abilecek potansiyel sıcak ve so uk doz noktalarına dikkat edilmesi gerekti ini bildirmişlerdir (23). Kullandı ımız asimetrik alan merkez akslarından aldı ımız ölçümlerde doz farklarının kabul edilebilir sınırlar içinde olması asimetrik tekni in bu bölgedeki doz inhomojenitesini önlemede yardımcı oldu unu göstermektedir.



Radyoterapide tanımlanan volümler tümör yüküne göre düzenlenmiş olup GTV klinik ve radyolojik olarak saptanabilen hastalığı gösterirken, CTV olası mikroskopik yayılıma göre düzenlenmektedir. Klinik deneyimler makroskopik tümör yükünün ortadan kaldırılabilmesi için gereken optimum dozun 66-70 Gy, mikroskopik hastalığın kontrolü içinse 50-60 Gy olması gerektiğini göstermektedir (24). Klinik pratikte, hedef volüme BTPS’de öngörülen dozun kontrolü amacıyla, genellikle giriş-çıkış doz ölçümleri kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra randofantom içine yerleştirilen dozimetrik ekipmanlar da BTPS dozimetrik sürecinin kontrolünde önemli yer tutmaktadır. Çalışmamızda hedef volümler (GTV ve CTV) içine yerleştirilen TLD’lerle ölçülen ve BTPS’de hesaplanan dozlar arasında oldukça iyi bir uyum göstermekteydi (fark %3’ün altında).

Boost aamasında, en önemli, kritik organ medulla spinaliste ölçülen dozların uygunluğu radyasyonun geç etkileri açısından önemlidir. Medulla spinaliste oluşabilecek myelit hastasının yaamında geri dönüşsüz olumsuzluklara yol açabilir. Baş boyun kanserlerinde lokal kontrolü sağlamak amacıyla, tümör yüküne bağlı olarak, 50-70 Gy uygulanmakta olup bu dozlar medulla spinalis tolerans dozu olarak kabul edilen 44-46 Gy’in üzerindedir. Optimum sonuç alabilmek için tedavi sırasında, medulla spinalis korunarak, dozun tolerans sınırında kalması sağlanması gerekmektedir. Baş-boyun radyoterapisinde medulla spinalisin korunması için en fazla kullanılan tekniklerden birisi arka spinal bölgenin elektronla ınlanmasıdır (25).

Çalışmamızda medulla spinalisin korunması için ilk aamada asimetrik kolimasyon ve boost aamasında ise foton-elektron kombinasyonu kullanıldı. Toplam planlanan 23+10 fraksiyonluk doz göz önüne alındığında, verilen toplam doz 66 Gy iken ölçülen medulla spinalis dozları 41,45 - 47,33 Gy arasında değişmektedir. Martel ve ark. 3 alan asimetrik ınlama ve ardından foton elektron boost ınlaması sonucunda toplam medulla spinalis dozlarını 48.9 - 55,9 Gy arasında bulmuşlardır (26). Kaya ve Ark. Yaptıkları çalışmada maksimum medulla spinalis dozlarını 43,99 – 49,54 Gy arasında hesaplamışlar ve 2 yıllık takip süresince hiçbir hasta da myelit bulgusuna rastlamadıklarını bildirmişlerdir. (25).

Foton-elektron kombinasyonunda alan birleşim çizgisindeki doz inhomojenitesi sorununu ortadan kaldırmak üzere çeşitli teknikler önerilmektedir. BTPS’de sorun noktaları önlemek için 0,5 cm’lik bir alanda alanların içiçe geçirilmesi en uygun doz dağılımını sağlar. Nihayet yaptığımız ölçümlerde de çakıma bölgesine yerleştirilen TLD’lerden okunan dozlar

BTPS verileriyle en fazla %2,41'lik fark göstermekteydi. Bu da kullanılan tekni in uygun oldu unu göstermektedir.

Dozimetrik süreç kontrolü randofantom yada hastalar üzerinde giri -çıkı dozlarına bakılarak da yapılabilir. Giri -çıkı dozları hem tedavi alanlarının uygunlu u hem de cihazların çalı ma performansları hakkında bilgi vermektedir. Böylece BTPS'de, hastaya verilmesi öngörülen dozun hesaplanmasında kullanılan dozimetrik süreç kontrol altında tutlmu olur. Essers ve Mıjnheer yaptıkları çalı ma sonucunda eksternal radyoterapi alan hastalar için:

1. Tedavi ba langıcında ve her alan, doz ve teknik de i iminde giri -çıkı dozlarına bakılmasını, e er bu ölçülen dozlar % 5 uygunluk sınırını a ıyorsa ara tırılması gerekti i,
2. Uygulanması planlanan farklı teknikler için rutin uygulamaya geçmeden, yapılacak in vitro ölçümlerden sonra, belirli sayıda hasta üzerinde düzenli giri -çıkı dozlarına bakılmasını,
3. Düzenli ölçümlerde hedef volümün alaca ı dozu daha do ru de erlendirmek açısından portal görüntüleme yapılmasını,
4. Tüm vucut ı nılmasında hedef volümün aldı ı dozu belirlemek amacıyla her fraksiyonda giri -çıkı dozlarının ölçülmesini,
5. Ayrıca riskli organlar üzerine de TLD yerle tilmesini,
6. Yüksek doz inhomojenitesinin oldu u durumlarda fotografik filmlerle portal doz ölçümü yapılmasını önermektedirler (22).

Sonuç olarak in vivo dozimetrik düzenekler modern radyoterapi merkezleri için vazgeçilmez kalite kontrol ekipmanlarıdır. Hem hasta dozlarının kontrolü açısından hemde çalı anların radyasyon güvenli i açısından önemlidir. Çalı mamızda hasta üzerinde olmasa da randofantom üzerinde bir tedavi süreci açısından dozimetrik kontroller yaptık ve bunların uygunlu unu ara tırdık. Aldı ımız sonuçlar BTPS ile sanal ortamda öngördü ümüz tedavinin pratik hasta tedavisine aktarılmasında kullandı ımız dozimetrik sürecin uygun oldu unu gösterdi.

## 6. KAYNAKLAR

1. TOPUZ E, AYDINER A, KARADEN Z AN. Ba -boyun ve tiroit kanserleri, Klinik onkoloji. stanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Yayınları, stanbul, sayfa 161-162,2006.
2. LEIBEL SA, PHILIPS TL. Textbook of radiation oncology. W.B. Saunders Company. Philadelphia, page 412-566, 1998.
3. PEREZ CA, BRADY LW. Principles and practice of radiation oncology. Lippincott-Raven. Philadelphia, page 897-1180, 1998.
4. ENG N K, ER EN L. Ba -boyun kanserleri. Nobel kitabevi, sayfa 303-322, 2003.
5. MILLION RR, CASSISI NJ. Management of head and neck cancer. Philadelphia, PA, JB Lippincott, sayfa 82-85, 1984.
6. SAILER SL, SHEROUSE GW, CHANEY EL, ROSENMAN JG, TEPPER JE. A comparison of postoperative techniques for carcinomas of the larynx and hypopharynx using 3-D dose distributions. Internatiol Journal of Radiation Oncology Biology and Physics, 21: 767-777,1991.
7. WILLIAMSON TJ. A technique for matching orthogonal megavoltage fields. Internatiol Journal of Radiation Oncology Biology and Physics, 5: 111-116, 1979.
8. ROSENTHAL DI, McDONOUGH J, KASSAEE A. The effect of independent collimator misalignment on the dosimetry of abutted half-beam blocked fields for the treatment of head and neck cancer. Radiotherapy and Oncology, 49: 273-278, 1998.
9. ROSENTHAL DI, McDONOUGH J, KASSAEE A. Shielding the spinal cord is necessary when junctioning abutting fields with independent collimation in head and neck radiotherapy. Internatiol Journal of Radiation Oncology Biology and Physics, 39: 1046, 1997.
10. KÜÇÜCÜK H. Ortogonal radyasyon alanları içeren ba -boyun tümörlerinin, asimetric kolime edilmi CO-60 ve 4 MV (X) 1 nları ile tedavisinde set-up hatalarının birle im bölgesine etkisi. stanbul Üniversitesi Sa lık Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 1999.
11. International comission on radiation units and measurements. Report 62, prescribing, recording and reporting photon beam therapy. (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
12. VAN DAM J, MARINELLO G. Methods for in vivo dosimeter in external radiotherapy. ESTRO, 2006.
13. KEM KLER G. Yarı iletken dedektörler. stanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, 2006
14. CIRUS Technical Manuel, 1996.
15. SIEMENS Linear Accelerator System Manuel, Volume 1, 2000.

16. Instruction Manuel of ART Phantoms, Radiology Support Devices.
17. Instruction Manuel of RW3 Solid Water Phantom, PTW Freiburg.
18. Instruction Manuel of 0,6 cm 3 Farmer – type Ionization Chambers, PTW Freiburg.
19. ALKAYA F. Koruma bloklarının doz parametrelerine etkisi. stanbul Üniversitesi Sa lık Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 1997.
20. International commision on radiation units and measurements determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. Report 24, ICRU, Washington, 1976.
21. BLOEMEN –VAN GURP JE, MIJNHEER JB, VERSCHUEREN TAM, LAMBIN P. Total body irradiation, toward optimal individual delivery: dose evaluation with metal oxide field effect transistors, thermoluminescence dedectors and a treatment planning system. Internatiol Journal of Radiation Oncology Biology and Physics, 69/4, page 1297–1304, 2007.
22. ESSERS M, MIJNHEER JB. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. Internatiol Journal of Radiation Oncology Biology and Physics, 43/ 2, page 245–259, 1999.
23. ROSENTHAL DI, McDONOUGH J, KASSAEE A. The effect of independent collimator misalignment on the dosimetry of abutted half-beam blocked fields for the treatment of head and neck cancer. Radiotherapy and Oncology, 49, page 273-278, 1998.
24. HELPERIN CE, PEREZ AC, BRADY WL. Perez and Brady’s principles and practice of radiation oncology. Lippincott Williams&Wilkins,5, page 958-974, 2008.
25. KAYA V, AKSU MG, KORCUM AF, TUNÇEL N. Radyoterapi uygulanan ba -boyun kanserli hastalarda medulla spinalis dozlarının incelenmesi. Türk Onkoloji Dergisi 24(1), sayfa 1-8, 2009.
26. MARTEL KM, EISBRUCH A, LAWRENCE ST, FRAAS AB, TEN HAKEN KR, LICHTER AS. Spinal cord dose from standart head and neck irradiation: implication for three-dimensionel treatment planning. Radiotherapy and Oncology, 47, page 185–189, 1997.

## **TE EKKÜR**

Çalı mamın tüm a amalarında yardımlarını esirgemeyen Uluda Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Ö retim Üyesi olan danı manım Prof. Dr. Z. Gökay KAYNAK ve Uluda Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi A.D. ba kamı Doç Dr. Lütfi ÖZKAN ba ta olmak üzere, ders aldı ım bütün ö retim üyelerine, çalı mam esnasında bana her türlü mesleki yardımlarda bulunan radyoterapi merkezi personeline ve ya amım boyunca bana destek olmaktan vazgeçmeyen aileme te ekkürü bir borç bilirim.

## **ÖZGEÇM**

1981 yılında Bursa'da doğdum. İlk ve orta dereceli eğitimimi tamamladıktan sonra Bursa Çınar Lisesi'nde lise öğrenimimi tamamladım. 1999 yılında Gaziantep Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümüne girdim ve 2005 yılında mezun oldum. 2006 Nisan – 2007 Nisan tarihleri arasında Topçu Astsubay olarak askerlik görevimi yerine getirdim. 2007 – 2008 güz döneminde Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde açılan Tıbbi Radyofizik yüksek lisans programına başladım. Başladığım günden bu yana volenter olarak Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezinde çalışmaktayım.