

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BAŞ BOYUN FANTOM MODELİNDE KONTRAST
MADDENİN VE HAVA BOŞLUKLARININ
3-BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ
PLANLAMALARDA DOZ DAĞILIMINA ETKİSİ**

SEMA PİR

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR – 2010
DEÜ.HSI.MSc-2007970143

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BAŞ BOYUN FANTOM MODELİNDE KONTRAST
MADDENİN VE HAVA BOŞLUKLARININ
3-BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ
PLANLAMALARDA DOZ DAĞILIMINA ETKİSİ**

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

SEMA PİR

DANIŞMANLAR

Prof.Dr. Fadime AKMAN

Yard.Doç.Dr. Hakan EPİK

İZMİR – 2010

DEÜ.HSL.MSc-2007970143

Prof.Dr. Fadime AKMAN ve Yard.Doç.Dr. Hakan EPİK danışmanlığında, Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Yüksek Lisans öğrencisi Sema Pir tarafından hazırlanan ‘Baş boyun fantom modelinde kontrast maddenin ve hava boşluklarının 3-boyutlu konformal radyoterapi planlamalarda doz dağılımına etkisi’ isimli tez projesi, 07/06/2010 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından başarılı bulundu.

Prof. Dr. Fadime AKMAN

BAŞKAN

Prof. Dr. Emel ADA

ÜYE

Prof. Dr. Gamze Çapa KAYA

ÜYE

Yard. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR

ÜYE

Yard. Doç. Dr. Hakan EPİK

ÜYE

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER LİSTESİ	i
ŞEKİL LİSTESİ	iii
TABLO LİSTESİ	v
KISALTMALAR	vi
ÖNSÖZ	viii
1. ÖZET.....	1
2. SUMMARY.....	3
3. GİRİŞ ve AMAÇ	5
4. GENEL BİLGİLER.....	6
4.1 Baş Boyun Kanserlerinde Radyoterapi	6
4.2 Konvansiyonel İki Yan Alan Tekniği	7
4.3 Konformal Radyoterapi Tekniği	8
4.4 DVH (Dose Volume Histogram)	9
4.5 Radyoterapi Bilgi Sistemi (Radiotherapy Information System-RTIS).....	10
4.6 ICRU 50 – 62 Numaralı Raporu	11
4.7 Bilgisayarlı Tomografi	11
4.8 BT Simülatör	13
4.9 BT Numarası – (Hounsfield Birimi, HU)	14

4.10 Radyoterapide Kullanılan Fantomlar ve Baş Boyun Fantom Modeli.....	17
4.11 Kontrast Madde	19
5. GEREÇ ve YÖNTEM	21
5.1 Baş Boyun Fantom Modeli	21
5.2 Kontrast Madde	25
5.3 Bilgisayarlı Tomografi Simülatör Cihazı	25
5.4 BT Simülatörden Görüntü Alınması	26
5.5 Fantom Modelinin Kalibrasyonu	27
5.6 Tedavi Planlama Sistemi ve Planların Yapılması	31
5.7 İstatistiksel Analiz	32
5.8 Etik Kurul Onayı	33
6. BULGULAR	34
6.1 Konvansiyonel Tedavi Planından Elde Edilen Sonuçlar	34
6.2 Konformal Tedavi Planından Elde Edilen Sonuçlar	36
6.3 İstatistiksel Analiz Sonuçları	37
7. SONUÇ ve TARTIŞMA.....	40
8. KAYNAKLAR	46

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1: Baş boyun bölgesi anatomisi	7
Şekil 2: Çalışmadaki konvansiyonel iki yan alan 3B ışın girişleri ve doz dağılımı	8
Şekil 3: Çalışmadaki konformal tedavi 3B ışın girişleri ve doz dağılımı	9
Şekil 4: a) Differansiyel DVH, b) Kümülatif DVH (Çalışmadan alınan görüntüler)	10
Şekil 5: BT aygıtı	12
Şekil 6: BT simülatör odası	13
Şekil 7: BT Simülasyon ve Tedavi Planlama Sistem yapısının şematik gösterimi	14
Şekil 8: HU, lineer atenüasyon katsayısı (μ) ile görüntü arasındaki ilişki	15
Şekil 9: ROI alanları ve farklı maddelerin HU değerlerinin gri skaladaki tonlaması	16
Şekil 10: Tek boyutlu su fantomu	17
Şekil 11: Akrilik ve su eşdeğeri RW3 katı su dilim fantomlar	18
Şekil 12: a) Alderson Rando Fantom (ARF), b) Baş boyun bölgesi için ARF	18
Şekil 13: Çalışma için oluşturulan baş boyun bölgesi fantom modeli	19
Şekil 14: a,b) Elips plakalar, c) Plakaların çubuk yardımı ile birleştirilmesi	22
Şekil 15: a) Tabanı düz plaka, b) Alt ve üst uçlarında vida sistemi olan plaka	22
Şekil 16: Baş boyun fantom modeli	22
Şekil 17: a,b) Silindir kap, c) Silindir kabın merkezinde 6 cm çap olan plaka	23
Şekil 18: Fantom modelinde kullanılan malzemeler ve silindir kap yerleşimi	23
Şekil 19: Silindir kabın dizaynı	24

Şekil 20: Baş boyun fantom modelinde merkeze silindir kabın yerleştirilmesi	24
Şekil 21: DEÜ Hastanesi RO'da kullanılan Bilgisayarlı Tomografi Simülatör aygıtı	26
Şekil 22: ROI' lerin plakalar üzerinde alındığı bölgeler; beyaz daire PMMA madde, mavi daire çubuk	27
Şekil 23: Silindir kabın çeperinden alınan ROI' ler beyaz; iç hacimindeki ROI' ler mavi	28

TABLO LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 1: ‘ <i>Model 1 Plaka</i> ’, ROI sayısı ve ortalama HU değerleri.....	29
Tablo 2: ‘ <i>Model 2 Kavite</i> ’, ROI sayısı ve ortalama HU değerleri	29
Tablo 3: ‘ <i>Model 3 Su</i> ’, ROI sayısı ve ortalama HU değerleri	30
Tablo 4: ‘ <i>Model 4 Kontrast</i> ’, ROI sayısı ve ortalama HU değerleri	30
Tablo 5: ‘ <i>Model 1 Plaka</i> ’, konvansiyonel planlamadaki doz verileri	34
Tablo 6: ‘ <i>Model 2 Kavite</i> ’, konvansiyonel planlamadaki doz verileri	35
Tablo 7: ‘ <i>Model 3 Su</i> ’, konvansiyonel planlamadaki doz verileri	35
Tablo 8: ‘ <i>Model 4 Kontrast</i> ’, konvansiyonel planlamadaki doz verileri	35
Tablo 9: ‘ <i>Model 1 Plaka</i> ’, konformal planlamadaki doz verileri	36
Tablo 10: ‘ <i>Model 2 Kavite</i> ’, konformal planlamadaki doz verileri	36
Tablo 11: ‘ <i>Model 3 Su</i> ’, konformal planlamadaki doz verileri	37
Tablo 12: ‘ <i>Model 4 Kontrast</i> ’, konformal planlamadaki doz verileri	37
Tablo 13: ‘ <i>Model 1 Plaka</i> ’ nın ‘ <i>Model 2 Kavite</i> ’ ve ‘ <i>Model 3 Su</i> ’ ile konvansiyonel plan analiz sonuçları.....	38
Tablo 14: ‘ <i>Model 3 Su</i> ’ ile ‘ <i>Model 4 Kontrast</i> ’ ın konvansiyonel plan analiz sonuçları.....	38
Tablo 15: ‘ <i>Model 1 Plaka</i> ’ nın ‘ <i>Model 2 Kavite</i> ’ ile ‘ <i>Model 4 Su</i> ’ ile konformal plan analiz sonuçları	39
Tablo 16: ‘ <i>Model 3 Su</i> ’ ile ‘ <i>Model 4 Kontrast</i> ’ ın konformal plan analiz sonuçları.....	39

KISALTMALAR

TRS 277 : Treatment Radiation System Report No:277

TPS : Tedavi Planlama Sistemi

2B : İki Boyutlu

3B : Üç Boyutlu

DVH : Doz Volume Histogram

DEÜ : Dokuz Eylül Üniversitesi

DEÜTF : Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi

RO : Radyasyon Onkolojisi

RT : Radyoterapi

RTIS : Radyoterapi Bilgi Sistemi (Radiotherapy Information System)

BT : Bilgisayarlı Tomografi

BT- Sim : Bilgisayarlı Tomografi Simülatör Aygıtı

ICRU : Uluslar arası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi (International Committee of Radiation Units and Measurement)

GTV : Görünebilir Tümör Hacimi (Gross Tumor Volume)

CTV : Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume)

PTV : Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)

IM : Internal Margin (İç Pay/İç sınır)

SM : *Set-up* Margin (*Set-up* sınırı)

TV : Tedavi Hacimi

IV : Işınlanan Hacim (Irradiated Volume)

OAR : Organ at Risk (Riskli Organ)

kVp : Kilo volt pik

HU : Hounsfield Birimi – (BT numarası)

DRR : Digitally Reconstructed Radiographs – (Yeniden Yapılandırılmış Dijital Radyografiler)

ROI : Region of Interest – (İlgili Alan)

PMMA : Polimetil Metakrilat

ARF : Alderson Rando Fantom

Gy : Gray (Absorbe Doz Birimi)

MV : Mega Volt

ÖNSÖZ

Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında tezimi yapmama ve danışmalığımı üstlenmeyi kabul eden sayın hocalarım Radyasyon Onkolojisi Anabilim dalı öğretim üyesi Prof.Dr. Fadime AKMAN ve Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü öğretim üyesi Yard.Doç.Dr. Hakan EPİK' e sabırlarından, desteklerinden, bilgi ve deneyimleri konusunda bana yaptıkları büyük katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı başkanı Prof.Dr. Rıza ÇETİNGÖZ' e klinikte geçirdiğim süreç içerisinde gösterdiği destek ve hoşgörüsü için teşekkür ederim. Tedavi planları ve çekim süreçlerinde klinik tecrübesiyle bilgi birikimini aktaran ve yönlendiren fizik uzmanı Seray KURT' a, BT simülatörde görev yapan biyolog Ayşe YILDIRIM, tekniker Semra Paşa YAKAN ve Bahar KANATLI' ya yardımları ve gösterdikleri sabır için çok teşekkür ederim.

Medikal Fizik Anabilim dalının gelişmesi için büyük çaba harcayan Nükleer Tıp Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof.Dr. Hatice DURAK' a cesaretlendirici yapısıyla ve güven verici duruşuyla her zaman yanımızda olduğunu hissettirdiği için çok teşekkür ederim. Nükleer Tıp uzmanı sayın hocam Doç.Dr. Türkan ERTAY' a laboratuvarını kullanırken gösterdiği anlayış, görüşleri, önerileri ile uzun saatler uğraştığımız deney düzeneğinin başındaki büyük özen ve sabrı için çok teşekkür ederim. Nükleer Tıp Anabilim Dalı fizik uzmanı İsmail EVREN ve Bağnu UYSAL'a, önderliğinde yürüttüğüm görevlerim sırasında, tez çalışmalarımı da yaparken, uygun koşulları yaratarak gösterdikleri sürekli destek ve anlayışlarını her daim hissettirdikleri için çok teşekkür ederim.

Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü öğretim üyesi sayın hocam Yard.Doç.Dr. Kadir AKGÜNGÖR ve eğitim sürecinde bilgi ve deneyimlerini aktaran tüm öğretim elemanlarına anlayış, destek ve görüşleri için çok teşekkür ederim.

2007 yılı Medikal Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans programına birlikte başladığımız, acısıyla tatlısıyla birçok anlar paylaştığımız, hep beraber kalmayı başardığımız dönem arkadaşlarım Berrin ÇAVUŞOĞLU, Selda SUCU, Funda DURMUŞ ve Mehmet ADIGÜL' e teşekkür ederim.

Teşekkür etmenin yetersiz kaldığı, hayatımın her anında sabır ve cesaretin yıkamayacağı hiçbir gücün olmadığını, özgür, saygılı ve dik durmamı öğütleyen, destekleyen ve gösteren canım annem ve babam AYŞE, RUHİ PİR çiftidir.

BAŞ BOYUN FANTOM MODELİNDE KONTRAST MADDENİN VE HAVA BOŞLUKLARININ 3-BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ PLANLAMALARDA DOZ DAĞILIMINA ETKİSİ

Sema PİR

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı
semapir@hotmail.com

1. ÖZET

Çalışmada baş boyun kanserleri radyoterapisinde, kontrast maddenin ve hava boşluklarının konvansiyonel ve konformal tedavi planlarındaki doz dağılımına etkisi karşılaştırılarak araştırıldı. Akrilik PMMA malzemesinden baş boyun bölgesine benzer fantom tasarlandı. Su ve kontrastlı suyun koyulabileceği, hava etkisinin incelenebileceği silindir bir kap yapıldı. Simülasyon için *plaka*, *kavite*, *sulu* ve *kontrastlı su* karışımının bulunduğu dört çekim görüntüsünden alınan ROI ile HU verilerinin ortalamaları $HU < 125$ yumuşak doku, silindir kap çeperi için ortalama $HU > +125$ kemik doku, su ve kontrastlı su ortalamaları sırasıyla 4.39 ile 27.18 HU olup sıvı ile uyumlu bulundu. Görüntülerde GTV, CTV ve PTV alanları konturlandı, her birinde konvansiyonel ve konformal olmak üzere 6 MV X ışını kullanılarak iki tedavi planı yapıldı. Toplam 200 cGy tek fraksiyonda, PTV'nin ortalama doz değerine ve %100'lük izodoza normalize edilerek hesaplandı. Plan sonuçları bağımsız gruplarda T testi ile hesaplanan p değeriyle analiz edildi. *Plaka* ve *Kavite* modellerinin konvansiyonel ve konformal plan karşılaştırmasında CTV dozu için $p < 0.05$, boşluk plan lehine, anlamlı yüksek bulundu, boşluktan kaynaklanan saçılmaların etrafındaki CTV doz ortalamasında artışa neden olduğu düşünüldü. *Plaka* ve *Su* modellerinin konvansiyonel planında CTV, konformal planında GTV için *su* lehine anlamlı yüksek bulundu. Bu durum *plaka*, *su* ve silindir çeper arasındaki HU farklarından kaynaklanabilir, fakat günlük uygulamalarda anlamlı fark yaratacak düzeyde değildir. *Su* ile *Kontrast*'ın konvansiyonel ve konformal

planlarında, GTV ile CTV' de anlamlı bir fark saptanmamıştır. Sonuçlara göre baş boyun bölgesinde planlama öncesi kontrast madde kullanımı tedavi dozunda artışa neden olurken, klinik açıdan etkisi ihmal edilebilir. Boşluklar geniş değilse, toplam dozda klinik açıdan ciddi değişimlere neden olmamakta, fakat boşluk duvarlarındaki normal doku doz birikmesi dikkate alınmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Kontrast madde, Baş boyun kanserleri, Radyoterapi, Hava boşluğu.

THE EFFECTS OF CONTRAST AGENT AND AIR CAVITIES ON DOSE DISTRIBUTION OF THREE-DIMENSIONAL CONFORMAL RADIOTHERAPY PLANS IN HEAD AND NECK PHANTOM MODEL

Sema PİR

Dokuz Eylul Univesity , Institute of Health Sciences, Medical Physics

semapir@hotmail.com

2. SUMMARY

This comparative study was to investigate the radiotherapy of head and neck cancers by comparing the effects of the contrast agent and the air cavity on the patient dose in the conventional and conformal treatment plans. A phantom in the form of head/neck area has been designed with acrylic PMMA material. A cylindrical container was built in which the water and the contrast enhanced water could be placed in and the effect of air could be observed. For simulation the mean ROI and HU data gathered from the four images where *slabs*, *cavity*, *water* and *contrast enhanced water* were present was found to be $HU < 125$, thus were compatible with soft tissue. HU was measured to be > 125 for cylindrical container wall, thus compatible with the bone tissue. *Water* and *contrast enhanced water* are compatible with the liquid as they were measured to be 4.39 and 27.18 HU respectively. In the images GTV, CTV and PTV areas were countered and for each one of them two treatment plans that are conformal and conventional were planned with 6 MV X-ray. A single dose of 200 cGy were calculated to PTV and normalized to 100%. Plan results were analyzed with p-values of the t-test calculated from independent groups. In the comparison of *slab* and *cavity* models for the conventional and conformal plans the p-value of the CTV dose was found to be significantly high (< 0.05) in favour of the cavity plan. The result was attributed to be a consequence of the scattering in the cavity which might have increased CTV mean dose. In the conventional plans of *slab* and *water* models CTV dose and in the conformal plan GTV dose were found to be

significant in favour of water. This might be resulting from the HU differences in between the *slab*, *water* and the wall of *cylindrical container*, but for daily applications it is not significant enough to make any difference. In the conventional and conformal plans of *water* and *contrast* no significant difference was determined for GTV and CTV. According to the results the use of contrast agent before the treatment plan in the increase of the dose, whereas the clinical effect can be neglected. If the cavities are not wide, the total dose is not clinically affected in a serious manner, but the normal tissue dose accumulation in the cavity walls should be taken into account.

Key words: Contrast agent, Head and neck cancer, Radiotherapy, Air Cavity.

3. GİRİŞ ve AMAC

Radyoterapide amaç hedef tümörlü dokuya maksimum dozu verirken, normal dokuya minimum dozu vermektir. Bu nedenle tümör yerleşiminin ve volümünün tespiti tedavi planı için önemlidir. Planlama için tomografik görüntü alınması sırasında intravenöz kontrast madde verilmesi, normal ve tümörlü dokunun bir birinden göreceli olarak ayrılmasını sağlar. Radyasyon onkologlarının tümör sınırlarını belirlemesi, tedavi planının oluşturulması için gereklidir. Fakat bazı onkologlar kontrastlı tomografi görüntülerinden tedavi planını hazırlamak istemezler, çünkü kontrast malzemenin radyasyon absorblayıcı özelliğinin tedavi planlarındaki doz dağılımını değiştirdiğini düşünmektedirler (1).

Baş boyun bölgesindeki tümörlerde ağız, burun, yemek ve soluk borusundan oluşan boşluklar radyoterapideki doz dağılımını etkilemekte, boşluk yan duvarlarındaki doz birikmesi farklı olmaktadır (2,3). Özellikle boşluk yüzeyinde oluşan veya komşuluğundaki baş boyun tümörleri için hava boşluğunun izodoz dağılımına etkisi önemlidir. Baş boyun bölgesi için yapılan fantom modeli çalışmalarda hava boşluğunun yan duvarlarında, alan büyüklüğü, enerji ve boşluk büyüklüğüne bağlı olarak doz dağılımının değiştiği gözlenmiştir (3,7-10). Çalışmalarda kontrast maddenin de hasta izodoz dağılımlarında fark oluşturduğu fakat klinik açıdan belirleyici bir etkinin olmadığı gözlenmiştir (4-6).

Radyasyon onkolojisi kliniğinde baş boyun kanserleri tedavisinde kullanılan kontrast madde ve hava boşluklarının doz dağılımındaki değişime etkisi önemli bir veridir. Bu çalışmada kontrast madde ve hava boşluğu etkisinin karşılaştırmalı planlar ile incelenmesi hedeflenmiştir. Bu nedenle *Treatment Radiation System Report No 227* (TRS 277) raporuna uygun olarak yapılan baş boyun fantom modelinde, oluşturulan kavite, kavite içine konulan su ve su+kontrast madde karışımı ile görüntüler alınarak, görüntüler üzerinden yapılan konvansiyonel ve konformal tedavi planlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır (11).

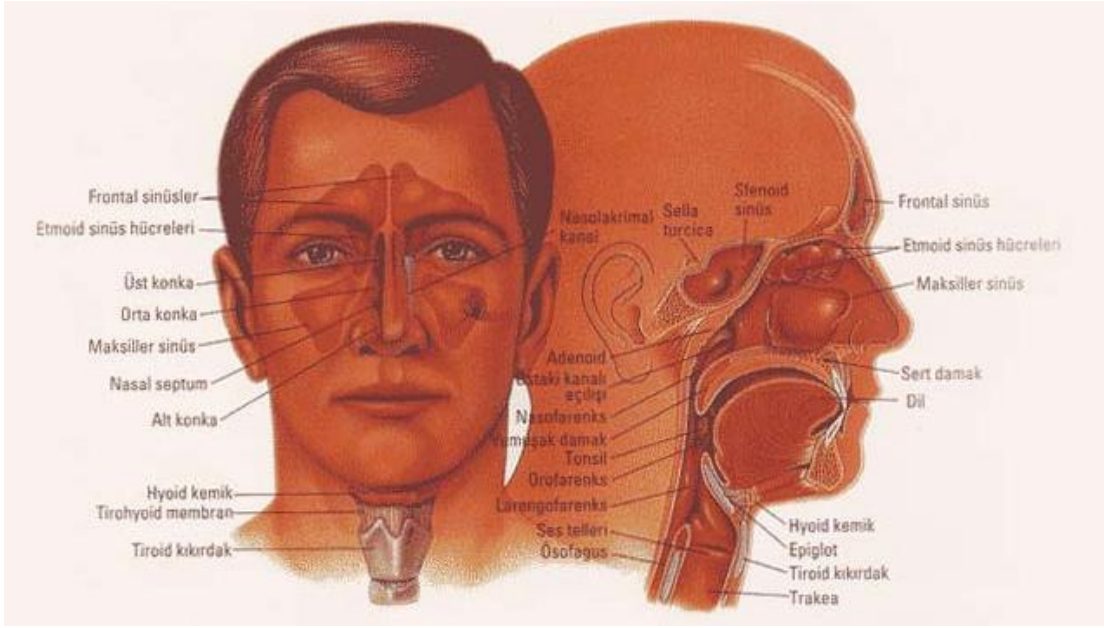
4. GENEL BİLGİLER

4.1 Baş Boyun Kanserlerinde Radyoterapi

Baş boyun kanserlerinde radyoterapi ve cerrahi başlıca yerel-bölgesel tedavi seçenekleridir. Hedefteki tümör dokunun çıkarımı için cerrahi kullanılırken, cerrahinin ulaşamadığı geniş ya da mikroskobik yayılımlar için radyoterapi uygulanmaktadır. Kemoterapi ise ek olarak, eş zamanlı veya ardışık olarak uygulanabilmektedir.

Baş boyun bölgesinde, beyin, gözler, kulaklar, dil, burun, nazal ve oral kaviteler, solunum ve yemek borusu, salgı bezleri, tiroid, nazofarenks, orofarenks, hipofarenks, ses telleri gibi dokular mevcuttur. Çene, burun, yanak gibi irili ufaklı kemik yapılar da bulunmaktadır (**Şekil 1**). Boyun bölgesi lenfatik yapılardan zengindir. Çok yakın doku yoğunluğuna sahip bu kadar yapının bir arada bulunması görüntüleme sırasında ayırt edilmeyi zorlaştırabilir. Bu nedenle radyografik görüntüleme sırasında kontrast maddeler kullanılmaktadır.

Baş boyun tümörleri genelde, nazofarenks, nazal kavite/parazanal sinüsler, oral kavite, orafarenks, hipofarenks ve tükrük bezi tümörleri olarak görülmektedir. Primer tümörün büyüklüğü ve yaygınlığı, lenf bezi tutulumu, cerrahi olasılık, yaşam fonksiyonlarının (solunum, yutma) korunabilme olanağı, hastanın fiziksel ve sosyal durumu tedavinin şeklinin belirlenmesinde önemli bir etkidir.



¹**Şekil 1:** Baş boyun bölgesi anatomisi.

Radyoterapide, konvansiyonel tedaviler geniş alanların ışınlanmasını gerektirdiğinden, riskli organlar nedeniyle yüksek dozlara çıkılamamaktadır. Fakat teknolojinin gelişimi ile konformal teknikler sayesinde tümör alanında yüksek dozlara çıkılırken normal ve riskli organlar daha düşük doz alabilmektedir. Tedavi tekniğindeki yüksek veya düşük doz etkisi, görüntüleme sırasında kullanılan kontrast maddelerin etkisinin de önemli olduğunu göstermektedir. Bu nedenle, radyoterapi planının yapılacağı görüntülemelerde kontrast madde kullanımına dikkat edilmesi gerekmektedir.

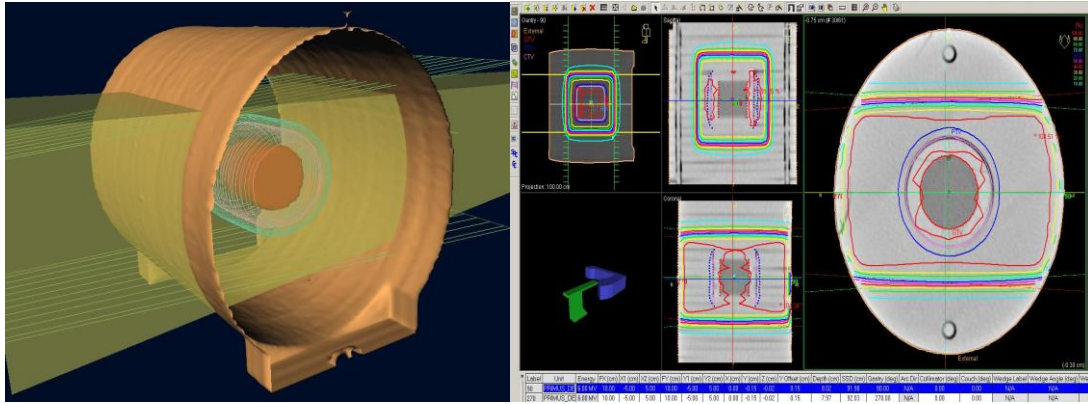
4.2 Konvansiyonel İki Yan Alan Tekniği

Bu teknik, aynı ekseninde karşılıklı paralel iki ışın demetinin, tedavi hacmini kapsayarak oluşturduğu kombinasyondur (**Şekil 2**). İki alanın doz dağılımlarının toplamı, toplam doz dağılımını verir. Karşılıklı paralel iki alanın avantajları, basit olması ve *set-up* kolaylığı nedeni ile tekrarlanabilmesidir. Açılı ışın alanları ile

¹ <http://www.kulakburunbogaz.com/img/basboyunanat.jpg> (08.05.2010)

karşılaştırıldığında daha az geometrik hataya sebep olmaktadır. Tümör hacmini yan kenarlarından yeterince geniş sarabilir ve homojen doz dağılımı elde edilebilir. Bu tekniğin en büyük dezavantajları ise, geniş alan ışınlaması nedeni ile tümörün çevresindeki riskli organ ve normal dokuların aşırı doz almasıdır.

Konvansiyonel tekniklerde tümör hacmi orta hatta değil ise eşit olmayan demet ağırlıkları kullanılabilir. Homojen doz dağılımı hasta kalınlığına ve ışın enerjisine bağlıdır. Işın enerjisi azaldıkça veya hasta kalınlığı arttıkça, merkezi eksen maksimum dozu, yüzeye yakın bölgede daha çok artar. Karşılıklı ışın alanlarında merkez eksendeki tümörün dozu, alanın kenarlarına doğru daha da yükselmektedir. Bu etkiyi en aza indirmek için hasta kalınlığına göre enerji seçilmelidir. Hasta kalınlığının düşük olduğu baş boyun, *ekstermite* (kol, bacak) ışınlamalarında bu teknik kullanılabilir (12).

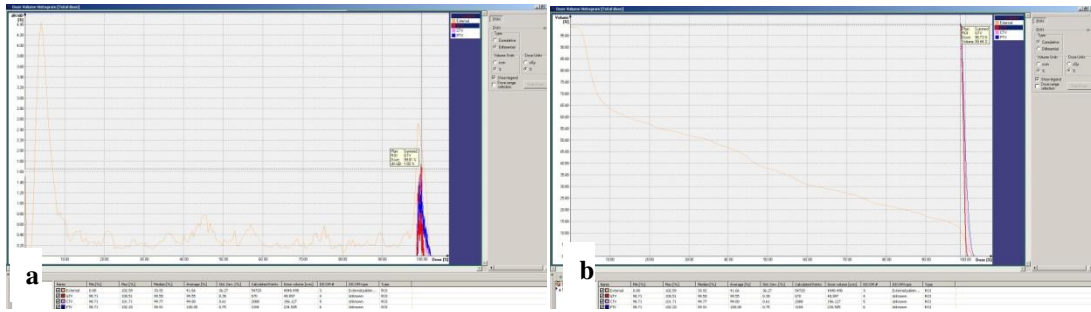


Şekil 2: Çalışmadaki konvasiyonel iki yan alan 3B ışın girişleri ve doz dağılımı.

4.3 Konformal Radyoterapi Tekniği

Teknolojinin gelişimi ile iki boyutlu (2B) tedavi planlaması yerine üç boyutlu (3B) tedavi planlamalarına geçilebilmiştir. Planlamada düzlemsel değerlendirme 2B’ ta oluşturulan ışın alanları dahil tüm organ yapıları 3B’ ta gözlenebilmektedir.

DVH, diferansiyel ve kümülatif doz hacim diyagramları olarak iki şekilde elde edilir. Differansiyel DVH, oluşturulan çok küçük voksel hacimlerindeki ortalama dozu, dozun fonksiyonu olarak çizer. İstenilen hacmin tamamının aldığı doz tek kolonda gösterilir. Bu şekilde tedavi alanı içindeki yapıların toplam dozları görülebilir. Kümülatif DVH da ise, hedef ve kritik hacimlerde, hacme karşı dozlar çizilir. Kümülatif DVH ile izodoz eğrisinin kapsadığı hacim bilgisine ulaşılır. En küçük dozun aldığı hacimden başlanarak en yüksek dozu alan hacme doğru çizilir.



Şekil 4: a) Differansiyel DVH, b) Kümülatif DVH. (Çalışmadan alınan görüntüler)

Aynı hasta için yapılan birkaç tedavi planında, DVH bilgileri karşılaştırılabildiği gibi; tek bir planda riskli organ ve hedef yapılarıdaki dozlar da incelenerek en uygun tedavi planının seçimi sağlanır (12).

4.5 Radyoterapi Bilgi Sistemi (Radiotherapy Information System-RTIS)

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi (DEUTF) Radyasyon Onkolojisi (RO) bölümünün çalışma sistemine uygun olarak geliştirilen “Radyoterapi Bilgi Sistemi (Radiotherapy Information System-RTIS)” hasta bilgi ve planların tedavi aygıtları arasındaki aktarımı sağlar. RTIS, hasta tedavi sürecindeki tüm değerlendirmeler, hasta bilgileri, randevular, planlama bilgisayarı ve cihazları arasındaki akışı düzenler. Bu akış içinde, Bilgisayarlı Tomografi (BT) simülatöründen alınan hasta verileri tedavi planlama sistemine ve aygıtlarına aktarılırken hasta pozisyonu, konturlama,

doz gibi bilgilerini içerir. Tedavi planlama aygıtındaki tüm süreçler ile ilgili veriler RTIS aracılığı ile elektronik ortamda arşivlenerek saklanabilir (13).

4.6 Uluslar arası Radyasyon Ölçümleri ve Birimleri Komitesinin 50 ve 62 Numaralı Raporu (International Committee of Radiation measurements and Units-ICRU 50,62)

Eksternal radyoterapi uygulaması sırasında kullanılacak hacimlerin tanımları ve dozları, International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) tarafından yayınlanan rapor 50-62' de belirtilmiştir. Tanımlanan kurallara göre hacimler belirlenip planlama yapılmaktadır. Görüntülenebilir (Gross) tümör hacimi (GTV), sınırları belirgin bir şekilde malign büyümenin olduğu bölgedir. Klinik tümör hacimi (CTV), görüntülenebilir tümör hacimi ile birlikte var olan subklinik hastalık bilgisini içine alır. Planlanan hedef hacim (PTV), tedavi planı sırasında CTV' nin uygun dozu alması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Belirlenen hedef hacime verilmek istenen doz için planların uygulandığı hacimdir. İç pay/sınır (Internal Margin, IM), solunum, bağırsak, kalp, yutkunma gibi fizyolojik hareketler için verilen paydır. Set-up Margin (SM) ise *set-up* hatalarını karşılamak için IM ile birlikte CTV ye eklenen emniyet sınırıdır. PTV, IM ve SM bölgelerini kapsar. Tedavi hacimi (TV), planlanan hedef hacimde alması gereken dozu veren referans izodoz eğrisinin kapladığı hacimdir. Genelde tedavi planına göre PTV' den daha geniş bir alanı kapsar. Işınlanan hacim (irradiated volume, IV), dokunun tolerans sınırlarına göre aldığı anlamlı doz bölgesi olup tedavi tekniğine göre TV' den daha geniş yer kaplar. Riskli organ hacimi (organ at risk, OAR), ışının geçtiği tüm bölgelerde veya tümör hacminin komşuluğunda bulunan riskli dokulardır (14,15).

4.7 Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı Tomografi teknolojisi ile hastanın radyografik görüntüsü 3B olarak elde edilebilir. Riskli organlar ve tümör yapılar yüksek kalitede gözlenir. Bu

teknoloji sayesinde görüntüler üzerinden organ sınırları belirlenerek, hastanın 3B tedavi planının yapılması sağlanır.

BT aygıtı yataklı bir sistem ile hastanın girmesine izin veren merkezinde daire şeklinde bir oyuk olan *gantry* 'den oluşmaktadır (**Şekil 5**). *Gantry* içerisinde karşılıklı olarak dönen X ışını tüpü ve dedektörler bulunmaktadır. Dedektörler ve X ışını tüpü, hastanın etrafında karşılıklı dönerek, ortada yatan hastanın görüntüsünün alınması sağlanır.



²**Şekil 5:** BT aygıtı.

Dar ışın veren X-ışını tüpü istenilen kalınlıkta ayarlanabilir. Masa ile hareketi sağlanan hastanın etrafında dönerek birçok açıdan elde edilen kesit görüntüleri bilgisayar tarafından işlenir (16,18). Görüntüleri oluşturan ışınlar, geçtikleri ortam boyunca azalıma uğrayarak, yol boyunca uğradığı toplam soğrulma miktarı olarak kaydedilir (16). Lineer atenüasyon (soğrulma) katsayısı μ olarak bilinen azalım katsayıları kesit görüntülerini oluşturur. Bu katsayı görüntüdeki dokunun soğrulma özelliğini tanımlar ve malzemenin kalınlığına, yoğunluğuna, atom numarası ile foton enerjisine (kVp-kilo voltaj pik) bağlıdır. Enerjinin değişimi lineer atenüasyon

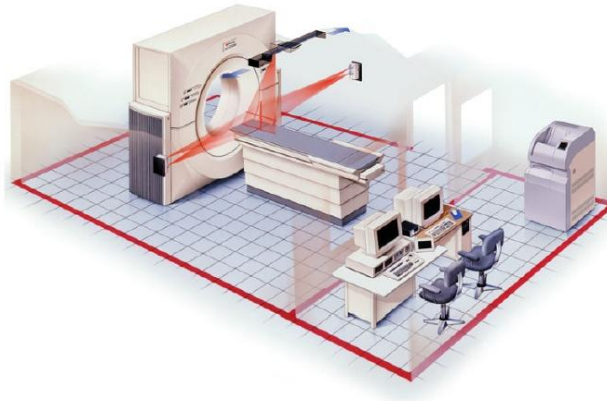
²http://christensencontractors.com/yahoo_site_admin/assets/images/CT.277195648_std.JPG
(05.04.2010)

katsayısını değiştirir. Her pikselde bulunan lineer atenüasyon katsayısı, aynı zamanda BT numarası olarak da bilinen Hounsfield Unit (HU) birimini verir (17) .

BT görüntüleri piksellerden meydana gelen matristen oluşur. Matris boyutları teknolojinin gelişimi ile 256x256, 512x512, veya 1024x1024' e çıkabilmektedir. Her bir pikselde kesit kalınlığına bağlı olarak oluşan hacim elemanı voksellere sahiptir. Vokseller organizmadan geçen X ışınlarını soğuran lineer atenüasyon katsayısı sayesinde Hounsfield birimine sahiptir (18).

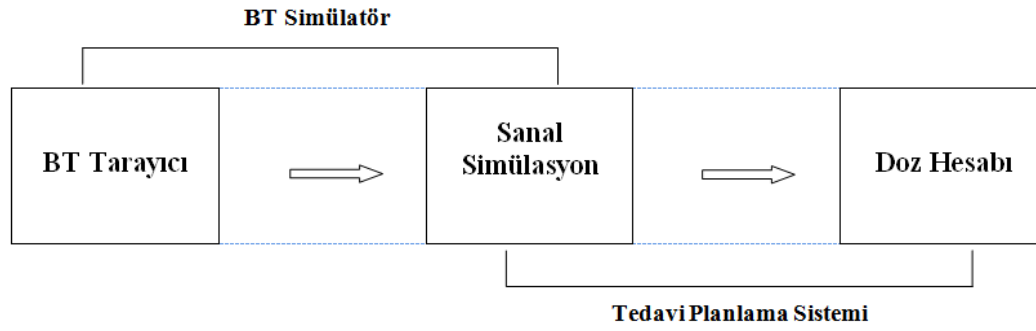
4.8 BT Simülatör

Bilgisayarlı tomografi aygıtına ek olarak, hareket edebilen ve *gantry* içine girebilen düz bir masa ile hasta pozisyonlanmasında kullanılan *eksternal* laser sistemi bulunmaktadır (Şekil 6). BT özel bir yazılım ile görüntüleri hacimsel olarak algılayıp tedavi planı yapmaya izin verir (21). Şekil 7 de BT simülasyonunun (BT-sim) tedavi planlamayla olan birleşimi şematik olarak gösterilmiştir.



³Şekil 6: BT simülatör odası.

³ 19. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No:66.



Şekil 7: BT Simülasyon ve Tedavi Planlama Sistem yapısının şematik gösterimi.

BT simülasyonun diğerlerinden farkı, hasta pozisyonunda *immobilizasyon* (sabitleme) yatmaktadır. Radyoterapi protokolleri ile hastanın farklı konum ve alanlarına göre tarama yapılır. Kişiye ve tedavi şekline göre özel aparatlar kullanılmaktadır. Hasta cildine yerleştirilen yer belirleyici malzemeler ile referans kesit, başlangıç ve bitiş noktaları gibi bilgiler tedavi planlama sistemine aktarılabilir. Hem BT-sim hem de tedavi için *set-up* koşulları, laser sistemi ve kullanılan yer belirleyici aparatlara hizalanması sayesinde sağlanır (21).

Simülasyon işlemi DRR (digitally reconstructed radiographs - yeniden yapılandırılmış dijital radyografiler) görüntülerine de olanak tanır. DRR, özellikle 3B tedavi planlamasında enine görüntünün başka düzlemlerde yeniden yapılandırmasını sağlayan film görüntüleridir. Hastanın tedavi masasındaki pozisyonu, kullanılan ışın alanları ve merkezleri belirlemek için kullanılmaktadır. Yüksek kalitede DRR elde edebilmek için çözünürlüğü yüksek görüntüler ile birlikte küçük kesit kalınlığında tarama yapmaya ihtiyaç vardır. Spiral ve sarmal BT lerde X-ışını tüpünün sürekli dönmesi, tarama zamanını kısalttığı kadar, DRR görüntüleri için çok sayıda ince kesitin elde edilmesini sağlar (12,19-21).

4.9 BT numarası – (Hounsfield Birimi, HU)

Hounsfield unit (birim) ya da BT numarası olarak bilinen lineer atenüasyon (soğrulma) katsayısı pikselde bulunur. Dokunun soğurma özellikleri lineer

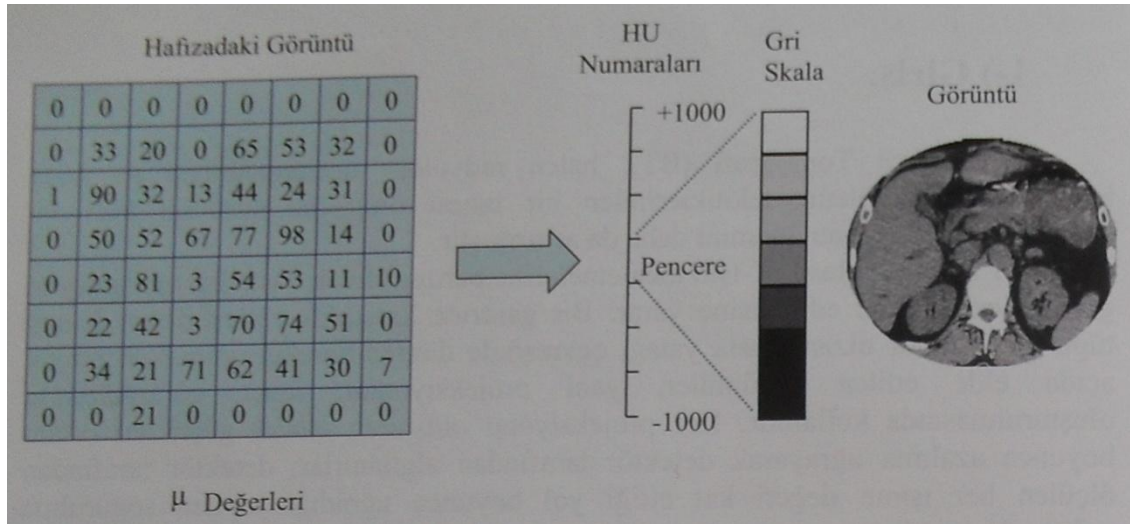
atenüasyon katsayısı (μ) ile tanımlanır. Hounsfield birim numarası suyun soğurma katsayısındaki % 0,1'lik değişimi vermektedir (16). BT numarası aşağıdaki formülle tanımlanır (Formül 1).

—

Formül 1

Burada, μ havanın lineer atenüasyon katsayısı, μ_w suyun lineer atenüasyon katsayısını göstermektedir.

BT numarası, gri skalaya dönüştürülerek görüntü meydana gelmekte ve istenilen organ görüntüsü elde edilebilmektedir (**Şekil 8**) (16). BT numarası hava için -1000, su için 0 ve kemik için +1000 olarak gri skalada yerini almıştır. Fakat yeni teknoloji BT'lerde en yüksek BT numarası +4000'e kadar okunabilmektedir (19).

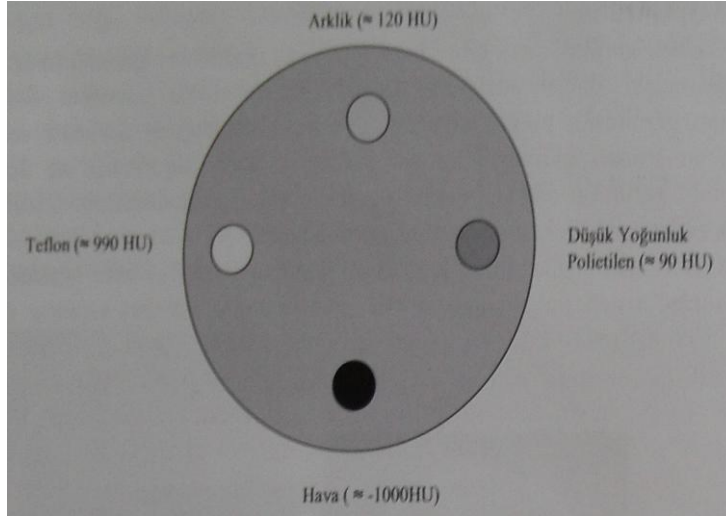


⁴**Şekil 8:** HU, lineer atenüasyon katsayısı (μ) ile görüntü arasındaki ilişki.

Bu katsayı malzemenin kalınlığına ve elektron yoğunluğuna, atom numarasına ve foton enerjisine bağlıdır (21). kVp değerinin değişmesi aynı malzeme için bile

⁴ Bor D. Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri. Birinci Basım, Ankara, Bilim Yayıncılık, 2009.

olsa lineer atenüasyon katsayısını değiştirir. BT numarası, görüntü üzerine çizilen küçük daire, oval veya kareden oluşan ROI alanları (İlgili Alan-Region of Interest) ile görünür kılınarak değerlendirilir (19). Çeşitli yerlerden alınan ROI alanlarında BT numarası ortalaması, standart sapma değerleri görülür (**Şekil 9**).



⁵**Şekil 9:** ROI alanları ve farklı maddelerin HU değerlerinin gri skaladaki tonlaması.

Görüntü kalitesi değerlendirildiğinde bilinen su fantomunda BT numarası 0 olmalıdır. ROI seçildiğinde, BT numarasının ortalaması ve standart sapması görülür. HU değerlerini içeren BT numarasındaki standart sapma, piksellerdeki lineer atenüasyon katsayısındaki değişimi belirtir. Buradaki standart sapma gürültü miktarını verir. Gürültünün artışı görüntülerde artefaktların oluşmasına sebep olur. Görüntü artefaktı cihaz dizaynına, ışın sertliğine veya görüntü yeniden yapılandırma yazılımına bağlı olup, BT numarasındaki değişimdir. Katı bir fantom kullanıldığında homojen olup olmadığını belirlemek için ROI' deki standart sapmaya bakılır (17,19,22).

⁵Bor D. Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri. Birinci Basım, Ankara, Bilim Yayıncılık, 2009.

4.10 Radyoterapide Kullanılan Fantomlar ve Baş Boyun Fantom Modeli

Su, hem elektron hem de foton ışınlarından soğrulmuş dozu ölçmek için önerilen malzemedir. Radyoterapide tedavi aygıtının kabul testleri ve yıllık kontrolleri için su fantomu kullanılmaktadır. **Şekil 10'** da ki örnekte görüldüğü üzere su dolu bir tank içinde tek veya çift yönde hareket edebilen iyon odaları sayesinde istenilen derinlik ve yönde soğrulmuş doz ölçülür.



⁶**Şekil 10:** Tek boyutlu su fantomu.

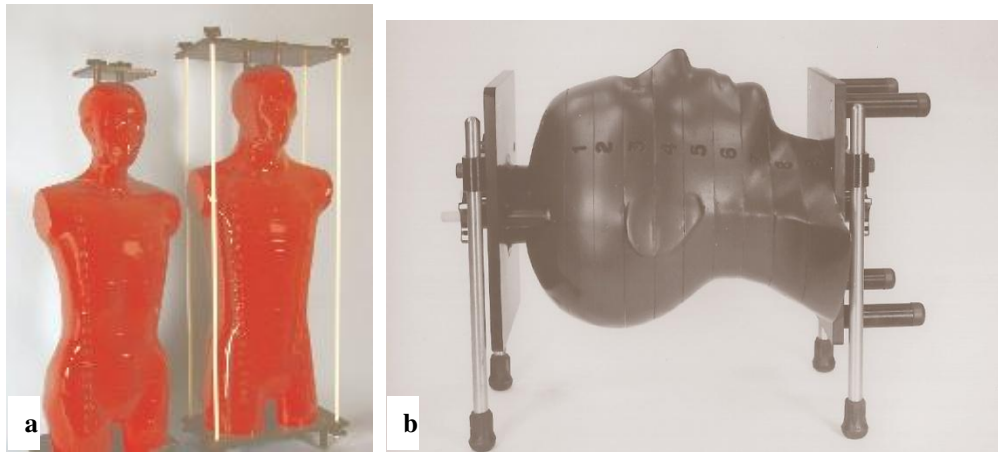
Kalite kontrol testleri için soğrulmuş doz ölçümünde, daha pratik olan katı fantomlar kullanılmaktadır (**Şekil 11**). Fantomlar dilim şeklinde polistiren, akrilik (PMMA) ve katı su malzemelerinden oluşmaktadır. **Şekil 11'** de görüldüğü gibi, istenilen derinliğe, iyon odası yerleştirilerek soğrulmuş doz ölçümü yapılır.

⁶ www.iba-dosimetry.com (26.04.2010)



⁷Şekil 11: Akrilik ve su eşdeğeri RW3 katı su dilim fantomlar.

Homojen su ve katı fantomlara ek olarak “*anthropomorphic*” fantomlar da dozimetri için kullanılmaktadır. İçerisinde insan anatomisine uygun farklı yoğunlukta maddeler vardır. Kas, kemik, akciğer ve hava boşluğu gibi dokuların, erkek ve kadın vücut yapısına uygun olarak enine dilimler halinde birleştirilmesiyle tasarlanmıştır (Şekil 12 a). Fantom dilimlenerek ayrılabilirdiği için istenilen bölgelerde çalışma yapılabilmektedir. Baş boyun bölgesi çalışmaları için Şekil 12 b’ de görüldüğü gibi ayrılabilir.



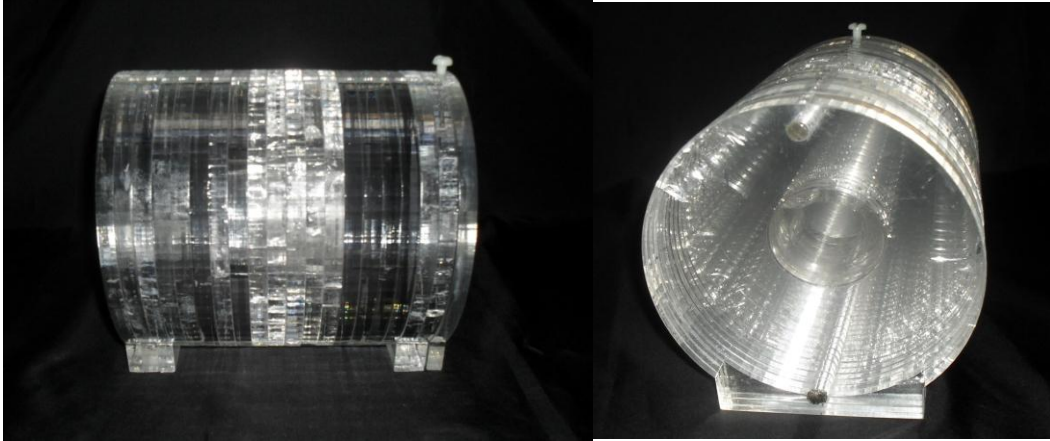
⁸Şekil 12: a) Alderson Rando Fantom (ARF), b) Baş boyun bölgesi için ARF.

⁷ www.ptw.de (26.04.2010)

⁸ <http://www.supertechx-ray.com/a8056-r.htm> (26.04.2010)

Kalite kontrol ve doz ölçümlerinde, iletken olmayan plastik fantomlar kullanıldığında, elektron demetinden kaynaklanan yük birikmesi nedeniyle iyon odası etrafında elektrik alan oluşmaktadır. Elektrik alan iyon odasında elektron akısını artırarak sinyalde yükselmeye sebep olur ve fazla değer okunur. Birçok çalışmada bu durum ölçümlerle tespit edilmiştir. Bu nedenle katı fantomlarda iletken olan plastikler kullanılmalıdır (TRS 277). Radyasyon onkolojisi kliniklerinde, kalibrasyon ölçümleri için genelde tercih edilen, katı su malzemesinden oluşturulmuş homojen dilim fantomlardır.

Çalışma için kullanılan fantom modelinin oluşturulması sırasında TRS 277' nin önerdiği plastik PMMA (polimetil metakrilat) akrilik maddesi kullanılmıştır. Yirmi cm uzunluğunda ve 16x18 cm genişlikte elips şeklindeki model için 1 cm kalınlıktaki plakaların masa düzlemine dik konulması ile baş boyun bölgesi modeli oluşturulmuştur (Şekil 13).



Şekil 13: Çalışma için oluşturulan baş-boyun bölgesi fantom modeli.

4.11 Kontrast Madde

Tümör yerleşiminin ve volümünün tespiti tedavi planı için önemlidir. Planlama için tomografik görüntü alınması sırasında intravenöz kontrast madde verilmesi, normal ve tümörlü dokunun bir birinden göreceli olarak ayrılmasını sağlar

(1). Radyasyon onkologları için tümör sınırlarının belirlenmesi, tedavi planının oluşturulmasında yardımcı bir özelliktir.

Baş boyun bölgesi anatomisi karmaşıktır. Tümör bölgeleri çoğunlukla riskli organlara yakın bulunmaktadır. Bu nedenle intravenöz kontrast verilmesi hedef tümör ile riskli organları bilgisayarlı tomografi sırasında daha belirginleştirir (5).

Intravenöz kontras madde kan yoğunluğunu değiştirici bir etki göstermektedir (5). Konformal radyoterapi planlarında BT görüntüleri üç boyutlu grafik olarak kullanırken, BT numarası olan HU verileri ile doz hesabı ve heterojenite düzeltmesi yapmaktadır. İyot konsantrasyonlu kontrast madde BT görüntüleme sırasında kullanıldığında dokunun HU numarasını artırır. Yüksek HU numarası, doz hesabında yoğunluğu yüksek bir doku gibi davranır. Fakat kontrast madde vücutta sadece BT çekimi sırasında bulunmakta, tedavi boyunca bulunmamaktadır (6). Kontrast maddenin yoğunluk artırıcı etkisi, görüntüleme için uygun olurken tedavi planı sırasında dozimetrik açıdan fark yaratabilir.

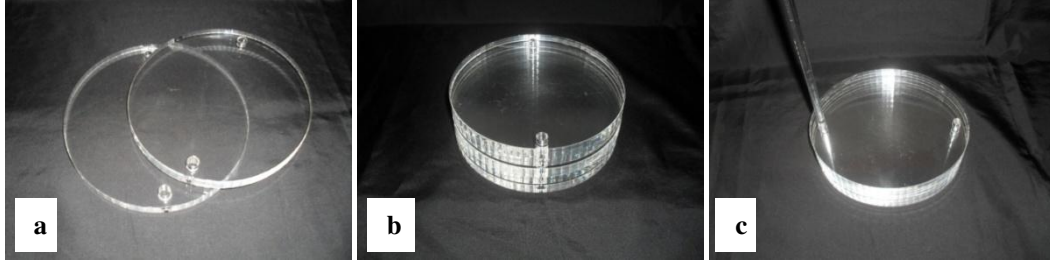
5. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışma, DEU Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nın iş akış sürecine uygun olarak, Siemens marka Somatom Emotion software version A 45A model simülasyon cihazı ve Nucletron - Mesi Medikal Sistemler firmasının Oncentra MasterPlan version 3.1 SP2 planlama yazılımı kullanılarak yapıldı.

TRS 277 raporuna uygun PMMA içerikli akrilik malzemeden, baş boyun modeline uygun olarak yaptırılan fantomda, merkezde kavite ve kaviteye yerleştirilebilecek şekilde tasarlanmış silindir kap bulunmaktadır. Fantomun kalibrasyonu için, her çekimde elde edilen kesitlerin değişik bölgelerinden alınan dairesel alanlardaki (ROI), HU verileri değerlendirildi. Toplam dört tane simülasyon çekimleri kavite yokken, silindir kab boş olarak yerleştirilmiş şekilde, silindire su konularak ve son olarak silindirde su ile kontrast maddenin birlikte bulunduğu haliyle gerçekleştirildi. Tüm simülasyon çekimleri RTIS aracılığı ile tedavi planlama sistemine aktarıldı. Tüm modellerde GTV, CTV ve PTV hacimleri konturlandı. Her çekime 6 MV X ışını ile konvansiyonel ve konformal planlar yapıldı. Planlardan elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

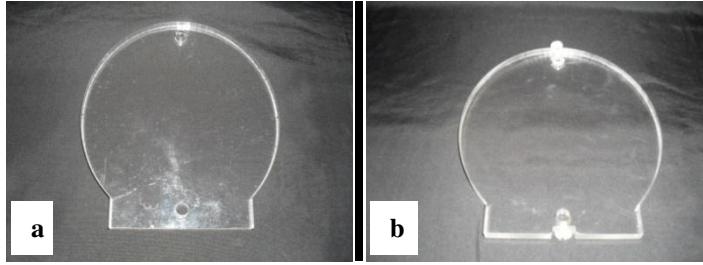
5.1 Baş Boyun Fantom Modeli

Baş boyun fantom modeli için kullanılan malzeme TRS 277 raporunda önerilen PMMA (Polimetil metakrilat) akrilik maddedir (7,11). Fantom modeli elips şeklinde olması nedeni ile baş bölgesini andırır. Boyutlar normal bir insan baş bölgesi ölçülerine uygundur. Fantom modeli 1 cm kalınlığında toplam 20 tane elips şeklinde plakalardan oluşur (**Şekil 14 a,b**). Her bir plaka 16x18 cm büyüklüğündedir. Plakaları bir arada tutmak amacı ile alt ve üst uçlarından iç kısma doğru yaklaşık 1 cm uzaklığında 0,7 mm çapında yuva açıldı. Bu yuvalardan geçirilen silindir şeklindeki çubuk yardımı ile plakaların bir arada durması sağlandı (**Şekil 14 c**).



Şekil 14: a,b) Elips plakalar, c) Plakaların çubuk yardımı ile birleştirilmesi.

Elips şeklindeki bu yapının simülasyonu sırasında yerde sabit durabilmesi için her iki taraftaki üçer plakanın tabanı düz kestirildi (**Şekil 15 a**). Tabanı düz kestirilmiş plakalardan bir tanesinin alt ve üstüne vida sistemi yapıldı ve çubuğun bu tarafa gelen ucu bu vidalar sayesinde sıkıştırılarak sabitlendi (**Şekil 15 b**). Çubuğun bir ucu plakayı tutacak şekilde kalınlaştırıldı.



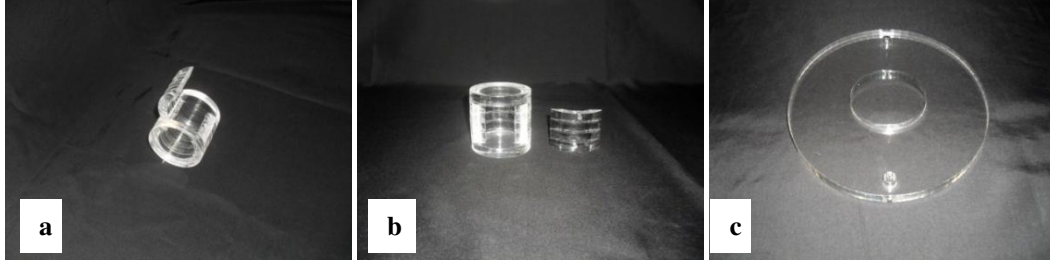
Şekil 15: a) Tabanı düz plaka, b) Alt ve üst uçlarında vida sistemi olan plaka.

Birleştirilen plakalar ile elde edilen elips şeklindeki fantom simülasyonu için hazır hale getirildi (**Şekil 16**).



Şekil 16: Baş boyun fantom modeli.

Fantom modelinde yapılması planlanan deneme için merkezde 4 cm çaplı, duvar kalınlığı 1 cm olan aynı malzemeden silindir kap yapıldı (**Şekil 17 a,b**). Bu kabın fantomun merkezine yerleştirilmesi için ortada 6 cm çaplı boşluk olan 6 elips plaka oluşturuldu (**Şekil 17 c**).



Şekil 17: a,b) Silindir kap, c) Silindir kapın merkezinde 6 cm çap olan plaka.

Fantomun orta bölgesine gelen plakalar çıkarılıp yerine merkezine boşluk oluşturulmuş ve silindir kabın geçirildiği plakalar yerleştirildi. Plakalardaki boşluğa silindir kap konuldu (**Şekil 18**).



Şekil 18: Fantom modelinde kullanılan malzemeler ve silindir kap yerleşimi.

Merkeze yerleştirilen silindir kaba kontrast maddenin ve suyun koyulabilmesi için üst tarafı kesilerek kapak oluşturuldu. Kabağın üstüne iki tane delik açılıp, hava dengesi oluşturulması sayesinde suyun homojen dağılması sağlandı. Kapağın su ve kontrastı sızdırmaması için kenarlara (çok ince bir katman) PVC içerikli güçlü bir yapıştırıcı sürülüp sabitlendi (**Şekil 19**).



Şekil 19: Silindir kabın dizaynı.

Şekil 20' de baş boyun fantom modelinde, silindir kabın yerleştirilmiş hali görüntülendi.



Şekil 20: Baş boyun fantom modelinde merkeze silindir kabın yerleştirilmesi.

Baş boyun fantom modeli ile dört farklı modelde simülasyon gerçekleştirildi. '**Model 1 Plaka**' olarak tanımlanan simülasyon çekiminde sadece plakalar ile görüntü alındı. Fantomun, **Şekil 14** ve **15'** de görülen plakaların birleştirilmesi ile oluşturulan **Şekil 16'** deki hali ilk görüntüsüdür. Silindir kabın bulunduğu plakaların, merkeze yerleştirilmesi ile elde edilen **Şekil 20'** deki görüntüsü ile yapılan simülasyon '**Model 2 Kavite**' olarak adlandırıldı. Bu çekimde hedeflenen, baş boyun bölgesindeki boşlukların doza etkisinin incelenmesidir. Silindir kaba saf su konulması ile yapılan üçüncü çekim, baş boyun tümör doku örneğini temsil eder. Bu çekim '**Model 3 Su**' olarak isimlendirildi. Son olarak, silindir kaptaki su ile kontrast maddenin karışımı, tümörde kontrast varlığının oluşturacağı farkın tespiti için çekildi. Bu model için '**Model 4 Kontrast**' ismi verildi.

5.2 Kontrast Madde

Yapılan bu çalışma için kullanılan kontrast malzeme radyasyon absorblayıcı özelliğe sahip olup ticari adı Ultravist-370 olup, 1 ml Ultravist-370, sulu eriyik içinde 0.769 g iopromid içerir. Ultravist' in kontrast oluşturunca maddesi iopromid, triiyotlu, noniyonik, suda çözünabilen, 791,12 mol ağırlığına sahip bir röntgen kontrast maddesidir (23).

Silindir kaba su ve kontrast maddenin birlikte konulmasıyla yapılan simülasyon (**Model 4 Kontrast**) için, silindir kabın hacimi 54,2 ml ölçüldü. Kontrast madde için, 1-2 ml/kg vücut miktarı göz önüne alındı (1,4,5,6,24,25). Bu çalışma için 70 kg lık bir hastaya, 100 ml kontrast maddenin verilmesi referans alındığında, silindir hacimin alacağı kontrast miktarı hesaplandı. Buna göre 54,2 ml lik silindir haciminin alabileceği kontrast miktarı 0.08 ml dir. '**Model 4 Kontrast**' fantomunun simülasyonu için 54.12 ml saf su ile 0.08 ml kontrast madde silindir kaba eklendi. '**Model 3 Su**' simülasyonunda silindir kaba 54,2 ml saf su konuldu.

5.3 Bilgisayarlı Tomografi Simülatör Cihazı

Tedavi koşullarını sağlayan ve hasta simülasyonu için Siemens marka Somatom Emotion software version A 45A modeli Bilgisayarlı Tomografi sistemi kullanıldı. Simülatörün kullandığı X-ışını kV, gantry açıklığı 70 cm olup, tarama alanı maksimum 50 cm çapındadır. Kesit kalınlığı 1-10 mm arasında seçilebilir. Merkez eksenleri belirlemek ve tedavi koşullarını oluşturabilmek için bir tane tepede ve yanlarda olmak üzere üçlü laser sistemi bulunmaktadır (**Şekil 21**).



Şekil 21: DEU Hastanesinde RO' da kullanılan Bilgisayarlı Tomografi Simülatör aygıtı.

5.4 BT Simülatörden Görüntü Alınması

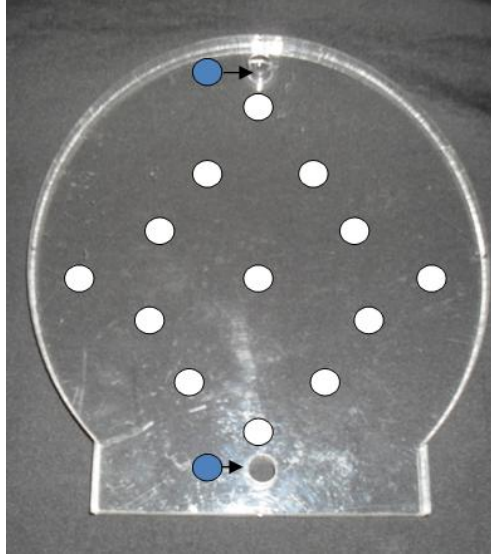
Yapılan dört çekim için hazırlanan fantom modeli BT simülatör cihazına yerleştirildi. Tedavi planı için gerekli merkez eksenlerin belirlenmesi için, fantomun ortasına denk gelen plaka referans kesit olarak seçildi ve laserlerle çakıştırıldı. Bu kesitin görüntüde görülebilmesi için laserlerin çakışma noktalarına baryum yer belirleyici aparatlar konuldu. Baryum noktaları, referans kesitin bir tane üst ve iki tane yanlarda olmak üzere üçlü lazer sisteminin kesiştiği noktalardır. Tüm BT simülatör çekimleri 150 mAs, 130 kV, 3 mm kesit kalınlığında **boyun protokolü** seçilerek yapıldı.

'Model 2 Kavite', 'Model 3 Su' ve 'Model 4 Kontrast' adlı simülasyon çekimlerinde, fantom merkezinde silindir kap vardır. Bu çekimlerde silindir kabın merkezi, referans kesit olarak alındı. Çekimler belirtilen koşul ve süreçte gerçekleştirildi. Dört model görüntünün tüm bilgileri, RTIS aracılığıyla tedavi planlama sistemine aktarıldı.

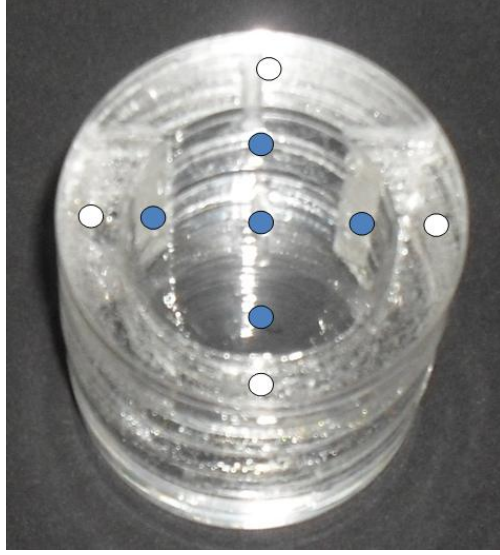
5.5 Fantom Modelinin Kalibrasyonu

Modelin kalibrasyonu, çekimlerin her birinde, hem plakaların yer değiştirme ihtimali, hem de farklı plaka ve silindir kaptaki yapıştııcı gibi malzemelerin kullanılması nedeniyle yapılmalıdır. Kalibrasyon için ROI alanlarındaki HU numarasından yararlanıldı. Kullanılan malzemelerin HU numarasına etkisi ve doku karşılıkları bulundu.

Şekil 22 ve 23'te görülen seçilen beyaz ve mavi daireler ile ROI alanları oluşturuldu. Çizdirilen ROI alanları 125 piksel içerikli bir dairedir. Şekil 22' de görülen mavi renkli ROI alanları çubuktan alındı. Çubuk farklı bir plastik malzemeden yapıldığı ve genelden çok küçük alan kapsadığı için değerlendirme dışı bırakıldı.



Şekil 22: ROI' lerin plakalar üzerinde alındığı bölgeler; beyaz daire PMMA madde, mavi daire çubuk.



Şekil 23: Silindir kabın çeperinden alınan ROI' ler beyaz; iç hacimindeki ROI' ler mavi.

Elips şeklindeki plaklarda her çekimde yaklaşık 60-70 arasında kesit alındı. Her bir kesitteki görüntüden 13 tane ROI alanı alınarak (**Şekil 22**), HU verileri kaydedildi. Her iki model fantom için bir ROI alanının hizasındaki tüm kesitteki HU verilerinin ortalaması alındı. Elde edilen 13 ROI' deki HU ortalamalarının tekrar ortalaması alınarak fantom modelinin tamamı için bir değer bulundu. Bu değer fantomun yaklaşık HU değerini verdiğinden, hangi dokunun karşılığı olduğu bulundu. Kullanılan bu yöntem dört Model çekiminin hepsi için uygulandı. Model 2, 3 ve 4 numaralı fantom çekimlerinde ise silindir kap içerisindeki malzemelerin su, hava, kontrast madde ile su karışımından elde edilen veriler kendi içlerinde ayrı değerlendirildi. Silindir kabın iç hacimi içindeki maddelerin ortalama HU verileri **Şekil 23'** de gösterilen mavi renkli ROI alanlarından alınarak elde edildi. Silindir kabın çeperi için **Şekil 23'** de gösterilen beyaz renkli ROI alanlarındaki ortalama sonuçlar ile değerlendirildi.

'Model 1 Plaka' simülasyon görüntüsünden elde edilen HU sonuçları **Tablo 1'** de gösterildi. **Şekil 22'** deki beyaz dairelere göre alınmış toplam 798 HU değeri alındı. Bu sayıdan, görüntüde artefakt yaratan bölgelerdeki ROI alanları

değerlendirme dışı bırakıldı. Değerlendirmeye alınan 641 veriden 123,08 HU ortalama sonucuna ulaşıldı.

Tablo 1: ‘*Model 1 Plaka*’, ROI sayısı ve ortalama HU değerleri.

MODEL 1 PLAKA	
Ortalama HU	123.08
Değerlendirilen ROI sayısı	641.00
Toplam ROI sayısı	798.00

‘*Model 2 Kavite*’ fantom simülasyon görüntülerindeki ortalama HU değerleri **Tablo 2’** de gösterildi. Plakalardan **Şekil 22’** deki beyaz dairelere göre alınmış toplam 784 tane HU değerinden 583’ ü değerlendirmeye alındı, 201 ROI artefaktlı bölge içerisinde kaldığından iptal edildi. Değerlendirilen verilerden 583 tanesinin ortalaması 124,21 HU bulundu.

Merkezdeki silindir kabın çeperi **Şekil 23’** de gösterilen beyaz renkli, iç hacimindeki hava ise mavi renkli daireler ile ölçüldü. Sonuçlar **Tablo 2’** de birlikte gösterildi. Buna göre silindirin çeperinden alınan 95 veriden 81 tanesi değerlendirilerek 149,99 HU ortalama sonucuna ulaşıldı. Silindirin iç hacimindeki hava için alınan 75 veriden -914,04 HU ortalaması bulundu.

Tablo 2: ‘*Model 2 Kavite*’, ROI sayısı ve ortalama HU değerleri

MODEL 2 KAVİTE			
	Plakalar	Silindir Çevresi	Silindir İç Hacim
Ortalama HU	124.21	149.99	-914.04
Değerlendirilen ROI sayısı	583.00	81.00	75.00
Toplam ROI sayısı	784.00	95.00	75.00

‘*Model 3 Su*’ simülasyon görüntülerinden elde edilen sonuçlar **Tablo 3’** de gösterildi. **Şekil 22’** deki beyaz dairelere göre alınmış 771 HU değerinden artefaktsız 637 tanesinin ortalaması 123,45 HU’ dur.

Merkezdeki silindir kabın çeperi **Şekil 23'** teki yöntemle göre toplam 96 tane veri alındı. Bunlardan 81 tanesi değerlendirilerek 135,45 HU ortalaması bulundu. Silindir iç haciminde su olup **Şekil 23'** teki gibi toplam 70 veriden 4.39 HU ortalaması elde edildi. Tüm sonuçlar **Tablo 3'** de gösterildi.

Tablo 3: 'Model 3 Su', ROI sayısı ve ortalama HU değerleri

MODEL 3 SU			
	Plakalar	Silindir Çevresi	Silindir İç Hacim
Ortalama HU	123.45	135.45	4.39
Değerlendirilen ROI sayısı	637.00	81.00	70.00
Toplam ROI sayısı	771.00	96.00	70.00

'**Model 4 Kontrast**' fantom simülasyon görüntüsünün HU sonuçları **Tablo 4'** de gösterildi. Plakalar için **Şekil 22'** ye göre alınan 771 toplam ROI alanından artefaktsız 668 tanesi değerlendirildi. Ortalama HU değeri 124,41 olarak bulundu.

Silindirin çeperi **Şekil 23'** e göre toplam 96 ROI' den artefaktsız 94 tanesi değerlendirilerek 129.65 HU bulundu. Su ve kontrast madde bulunan iç hacimden alınan 70 ROI' den ortalama 27,18 HU elde edildi. Tüm veriler **Tablo 4'** de verildi.

Tablo 4: 'Model 4 Kontrast', ROI sayısı ve ortalama HU değerleri

MODEL 4 KONTRAST			
	Plakalar	Silindir Çevresi	Silindir İç Hacim
Ortalama HU	124.41	129.65	27.18
Değerlendirilen ROI sayısı	668.00	94.00	70.00
Toplam ROI sayısı	771.00	96.00	70.00

5.6 Tedavi Planlama Sistemi ve Planların Yapılması

Nucletron - Mesi Medikal Sistemler firmasının Oncentra MasterPlan version 3.1 SP2 planlama yazılımları kullanıldı. Tedavi planlama sistemi, oluşturulan hasta tedavi planı dahilinde istenilen bölgelerde veya tamamında, doz dağılımları ve toplam dozların dökümünü verir. Tedavi cihazı olarak kullanılan lineer hızlandırıcının özelliklerinin, tedavi planlama sistemine yüklenmiş olması, gerçek koşullarda planlarının yapılmasına olanak tanır.

Planlama bilgisayarına aktarılan BT simülasyon görüntülerinde, yapıların hacimsel olarak belirlenmesi için konturlama ile sınırları çizilir. Hacimi belli olan yapıların konumları gözleendiği gibi, toplam dozları da hesaplanır. Bu nedenle fantom modellerinin her birinde konturlama işlemi yapıldı.

Her bir kesitte fantom dış yüzeyi *eksternal* olarak otomatik olarak çizildi. Silindir kabın iç hacimi görüntülenen tüm kesitlerde seçilerek otomatik konturlandı ve GTV olarak tanımlandı. GTV hacimine 1 cm genişlikte sınırla CTV konturu çizildi. PTV ise CTV haciminden 0,5 cm *set-up* hataları için sınır verilerek konturlandı. Hem PTV hem de CTV çizimlerinde otomatik menü kullanılarak paylar verildi.

'*Model 1 Plaka*' fantom görüntülerinde GTV sınırları, çeşitli menülerin yardımı ile otomatik bir şekilde, silindir iç hacimi kadar çizdirildi. '*Model 2 Kavite*' görüntülerinde ise GTV hacimi çizilmedi. Bunun yerine silindirin çeperi olan 1 cm lik kalınlık tamamen konturlanarak CTV olarak kaydedildi.

Planlamaların yapılması sırasında GTV, CTV ve PTV hacimleri, her iki yöntemde de ışın alanları içerisinde olmasına dikkat edildi. Bu nedenle hem konvansiyonel hem de konformal tekniklerde, merkezi kesitten 10x10 cm' lik ışın alanları açılarak yapıldı. Konvansiyonel yöntemde, 90⁰ ve 270⁰ dereceden iki tane eş

merkezli ışın alanı belirlendi. Konformal radyoterapi tekniğinde ise 0^0 , 90^0 , 135^0 , 225^0 , 270^0 dereceden eş merkezli ışın alanları oluşturuldu. Her iki teknikte de 6 MV X kullanılarak, tüm alanlarda enerji ağırlığı eşit tutuldu. Radyoterapi dozu 200 cGy/gün olup tek fraksiyonda PTV' nin ortalama doz değerine ve %100'lük izodoza normalize edildi. Yapılan planlarda DVH verileri çizelge olarak alındı ve istatistik değerlendirmesi yapıldı.

5.7 İstatistiksel Analiz

Tedavi planlarının karşılaştırılması için DVH' dan elde edilen sonuçlar çizelge olarak alındı. Çizelgede *eksternal*, GTV, CTV ve PTV hacimlerinin aldıkları dozların maksimum, minumum, ortalama, standart sapma ve hacimsel boyutları vardır. Konvansiyonel ve konformal tedavi planları kendi içinde ikişerli gruplar halinde istatistiksel olarak karşılaştırılarak, aralarındaki farkın ne kadar olduğu bulundu.

Karşılaştırılacak iki planda istatistiksel hesaplama için ortalama doz değeri, standart sapma miktarı ve kapladığı hacimde hesaplanan piksel sayısı kullanıldı. Bağımsız gruplarda T testi ile hesaplanan p değeri ile karşılaştırmalar yapıldı (26,27). Bulunan sonuçlar benzer çalışmalar ile karşılaştırılarak yorumlandı.

5.8 Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları Etik Kurulunun 2 Temmuz 2009 tarih ve 10/16/2008 no.lu toplantısında 169/2009 protokol numaralı tez çalışmasının yapılmasında etik açıdan bir sakınca olmadığına karar verilmiştir.

6. BULGULAR

Bu çalışmada silindirin iç hacimi olan kısım GTV kırmızı renkte, 1 cm genişlik verilerek pembe ile CTV ve son olarak CTV ye 0.5 cm genişlik verilerek mavi renkte PTV konturlandı. Simülasyon görüntülerindeki aynı konturlama üzerinden konvansiyonel ve konformal tedavi planları ayrı ayrı yapılarak kaydedildi.

6.1. Konvansiyonel Tedavi Planından Elde Edilen Sonuçlar

Konvansiyonel tedavi planı için 90^0 ile 270^0 derecelik *gantry* açısı ile iki eşmerkezli karşılıklı paralel ışın alanı oluşturuldu. Işın alanlarının genişliği 10x10 cm dir. Kullanılan enerji 6 MV X' dir. Konvansiyonel tedavi planı için tüm modellerde 4 ayrı plan yapıldı. PTV' ye ortalama 200 cGy radyasyon dozu uygulandı. *Eksternal* (dış kontur), PTV, CTV ve GTV için ortalama, maksimum, minumum doz değerleri elde edildi.

Model 1 Plaka' da sanal olarak oluşturulan silindir kabın boyutlarına ve belli genişlikle konturlanan ve konvansiyonel simülasyon sonuçlarından elde edilen doz değerleri **Tablo 5'** de verilmiştir.

Tablo 5: '*Model 1 Plaka'* konvansiyonel planlamadaki doz verileri.

	Min %	Max %	Ortanca %	Ortalama %	Standart Sapma	Hesaplanan Nokta Sayısı	Doz Hacmi (ccm)
Eksternal	0.00	105.33	8.77	38.78	41.92	56541	4181.766
GTV	98.46	101.13	99.35	99.53	0.54	776	56,143
CTV	98.46	101.72	99.77	99.83	0.56	2325	171,396
PTV	98.46	102.15	99.95	100	0.62	3486	257,197

Model 2 Kavite' de GTV hacimi CTV ile birleştirilerek tek konturlama ile CTV kaydedilerek yapılan planlamanın sonuçları **Tablo 6'** de gösterildi.

Tablo 6: ‘*Model 2 Kavite*’ konvansiyonel planlamadaki doz verileri.

	Min %	Max %	Ortanca %	Ortalama %	Standart Sapma	Hesaplanan Nokta Sayısı	Doz Hacmi (ccm)
Eksternal	0.00	105.82	8.42	38.19	41.45	56390	4178.331
CTV	97.07	103.49	99.45	100.01	2.06	815	61,723
PTV	97.04	103.81	98.95	100.00	1.99	2858	206,532

Model 3 Su’ de silindir kaba göre çizdirilen GTV, CTV ve PTV nin konvansiyonel plan ile aldığı sonuçlar **Tablo 7**’ da verildi. Silindir iç hacimi olan GTV su ile dolduruldu.

Tablo 7: ‘*Model 3 Su*’ konvansiyonel planlamadaki doz verileri.

	Min %	Max %	Ortanca %	Ortalama %	Standart Sapma	Hesaplanan Nokta Sayısı	Doz Hacmi (ccm)
Eksternal	0.00	104.60	9.5	38.98	42.10	54531	4041.228
GTV	99.06	100.38	99.57	99.57	0.26	636	47,345
CTV	99.03	101.36	99.79	99.80	0.37	2072	153,321
PTV	99.03	101.74	99.98	100	0.47	3136	231,237

Model 4 Kontrast’ ta silindir kaba göre çizdirilen GTV, CTV ve PTV’ nin konvansiyonel plan ile aldığı sonuçlar **Tablo 8**’ de verildi. Bu çekim için silindir hacimi su ve kontrast madde karışımı ile dolduruldu.

Tablo 8: ‘*Model 4 Kontrast*’ konvansiyonel planlamadaki doz verileri.

	Min %	Max %	Ortanca %	Ortalama %	Standart Sapma	Hesaplanan Nokta Sayısı	Doz Hacmi (ccm)
Eksternal	0.00	105.17	9.64	39.98	42.10	54720	4048.498
GTV	99.01	100.41	99.58	99.58	0.26	670	48,897
CTV	99.01	101.00	99.80	99.82	0.37	2088	156,127
PTV	99.01	101.41	99.97	100	0.46	3184	234,505

6.2. Konformal Tedavi Planından Elde Edilen Sonuçlar

Konformal tedavi planı için 0^0 , 90^0 , 135^0 , 225^0 ve 270^0 dereceden *gantry* açısı ile eş merkezli 5 ışın alanı oluşturuldu. Işın alanlarının genişliği 10x10 cm dir. Kullanılan enerji 6 MV X' dir. Konformal tedavi planı için tüm modellerde dört ayrı plan yapıldı. PTV' ye ortalama 200 cGy radyasyon dozu uygulandı. *Eksternal* (dış kontur), PTV, CTV ve GTV için ortalama, maksimum, minimum doz değerleri elde edildi.

Model 1 Plaka' da yapılan konformal tedavi planı sonuçları **Tablo 9'** de verildi.

Tablo 9: '*Model 1 Plaka'* konformal planlamadaki doz verileri.

	Min %	Max %	Ortanca %	Ortalama %	Standart Sapma	Hesaplanan Nokta Sayısı	Doz Hacmi (ccm)
Eksternal	0.00	103.20	28.46	40.28	36.45	56541	4181.766
GTV	98.50	101.48	99.42	99.50	0.60	776	56,143
CTV	98.50	102.59	99.75	99.82	0.75	2325	171,396
PTV	98.50	103.20	99.89	100.00	0.86	3486	257,197

Model 2 Kavite için yapılan konformal tedavi planı sonuçları **Tablo 10'** da verildi.

Tablo 10: '*Model 2 Kavite'* konformal planlamadaki doz verileri.

	Min %	Max %	Ortanca %	Ortalama %	Standart Sapma	Hesaplanan Nokta Sayısı	Doz Hacmi (ccm)
Eksternal	0.00	103.31	29.65	39.77	35.87	56390	4178.331
CTV	96.95	101.52	100.11	100.06	0.95	815	61,723
PTV	96.64	103.31	100.07	100.00	1.54	2858	206,532

Model 3 Su için yapılan konformal tedavi planı sonuçları **Tablo 11'** de verildi.

Tablo 11: '*Model 3 Su*' konformal planlamadaki doz verileri.

	Min %	Max %	Ortanca %	Ortalama %	Standart Sapma	Hesaplanan Nokta Sayısı	Doz Hacmi (ccm)
Eksternal	0.00	102.67	33.91	41.66	36.26	54531	4041.228
GTV	98.82	100.56	99.59	99.58	0.35	636	47,345
CTV	98.69	101.55	99.75	99.80	0.59	2072	153,321
PTV	98.69	102.19	99.91	100	0.74	3136	231,237

Model 4 Kontrast için yapılan konformal tedavi planı sonuçları **Tablo 12'** de verildi.

Tablo 12: '*Model 4 Kontrast*' konformal planlamadaki doz verileri.

	Min %	Max %	Ortanca %	Ortalama %	Standart Sapma	Hesaplanan Nokta Sayısı	Doz Hacmi (ccm)
Eksternal	0.00	102.59	33.92	41.66	36.27	54720	4048.498
GTV	98.71	100.51	99.58	99.55	0.38	670	48,897
CTV	98.71	101.71	99.77	99.80	0.61	2088	156,127
PTV	98.71	102.20	99.91	100	0.75	3184	234,505

6.3 İstatistiksel Analiz Sonuçları

Baş boyun fantomun dört model BT simülasyon çekimleri üzerinden yapılan konvansiyonel ve konformal planların, kendi içlerinde karşılaştırmalı istatistik sonuçları aşağıdaki tablolarda gösterildi. Bağımsız gruplarda T testi sonucu yaklaşım metodu ile elde edilen p değerleri $p>0.05$ ' e göre anlamlılığı değerlendirildi.

Konvansiyonel planlama sonuçlarına göre '*Model 1 Plaka*' nın '*Model 2 Kavite*' ve '*Model 3 Su*' ile karşılaştırma verileri **Tablo 13'** de gösterildi.

Tablo 13: ‘*Model 1 Plaka*’ nın ‘*Model 2 Kavite*’ ve ‘*Model 3 Su*’ ile konvansiyonel plan analiz sonuçları.

	Model 1 Plaka / Model 2 Kavite	Model 1 Plaka / Model 3 Su
	P	P
Eksternal	0.017404	0.427663
GTV		0.087043
CTV	0.000131	0.038604
PTV	1	1

Konvansiyonel planlamada ‘*Model 3 Su*’ ile ‘*Model 4 Kontrast*’ sonuçlarının istatistik analiz sonuçları **Tablo 14**’ de verildi.

Tablo 14: ‘*Model 3 Su*’ ile ‘*Model 4 Kontrast*’ ın konvansiyonel plan analiz sonuçları.

	Model 3 Su / Model 4 Kontrast
	P
Eksternal	0.000087
GTV	0.487367
CTV	0.081373
PTV	1

Dört farklı model için konformal plan sonuçlarının ikili gruplar halinde istatistik analizi aşağıdaki tablolarda verildi. Buna göre '*Model 1 Plaka*' için '*Model 2 Kavite*' ve '*Model 3 Su*' plan sonuçları analizinden elde edilen veriler **Tablo 15**' de gösterildi.

Tablo 15: *Model 1 Plaka*'nın *Model 2 Kavite* ve *Model 3 Su* ile konformal plan analiz sonuçları.

	Model 1 Plaka / Model 2 Kavite	Model 1 Plaka / Model 3 Su
	P	P
Eksternal	0.017804	0
GTV		0.002996
CTV	0	0.329862
PTV	1	1

'*Model 3 Su*' ile '*Model 4 Kontrast*' ın konformal tedavi planlarındaki sonuçların karşılaştırmalı analiziyle elde edilen veriler **Tablo 16**' da gösterildi.

Tablo 16: *Model 3 Su* ile *Model 4 Kontrast*' ın konformal plan analiz sonuçları.

	Model 3 su / Model 4 kontrast
	P
Eksternal	1
GTV	0.138635
CTV	1
PTV	1

8. SONUÇ ve TARTIŞMA

Bu çalışmada baş boyun kanserleri radyoterapi tedavisinde, kontrast maddenin verilmesinin doz dağılımındaki etkisi incelendi. Bununla birlikte baş boyun bölgesindeki, soluk borusu, ağız, burun gibi hava boşluklarının, oluşturulan fantom modeli ile tedavi dozuna etkisi araştırıldı. Kontrast madde verilmeden önce ve verildikten sonra yapılan tedavi planlarının karşılaştırma sonuçları klinik açıdan incelendi.

Bu amaçla baş boyun fantom modelinde kontrast madde olmadan önce ve sonra tedavi planları aynı simülasyonda yapıldı. Hava boşluğu etkisinin değerlendirilmesi için kavite oluşturulmuş fantom modelinde planlar oluşturuldu. Konvansiyonel ve konformal planların sonuçları kendi içlerinde istatistiksel olarak karşılaştırılıp değerlendirildi.

Simülasyon için sadece plakalar, kavite, sulu ve kontrastlı su karışımının bulunduğu dört çekim tasarlandı. Çekimler üzerinde GTV, CTV ve PTV alanları konturlandı. Konturlanmış çekimlerin her birinde, konvansiyonel ve konformal olmak üzere iki tane tedavi planı yapıldı. Tedavi planlarında 10x10 cm' lik ışın alanlarına toplam 200 cGy/gün radyoterapi dozu, tek fraksiyonda, PTV' nin ortalama doz değerine ve %100'lük izodoza normalize edilerek uygulandı. Her iki teknikte de 6 MV X kullanıldı. Konvansiyonel planlar için 90⁰ ve 270⁰ dereceden olmak üzere eş merkezli iki yan ışın alanı kullanıldı. Konformal planlar için ise 0⁰, 90⁰, 135⁰, 225⁰ ve 270⁰ den ışın alanları belirlendi. Elde edilen sonuçlar 5-12' ye kadar olan tablolarda gösterildi.

Çekimler sırasında kullanılan plakaların değişmesi ve yer değiştirmesi nedeni ile tüm model simülasyonların kalibrasyonu için her birinde ayrı ayrı homojenlik değerlendirmesi yapıldı. Silindir kabın yapımında kullanılan yapışkan malzeme ile kapağının her çekimde yeniden yapıştırılmasının etkisine bakıldı. Kesitlerin, **Şekil 22**

ve **23'** te belirtilen konumlarda oluşturulan ROI alanlarındaki HU verilerinin ortalaması alındı. Fantomun yaklaşık yoğunluğunun hangi doku tipine karşılık geldiği bulundu. Bu verilerin, önceki çalışmalarla uygunluğu tespit edildi. Bu sayede kontrast su karışımı ve sadece suyla yapılan çekimler arasındaki BT numaralarının değişimleri de gözlemlenebildi. Birnbaum ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, firmaların BT üretiminden kaynaklanan farklılıklarından dolayı, BT numarasındaki değişikliğin tolerans sınırlarının 0-20 HU arasında olmasını önermişlerdir (22).

'Model 1 Plaka' fantomun ilk halini yansıtır. Artefakt yaratan bölgedeki verilerin çıkarılması ile bulunan sonuç 123.08 HU olup **Tablo 1'** de gösterildi. Bu sonuç, Hongyu Jiang ve arkadaşlarının, BT numaralarındaki değişimi gözledikleri çalışmada verilen HU verileri referans alındı. Bu verilere göre, hava $HU \leq -950$, akciğer $-950 < HU \leq -700$, yumuşak doku $-700 < HU \leq +125$, kemik $HU > +125$ aralığında tanımlanmıştır. Ayrıca **Model 2 Kavite**, **Model 3 Su** ve **Model 4 Kontrast** fantomlarında plaka alanlarından elde edilen ortalama HU değerleri sırasıyla 124.21, 123.45, ve 124.41 olup $HU < 125$ yumuşak doku aralığındadır ve **Model 1 Plaka** ile uyumludur. Bu modellerde verilen sonuçlar sadece plaka verileri olup, silindir kap verileri ayrı değerlendirildi. Silindir kabın çeperlerindeki ROI değerlendirmesi, yapışkan malzemenin de etkisi ile **Model 2-3-4'** de sırasıyla 149.99, 135.45 ve 129.65 HU bulundu. Bu sonuçlar $HU > +125$ ile kemik dokuya karşılık gelir. Baş boyun bölgesinin çoğunluğu yumuşak doku olmak üzere çok farklı ve küçük yapıların bir arada olduğu bir bölgedir. Ayrıca irili ufaklı ama farklı yoğunluklarda birçok kemik dokusu da mevcuttur (28). Bu yüzden oluşturulan fantom modeli verileri hem yumuşak hem de kemik doku yoğunluğu yönünden baş boyun bölgesi ile uyumludur.

Model 3 Su ile, **Model 4 Kontrast** modellerinde silindir içindeki su ile kontrastlı suyun, **Şekil 23'** teki ROI bölgelerine göre alınan verilerin ortalama HU değerleri sırasıyla 4,39 ile 27,18 dir. İdeal koşullarda su için 0 HU kabul edilmesine rağmen, tolerans sınırlarına göre 4,39 HU kabul edilebilir değerler arasındadır (29,30). Kontrastlı su çekimi için ölçülen HU ortalamasının kontrasttan etkilendiği ve

yaklaşık 23 HU fark yarattığı hesaplandı. Wertz ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, 100 ml' lik kontrast madde enjekte edilmiş tümörün yumuşak doku kısmının, HU ortalamasındaki değişim 28 olarak bulunmuştur (5). Weber ve arkadaşları çalışmalarında, tümör homojenitesinin ortalama 19 HU (± 7 HU), maksimum 36 HU değiştiğini bulmuşlardır (4). Bu veriler ışığında kontrastlı su ile suyun, lineer atenuasyon özelliklerine bağlı olarak aldıkları HU değerlerinin kendi çalışmamızdaki sonuçlarla benzerlik gösterdiği saptandı.

Ramm ve arkadaşlarının, 3 boyutlu tedavi planında kontrast maddenin doz hesabındaki etkisini su fantomu benzeri deneysel düzenele incelediklerinde, HU' un yüzeyden derinliği orantılı artışında ve kontrast miktarı, doz hesabını değiştirdiğini ve 25 MV X' e göre 6 MV X' de daha kalıcı olduğunu bulmuşlardır (5). Ayrıca Hongyu Jiang ve arkadaşlarının çalışmalarında da HU' un doz hesabındaki etkisi, yüksek HU değerlerinde ve yüksek enerjilerde değişken olduğu görülmüştür (23). HU değişimi, kontrast konsantrasyonu ve oranı, enjeksiyondan sonraki BT işlemi ve doku tiplerine bağlıdır. Bununla birlikte hedef hacimdeki HU, hastadan hastaya ve hastadaki hedefin bulunduğu yerden yere değişir (5). Baş boyun bölgesinde kullanılan enerji 6 MV X ve HU' un su, yumuşak doku, hava, kontrastlı su, kemik doku değerleri referans edilen çalışmalar ile uyumlu çıktığı, yapılan dört model simülasyon sonuçlarından görülmektedir.

Konvansiyonel ve konformal planların tümünde, tek fraksiyon dozu 200 cGy/gün, PTV' nin ortalama doz değerine ve %100'lük izodoza normalize edilerek uygulandı. İstatistiksel analiz için tüm grupların karşılaştırılmasında p değeri PTV için 1 hesaplandı. Farkın gözlenmemesinde tüm PTV ortalamalarının %100 olmasından kaynaklanıp, beklenen bir sonuçtur.

Model 1 Plaka' nın **Model 2 Kavite** ile olan konvansiyonel planlamalarda ortalama CTV (%99,83 - %100,01) dozlarının karşılaştırılmasında p değeri 0.000131' dir. Konformal planlardaki karşılaştırılmasında CTV' nin (%99,82 – %100,06) p

değeri 0 olarak bulundu. Bu istatistik sonuçları ile tümör haciminin çıkarıldığı ve bıraktığı hava boşluğunun bulunduğu alanın değerlendirilmesi amaçlandı. CTV, $p<0.05$ olduğundan boşluk modeli lehine, anlamlı yüksek bulunmuştur. Bu sonuç hava boşluğundan kaynaklanan saçılmaların, hemen etrafında yer alan CTV’ deki doz ortalamasında artışa neden olabileceği şeklinde yorumlandı.

Boşluk hacimin doz değişimine etkisi, baş boyun bölgesindeki hacimlerin çok büyük olmamasından dolayı küçüktür. Petoukhova ve arkadaşlarının çalışmalarında, baş boyun bölgesindeki boşlukların küçük hacimler kapsamı nedeniyle dozdaki farklılıkların yüzdelik değişimin çok az olduğu gözlenmiştir. Fakat sinüslerdeki gibi, cerrahiden sonraki geniş boşlukların, düşük doza sebep olduğu bulunmuştur. Ayrıca tedavi planında kullanılan alan boyutları ve hedef bölgedeki hava boşlukların büyüklüğü göz önüne alındığında, boşluk komşuluğundaki dokuların aldığı doz miktarların değerlendirilmesi gerektiği önerilmektedir (9). Klinik açıdan, hava boşluğunun doza etkisinin çok büyük olmadığı, fakat hastadaki boşluk haciminin durumuna göre değiştiği çalışmalarda belirtilmiştir. Boşluk haciminin tümör komşuluğunun olması, büyüklüğü, kullanılan ışın alanı, enerji seçimi, hacim duvarındaki saçılmalar ile dozun kenarlarda arttığı gözlenmiştir (9,10). Çalışmamızda elde edilen sonuçlar göz önüne alındığında CTV haciminde gözlenen anlamlı farkın, kavite plan lehine yüksek olması diğer çalışmalarla uyumlu bulunmuştur. Kavite kenarında bulunabilecek riskli organların CTV kapsamında olması durumunda dikkat edilmelidir.

Model 1 Plaka ile **Model 3 Su** fantomlarındaki konvansiyonel planlar arasındaki istatistiksel karşılaştırmada ise GTV ve CTV verileri için p değerleri sırasıyla 0.087043 ve 0.038604 olarak hesaplandı. GTV’ de $p>0.05$ olduğu için anlamlı fark yoktur. Fakat CTV planı model suya göre daha yüksek ve anlamlı bulundu. **Model 3 Su** fantomunda, CTV ve PTV hacimlerinde su ile silindir çeperindeki HU değerleri sırasıyla 4.39 ve 135.45 HU ölçüldü, **Model 1 Plaka**’nın ortalaması 123.08 HU dur. Bu farklılık **Model 3 Su** çekimindeki silindir kap

çeperinin kemik doku eşdeğeri HU ile uyumlu olmasından kaynaklanabilir. Konformal plandaki istatistiksel karşılaştırmasında GTV ve CTV sırasıyla 0.002996, 0.329862 olarak hesaplandı. GTV için $p < 0.05$ ve p su lehine anlamlı ve yüksek bulundu (**Tablo 9,11,15**). Bu durumun plaka, su ve silindir çeperin arasındaki HU farklarının büyük olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ancak aralarındaki aritmetik doz farkı 0,08 dir ve günlük uygulamalarda anlamlı fark yaratacak düzeyde değildir.

Model 3 Su ve **Model 4 Kontrast** fantom simülasyonlarındaki konvansiyonel planlardaki istatistiksel değerlendirmeye göre GTV ve CTV doz karşılaştırmalarında p değerleri sırasıyla 0.487367, 0.081373 dir. Konformal tedavi planlarında ise GTV ve CTV için p sırasıyla 0.138635, 1 dir. Tüm hacimlerde $p > 0.05$ olup anlamlı bir fark yoktur. Bu durumun her iki model simülasyonda da plaka, silindir çeperi HU verilerindeki değişimin birbirleri ile yakın olmasından (**Tablo 3,4**) dolayı beklenen bir sonuçtur. Su ile kontrastlı su HU verilerindeki değişimin (**Tablo 3,4**) ise referans çalışmalarla da uyumlu bulunması farkın gözlenmemesine neden olduğu düşünüldü. Chu ve arkadaşlarının çalışmalarında, beyin vakalarında yumuşak dokunun 20, kemik dokunun 250 HU' luk değişiminde, BT numarasının foton doz hesabına % 1' den küçük etki ettiğini rapor etmişlerdir. Pleesis ve arkadaşlarının ise kıkırdak, yumuşak doku, akciğer için, BT numarasındaki farklılık yaklaşık 30, kıkırdak kemik için ise yaklaşık 100 HU olması durumunda % 1' den küçük doz farklılığına sebep olduğunu göstermişlerdir (5). Çalışmamızdaki silindir çeper, su ile kontrastlı su karışımının HU değişimleri çok yakın olduğundan, doz değişiminde fark yaratmaması yapılan çalışmalar ile desteklenmektedir.

Kontrastlı BT ile yapılan baş boyun bölgesi tedavi planlarının doz dağılımlarında değişikliklere neden olabilir. Fakat aşırı doz açısından değerlendirildiğinde tolerans sınırını aşmadığı için, kontrast madde kullanmak konturlamaya yardımcı bir özellik olarak kullanılabilir (4,5). Kontrast madde miktarının içinde bulunduğu hacimin küçüklüğü ve miktarının az olması, doz

değişiminin ihmal edilebilir olduğu çalışmalar ile belirtilmiştir (5). Bu yüzden, baş boyun kanserli hastalarda, ihmal edilebilir düzeyde doz dağılımına sebep olacağından, klinik açıdan belirgin bir değişim gözlenmez (4,5).

Sonuç olarak, çalışmamızdaki verilerde göz önüne alındığında baş boyun bölgesinde planlama öncesi kontrast madde kullanımı tedavi dozunda, klinik açıdan büyük değişimlere neden olmamaktadır. Ayrıca baş boyun bölgesinde bulunan boşluklar, toplam dozda klinik açıdan ciddi değişikliklere neden olmamaktadır. Fakat boşluk duvarlarındaki doz birikmesinin normal doku açısından incelenmesi önerilebilir.

9. KAYNAKLAR

1. Liauw SL, Amdur RJ, Mendenhall WM, Palta J, Kim S. The effect of intravenous contrast on intensity-modulated radiation therapy dose calculations for head and neck cancer. *Am J Clin Oncol* 2005;28: 456–459.
2. Ostwald PM, Kron T, Hamilton CS. Assessment of mucosal underdosing in larynx irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1996;36(1): 181-7.
3. Wong TP, Kan WK, Law M. The effects of air cavities on X-ray dose distribution at 6 and 25 MV. *Australas Phys Eng Sci Med.* 1996;19(4): 237-47.
4. Létourneau D, Finlay M, O'Sullivan B, Waldron JN, Cummings BJ, Ringash J, Kim JJ, Bayley AJ, Dawson LA. Lack of influence of intravenous contrast on head and neck IMRT dose distributions. *Acta Oncologica* 2008;47: 90-94.
5. Choi Y, Kim JK, Lee HS, Hur WJ, Hong YS, Park S, Ahn K, Cho H. Influence of intravenous contrast agent on dose calculations of intensity modulated radiation therapy plans for head and neck cancer. *Radiotherapy and Oncology* 2006;81: 158–162.
6. Ramm U, Dmarau M, Mose S, Manegold KH, Rahl CG, Böttcher HD. Influence of CT contrast agents on dose calculations in a 3D treatment planning system. *Phys Med Biol.* 2001;46: 2631–2635.
7. Behrens CF. Dose build-up behind air cavities for Co-60, 4, 6 and 8 MV. Measurements and Monte Carlo simulations. *Phys Med Biol* 2006;51: 5937-5950.
8. Niroomand-Rad A, Harter KW, Thobejane S, Bertrand K. Air cavity effects on the radiation dose to the larynx using Co-60, 6 MV, and 10 MV photon beams. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1994;29(5): 1139-46.
9. Petoukhova AL, Terhaard CHJ, Welleweerd H. Does 4 MV perform better compared to 6 MV in the presence of air cavities in the head and neck region? *Radiotherapy and Oncology* 2006;79: 203–207.
10. Kanyz WK, Wux PM, Leungx HT, Lox TC, Chungx CW, Kwongx DLW, Shamx ST. The effect of the nasopharyngeal air cavity on X-ray interface doses. *Phys Med Biol* 1998;43: 529–537.
11. International Atomic Energy Agency . Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice. Technical Reports Series. No: 227, Vienna, Austria 1987.

12. Khan FM. Classical Radiation Therapy, Modern Radiation Therapy. The Physics of Radiation Therapy. 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2003. p. 210-211, 467-469, 475.
13. <http://www.turkmia.org/eski/kongre/konusma/akman.pdf> (15.04.2010)
14. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1993.
15. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1999.
16. Bor D. Bilgisayarlı Tomografinin (BT) Genel Prensipleri. Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri. Birinci Basım, Ankara, Bilim Yayıncılık; 2009. p. 319-329.
17. Wil Reddinger. CT Image Quality. 1998.
18. Oyar O. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Fiziği. Radyolojide Temel Fizik Kavramları. Birinci Basım, Nobel Tıp Kitapevleri; 1998. p. 119-148.
19. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo LND, Salter BJ, McCollough CH, Dyk JV. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med Phys 2003;30(10).
20. Dalsun S. Kurumsal Temeller. Prostat kanseri tedavisinde konvansiyonel ve konformal radyoterapi tekniklerinin karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, Ankara; 2007. p. 16-17.
21. Thomas SJ. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. The British Journal of Radiology 1999;72; 781-786.
22. Birnbaum BA, Hindman N, Lee J, Babb JS. Multi-Detector row CT attenuation measurements: Assessment of intra- and interscanner variability with an anthropomorphic body CT Phantom. Radiology 2007;242(1); 109-119.
23. Ultravist-370 Prospektüs. Schering AG. Prospektüs Onay, 06.01.2007.

24. Wert H, Jäkel O. Influence of iodine contrast agent on the range of ion beams for radiotherapy. *Med Phys* 2004;31(4); 767-773.
25. Lee FKH, Chan CCL, Law CK. Influence of CT contrast agent on dose calculation of intensity modulated radiation therapy plan for nasopharyngeal carcinoma. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology* 2009;59; 114-118.
26. <http://www.dimensionresearch.com/resources/calculators/ttest.html> (03-04/2010)
27. <http://www.danielsoper.com/statcalc/calc08.aspx> (03-04/2010)
28. Jianga H, Seco J, Paganetti H. Effects of Hounsfield number conversion on CT based proton Monte Carlo dose calculations. *Med Phys* 2007;34(4); 1439-1449.
29. Report of Task Group 2 Diagnostic X-Ray Imaging Committee. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 1993:39.
30. Park HJ, Jung SE, Lee YJ, Cho WII, Do KH, Kim SH, Kim KH. The relationship between subjective and objective parameters in CT phantom image evaluation. *Korean J Radiol* 2009;10(5); 490-495.

**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK VE LABORATUVAR ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU**

Etik Kurul Üyeleri

Prof.Dr.A.Arzu SAYINER
Prof.Dr.Tunç ALKIN
Prof.Dr.Mustafa SEÇİL
Doç.Dr.M.Hakan ÖZDEMİR
Doç.Dr.Vesile ÖZTÜRK
Doç.Dr.Murat DUMAN
Doç.Dr.Güven ASLAN
Doç.Dr.Servet AKAR
Yard.Doç.Dr.Murat ÖRMEN
Öğr.Gör.Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN
Yunus KARSLI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA,

Etik Kurulumuzun 02 Temmuz 2009 tarih ve 10/16/2008 no.lu toplantısında; 169/2009 Protokol numaralı Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü Öğretim Üyelerinden Doç.Dr.Fadime AKMAN ve Fen-Edebiyat Fakültesi Öğretim Üyelerinden Yard.Doç.Dr.Hakan EPİK'in proje yöneticisi Sema PİR'in sorumlusu olduğu, "Baş boyun fantom modelinde kaontrast maddenin ve hava boşluklarının üç boyutlu konformal radyoterapi planlamalarda doz dağılımında etkisi" isimli projenin uygulanmasında etik açıdan sakınca yoktur.

Katılanların oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini arz ederim.



Prof. Dr.Tunç ALKIN
Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları
Etik Kurul Başkan Yard.

Etik Kurul Sekreteri
Hatice İĞCI

ÖZGEÇMİŞ
SEMA PİR

TC Kimlik No / Pasaport No:	57883008302
Doğum Yılı:	1977
Yazışma Adresi :	14 sok. No:19 D:21 Üçkuyular İZMİR 35350 İzmir/Türkiye
Telefon :	
e-posta :	semampir@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Ankara Üniversitesi	MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ	FİZİK MÜHENDİSLİĞİ	Lisans	2003

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
---------------	------	-------	-------------	------------	--------------

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları

ÖDÜLLER

Ödülün Adı	Alındığı Kuruluş	Yılı
------------	------------------	------

Düzenleme Tarihi :29/06/2010

YAYINLARI**SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler****Diğer dergilerde yayınlanan makaleler****Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar**

Pir S, Çavuşoğlu B, Sucu S, Irmak S, Uysal B, Durak H. Public Dose Measurements Made in Dokuz Eylül University Hospital. ICAST 2010, İzmir, p.27-28.

PİR S, DURAK H. PET-BT DE ORAL KONTRAST ALIMINDA ERKEN VE GEÇ ÇEKİMLERDE BAĞIRSAK SUV VE HU DEĞERLERİ ARASINDAKİ İLİŞKİ. TURKISH JOURNAL OF NUCLEAR MEDİCİNE, 2010: 19(1) 58-59.

Pir S, Çavuşoğlu B, Sucu S, Irmak S, Uysal B, Durak H. Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi nde Yapılan Halk Dozu Ölçümleri. XII. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Kongre Bildiri Kitabı-Poster Bildiriler, 2009: 93-94.

Sucu S, Çavuşoğlu B, Pir S, Uysal B, Doğanay S, Kaya GÇ. I-131 Hasta Tedavi Sonrası Odaların Monitörizasyonu. XII. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Kongre Bildiri Kitabı-Sözlü Bildiriler, 2009: 62-63.

Diğer yayınlar**Düzenleme Tarihi :29/06/2010**