



**T.C.**

**ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TIP – RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI (SAĞLIK FİZİĞİ)**

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİĞİ KULLANILARAK TEDAVİ  
EDİLEN AKCİĞER KANSERLİ HASTALARIN TEDAVİ PLANLARININ  
DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ**

**Turgay TOKSOY**

**(YÜKSEK LİSANS TEZİ)**

**Bursa-2012**



T.C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TIP – RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI (SAĞLIK FİZİĞİ)

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ TEKNİĞİ KULLANILARAK TEDAVİ  
EDİLEN AKCİĞER KANSERLİ HASTALARIN TEDAVİ PLANLARININ  
DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ

Turgay TOKSOY

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Danışman: Prof. Dr. Lütfi ÖZKAN

Bursa-2012

## İÇİNDEKİLER

<b>ŞEKİLLER DİZİNİ.....</b>	<b>III</b>
<b>TABLOLAR DİZİNİ.....</b>	<b>IV</b>
<b>SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....</b>	<b>V</b>
<b>ÖZET .....</b>	<b>VII</b>
<b>SUMMARY .....</b>	<b>IX</b>
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER .....</b>	<b>3</b>
<b>2.1. Akciğer Kanseri .....</b>	<b>3</b>
2.1.1. Akciğer Kanserlerinde Tedavi Yaklaşımları .....	4
2.1.2. Akciğer Kanserlerinde Radyoterapi .....	4
<b>2.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART).....</b>	<b>5</b>
<b>2.3. YART Kalite Temini (QA).....</b>	<b>7</b>
2.3.1. Kalite Temini İşlemine Genel Bakış .....	7
2.3.2. Ekipmana Özgü Kalite Temini .....	8
2.3.3. Hastaya Özgü Kalite Temini .....	9
2.3.4. Akciğer Kanserli Hastaların YART Tedavi Planlarının Dozimetrik Verifikasyonu .....	10
<b>2.4. YART Kalite Temininde Kullanılan İki Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar .</b>	<b>10</b>
2.4.1. Düzlem Dedektörler .....	10
2.4.2. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları (EPID) .....	11
<b>2.5. Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması.....</b>	<b>12</b>
2.5.1. Doz Farkı Yöntemi (DD).....	12
2.5.2. Doz Mesafe Uyumu (DTA).....	13
2.5.3. Gamma Analizi.....	13
<b>3. GEREÇLER VE YÖNTEM .....</b>	<b>16</b>
<b>3.1. GEREÇLER.....</b>	<b>16</b>
3.1.1. BT Simülatör Ünitesi - SIEMENS Somatom Emotion Duo .....	16
3.1.2. 3 Boyutlu Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi - CMS XiO.....	17

3.1.3. Medikal Lineer Hızlandırıcı - SIEMENS ARTISTE .....	17
3.1.4. Katı su Fantomu - PTW RW-3 .....	18
3.1.5. İki Boyutlu İyon Odası düzlem dedektörü - 2D-ARRAY .....	18
3.1.6. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı - OPTIVUE 1000ART EPID .....	19
3.1.7. Verisoft Programı (PTW, Freiburg, Germany) .....	20
3.1.8. EPIDose Programı (Sun Nuclear, Melbourne, FL, USA) .....	21
<b>3.2. YÖNTEM .....</b>	<b>22</b>
3.2.1. YART Tedavi Planlarının Oluşturulması .....	22
3.2.2. YART Kalite Temini Planlarının Oluşturulması .....	23
3.2.3. YART Kalite Temini Planlarının Ölçülmesi .....	24
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>26</b>
4.1. 2D-Array ile Alınan Ölçümlerin Gamma Analizlerinin Sonuçları .....	26
4.2. EPID ile Alınan Ölçümlerin Gamma Analizlerinin Sonuçları .....	28
4.3. Gamma Analizleri Sonuçlarının Karşılaştırılması .....	30
<b>5. TARTIŞMA ve SONUÇ .....</b>	<b>33</b>
<b>6. EKLER .....</b>	<b>36</b>
<b>7. KAYNAKLAR .....</b>	<b>38</b>
<b>TEŞEKKÜR .....</b>	<b>41</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>42</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil - 1: Akciğer anatomisi .....	3
Şekil - 2: Rutin kalite temini prosedürünün sınıflandırılması .....	8
Şekil - 3: Çeşitli ticari düzlem dedektörler .....	11
Şekil - 4: X-ışını deteksiyonunun şematik gösterimi .....	12
Şekil - 5: Elipsoidal doz farkı ve DTA testlerini kullanan doz dağılımı değerlendirme kriterinin iki boyutlu geometrik tasviri.....	14
Şekil - 6: SIEMENS Somatom Emotion Duo marka Bilgisayarlı Tomografi Simülatör (BTS) Ünitesi.....	16
Şekil - 7: SIEMENS ARTISTE lineer hızlandırıcı cihazı. ....	17
Şekil - 8: RW-3 Katı su fantomu .....	18
Şekil - 9: 2D-ARRAY (seven29) .....	19
Şekil - 10: OPTIVUE 1000ART EPID (Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı).....	20
Şekil - 11: EpiDose fizik modeli algoritmasının şematik gösterimi.....	21
Şekil - 12: 1 nolu hastanın ışın merkezi kesiti ve planlanan izodoz eğrileri. ....	22
Şekil - 13: 2D - Array ölçüm düzeneği.....	24
Şekil - 14: Kaynak Epid mesafesi 120 cm olan fizik modeli .....	25
Şekil - 15: Verisoft ile yapılan gamma analizinde 1 numaralı hastanın 3 numaralı alanının ekran görüntüsü.. ....	26
Şekil - 16: Epidose ile yapılan gamma analizinde 1 numaralı hastanın 3 numaralı alanının ekran görüntüsü.. ....	28
Şekil - 17: Her iki yöntem ile elde edilen $\gamma_{max}$ (a), $\gamma_{ort}$ (b) ve $\gamma\% \leq 1$ (c) değerlerinin dağılım grafiği. ....	32

## TABLULAR DİZİNİ

Tablo - 1: Oluşturulan hasta YART planlarının ve alanlarının segment sayıları ve MU değerleri.....	23
Tablo - 2: BTPS’de hesaplanan ve 2-D Array ile ölçülen YART alanlarının karşılaştırılmasıyla elde edilen gamma parametreleri .....	27
Tablo - 3: BTPS’de hesaplanan ve EPID ile ölçülen YART alanlarının karşılaştırılmasıyla elde edilen gamma parametreleri.....	29
Tablo - 4: EPID ve 2D - Array ile alınan ölçümlerin TPS verileri ile karşılaştırılmasından elde edilen gamma parametrelerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları. ....	30

## SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

**1D:** Bir Boyutlu

**2D:** İki Boyutlu

**3D:** Üç Boyutlu

**3BKRT:** Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3D Conformal Radiotherapy)

**a-Si:** Amorf Silikon

**AMFPI:** Active Matrix Flat Panel Imager

**BT:** Bilgisayarlı Tomografi

**BTPS:** Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi

**CCD:** Charged-coupled Device

**cm:** Santimetre

**CTV :** Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume)

**ÇYK:** Çok Yapraklı Kolimatör (MLC: Multileaf Collimator)

**DD:** Doz Farkı (Dose Difference)

**DTA:** Mesafe Uyumu (Distance to Agreement)

**DVH:** Doz Volüm Histogramı (Dose Volume Histogram)

**EDR :** Genişletilmiş Doz Aralığı (Extended Dose Range)

**EPID:** Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (Electronic Portal Imaging Device)

**FET:** Alan Etkili Transistör

**g:** Gram

**GTV :** Görülebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume)

**Gy:** Gray

**IAEA:** International Atomic Energy Agency

**ICRU 62:** International Commission on Radiation Units and Measurements No: 62

**keV:** Kilo ( $10^3$ ) Elektron Volt

**Linak:** Lineer Hızlandırıcı (Linear Accelerator)

**MeV:** Mega ( $10^6$ ) Elektron Volt

**mm:** Milimetre

**MIMiC:** Çok yapraklı yoğunluk ayarlı kolimatör

**ms:** Milisaniye

**MU:** Monitor Unit

**MV:** Mega ( $10^6$ ) Volt

**ORT:** Ortalama

**PDD:** Yüzde Derin Doz

**PMMA:** Polimetil Metakrilat

**PTV:** Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)

**RT:** Radyoterapi

**SDD:** Kaynak Dedektör Mesafesi

**SLIC:** Scanning Liquid Ionization Chamber

**SS:** Standart Sapma

**SSD:** Kaynak Yüzey Mesafesi (Source to Skin Distance)

**TFT:** İnce Film Transistörü (Thin Film Transistor)

**V:** Volt

**YART:** Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi



## ÖZET

Çalışmanın amacı Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) tekniği ile tedavi edilen akciğer kanserli hastaların bilgisayarlı tedavi planlama sistemi (BTPS) ile oluşturulan tedavi planlarının iki farklı dozimetrik ekipman kullanılarak dozimetrik kontrollerinin yapılması, bu iki ekipmanın güvenilirlik ve uygulanabilirlik açısından birbirleriyle karşılaştırılmasıdır.

Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda tedavi edilen 15 akciğer kanserli hastanın bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri 3 mm kesit aralıkları ile taranmıştır. Elde edilen görüntüler üzerine radyasyon onkoloğu tarafından hedef hacim ve riskli organlar konturlanarak belirlenmiştir. Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi ile 15 hasta için YART planları tersten planlama yöntemi kullanılarak oluşturulmuştur. Oluşturulan tedavi planları lineer hızlandırıcıya aktarılarak iki boyutlu iyon odası düzlem dedektör (2D Array) ve elektronik portal görüntüleme cihazı (EPID - Optivue 1000ART) ile ölçülmüştür. Ölçümler BTPS ile her alan için ayrı ayrı karşılaştırılmıştır ve karşılaştırmada gamma analiz yöntemi kullanılmıştır. Karşılaştırmada kullanılan kriterler doz farkı (DD) için % 3, doz mesafe uyumu (DTA) için ise 3 mm olarak belirlenmiştir.

Ölçülen 75 YART alanının BTPS verileri ile karşılaştırılmasından elde edilen ortalama gamma parametreleri ve standart sapma değerleri EPID için  $\gamma_{\max} = 1.97 \pm 0.67$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.38 \pm 0.05$  ve  $\gamma_{\% \leq 1} = 97.81 \pm 1.51$ , 2D Array için  $\gamma_{\max} = 1.28 \pm 0.27$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.41 \pm 0.04$  ve  $\gamma_{\% \leq 1} = 98.06 \pm 1.41$  olarak bulunmuştur. YART planlarının dozimetrik doğrulamasından elde edilen sonuçların  $\gamma_{\max}$  parametresi dışında karşılaştırılabilir olduğu görülmüştür. EPID ile alınan ölçümlerin tedavi planlama sistemi ile karşılaştırılmasıyla elde edilen  $\gamma_{\max}$  parametresinin 2D Array ölçümlerine göre daha yüksek olduğu belirtilmiştir.

Sonuç olarak akciğer kanserli hastalarının YART planlarının doğrulanmasında elde ettiğimiz sonuçların kabul sınırları içinde olduğu görülmüş, 2D Array ve EPID'in birbirlerine alternatif yöntemler olduğu belirtilmiştir. Ancak EPID sisteminin yüksek uzaysal çözünürlüğü ile akciğer kanserleri için önemli olan düşük doz bölgelerinde oluşan yüksek doz gradyent bölgelerinin ölçülmesinde daha uygun bir sistem olmasından dolayı, BTPS'den kaynaklanan hataların belirlenmesinde güvenilir olacağı sonucuna varılmıştır.

$\gamma_{\max}$  parametresi açısından oluşan farkın iki dedektör arasındaki uzaysal çözünürlük farklılığından kaynaklandığı düşünölmektedir.

**Anahtar Kelimeler: YART, dozimetrik doğrulama, 2D Array, EPID, gamma analizi.**

## SUMMARY

### DOSIMETRIC INVESTIGATION OF TREATMENT PLANS OF LUNG CANCER PATIENTS WHO WERE TREATED BY USING INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY TECHNIQUE

The aim of this study is to perform the dosimetric controls of lung cancer patients' IMRT treatment plans that generated by computer treatment planning system with using two different equipments and also compare to these equipments from the point of dependibility and practicability .

CT images of 15 patients who were treated in Uludag University School of Medicine Department of Radiation Oncology were scanned with 3 mm slice intervals. Target volumes and organs at risk are contoured on CT images by radiation oncolog. IMRT treatment plans of 15 patients are created by computer treatment planning system using inverse planning technique. Created plans transferred to the Linear Accelerator were measured with using 2D array detector (2D Array) and EPID (Optivue 1000ART) and then compared with gamma analysis field by field. 3% dose difference (DD) and 3 mm distance to agreement (DTA) criteria were adopted while using gamma analysis method.

The overall mean gamma values  $\pm$  SD obtained from comparision of EPID measured and TPS data for all 15 IMRT plans are  $\gamma_{\max} = 1.97 \pm 0.67$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.38 \pm 0.05$  ve  $\gamma_{\% \leq 1} = 97.81 \pm 1.51$  respectively. And also the overall mean gamma values  $\pm$  SD obtained from comparision of 2D Array measured and TPS data for all 15 IMRT plans are  $\gamma_{\max} = 1.28 \pm 0.27$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.41 \pm 0.04$  ve  $\gamma_{\% \leq 1} = 98.06 \pm 1.41$ . The overall results of patient – specific IMRT plans verification using EPID and 2D Array are comparable results except for  $\gamma_{\max}$  which is higher in EPID dosimetry.

Consequently, the results we obtained for the verification of lung cancer patinets' IMRT plans were within the limits of agreement with the TPS and it was seen that the 2D array and EPID system were alternative methods to each other. But the measurement for the low dose region, where the dose gradient can be high which is important for the lung cancer patients, EPID system with its finer resolution is more suitable to detect the dosimetric errors caused by CTPS. The differences of spatial resolution is emphasized

between two detector systems and thought that the result of  $\gamma_{\max}$  differences caused by this spatial resolution differences.

**Keywords: IMRT, dosimetric verification, 2D Array, Epid, gamma analysis.**

## 1. GİRİŞ

Kanser, sakat bırakması ve öldürücü olması nedeniyle ciddi bir halk sağlığı sorunu olarak karşımıza çıkmaktadır. Nedeni bilinen ölümler sıralamasında kansere bağlı ölümler günümüzde kalp-damar hastalıklarına bağlı ölümlerden sonra ikinci sıraya yükselmiştir (1). Tüm kanser ölümlerinin %17.8'ini akciğer kanserleri oluşturmakta ve tüm dünyada yaklaşık 1.3 milyon ölüme neden olmaktadır (2).

Radyoterapi, akciğer kanserlerinde küratif veya palyatif amaçla tek başına veya diğer tedavi yöntemleri ile birlikte kullanılan lokal-bölgesel bir tedavi yöntemidir. Radyoterapi ile lokal kontrol, sağkalım ve yaşam kalitesinde iyileşme hedeflenmektedir. Son yıllarda teknolojiye gelişmeler (3 boyutlu konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi, stereotaksik radyoterapi vb) radyoterapinin daha az toksisite ve daha dar sınırla uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), tedavi alanı içinde doz değişiklikleri yapabilen ve hedef dokular dışındaki dokulara minimum doz vermek koşuluyla tümör dozunu arttırabilmeye olanak tanıyan bir yöntemdir. YART terisi ilk olarak 1982 yılında Brahme (3) tarafından önerilmiştir. Temel olarak uniform olmayan ışın demetleri kullanılarak hedef hacim etrafında konformal doz dağılımı elde etmeye dayanmaktadır.

Akciğer kanserlerinin YART ile tedavisi görece olarak yeni bir uygulama alanıdır. YART'ın yüksek organ koruyucu özelliği akciğer kanserli hastaların tedavisinde dozimetrik açıdan iyi sonuçlar sağlamaktadır (4). Ancak toraks bölgesindeki doku düzensizlikleri ve solunum hareketine bağlı tümör mobilite olasılığı dozun doğru şekilde hesaplanması ve tedavinin doğru uygulanabilmesi adına zorluklar oluşturmaktadır. Ayrıca klasik konformal tedavinin aksine her bir YART alanının doz yoğunluğu bilgisayar kontrollü çok yapraklı kolimatör (ÇYK) yardımıyla değiştirildiğinden, oluşturulan YART alanlarının dozimetrik olarak doğrulanması zorunlu hale gelmiştir. Buna ek olarak normal akciğer dokusunun düşük dozlarda da toksisite oluşturma ihtimali olduğundan (5) hesaplanan doz dağılımının düşük doz kısımlarının doğrulanması ayrıca önem arz etmektedir.

Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi (BTPS) ile oluşturulan YART planlarının doz haritaları iki boyutlu dozimetre sistemleri ile ölçülebilir. Doz haritalarının ölçülmesinde

sıklıkla 2 boyutlu dedektör sistemleri ve filmler kullanılmakta iken son yıllarda gelişimi yüksek çözünürlüklü elektronik portal görüntüleme cihazları (EPID) da tedavi öncesi hastaya özgü kalite temini işlemlerinde kullanılmaya başlanmıştır. Standart dozimetrik sistemlere alternatif olan iki boyutlu dedektör sistemlerinden 2D – Array ve EPID sistemlerinin YART doz haritalarının doğrulanmasında kullanılabileceği gösterilmiştir (6-7).

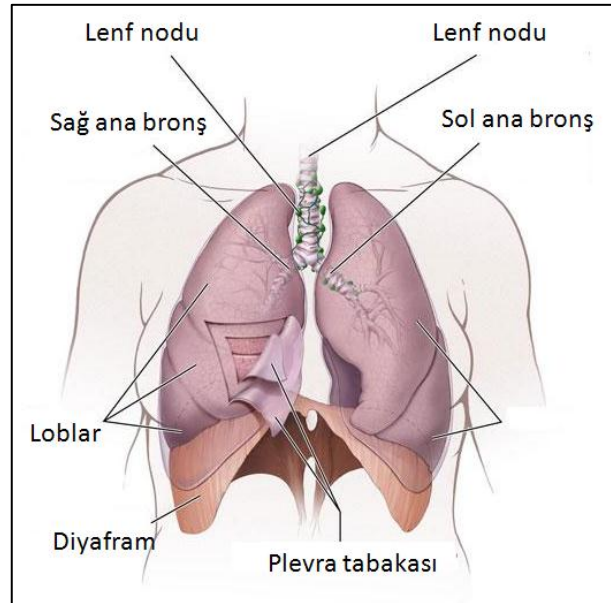
Çalışmamızdaki amaç, YART kullanılarak tedavi edilen 15 akciğer kanserli hastanın tedavi planlarının, iki boyutlu iyon odası düzlem dedektörü (2D ARRAY) ve Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID) ile dozimetrik doğrulamasının yapılması ve bu iki yönteminin güvenilirlik ve uygulanabilirlik açısından birbirleriyle karşılaştırılmasıdır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Akciğer Kanseri

Ülkemizin en önemli sağlık problemlerinden birisi; giderek artan akciğer kanseri insidansı (erkeklerde 75.8 / 100 000, kadınlarda 9.58 / 100 000) ve mortalite oranlarıdır. Akciğer kanseri, prostat kanserinden sonra en sık görülen kanser tipidir ve tüm kanser ölümlerinin yaklaşık üçte birini oluşturur. İnsidans hızı 75 yaşından sonra tepe noktaya ulaşmaktadır. Türkiye’de yıllık beklenen yeni olgu sayısı 30239 olarak hesaplanmaktadır. Olguların % 90’ından fazlası erkek olup, yine etiyolojide % 90 sigaranın rolü olduğu saptanmaktadır. Son yıllarda kadınlarda insidans artmasına karşılık erkeklerde azalmaktadır. Tüm akciğer kanseri hastalarının sadece %15’i tanıdan sonra 5 yıl ve daha fazla yaşayabilmektedir (8).

Etyolojide en önemli faktör sigaradır. Sigara içenlerde akciğer kanseri riski içmeyenlerden 24-36 kat daha fazladır. Pasif sigara içiminde risk % 3.5’tir. Bunun yanı sıra, asbest, kadmiyum, nikel, krom gibi mesleki etkenler ve radyasyon akciğer kanseri riskini arttıran diğer faktörlerdir. Tüberküloz, bronşektazi, pnömoni, apse, pulmoner emboli, interstisyel akciğer hastalıkları gibi akciğerlerde skartris bırakan hastalıklarda skar dokusunun kanser gelişimine zemin oluşturduğu ve akciğer tüberkülozu geçiren olgularda akciğer kanseri gelişme riskinin 8 kat daha fazla olduğu belirtilmektedir (9)



Şekil - 1: Akciğer anatomisi (13)

Akciğer kanseri veya diğer bir deyişle bronkojenik karsinom, hava yolları veya akciğer parenkiminden kaynaklı maligniteleri tanımlamaktadır. Tüm akciğer kanserlerinin % 95'ini küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK) veya küçük hücreli akciğer kanseri (KHAK) oluşturmaktadır. Bu ayırım evreleme, tedavi ve prognoz açısından önemlidir. Diğer hücre tipleri akciğer kaynaklı malignitelerin % 5'inden sorumludur (9).

### **2.1.1. Akciğer Kanserlerinde Tedavi Yaklaşımları**

Akciğer kanseri tedavisinde çok seçenekli tedavi yöntemleri kullanılmaktadır. Tedaviye yön veren koşullar; tümörün histopatolojik tipi (küçük hücreli veya küçük hücreli dışı olması), hastalığın evresi ve hastanın performans durumudur (9).

Küçük hücreli karsinomlar primer akciğer kanserlerinin % 20'sini oluşturan, tanı konduğu anda % 63 oranında metastaz yapmış olarak bulunan, kemosensitif ve radyosensitif tümörlerdir. Bu hastalıkta tedavi seçeneği erken evrede kemoterapi ve radyoterapi, ileri evrede kemoterapi temeline dayanmaktadır (10).

Küçük hücreli dışı karsinomlarda lokal erken evre (I ve II) hastalıkta cerrahi ve radyoterapi ilk tedavi seçeneğini oluşturur. Cerrahi tedavi sonuçları, daha iyi olduğundan tercih edilen tedavi şeklidir. Operasyona elverişli olmayan lokal ileri evre (IIIA ve IIIB) küçük hücreli dışı akciğer kanserlerinde standart tedavi kemo-radyoterapidir (10).

Akciğer kanserli hastaların % 50 ila % 60'ının tedavilerinin bir bölümünde radyoterapi aldıkları tahmin edilmektedir (11).

### **2.1.2. Akciğer Kanserlerinde Radyoterapi**

Akciğer kanserlerinde radyoterapi uygulamaları toraks anatomisi nedeniyle farklı bir dizi gereksinime sahiptir. Öncelikle, akciğer radyasyona oldukça duyarlı bir organdır ve diğer organlara göre daha fazla hacim bağıllığı etkisi sergiler. Bu nedenle çok miktardaki normal pulmoner dokuyla çevrili tümöre ulaşabilen etkili radyasyon ışınlarının dizaynı radyasyon onkolojisinde çok zorlu bir işittir. Ayrıca, normal toraksta mediasten, kalp, yemek borusu, ve medulla spinalis gibi kritik yapılar genellikle tümörlere çok yakın ya da bitişiktir. Bu nedenle, bu normal yapılardaki potansiyel toksisite gelişme riski akciğer kanserini tedavi eden onkologlara büyük bir endişe doğurmaktadır. Çoğu kez, normal doku komplikasyonu yüksek dozlara çıkmada ve terapötik etkinlikteki ileri gelişmeler için



büyük bir engeldir. Tedavi stratejileri, toksisiteyi büyük ölçüde arttırmadan tümör kontrolünü etkili bir şekilde geliştirmeye yönelik olmalı ve akciğer kanseri hastalarının yaşam kalitesini vadetmelidir (12).

1990'lı yıllarda, üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT) radyasyon tedavisinin etkinliğini hızlıca değiştirmiş ve akciğer kanseri için radyoterapinin teknolojik gelişmelerini yönetmiştir. Şimdilerde 3 boyutlu tedavi planları, multimodal görüntüleme ve çok yapraklı kolimatör gibi çok daha karmaşık tekniklerinin kullanımıyla hedef hacimde konformal doz dağılımları oluşturulmaktadır. 3B-KRT'nin gelişmiş formu olan YART da, akciğer kanserli hastaların tedavisinde heyecan verici yeni bir model olarak ortaya çıkmıştır. YART'da, radyasyon alanlarının yoğunluğu, tedavi planlama optimizasyonunda ayarlanır. Optimizasyon sürecinin hedefleri konformal doz dağılımları oluşturmak ve kritik yapılara yüksek doz almasını önlemektir. Fiziksel görüş açısından, YART tedavi planlarını en iyi hale getirilebilen bağımsız parametreler, ışın demetlerindeki segmentlerin ağırlığı ve ışın demetlerinin açısıdır (13).

Akciğer kanserlerinde YART uygulamasını zorlaştıran en önemli klinik engel akciğer dokusunun düşük dozlara verdiği cevaptır. Normal akciğer dokusunun geniş bir hacmini düşük dozda ışınlanması toksisiteye neden olmaktadır. Klinik çalışmalar göstermiştir ki 10-20 Gy mertebesindeki düşük dozlar akciğer dokusuna zarar vermektedir (5). Ek olarak akciğer hacminin ışınlanma doz sınırı aşıldığında radyasyon pnömonisi riski ciddi oranda artmaktadır. Akciğer kanserlerinde YART uygulamasını zorlaştıran diğer bir klinik engel ise toraks anatomisindeki doku inhomojenitesidir. YART tekniğinde kullanılan yüksek modülasyonlu ışınlar, kusursuz doğrulukta doz hesaplama algoritmaları gerektirir. Buna ek olarak hesaplanan doz dağılımının kontrolü de yüksek hassasiyetle yapılmalıdır.

## **2.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)**

3B-KRT'nin geliştirilmiş bir formu olan YART'da ana demet, hedef bölgede farklı yoğunluklar oluşturacak şekilde ayarlanmış daha küçük demetçiklere veya segmentlere bölünür. Bu şekilde oluşan doz dağılımının konvansiyonel tedavilerden en önemli farkı çevre kritik organların daha iyi korunabilmesidir. Bu nedenle YART hedef bölgede daha yüksek dozlara çıkabilme imkanı sağlar. Ayrıca eş zamanlı olarak farklı hedef bölgelere farklı tedavi dozları uygulanabilir (14). Bu özellikler göz önüne alındığında, uzun sağkalım

sağlanan hasta gruplarında YART'nin tümör kontrolünü arttırırken tedaviye bağlı yan etkilerin en aza indirgenmesi açısından önemi ve buna bağlı olarak yaşam kalitesine katkısı olabilir.

Günümüzde iki temel YART uygulama tekniği kullanılmaktadır. Bunlar statik YART ve dinamik YART teknikleridir. Statik teknikte BTPS'de önceden belirlenen sabit lif pozisyonlarında ışınlama yapılır. Liflerin hareketi sırasında ise ışınlama yapılmaz. Dinamik teknikte ise lifler sürekli hareketlidir ve ışınlama bu sırada yapılır.

BTPS'de YART tedavi planlamaları ileri (forward) veya ters (inverse) planlama yöntemleri ile yapılır. İleri tedavi planlamasında (forward treatment planning) kullanıcı olası çözümü tanımlar ve planlama sistemi bu çözümü sunmaya çalışır. Ters tedavi planlaması (inverse treatment planning) ise istenilen amaç kullanıcı tarafından tanımlanır ve planlama sistemi de istenilen amaca uygun "optimal çözümü" bulur. Ters tedavi planlamasının avantajı, demet sayısı çok fazla olduğu için planlama yaparken 'deneme-yenilme' işlemine gerek kalmaz ve mümkün olan 'optimal' plan bulunmaya çalışılır.

YART uygulanan hastanın uzun planlama ve tedavi sürecini tolere edebilmesi ve tedavinin aciliyet taşımaması gerekmektedir. Tümörün düzensiz sınırlı veya konkav kenarlı olması, kritik organlara yakın olması, iyi bir immobilizasyon sağlanabilmesi ve organ hareketlerinin minimal olması ise başlıca seçim kriterleridir (15). YART uygulama basamakları aşağıda belirtilmiştir.

- a) Hasta seçimi
- b) İmmobilizasyon ve BT simülasyon
- c) Hedef bölge ve normal dokuların belirlenmesi ve çizimi
- d) Tedavi planlaması ve optimizasyonu
- e) Plan değerlendirilmesi
- f) Kalite Temini
- g) Tedavinin verilmesi

Tedavi için seçilen hastaların YART planlamaları yapıldıktan sonra doz-hacim histogramları (DVH) ve izodozlar radyasyon onkoloğu tarafından değerlendirilir. YART planına onay verildikten sonra tedavide yüksek dozlara çıkıldığı için planın doğru bir şekilde hastaya uygulanması gerekmektedir. Bu sebepten dolayı ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli kalite temini testlerinin yapılması YART’da büyük önem taşımaktadır.

### **2.3. YART Kalite Temini (QA)**

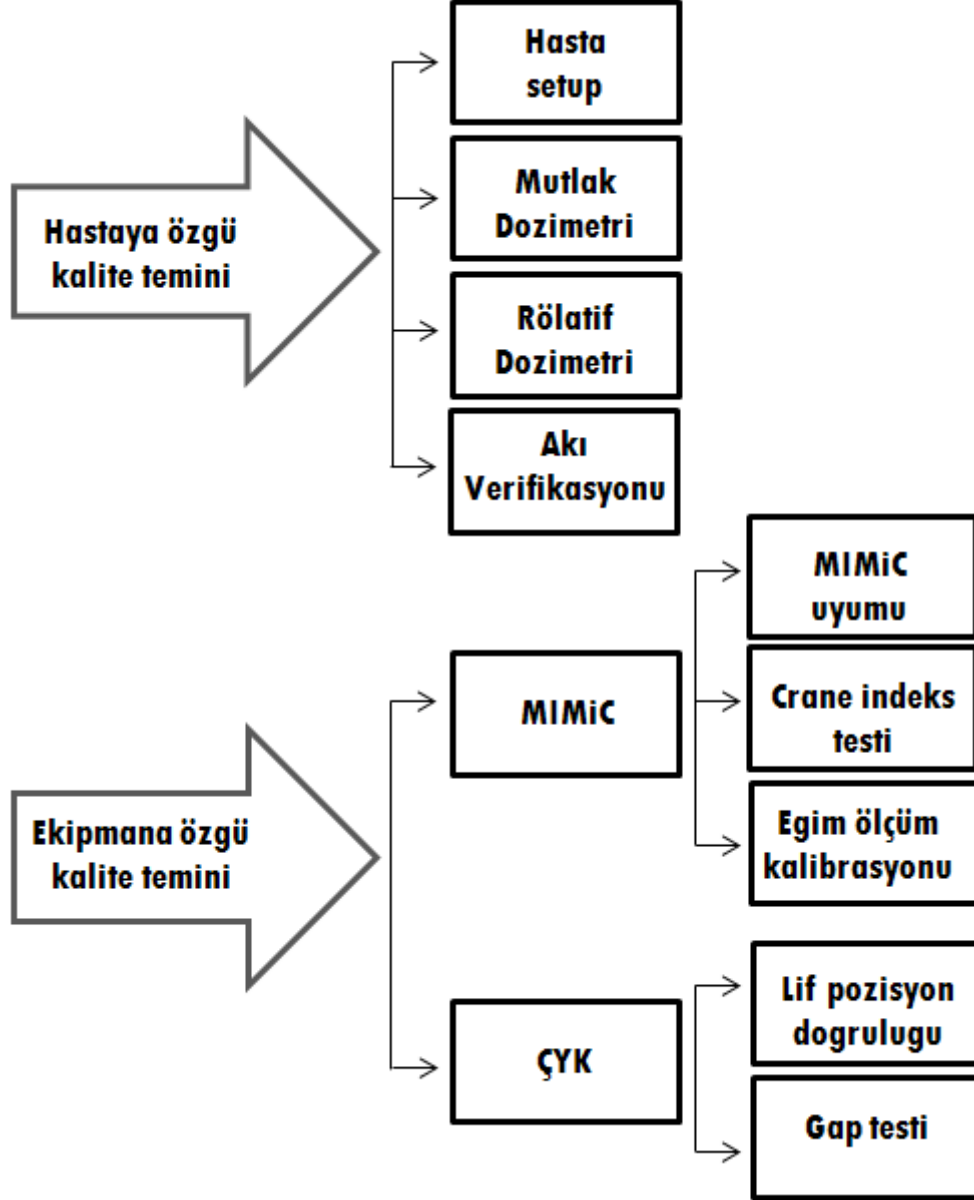
Işın demeti yoğunluğu ayarlaması ve matematiksel optimizasyon kullanılmasından dolayı YART tedavi planlaması ve uygulaması, konvansiyonel 3B-KRT’ye göre daha karmaşıktır. Pek çok küçük ve düzensiz alan, ışın modellemesi ve doz doğrulaması için zorluk oluşturur. Dozun doğru şekilde verilmesi radyoterapide çok önemlidir. Doz verimindeki %7 ila %10 ‘luk bir değişimin tümör kontrol olasılığında anlamlı bir değişime yol açtığı raporlanmıştır. YART için bu potansiyel doz hatasının daha fazla olacağı açıktır çünkü YART alanları daha dik doz gradyentine sahiptir ve bunlar tümör yada riskli organlara çok yakındır. Dolayısıyla konvansiyonel 3B-KRT kalite temini prosedürlerine ek olarak yeni kalite temini prosedürleri gerekmektedir (15).

#### **2.3.1. Kalite Temini İşlemine Genel Bakış**

Rutin klinik kullanıma yeni bir tedavi teknolojisi getirildiği zaman genel olarak üç basamaktan oluşan bir dizi işlem gerçekleştirilir.

- **Kabul Testleri:** Yazılım ve donanım sisteminin kurulduktan sonra üretici firmanın verdiği standartlara uygun olduğunu test ve kabul etme işlemidir.
- **Hizmete Alım Testleri:** Bu işlem kullanıcının donanım ve ışın verisinin YART tedavisine uygun hale getirilmesini kapsamaktadır. İşleme genelde ışın modellemesi için gerekli olan ışın verilerinin toplanması ile başlanır. Daha sonra doz hesaplama algoritması parametreleri, kullanılacak ışın için en iyi performansı sağlayacak şekilde ayarlanır. Tedavi planlama sisteminin limitlerini değerlendirmek için ek testler uygulanabilir. Daha sonra YART fantomunda ölçümler alınarak cihaz ve veri arasındaki uyumun doğruluğu kontrol edilir. Sonuçlar kabul sınırları içinde ise sistem klinik uygulamalar için kullanılmaya başlayabilir.

- Rutin Kalite Temini: Sistem klinikte kullanılmaya başlandıktan sonra rutin kalite temini programının oluşturulması önemlidir. Kaliteli bir tedavi için YART tedavisini oluşturan bir dizi adımın performansının takip edilmesi gerekmektedir. Rutin kalite temini programı ekipmana özgü ve hastaya özgü olarak ikiye ayrılabilir.



Şekil - 2: Rutin kalite temini prosedürünün sınıflandırılması (15)

### 2.3.2. Ekipmana Özgü Kalite Temini

YART tedavi sisteminde kullanılan ekipman için genel kalite temini prosedürlerine ek olarak özel bir kalite temini prosedürü gerekmektedir. Lineer hızlandırıcıda kullanılan

ekipmana göre çeşitli testler mevcuttur. Çok yapraklı yoğunluk ayarlı kolimatör (MIMiC) kullanılan lineer hızlandırıcılarda MIMiC uyumu, Crane indeks testi ve eğim ölçüm testleri gerekmekte iken ÇYK kullanılan lineer hızlandırıcılarda lif pozisyon doğruluğu testi ve gap testi doğru bir YART tedavisi için gereken kalite temini prosedürlerindedir (15).

### **2.3.3. Hastaya Özgü Kalite Temini**

YART tedavisinde karşılaşılan düzensiz alan şekilleri, küçük alan dozimetrisi ve zamana bağlı lif pozisyonlama işlemlerinin karmaşıklığından dolayı hastaya özgü kalite temini prosedürlerinin uygulanması gerekmektedir. Hasta setup'ı her ne kadar YART'a özel bir durum olmasa da YART tedavisi için çok önemli bir adımdır. YART tedavilerinde görüntü klavuzluğunda bir lokalizasyon kontrolü yapılması gerekmektedir. Dozimetrik kontrol ise klinikten kliniğe değişim gösterebilir. Örneğin "Monitor Unit" düzenlemesi için alınan dozimetrik ölçümlerin kontrolü her ışın için ayrı ayrı yapılabileceği gibi (genellikle kare fantom geometrisi kullanılarak) bütün tedavi planı üzerinden de (özel tasarım fantom kullanılarak) yapılabilir.

Mutlak doz ölçümü genellikle "hibrit fantom planı" denilen hasta planındaki bütün ışınların fantoma aktarılması ile uygulanır. Bu işlemdeki temel varsayım, fantomda hesaplanan doz ile ölçülen doz uyum sağlıyorsa, hastada hesaplanan doz ile hastaya verilecek olan doz da uyum sağlayacağı üzerinedir (14).

Rölatif dozimetri genellikle radyografik filmler ya da iki boyutlu detektörler yardımıyla uygulanan bir doz doğrulama işlemidir. İşlem, mutlak doz ölçümünde kullanılan "hibrit fantom planı" tekniği ile yapılabilir. Ölçüme eklenen boyuttan dolayı iyi bir sayısal kriterin tanımlanması iki boyutlu ve üç boyutlu ölçümlerin değerlendirilmesinde önemlidir. Doz mesafe uyumu (DTA) ve normalize uyum testi (NAT) gibi çeşitli sayısal kriterler tanımlanmıştır ancak genellikle doz farkı ve doz mesafe uyumu kriterini birlikte değerlendiren gamma analizi kullanılmaktadır (15).

Klinik uygulamalar için en uygun ve en pratik yol ölçülen ve hesaplanan iki boyutlu doz dağılımlarının üst üste çakıştırılarak değerlendirilmesidir.

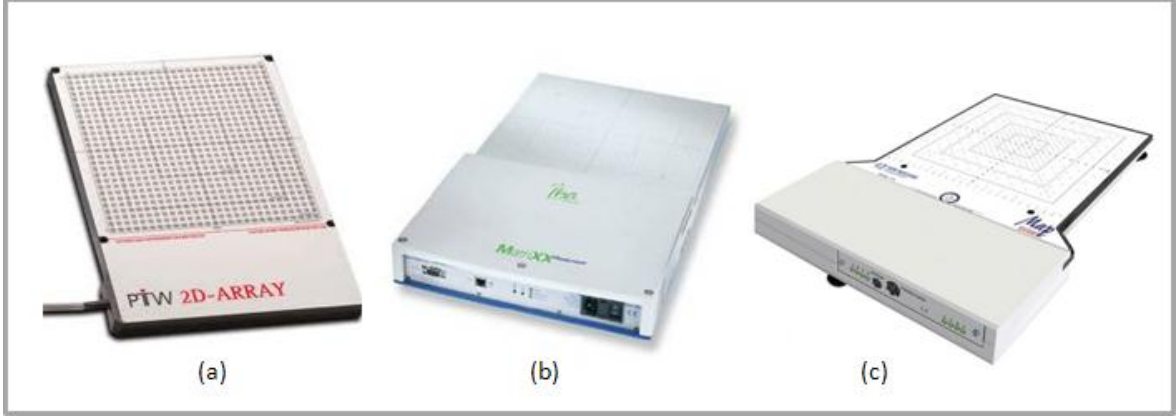
### **2.3.4. Akciğer Kanserli Hastaların YART Tedavi Planlarının Dozimetrik Verifikasyonu**

Akciğer kanserli hastaların YART tedavi planlarının dozimetrik verifikasyonu diğer kanser türlerinin YART planlarının dozimetrik verifikasyonuna göre bir dizi farklılık gösterir. Hedef bölgenin konumuna göre ışın alanı içinde bulunan medulla spinalis, kalp, özefagus gibi yüksek doz komplikasyonları olan riskli organların bulunduğu bölgelerin dozimetrik verifikasyonu önemli olduğu kadar normal akciğer dokusunun düşük doz komplikasyon ihtimalinin bulunması, düşük doz bölgelerinin dozimetrik verifikasyonunu da bir o kadar önemli kılar. Dolayısıyla dozimetrik verifikasyonun yapılacağı dozimetrenin seçimi çok önemlidir. Yoğunluk seviyesi yüksek radyasyon alanlarının ölçülmesindeki en önemli koşul dozimetrik ekipmanın uzaysal çözünürlüğüdür. Doz gradyentinin kısmen düşük olduğu yüksek doz bölgelerinde iyon odası ölçümleri makul bir seçenektir ancak yüksek doz gradyent bölgelerinin olduğu düşük doz bölgelerinde iyon odası ölçümleri hacim ortalama etkisinden kaynaklanan hatalı sonuçlar verebilir (16). Bu durum daha yüksek bir uzaysal çözünürlük sağlayan film dozimetri ve EPID sistemlerinin kullanımı ile giderilebilir. EPID sistemi yüksek uzaysal çözünürlüğünün yanı sıra kullanıcıya zaman kazandırması açısından da YART planlarının dozimetrik verifikasyonunda kullanımı hızla artan alternatif bir dozimetrik ekipman olmaktadır.

## **2.4. YART Kalite Temininde Kullanılan İki Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar**

### **2.4.1. Düzlem Dedektörler**

Düzlem dedektörler iki boyutlu bir düzlemdeki soğrulan dozu ölçmek için kalibre edilmiş bir dizi dedektörü (diyot, iyon odası gibi) barındıran ve pratik olmaları açısından günümüz YART kalite temini prosedürlerinde en sık kullanılan ekipmanlardandır. En önemli dezavantajı düşük uzaysal çözünürlüğe sahip olmalarıdır ( $> 5$  mm). Bu yüzden hizmete alma işlemlerinde daha yüksek çözünürlüğe sahip bir dozimetre (örn. film) kullanılmalıdır. Mutlak ve rölatif doz ölçümlerinde kullanılabilir ancak ekipman kalibrasyonu rutin aralıklarla tekrarlanmalıdır. Ticari olarak diyot dedektör barındıran (MapCheck) ve iyon odası barındıran (seven29, Matixx) düzlem dedektörler mevcuttur. Ölçüm sonrası anında sonuç alınması sebebiyle kullanım kolaylığı çok yüksektir (17).



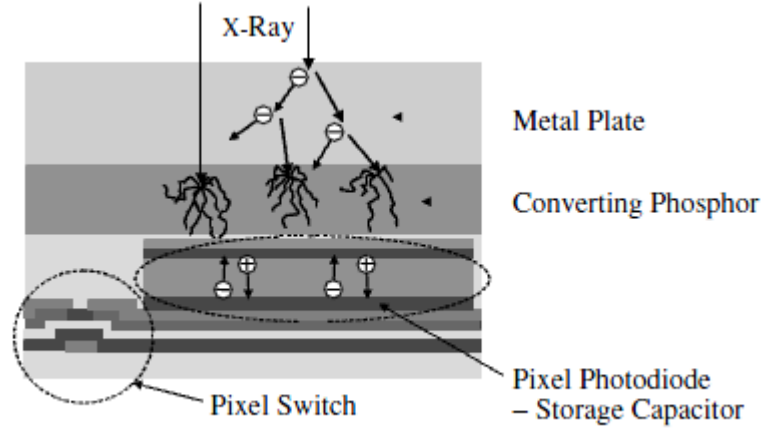
**Şekil - 3: Çeşitli ticari düzlem dedektörler (a) PTW – 2D-Array, (b) IBA - Matirxx, (c) Sun Nuclear - MapCheck**

#### **2.4.2. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları (EPID)**

Elektronik portal görüntüleme cihazları temel işlev olarak hasta pozisyonu doğrulamasında kullanılan gantriye monte edilmiş ekipmanlardır. Ancak iki boyutlu elektronik veri elde edebilme özellikleri olduğundan lif pozisyon doğrulama, ışın ışık alanı kontrolü ve YART alanları doğrulamasında da kullanılmaya son derece elverişlidirler (17). Erken dönemde geliştirilen video tabanlı (CCD) ve sıvı dolu iyon odası tabanlı (SLIC) elektronik portal görüntüleme cihazları 1990'ların sonlarından itibaren yerlerini klinikte daha sık kullanılan aktif matriks tabanlı (AMFPI) elektronik portal görüntüleme cihazlarına bırakmışlardır (18)

Günümüzde en sık kullanılan portal görüntüleme tipi aktif matriks tabanlı çalışan amorf-silikon (a-Si) EPID'lerdir. İlk kez 1999 yılında Antonuk tarafından tanımlanmıştır. Panel yapı olarak X-ışını dönüştürücü, piksellenmiş array ve dijital görüntüyü işleyen elektronik bir sayım sisteminden oluşmaktadır. Piksellenmiş array amorf-silikondan üretilmiş ince film transistörlerden (TFT) oluşmaktadır ve her piksele bağlı ince film transistör bir fotosensör olarak davranır. Gelen X-ışını enerjisinin bu fotosensörde depolanabilen elektriksel yüke dönüşmesi indirekt yolla gerçekleşmektedir. X-ışını dönüştürücüsü metal bir tabaka ve sintilatörden oluşmaktadır ve bu yapı fotosensörün hemen üzerinde bulunmaktadır. Radyasyonun oluşturduğu görünür ışığın bir kısmı fotosensör doğrultusunda sintilatörden kaçar. Fotosensöre giren görünür ışık elektron boşluk çiftlerine dönüşür ve bir elektron boşluk çifti dedekte edilen bir görünür ışık fotonunu temsil eder. Fotosensör yapısı ayrıca her pikseldeki sinyali okunana kadar

saklayabilen kapasitif bir element olarak davranır ve sonuç olarak bu sinyal bir bilgisayar yardım ile alınıp görüntü elde edilir (18)



**Şekil - 4: X-ışını deteksiyonunun şematik gösterimi (18)**

Elde edilen gri skala piksel değerinin doz değerine dönüştürülmesi iki yöntemle yapılabilir. İlk yöntemde EPID sinyali, kalibre edilmiş bir dedektör (genellikle iyon odası) kullanılarak doza dönüştürülür ve yarı deneysel bir yöntemdir. İkinci yöntem ise dedektör tepkisinin Monte Carlo simülasyonu ya da deneysel modeller kullanılarak modellenmesidir (19)

## **2.5. Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması**

Doz dağılımlarının karşılaştırılması doz farkı (DD), doz mesafe uyumu (DTA) ve gamma analizi gibi farklı numerik yöntemler kullanılarak yapılabilir.

### **2.5.1. Doz Farkı Yöntemi (DD)**

Doz farkı metodu ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırılmasında en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Bu yöntemde ölçülen ve hesaplanan izodoz eğrileri üst üste bindirilerek kabul edilebilir limit doğrultusunda değerlendirilirler. Ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarındaki numerik farkın sonucunda uyumsuz doz bölgeleri saptanabilir. Doz gradyentinin yüksek olduğu bölgelerde yüksek hassasiyet gösterir (20). Çok küçük uzaysal hataların olduğu bölgelerde klinik olarak anlamsız olan yüksek doz farkı sonuçları ile karşılaşılabilmektedir. Bu yüzden tek başına doz farkı metodunun



kullanılması herhangi bir noktadaki doz doğruluğunun kabul edilebilirliğinin değerlendirilmesi açısından uygun olmayabilir.

### **2.5.2. Doz Mesafe Uyumu (DTA)**

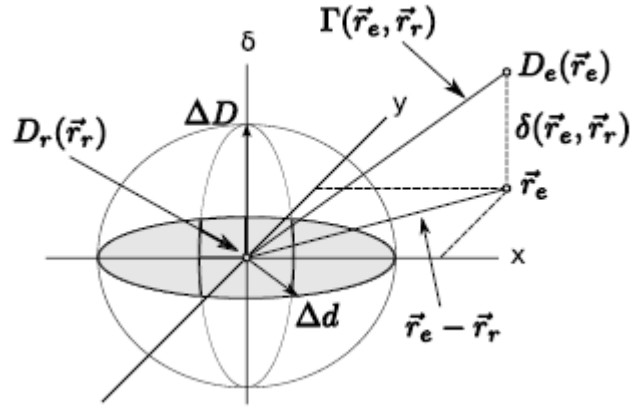
Doz mesafe uyumu (DTA), referans dağılımdaki bir nokta ile bu noktayla aynı doza sahip değerlendirilecek dağılımdaki en yakın nokta arasındaki uzaysal mesafe olarak tanımlanır. Özellikle yüksek doz gradyentinin olduğu bölgelerde doz farkı ölçümlerini tamamlayıcı bir yöntemdir ve doz hesabının kabul edilebilirliğini belirlemek için kullanışlı bir yoldur (21).

Maksimum kabul edilebilir uzaysal fark DTA kriteri olarak tanımlanır ve bu “ $\Delta d$ ” farkı sıklıkla 2 mm ila 5 mm arasında seçilir. Eğer bir noktadaki DTA değeri  $\Delta d$  değerinden küçük ise karşılaştırma kabul edilebilir ancak DTA değeri  $\Delta d$  değerinden büyük ise bu noktadaki karşılaştırma kabul edilebilir değildir (20).

DTA konseptinin zayıf tarafı düşük doz gradyentinin olduğu bölgelerde yüksek hassasiyet göstermesidir. Bu bölgelerde dozda oluşan küçük bir farklılık büyük DTA değerleri ile sonuçlanabilir. Bu durum doz farkı ve DTA kriterlerinin tek başına kullanılmasından çok birlikte kullanılmasının daha uygun olacağını göstermektedir (22).

### **2.5.3. Gamma Analizi**

Doz dağılımı karşılaştırmalarında doz farkı ve DTA kriterlerinin tek başına uygulanmalarının yeterli olmamasından dolayı Low ve arkadaşları (21) bu iki kriterin simultane bir şekilde uygulanmasını öngören gamma analizi yöntemini sunmuşlardır. Bu yöntem her ölçüm noktası için gamma değeri olarak adlandırılan numerik kalitatif bir değer sağlar. Bu değer kabul kriterini geçemeyen bölgelerde uyumsuzlukları; kabul kriterini geçen bölgelerde hesaplama kalitesini gösteren bir ölçüdür (23).



**Şekil - 5: Elipsoidal doz farkı ve DTA testlerini kullanan doz dağılımı değerlendirme kriterinin iki boyutlu geometrik gösterimi (21)**

Gamma analizi konsept olarak, hesaplanan nokta merkezli bir elipsoide dahil olabilen ölçülen bir nokta var ise iki dağılım arasındaki uyum kabul edilebilir savına dayanır. Bir elipsoidin matematiksel ifadesi aşağıdaki denklem ile verilir:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (1)$$

Denklemdaki  $r(\vec{r}, \vec{r}_r)$  ifadesi referans nokta ile herhangi bir nokta arasındaki uzaysal mesafeyi,  $\delta(\vec{r}, \vec{r}_r)$  ifadesi ise referans nokta ile herhangi bir nokta arasındaki doz farkını tanımlar. Ayrıca  $\Delta d$  ve  $\Delta D$  ifadeleri sırasıyla DTA ve doz farkı kriterleridir. Denklemin sağ tarafı ise  $\gamma$  fonksiyonunu tanımlamak için kullanılır.

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)\} \forall \{\vec{r}_e\} \quad (2)$$

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (3)$$

$\Gamma$  fonksiyonu bütün değerlendirilen ve referans pozisyonları için hesaplanan genel bir fonksiyondur.  $r(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = |\vec{r}_e - \vec{r}_r|$  ifadesi referans nokta ile değerlendirilen nokta arasındaki uzaysal mesafeyi,  $\delta(\vec{r}, \vec{r}_r) = D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r)$  ifadesi ise referans nokta ile herhangi bir nokta arasındaki doz farkını tanımlar. Değerlendirmeyi geçen-kalan kriteri ise;

$\gamma(\vec{r}_r) \leq 1$  , hesaplama geçer

$\gamma(\vec{r}_r) > 1$  , hesaplama kalır

$\gamma$  fonksiyonu her referans nokta için ayrı ayrı hesaplanır. YART planlarının kalite temininde genellikle  $\Delta D = \%3$  ve  $\Delta d = 3\text{mm}$  kriterleri kullanılır. Doz gradyent bölgelerinde doğru bir  $\gamma$  değeri elde edebilmek için değerlendirilen dağılımın piksel aralığı yeterince küçük olmalıdır. Genel bir kural olarak bu mesafenin  $\Delta d$  değerinin üçte birinden küçük olması beklenir (22).

### 3. GEREÇLER VE YÖNTEM

#### 3.1. GEREÇLER

Bu çalışma Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

- BT Simülör ünitesi - SIEMENS Somatom Emotion Duo
- Üç boyutlu bilgisayarlı tedavi planlama sistemi - CMS XiO (versiyon 4.40)
- Medikal lineer hızlandırıcı - SIEMENS ARTISTE
- Katı su fantomu - PTW RW-3
- İki Boyutlu İyon Odası düzlem dedektörü - 2D-ARRAY
- Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı - OPTIVUE 1000ART EPID
- Verisoft Programı (PTW, Freiburg, Germany)
- EPIDose Programı (Sun Nuclear, Melbourne, FL, USA)

##### 3.1.1. BT Simülör Ünitesi - SIEMENS Somatom Emotion Duo

SIEMENS Somatom Emotion Duo bilgisayarlı tomografi ve simülör ünitesi 45x153 cm boyutlarına kadar alan taraması yapabilen, +/- 300 gantri dönüşüne sahip, gammex 3D laser sistemli, 1 mm' ye kadar ince kesit alabilen bilgisayarlı tomografi cihazıdır. Cihaz yazılımında bulunan simülasyon özellikleri ve DICOM haberleşmesi sayesinde BTPS ile haberleşen cihaz 3 boyutlu simülasyon için tasarlanmıştır.



**Şekil - 6: SIEMENS Somatom Emotion Duo marka Bilgisayarlı Tomografi Simülör (BTS) Ünitesi**

### 3.1.2. Üç Boyutlu Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi - CMS XiO

CMS XiO tedavi planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA); yeni araçları ve sağlıklı doz hesaplama algoritmalarını birleştirerek doğru dağılımını sağlayan kapsamlı bir 3D YART tedavi planlama platformudur. 2D, 3D, çok yapraklı kolimatör (ÇYK) tabanlı YART, katı kompensatör tabanlı YART ve brakiterapi gibi tedavi modalitelerini içerir. Dinamik konformal ark terapi ve stereotaktik radyoterapi de ayrıca desteklenmiştir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları Clarkson, Fast Fourier Transform (FFT) Convolution, Superposition, Elektron 3D Pencil Beam, Proton Broad Beam-Pencil Beam algoritmalarıdır. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımları hesaplanabilir ve DVH (Doz Volüm Histogramı) görüntülenebilir.

### 3.1.3. Medikal Lineer Hızlandırıcı - SIEMENS ARTISTE

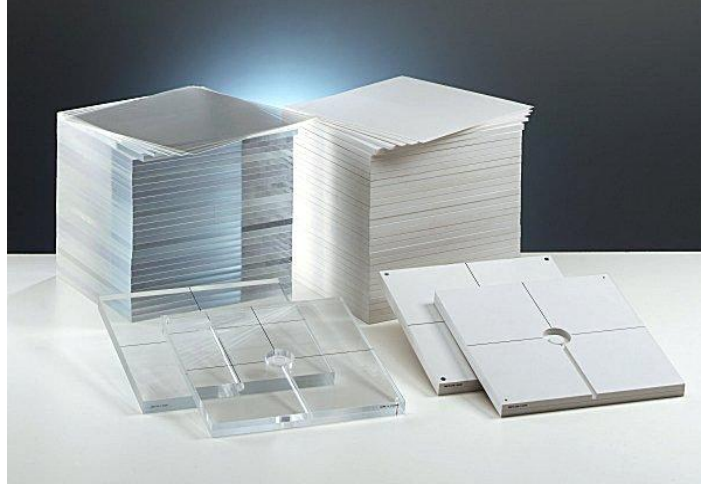
6 ve 15 MV'lik foton ile 6, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV elektron enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır ( Siemens Medical Solutions, Concord, CA, USA). Cihaz 160 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir (x kolimatörü). Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen çenelerden oluşmuştur (y kolimatörü). 4 cm / sn 'lik lif hızı ile etkin tedavi sağlanabilir. Lif genişliği 5 mm' dir. Cihaz elle takılıp çıkartılan fiziksel wedge filtreler ve bilgisayar kontrollü 15°, 30°, 45°, 60° sanal wedge filtreler sahiptir (24).



Şekil - 7: SIEMENS ARTISTE lineer hızlandırıcı cihazı.

### 3.1.4. Katı su Fantomu - PTW RW-3

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresinde standart referans materyal sudur. Ancak pratik bir yöntem olmadığından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri fantom materyali kullanılır. RW3 katı su fantomu 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıkta ve 40 x 40 cm<sup>2</sup> plakalar halinde üretilmiştir (Şekil-21). Yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistiren'den (C<sub>8</sub>H<sub>8</sub>) yapılmış, % 2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm<sup>3</sup>, elektron yoğunluğu 3.43x10<sup>23</sup> e/cm<sup>3</sup> (su: 3.343x10<sup>23</sup> e/cm<sup>3</sup>) 'dir. 10 mm' lik fantomlardan bir tanesi paralel plak iyon odası bir tanesi de silindirik iyon odasının fantom içine rahatlıkla yerleşebileceği şekilde imal edilmiştir (25).

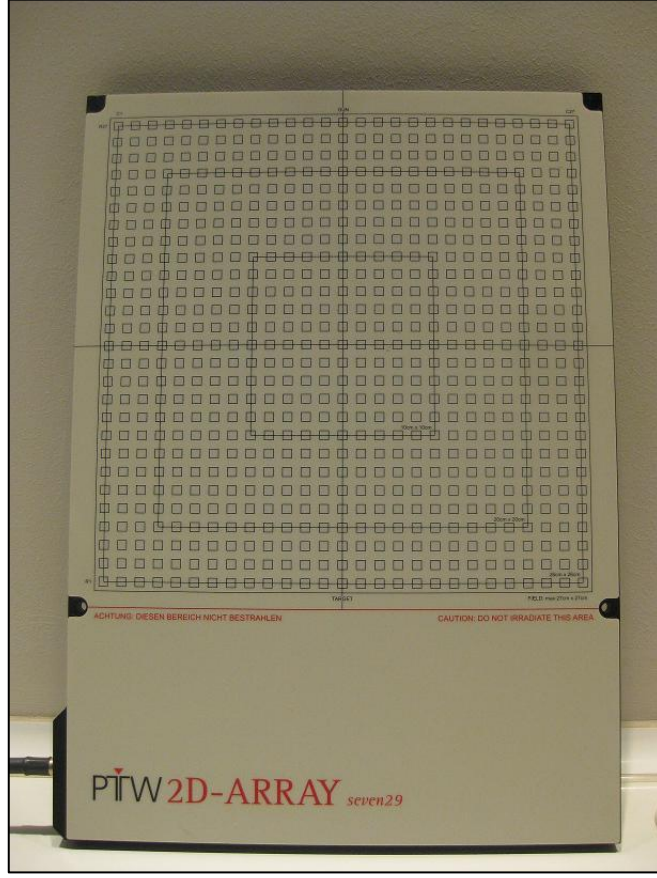


Şekil - 8: RW-3 Katı su fantomu.

### 3.1.5. İki Boyutlu İyon Odası düzlem dedektörü - 2D-ARRAY

2D – Array (PTW, Freiburg, Germany) , 5 mm x 5 mm x 5 mm boyutlarında 27cm x 27 cm alan kaplayan hava etkileşimli 729 adet kübik iyon odasından oluşmuştur. İki iyon odasının merkezi arasındaki mesafe 1 cm'dir. En fazla 27 x 27 cm<sup>2</sup>'lik bir alanda ölçüm alınabilmektedir. Etrafı PMMA (akrilik) ile kaplıdır. Ağırlığı 3,2 kg olup yüksekliği 22 mm'dir (Şekil 24). İki boyutlu iyon odası düzlem dedektörü, YART planlarının ve Linak cihazlarının kalite kontrollerinde kullanılmaktadır. Mutlak doz ve doz hızı ölçümü yapılabilmektedir. 400 ms ile 1000 ms arasında ölçüm alabilmektedir. Alınan ölçümler

Mephysto, Multicheck veya Verisoft yazılım programlarına aktarılarak radyasyon demetinin düzgünlüğü, simetrisi, profili incelenebilir (26).



Şekil - 9: 2D-ARRAY (seven29).

### 3.1.6. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı - OPTIVUE 1000ART EPID

Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID) tedavi cihazının kalite güvenirliğinde, hastanın tedavi-setup doğrulamasında, hedef ve organ hareketlerinin değerlendirilmesinde, hasta planlarının dozimetrisinde ve kompensatör tasarım ve doğrulamasında kullanılan bir sistemdir.

Siemens ARTISTE lineer hızlandırıcı cihazına monte edilmiş olan ve a-Si detektörlerden oluşan OPTIVUE 1000ART EPID sisteminin, aktif dedektör alanı  $41 \times 41$  cm<sup>2</sup>, matriks boyutu  $1024 \times 1024$ , dedektör boyutu  $672 \times 599 \times 44$  mm' dir. Dedektör yüzeyi

ile kaynak arasındaki mesafe 100cm ile 150cm arasında olabilen vertikal yönde bir hareket alanı mevcuttur.



**Şekil - 10: OPTIVUE 1000ART EPID (Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı).**

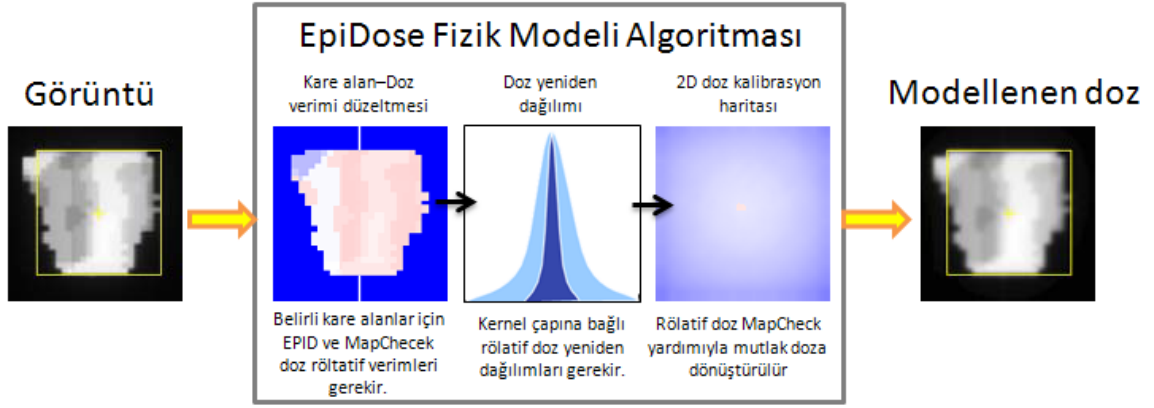
### **3.1.7. Verisoft Programı (PTW, Freiburg, Germany)**

Verisoft programı (PTW, Freiburg, Germany) tedavi planlama sisteminin hesapladığı YART doz dağılımları ile aynı koşullarda cihazda ölçülen gerçek doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan bir yazılım programıdır. Tedavi planlama sisteminin hesapladığı dağılımlar, linakta 2D-Array (seven29) veya film ile ölçülen değerler ile karşılaştırılır. Karşılaştırma yaparken gamma analiz yöntemini kullanır. Bir YART demetinin ölçülen ve hesaplanan noktalarının matrisi VeriSoft tarafından okunup değerlendirilerek izodozlar, profiller ve sayısal değerler karşılaştırılabilir. Bu yazılım programı RapidArc, VMAT veya Tomoterapi gibi ileri tedavi teknikleri için de uygundur.



### 3.1.8. EPIDose Programı (Sun Nuclear, Melbourne, FL, USA)

EPIDose Programı (Sun Nuclear, Melbourne, FL, USA), EPID ile alınan bir görüntünün doz haritasına dönüştürülmesini ve bu doz haritasının referans bir doz dağılımı ile karşılaştırılmasını sağlar. Bir görüntünün gerçek doza kalibre edilmesi bir dizi işlemin sonucunda oluşur. Bu işlemlerin bütünü programda fizik modeli olarak adlandırılır. EPID ve önceden kalibre edilmiş MapCheck diyot array ile alınan belirli bazı ölçümler yardımı ile görüntüyü gerçek doza dönüştüren bir model elde edilir. Bu modelin aşamaları Şekil - 11'de gösterilmiştir.

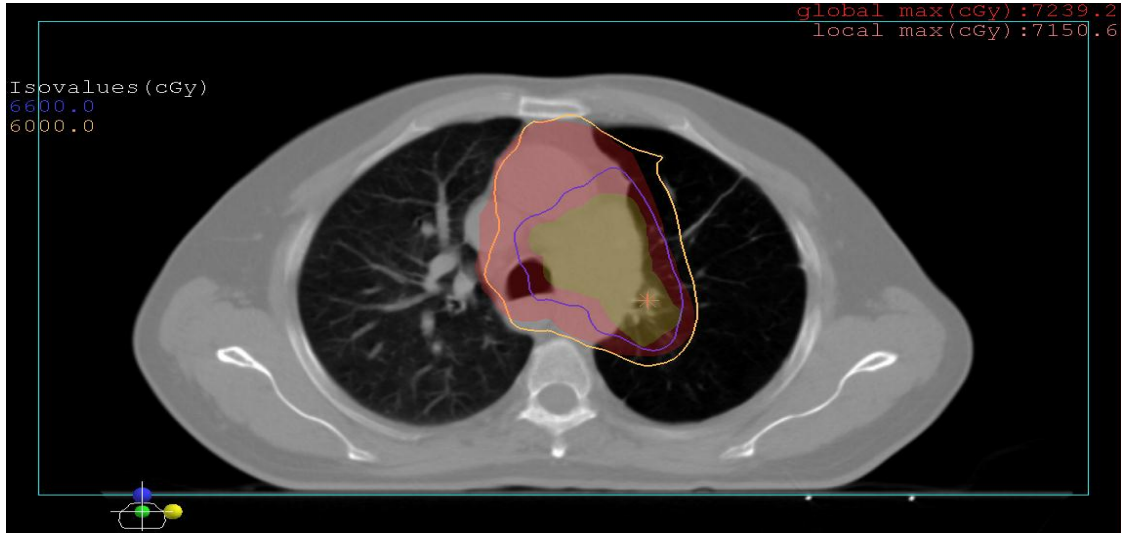


Şekil - 11: EpiDose fizik modeli algoritmasının şematik gösterimi.

## 3.2. YÖNTEM

### 3.2.1. YART Tedavi Planlarının Oluşturulması

Çalışmamızda Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tekniği kullanılarak tedavi edilen küçük hücreli dışı akciğer kanserli 15 hastanın tedavi planlarının dozimetrik doğrulaması yapılmıştır. Seçilen hastaların BT görüntüleri 3 mm kesit aralıkları ile taranmış ve bu taranan görüntüler üzerine radyasyon onkoloğu tarafından hedef hacim ve normal dokular konturlanmıştır. Bu konturlama işlemi ICRU 62 'de tanımlanan görülebilir tümör hacmini (Gross Tumor Volume-GTV), klinik hedef hacmini (Clinical Target Volume-CTV), planlanan hedef hacmini (Planning Target Volume-PTV) ve normal dokuları (akciğerler, medulla spinalis, kalp, özofagus) kapsamaktadır. Tanımlanan hedef hacim ve normal dokuların konumlarına göre 6 MV enerjili 5 alan kullanılarak dur ve ışınla (step and shoot) tedavi yöntemine göre YART planları oluşturulmuştur. Oluşturulan planlar için kullanılan hesaplama algoritması Superposition hesaplama algoritmasıdır ve algoritmanın hesaplama aralıkları üç boyut için de 0.2 cm olarak belirlenmiştir. Doz optimizasyonu ve sonrasında gerçekleştirilen segmentasyon işlemi sonrası oluşan YART planları, DVH'ların da yardımı ile sorumlu radyasyon onkoloğu tarafından değerlendirilip uygun bulunduktan sonra kabul edilmiştir.



Şekil - 12: 1 nolu hastanın ışın merkezi kesiti ve planlanan izodoz eğrileri.

### 3.2.2. YART Kalite Temini Planlarının Oluşturulması

Bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde ölçümlerde kullanılan RW3 (materyali PMMA'dan oluşan) kalibrasyon fantomu üzerinde hasta planları her alanın gantri ve kolimatör açısı  $0^0$  derece olacak şekilde tekrar oluşturuldu. Gantri ve kolimatör açılarındaki değişiklik dışında YART planına ait tüm özellikler korundu. Çalışma, her alan için ayrı bir değerlendirme gerektirdiği için her alanın fantom üzerinde 5 cm derinlikte (SAD:100cm) tek başına oluşturduğu doz dağılımları koronal kesit temel alınarak ayrı ayrı kaydedildi. Oluşturulan YART planlarına ait segment sayıları ve MU değerleri Tablo – 1'de gösterildiği gibidir.

**Tablo - 1: Oluşturulan hasta YART planlarının ve alanlarının segment sayıları ve MU değerleri.**

Hasta No	Top. Seg. Sayısı	Toplam MU	Segment Sayısı					MU Değerleri				
			1. Alan	2. Alan	3. Alan	4. Alan	5. Alan	1. Alan	2. Alan	3. Alan	4. Alan	5. Alan
1	67	555	10	15	15	14	13	108	90	142	104	111
2	81	743	19	17	14	15	16	166	143	107	162	165
3	74	848	16	14	15	15	14	210	148	136	165	189
4	57	759	11	13	11	8	14	155	158	161	128	157
5	67	616	14	14	12	12	15	128	88	91	129	180
6	88	831	19	16	19	18	16	135	204	171	156	165
7	64	636	17	15	12	9	11	177	112	140	93	114
8	57	775	12	13	9	10	13	208	120	204	93	150
9	51	524	10	10	11	9	11	127	89	118	89	101
10	56	511	9	10	9	12	16	103	96	97	84	131
11	71	656	16	15	14	10	16	150	150	132	99	125
12	57	498	13	12	9	10	13	111	81	105	108	93
13	57	490	13	10	13	9	12	108	84	111	83	104
14	68	574	10	12	9	11	10	82	136	104	123	103
15	64	684	13	19	17	11	14	143	129	151	135	126

### 3.2.3. YART Kalite Temini Planlarının Ölçülmesi

#### 3.2.3.1. 2D-Array ile YART Kalite Temini Planlarının Ölçülmesi

Tedavi planlama sisteminde oluşturulan YART kalite temini planları Siemens Artiste lineer hızlandırıcısı arayüz programına aktarıldıktan sonra ölçüm düzeneği YART planlarına uygun şekilde hazırlandı. 5 cm derinlikteki dozu ölçebilmek için 2D-Array üzerine array yüzeyinin 0.5 cm altında bulunan dedektör mesafesini de hesaba katarak 4.5 cm RW-3 katı su fantomu koyuldu. Ayrıca hesaplanan YART planlarındaki koşulları sağlamak için array altındaki bölgede fantom saçılma dozunun etkisini gerçekleştirmek adına 2D-Array altına 10 cm kalınlığında RW-3 katı su fantomu koyuldu. Ölçümler Verisoft programı ile alındı ve ölçüm öncesi sıcaklık ve basınç düzeltmesi için değerler programa girilmiştir. Ölçüm düzeneği Şekil - 13'de gösterilmiştir.

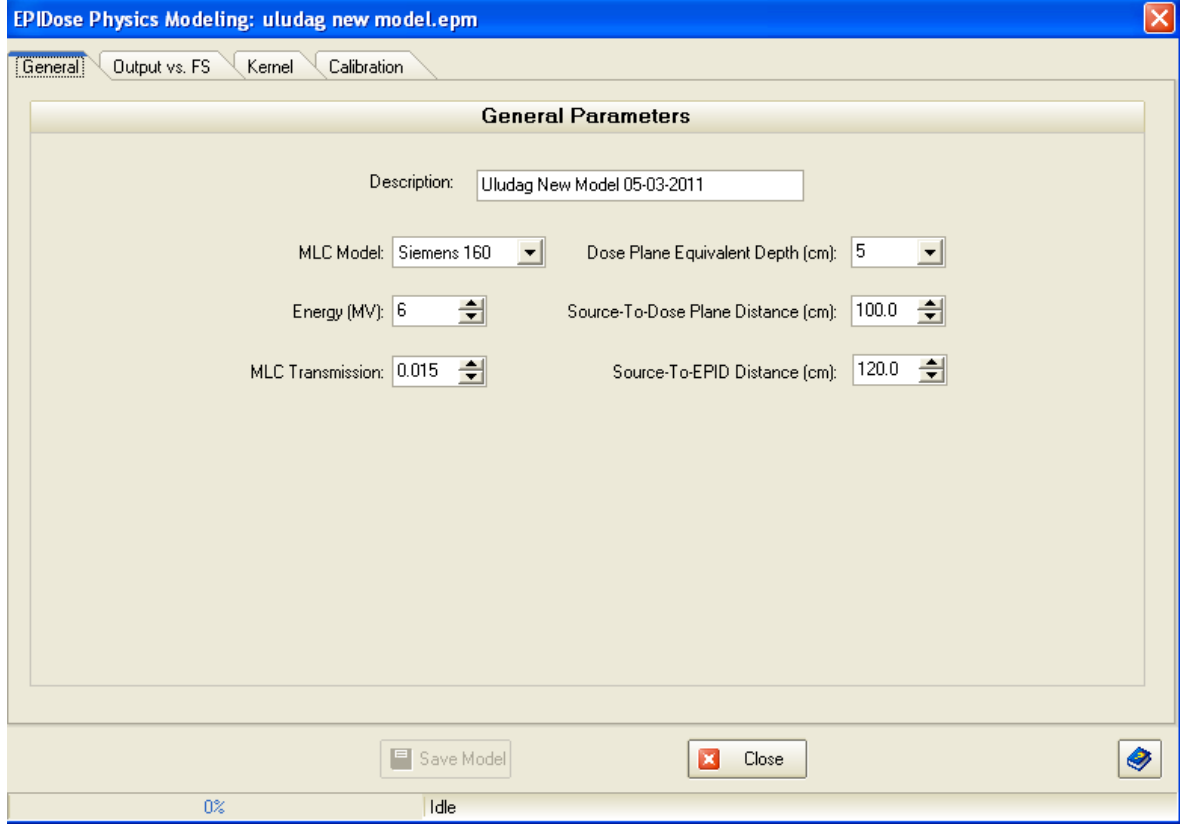


Şekil - 13: 2D - Array ölçüm düzeneği.

#### 3.2.3.1. EPID ile YART Kalite Temini Planlarının Ölçülmesi

Tedavi planlama sisteminde oluşturulan YART kalite temini planları Siemens Artiste lineer hızlandırıcısı arayüz programına aktarıldıktan sonra EPID ölçüm düzeneği EpiDose programında oluşturulan fizik modeli koşullarına uygun şekilde hazırlandı. Bu modele

göre kaynak-EPID mesafesi (SID) 120 cm’de her alan için ayrı ayrı görüntüler alındı, görüntülerin doz haritalarına dönüştürülmesi ve değerlendirilmesi için EpiDose programına aktarıldı.



**Şekil - 14: Kaynak Epid mesafesi 120 cm olan fizik modeli.**

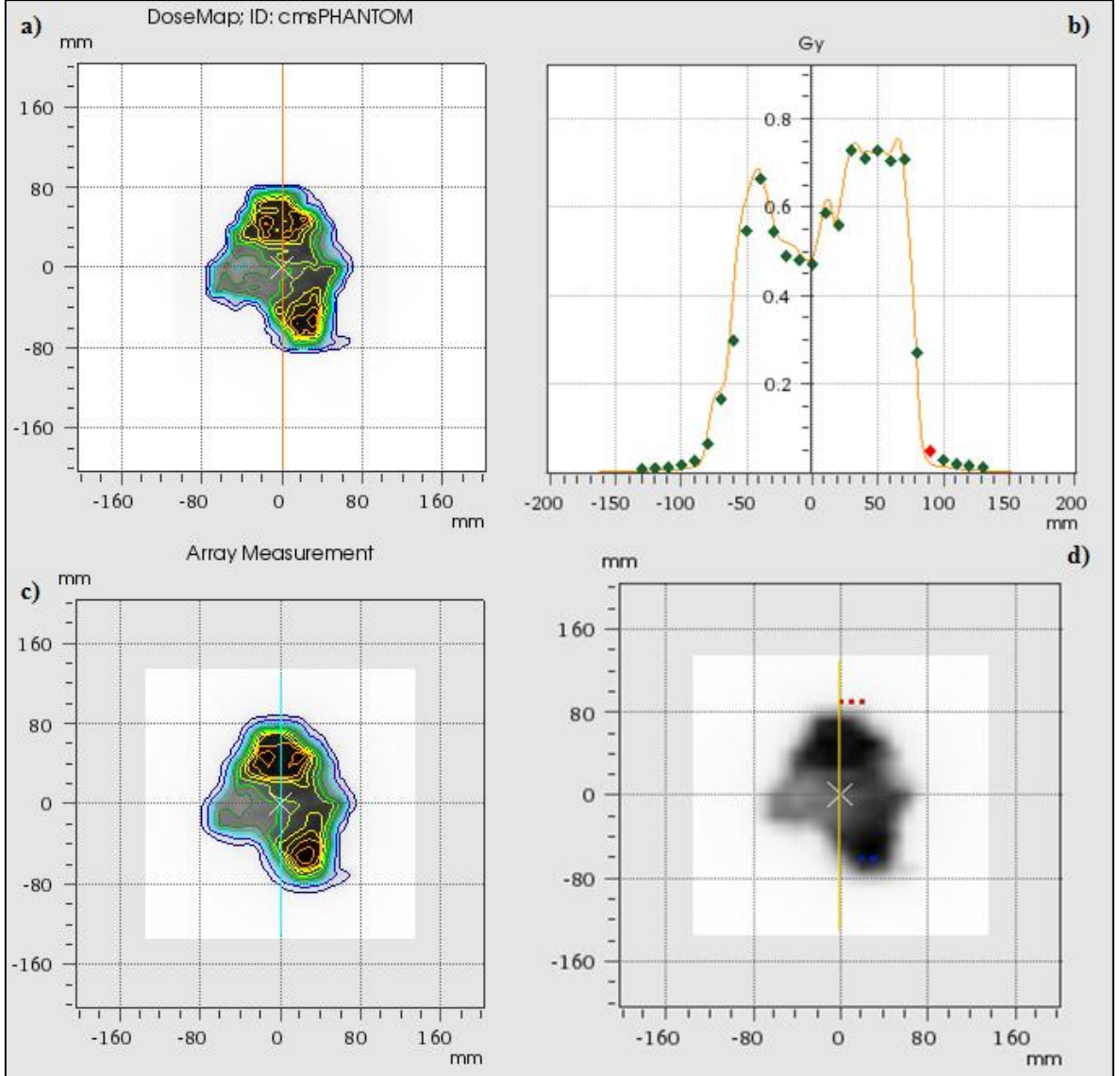
### **3.2.3.2. YART Kalite Temini Planlarının Değerlendirilmesi**

YART kalite temini planlarının değerlendirilmesinde doz farkı ve DTA’yı birlikte değerlendiren gamma analiz yöntemi kullanılmıştır. Rutin hastaya özgü kalite temini prosedürünü bağlı kalınarak %3 doz farkı ve 3 mm DTA kriterleri seçilmiştir. Ayrıca doz farkı kriterinde Van Dyk yaklaşımıyla referans doz olarak, ölçülen maksimum doz kullanılmıştır. Rutin kalite temini prosedüründe 1’den küçük olan gamma değerlerinin yüzdesi ( $\gamma_{\%} \leq 1$ ) yeterli olurken bu çalışmada ek olarak gamma değerlerinin ortalaması ( $\gamma_{ort}$ ) ve maksimum gamma değeri ( $\gamma_{max}$ ) de karşılaştırma için veri olarak kaydedilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. 2D-Array ile Alınan Ölçümlerin Gamma Analizlerinin Sonuçları

2D-Array ile ölçülen 15 hastaya ait 75 YART alanının bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde hesaplanan alanlar ile karşılaştırılmasında Verisoft programı kullanılmıştır.



Şekil - 15: Verisoft ile yapılan gamma analizinde 1 numaralı hastanın 3 numaralı alanının ekran görüntüsü. a) Hesaplanan doz haritası, b) y ekseninde alınan profil eğrisi, c) 2D – Array ölçümü, d) Karşılaştırma sonrası kriteri geçen ve geçmeyen noktalar.

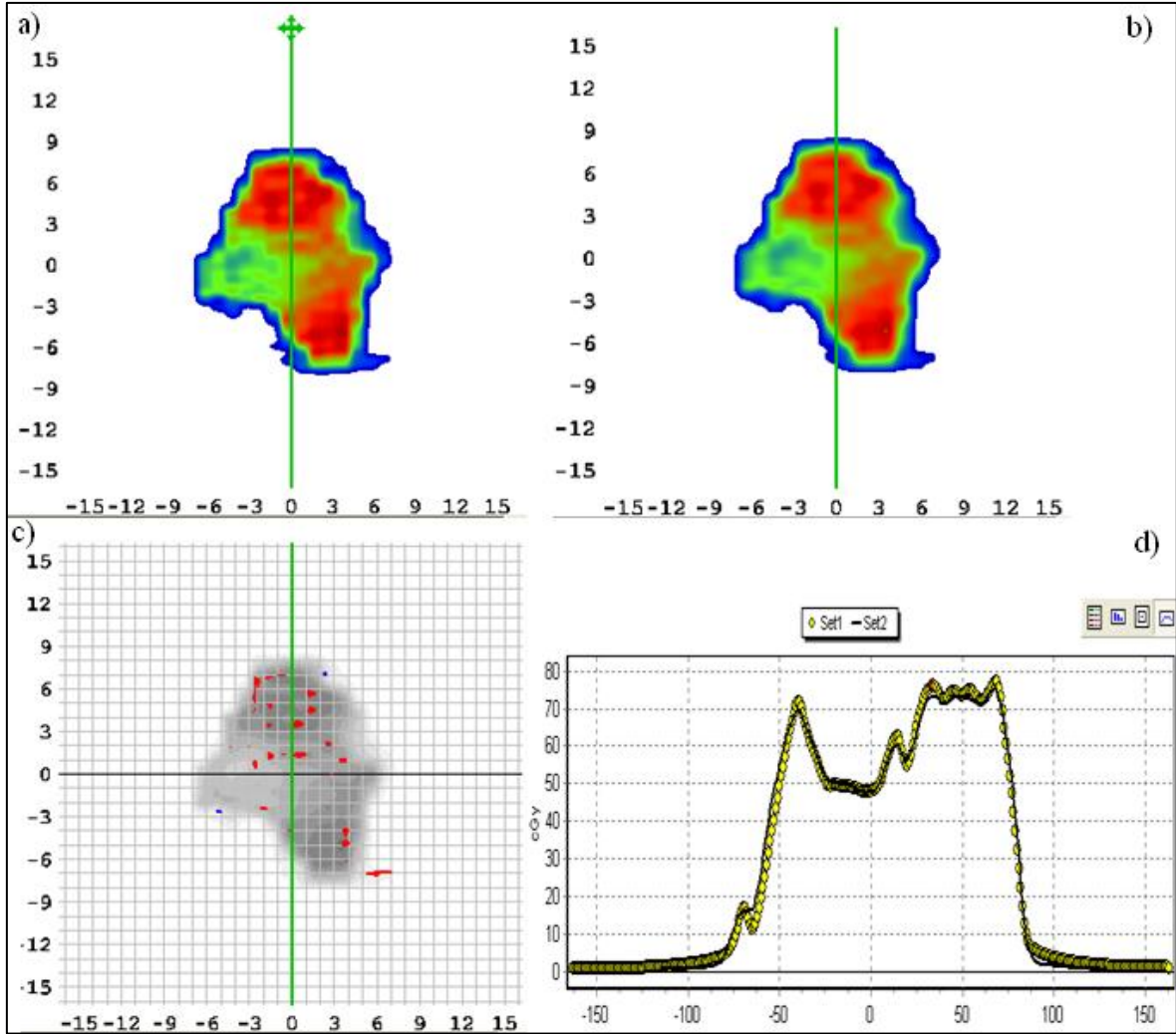
Doz farkı %3 ve DTA 3 mm kriterlerine göre yapılan gamma analizlerinde bulunan,  $\gamma_{max}$ ,  $\gamma_{ort}$  ve  $\gamma_{\% \leq 1}$  değerleri Tablo - 2'de gösterilmiştir.

**Tablo - 2: BTPS'de hesaplanan ve 2-D Array ile ölçülen YART alanlarının karşılaştırılmasıyla elde edilen gamma parametreleri.**

Hasta No	$\gamma_{max}$					$\gamma_{ort}$					$\gamma_{\% \leq 1}$				
	1. Alan	2. Alan	3. Alan	4. Alan	5. Alan	1. Alan	2. Alan	3. Alan	4. Alan	5. Alan	1. Alan	2. Alan	3. Alan	4. Alan	5. Alan
1	1.328	1.075	1.225	1.157	1.207	0.442	0.394	0.473	0.479	0.391	95,9	99,2	97,6	98,1	98,3
2	1.059	1.632	1.099	1.161	1.263	0.363	0.384	0.379	0.326	0.331	99,7	95,1	98,5	99,2	99,6
3	1.148	1.224	1.847	1.136	1.759	0.401	0.426	0.473	0.390	0.395	99,3	98,1	96,2	98,9	96,8
4	2.117	1.259	1.879	1.753	1.734	0.491	0.405	0.437	0.508	0.427	95,7	97	95,4	96,1	96,1
5	0.981	1.118	1.269	0.952	1.366	0.387	0.360	0.409	0.368	0.449	100	98,9	96,7	100	98,4
6	1.023	1.133	1.291	1.316	1.782	0.380	0.358	0.446	0.438	0.423	99,7	98,1	97,9	98,5	97,3
7	1.033	2.006	1.313	1.441	1.579	0.357	0.435	0.422	0.476	0.418	98,7	96,4	98,5	98	98,3
8	1.096	0.890	1.176	1.162	1.148	0.440	0.374	0.364	0.436	0.379	99,5	100	99,5	96,8	99
9	1.241	0.995	1.101	1.041	1.773	0.357	0.375	0.442	0.381	0.429	99,2	100	98,4	97,5	97,1
10	1.171	1.173	1.079	1.208	1.186	0.427	0.494	0.483	0.441	0.463	97,9	98,9	98,7	99	98
11	1.139	1.244	1.331	1.141	0.930	0.439	0.429	0.388	0.403	0.353	99,2	97,2	97,7	98,9	100
12	1.195	1.336	1.742	1.456	1.228	0.384	0.415	0.387	0.426	0.485	98,8	98,8	98,1	95	95,2
13	1.587	1.320	1.287	0.895	1.002	0.486	0.427	0.405	0.396	0.371	95,6	95,6	96,6	100	99,4
14	1.203	1.324	1.192	1.050	1.032	0.389	0.408	0.404	0.481	0.362	99,1	98,7	98,1	98,9	98,6
15	1.237	1.204	1.037	1.218	1.643	0.384	0.406	0.331	0.425	0.406	98,3	97,3	99,3	98,4	98,3

## 4.2. EPID ile Alınan Ölçümlerin Gamma Analizlerinin Sonuçları

EPID ile ölçülen 15 hastaya ait 75 YART alanının bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde hesaplanan alanlar ile karşılaştırılmasında Epidose programı kullanılmıştır.



Şekil - 16: Epidose ile yapılan gamma analizinde 1 numaralı hastanın 3 numaralı alanının ekran görüntüsü. a) EPID ölçümü, b) Hesaplanan doz haritası, c) Karşılaştırma sonrası kriteri geçen ve geçemeyen noktalar, d) y ekseninde alınan profil eğrisi.

Doz farkı %3 ve DTA 3 mm kriterlerine göre yapılan gamma analizlerinde bulunan,  $\gamma_{max}$ ,  $\gamma_{ort}$  ve  $\gamma_{\%} \leq 1$  değerleri Tablo - 3'de gösterilmiştir.



**Tablo - 3: BTPS’de hesaplanan ve EPID ile ölçülen YART alanlarının karşılaştırılmasıyla elde edilen gamma parametreleri.**

Hasta No	$\gamma_{max}$					$\gamma_{ort}$					$\gamma_{\%} \leq 1$				
	1. Alan	2. Alan	3. Alan	4. Alan	5. Alan	1. Alan	2. Alan	3. Alan	4. Alan	5. Alan	1. Alan	2. Alan	3. Alan	4. Alan	5. Alan
1	1.281	1.264	1.528	1.522	2.206	0.359	0.350	0.355	0.365	0.385	99.8	99.8	98	97.7	98.2
2	2.078	2.839	2.182	2.100	1.932	0.515	0.530	0.466	0.369	0.369	95.8	95	94.3	95.9	95.7
3	2.664	1.910	3.729	3.246	2.450	0.355	0.395	0.395	0.383	0.339	98.8	97.6	97.1	97.9	97.8
4	3.903	3.146	4.323	3.573	3.143	0.418	0.415	0.381	0.333	0.454	95.9	95.2	95.9	95.6	95.3
5	1.516	1.516	1.548	1.582	1.408	0.383	0.384	0.410	0.351	0.370	99.1	96.4	98.4	98.6	99.6
6	2.671	2.671	1.482	1.484	1.384	0.405	0.405	0.401	0.449	0.438	98.6	98.3	98.6	96.1	97.7
7	2.415	2.504	1.881	1.380	1.966	0.468	0.481	0.393	0.378	0.396	97.2	96.9	97.8	98.9	98.6
8	1.353	1.305	1.608	1.268	1.697	0.341	0.405	0.312	0.362	0.320	99.8	99.4	99.1	99.7	99.1
9	2.168	1.337	1.520	2.640	1.769	0.315	0.353	0.328	0.257	0.338	97.9	99	99.5	98	98.8
10	1.709	1.488	1.540	1.803	2.591	0.359	0.338	0.304	0.368	0.381	96.4	97.7	97.4	96.7	95.5
11	3.169	1.740	1.626	1.768	2.224	0.394	0.378	0.388	0.344	0.349	97.5	97.9	98.3	99.1	99
12	1.640	1.68	1.592	1.686	1.593	0.361	0.352	0.297	0.338	0.418	98.6	99.1	99.1	99.7	98.7
13	1.703	1.536	1.535	1.445	1.837	0.364	0.392	0.384	0.316	0.325	97.3	99.3	99.3	99.5	98.9
14	1.355	1.585	1.532	1.741	1.655	0.378	0.420	0.353	0.340	0.329	99.3	97.8	99.4	98.9	99
15	1.960	1.703	1.871	1.966	1.807	0.467	0.422	0.407	0.446	0.412	97	95.2	95.1	95.6	97.2

### 4.3. Gamma Analizleri Sonuçlarının Karşılaştırılması

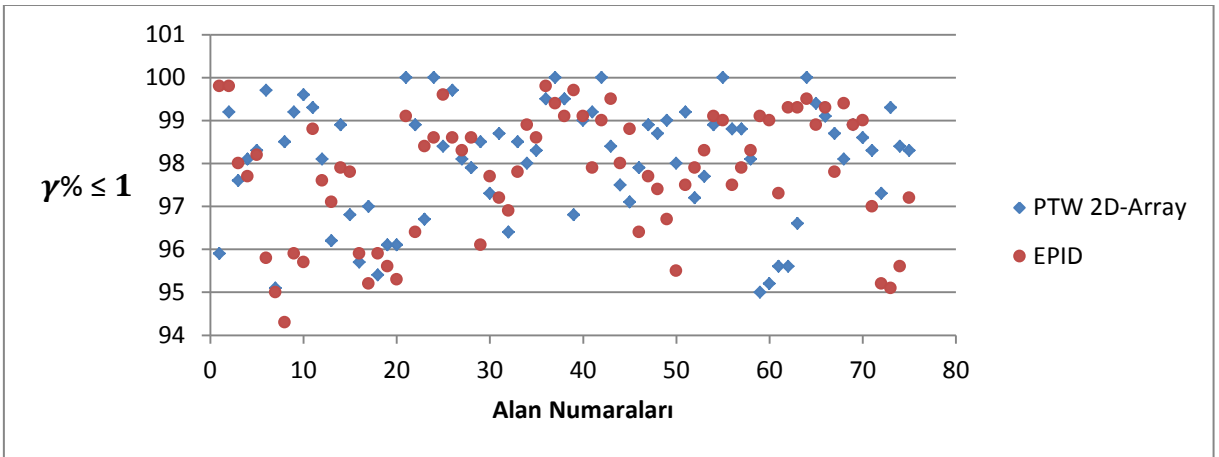
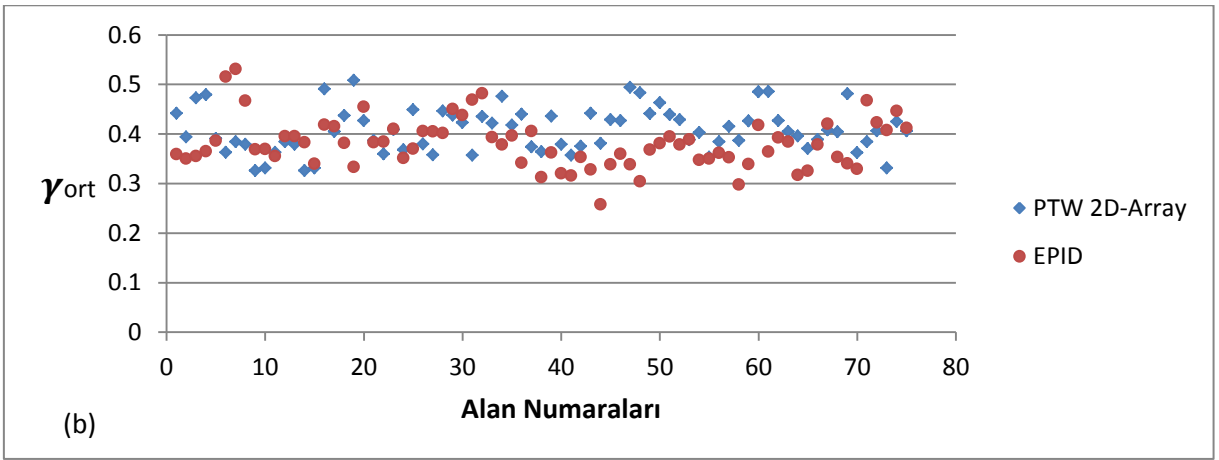
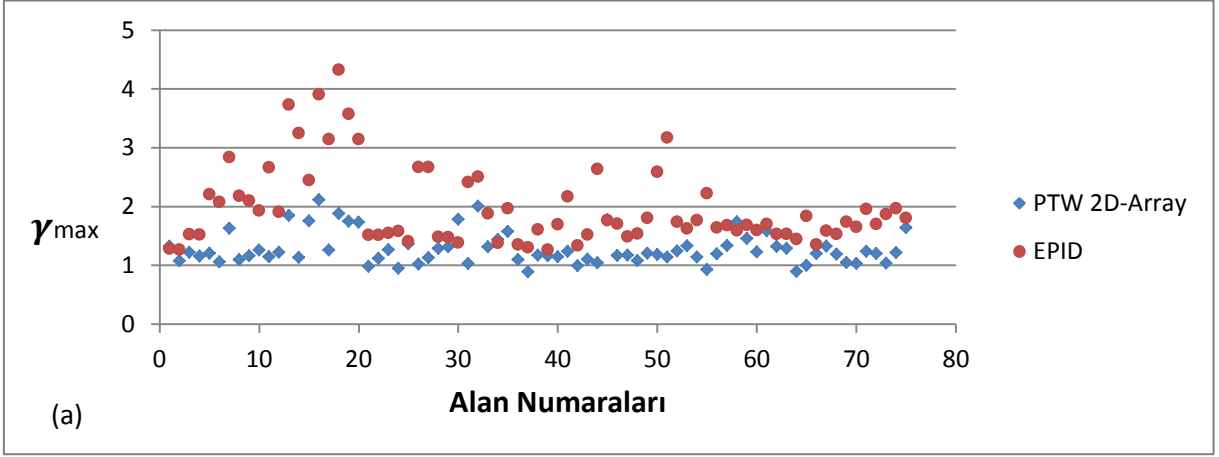
15 YART planı için 2D-Array ve EPID ile alınan ölçümlerin bilgisayarlı tedavi planlama sistemi ile karşılaştırılmasından elde edilen gamma parametrelerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları (SS) Tablo - 4'de gösterilmiştir. Elde edilen gamma parametrelerinin istatistiksel karşılaştırılmasında Wilcoxon işaretli sıra testi kullanılmıştır, anlamlılık düzeyi 0.05 olarak seçilmiştir.

**Tablo - 4: EPID ve 2D - Array ile alınan ölçümlerin TPS verileri ile karşılaştırılmasından elde edilen gamma parametrelerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları.**

Hasta No	Epid			2D - Array		
	$\gamma_{max}$	$\gamma_{ort}$	$\gamma_{\% \leq 1}$	$\gamma_{max}$	$\gamma_{ort}$	$\gamma_{\% \leq 1}$
1	1.56 (0.38)	0.36 (0.01)	98.70 (1.02)	1.20 (0.09)	0.43 (0.04)	97.82 (1.21)
2	2.22 (0.35)	0.45 (0.07)	95.34 (0.68)	1.24 (0.23)	0.35 (0.02)	98.42 (1.91)
3	2.80 (0.70)	0.37 (0.02)	97.84 (0.62)	1.42 (0.35)	0.41 (0.03)	97.86 (1.33)
4	3.61 (0.50)	0.40 (0.04)	95.58 (0.32)	1.74 (0.31)	0.45 (0.04)	96.06 (0.6)
5	1.51 (0.06)	0.38 (0.02)	98.42 (1.22)	1.13 (0.18)	0.39 (0.03)	98.80 (1.36)
6	1.93 (0.67)	0.42 (0.02)	97.86 (1.05)	1.30 (0.29)	0.40 (0.04)	98.30 (0.89)
7	2.02 (0.45)	0.42 (0.04)	97.88 (0.86)	1.47 (0.35)	0.42 (0.04)	97.98 (0.92)
8	1.44 (0.19)	0.34 (0.04)	99.42 (0.32)	1.09 (0.11)	0.39 (0.04)	98.96 (1.25)
9	1.88 (0.52)	0.31 (0.03)	98.64 (0.68)	1.23 (0.31)	0.39 (0.03)	98.44 (1.19)
10	1.82 (0.44)	0.35 (0.03)	96.74 (0.86)	1.16 (0.04)	0.46 (0.03)	98.50 (0.51)
11	2.10 (0.63)	0.37 (0.02)	98.36 (0.69)	1.15 (0.14)	0.40 (0.03)	98.60 (1.13)
12	1.63 (0.04)	0.35 (0.04)	99.04 (0.43)	1.39 (0.22)	0.41 (0.04)	97.18 (1.92)
13	1.61 (0.15)	0.35 (0.03)	98.86 (0.89)	1.21 (0.27)	0.41 (0.04)	97.44 (2.11)
14	1.57 (0.14)	0.36 (0.03)	98.88 (0.63)	1.16 (0.12)	0.40 (0.04)	98.68 (0.37)
15	1.86 (0.11)	0.43 (0.02)	96.02 (1.00)	1.26 (0.22)	0.39 (0.04)	98.32 (0.70)
<b>Ortalama SS</b>	<b>1.97 (0.67)</b>	<b>0.38 (0.05)</b>	<b>97.81 (1.51)</b>	<b>1.28 (0.27)</b>	<b>0.41 (0.04)</b>	<b>98.06 (1.41)</b>

EPID ile ölçülen 75 YART alanının BTPS verileri ile karşılaştırılmasından elde edilen ortalama gamma parametreleri  $\gamma_{\max} = 1.97 \pm 0.67$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.38 \pm 0.05$  ve  $\gamma_{\% \leq 1} = 97.81 \pm 1.51$  olarak bulunmuştur. 2D - Array ile ölçülen 75 YART alanının BTPS ile karşılaştırılmasından elde edilen ortalama gamma parametreleri ise  $\gamma_{\max} = 1.28 \pm 0.27$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.41 \pm 0.04$  ve  $\gamma_{\% \leq 1} = 98.06 \pm 1.41$  olarak bulunmuştur. Bütün planlar için  $\gamma_{\max}$  değeri 2D - Array ölçümlerinde ( $1.28 \pm 0.27$ ) EPID ölçümlerine ( $1.97 \pm 0.67$ ) göre daha düşük bulunmuştur.  $\gamma_{\max}$  parametresindeki bu değişim istatistiksel olarak değerlendirildiğinde hasta planlarının 10 tanesinde (% 66) anlamlı fark bulunmuştur ( $p \leq 0.05$ ). Benzer şekilde, iki farklı yöntem ile elde edilen  $\gamma_{\text{ort}}$  değerlerinde de değişiklik saptanmıştır. Hasta planlarının 7 tanesinde (% 46) EPID lehine, 2 tanesinde (% 13) 2D - Array lehine anlamlı fark görülmüştür ( $p \leq 0.05$ ). Ancak  $\gamma_{\% \leq 1}$  parametresindeki değişim bütün planlar için karşılaştırıldığında yalnızca 3 hasta planında (% 20) anlamlı fark görülmüştür ( $p \leq 0.05$ ).

Şekil – 17’de bütün 75 YART alanı için her iki yöntem ile elde edilen üç gamma parametresi değerlerinin dağılımı verilmiştir.



Şekil - 17: Her iki yöntem ile elde edilen  $\gamma_{\max}$  (a),  $\gamma_{\text{ort}}$  (b) ve  $\gamma\% \leq 1$  (c) değerlerinin dağılım grafiği.

## 5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Günümüzde akciğer kanseri, kansere bağlı ölümlerin en önde gelen nedenidir. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) yüksek organ koruyucu özelliği ile tedavinin daha iyi sonuçlanmasını sağlamaktadır (27). YART tekniği kullanılarak oluşturulan planlar karmaşık oldukları için tedavi öncesinde mutlaka planlanan radyasyon dozunun doğrulanması gerekir. Çalışmamızda YART tekniği ile tedavi edilmiş Akciğer Kanseri 15 hasta ele alınmış ve iki farklı dozimetrik ekipman kullanılarak planlanan doz dağılımının dozimetrik doğrulanması gamma analizi yöntemi ile yapılmıştır.

Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda rutin hastaya özgü kalite temini, 2D - Array ile alınan ölçümlerin gamma analizi yöntemi kullanılarak tedavi planlama sistemiyle karşılaştırılmasıyla gerçekleştirilmektedir. Gamma analizinde % 3 doz farkı ve 3 mm DTA kriterleri seçilmiştir. Tedavi planının kabul kriteri ise, gamma analizinden elde edilen  $\gamma_{\%} \leq 1$  değerinin % 95'ten büyük olmasıdır. Her iki sistem ile yapılan dozimetrik doğrulama için bütün alanların tedavi kabul kriterini sağladığı görülmüştür.

Çalışmamızda 2D - Array ile ölçülen 75 YART alanının BTPS ile karşılaştırılmasından elde edilen ortalama gamma parametreleri  $\gamma_{\max} = 1.28 \pm 0.27$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.41 \pm 0.04$  ve  $\gamma_{\%} \leq 1 = 98.06 \pm 1.41$  olarak bulunmuştur. Benzer özelliklere sahip farklı bir firmanın ürettiği 2D - Array iyon odası dedektörü (MatriXX, IBA Dosimetry Inc., Memphis, TN) kullanılarak yapılan diğer çalışmalarda Sharma ve arkadaşları (28) 14 hasta planı için  $\gamma_{\max} = 1.35 \pm 0.37$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.25 \pm 0.07$  ve  $\gamma_{\%} \leq 1 = 99.80 \pm 0.44$ , Rao ve arkadaşları (29) 18 hasta planı için  $\gamma_{\%} \leq 1 = 98.5$  değerlerini raporlamışlardır. Her iki çalışmada da 2D - Array iyon odası dedektörlerinin kolay hizmete alım prosedürlerinin yanı sıra düşük uzaysal çözünürlükleri vurgulanmıştır. 2D - Array'in 0.5 cm olan uzaysal çözünürlüğü, EPID gibi 0.04 cm çözünürlüğe sahip bir detektöre göre çok yüksektir. Low ve arkadaşları (30) büyük hacimli iyon odalarının yüksek doz gradyent bölgelerinde hacim ortalama etkisi göstereceğini belirtmişlerdir. Çoklu ölçüm yöntemi (31) ile çözünürlük düşürülebilir ancak bu işlem için 4 kez ölçüm alınması gerektiğinden rutinde uygulanması zordur.

YART planlarının dozimetrik kontrolünde EPID kullanımı son birkaç yılda gittikçe artan bir prosedür haline gelmiştir. EPID dozimetri için gereken yazılımların son yıllarda artış göstermesi bu durumun ana sebebidir. EPIDose Programı (Sun Nuclear, Melbourne, FL, USA) bu ticari yazılımlardan biridir ve EPID ile alınan bir görüntünün doz haritasına dönüştürülmesini ve bu doz haritasının referans bir doz dağılımı ile karşılaştırılmasını sağlar. Çalışmamızda incelediğimiz 15 hastanın YART planlarının dozimetrik kontrolü EPID ölçümleri kullanılarak yapıldığında  $\gamma_{\max} = 1.97 \pm 0.67$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.38 \pm 0.05$  ve  $\gamma_{\% \leq 1} = 97.81 \pm 1.51$  değerleri bulunmuştur. Değerlendirme kriterleri bu çalışmayla aynı olan diğer çalışmalarda Howell ve arkadaşları (32) 152 hasta için  $\gamma_{\max} = 2.4 \pm 0.8$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.33 \pm 0.13$  ve  $\gamma_{\% \leq 1} = 95.9 \pm 4.2$ , Zijtveld ve arkadaşları (33)  $\gamma_{\text{ort}} = 0.43 \pm 0.13$  ve  $\gamma_{\% \leq 1} = 93.9 \pm 6.8$ , McDermott ve arkadaşları (34) 20 hasta için  $\gamma_{\max} = 2.52$ ,  $\gamma_{\text{ort}} = 0.39$  ve  $\gamma_{\% \leq 1} = 98.7$  değerlerini raporlamışlardır. Çalışmamızda bulunan  $\gamma_{\max}$  parametresine ait bulguların literatürle uyumlu olduğu görülmüştür.

2D Array ve EPID kullanılarak yapılan YART planlarının dozimetrik doğrulamasından elde edilen sonuçların  $\gamma_{\max}$  parametresi dışında karşılaştırılabilir olduğu görülmüştür. EPID ile alınan ölçümlerin tedavi planlama sistemi ile karşılaştırılmasıyla elde edilen  $\gamma_{\max}$  parametresinin 2D - Array ölçümlerine göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Sharma ve arkadaşları (28) 14 hasta için yaptığı çalışmada karşılaştırılabilir  $\gamma_{\text{ort}}$  ve  $\gamma_{\% \leq 1}$  parametreleri bulmalarına karşın (0.24-0.25, 99.43-99.80)  $\gamma_{\max}$  parametresi için hasta YART planlarının % 86'sında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır (2.02-1.35) ( $p < 0.05$ ). Her alan için ayrı ayrı elde edilen maksimum gamma değerinin EPID ölçümlerine göre yapılan verifikasyonda daha yüksek olmasının nedeni EPID sisteminin 2D - Array sistemine göre çok daha yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Zira ÇYK'dan kaynaklı dozun (ÇYK geçirgenliği ve sızıntısı, tongue and groove etkisi gibi) oransal olarak daha yüksek olduğu düşük doz bölgelerinde oluşan dozimetrik farklılıklar EPID ile çok yüksek bir hassasiyet ile saptanır. Çalışmamızda kullandığımız CMS XiO tedavi planlama sisteminin doz modellemesinde dil ve yuva etkisi hesaba katılmadığı için (35) bu farklılık çok daha belirgindir. McDermott (34) ve arkadaşları bu durumu incelemiş, kullandıkları tedavi planlama sistemindeki doz modelinde kullanılan dil ve yuva genişliği parametresini 0.06 cm'den 0.20 cm'ye çıkardıklarında değerlendirdikleri YART alanı için  $\gamma_{\max}$  parametresinin 2.32'den 1.39'a düştüğünü raporlamışlardır.

Sonuç olarak çalışmamızdan elde ettiğimiz veriler doğrultusunda akciğer kanserli hastaların YART tedavi planlarının dozimetrik doğrulmasında 2D Array iyon odası dedektörünün kullanımı, bariz doz hatalarının dedekte edilebilmesinde uygun olmasına karşın, düşük veri yoğunluğu bu cihazların küçük bölgelerde oluşabilecek tongue and groove etkisi gibi etkilerden kaynaklanan dozimetrik hataların fark edilmesini zorlaştırmaktadır. Ek olarak YART planlarının dozimetrik doğrulamasında sıklıkla geniş DTA kriterleri kullanılması ve dedektörlerin iki ölçüm noktası arasındaki ayırmadan kaynaklanan süreksiz çözünürlüğü, yüksek doz gradyent bölgelerindeki yanlış hesaplamalara neden olan tedavi planlama sistemi modelleme hatalarının fark edilememesine neden olur. Yüksek doz gradyent bölgelerinin düşük doz bölgelerinde oluşma ihtimali yüksektir ve düşük doz bölgeleri akciğer radyoterapisinde ayrıca önem arz etmektedir.

Bu yüzden hastaya özgü YART kalite temininde akciğer kanserli hastaların tedavi planlarının dozimetrik doğrulaması daha da önem kazanmaktadır. Yüksek veri yoğunluğu sağlayan yüksek çözünürlüklü EPID'lerden alınan görüntülerin doz haritalarına dönüştürülmesi doğru ve kesin bir şekilde modellendiği takdirde bu gibi dozimetrik hataların fark edilmesi olanaklı hale gelir. Dolayısıyla normal akciğer dokusunun düşük dozda ışınlanmasında toksisite ihtimali bulunduğundan düşük dozların hesaplanmasında doz modellemesinden kaynaklanan hataların EPID ile daha doğru bir şekilde belirlenebileceği için akciğer kanserli hastaların YART planlarının verifikasyonunda EPID kullanımının daha güvenli bir yöntem olduğu söylenebilir. Ayrıca EPID'in lineer hızlandırıcıya bütünleşik çalışma yöntemi ile setup süresini kısaltması da bu sistemin pratikliği açısından önemli bir avantajdır.

## 6. EKLER

### EK1: ETİK KURUL ONAYI

T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

KARAR FORMU

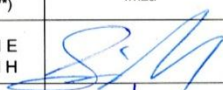



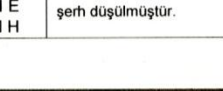
BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN ADI	<b>Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği kullanılarak tedavi edilen akciğer kanserli hastaların tedavi planlarının düzometrek olarak incelenmesi</b>
	SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof.Dr.Lütfi Özkan
	YARDIMCI ARAŞTIRMACI	Fiz.Turgay Toksoy, Uzm.Fiz.Sema Tunç, Uzm.Fiz.Kansu Şengül
	ARAŞTIRMANIN TAHMİNİ SÜRESİ	6 ay
	İNCELENECEK DOSYA SAYISI	15
DESTEKLEYİCİ	-	
ARAŞTIRMANIN TÜRÜ / NİTELİĞİ	Dosya görüntü kayıtları ve/veya insanlardan elde edilen arşiv materyalleri kullanılarak yapılan retrospektif araştırma / Yüksek lisans tez çalışması	

DEĞERLENDİRİLEN İLGİLİ BELGELER	Belge Adı	Tarih	Dil
	ARAŞTIRMA BAŞVURU FORMU		22.02.2012
ARAŞTIRICILAR İÇİN TAAHHÜTNAME FORMU		22.02.2012	Türkçe

KARAR BİLGİLERİ	<b>Karar No : 2012-5/13</b>	<b>Tarih : 28 Şubat 2012</b>
	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof.Dr.Lütfi Özkan'ın sorumluluğunda yürütülmesi planlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmesi sonucunda; 1- Araştırmanın yapılmasının uygun olduğuna. 2- Araştırmanın başlama tarihinin bildirilmesi ve araştırma tamamlandığında özet bir sonuç raporunun hazırlanarak kurulumuza iletilmesine. 3- Araştırma protokolünde ve başvuru formunda yapılacak tüm değişiklikler için Etik Kuruldan izin alınması gerektiğinin sorumlu araştırmacılara iletilmesine oyçokluğu ile karar verildi. Karara katılmayan kurul üyesinin şerh notu ektedir.	

**ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**






ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI/ADI SOYADI	Prof.Dr.Mine Sibel GÜRÜN

ÜYELER						
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeligi	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Mine Sibel GÜRÜN Başkan	Farmakoloji	U.Ü.T.F. Farmakoloji ve Klinik Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof.Dr.Mustafa HACIMUSTFAOĞLU Başkan Yardımcısı	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof.Dr.Elif BAŞAĞAN MOĞOL Üye	Anesteziyoloji	U.Ü.T.F. Anesteziyoloji ve Reanimasyon AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç.Dr.Necdet KARLI Raportör	Nöroloji	U.Ü.T.F. Nöroloji AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç.Dr.Emel İRGİL Üye	Halk Sağlığı	U.Ü.T.F. Halk Sağlığı AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç.Dr.Mehtap BULUT Üye	Acil Tıp	Bursa Şevket Yılmaz EAH Acil Tıp Kliniği	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	Görevli
Doç.Dr.Murat CİVANER Üye	Deontoloji	U.Ü.T.F. Tıp Tarihi ve Etik AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	şerh düşülmüştür.



T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

KARAR FORMU

Yrd.Doç.Dr.Tuna GÜLTEN Üye	Tıbbi Genetik	U.Ü.T.F. Tıbbi Genetik AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Yrd.Doç.Dr.Pınar VURAL Üye	Psikiyatri	U.Ü.T.F. Çocuk ve Ergen Ruh Sağlığı ve Hastalıkları AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Yrd.Doç.Dr.Çiğdem Mine YILMAZ Üye	Hukuk	U.Ü.Hukuk Fakültesi	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Yrd.Doç.Dr.Engin SAĞDİLEK Üye	Biyofizik	U.Ü.T.F. Biyofizik AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Uz.Dr.Serhat YALÇINKAYA Üye	Göğüs Cerrahisi	Bursa Yüksek İhtisas EAH Göğüs Cerrahisi Kliniği	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	Mazeretli izinli
Uz.Dr.Kağan HUYSAL Üye	Biyokimya	Bursa Yüksek İhtisas EAH Biyokimya	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	Görevli
Ecz.Zeynep Gözde TUNCER Üye	Eczacı	UÜ.SUAM	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Ahmet GÖREN Üye	Sağlık mesleği mensubu olmayan üye	Serbet Meslek	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	Mazeretli izinli

- \* Araştırma ile İlişki  
\*\* Toplantıda Bulunma

## 7. KAYNAKLAR

1. [http://turkkanser.org.tr/newsfiles/61dunya\\_kanser\\_istatistikleri.pdf](http://turkkanser.org.tr/newsfiles/61dunya_kanser_istatistikleri.pdf) [online]...12.2012
2. World Health Organization - Report 2008.
3. BRAHME A, ROOS J-E, LAX I. Solution of an integral equation encountered in rotation therapy, *Phys. Med. Biol.* 27 (10), 1221-1229, 1998.
4. MURSHED H, LIU HH, LIAO Z. Dose and volume reduction for normal lung using intensity-modulated radiotherapy for advanced-stage non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 58:1258 –1267, 2004.
5. TRODELLA L, RAMELLA S, SALVI G. Dose and volume as predictive factors of pulmonary toxicity. *Rays*; 30:175–80, 2005.
6. SPEZI E, ANGELINI AL, FERRI A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol*; 50(14):3361-73, 2005.
7. GRZADZIEL A, SMOLINSKA B, RUTKOWSKI R. EPID dosimetry – configuration and pre-treatment IMRT verification. *Rep Pract Oncol Radiother*; 12(6):307-312, 2007.
8. GÖKSEL T, YILDIZ P, ALTIN S. Akciğer kanseri. *Türk Toraks Derneği Beyaz Kitap*; 55 – 70, 2010.
9. AYDINER A, CAN G. Akciğer kanserinde tedavi ve bakım; 81 – 107, 2010.
10. EMAMI B, GRAHAM MV, Editors: PEREZ CA, BRADY LW. *Principles and Practice of Radiation Oncology* (3rd ed). Philadelphia, Lippincott-Raven; 46:1181 – 1220, 1998.
11. TYLDESLEY S, BOYD C, SCHULZE K. Estimating the need for radiotherapy for lung cancer: an evidence-based, epidemiologic approach. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 49: 973 – 985, 2001.
12. WENDLAND MM, SAUSE WT. *Text Book of Lung Cancer*, Editor: HANSEN H, 2nd edition, Informa UK, 136-146, 2008.
13. LUI HH. *IGRT for Lung Cancer*, Editors: COX JD, CHANG JY, KOMAKI R, Informa Healthcare USA, Inc, page 103-126, 2008.
14. XING L, WU Q, YANG Y, BOYER A. *Intensity-Modulated Radiation Therapy: A Clinical Perspective*, Editors: MUNDT AJ, ROESKE JC, 1st Edition, BC Decker Inc, Canada, page 20-52, 2005.
15. CLIFFORD KS, CHAO MD. *Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy*, 2nd Edition. Lippincott Williams & Wilkins; page 1-28, 2004.

16. BOUCHARD H, SEUNTJENS J. Ionization chamber-based reference dosimetry of intensity modulated radiation beams. *Med Phys*; 31:2454–65, 2004.
17. CONWAY J, BRAGG CM. Treatment planning and computer systems. Editor: CHERRY P. *Practical Radiotherapy*, Blackwell Publishing Ltd 161-195, 2009.
18. ANTONUK L. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY*, 47: 31-65, 2002.
19. VAN ELMPT W, MCDERMOTT L, NIJSTEN S, WENDLING M, LAMBIN P, MIJNHEER B. A Literature Review of Electronic Portal Imaging for Radiotherapy Dosimetry, *Radiother Oncol*. 88(3): pages 289–309, 2008.
20. HARMS W.B, LOW D.A, WONG J.W, PURDY J.A. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Medical Physics*, 25(10):1830-1836, 1998.
21. LOW DA, HARMS WB, MUTIC S, PURDY JA. A Technique for the Quantitative Evaluation of Dose Distributions. *Med Phys*. 25: pages 656-661, 1998.
22. LOW DA, DEMPSEY JF. Evaluation of the Gamma Dose Distribution Comparison Method. *Med Phys*. 30: page 2455-2464, 2003.
23. DEPUYDT T, VAN ESCH A, HUYSKENS D.P. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiotherapy and Oncology*, 62:309-319, 2002.
24. [www.siemens.com/healthcare](http://www.siemens.com/healthcare) [online]...12.2012.
25. PTW-FREIBURG, Instruction Manual RW3 Slab Phantom T29672, 2006-2007.
26. PTW-FREIBURG, User Manual 2D-Arrayseven29 T10024, 2008-03.
27. YOM SS, LIAO Z, LIU HH, TUCKER SL, HU CS, WEI X, et al. Initial evaluation of treatment-related pneumonitis in advanced-stage non-small-cell lung cancer patients treated with concurrent chemotherapy and intensity-modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 68(1):94-102, 2007.
28. SHARMA DS, MHATRE V, HEIGRUJAM M, TALAPATRA K, MALLIK S. Portal Dosimetry for Pretreatment Verification of IMRT Plan: A Comparison with 2D Ion Chamber Array, pages 238-247, 2010.
29. RAO M, YANG W, CHEN F, SHENG K, YE J, MEHTA V, SHEPARD V, and CAO D, “Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field

- IMRT: Plan quality, delivery efficiency and accuracy,” *Medical Physics*, 37, 1350–1359, 2010.
30. LOW DA, PARIKH P, DEMPSEY JF, WAHAB S, HUQ S. Ionization chamber volume averaging effects in dynamic intensity modulated radiation therapy beams. *Med Phys*; 30(7):1706–11, 2003.
  31. SPEZI E, ANGELINI AL, FERRI A. A multiple acquisition sequence for IMRT verification with a 2D ion chamber array. *Med Dosim*; 31(4): 269–72, 2006.
  32. HOWELL RM, SMITH IPN, JARRIO CS. Establishing action levels for EPID-based QA for IMRT. *JACMP*; 9(3):16–25, 2008.
  33. VAN ZIJTVELD M, DIRKX MLP, de BOER HCJ, HEIJMEN BJM. Dosimetric pre-treatment verification of IMRT using an EPID; clinical experience. *Radiother Oncol*; 81(2):168-175, 2006
  34. MCDERMOTT LN, LOUWE RJW, SONKE JJ, van HERK M, MIJNHEER BJ. Clinical experience with EPID dosimetry for prostate IMRT pre-treatment dose verification. *Medical Physics*; Vol. 33, No. 10, 2006.
  35. XiO Training Guide by CMS, Inc, pages 12-39, 2010.

## TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans eğitimin ve tez çalışmam süresince desteklerini esirgemeyen tez danışmanım Prof. Dr. Lütfi Özkan başta olmak üzere Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda görev yapan Öğretim Üyeleri, Araştırma Görevlileri ve Radyoterapi Teknikerlerine,

Klinik deneyimim süresince bilgi ve birikimini aktarmaktan hiçbir zaman çekinmeyen ve çalışmalarımı yönlendiren Sema Tunç, Ali Altay, Zenciye Kıray, Sevim Şahin, Aycan Şengül ve Özlem Büyükavcı'ya, sağlık fizikçisi olma yolunda bana en iyi şekilde örnek olan Kansu Şengül'e,

Tez çalışmam süresince her zaman yanımda olan dostlarım Şilem Yüce, Özgür Kara ve Fikri Kurt'a,

Tüm yaşamım boyunca bana hep destek olan ve attığım her adımın arkasında duran sevgili aileme,

En içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Bursa'da doğdum. Bursa Erkek Lisesi'nden mezun olduktan sonra 2003 yılında İstanbul Üniversitesi Fizik Bölümüne başladım ve 2009 yılında mezun oldum. Askerliğimi Ağrı-Doğubayazıt'ta kısa dönem erbaş olarak tamamladıktan sonra 2010 yılında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tıbbi Radyofizik bölümüne başladım ve mezun olduğum güne kadar Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gönüllü olarak çalıştım.