

**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**( YÜKSEK LİSANS TEZİ )**

**BAŞ VE BOYUN RADYOTERAPİSİNDE KONVANSİYONEL VE  
ASİMETRİK ORTOGONAL PLANLAMALARDA LARİNKS  
DOZLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

**ERHAN DİŞÇİ**

**DANIŞMAN  
DOÇ. DR. İSMAİL ÖZBAY**

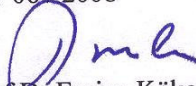
**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI  
TIBBİ RADYOFİZİK PROGRAMI**

**İSTANBUL-2008**

## TEZ ONAYI



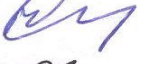
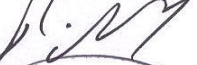
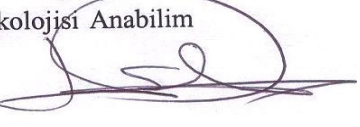
Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

20/06/2008

  
Prof. Dr. Emine Kökoğlu  
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Program Adı : Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı  
Programın seviyesi : Yüksek Lisans  Doktora   
Anabilim Dalı : Temel Onkoloji  
Tez Sahibi : Erhan DİŞÇİ  
Tez Başlığı : ""Baş ve Boyun Radyoterapisinde Konvansiyonel ve Asimetrik Ortogonal Planlamalarda Larinks Dozlarının Karşılaştırılması"  
Sınav Yeri : İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü  
Sınav Tarihi : 18 / 06 / 2008

### Tez Sınav Jürisi


- Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı \_\_\_\_\_
1. Prof. Dr. Gönül KEMİKLER / İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji Anabilim Dalı 
  2. Prof. Dr. Hatice BİLGE / İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji Anabilim Dalı 
  3. Doç. Dr. İsmail ÖZBAY / İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji Anabilim Dalı / Danışman 
  4. Doç. Dr. Rasim MERAL / İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü / Klinik Onkoloji Anabilim Dalı 
  5. Doç. Dr. Esra Kaytan SAĞLAM / İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi / Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı 

**BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

ERHAN DİŞÇİ

(İmza)



## İTHAF

Çok Sevdığım Aileme İthaf Ediyorum

## TEŞEKKÜR

Tez çalıőmamın her aőamasında ilgi ve desteğini gösteren danıőmanım İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyesi Doç. Dr. İsmail Özbay'a ve çalıőmama büyük katkısı olan Doç. Dr. Rasim Meral'e, tezimin birçok aőamasında yardımlarını esirgemeyen mesai arkadaşlarım ve İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü çalıőanlarına, hayatımın her anında olduğu gibi bu tez çalışmam sırasında da yanımda olan sevgili annem ve babama en içten dileklerle teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
BEYAN .....	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
İTHAF .....	IV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLolar LİSTESİ .....	IX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	XI
ÖZET .....	XII
ABSTRACT.....	XIII
1. GİRİŞ VE AMAÇ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Baş ve Boyun Kanserleri:.....	3
2.2. Larinks: .....	3
2.2.1. Larinksin Anatomisi:.....	3
2.2.2. Larinksin Bölümleri: .....	4
2.2.2.1. Supraglottik Bölge:.....	4
2.2.2.2. Glottik Bölge:.....	5
2.2.2.3. Subglottik Bölge: .....	5
2.2.3. Larinksin Fonksiyonları: .....	5
2.3. Nazofarinks Kanseri: .....	6
2.3.1. Tanı: .....	6
2.3.2. Tedavi:.....	7
2.4. Tedavi Tekniği: .....	8
2.4.1. Konvansiyonel Teknik: .....	8
2.4.2. Asimetrik Kolimatör Tekniği: .....	8
2.4.2.1. Tümör Hacmi (GTV):.....	9
2.4.2.2. Klinik Hedef Hacim (CTV): .....	9
2.4.2.3. Planlanan Hedef Hacim (PTV): .....	9
2.4.2.4. Tedavi Hacmi:.....	9

2.4.2.5. Işınlanan Hacim: .....	10
2.4.2.6. Riskli Organ (OR): .....	10
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	11
3.1. Araç ve Gereçler:.....	11
3.1.1. CIRUS, Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Ünitesi:.....	12
3.1.2. Siemens Oncor, Lineer Hızlandırıcı: .....	13
3.1.3. Oldef HP, Simülatör Cihazı:.....	14
3.1.4. Alderson, Rando Fantom:.....	15
3.1.5. RW-3 Su Eşdeğeri Katı Fantom: .....	15
3.1.6. Koruma Blokları: .....	16
3.1.7. Cerrobend Alaşım: .....	16
3.1.8. Huestis Compu-cutter III Otomatik Blok Kesici: .....	17
3.1.9. Termolüminesans Dozimetre (TLD):.....	17
3.1.10. Fimel LTM, TLD Okuyucu: .....	18
3.1.11. Fimel Fırın: .....	19
3.2. Yöntem:.....	19
3.2.1. TLD' lerin Gruplanması:.....	19
3.2.2. Fantomun Simülasyonu:.....	21
3.2.2.1. Sabitleme: .....	21
3.2.2.2. Konvansiyonel Tedavi Simülasyonu:.....	21
3.2.3. Fantomun Bilgisayarlı Tomografi Çekimi: .....	22
3.2.4. Tomografi Görüntülerinin Konturlanması: .....	22
3.2.5. Tedavi Planlaması:.....	23
3.2.6. Işınlama: .....	25
3.2.6.1. Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Cihazında Işınlama:.....	25
3.2.6.2. Lineer Hızlandırıcıda Işınlama: .....	26
3.2.7. İstatistiksel Analiz Yöntemi : .....	27
4. BULGULAR.....	28
4.1. Okuma Değerleri ile Işınlanan Doz Değerleri Arasındaki Doğrusallık İlişkisi: ...	28
4.2. Konvansiyonel ve Asimetrik Kolimasyon Yöntemlerinin Karşılaştırılması: .....	29
4.3. Ölçümlerin Tekrarlanabilirliği: .....	31
4.4. TPS (Tedavi Planlama Sistemi) ile TLD Yüzde Doz Değerlerinin Karşılaştırılması: .....	32

5. TARTIŞMA .....	33
KAYNAKLAR .....	36
HAM VERİLER.....	40
ÖZGEÇMİŞ .....	41



**TABLolar LİSTESİ**

Tablo 4.1: Çeşitli dozlara karşılık gelen okuma değerleri arasındaki serpilme diyagramı .....	28
Tablo 4.2: Tedavi dozunun yüzdesi olarak larinksin ortalama yüzde doz değerlerinin bölgeler ve yöntemlere göre dağılışı. ....	29
Tablo 4.3: Farklı zamanlarda yapılan ölçümlerin yüzde doz değerlerinin yöntemlere ve ölçümlere göre dağılışı. ....	31
Tablo 4.4: Konvansiyonel ve asimetrik kolimasyon yöntemlerine ilişkin TPS ve TLD yüzde doz değerleri .....	32

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Larinksin anatomik yapısı.....	4
Şekil 2.2 Larinksin fonksiyonel diyagramı.....	6
Şekil 2.3: Konvansiyonel ve asimetrik kolimasyon ortogonal alanların gösterimi. ....	8
Şekil 2.4: Radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi .....	10
Şekil 3.1: Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Cihazı.....	12
Şekil 3.2: Siemens Oncor Lineer Hızlandırıcısı.....	13
Şekil 3.3: Oldef HP Simülatör Cihazı .....	14
Şekil 3.4: İnsan anatomik eşdeğeri rando fantom .....	15
Şekil 3.5: RW-3 su eşdeğeri katı fantom.....	16
Şekil 3.6: Huestis Compu-cutter III Otomatik Blok Kesici.....	17
Şekil 3.7: Fimel LTM, TLD Okuyucusu ve Fırını .....	18
Şekil 3.8: Larinks bölgeleri ve TLD gruplarının (A,B,C,D,E,F) larinks üzerindeki yerleşimi. ....	20
Şekil 3.9 Konvansiyonel teknikteki lateral tedavi alanının simülasyon filmi .....	21
Şekil 3.10: Fantomun konvansiyonel tedavi simülasyonu gösterimi. ....	22
Şekil 3.11: Hedef hacim ve kritik organların BT kesitleri üzerinde konturlanması. ....	23
Şekil 3.12: Asimetrik kolimasyon tekniği ile ortogonal tedavi alanlarının gösterimi. ...	24
Şekil 3.13: Konvansiyonel teknikte ortogonal tedavi alanlarının gösterimi.....	25
Şekil 3.14: Cirus cihazında set-up gösterimi. ....	26
Şekil 3.15: Oncor cihazında set-up gösterimi. ....	27
Şekil 4.1: Işınlanan doz ile okuma değerleri arasındaki serpilme diyagramı .....	28
Şekil 4.2: Ortalama yüzde doz değerlerinin larinksin bölgelerine göre dağılışı.....	30
Şekil 5.1: Larinksin bölgeleri ve ortogonal alanların kesişim hattının geçtiği larinks seviyesinin temsili gösterimi.....	33

**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

BT, CT: Bilgisayarlı tomografi, Computing tomography

Co-60: Kobalt 60

Gy: Gray (Absorbe doz birimi)

MV: Mega volt

MeV: Mega elektron volt

MLC: Çok yapraklı kolimatör (multi leaf collimator)

MRI: Manyetik rezonans görüntüsü (Magnetic rasonance imaging)

MU: Monitör unit

MV: Milyon volt

RHM: Röntgen Hour Meter (1m' de 1 saatteki röntgen cinsinden aktivite)

SID: Kaynak izomerkez mesafesi (source isocenter distance)

SSD: Kaynak cilt mesafesi (source to skin distance)

TPS: Tedavi planlama sistemi

TLD: Termolüminesans Dozimetri

IMRT: Yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy)

## ÖZET

Dişçi, E. (2008). Baş ve Boyun Radyoterapisinde Konvansiyonel ve Asimetrik Ortogonal Planlamalarda Larinks Dozlarının Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Ortogonal tedavi planlamalarında (karşılıklı iki yan alan ve bu alanlarla birleşen bir ön alan) konvansiyonel uygulamalarda alan kesişim hatlarında önemli doz yükselmeleri ve düşmeleri olabilmekte, bunun sonucunda da genellikle alan kesişim hattında yer alan larinksin aldığı dozlar büyük ölçüde değişebilmektedir. Radyoterapide asimetrik kolimasyon teknolojisinin kullanılması ortogonal alanlardaki doz değişimi sorununu çözmek için yeni olanaklar sunmaktadır.

Bu çalışmada, nazofarinks kanserli hastalara yönelik ortogonal tedavi planlamasında uygulanan konvansiyonel ve asimetrik kolimasyon tekniklerinde larinksin aldığı dozların karşılaştırılması amaçlandı.

Ölçümlerde TLD kullanıldı. Her bir grupta 3 TLD olacak şekilde 8 grup oluşturuldu. Oluşturulan gruplardan biri kalibrasyon (ölçümleme) grubu olarak, biri merkezi eksenindeki dozu tanımlamak için, 6 grup ise larinks lokalizasyonuna yerleştirilmek üzere seçildi.

Konvansiyonel teknikte CİRUS Kobalt-60 teleterapi ünitesi ve asimetrik kolimasyon tekniğinde ise ONCOR 6 MV lineer hızlandırıcısı ile ışınlamalar yapıp larinksin aldığı dozlar TLD ile ölçüldü.

Toplam larinks dozları değerlendirildiğinde, asimetrik kolimasyon tekniğinde (A.K.) larinks orta hat dozunun %59.01' ini alırken, konvansiyonel teknikte (K.) ise %72.56' sını almıştır. Larinksin asimetrik kolimasyon tekniğinde daha az doz aldığı görülmektedir. Yöntemler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.008$ ). Larinksin üst, orta ve alt bölgeleri ayrı ayrı incelendiğinde üst bölgede istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olmadığı ( $K:\%91.76$ ,  $A.K.:\%92.25$ ;  $p>0.05$ ), orta bölgede anlamlılık sınırına yakın olduğu ( $K:\%72.55$ ,  $A.K.:\%64.44$ ;  $p=0.080$ ), alt bölgede ise anlamlı farklılığın olduğu ( $K:\%53.37$ ,  $A.K.:\%20.34$ ;  $p<0.001$ ) görülmektedir.

Sonuç olarak baş ve boyun kanseri tedavilerinde ortogonal alanlar kullanıldığında asimetrik kolimatör ile tek izomerkez tekniği, ışın alanları arasındaki diverjansı ortadan kaldırması ve penumbranın daha az olması özellikleri nedeniyle kritik organ larinksin korunmasına önemli katkı sağlamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, larinks dozu, ortogonal alanlar.

## ABSTRACT

Dişçi, E. (2008). Comparison Doses to the Larynx Conventional and Asymmetric Orthogonal Planning in Head and Neck Radiotherapy. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Basic Oncology, M.Sc. Thesis. Istanbul. 2008.

In an orthogonal conventional treatment planning of nasopharyngeal carcinoma patients (two opposite lateral field and one frontal field) there will be an important dose increase or decrease at the junction of the fields. As a result of this, the doses of larynx which is at the junction of the fields may change extremely.

In radiation therapy, using asymmetric collimation technique offers a solution to this problem.

In this study, investigation of the conventional and asymmetric collimation techniques are compared in the treatment planning of patients with nasopharyngeal carcinoma.

Measurements are made using TLD. The 8 group is composed. There is a 3 TLD in each group. One of them is chosen as a calibration group. Another group is defined to find the dose at central axis. 6 group is placed at the larynx localization.

The doses of larynx are measured in both conventional and asymmetric collimation techniques.

As a result of the evaluation of total larynx doses, larynx takes the % 59.01 of central axis doses in asymmetric collimation technique, while it takes % 72.56 of central axis doses in conventional technique. This shows the dose of larynx in asymmetric collimation technique is lower. There is a statistical meaningful difference between the techniques. If the larynx is supposed to consist of three part as a upper, central and bottom, there is no meaningful difference in an upper and central parts, on the other hand there is a meaningful difference in a bottom part.

In conclusion, when orthogonal fields are used in head and neck cancer patient treatment planning, since asymmetric collimation technique with one isocenter removes the divergence between fields and produces lower penumbra, critical organ, larynx, is spared much with respect to conventional technique.

Keywords: Radiotherapy, dose to the larynx, orthogonal fields.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide amaç tümör hacmine gerekli olan tedavi dozu verilirken radyasyon alanı içindeki kritik organ ve sağlıklı dokuların korunmasıdır. Tedavide başarı sağlanması tümörlü doku ya da organ için uygun tedavi tekniğinin belirlenmesine ve bu tekniğin doğru uygulanmasına bağlıdır. Bu yolla tümörü oluşturan hücreler ortadan kaldırılırken korunması gereken sağlıklı dokular minimum zarar görür. Bu ise tümöre ve sağlam dokulara verilen radyasyonun doğru belirlenip ölçülebilmesi ile sağlanabilir.

Baş-boyun kanserlerinin çoğu gözle görünen bölgelerde geliştiklerinden veya konuşma, yutma ve işitme gibi insanın temel fonksiyonlarında değişiklikler yaptıklarından, erken evrelerde tanıma potansiyelleri olan tümörlerdir. Bu tümörler genellikle uzun bir süre lokal ve bölgesel hastalık şeklinde kalırlar ve tedavi sonrasında uzak organ metastazları az oranda görülür (1).

Baş-boyun kanserleri genellikle ortogonal ışın alanlarıyla tedavi edilir. Ortogonal tedavi planlamalarında konvansiyonel ve asimetric kolimasyon teknikleri uygulanmakta, konvansiyonel teknikte Kobalt-60 (Co-60), asimetric kolimasyon tekniğinde ise lineer hızlandırıcılar kullanılmaktadır.

Ortogonal tedavi planlamalarında (karşılıklı iki yan alan ve bu alanlarla birleşen bir ön alan) konvansiyonel uygulamalarda alan kesişim hatlarında önemli doz yükselmeleri ve düşmeleri olabilmekte, bunun sonucunda da genellikle alan kesişim hattında yer alan larinksin aldığı dozlar büyük ölçüde değişebilmektedir. Larinksin radyasyona tolerans dozunun düşüklüğü nedeniyle medikal fizikçiler ve radyasyon onkolojisi uzmanları çözüm için pek çok yöntem geliştirmişlerdir. Radyoterapide asimetric kolimasyon teknolojisinin kullanılması ortogonal alanlardaki doz değişimi sorununu çözmek için yeni olanaklar sunmaktadır.

Tüm tedavi sonucunda larinksin aldığı dozların toleransı aşması durumunda (45 Gy) larinks ödemi gelişebilir (2,3,4,5,6). Ayrıca hastalarda larinksin aldığı dozlara bağlı olarak ses kısıklıkları da görülebilmektedir. Larinks dozunun ortalama 50 Gy olması durumunda ses tellerinde fonksiyon değişiklikleri olabilmektedir (2,7,8,9). Bu yüzden

tedavi planlaması yapılırken tolerans dozunun üzerine çıkılmamasına özen gösterilmelidir.

Bu çalışmada, nazofarinks kanserli hastalara yönelik ortogonal tedavi planlamasında uygulanan konvansiyonel ve asimetric kolimasyon tekniklerinde larinksin aldığı dozların karşılaştırılması, asimetric kolimasyon teknolojisinin baş ve boyun radyoterapisinde kullanılmasının larinksin korunmasına ilişkin katkısının belirlenmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Baş ve Boyun Kanserleri:

Baş ve boyun kanserleri dudak, oral kavite, paranasal sinüsler, nazal fossa, tükürük bezleri, nazofarinks, orofarinks, hipofarinks, larinks ve boyun bölgesinin habis tümörlerini içerir. Hastalığa bağlı ölümler genellikle kontrol edilemeyen lokal ve bölgesel hastalık veya bunların komplikasyonları sonucu olur. Lokal ve bölgesel hastalık kontrolü genel anlamda hastalığın da kontrolü olduğundan, tedavilerde lokal hastalığın kontrolü en önemli amaçtır. Baş ve boyun bölgesi kanserlerinin tanısında multidisipliner yaklaşımlar, tedavilerinde multidisipliner tedavi modaliteleri kullanılır. Tanıda ve evrelemede cerrah, diş hekimi, patoloji ve radyoloji uzmanlarının görüşlerine gerek duyulurken, tedavide baş-boyun ve kranyofasiyal operasyonlar yapan cerrahlara, radyasyon onkolojisi ve medikal onkoloji uzmanlarına ihtiyaç duyulur. Baş-boyun kanserlerinde ana tedavi yöntemleri cerrahi, radyoterapi ve kemoterapidir (1,10,11).

Baş-boyun kanserlerinin gözle görülür bölgelerden gelişmesi, bu tümörlerin erken tanınmasında ve nükslerin erken dönemde tespit edilmesinde avantaj sağladığı halde, ihmal edilmiş olgularda veya tedaviye yanıt alınmayanlarda çok ciddi lokal ve sistemik problemler ortaya çıkar. Ayrıca tedavide başarı sağlansa bile, hastalar yutma ve konuşma bozuklukları ve fiziksel görünümünün bozulması sonucu, sık olarak psikolojik ve sosyal sorunlarla karşılaşır. Tedavi sırasında ve sonrasında oluşan şekil ve fonksiyon bozuklukları, komplikasyonlar ve ruhsal problemlerin düzeltilmesinde plastik cerrahi, kulak-burun-boğaz hastalıkları uzmanları, diş hekimleri, konuşma tedavisi ve psikiyatri uzmanlarına ihtiyaç duyulur (1,10,11).

### 2.2. Larinks:

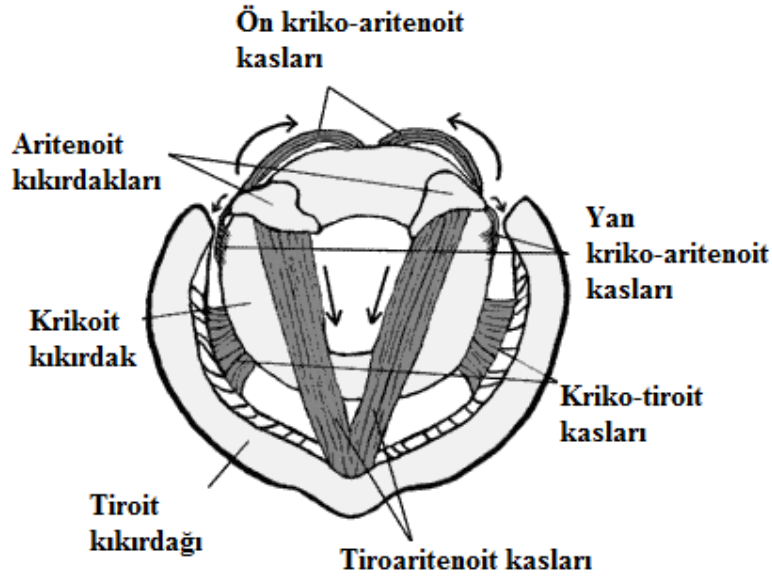
Larinks orofarinks ve trakea arasında, hipofarinksin önüne yerleşmiş kutu şeklinde ses üreten bir organdır. Epiglotun serbest kenarından başlayıp, krikoid kıkırdağının alt sınırına kadar devam eder.

#### 2.2.1. Larinksin Anatomisi:

Larinks boyunda orta hatta, dil köküyle trakea arasında yer alan, yanlarda ise büyük damarlarla komşuluğu olan kıkırdak çatı üzerine membranlar, ligamanlar ve kasların oturmasıyla oluşmuş bir organdır. Larinksin gelişimi embriyonal hayatın 3-4.



haftasında başlar. Trakea ve akciğerleri oluşturacak olan respiratuvar diivrtikül aşağı doğru inerken, üst kısım larinksi oluşturmak üzere genişler. Larengal kıkırdakların gelişmesi ise ancak gelişimin beşinci ayında başlar. Larinks anatomisi genel hatlarıyla incelendiğinde tek kıkırdaklarda tiroit kıkırdak, krikoid kıkırdak ve epiglot, çift kıkırdaklarda ise aritenoit kıkırdaklar, kornikulat kıkırdak ve kuneiform kıkırdağın olduğu görülür. Krikotiroit ve krikoaritenoit eklemleri ile tiroit membran, kuadrangüler membran ve konus elastikus membranları vardır. Larinksin intrinsek kaslarında ise krikotiroit kas, posterior krikoaritenoit kas, lateral krikoaritenoit kas, interaritenoit kas ve tiroaritenoit kas mevcuttur (Şekil 2.1) (12,13).



Şekil 2.1: Larinksin anatomik yapısı

## 2.2.2. Larinksin Bölümleri:

### 2.2.2.1. Supraglottik Bölge:

Larinks girişi ile bant ventriküllerin alt kenarı arasındaki bölgedir. Bu bölgeye epiglotun larengal yüzü, ariepiglottik kıvrımlar, bant ventriküller ve larengal ventriküller dahildir (12,13).

### **2.2.2.2. Glottik Bölge:**

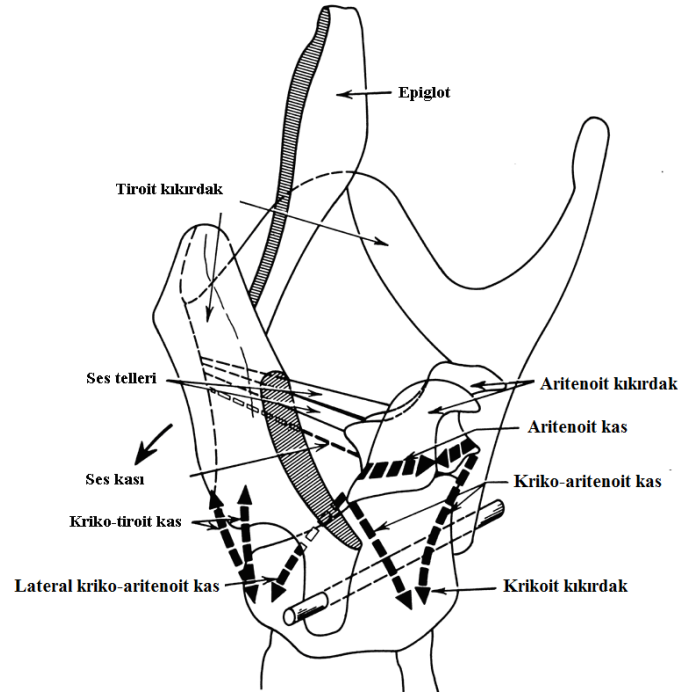
Vokal kordlar mukoza ile örtülü elastik dokular olup tiroit kırık ile aritenoitin vokal çıkıntısı arasında uzanırlar. Lateral kenarlar ventrikül tabanına bitişik olup, aşağı yönde krikoid düzeyine kadar uzanırlar. Vokal kordların seviyesi aşağı yukarı tiroit kırığının ön kenarının ortasıdır. Vokal kordlar önde tiroite yapıştığı noktada ön komissürde fiksedir. Arkada ise hareketli olan posterior komissür yer alır. Vokal kordlar mukoza ve adale tabakasından oluşur (12,13).

### **2.2.2.3. Subglottik Bölge:**

Kord vokallerin altında kalan alandır ve aşağıda krikoid kırığının alt kenarına kadar uzanır. Subglottik bölgede skuamöz epitelden respiratuar epitele geçiş olur (12,13).

### **2.2.3. Larinksin Fonksiyonları:**

Sfinkter fonksiyonu; yutma sırasında larinksin kapanması larinks fizyolojisinin en vital yönü olup sıvı ve katı gıdaların girişinde akciğerleri korur. Solunum fonksiyonu; solunum sırasında gereksinime göre larinks girişinin çapı değişir. İnciriyumda kordlar ayrılır. İnciriyasyonun derinliğine bağlı olarak glottis aralığı genişler. Diafragma hareketleri ile larinks açılır. Fonasyon fonksiyonu; larinks ses çıkaran bir organdır. Larinkste sesin meydana gelmesinde çeşitli komponentler rol oynarlar. Bunlar havanın basıncı, vokal kordların gerilmesi, rima glottisin şekli, solunum yollarının durumu ve genişliğidir. Yutma fonksiyonu; yutma esnasında adalelerin sfinkter etkisi ile larinks girişi kapanır. Epiglotun yanlarından lokmanın özofagusa kayması sağlanır. Ayrıca yutma sırasında larinksin yükselmesi, lokmanın özofagusa girişine yardım eder. Öksürük fonksiyonu; larinks öksürük ve balgamın dışarı atılmasında rol oynar. Fiksatif fonksiyonu; karın ve göğüs kaslarının daha fazla kasılabilmesine olanak vermek amacı ile larinks, kapanarak intratorasik basıncı artırır. Efor gerektiren durumlarda larinksin bu fonksiyonu önemli rol oynar (Şekil 2.2) (13,14).



**Şekil 2.2 Larinksin fonksiyonel diyagramı**

### 2.3. Nazofarinks Kanseri:

Nazofarinks kuboit şekilli olup, önde posterior koanalar ve burun boşluğu, üstte sfenoid kemik, arkada klivus ve ilk iki servikal vertebra, altta yumuşak damak ve orofarinks bulunur. Torus tubariusun (Östaki tübünün açılım noktası) arkasında bulunan Rosenmüller çukuru nazofarinks (NF) kanserinin en sık görüldüğü bölgedir.

Zengin lenfatik ağ nedeniyle erken dönemde lenfatik metastaz gelişir. İlk tutulan lenf nodu Rouviere nodudur (C1 vertebra seviyesindeki parafarengeal lenf nodu). İkinci ve üçüncü sıklıkla derin posterior servikal nodlar ve jugulodigastrik lenf nodları tutulur (15).

#### 2.3.1. Tanı:

Öne doğru büyüyen tümörler nazal dolgunluk, akıntı ve epistaksise neden olurlar. Nazal konuşma, kulak ağrısı, işitme azlığı görülebilir. Trotter triadı; tek taraflı işitme azlığı, yumuşak damak hareketlerinde azalma ve mandibüler nöraljinin bir arada bulunmasıdır. Kranial sinir tutulumu oldukça sıktır (%26), en çok 5. ve 6. kranial

sinirler tutulur (%40-60), olguların çoğunda 3, 4 ve 5 birlikte tutulur (%39). Orbita tutulumuna bağlı proptozis, orofarinkse ilerleme varsa takıntı hissi, kafatası invazyonu varsa başağrısı görülebilir. İlk muayenede boyunda kitle %60-87 oranında görülmektedir (15).

### 2.3.2. Tedavi:

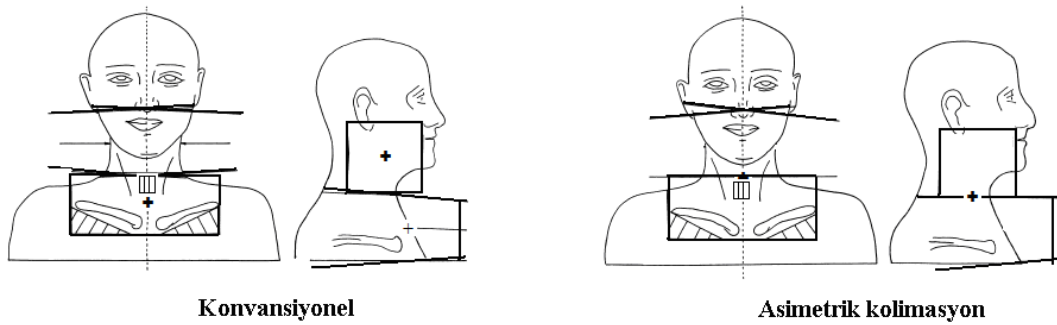
Nazofarinks karsinomlarının cerrahi metodla tam olarak çıkarılmalarının olanaksızlığı, nazofarinksin cerrahi operasyona uygun bir bölge olmaması ve karsinomların radyoduyarlı tümörler olması nedeniyle primer tedavi radyoterapidir. Primer tümör ve lenf bezlerine küratif amaçlı radikal radyoterapi uygulanır. Nazofarinks kanserlerinde cerrahi tedavi, radyoterapi sonrası regrese olmayan ve regrese olsa da tamamen kaybolmayan lenf bezi metastazlarında veya yalnız boyunda lenf bezi metastazı şeklinde gelişen nükslerde uygulanır. Bu hastalarda ilgili boyuna radikal veya modifiye radikal boyun disseksiyonu yapılır. Tanı sırasında uzak organ metastazı olan hastalarda kür elde edilemez; ancak radyoterapi ve kemoterapi ile başarılı bir palyasyon sağlanır (1,10,11).

Nazofarinks karsinomlarında eksternal radyoterapi olarak Co-60 veya 4-6 MV lineer hızlandırıcı tedavi üniteleri ve arka boyun lenf bezlerinin ışınlanması için 9 MeV elektron huzmeleri kullanılır. Tedavi planlamasında hedeflenen alanın belirlenmesi BT ve MRI tetkiklere bakılarak yapılır. Tedavi volümü nazofarinksteki primer tümör ve yayıldığı alan, belirli bir sınıra kadar normal dokular, boyun ve supraklaviküler lenf bezlerini içerir. Hasta tedavi ünitesi masasına termoplastikten yapılmış özel maske ile sabitlenir. Işınlanacak bölgeler simülatör cihazında belirlenir. Genellikle üç alanlı tedavi tekniği kullanılır. Primer tümör ve üst boyun paralel karşılıklı iki yan ışın alanları ile, alt boyun ve supraklaviküler bölge ön ışın alanı ile ışınlanır. Üst ve alt boyun alanları tiroit kıkırdağının ses telleri seviyesinde çizilir. Primer tümöre 6400–7000 cGy 32-35 fraksiyonda (7 haftada), boyundaki LAP'lere 6000-6400 cGy 30-32 fraksiyonda (6-7 haftada), N0 boyun veya supraklaviküler bölgeye 5000 cGy 25 fraksiyonda (5 haftada) ışın uygulanır.

Radyoterapi sırasında çeşitli akut radyasyon reaksiyonları ortaya çıkar. Geç radyasyon komplikasyonları % 30–60 oranında görülür. Bunların % 1-5'i ciddi radyasyon komplikasyonlarıdır (1,10,11).

## 2.4. Tedavi Tekniği:

Baş boyun kanserlerinde sıklıkla ön ve 2 yan (ortogonal) sahalar kullanılır. Alan birleşimleri soğuk ve sıcak alan oluşumu açısından risklidir. Lateral sahalarla supraklavikular ön alan arası 3-5 mm'lik aralık yeterlidir (kullanılan enerjiye göre de değişiklik gösterebilir, doz dağılımlarının görülmesi gerekir), ancak tümör, lenf nodları veya stomayı bölmemelidir. Eğer zorunlu olarak tanımlanan riskli sahalar bölünürse aralık bırakmamak daha uygundur. Asimetrik kolimatör kullanımıyla ışın diverjansı ortadan kaldırılarak (Şekil 2.3) alan birleşimindeki sıcak bölge oluşumları önlenir (16,17,18,19,20,21,22).



Şekil 2.3: Konvansiyonel ve asimetrik kolimasyon ortogonal alanların gösterimi.

### 2.4.1. Konvansiyonel Teknik:

Baş-boyun ışınlamalarında genellikle kullanılan üç alan tekniğinde  $90^0$  ve  $270^0$  gantry açılarında karşılıklı lateral alanlar ve supraklavikuler (ön) alan ışınlaması yapılır. Konvansiyonel teknikteki alan sahaları simetriktir. Alan boyutları cilt üzerinde tanımlanır.

### 2.4.2. Asimetrik Kolimatör Tekniği:

Lineer hızlandırıcılarda asimetrik kolimatörler sabit SSD tekniğinde kullanıldığı gibi, izosantrik olarak da kullanılır. Yan alanlarda ışın merkezi alanların alt kenarında olacak şekilde, ön alan alınırken ise ışın merkezi alanın üst kenarında olacak şekilde kolimatöre asimetri verilir (23).

Konformal radyoterapide malign (kötü huylu) hastalığa sahip bir hastanın tedavisi için hacimlerin belirlenmesi sırasıyla farklı doku, organ ve hacimler için üç boyutta sınırların belirlenmesini gerektirir. Bu hacimler:

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

#### **2.4.2.1. Tümör Hacmi (GTV):**

Tümör hacmi (GTV) tanımlanabilir, sınırları belirgin kitlenin bulunduğu ve malign büyümenin gerçekleştiği bölgedir. Genişliği ve miktarı bilgisayarlı tomografi nükleer manyetik rezonans görüntüleme, radyografi gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığı ile tayin edilebilir. (24)

#### **2.4.2.2. Klinik Hedef Hacim (CTV):**

Klinik hedef hacim (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. (24)

#### **2.4.2.3. Planlanan Hedef Hacim (PTV):**

Planlanan hedef hacim (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. (24)

#### **2.4.2.4. Tedavi Hacmi:**

Tedavi hacmi, tümör tedavisinin başarılı olması için belirlenen dozun planlanan hacme verilmesi sırasında radyasyon onkoloji takımının kabul edilebilir komplikasyonlara neden olabilecek doz sınırı içinde değerlendirdiği miktarda doz alan doku hacmidir. (24)

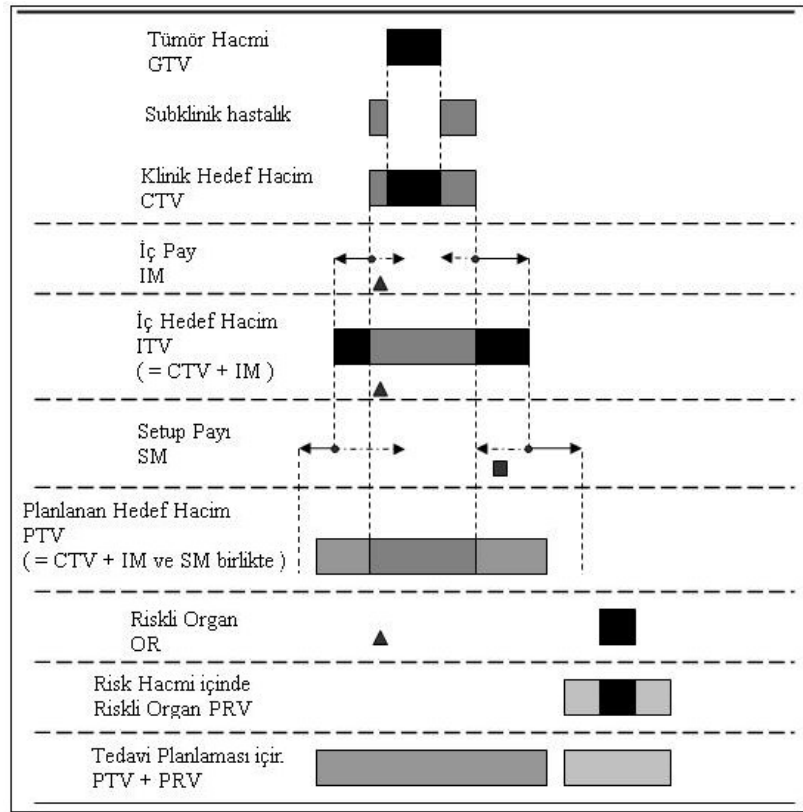
#### 2.4.2.5. Işınlanan Hacim:

Işınlanan hacim normal doku toleransına göre kaydadeğer miktarda doz alması beklenen doku hacmidir. (24)

#### 2.4.2.6. Riskli Organ (OR):

Riskli organ (kritik normal yapı), radyasyon hassasiyeti tedavi planlamasını ve/veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokular (omurilik, göz lensi vs..)’dır. (24)

Tüm bu hacim kavramları şekil 3.11’de şematik olarak gösterilmiştir.



**Şekil 2.4: Radyoterapi kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi**

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü' nde yapılmıştır ve kullanılan tüm araç ve gereçler enstitüye aittir.

#### 3.1. Araç ve Gereçler:

Çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmektedir.

- CIRUS, Co-60 Tele terapi Ünitesi
- Siemens Oncor, Lineer Hızlandırıcı
- Oldef HP, Simülatör Cihazı
- Alderson, Rando Fantom
- RW3 su eşdeğeri katı fantom
- Huestis Compu-cutter III Otomatik Blok Kesici
- Styrofoam köpük
- Cerrobend alaşım
- Fimel GR-200 TLD rodları
- Fimel LTM TLD okuyucu
- Fimel fırın
- Shimadzu Japan, Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- CMS Focal Sim, Konturlama Bilgisayarı
- CMS XiO, Tedavi Planlama Sistemi
- Digitizer



### 3.1.1. CIRUS, Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Ünitesi:

Cirus cihazında bulunan Kobalt-60 (Co-60) kaynağı 7461 RHM kapasiteye ve 2cm çapına sahiptir. Kaynağın yayınladığı gama ışının ortalama enerjisi 1.25 MeV olup maksimum doz derinliği 0,5 cm' dir. Cihazın kafasındaki tungsten disk üzerine monte edilmiş olan kaynak 3 saniye içinde diskin kolimatör ağızına doğru hareketi ile ışın demeti kapalı durumdan açık duruma geçer. Kaynak kolimatör uzaklığı 45 cm olup 80 cm kaynak cilt mesafesinde (SSD) maksimum alan büyüklüğü 32x32 cm' dir. Bu cihazla izosantrik ve rotasyon tedavisi yapmak mümkündür (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Cihazı

### 3.1.2. Siemens Oncor, Lineer Hızlandırıcı:

6 ve 18 MV'lik foton ile 6, 7.5, 9, 12, 15 ve 18 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Şekil 3.2). Cihaz çok yapraklı (multileaf) kolimatör sistemine sahiptir. Çoklu yapraklar alt kolimatöre yerleştirilmiştir ve 82 adettir. Yaprak genişliği izomerkezde 1 cm'dir. Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen çenelerden oluşmuştur. Durağan dalga hızlandırıcı, 270<sup>0</sup>'lik eğici magnet ve çift saçıcı filtre kullanır. Sanal kama filtreye sahiptir; bir kolimatörün kapalı durumdan açık duruma ya da açık durumdan kapalı duruma her 2 mm de doz verimini değiştirerek hareket etmesiyle oluşturulmaktadır. Elektron ışını uygulamalarında, R=5 cm, 10x10 cm, 15x15 cm, 20x20 cm ve 25x25 cm'lik standart alanlı konüsler kullanılır.



Şekil 3.2: Siemens Oncor Lineer Hızlandırıcısı

### 3.1.3. Oldef HP, Simülatör Cihazı:

Simülatör izosentrik özellikte, diyagnostik amaçlı X ışını aygıtıdır. Tedavi aygıtlarıyla enerji ve amaç dışında aynı fiziksel özelliklere sahiptir. X ışını yardımıyla görüntü almayı sağlarken, kapalı devre televizyon sistemiyle bu görüntüde organ hareketlerini izleme ve tedavi volümünde değişiklikler yapma şansı verir. Her yönde hareket edebilen hasta yatağı ve 360<sup>0</sup> dönebilen kafa (Gantry) ve kolimasyon sistemi tedavi aygıtlarıyla uyumludur. Dikey ve yatay eksenlerdeki laserler alan yerleştirmede rehberlik eder ve merkezi aksta kesişirler (Şekil 3.3).

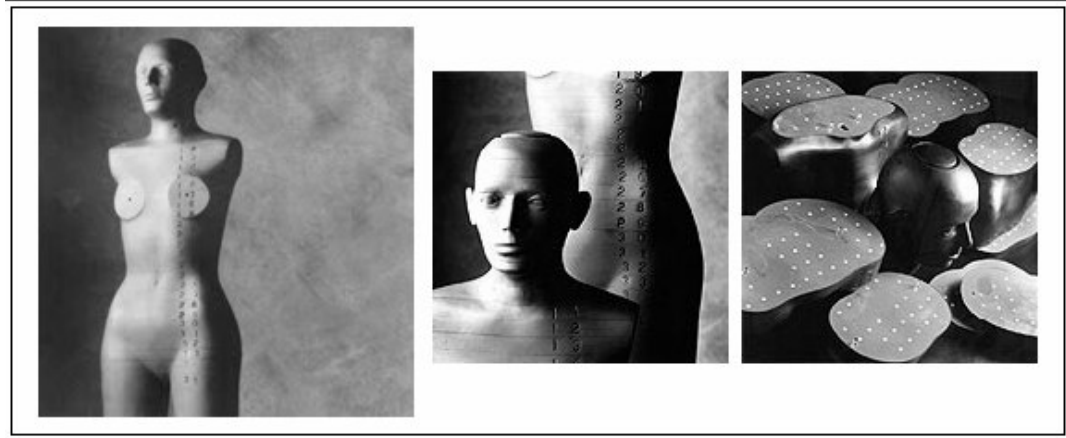


Şekil 3.3: Oldef HP Simülatör Cihazı

### 3.1.4. Alderson, Rando Fantom:

Rando fantom malzemesi x-ışını ve elektronlar için insan dokusunun radyasyona karşı eşdeğerleridir. Rando fantomda yumuşak doku kemik ve akciğerler gerçek yoğunluklarına eşdeğerdirler. Yumuşak dokular ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden üretilen rando plastiktir. Etkin atom numarası  $7,30 \pm 1,25$  ve kütle yoğunluğu  $0,985 \pm 1,25 \text{ gr/cm}^3$  tür. Akciğerler yumuşak doku ile aynı etkin atom numarasına (7.30) sahip olmalarına rağmen kütle yoğunluğu  $0,32 \pm 0,01 \text{ gr/cm}^3$  tür.

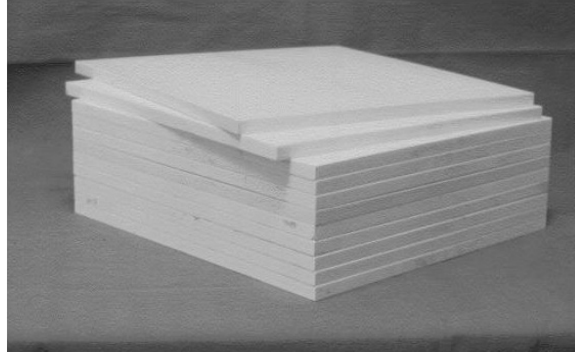
Rando fantomdaki kemikler gerçek insan kemikleridir ve rando fantomda insan vücudunda bulunan boşluklar mevcuttur. Rando fantom 2,5 cm kalınlığında kesitlerden oluşmuştur. Her bir kesitte  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  aralıklarla TLD yerleştirmek için dozimetre boşlukları vardır. Dozimetre boşlukları standart 5-6 mm çapındadır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: İnsan anatomik eşdeğeri rando fantom

### 3.1.5. RW-3 Su Eşdeğeri Katı Fantom:

RW-3 katı su fantomu yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistiren' den yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu  $1.045 \text{ g/cm}^3$ , elektron yoğunluğu  $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$  olan bir fantom materyalidir (25). Co-60'dan 20 MV foton ile 4 MeV' den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Boyutları  $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$ ' dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan ibarettir (Şekil 3.5).



**Şekil 3.5: RW-3 su eşdeğeri katı fantom**

### **3.1.6. Koruma Blokları:**

Koruma bloklarının idealde % 100 radyasyon soğurması yapmaları ve keskin bir demet şekillenmesi sağlamaları istenir. Ancak radyasyonun madde içinde soğurulmasının doğası gereği bu pratikte sağlanamaz. Her zaman için bloktan geçen bir miktar radyasyon mevcuttur. Burada blok kalınlığı belirlenirken bloğun uygulanabilirliği ve blok altındaki dozun kabul edilebilirliği arasında uygun bir denge kurmak gerekir. Blok için % 5 birincil demet geçirimi birçok klinik durum için kabul edilebilir bir seviyedir (26,27). İdealde blokların kenarları demet açılımını takip edecek şekilde yapılmalı ya da tıraş edilmelidir. Bu, bloktan kaynaklanan geçirgenlik penumbrası (yarı gölge etkisi)'ni en aza indirir. Ancak bu yöntem büyük geometrik penumbranın olduğu demetlerde avantaj sağlamaz. Örneğin Co-60 demetlerinde blok sınırında demet keskinliğini eğimli blok kullanarak fazla arttıramayız. Eğimli bloklar küçük odak noktasına sahip demetlerde avantaj sağlarlar.

### **3.1.7. Cerrobend Alaşım:**

Koruma blokları radyasyona karşı etkin soğurma gösteren farklı malzemelerden yapılabilirler. Standart bloklar kurşun kullanılarak üretilmişlerdir. Kurşunun erime sıcaklığı 327 °C, 20 °C de yoğunluğu 11.35 /cm<sup>3</sup>, ve Co-60 için yarı değer kalınlığı 1,02 cm' dir. Yapılan bloğun klinik uygulamalar sırasında kullanışlı, kolay hazırlanabilir ve taşınabilir olması gerekir. Bu ihtiyaçlara yeterli yanıtı verebilmesi nedeniyle blok malzemesi olarak cerrobend (Lipowitz alaşım) tercih edilir. Cerrobend' in kurşuna göre

en büyük avantajı kurşunun erime sıcaklığı  $327^{\circ}\text{C}$  iken cerrobend' in  $70^{\circ}\text{C}$  de erimesi ve kolaylıkla istenilen şekilde, kalıplara dökülebilmesidir. Cerrobend Co-60 ile aynı değerde soğurmayı kurşun kalınlığının sadece % 20 fazlası ile sağlayan bir alaşımdır. Bu alaşımın  $20^{\circ}\text{C}$  de yoğunluğu  $9.4\text{ g/cm}^3$  dür. Yapısında % 50 bizmut (Bi), % 26.7 kurşun (Pb), % 13.3 kalay (Sn), % 10 kadmiyum (Cd) bulunur (28).

### 3.1.8. Huestis Compu-cutter III Otomatik Blok Kesici:

Konvansiyonel teknikteki tedavi alanları için çizilen koruma blokları, blok kesici ile styrofoam köpükte kesilip şekillendirilir (Şekil 3.6).



Şekil 3.6: Huestis Compu-cutter III Otomatik Blok Kesici

### 3.1.9. Termoluminesans Dozimetre (TLD):

Termoluminesans, ısıtılan malzemenin optik bölgede ışımaya yapmasıdır. “Tek kristal” yapısında bir katının valans bandı ile iletkenlik bandı arasında yasak enerji bandı bulunur ve bu enerji bölgesinde kristal içerisinde elektron bulunamaz. Ancak kristaldeki yapı bozuklukları, ya da kristal içinde bulunan yabancı atomlardan dolayı valans bandı ile iletkenlik bandı arasında da ara enerji durumları bulunur. Bu ara enerji durumları kristalin radyasyon ile uyarılması sonucu valans bandından kopan veya

iletkenlik bandından tekrar valans bandına dönen elektronlara tuzak oluşturur ve elektronlar bu tuzaklara yakalanırlar. Böylece radyasyon ile kristale aktarılan enerjinin bir kısmı kristalde depolanmış olur. Depolanan bu enerji gelen radyasyonun şiddeti ile orantılıdır. Bu kristal ısıtılınca tuzaklarda depolanan elektronlar buldukları tuzaklardan ayrılır ve valans bandına dönerler bu sırada da görünür bölgede ışımaya yaparlar. Kristalin yaptığı toplam ışımının şiddeti tuzaklarda depolanan enerji ile, dolayısı ile kristale gelen radyasyon dozu ile orantılıdır.

### 3.1.10. Fimel LTM, TLD Okuyucu:

İlk olarak Fransız Atom Enerjisi Komisyonu (CEN.FAR) katkısıyla “PCL” adıyla tasarlanmış, daha sonra “FIMEL” adı ile ticarileştirilmiştir. 1  $\mu$ Gy ile 10 Gy’lik doz aralığında okuma yapabilir. Cihaz içinde 2 filtre bulunmakta olup birincisi sürekli takılı bulunan optik filtre, diğeri ise absorplayıcı filtredir. 1 Gy’den büyük dozlarda absorplayıcı filtrenin takılması gerekir. Okuyucu değiştirilebilir plançete sahip olup plançet krom-demir-alüminyum karışımı materyalden yapılmıştır. Cihaz yapılan ölçümlere ait ortalama, standart sapma gibi istatistiksel verileri, parlama eğrisi çıktısını verebilmekte ve tüm dosya ve ölçümlerin kaydını yapabilmektedir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7: Fimel LTM, TLD Okuyucusu ve Fırını

### 3.1.11. Fimel Fırın:

Termolüminesans çipler veya rodları sönümlemek için kullanılır. Sıcaklığı maksimum 500 °C' ye kadar çıkabilir. Gr-200 A rodları için 220 °C'de 15 dakika fırınlama yapar. Farklı TLD ler için programlanabilme seçenekleri vardır. Fırınlama kabı 80 çip veya rod alabilmektedir (Şekil 3.7).

### 3.2. Yöntem:

Bu çalışmada, baş ve boyun radyoterapisinde uygulanan nazofarinks ışınlamalarındaki ortogonal tedavi alanlarında konvansiyonel teknikte ve asimetrik kolimasyonlu tek izomerkez tekniğinde larinksin aldığı doz rando fantomda termolüminesans dozimetre (TLD) kullanılarak ölçüldü. Konvansiyonel ışınlama için rando fantoma termoplastikten yapılmış baş-boyun maskesi hazırlandı ve simülatör cihazında tedavi alanları belirlenip maske üzerine çizildi. Asimetrik kolimatörlü tek izomerkez ışınlaması için rando fantomun aynı maske ile bilgisayarlı tomografi görüntüleri çekilerek görüntülere konturlama yapıldı. Daha sonra konturlanan görüntüler tedavi planlama sistemine aktarılıp burada asimetrik kolimatör ile tek izomerkezde ortogonal alanlarda tedavi planlaması yapıldı. Ayrıca tedavi planlama sisteminde konvansiyonel ışınlamadaki alanlar uygulanarak TPS güvenilirliğini test etmek için ayrı bir planlama daha yapıldı. Simülatörde yapılan konvansiyonel yöntemdeki planlamaya göre rando fantom CIRUS Kobalt-60 (Co-60) teleterapi ünitesinde ışınlandı. TPS' de yapılan tedavi planlamasına göre ise 6 MV foton ışını ile ONCOR lineer hızlandırıcısında asimetrik kolimasyonlu tek izomerkez tekniği ile ışınlandı. Işınlama işlemleri sonrasında larinks lokalizasyonuna yerleştirilen TLD' lerin aldıkları dozlar TLD okuyucusunda okunup kaydedildi. İki farklı teknikte TLD ile ölçülmüş larinks dozlarının mukayesesi yapıldı. Ayrıca tedavi planlama sisteminin hesapladığı larinks dozları ile TLD ile ölçülen değerler de karşılaştırıldı. Yapılan işlemler sırasıyla aşağıda belirtilmiştir.

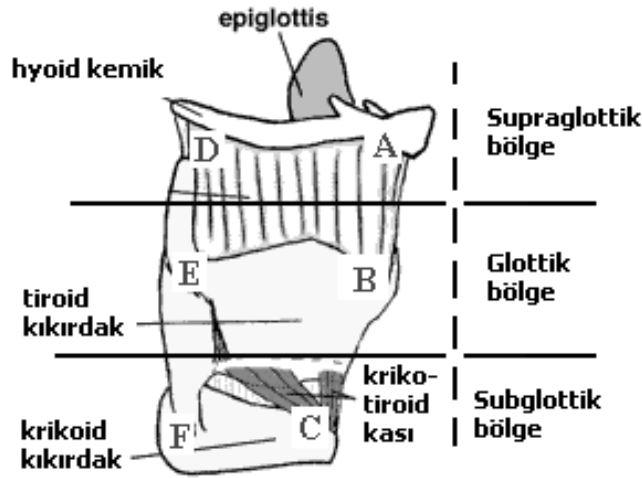
#### 3.2.1. TLD' lerin Gruplanması:

70 adet TLD rodu su eşdeğeri rando fantomla, 2 cm derinlikte 20x20 alan boyutunda 80 cm SSD' de 100 cGy doz verilerek ışınlandı. TLD'lerde geri saçılma etkisini meydana getirmek için 12 cm katı fantomun üzerine ışınlanacak olan TLD'ler yerleştirildi. TLD'lerin üzerine 2 cm fantom ilave edilip TLD'lerin 2 cm derinlikte kalması sağlandı. Işınlamadan sonra TLD okuyucusunda TLD'lerin okuma değerleri tek



tek kaydedildi. TLD okuma işleminden sonra TLD'lere fırınlama işlemi yapıp TLD'lerin sönümlenmeleri sağlandı. Bu işlemlerin tümü 12 kez tekrarlandıktan sonra okuma değerlerinin standart sapmaları ve ortalamaları alındı. Birbirine yakın okuma değeri veren 36 TLD' yi ayırıp her bir grupta 3 TLD olacak şekilde 12 grup oluşturuldu. Grupların okuma ortalamalarının birbirine çok yakın ya da aynı olması sağlandı.

Oluşturulan gruplardan biri kalibrasyon (ölçümleme) grubu olarak, biri merkezi eksenindeki dozu tanımlamak için, 6 grup (A, B, C, D, E ve F) ise larinks lokalizasyonuna yerleştirilmek üzere seçildi (Şekil3.8).



**Şekil 3.8: Larinks bölgeleri ve TLD gruplarının (A,B,C,D,E,F) larinks üzerindeki yerleşimi.**

Geriye kalan 4 grup yedek olarak saklandı. Gruplar Co-60 teleterapi ünitesinde 10, 50, 100, 250, 500 ve 1000 cGy dozlarda ışınlanarak okuma değerleri alındı ve TLD okuyucusunda okuma değerleri kaydedildi. Okuma değerleri ile ışınlanan doz arasında çizilen lineer grafikte TLD gruplarının doğruluğu belirlendi. Ölçümlerden önce kalibrasyon grubu 2 cm derinlikte ve 80 cm SSD' de 100 cGy dozda ışınlanarak okuma değeri, TLD okuyucusundaki bilgisayarda kullanılan programa "a" değeri olarak girildi ("a" değeri programda "bölme faktörü" olarak kullanılır). "a" değeri girildikten sonraki okumaların miligray (mGy) cinsinden olması ölçüm sonuçlarını değerlendirmemizde kolaylık sağladı.

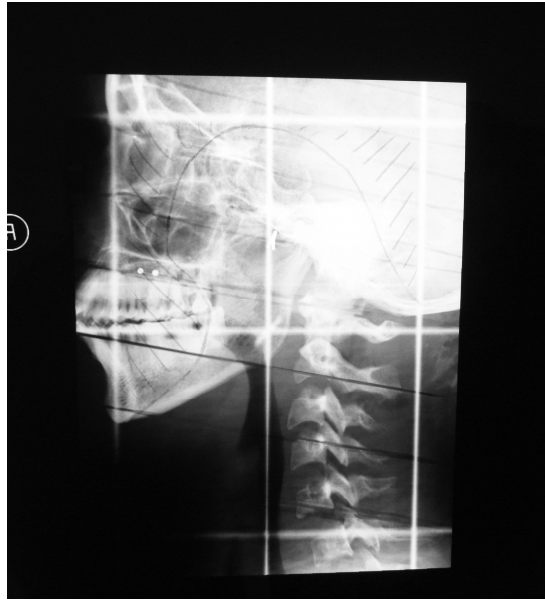
### 3.2.2. Fantomun Simülasyonu:

#### 3.2.2.1. Sabitleme:

Ölçümlerde kullanılan insan eşdeğeri Alderson rando fantomunun başından göğüs hizasına kadar olan kısmı (15 kesit) bu çalışma için kullanıldı. Kesitlerin her biri 2,5 cm kalınlığında olup kullanılan fantomun toplam uzunluğu 37,5 cm idi. Fantomun sabit kalabilmesi için kesit aralıkları bantla yapıştırıldı. Simülatör masasına yatırılan fantomun boyun bölgesine A köpük koyuldu ve sırt bölgesine 3 cm yüksekliğinde bir destekleyici kutu yerleştirildi. Böylece fantom kesitlerinin ayrılmadan sabit kalması sağlandı. Fantom için termoplastikten yapılmış özel maske hazırlandı.

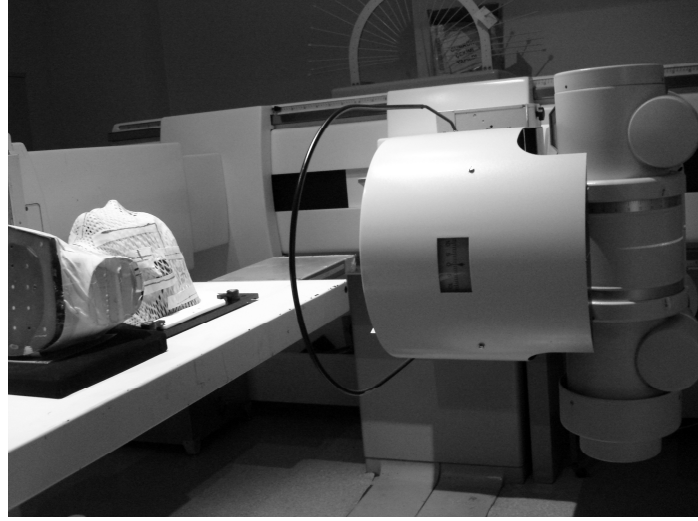
#### 3.2.2.2. Konvansiyonel Tedavi Simülasyonu:

Co-60 cihazına göre yapılan simülasyonda 80 cm SSD ile karşılıklı iki yan alan  $90^0$  ve  $270^0$  gantry açılarında floroskopi ile belirlenerek fantomun maskesine tedavi alanları  $10 \times 14 \text{ cm}^2$  olarak çizildi. Supra ışınlaması için  $0^0$  gantry açısında  $22 \times 7 \text{ cm}^2$  alan boyutları fantom üzerine çizilerek işaretlendi. Supra alanındaki larinks ve akciğer korumaları yine fantom üzerinde çizilerek belirlendi. Yan alanlar için çekilen simülasyon filmleri üzerine koruma blokları radyasyon onkolojisi uzmanı tarafından çizildi (Şekil 3.9).



Şekil 3.9 Konvansiyonel teknikteki lateral tedavi alanının simülasyon filmi

Yapılan tüm işlemler radyasyon onkolojisi uzmanı eşliğinde, bir nazofarinks tümörü ışınlanacakmış gibi düşünülüp alan boyutları ve riskli organ korumaları bu tedaviye göre ayarlandı (Şekil 3.10). Lateral alanlar için çizilen korumalar digitizer cihazı ile belirlenip blok kesici cihazda styrofoam köpük üzerinde kesildi. Cerrobend alaşımı kesilen köpüğe dökülerek focalize koruma blokları hazırlandı. Supra alanı için standart bloklar kullanıldı.



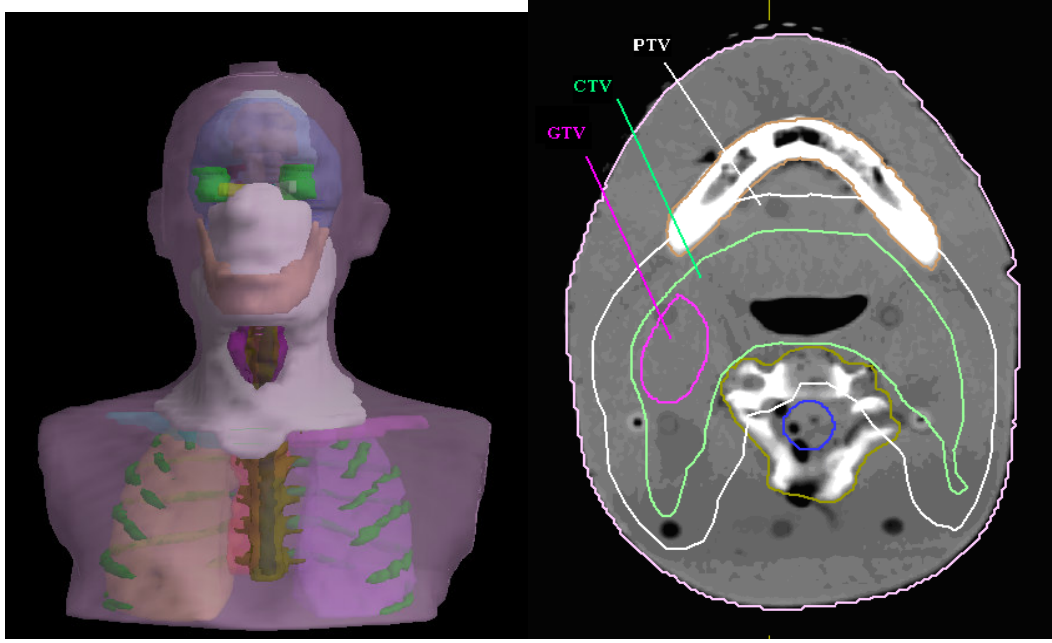
**Şekil 3.10: Fantomun konvansiyonel tedavi simülasyonu gösterimi.**

### **3.2.3. Fantomun Bilgisayarlı Tomografi Çekimi:**

Fantom aynı yatış pozisyonunda tomografi görüntüleri çekilmek üzere cihazın masasına yatırılıp maskesi takıldı. Görüntülerin başlangıç noktalarının belirlenebilmesi için laterallere ve mediale kurşun bilyeler yapıştırıldı ve fantomun bilgisayarlı tomografisi 0,5 cm aralıklarla çekildi. Görüntüler Focal Sim kontrolleme bilgisayarına aktarıldı.

### **3.2.4. Tomografi Görüntülerinin Konturlanması:**

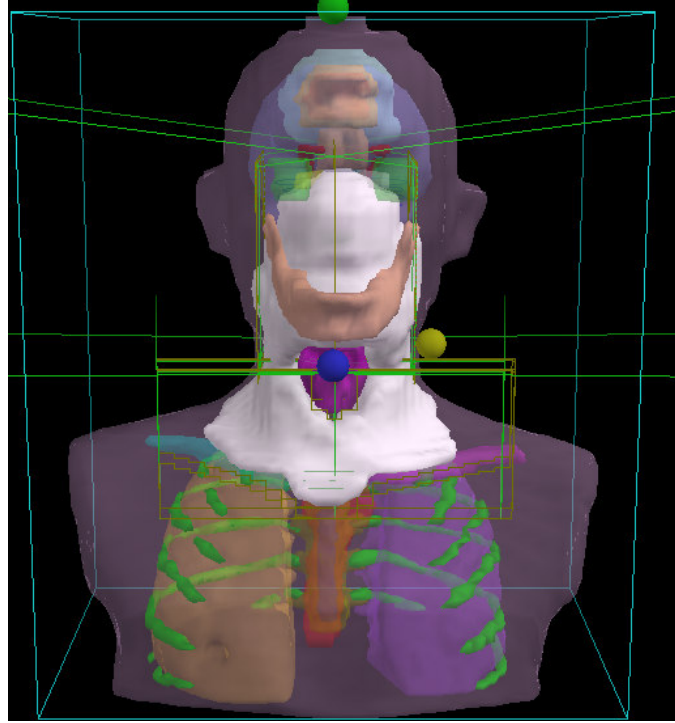
Tomografi görüntülerinde nazal kaviteye gerçekte olmayan nodal tutulum konturlanması çizildi ve GTV olarak adlandırıldı. Çizilen GTV referans alınarak retrofarinjiyal ve servikal lenf nodları boyunun her tarafına CTV olarak çizildi. CTV' ye 1 cm marj verilerek PTV çizildi (29). Tedavi planlaması yapılırken istenilen radyasyon dozunun verileceği hedef hacim PTV olarak belirlenmiş oldu (Şekil 3.11).



**Şekil 3.11: Hedef hacim ve kritik organların BT kesitleri üzerinde konturlanması.**

### 3.2.5. Tedavi Planlaması:

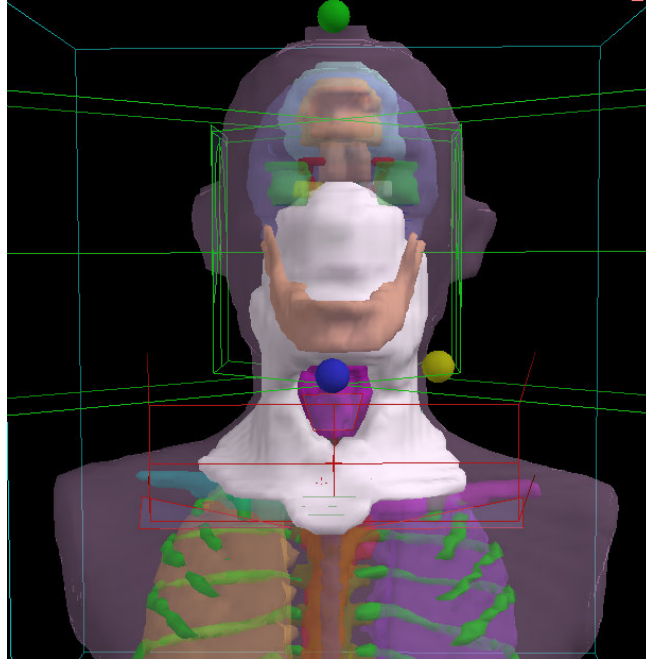
Focal Sim'de konturlanan görüntüler CMS XiO tedavi planlama sistemine aktarıldı. Burada fantoma asimetrik kolimasyon tekniği ile ışınlama yapabilmek için Oncor lineer hızlandırıcısında 6 MV foton ışını kullanılarak tek merkezli üç alan (iki yan ve bir ön) yerleştirildi (Şekil 3.12).



**Şekil 3.12: Asimetrik kolimasyon tekniği ile ortogonal tedavi alanlarının gösterimi.**

Yan alanlarda beyin ve ağız boşluğu için, supra alanında ise akciğerler ve larinks için koruma blokları bilgisayarda (TPS) çizildi. Oncor cihazında bulunan MLC (multi lif kolimatör) ile lifler korumalı alanlar için uygun pozisyona getirildi. Supra alanında  $0^{\circ}$  gantry açısı ve  $90^{\circ}$  kolimatör açısı verildi. Larinks ve akciğer korumaları için liflerin  $90^{\circ}$  kolimasyon açısında olması gerekli idi. Lateral alanlarda gantry açıları  $90^{\circ}$  ve  $270^{\circ}$ , kolimatör açısı  $0^{\circ}$  olarak ayarlandı. Hiç bir alanda masa açısı kullanılmadı. TPS' de her iki lateral alana 100' er cGy, supra alanına 200 cGy doz verilerek hesaplanan izodoz eğrileri tüm kesitlerde incelendi. Değerlendirmeler sonucunda lateral alanlarda PTV' yi 190 cGy' lik izodoz hattı kapsadı ve bu hatta günlük 200 cGy x 23 fraksiyon olmak üzere toplam 4600 cGy doz verilmesi planlandı. Supra alanı için yine 190 cGy' lik izodoz hattının PTV' yi kapsadığı görüldü ve bu hatta günlük 200 cGy x 25 fraksiyondan toplamda 5000 cGy doz verilmesi planlandı. Planlanan bilgiler Lantis bilgisayar ağı ile Oncor lineer hızlandırıcısına gönderildi.

Ayrıca Cirus Co-60 teleterapi ünitesi için de bir tedavi planlaması yapıldı ve ışın sahaları konvansiyonel planlamadaki aynı alan boyutları olacak şekilde aynı merkezlere yerleştirildi (Şekil 3.13). Radyasyon onkolojisi uzmanı tarafından film üzerine çizilen koruma blokları digitizer ile birebir olarak TPS' deki alanlar üzerine çizildi. Yine yan alanlar için 100'er cGy ve supra alanı için 200 cGy doz verilerek hesaplanan izodoz dağılımları incelendi.



**Şekil 3.13: Konvansiyonel teknikte ortogonal tedavi alanlarının gösterimi.**

### **3.2.6. Işınlama:**

#### **3.2.6.1. Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Cihazında Işınlama:**

Konvansiyonel teknikte ışınlama için daha önce ışın alanları simülatör cihazında belirlenmiş olan fantom aynı pozisyonda Co-60 cihazının tedavi masasına yatırıldı. İmmobilizasyonu için boyun altına A köpük ve sırtına destekleyici kutu yerleştirildikten sonra baş-boyun maskesi takıldı (Şekil 3.14). Yan alanlar için belirlenen saha boyutları kolimatörde açılarak maske üzerinde çizilmiş olan ışıklı alanlar cihazın ışıklı alanlarına

denk getirildi. SSD alan merkezinde 80 cm olacak şekilde ayarlandı ve blok tepsisine monte edilmiş koruma bloğu kolimatöre takıldı. 90 ve 270 derece gantry açılarında 100'er cGy ışınlama yapıldı. Supra alanı için fantom üzerine çizilmiş alanlar, daha önce belirlenmiş saha boyutları ayarlanarak ışıklı alan ile alan merkezinde 80 cm SSD görülerek ayarlandı. Bu alanda sabit koruma blokları fantom üzerinde belirlenen koruma alanlarının üzerine gelecek şekilde yerleştirildikten sonra 200 cGy dozda ışınlama yapıldı. Bu işlemler üç kez tekrarlandı.

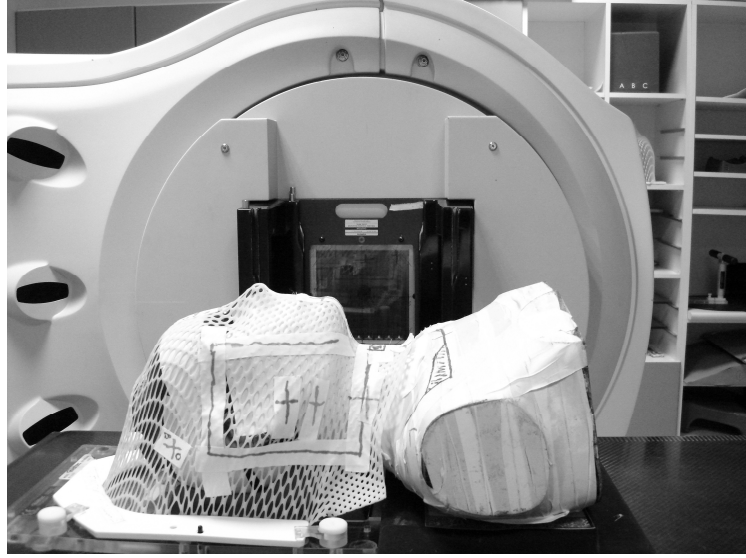


**Şekil 3.14: Cirus cihazında set-up gösterimi.**

### **3.2.6.2. Lineer Hızlandırıcıda Işınlama:**

Tedavi planlama sisteminde onaylanan planlama bilgileri LANTIS ağı ile Onco lineer hızlandırıcısına aktarıldı. Planlamadan elde edilen kaynak datalar eşliğinde fantom CT-Simülatöre yatırıldı. Lazerlere verilen izomerkez noktasının X,Y,Z koordinatları doğrultusunda fantom üzerinde işaretlemeleri yapıldı. Bu işaretler lineer hızlandırıcıdaki tedavi set-up sırasında kolaylık sağladı (Şekil 3.15). Fantom lineer hızlandırıcının tedavi masasına aynı pozisyonda yatırılarak lazerlerin CT-Sim'deki işaretlenmiş olan çizgilere oturtulması sağlandı ve merkezde 100 cm SID görüldü. Daha sonra tedavi bilgileri aktarılmış olan lineer hızlandırıcıda yan alanlar ve ön alan verilmiş

MLC pozisyonları ile ışınlandı. Yine yan alanlarda 100'er ve ön alanda 200 cGy doz verildi. Işınlama işlemi üç kez tekrarlandı.



**Şekil 3.15: Oncor cihazında set-up gösterimi.**

### **3.2.7. İstatistiksel Analiz Yöntemi :**

Okuma değerleri ile ışınlanan doz değerleri arasındaki ilişki serpilme diyagramı ve Pearson ilişki katsayısı ile gösterildi. Larink dozları orta hat doz değerlerinin yüzdesi olarak ifade edildi. Ölçümlerin tekrarlanabilirliğinin (1., 2. ve 3. ölçümlerin homojenliği) sınanmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA), TPS (tedavi planlama sistemi) ile TLD arasındaki yüzde doz değerleri farklılığının sınanmasında eşlendirilmiş serilerde Student't testi ve larinksin tümü ve alt bölgeleri için yönlemler arasındaki ortalama yüzde doz değerlerinin karşılaştırılmasında bağımsız gruplarda Student't testi kullanıldı (30). Tüm karşılaştırmalarda istatistiksel anlamlılık sınırı olarak  $p < 0.05$  kabul edildi.



## 4. BULGULAR

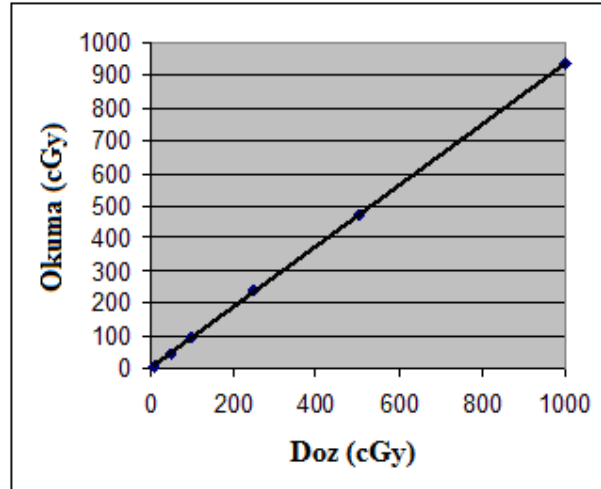
### 4.1. Okuma Değerleri ile Işınlanan Doz Değerleri Arasındaki Doğrusallık İlişkisi:

10, 50, 100, 250, 500 ve 1000 cGy için okuma değerleri Tablo 4.1'de verilmektedir.

**Tablo 4.1: Çeşitli dozlara karşılık gelen okuma değerleri**

cGy	Okuma(cGy)
10	7,51
50	48,33
100	100,00
250	243,38
500	470,75
1000	934,21

Işınlanan doz değerleri ile okuma değerleri arasındaki ilişki (Şekil 4.1) doğrusaldır ( $r=0.999$ ,  $p<0.001$ ).



**Şekil 4.1: Işınlanan doz ile okuma değerleri arasındaki serpilme diyagramı**

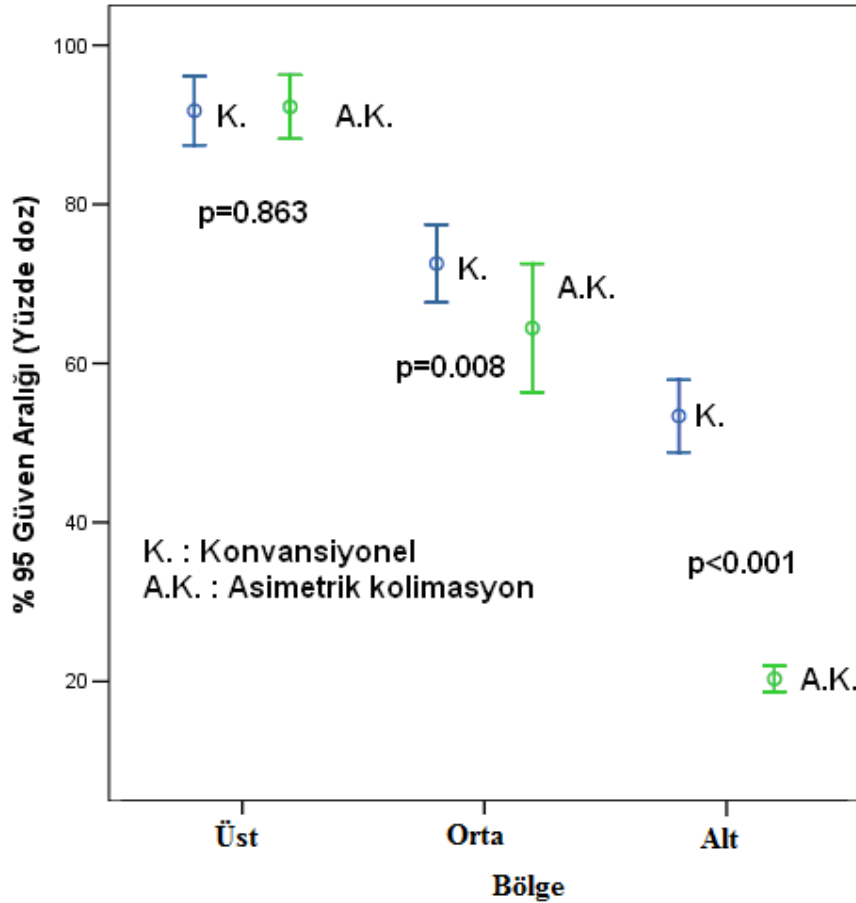
#### 4.2. Konvansiyonel ve Asimetrik Kolimasyon Yöntemlerinin Karşılaştırılması:

Konvansiyonel ve asimetrik kolimasyon tedavi yöntemlerinde tedavi dozunun yüzdesi (orta hat dozu) olarak larinksin tüm bölgesi ve alt grupları için ortalama yüzde doz değerleri Tablo 4.2’de verilmektedir.

**Tablo 4.2: Tedavi dozunun yüzdesi olarak larinksin ortalama yüzde doz değerlerinin bölgeler ve yöntemlere göre dağılışı.**

	Yöntem	$\bar{x}$	SD	n	Ortanca	En küçük	En büyük
Larinks Tüm Bölge	Konvansiyonel	72,56	18,24	54	72,63	33,80	114,19
	Asimetrik Kolimasyon	59,01	31,66	54	65,18	13,15	107,80
	İstatistiksel Anlamlılık	t=2,725			s.d.=106	p=0,008	
Larinks Üst Bölge	Konvansiyonel	91,76	8,75	18	89,33	79,54	114,19
	Asimetrik Kolimasyon	92,25	8,07	18	93,40	77,86	107,80
	İstatistiksel Anlamlılık	t=0,174			s.d.=34	p=0,863	
Larinks Orta Bölge	Konvansiyonel	72,55	9,86	18	72,63	55,48	95,49
	Asimetrik Kolimasyon	64,44	16,29	18	65,18	33,55	89,14
	İstatistiksel Anlamlılık	t=1,807			s.d.=34	p=0,008	
Larinks Alt Bölge	Konvansiyonel	53,37	9,15	18	52,68	33,80	69,51
	Asimetrik Kolimasyon	20,34	3,24	18	21,30	13,15	26,82
	İstatistiksel Anlamlılık	t=14,443			s.d.=34	p<0,001	

Toplam larinks dozları değerlendirildiğinde, asimetrik kolimasyon tekniğinde (A.K.) larinks orta hat dozunun %59.01' ini alırken, konvansiyonel teknikte (K.) ise %72.56' sını almıştır. Larinksin asimetrik kolimasyon tekniğinde daha az doz aldığı görülmektedir. Yöntemler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.008$ ). Larinksin üst, orta ve alt bölgeleri ayrı ayrı incelendiğinde üst bölgede istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olmadığı (K:%91.76, A.K.:%92.25;  $p>0.05$ ), orta bölgede anlamlılık sınırına yakın olduğu (K:%72.55, A.K.:%64.44;  $p=0.080$ ), alt bölgede ise anlamlı farklılığın olduğu (K:%53.37, A.K.:%20.34;  $p<0.001$ ) görülmektedir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2: Ortalama yüzde doz değerlerinin larinksin bölgelerine göre dağılışı

### 4.3. Ölçümlerin Tekrarlanabilirliği:

Farklı zamanlarda yapılan üç ölçüm için ortalama yüzde doz değerleri (ölçülen doz değerlerinin orta hat doz değerine göre yüzdesi) Tablo 4.3'te verilmektedir.

**Tablo 4.3: Farklı zamanlarda yapılan ölçümlerin yüzde doz değerlerinin yöntemlere ve ölçümlere göre dağılışı.**

Yöntem	Ölçüm	$\bar{x}$	SD	n	Ortanca	En küçük	En büyük
Konvansiyonel	1.ölçüm	78,83	18,93	N=18	75,99	49,81	114,19
	2. ölçüm	66,52	19,65	N=18	63,98	33,80	98,47
	3. ölçüm	72,33	14,59	N=18	72,66	52,24	95,49
<b>İst. Karşılaştırma (Anova)</b>		<b>F=2.138</b>		<b>s.d.=2 ; 51</b>	<b>p=0.128</b>		
Asimetrik Kolimasyon	1.ölçüm	54,43	32,89	N=18	50,37	13,15	107,80
	2. ölçüm	63,56	31,87	N=18	70,54	17,18	99,76
	3. ölçüm	59,03	31,37	N=18	64,11	16,47	102,39
<b>İst. Karşılaştırma (Anova)</b>		<b>F=0.365</b>		<b>s.d.=2 ; 51</b>	<b>p=0.696</b>		

Her ki yöntemde de 1. 2. ve 3. ölçümlere ait ortalama yüzde doz değerleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ).

#### 4.4. TPS (Tedavi Planlama Sistemi) ile TLD Yüzde Doz Değerlerinin Karşılaştırılması:

Ölçümlerdeki larinks lokalizasyonuna yerleştirilen TLD gruplarının yerleri, tedavi planlama sistemindeki (TPS) tomografi görüntülerinde konturlanmış olan larinksin üzerinde tespit edilmiştir. Böylece tedavi planlama sisteminde hesaplanan her bir TLD grubunun dozu ölçülen dozlarla karşılaştırılmıştır. Şekil 3.8’ deki yerleşim noktalarına göre her iki teknik için yapılan bu karşılaştırmada elde edilen yüzde doz değerleri tablo 4.4’ te verilmektedir. Gruplara ait TLD yüzde doz değerleri olarak 9 ölçümün ortalaması alınmıştır. TPS ile TLD ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.4: Konvansiyonel ve asimetric kolimasyon yöntemlerine ilişkin TPS ve TLD yüzde doz değerleri**

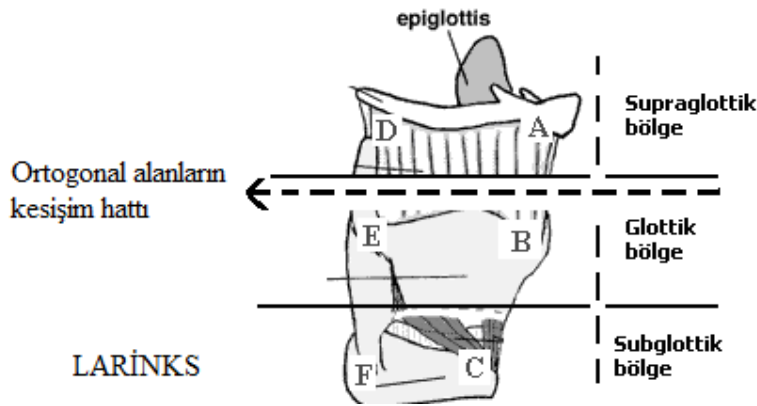
Gruplar	Konvansiyonel TLD	Konvansiyonel TPS	Fark	Asimetric Kolimasyon TLD	Asimetric Kolimasyon TPS	Fark
A	92,67	80,48	12,19	91,73	89,84	1,90
B	74,98	70,15	4,84	75,60	61,84	13,76
C	47,98	56,05	-8,07	19,01	28,94	-9,93
D	90,61	79,75	10,86	92,51	90,45	2,06
E	69,97	69,78	0,19	52,83	60,38	-7,54
F	58,58	57,15	1,43	21,60	30,45	-8,85
Ortalama	72,47	68,89	3,57	58,88	60,32	-1,43
SD	17,56	10,56	7,49	33,18	27,05	9,15
İstatistiksel anlamlılık	t=1.168 s.d.=5 p=0.295			t=0.384 s.d.=5 p=0.717		

## 5. TARTIŞMA

Baş-boyun kanserlerinin gözle görülür bölgelerden gelişmesi, bu tümörlerin erken tanınmasında ve nükslerin erken dönemde tespit edilmesinde avantajdır. Lokal ve bölgesel hastalık kontrolü genel anlamda hastalığın da kontrolü olduğundan tedavilerde lokal hastalığın kontrolü en önemli amaçtır. İhmal edilmiş olgularda çok ciddi lokal ve sistemik problemler ortaya çıkar. Bu nedenle tümör nüksü ve sağlam doku hastalık risklerini azaltmak için çok detaylı ve dikkatli tedavi tekniği uygulamak gerekir (1,10,11,32).

Çalışmamızda kullandığımız her iki yöntemde de (konvansiyonel ve asimetrik kolimasyon) ortogonal alanların kesiştiği hat larinksin aynı seviyesinden geçmektedir (Şekil 5.1). Burada larinksin üst, orta ve alt bölgelerinde ölçümler yapılmıştır. Üst bölge yan ışın alanlarının içinde, orta bölge kesişim hattının 0.5-1 cm altında ve alt bölge supra alanı içindedir.

Yapılan ölçümlerde larinksin aldığı doz asimetrik kolimasyon kullanıldığında konvansiyonel tedaviye oranla düşmektedir. Bunun nedeni, asimetrik kolimasyonla ortogonal alanlar birleştirildiğinde penumbranın daha az olması, diverjansın olmaması ve sıcak alanların azalmasıdır.



Şekil 5.1: Larinksin bölgeleri ve ortogonal alanların kesişim hattının geçtiği larinks seviyesinin temsili gösterimi.

Yan alanlar içinde kalan larinksin üst kısmında yöntemler arasında doz farkı bulunmamaktadır. Ses tellerinin de yer aldığı larinksin orta bölgesi, alanların kesişim hattının hemen altında olması nedeniyle, asimetric kolimatörün diverjansı ortadan kaldıran ve penumbrayı azaltıcı özellikleri, larinkste önemli ölçüde koruma sağlamıştır.

Larinksin alt tarafında ortaya çıkan asimetric kolimatör lehine olan çok belirgin fark yanıtıcı olabilir. Konformal tedavilerle yapılan planlamalarda normal dokuların (burada larinks) üç boyutlu olarak çok daha iyi belirlenerek korunabilmeleri ile ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Lee ve ark.'larının yaptığı çalışmada nazofarinks kanserli hastalar için uygulanan yedi alan IMRT tekniği ile yapılan tedavi planlamaları sonucunda larinks verilen tedavi dozunun maksimum % 105' ini almıştır (31). Bizim çalışmamızda konvansiyonel teknikte %114, asimetric kolimasyonda ise %108' dir. Özellikle asimetric kolimasyon tekniğinin sonuçlarımızla uyumlu olduğu görülmektedir. Lee ve ark' ları, IMRT tedavi tekniğinde tedavi dozunun hedef hacmi yeterince iyi kapsadığını ancak larinks dozunun biraz daha düşürülerek daha iyi bir ses kalitesi ve fonksiyonu sağladığını bildirmektedirler. Bizim çalışmamızda IMRT tedavi tekniği kullanılmadı. Bundan sonraki çalışmalarımızda IMRT tedavi yöntemlerini kullanarak klinik için daha iyi tedavi modaliteleri sağlayabiliriz.

Zhu ve ark.'larının yaptığı çalışmada, baş ve boyun kanseri tedavilerinde uygulanan ortogonal saha ışınlamalarında alanların birleşim bölgesindeki dozlar bal mumu ile yapılmış özel fantomda TLD' ler ile ölçülmüştür. Çalışmada asimetric kolimasyon kullanılarak tek izomerkez tekniği ile konvansiyonel teknik karşılaştırılmış ve her iki teknikte de 6 MV foton ışını kullanılmıştır. Alanların birleşim bölgesinde larinks yerleşimi olduğu vurgulanmıştır. Bu bölgede asimetric kolimasyonlu tek izomerkez tekniğinde alan birleşim bölgesinde ortalama doz 1.01 Gy (verilen dozun %101' i) iken konvansiyonel teknikte 1.23 Gy (verilen dozun %123' ü) olarak ölçülmüştür. İki teknik arasındaki yüzde doz farkı %22' dir (32). Bizim çalışmamızda ise iki teknik arasındaki larinksin yüzde doz değerleri farkı %13' tür. Her iki çalışmada da kullanılan tek izomerkezli asimetric kolimasyon tekniğinin ışın diverjansını ortadan kaldırması nedeniyle daha az doz değerleri ölçülmüştür.

Ancak Zhu ve ark.' ları alan birleşim yerlerinde sadece iki tekniği karşılaştırmışlardır ve larinks koruması yapmamışlardır. Bu nedenle alan kenarı dozları

orta hat dozuna yakındır. Asimetrik kolimasyon tekniği ile alan birleşim yerleri dahil çok iyi bir homojen doz dağılımı elde edildiğini bildirmektedirler. Bizim çalışmamızda larinks dozunu düşürmek için ayrıca bir larinks koruması yapılmaktadır. Asimetrik kolimasyonla daha iyi bir larinks koruması elde edilmekte ve alan kenarları dahil tüm tedavi alanında daha iyi bir doz dağılımı elde edilmektedir.

David ve ark'ları penumbra nedeniyle alan birleşimindeki dozlarda %30-40' a kadar değişmeler olduğunu, bu nedenle gap aralığına dikkat edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Asimetrik kolimasyon kullanılarak doz değişiminin ortadan kalktığını ancak oluşabilecek potansiyel sıcak ve soğuk doz noktalarına dikkat edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir (20).

David ve ark.' larının yaptığı başka bir çalışmada baş ve boyun kanseri ortogonal tedavi alanlarında tek izomerkez tekniğinde asimetrik kolimasyon kullanılarak izomerkez hattındaki doz yükselmeleri ve doz düşüşleri incelenmiştir. Su eşdeğeri fantomda verifikasyon filmi ile yapılan ölçüm sonuçlarında merkezi eksenle alanlar arasında 3 mm aralık (gap) bırakıldığında ve alanlar 3 mm üst üste (overlap) bindirildiğinde  $\pm\%50$  doz değişimleri olduğu bildirilmektedir. Alanların üst üste bindiği 3 mm' lik yerdeki doz yükselmesinde maksimum doz % 140 olarak ölçülmüştür (21). Bu nedenle asimetrik kolimasyon tekniği ile tedavilerde alanlar arasındaki boşluğa (gap) dikkat edilmelidir. Bizim çalışmamızda gap yoktur.

Sonuç olarak baş ve boyun kanseri tedavilerinde ortogonal alanlar kullanıldığında asimetrik kolimatör ile tek izomerkez tekniği, ışın alanları arasındaki diverjansı ortadan kaldırması ve penumbranın daha az olması özellikleri nedeniyle kritik organ larinksin korunmasına önemli katkı sağlamaktadır. Dolayısıyla asimetrik kolimasyonlu lineer hızlandırıcısı olan radyoterapi merkezlerinde asimetrik kolimasyonlu tedavi tekniğinin uygulanması ile daha iyi sonuçlar elde edilebilir. Ayrıca, enstitümüzde IMRT tekniğine yönelik çalışmalar yapılarak, daha da iyi sonuçlar elde edilebilir.



**KAYNAKLAR**

1. Topuz E, Aydiner A, Karadeniz AN. Baş-Boyun ve Tiroit Kanserleri. Klinik Onkoloji. İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Yayınları, İstanbul, TR 2006; 161-162.
2. Sanguineti G, Adapala P, Enders EJ, Brack C, Fiorino C, Sormani MP, Parker B. Dosimetric predictors of laryngeal edema. International J. of Radiation Oncology Bio. Phy. 2007;68: 741-749.
3. Overgaard J, Bartelink H. Late Effects Consensus Conference: RTOG/EORTC Rad. Oncol. 1995;35:1-82.
4. Cooper JS, Fu K, Jamesmarks, Silverman S. Late effects of radiation therapy in the head and neck region. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 1995; 31: 1141-1164.
5. Andrieu MN. Radyasyon tedavisinin geç dönem yan etkileri ve destek tedavisi. Kanserde Destek Tedavi Kursu, Mayıs, 2003.
6. RTOG/EORTC Late Radiation Morbidity Scoring Schema RTOG Meeting, Delta Centre-ville Montreal, Canada, 2003.
7. Dornfeld K, Simmons JR, Karnell L, Karnell M, Funk G, Yao M, Wacha J, Zimmerman B, Buatti JM. Radiation doses to structures within and adjacent to the larynx are correlated with long-term diet- and speech-related quality of life. International J. of Radiation Oncology Bio. Phy. 2007;68:750-757
8. Fung K, Yoo J, Leeper HA, et al. Vocal function following radiation for non-laryngeal versus laryngeal tumors of the head and neck. Laryngoscope 2001;111:1920 –1924.

9. Fung K, Yoo J, Leeper HA, et al. Effects of head and neck radiation therapy on vocal function. *J Otolaryngol* 2001;30:133–139.
10. Leibel SA, Phillips TL. *Textbook of radiation oncology*, W.B. Saunders Company. Philadelphia, 1998; pp 412-566.
11. Perez CA, Brady LW. *Principles and practice of radiation oncology*, Lippincott-Raven. Philadelphia, 1998; pp 897-1180.
12. Janfaza P, Nadol J, Galla JR, Fabian LR, Montgomery WW, Edit. Cansız H. Baş ve Boyunun Cerrahi Anatomisi 2002; s.639-671, 815-819, 368-392
13. Güven S. Total larenjektomi sonrası yutma fonksiyonlarının sintigrafik yöntemlerle değerlendirilmesi. (Uzmanlık tezi), İstanbul, 2005.
14. Guyton AC, Hall JE. *Textbook of Medical Physiology* 1996;s.804-805.
15. Demiröz C. Baş boyun kanserleri, Uludağ Üniv. Tıp Fak. Radyasyon Onk. ABD
16. Çakır A. Kranyo-spinal ışınlamalarda diverjansuyum tekniği ile yarı-blok tekniğinin set-up hataları yönünden karşılaştırılması. İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 1998.
17. Million RR, Cassisi NJ. *Management of head and neck cancer*. Philadelphia, PA: J.B. Lippincott; 1984:82-85.
18. 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. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 1991; 21: 767-777.
19. Williamson TJ. A technique for matching orthogonal megavoltage fields. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 1979; 5: 111-116.

20. Rosenthal DI, McDonough J, Kassae 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*. 1998; 49: 273-278.
21. Rosenthal DI, McDonough J, Kassae A. Shielding the spinal cord is necessary when junctioning abutting fields with independent collimation in head and neck radiotherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 1997; 39: 1046.
22. Bilge H. Kranyo-spinal ışınlamalarda yarı-blok tekniği ile diverjans uyumu tekniğinde, birleşim düzlemindeki doz dağılımları ve karşılaştırılmaları. İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 1991.
23. Küçüçük H. Ortogonal radyasyon alanları içeren baş-boyun tümörlerinin, asimetrik kolime edilmiş CO-60 ve 4 MV (X) ışınları ile tedavisinde set-up hatalarının birleşim bölgesine etkisi. İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 1999.
24. Anonymous. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
25. DKFZ. Multi Media Introduction to the Physical and Technical Aspects of 3D Conformal Radiotherapy.
26. Khan, FM. The Physics of Radiation Therapy. Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Medical School, Maryland USA 2003.
27. IAEA. Podgorsak EB. technical editor. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna; 2005.
28. Alkaya F. Koruma Bloklarının Doz Parametrelerine Etkisi. İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 1997.

29. Khan FM. Treatment Planning in Radiation Oncology, Lippincott Williams & Wilkins. Minnesota, USA, 2nd ed., 2007;pp 370.
30. Dişçi, R. Temel Ve Klinik Biyoistatistik, İstanbul Tıp Kitapevi, İstanbul, 2008.
31. Lee N, Mechalakos J, Puri DR, Hunt M. Choosing an intensity-modulated radiation therapy technique in treatment of head-and-neck cancer. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2007; 68: 1299–1309.
32. Zhu L, Kron T, Barnes K, Johansen S, Fracr PO. Junctioning of lateral and anterior fields in head and neck cancer: A dosimetric assessment of the monoisocentric technique (including reproducibility). *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 1998; 41: 227-232.

**HAM VERİLER**

ONCOR									
	1. ÖLÇÜM (cGy)			2. ÖLÇÜM (cGy)			3. ÖLÇÜM (cGy)		
<u>GRUP NO</u>	1. TLD	2. TLD	3. TLD	1. TLD	2. TLD	3. TLD	1. TLD	2. TLD	3. TLD
A	180,4	204,5	237,6	180,9	203,9	221,5	180,2	204,9	216,6
B	136,1	166,9	136,5	187,1	183,7	168,8	183,3	165,9	180,2
C	30,47	34,34	42,39	48,2	36,89	61,01	39,94	39,21	46,83
D	216,1	206,6	188,1	209,4	199,1	212,8	222,9	186,7	204,3
E	77,73	90,43	84,11	140,4	143,6	144,4	127,4	122,6	123,6
F	45,85	48,94	48,08	46,94	45,82	51,7	47,12	46,25	50,32
Merkezi Kesit	231,7	215,3	220,4	209,9	214,7	227,5	217,7	238	220,3

CİRUS									
	1. ÖLÇÜM (cGy)			2. ÖLÇÜM (cGy)			3. ÖLÇÜM (cGy)		
<u>GRUP NO</u>	1. TLD	2. TLD	3. TLD	1. TLD	2. TLD	3. TLD	1. TLD	2. TLD	3. TLD
A	177,4	218,9	194,8	182,3	165,4	193,4	161,7	165,6	173,2
B	159,8	142,2	163,9	141	149,6	130,7	152,9	131,3	149,7
C	102,3	100,6	95,01	68,42	75,64	82,54	106,2	102,3	112,4
D	202,2	187,1	187,2	165,5	168,6	176,7	169,9	172,4	166,9
E	147,5	156,3	137,8	112,3	118,2	115,7	129,8	128,7	186,5
F	131,4	126,8	130,4	95,94	115,2	101,2	107,5	112,2	111,5
Merkezi Kesit	205,4	191,7	187,6	202,4	192,5	196,4	203,3	187,3	195,3

LİNEERİTE	cGy	okuma(cGy)
a=	10	7,5118
	50	48,3331
	100	100
	250	243,3827
	500	470,7526
	1000	934,2085

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	ERHAN	<b>Soyadı</b>	DİŞÇİ
<b>Doğ.Yeri</b>	İSTANBUL	<b>Doğ.Tar.</b>	18.09.1983
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>TC Kim No</b>	17783269340
<b>Email</b>	erhandisci@gmail.com	<b>Tel</b>	05353535263

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Doktora</b>		
<b>Yük.Lis.</b>		
<b>Lisans</b>	ABANT İZZET BAYSAL ÜNİV. FİZİK (İNGİLİZCE)	2006
<b>Lise</b>	BAYRAMPAŞA TUNA LİSESİ	2000

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İNGİLİZCE	İYİ	ORTA	İYİ		50

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>ALES Puanı</b>	63	62	59