

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

Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. Zafer KOÇAK

**TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİNDEKİ  
İNHOMOJENİTE DÜZELTME FAKTÖRLERİNİN  
AKCİĞER DOKUSUNDAKİ DOZ DAĞILIMINA OLAN  
ETKİLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK  
İNCELENMESİ**

(Yüksek Lisans Tezi)

**Fiz. Nükhet KÜRKCÜ**

**Referans No:10012207**

EDİRNE-2013

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

Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. Zafer KOÇAK

**TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİNDEKİ  
İNHOMOJENİTE DÜZELTME FAKTÖRLERİNİN  
AKCİĞER DOKUSUNDAKİ DOZ DAĞILIMINA OLAN  
ETKİLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK  
İNCELENMESİ**

**(Yüksek Lisans Tezi)**

**Fiz. Nükhet KÜRKCÜ**

**Tez No:**

EDİRNE – 2013


T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğü

ONAY

Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı yüksek lisans programı çerçevesinde ve Prof. Dr. Zafer KOÇAK danışmanlığında yüksek lisans öğrencisi Nükhet KÜRKÇÜ tarafından tez başlığı "TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİNDEKİ İNHOMOJENİTE DÜZELTME FAKTÖRLERİNİN AKCİĞER DOKUSUNDAKİ DOZ DAĞILIMINA OLAN ETKİLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ" olarak teslim edilen bu tezin tez savunma sınavı 12/08/2013 tarihinde yapılarak aşağıdaki jüri üyeleri tarafından "Yüksek Lisans Tezi" olarak kabul edilmiştir.

  
İmza  
Unvanı Adı Soyadı  
ÜYE

Doç. Dr. H. Murat Çatıoğlu

  
İmza  
Unvanı Adı Soyadı  
JÜRİ BAŞKANI  
Prof. Dr. Zafer Koçak

  
İmza  
Unvanı Adı Soyadı  
ÜYE

Doç. Dr. Tammam SİPAHİ

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylım.

Doç. Dr. Tammam SİPAHİ  
Enstitü Müdürü

## **TEŐEKKÜR**

Uzmanlık eğitimim süresince yetiŐmemde büyük katkı ve emeği geçen, bilgi ve tecrübeleri ile yol gösterici olan değerli hocalarım; anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. M. Cem UZAL, tez yöneticim Prof. Dr. Zafer KOÇAK ve Prof. Dr. Seralp ŐENER'e, ve kliniğimizdeki tüm hocalarıma, tez çalışmam boyunca yardım ve destekleriyle güç katan çalışma arkadaşlarım başta Uzm. Fiz. Őule PARLAR olmak üzere, Fiz. Yavuz AKSOY, Fiz. Mustafa DOĐAN'a, ve manevi desteklerini hayatımın her aşamasında olduğu gibi bu çalışmamda da esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürler...

## İÇİNDEKİLER

<b>GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	1
<b>GENEL BİLGİLER</b> .....	3
<b>İNHOJENİTE</b> .....	4
<b>AKCİĞER</b> .....	5
<b>İNHOJENİTENİN LOKALİZASYONU VE İNHOMOJENİTE</b>	
<b>DÜZELTME METODLARI</b> .....	6
<b>İZODOZ DAĞILIMLARI</b> .....	7
<b>TEDAVİ PLANLAMA</b> .....	8
<b>TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİ</b> .....	10
<b>GEREÇ VE YÖNTEMLER</b> .....	16
<b>BULGULAR</b> .....	26
<b>TARTIŞMA</b> .....	35
<b>SONUÇLAR</b> .....	39
<b>ÖZET</b> .....	41
<b>SUMMARY</b> .....	43
<b>KAYNAKLAR</b> .....	45
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ</b> .....	48
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	50

## SİMGE VE KISALTMALAR

<b>3B:</b>	Üç Boyutlu
<b>AP-PA:</b>	Ön-arka
<b>BT:</b>	Bilgisayarlı tomografi
<b>cGy:</b>	Santi gray (Absorbe doz birimi)
<b>DRR:</b>	Digitally Reconsturcted Radiography
<b>DVH:</b>	Doz Volüm Histrogramı
<b>GA:</b>	Gantry Açısı
<b>MU:</b>	Monitör Unit
<b>RT:</b>	Radyoterapi
<b>SSD:</b>	Kaynak Cilt Mesafesi (Source to Skin Distance)
<b>TLD:</b>	Termolüminesans Dozimetri
<b>TPS:</b>	Tedavi planlama sistemi

## GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide (RT) tedavi planlamanın amacı, hedeflenen volümde homojen doz dağılımını oluşturmaya çalışırken, çevresinde bulunan normal dokulara en az dozu vermek, dolayısı ile en yüksek tümör kontrolüne karşılık normal dokuda en az hasarı oluşturmaktır.

Teknolojik gelişmelere paralel olarak, modern görüntüleme yöntemleri olan bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) görüntüleme sayesinde hasta anatomisinin üç boyutlu (3B) gözlenmesi ve tümörün normal doku ile ilişkisinin daha net ortaya konulması sağlanmıştır. Bunun sonucu olarak RT'de 3B tedavi planlaması yapabilen tedavi planlama sistemleri (TPS) kullanılmaya başlanmıştır. 3B'li TPS'lerin kullanılmaya başlanması ile iki boyutlu tedavi planlama sistemlerinin eksik kaldığı; normal doku ve organların boyutlarının değerlendirilememesi, tedavi tekniklerinin sınırlı olması ve en önemlisi hasta vücut konturuna göre dozların hesaplanamaması gibi önemli problemler giderilmiştir. Ancak son derece komplike tedavi planlama algoritmaları kullanan bu sistemlerde de inhomojen ortam varlığında doz dağılımlarının doğruluğu araştırmacıların halen üzerinde çalıştıkları önemli konulardan biridir.

Bir doz hesaplama algoritması, hesaplama alanı, hacmi veya volüm içindeki etkileşim noktalarının tamamında doz hesaplaması için kullanılan prensipler, modeller ve formüller setidir. Modern TPS'leri, bu algoritmaları kullanarak BT kesitlerinden elde edilen veriler ile dozu hesaplayabilmektedir. Son yıllarda akciğer gibi düşük yoğunluğa sahip homojen olmayan ortamlarda doz dağılımlarının doğru hesaplanabilmesi için algoritmaların inhomojen ortam için kullanılan düzeltmelerinden yararlanılmaktadır (1). Mah ve Van Dyk'in çalışmasında torasik RT'de inhomojenite düzeltmesinin yapılmaması durumunda RT'ye bağlı akciğer hasarının %5'lere varan oranlarda artabileceği gösterilmiştir (2).

American Association of Physicists in Medicine'nin (AAPM) megavoltaj RT'de doku inhomojenite düzeltmeleri ile ilgili 85 no'lu raporunda mevcut algoritmaların elektron dengesizliklerinin olduğu doku-akciğer arayüzü gibi bölgelerde dozu uygun bir şekilde gösteremediği belirtilmektedir. Özellikle 10 MV üzerinde ve eş düzlemde olmayan ışınlar kullanıldığında ışın yolu üzerindeki akciğer uzunluğuna bağlı olarak bu belirsizliğin daha da artabileceği gösterilmiştir (3).

Bu çalışmada, doku yoğunluğu açısından inhomojen yapıya sahip torakal bölge RT'sinde belirli alan büyüklükleri ve enerjileri için, XIO TPS'indeki Clarkson, Convolution ve Superposition foton algoritmalarının doz dağılımlarının değerlendirilmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.



## GENEL BİLGİLER

Torakal RT uygulamasının büyük çoğunluğu akciğer kanserleri nedeniyledir. Akciğer kanseri, akciğer dokularındaki hücrelerin kontrolsüz çoğaldığı bir hastalık olarak tanımlanır. Hücrelerin kontrolsüz çoğalması, çevredeki dokuları istila etmeleri ya da akciğer dışındaki organlara yayılmaları (metastaz) ile sonuçlanabilir (4).

20. yüzyılın başlarında nadir görülen bir hastalık olan akciğer kanseri, sigara içme alışkanlığındaki artışa paralel olarak görülme sıklığı giderek artmış ve dünyada en sık görülen kanser türü haline gelmiştir. Akciğer kanseri, tüm dünyada kanser olgularının %12,8'inden ve kanser ölümlerinin %17,8'inden sorumludur (5). Akciğer kanserinin görülme oranı yaşla artar, genelde 50–70 yaşlarında görülür (6). Akciğer kanserinin erken evrelerde beş yıllık sağkalımı %60–70 iken, ileri evre olgularda bu oran %5'in altına düşmektedir (7).

Türkiye'de de akciğer kanserine sık rastlanmaktadır. Ülkemizde, Sağlık Bakanlığı verilerine göre 1994 yılında tüm kanserlerin %17.6' sını akciğer kanseri oluşturmaktadır. Olguların %90.4' ü erkek, %9.6'sı kadındır (8).

Histolojik tiplere ve evrelere göre tedavi yaklaşımı değişmekle beraber üç ana tedavi (cerrahi, radyoterapi (RT) ve/veya kemoterapi (KT)) şekli halen geçerliliğini korumaktadır (9). Medikal açıdan cerrahiye uygun olmayan ya da operasyonu reddeden küçük hücre dışı akciğer kanserli olgularda tedavinin önemli bir bölümünü RT oluşturur (10).

## İNHOMOJENİTE

Radyoterapide, kullanılan makineye ait bilgiler homojen fantomlarda özellikle ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) raporlarının tavsiyesi ile yoğunluğu  $1\text{ gr/cm}^3$  olan suda yapılmaktadır. Ancak insan vücudu homojen değildir ve vücudu meydana getiren organların yoğunlukları karşılaştırıldığında birbirinden farklılık gösterir. Bu durum hasta dozimetrisinde zaman zaman sıkıntılara neden olmaktadır.

İnhomojen bir ortamda, beklenen dozu etkileyen üç etki vardır (11):

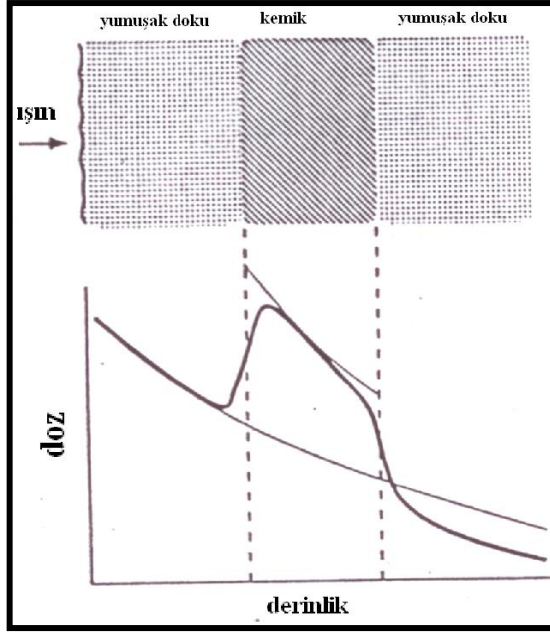
1. etki: Primer huzme absorpsiyon değişimidir. Primer radyasyonun azalma derecesi, inhomojen ortamın elektron yoğunluğu ve efektif atom numarasına bağlıdır.

**Tablo 1. Tipik vücut yoğunlukları ve elektron yoğunlukları**

Madde	Yoğunluk ( $\text{gr/cm}^3$ )	e/gr
Su	1.0	$3,34 \times 10^{23}$
Hava	0,0013	$3,01 \times 10^{23}$
Yumuşak doku	1.0	$3,31 \times 10^{23}$
Kemik	1,1-1,8	$3,19 \times 10^{23}$
Yağ dokusu	0,9-0,95	$3,37 \times 10^{23}$

2. etki: Saçılmış radyasyonda olan değişikliklerdir. Bir başka deyişle, saçılan radyasyon demetindeki değişimlerden kaynaklanan değişiklikler, yalnız inhomojen yapıyı değil inhomojen yapının arkasındaki normal dokuyu da etkiler. Bu etki yumuşak X ışınlarında önem kazanır.

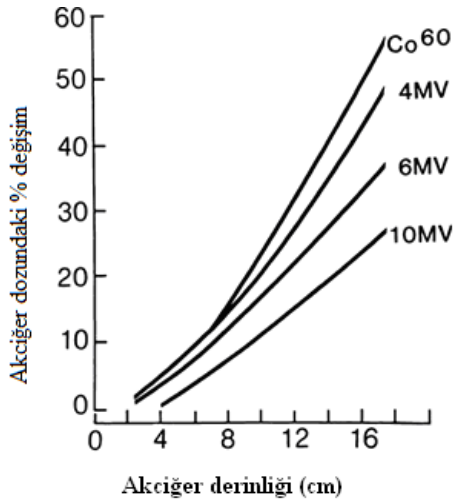
3. etki: Sekonder elektronların dağılımında meydana gelen değişikliklerdir. Bu durum inhomojen hacmin sınırının yakınında elektronik denge kayıplarına ve skin sparing effect (cilt koruyucu etki) oluşmasına neden olur ki bu da istenmeyen bir durumdur. Örneğin; Şekil 1'de görüldüğü gibi düşük enerjilerde radyasyon ışını kemikten yumuşak dokuya geçtiği zaman yumuşak dokunun kemik dokusuna yakın sınırı yumuşak dokunun aldığı dozdan daha fazlasını almıştır. Bunun nedeni kemikte elektron akışının artmasıdır.



Şekil 1. Düşük enerjili X ışınlarında absorpsiyon

## AKCİĞER

Akciğerdeki doz esasen akciğer yoğunluğu ile bağlantılıdır. Akciğer dokusunun yoğunluğunun az olması akciğerin içinde ve ötesindeki dokuda dozun yükselmesine neden olmaktadır. Şekil 2’de farklı enerjiler için  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda derinliğe bağlı olarak akciğer dozunun değişimi görülmektedir. Yumuşak dokudan geniş akciğer volümüne geçildiğinde ilk derinliklerde oluşan sekonder elektron miktarında azalma meydana gelir. Bu da akciğer volümündeki dozun azalmasına neden olur.



Şekil 2.  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan boyutunda seçilen enerjiler için akciğer derinliğinin bir fonksiyonu olarak, akciğer dozundaki % değişim

Yüksek enerjili foton ışınlarının akciğerde meydana getirdiği düzensiz dağılım varlığında oluşan elektronik denge kaybı problemini Kornelson ve Young (12) araştırmışlardır. Düşük akciğer yoğunluğu nedeni ile ışının geometrik limitleri dışına hareket eden elektronların sayısında bir artış meydana gelir. Bu da doz profilinde penumbranın artmasına neden olur. Alan dışına saçılan elektronların artması ile merkezi eksene olan katkı azalır, böylece merkezi eksendeki doz düşer. Bu etki özellikle küçük alan (<6x6) ve yüksek enerjilerde (>6 MV) belirgindir. Klinik olarak küçük alan ve yüksek enerji kullanıldığı durumlarda akciğer tümörü tedavi ediliyorsa tümör çevresinde düşük doz ihtimali vardır (13).

## **İNHOJENİTENİN LOKALİZASYONU VE İNHOMOJENİTE DÜZELTME METODLARI**

İnsan vücudunu meydana getiren organların yoğunluklarının birbirinden farklı olması zaman zaman hasta dozimetrisinde problem yaratabilmektedir. Bu nedenle tedavi sahasının içine giren organlar, özellikle akciğer ve kemik gibi yoğunlukları kas dokusundan oldukça farklı olan organların dikkate alınarak lokalizasyonlarının iyi yapılması gerekir. İnhomojenite hesaplamalarında en önemli adım doğru anatomi bilgisi, diğer bir deyişle inhomojenitenin doğru lokalizasyonudur. Tedavi volümünün içinde bulunan inhomojenitenin lokalizasyonu için en iyi yöntem BT'lerdir. BT'ler özellikle çok küçük inhomojenitelerin lokalizasyonunun doğru olarak belirlenmesinde önemli rol oynar. BT'den başka metotlar da inhomojenitenin lokalizasyonu için kullanılabilir. Bunlar ortogonal grafipler, US (ultrasound) ve MR (manyetik rezonans)'dır. Ancak henüz hiçbiri BT'nin yerini alamamıştır.

Bilgisayarlı tomografinin tedavi planlamalarında tercih edilmesinin nedeni; görüntünün X-ışınları ile oluşturularak voxel adı verilen her bilgi setindeki hacim elemanın bir BT sayısına karşılık gelmesidir. BT numaraları -1000 ile +1000 arasında hesaplanır ve HU (Hounsfield Units-Hounsfield Birimi) olarak birimlendirilir. BT sayıları su eşdeğeri 0 olacak şekilde, hava için -1000'den, kemik için +1000'e kadar bir aralıktadır (12).

İnhomojenite düzeltmelerinde kullanılan yöntemler (3,11,12,13):

- Etkin Azalma Katsayısı Methodu (The Effective Attenuation Coefficient Method):  
Bu metot, düşük yoğunluktan dolayı ortamdaki iç saçılmanın azaldığını dikkate almaya çalışan bir metottur.
- Etkin SSD Metodu (Effective SSD Method):  
Bu yöntemde derin doz değerleri kullanılarak inhomojenite düzeltilmesi yapılır.

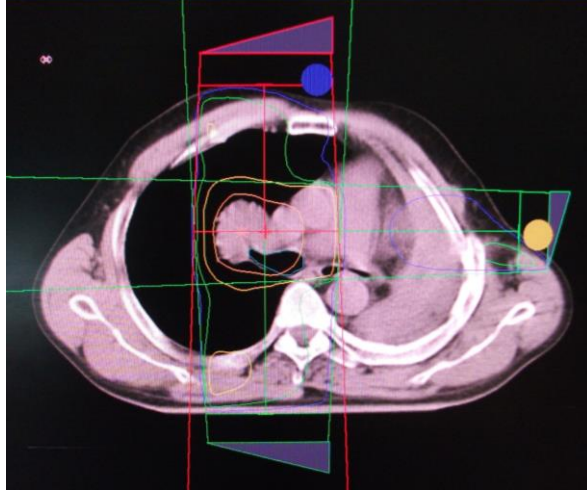
- Doku-Hava Oranının Oranı (Ratio of Tissue-Air Ratio):  
Etkin SSD metodu ile temelde aynı olan bu metodun ondan farklı tarafı düzeltme faktörü hesaplanırken derin doz eğrileri yerine TAR (Tissue-Air Ratio ) değerleri kullanılmasıdır.
- İzodoz Eğrilerinin Kaydırılması (The Isodose Shift Method):  
Bu metotta homojen alan için elde edilmiş izodoz eğrileri inhomojenitenin cinsine bağlı olarak belli bir oranda kaydırılarak derin doz düzeltmesi yapılır.
- Doku-Hava Oranı Üstel Kuvvet (The Power Law Tissue-Air Ratio Method) (Batho Metodu):  
Bu metod heterojenitenin büyüklüğünü ve pozisyonunu da hesaba katar. Bu nedenle ölçüm metoduna en yakın sonuçların elde edildiği metottur.
- Eşdeğer Doku-Hava Oranı Metodu (The Equivalent Tissue-Air Ratio Method):  
TAR yöntemine dayanır ve inhomojen yapıyı segmentlere ayırıp, her bir segment için hesaplama yapılır. Bu yöntem inhomojenitenin yan saçılmalarını dikkate alır. Yeni planlama sistemlerinde kullanılmaktadır.

## İZODOZ DAĞILIMLARI

Radyasyon huzmesi derin doz dağılımını üç boyutta meydana getirdiği için, merkezi eksen derin doz dağılımını tek başına bu huzmeyi karakterize etmeye yetmez. Bu nedenle absorbe dozun hacimsel ve düzlemsel dağılımlarını göstermek için eşit doz alan noktaların birleştirilmesi ile oluşan izodoz eğrileri kullanılır. Eşit doz alan noktalarını birleştirilmesi ile izodoz eğrileri elde edilir. Merkezi eksenden yanlara uzaklığın ve derinliğin bir fonksiyonu olarak dozun değişimini gösterir. Herhangi bir derinlik için en yüksek doz, merkezi eksendeki dozdur ve alan kenarlarına doğru azalmaktadır. Sabit SSD (Kaynak cilt mesafesi) dozimetrisinde, alan boyutu ciltte tanımlanır. Derin doz değerleri, merkezi eksendeki en yüksek doz noktasına normalize edilerek sabit SSD izodoz eğrileri bulunur. İzosentrik dozimetride, alan boyutu izosentirde yani belirlenen bir derinlikte tanımlanır. Derin doz değerleri ise, merkezi eksendeki ilgili noktanın doz değerlerine normalize edilerek yalnız ilgili noktaya bağlı tanımı ile izodoz eğrileri bulunur. Böylece bir alan için farklı derinliklerde izosentir tanımlanırsa, tanımlanan her bir derinlik için farklı izodoz eğrileri elde edilebilir.

Tedavi cihazı, alan boyutu, ışın kalitesi ve SSD izodoz dağılımlarını etkileyen parametrelerdir. Bunların dışında, huzme düzenleyiciler (wedge filtreler), vücut konturundaki

doku eksikliği, ışınlanan volümde inhomojenite ve alan şekillendirici bloklar da, izodoz dağılımlarını etkileyen parametrelerdir (12).



**Şekil 3. Akciğer planlaması örneği**

### **TEDAVİ PLANLAMA**

Radyoterapide tedavi planlamanın amacı, hedeflenen volümde homojen doz dağılımını oluşturmaya çalışırken, çevresinde bulunan normal dokulara en az dozu vermek, dolayısı ile en yüksek tümör kontrolüne karşılık normal dokuda en az hasarı oluşturmaktır.

Konformal RT yeni bir tedavi metodu yaklaşımı değildir. Koruma bloklarının yerleştirilmesi, saha boyutlarının seçilmesi, huzmenin yönlendirilmesi, wedge'lerin ve uygun ışın ağırlıklarının kullanılması ile hedef volümde mümkün olan en yüksek doz sağlanırken, sağlıklı dokunun istenmeyen radyasyondan korunmasını da sağlar. Bu yaklaşım prensipte her çeşit RT'nin temelini oluşturur. Son 10–15 yıl süresince teknolojilerdeki gelişmelere paralel olarak konformal RT'nin 3B şeklinin önemini daha da arttırmıştır (14).

3B konformal tedavi planlama aşamaları (14,15,16):

- Hedef volüm ve risk altındaki organların lokalizasyonu  
İlk adım tedavi pozisyonu belirlenen hastanın, yardımcı aparatlar (hastaya özel baş ya da baş boyun maskesi, hastaya özel köpük, baş altı yastığı, meme eğik düzlem vb.) kullanılarak immobilizasyonu sağlanarak, hastanın tedavi pozisyonunda BT yada diğer görüntüleme yöntemleri yardımı ile uygun olan kesit aralığı ve kalınlığında görüntülerin alınmasıdır. Elde edilen görüntüler bir bilgisayar ağı ile

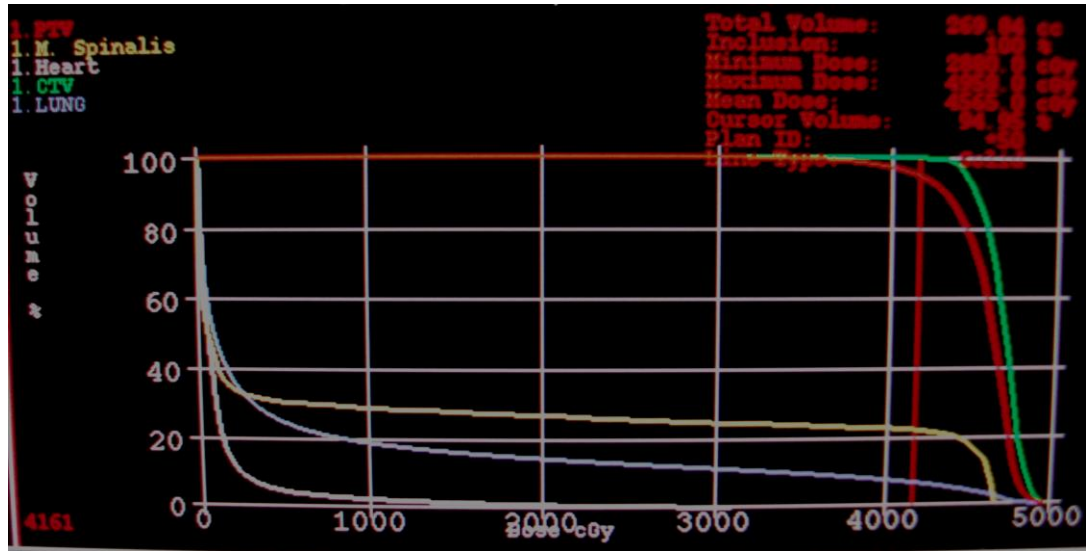
3B TPS'ye, yada sanal simülasyon bilgisayarına aktarılarak radyasyon onkoloğu tarafından hedef volümün ve diğer kritik organların 3B volümleri belirlenir.

- 3B tedavi planlaması

3B TPS'leri, kolimatör açısı, masa açısı, gantry rotasyonu ve alan boyutları gibi tedavi ünitesinin her türlü hareketini simüle edebilir. Hedef volüm ve kritik organların bulunduğu yer ve tedavi cihazının alabileceği pozisyonlar da dikkate alınarak ışın sahaları belirlenir. 3B konformal RT planları ışın açıları, alan boyutları, wedge açıları vb. değiştirilerek doz dağılımı, uygun algoritmalar ile belirlenen 3B volüm boyunca tekrar hesaplatılarak ideal plan elde edilene kadar optimize edilir.

3B tedavi planlaması için en önemli araçlardan birisi TPS'deki beam's eye view (BEV-ışın huzmesinden alanın görünümü)'dür. BEV bize hastanın anatomisini ve planladığımız ışın sahasını radyasyon kaynağının bulunduğu noktadan bakıyormuş gibi görmemizi sağlar.

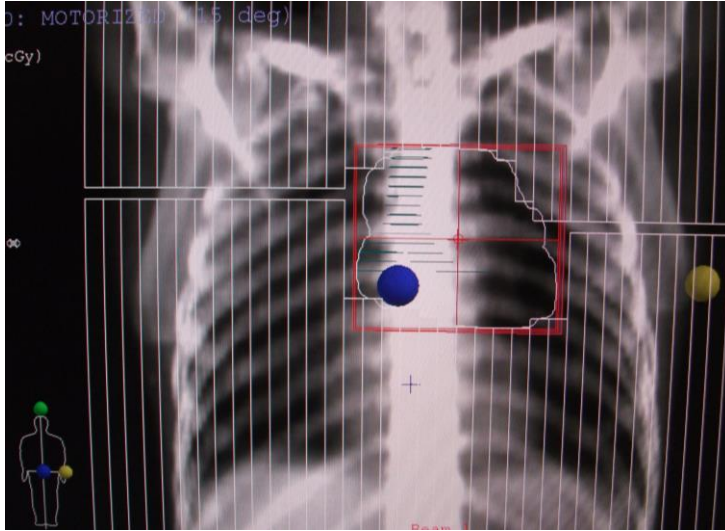
Nitelikleri açısından planlar, doz–volüm histogramları (DVH) ve 3B doz görüntüleme kullanılarak değerlendirilir. DVH, planların değerlendirilmesinde önemli rol oynamaktadır. TPS'de yapılan planların, diferansiyel ve kümülatif DVH'ları kritik organ ve hedef volümlerin aldığı dozları değerlendirerek uygunluğunu sorgulamamıza yardımcı olur.



Şekil 4. Akciğer planlaması için DVH örneği

- 3B tedavi planının verilmesi

Konformal planlama tamamlanıp, değerlendirilerek kabul edildikten sonra BT imajlarından DRR (digitally reconstructed radiography) oluşturulur. DRR, 3B tedavi planının klinik set-up uygulamasında referans imaj görevi gördüğünden önemli ve faydalıdır. Hastanın ilk tedavisinde 3B plan ile tanımlanan parametrelere göre set-up'ı yapılır. Port film çekilerek elde edilen filmler DRR ile karşılaştırılarak hastaya doğru pozisyon verilip verilmediğinin kontrolü de yapılmış olur.



**Şekil 5. Akciğer planlaması için DRR görüntüsü**

## **TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMLERİ**

Tedavi planlama sisteminin fonksiyonelliği ve kalitesi planlama sürecindeki farklı işlem basamaklarına bağlıdır. Bir algoritma, ardışık olarak girilen verilerin kullanıcıya istenen bölgede sonuç olarak dönüşümü şeklinde ifade edilebilir. Planlama sistemleri, dokuda soğrulan dozu bulabilmek için karmaşık hesaplama yöntemlerini kendi içlerindeki algoritmalar sayesinde yaparlar. Modern TPS'lerde çok farklı doz hesaplama algoritmaları kullanılmaktadır. İlk TPS'ler ışın ölçümlerinden direk olarak elde edilen doz dağılımlarının basit gösterimini temel alıyordu. Bilgisayar sistemlerinin de gelişmesi ile birlikte, hesaplama algoritmaları daha komplike hale gelmiştir. Günümüzde kullanılan en gelişmiş algoritmalar, milyonlarca fotonun yolları boyunca basit fizik kuralları ile madde ile etkileştiği yaklaşımını temel alan Monte Carlo tabanlı algoritmalar (17).

Tedavi planlama sistemlerindeki doz hesaplama algoritmaları ölçüm tabanlı ve model tabanlı algoritmalar olarak sınıflandırılabilir. Clarkson algoritması gibi ölçüm tabanlı



algoritma modelleri suda alınan doz ölçümlerini temel alarak hesaplama yapar. Bu tip ölçüm tabanlı modeller genellikle tedavi araçları, hasta konturu ve doku inhomojeniteleri için homojen su dağılımlarını düzeltir. Ölçüm tabanlı algoritmaların aksine Convolution/Superposition gibi model tabanlı algoritmalar ise suda veya hastada fizik ilkelerine göre hesaplama yapar. Model tabanlı algoritmalarda gelen primer fotonun yolu boyunca meydana gelen lateral elektron ve foton transferlerini Convolution gibi bazı model tabanlı algoritmalar modelleyemezken, Superposition gibi algoritmalar üç boyutta tüm yoğunluk değişimlerini dikkate alarak lateral elektron ve foton transferlerini inhomojenite düzeltmelerinde de hesaba katarlar.

Tedavi planlama sistemlerinin klinikte rutin kullanımına başlanmadan önce kalite kontrol işlemlerinin yapılması gereklidir. Özellikle algoritmaların kontrolünde suda yapılan açık alan ve wedge'li alanlar için ölçülen değerler ile TPS'de hesaplanan doz değerleri farkının %1-2'de olması hedeflenir. Hem ölçüm tabanlı hem de model tabanlı algoritmalarda bu amaç gerçekleştirilmek istenirken inhomojen yapıdaki fantomlarda yapılan ölçümlerde ölçüm temelli algoritmalar ile elde edilen sonuçlar bu limit değerlerinin dışında kalır. Ölçüm tabanlı algoritmalar, sadece inhomojen ortamın primer (birincil) radyasyonlara etkisini hesaba katabildiği için limit dışı sonuçlar elde edilir. Var olan ölçüm tabanlı algoritmaların inhomojen ortamın yoğunluğuna, alan büyüklüğüne, şekline ve konumu ile ışın enerjisine bağlı olan saçılmış radyasyonları hesaba katarak tüm bu etkilere ait düzeltmeleri yapması oldukça güçtür. Buna karşın model tabanlı algoritmalar inhomojen ortamın saçılmış radyasyona etkisini yoğunluk derecelendirme yöntemi ve diğer yaklaşımları kullanarak hesaba katabilirler (18).

Kliniğimizde kullanılan CMS marka XiO model (4.2.0) TPS'inde ölçüm tabanlı Clarkson algoritması ve model tabanlı Convolution, Superposition, Fast Superposition algoritmaları bulunmaktadır.

### **Clarkson Algoritması**

Clarkson algoritması, en basit şekli ile hasta içindeki doz dağılımını temsil etmek üzere hasta bilgisi, tedavi cihazı bilgileri ve set-up bilgilerini kullanır. Hasta verileri, hasta kesitlerinde gösterilen bağlı elektron yoğunluk değerlerinden oluşmaktadır.

Clarkson algoritması hastadaki inhomojenite için primer doz düzeltmelerini, kompensatuar filtre, blok ve wedge geçirgenliği ile bolusu hesaba katar. Eğer ışın blok veya multilif kolimatör ile sınırlandırılmış ise alan boyutları ve bloklu alan geçirgenliğinin sisteme

girilmesi gerekir. Alan şiddetindeki değişim (wedge), yüzey düzensizlikleri ve hastadaki inhomojeniteden kaynaklanan saçılmaları hesaba katmaz. Clarkson algoritması, birbirinden ayrı konturlar arasındaki hava boşluğunda saçılmanın azalması nedeni ile parçalı yapıların dozları için doğru bir model değildir. Düzensiz şekillenmiş alanda herhangi bir noktadaki saçılma alanının bölgelere ayrılması ile her bir bölgedeki noktalara erişen saçılmanın birleştirilmesi şeklinde hesaplanır. Bu saçılma hesaplamasında Clarkson algoritması aşağıda belirtilen varsayımları temel alır (17).

- Clarkson algoritması saçılmayı hesaplamak için hastayı homojen farz eder.
- Clarkson algoritmasında doz dağılımının temeli ışın profilinin düz olmasıdır.

Saçılma katkısı sadece alan kenarı ile doz noktası arasındaki mesafeye bağlıdır. Saçılmanın kaynağındaki ışının yoğunluğuna bağlı değildir, bu yüzden ışın profilinin düz olmadığı durumlarda saçılma katkısı yanlış hesaplanabilir.

- Hiçbir blok konturu diğer bloklar ile üst üste binemez. Eğer binen bölge var ise bu bölgelerdeki saçılma algoritma tarafından iki kez dikkate alınır.
- Ortamda alan ile sınırlandırılmış bölgenin dışında homojen saçılma vardır. Bu yüzden eğer doz hesaplama bölgesi hastanın vertikal sınırının kenarına doğru ise saçılma bu noktada doku kaybı yüzünden tahmin edilen değer üzerinde.

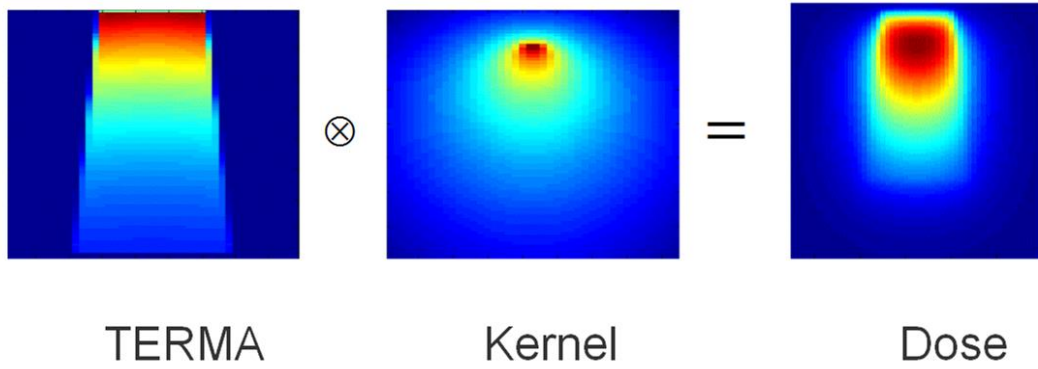
### **Convolution Algoritması**

Mackie ve ark. (19) tarafından ilk kez tanımlanan Convolution algoritması (Fast Fourier Transform Convolution), kartezyen koordinat sistemine yerleştirilmiş ve gridlere bölünmüş bir kürede belirli noktalardaki kernellerin bıraktıkları enerji-TERMA (Total Energy Released per unit MAss)'nın dozu oluşturması esasına dayanır.

Kartezyen koordinatındaki küreden örneklenen ve interpolate edilen kerneller etkileşim noktasında veya yakınındaki enerji değerlerine karşılık gelir. Convolution algoritmasına göre hesaplama alanına komşu alanlardan gelen saçılmanın etkisi ihmal edildiği takdirde dozun yanlış olduğunu hesaplama sonuçları göstermiştir. Bu nedenle 3B volümde bir noktadaki doza tüm saçılmaların dahil edilebilmesi için Convolution algoritması tedavi volümünden daha büyük bir volümde hesaplama yapar. XiO planlama sisteminde bu volüm yaklaşık 30 cm ileri, 5 cm geri yönde ve yanlarda alan büyüklüğünün iki katı kadar olacak şekildedir.

### Superposition Algoritması

XiO Superposition algoritması “colleped cone” doz hesaplama metodunun bir uyarlamasıdır (22). Convolution algoritmasında olduğu gibi Superposition algoritmasında da ortamda oluşan etkileşimlerin birim elementi olan enerji kernelleri Monte Carlo yöntemi ile hesaplanır. Monte Carlo yönteminde 60 cm çapında küresel su fantomu içerisinde fotonların tüm ihtimal etkileşimlerinin simülasyonu temel alınır. Milyonlarca bu tarz aşamalar için depolanan enerji verileri (TERMA) sınıflandırılır ve toplam doz dağılımı olarak gösterilir.



Şekil 6. Convolution doz birikimi (25)

Radyasyon tedavisi için Convolution ve Superposition algoritmaları kullanılarak 3B doz hesaplamaları birçok araştırmacı tarafından araştırılmıştır (20,21,23,24). Ölçüm temelli algoritmaların aksine Convolution ve Superposition algoritmaları;

- Primer ve sekonder radyasyonun hasta içindeki hareketlerini,
- Işın yoğunluğunun hasta cildi boyunca değişimini,
- Doku inhomojenitesinin doza etkisini,
- Ve blok ile veya MLC ile düzensiz olarak şekillendirilmiş alanların doza olan etkisini hesaba katar.

Convolution ve Superposition algoritmaları arasındaki en belirgin fark kernellerin gösterimi ve doz birikimidir. Convolution kernelleri kartezyen koordinatında değişmez konumdadırlar ve farklı elektron yoğunluk değerleri ile değişirler. İki algoritma arasındaki en belirgin fark ise inhomojen ortam varlığında Convolution algoritmasının, Superposition algoritması kadar doğru doz hesaplayamamasıdır (25).

**Tablo 2. Convolution ve Superposition algoritmalarını karşılaştırılması (25)**

Akı hesaplaması (Spektrum ve parametreler)	Aynı
TERMA hesaplaması	Aynı
Kernel hesaplaması	Farklı
Doz birikimi	Farklı
Elektron kontaminasyon doz hesabı	Aynı
Monitör unit hesabı	Aynı

### **Fast Superposition Algoritması**

Superposition algoritmasının dozu hesaplaması sırasında çok fazla sayıda hesaplama noktası gerekir. Bu da söz konusu gerekli volümdeki tüm doz katkılarının hesaba katılabilmesi için önemli bir hesaplama zamanı gerektirir. Fast superpositon algoritmasında volümdeki tüm hesaplama noktaları yerine belirli noktaların seçilmesi ile algoritmanın hesaplama süresi kısaltılabilir. Küçük doğruluk kayıplarına mal olan hızlı moddaki Fast Superposition algoritması standart Superposition hesaplaması ile karşılaştırıldığında yaklaşık 2,5 kat daha hızlıdır. Özellikle belirli klinik durumlar için Fast Superposition'daki dozlar ve monitor unit değerleri Superposition algoritmasındaki dozlardan %1-2 oranında daha az doğruluk verir (17).

Çalışmamızda Fast Superposition algoritması Superposition algoritması ile aynı kabul edilerek değerlendirmeye alınmamıştır.

Tedavi planlama sistemlerinin kalite kontrollerinde özellikle inhomojen ortam varlığında sistem algoritmalarının kullanıcı tarafından kontrol edildikten sonra kullanıma alınması birçok rapor ile tavsiye edilmektedir (26,27,28). Işın huzmelerinin homojen ortam içindeki doz dağılımlarında hesaplanan doz ile ölçülen doz arasındaki farklılık %2-3 değerlerinde kabul edilirken inhomojen ortam varlığında %7'ye kadar çıkmaktadır.

Amerikan Fizik Derneği'nin 1998 yılında yayınladığı RT tedavi planlaması için kalite kontrol (AAPM Task Group 53) raporunda inhomojen ortam varlığının 3B'lu olarak incelendiği doz dağılımlarında huzme içerisinde seçilen noktalardaki hesaplanan ile ölçülen dozlar arasındaki fark için kabul kriterini %7 olarak vermiştir (26).

Uluslararası Atom Enerji Ajansının TPS kabul testleri ile ilgili yayınlanan raporunda (IAEA-TECDOC-1583) rando fantomda akciğer tedavi planına benzer test alanlarında ışın

huzmesi içindeki noktalarda hesaplanan ile ölçülen doz değerleri arasındaki kabul kriteri %4 olarak alınmıştır (27).

Venslaar ve ark. yaptığı çalışmada tedavi planlama sistemlerindeki foton doz dağılımlarında kabul kriterleri araştırılmıştır. Huzme içerisindeki inhomojen ortam varlığını kompleks geometri olarak tanımlamış, bu gibi tedavi planları için hesaplanan ile ölçülen doz değerleri arasındaki tolerans kriterini %3 olarak tavsiye etmişlerdir (28).

Söz konusu rapor ve yayınlar referans alındığında foton huzmesi içerisine yerleştirilmiş inhomojen ortam varlığının olduğu çalışmamızdaki tüm planlamalarda kabul kriteri %5 alınmıştır.

## GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışmada; doku yoğunluğu açısından inhomojen yapıya sahip torakal bölge RT'sinde, belirlediğimiz enerjiler ve alan büyüklükleri için XiO TPS'deki foton algoritmaları ile hesaplanan doz dağılımlarının değerlendirilmesi ve karşılaştırılması amacı ile; doku eşdeğeri malzeme kullanılarak üretilen insan biçimli rando fantom kullanıldı. Kesitsel görüntüleri BT cihazı ile alınan rando fantomun planlaması TPS'de yapılarak Lineer hızlandırıcıda ışınlandı. Gerçek doz ölçümü için kullanılan LiF TLD çiplerinin kalibrasyonu Cirus Co-60 Teleterapi cihazında yapıldı. Işınlamadan sonra TLD çiplerinin okunması ve tekrar kullanılabilmesi için Harshaw 3500 TLD okuyucu ve Harshaw 3500 fırın kullanıldı.

### **Lineer Hızlandırıcı**

Elekta marka Synergy Platform model lineer akseleratör cihazı 6 ve 15 MV foton ile 6, 10, 12, 15 MeV enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Maksimum doz derinliği 6 MV foton ışınları için 1,5 cm, 15 MV foton ışınları için 2.7 cm'dir. Foton ışınları için SSD=100 cm'de alan boyutu 40x40 cm<sup>2</sup>'dir. Kolimatör yapısında simetrik ve asimetrik hareket edebilen X1, X2 ve Y1, Y2 çeneleri mevcuttur. 1<sup>0</sup>'den 60<sup>0</sup>'ye kadar her açıda kullanılabilen motorize wedge'e sahiptir. Motorize wedge Y çeneleri yönünde ve çenelerden bağımsız hareket edecek şekilde konumlanmıştır. 1'er cm'lik olmak üzere her iki çenede bağımsız olarak hareket edebilen 40'ar adet Multileaf Collimators (MLC) liflerine sahiptir.



**Şekil 7. Elekta Synergy Platform lineer akseleratör cihazı**

### **Cirus Co-60 Teleterapi Cihazı**

Cirus, Co-60 radyoaktif kaynağını kullanan bir teleterapi ünitesidir.

Co-60 kaynağı, kararlı Co-59'un reaktörde nötronlar ile bombardımanı sonucu elde edilmektedir. Nükleer reaksiyon  ${}_{59}\text{Co}(n,\gamma){}_{60}\text{Co}$  şeklinde gösterilmektedir.

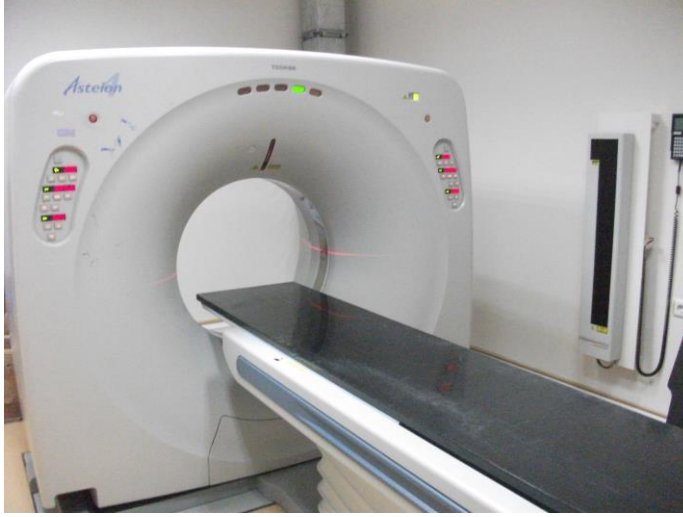
${}_{60}\text{Co}$  kaynağı,  $\beta$  parçacığı ( $E_{\max}=0.32\text{MeV}$ ) ile enerjileri  $1.17\text{MeV}$  ve  $1.32\text{MeV}$  olan iki adet foton yayarak  ${}_{60}\text{Ni}$ 'a dönüşmektedir.  $\gamma$  ışınları tedavide kullanılmakta,  $\beta$  ışınları ise girginlik kabiliyetine sahip olmadığından hastaya ulaşmadan kaynak etrafındaki koruyucu tabaka tarafından tutulmaktadır. Co-60 radyoaktif kaynağının enerjisi  $1.25\text{MeV}$  kabul edilir, bu  $2\text{cm}$  yarıçaplı radyoaktif kaynağın yayınladığı  $\gamma$  (gamma) ışınlarının ortalama enerjisidir. Yarılanma ömrü  $5.26$  yıldır. Maksimum doz derinliği  $0.5\text{cm}$ 'dir. Maksimum alan büyüklüğü  $\text{SSD}=80\text{cm}$ 'de  $32\times 32\text{cm}^2$  dir. Simetrik hareket edebilen X ve Y çenelerine sahiptir.



**Şekil 8. Cirrus Co-60 Teleterapi cihazı**

### **Bilgisayarlı Tomografi Cihazı**

Bilgisayarlı tomografi (BT) kolime edilmiş X ışını demetlerini kullanarak hastanın kesitsel görüntülerini oluşturan görüntüleme yöntemidir. X-ışınlarının hastayı geçen kısmı, X-ışını tüpünün karşısında bulunan dedektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülür. Oluşturulan bu görüntüler planlama sistemine DICOM aracılığı ile aktarılır. Saniyede 4 kesit görüntü alabilen Toshiba marka Asteion S4 model BT cihazında elde edilen görüntülerin HU değerlerine karşılık elektron yoğunluğu değerleri hesaplatılmış ve TPS’inde kullanılmak üzere sisteme aktarılmıştır. Elde edilen bu kalibrasyon eğrisi ile TPS’inde özellikle inhomojen yapılarda doz dağılımlarının gerçeğe daha yakın hesaplamasına olanak sağlanır.

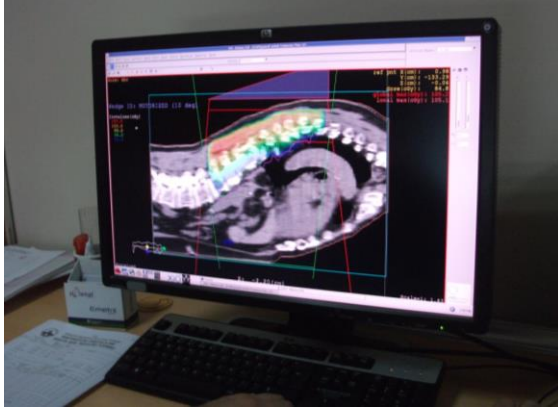


**Şekil 9. Toshiba Asteion S4 bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı**

### **Tedavi Planlama Sistemi**

XiO CMS marka 4.6 versiyon planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, 3B ve IMRT planlama özelliklerine sahip olan kombine bir TPS’dir. İki boyutlu olarak ortogonal film bilgileri ile planlama yapılmasının yanı sıra BT görüntülerinden yararlanılarak 3B olarak planlama yapabilmektedir. Sisteme görüntüler DICOM bağlantısı ile aktarılır. Foton ışınlamaları için Clarkson, Convolution, Superposition ve Fastsuperposition algoritmalarını, elektron demetleri için ise Pencil Beam algoritmasını doz hesaplamasında kullanmaktadır. Organların doz volüm histogramlarını verebilmektedir.





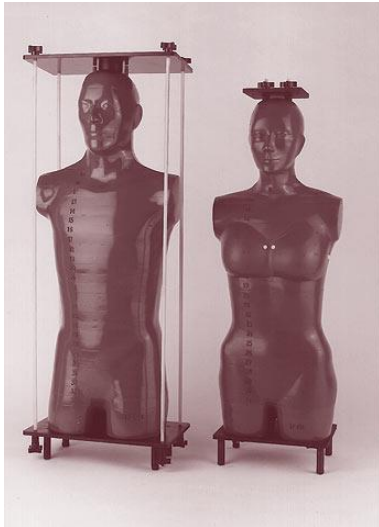
**Şekil 10. CMS XiO tedavi planlama sistemi**

### **Alderson Rando Fantom**

Alderson rando fantom, doku eşdeğeri malzeme kullanılarak ICRU-44 standartlarına uygun olarak üretilen insan biçimli fantomdur. Bu fantom gerçek insan boyutların sahip olup fantomdaki yumuşak doku, kemik ve akciğerler gerçek yoğunluklarına eşdeğerdendirler.

Fantomda akciğer yoğunluğu 0.3 gr/cc özgül ağırlığında köpük fantomla sağlanırken yumuşak dokular sentetik bir madde olan ısı ile sertleştirilen rando plastiktir. Kemik yapılar için ise gerçek insan kemikleri kullanılmıştır. Fantomun her bir kesitinde içindeki pimler çıkarıldığında yerine TLD konulabilen 3x3 cm<sup>2</sup> lik aralıklarla oluşturulmuş 5-6 mm çapında boşluklar mevcuttur. Bu boşluklar içlerine TLD konularak absorbe dozun ölçülmesine olanak sağlar.

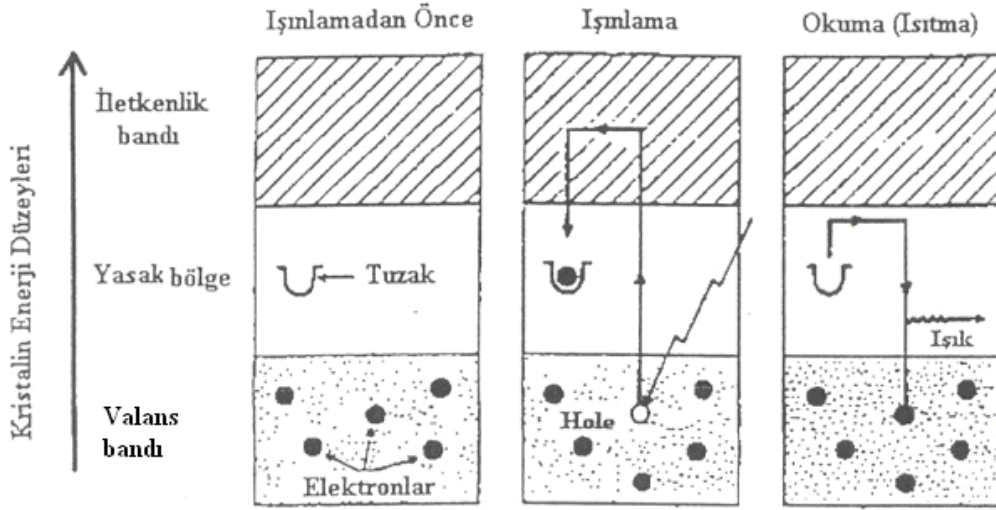
Bu çalışmada kullanılan Alderson rando fantom 2.5 cm kalınlığında 34 adet yatay kesitten oluşmaktadır. Kullanılan erkek fantomun kol ve bacakları yoktur.



**Şekil 11. Alderson Rando Fantom**

## Termolüminesans Dozimetri Sistemi

Bir atomun elektronik enerji düzeyleri göz önüne alındığında en dolu bant valans bandı ve en az dolu bant ise iletkenlik bandıdır. Bazı inorganik maddeler bu iki bant arasında birkaç eV'luk yasak enerji bölgesi içermektedir. Valans bandındaki elektronlar yeterli enerji alarak iletkenlik bandına geçebilirler. Böylece valans bandında “pozitif delik” adı verilen bir boşluk meydana gelir. Elektronlar buldukları enerji bantlarında bağımsız olarak hareket edebilirler. Bu söylenenler kusursuz inorganik kristaller için geçerlidir. Pratikte kristal içinde bulunan kirlilik ve kusurlardan dolayı enerji bandında değişimler meydana gelebilir. Bu değişimler yasak enerji aralığında “tuzak” adı verilen lokal enerji düzeyleri meydana getirir. Termolüminesans olayının prensibi şekil (12)'de gösterildiği gibidir.



Şekil 12. Termolüminesans olayı

Böyle kristaller ışınlandığında valans bandındaki elektronlar enerji alırlar ve bir kısmı bu enerjinin yardımı ile iletkenlik bandına doğru hareket ederler. Yani valans bandında boşluklar, iletkenlik bandında elektronlar oluşur. Elektronlar ve boşlukların bir kısmı yeniden birleşebilirler. Fakat bir kısmı tuzaklara yakalanabilir. Kristal ısıtılarak tuzaklara yakalanan elektrona yeterli enerji verilirse, elektron bu tuzaktan kurtulup iletkenlik bandına geçer. Bu durumda iletkenlik bandına çıkan elektron ya tekrar geri döner veya iletkenlik bandında hareket ederek valans bandına düşer. Bu geçişler bir görünür foton yayımlayarak meydana geliyorsa bu olaya “termolüminesans” denir. Kristal içine yabancı madde ilave ederek tuzak sayısı artırılabilir. Birçok termolüminesans dozimetre (TLD) bu tür tuzaklar içerir. Yayınlanan foton şiddeti, tuzaklarda yakalanmış elektron sayısı ve dolayısıyla kristal tarafından absorbe edilen radyasyon dozuyla orantılıdır (12).

Termolüminesans Dozimetriler doku eşdeğeri (dokunun atom numarasına çok yakın olmaları), radyasyona duyarlılıklarının yüksek olması, dedektör boyutlarının küçük olması, geniş bir doz aralığında cevapların lineer olması, doz hızından bağımsız olması ve tekrar kullanılabilir olmaları gibi özelliklere sahiptirler. TLD dozimetrler çok farklı amaçlar için kullanılmak üzere piyasaya farklı tiplerde sunulmuşlardır. Bunlar rod, çip, toz şeklinde bulunabilirler. Çalışmamızda çip şeklinde TLD kullanılmıştır.

### **Harshaw Thermo 3500 Termolüminesans Dozimetri Okuyucu ve Winrems Yazılımı**

Bu çalışmada kullanılan TLD'lerin okunmasında kullanılan okuyucu Harshaw Thermo 3500 TLD okuyucu olup, TLD'lerin okunması için özel olarak hazırlanan bir program olan WinRems'in yüklü olduğu bir bilgisayar aracılığı ile çalışmaktadır. WinRems okuyucudan aldığı sinyaller aracılığı ile tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ışımaya eğrilerini oluşturup analiz eden ve bunları bilgisayar hafızasına kaydedebilen bir programdır.



**Şekil 13. Harshaw Thermo 3500 Termolüminesans Dozimetri okuyucu**

### **Harshaw 3500 Fırın**

Bütün kristaller, sıcaklığa bağlı olarak termolüminesans özelliklerinde bazı değişiklikler gösterirler. Radyasyona karşı duyarlılıklarını arttırmak ve bütün tuzaklarını boşaltarak tekrar kullanılmalarını sağlamak için kristallerin fırınlanmaları zorunludur. Fırınlama işlemi, ışınlamadan önce sonra olmak üzere iki türlüdür. Kristal ışınlamadan önce: radyasyona duyarlılığı arttırmak, ışınlamadan sonra: (okumaya geçmeden önce) istenmeyen TLD sinyallerini ortadan kaldırmak için fırınlanır.

Bu çalışmada kullanılan Harshaw fırının sıcaklığı 400 °C'ye kadar çıkabilir. Tavlama için TLD çipleri 400 °C'de 1 saat bekletilir. Fırınlama kabı 120 çip veya rod alabilmektedir.



**Şekil 14. Harshaw fırın**

#### **Harshaw Lityum Florid (LiF) Termolüminesans Dozimetri Çipleri**

Radyoterapide en çok kullanılan TL (termolüminesans) malzemeler magnezyum ve titanyumla ilave edilmiş lityum florit; LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P(GR-200A), lityum borat ( $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ) ve kalsiyum florittir ( $\text{CaF}_2$ ). Bu dozimetreler resimde göldüğü gibi (soldan sağa) rod , toz ve çip şeklinde olabilirler.



**Şekil 15. Lityum Florid (LiF) Termolüminesans Dozimetri rod, toz ve çip**

GR-200A TLD'leri LiF:MgTi'dan 30 kez daha hassastırlar. Geniş bir doz aralığında (0-18 Gy) lineerdirlar.  $10^{-6}$  Gy'e kadar olan düşük dozları ölçebildikleri için bu dozimetrelerle hastada alan dışı doz ölçümleri, çevresel ve radyolojik dozimetri yapılabilir (29).

Bu çalışmada kullanılan TLD çipleri  $3.7 \times 3.7 \times 0.9$  mm<sup>3</sup> boyutlarındadır.



**Şekil 16. Termolüminesans Dozimetri çipleri**

### **Yöntem**

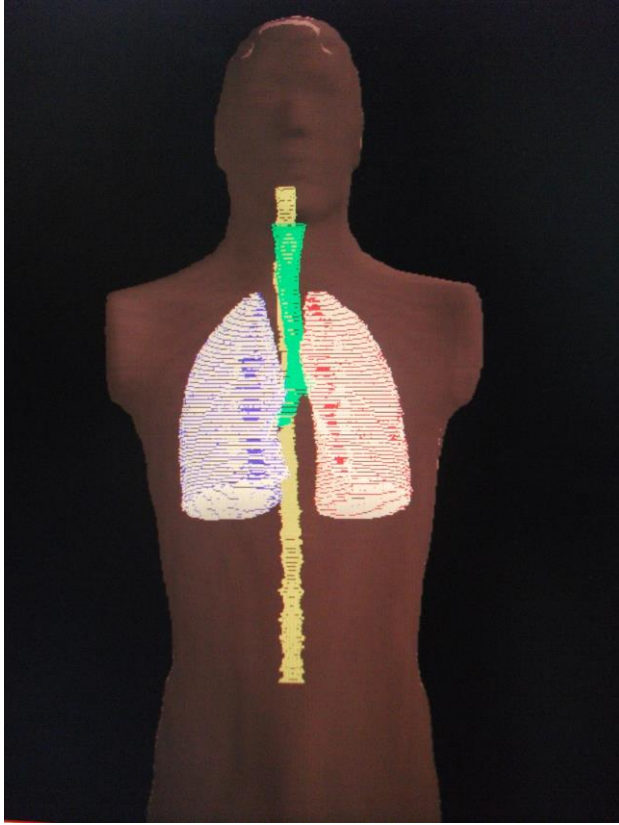
Bu çalışmada Trakya Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D.'inde bulunan Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı cihazında 6 ve 15 MV X ışınları kullanılarak 7x7 , 12x12 ve 15x15 cm<sup>2</sup> tedavi alan boyutlarında, AP-PA ve oblik olarak tedavi planları yapıldı. Bu planlamalar CMS marka XiO model planlama sisteminde kullanılan üç farklı hesaplama algoritması için ayrı ayrı hesaplatıldı. Aynı koşullar kullanılarak rando fantomun merkezi kesitinde belirlenen 7 noktaya TLD'ler yerleştirilerek her plan için TLD ölçümü sonucundan elde edilen dozlar ile farklı algoritmalarla hesaplanan dozlar karşılaştırıldı. Yapılan işlemler sırasıyla aşağıda verilmiştir.

### **Termolüminesans Dozimetrilerin Gruplanması**

120 adet TLD çipinin kalibrasyonu Co-60 cihazında yapıldı. TLD çiplerini kendi aralarında dengeli hale getirebilmek amacı ile su eşdeğeri katı fantomda, 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutunda, 2 cm derinlikte, SSD=80 cm olacak şekilde 100 cGy doza karşılık gelecek sürede ışınlandı. TLD çiplerinin altına da geri saçılma etkisini oluşturabilmek amacı ile 10 cm kalınlığında su eşdeğeri katı fantom konuldu. Işınlama öncesi tüm TLD'ler 100 °C'de 1 dakika fırınladı. Harshaw Thermo 3500 TLD okuyucusunda ışınlanan TLD çipleri tek tek okundu. Okuma işlemi tamamlanan TLD'lere 400 °C'de 1 saat fırınlama işlemi yapılarak sönmölenmeleri sağlandı. Bu işlemler 10 kez tekrarlandıktan sonra % 2'lik varyasyon ile birbirine yakın değerler veren 21 TLD ayrılarak her grupta 3 TLD olacak şekilde 7 grup oluşturuldu. 3 TLD'li bir grup ise kalibrasyon grubu olarak ayrıldı. Bu işlemler öncesinde her bir TLD tek tek isimlendirilerek (1A, 1B, 2A, 3C.....gibi) karışmaları engellendi.

## **Rando Fantomun Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi ve Konturlama İşlemi**

Rando fantomun kliniğimizde bulunan, HU (Hunsfield unit) kalibrasyonu yapılmış Toshiba marka BT cihazı ile görüntüleri alındı. Rando fantomun BT'si çekilmeden önce belirlediğimiz bir kesitinde medial ve laterallere kurşun bilyeler yapıştırılarak (daha sonra setup için referans almak üzere), 3 mm aralıklarla enine kesitlerdeki görüntüleri alındı. Bu görüntüler rando fantomun konturlanabilmesi için Focal Sim konturlama sistemine aktarıldı. Burada sağ ve sol akciğer, medulla spinalis, kalp ve karina konturlandı.



**Şekil 17. Tedavi planlama sisteminde konturlanan rando fantomun görüntüsü**

### **Tedavi Planlama**

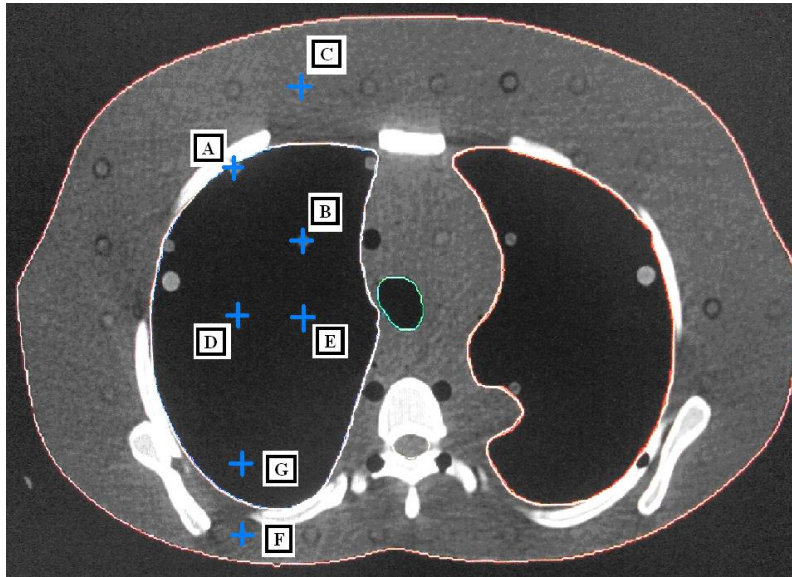
Rando fantomun Focal Sim'de konturlanan görüntüleri tedavi planlaması için CMS marka XiO model 3B tedavi planlama bilgisayarına aktarıldı. Rando fantomun sağ akciğerini ve büyük alanlarda mediasteni de içine alacak şekilde 7x7 , 12x12 ve 15x15 cm<sup>2</sup> alanlarda GA=0<sup>0</sup> ve GA=180<sup>0</sup>'den AP-PA iki alan açılarak izosantrik tedavi tekniği ile ön ve arka alanlardan alan başına MU=50 olacak şekilde planlandı. Bu planlamalar, her alan için Clarkson, Convolution, Superposition algoritmaları ile ayrı ayrı doz dağılımları hesaplatıldı. Kliniğimizde akciğer boost planlamaları genellikle oblik alanlarda yapıldığından yine 7x7,

12x12 ve 15x15cm<sup>2</sup> alanlar kullanılarak ön oblik GA=15<sup>0</sup> ve arka oblik GA=195<sup>0</sup> olan izosantrik tedavi tekniği kullanılarak ön ve arka oblik alanların alan başına 50 MU verilecek şekilde planlandı. Bu planlamalarda da her alan için tüm algoritmalarda doz dağılımları hesaplatıldı. Bu işlemler enerji bağımlılığı açısından da değerlendirilmek istendiğinden 6 ve 15 MV enerjisindeki her iki X ışını içinde tüm planlamalar tekrarlandı.

### Lineer Hızlandırıcıda Işınlama

Rando fantoma ait bilgiler bilgisayar ağı aracılığı ile TPS'ne aktarıldı ve her bir planlama için izosantr oluşturuldu. 6 ve 15 MV X ışını enerjileri için 7x7, 12x12 ve 15x15 cm<sup>2</sup> alanlarda AP-PA ve oblik planlamalar, MU süreleri 50 olacak şekilde hesaplatıldı. MU süresinin her bir planlama ve ışınlama koşulları için sabit tutulması ile sadece algoritmanın doz dağılımına etkisinin gözlenmesi amaçlandı. Lineer hızlandırıcı cihazında ise yine her iki enerji, AP-PA ve oblik olmak üzere iki farklı set-up'ta tüm alan boyutları için 7 farklı noktaya yerleştirilen TLD'ler alan başına 50 MU olacak şekilde ışınlandı.

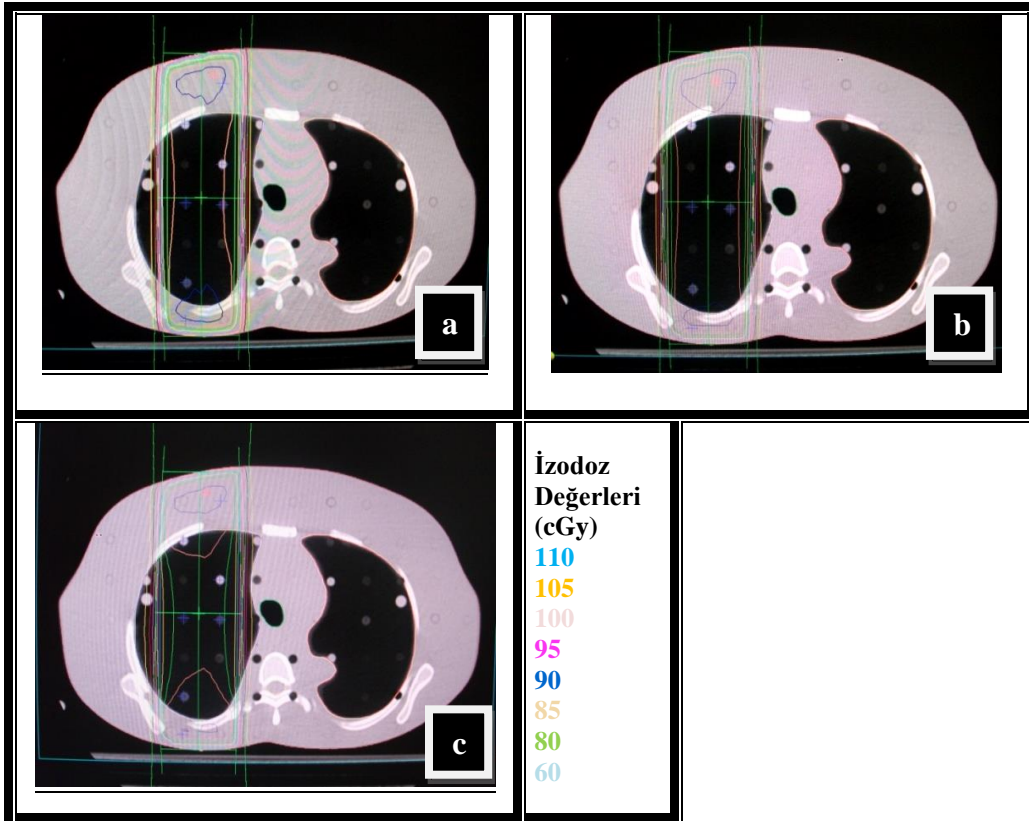
Her iki enerji, tüm alan boyutları ve iki farklı set-up'ta ışınlanan 7 farklı noktadaki TLD'lerden ölçülen doz değerleri ile aynı koşullarda ve aynı noktalarda TPS'inde hesaplatılan doz değerleri karşılaştırıldı.



Şekil 18. Merkezi kesitte belirlenen 7 adet TLD noktası

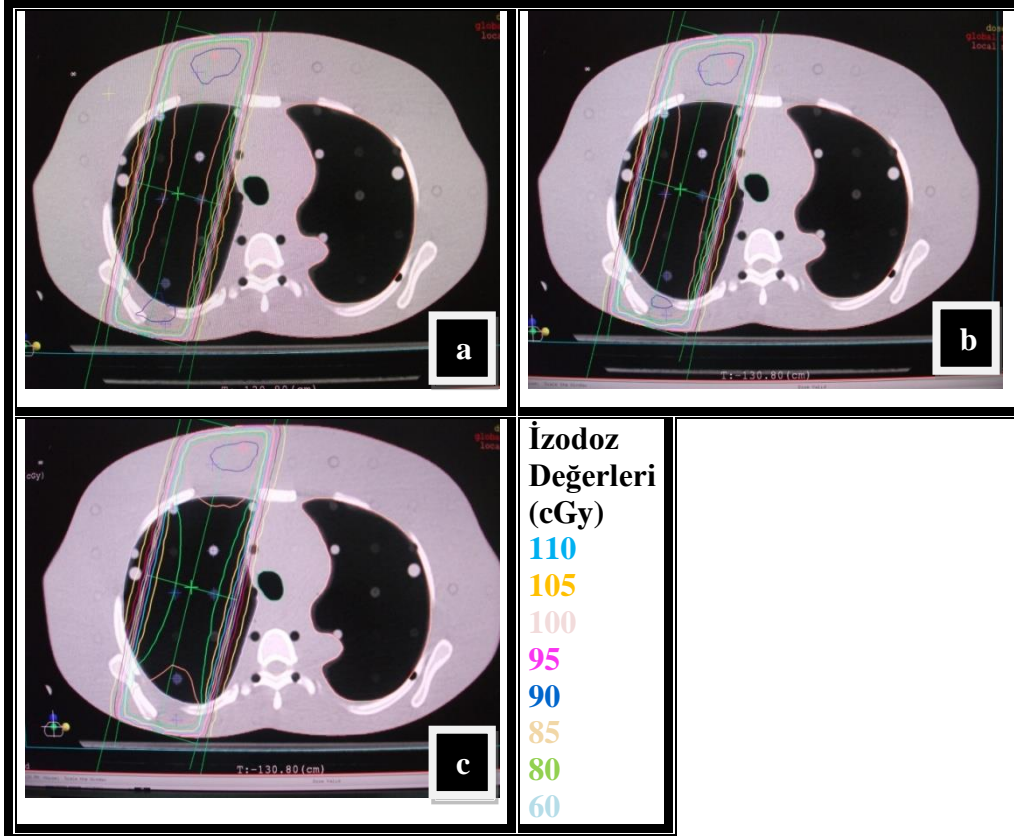
## BULGULAR

Rando fantomda, örnek olarak AP-PA ve oblik planlama yapılarak, 6 MV enerji ile küçük alanda ( $7 \times 7 \text{ cm}^2$ ), üç farklı hesaplama algoritması kullanılarak elde edilen doz dağılımları Şekil 19 ve 20’de verilmiştir.



Şekil 19. AP-PA plan, 6 MV enerji,  $7 \times 7 \text{ cm}^2$  alan için merkezi kesitte Clarkson (a), Convolution (b) ve Superposition (c) algoritmalarına göre TPS’de hesaplatılan doz dağılımı





Şekil 20. Oblik plan, 6 MV enerji, 7x7 cm<sup>2</sup> alan için merkezi kesitte Clarkson (a), Convolution (b) ve Superposition (c) algoritmalarına göre TPS'de hesaplatılan doz dağılımı

## % 5 ÜZERİ DEVIASYON SAYISI VE BÜYÜKLÜKLERİ

### Parankim İçi Noktalarda

**AP-PA ışınlama:** Parankim içi dört noktada (B, D, E ve G) TLD referans ölçümleri ile algoritmalarda hesaplanan dozlar arasındaki %5 üzeri deviasyon sayısına bakıldığında (Tablo 3 ); *Superposition* algoritmasında hiç bir alan ve enerji de %5 üzeri deviasyon saptanmazken, *Clarkson* ve *Convolution* algoritmalarında alan ve enerji küçüldükçe %5 üzeri deviasyan gösteren nokta sayısının arttığı gözlenmiştir.

Parankim içi noktalarda, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri incelendiğinde (Tablo 4); her üç algoritmada da alan küçüldükçe deviasyon büyüklüğü artmıştır. *Superposition* algoritması için bu değer maksimum %4.2 iken, diğer iki algoritma için maksimum %10'lar civarındadır. Enerji farklılığının deviasyon büyüklüğüne etkisi gözlenmemiştir.

**Tablo 3. AP-PA ışınlama, parankim içi dört noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde %5 üzeri deviasyon sayısı**

AP/PA ışınlama	6 MV			15 MV		
	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>
Clarkson	4	4	0	4	1	0
Convolution	4	4	2	4	0	2
Superposition	0	0	0	0	0	0

**Tablo 4. AP-PA ışınlama, parankim içi dört noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri**

AP/PA ışınlama	% deviasyon minimum – maksimum					
	6 MV			15 MV		
	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>
Clarkson	5.3-8.9	5.7-7.3	2.5-4.6	5.7-10.2	4.1-5.1	3.9-4.8
Convolution	5.3-10.7	6.6-9	3.6-7.2	5.6-10.4	4.5-4.9	4.3-5.3
Superposition	0.5-4.2	2.1-3.6	-0.6-1.3	0.9-2.2	1.1-2.3	1.3-1.9

**Oblik ışınlama:** Parankim içi dört noktada TLD referans ölçümleri ile algoritmalarda hesaplanan dozlar arasındaki %5 üzeri deviasyon sayısına bakıldığında (Tablo 5); *Superposition* algoritmasında hiç bir alan ve enerji de %5 üzeri deviasyon saptanmazken, *Clarkson* ve *Convolution* algoritmalarında düşük enerji de alan boyutu etkisi gözlenmez iken büyük enerji de alan küçüldükçe %5 üzeri deviasyan gösteren nokta sayısının arttığı gözlenmiştir.

Parankim içi noktalarda, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri incelendiğinde (Tablo 6); *Superposition* algoritması için alan ve enerji değişiminin etkisi gözlenmez iken (maksimum deviasyon %3.6), diğer iki

algoritmada sadece yüksek enerjide alan küçüldükçe deviasyon büyüklüğünün arttığı gözlenmiştir (maksimum %10.5). Enerji farklılığının deviasyon büyüklüğüne etkisi gözlenmemiştir.

**Tablo 5. Oblik ışınlama, parankim içi dört noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde %5 üzeri deviasyon sayısı**

Oblik ışınlama	6 MV			15 MV		
	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>
Clarkson	3	3	3	4	2	2
Convolution	3	3	3	4	2	2
Superposition	0	0	0	0	0	0

**Tablo 6. Oblik ışınlama, parankim içi dört noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri**

Oblik ışınlama	% deviasyon minimum – maksimum					
	6 MV			15 MV		
	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>
Clarkson	4.9-8.2	4.8-6.3	4.9-6.2	6.2-10.5	4.4-6.3	4.7-5.8
Convolution	4.6-9.5	4.5-7.4	4.9-8.3	5.6-10.4	3.8-5.8	4.6-6.5
Superposition	1.6-3.6	1.5-1.9	1.8-2.2	1.7-2.2	0.9-2.5	1.6-2.3

#### Parankim Dışı Noktalarda

**AP-PA ışınlama:** Parankim dışı üç noktada (A, C ve F) TLD referans ölçümleri ile algoritmalarda hesaplanan dozlar arasındaki % 5 üzeri deviasyon sayısına bakıldığında (Tablo 7), hiç bir algoritmada %5 üzeri deviasyon gözlenmemiştir.

Üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen yüzde deviasyon büyüklükleri incelendiğinde (Tablo 8), her üç algoritmada da alan ve enerji değişiminin deviasyon büyüklüğüne etkisi olmadığı ve algoritmalar arasında da fark olmadığı izlenmektedir.

**Tablo 7. AP-PA ışınlama, parankim dışı üç noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde %5 üzeri deviasyon sayısı**

AP/PA ışınlama	6 MV			15 MV		
	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>
Clarkson	0	0	0	0	0	0
Convolution	0	0	0	0	0	0
Superposition	0	0	0	0	0	0

**Tablo 8. AP-PA ışınlama, parankim dışı üç noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri**

AP/PA ışınlama	% deviasyon minimum – maksimum					
	6 MV			15 MV		
	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>
Clarkson	0.8-2.7	0.7-3.6	-1.3-4.2	-2.2-3	2.2-3	-0.1-2.7
Convolution	1.3-2.4	0.6-4.4	-1.5-3	-2.8-3.5	1.4-3.1	-0.9-2.5
Superposition	0.2-2.3	-0.4-1.6	-2.7-2.1	-3-0.5	-0.8-1	-4.9-0.6

**Oblik ışınlama:** Parankim dışı noktalarda TLD referans ölçümleri ile algoritmalarda hesaplanan dozlar arasındaki %5 üzeri deviasyon sayısına bakıldığında (Tablo 9); sadece yüksek enerji ve büyük alanda *Clarkson* da iki, *Convolution* da ise bir noktada %5 üzeri deviasyon gözlenmiştir. *Superposition* da hiçbir noktada % 5 üzeri deviasyon saptanmamıştır.

Üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri incelendiğinde (Tablo 10); *Superposition* algoritması için alan ve enerji değişiminin etkisi gözlenmez iken (maksimum deviasyon %3.6), diğer iki algoritmada maksimum deviasyonun (%7'ler civarı) yüksek enerji ve büyük alanda ortaya çıktığı gözlenmiştir.

**Tablo 9. Oblik ışınlama, Parankim dışı üç noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde %5 üzeri deviasyon sayısı**

Oblik ışınlama	6 MV			15 MV		
	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>
Clarkson	0	1	0	0	0	2
Convolution	0	0	0	0	0	1
Superposition	0	0	0	0	0	0

**Tablo 10. Oblik ışınlama, Parankim dışı üç noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri**

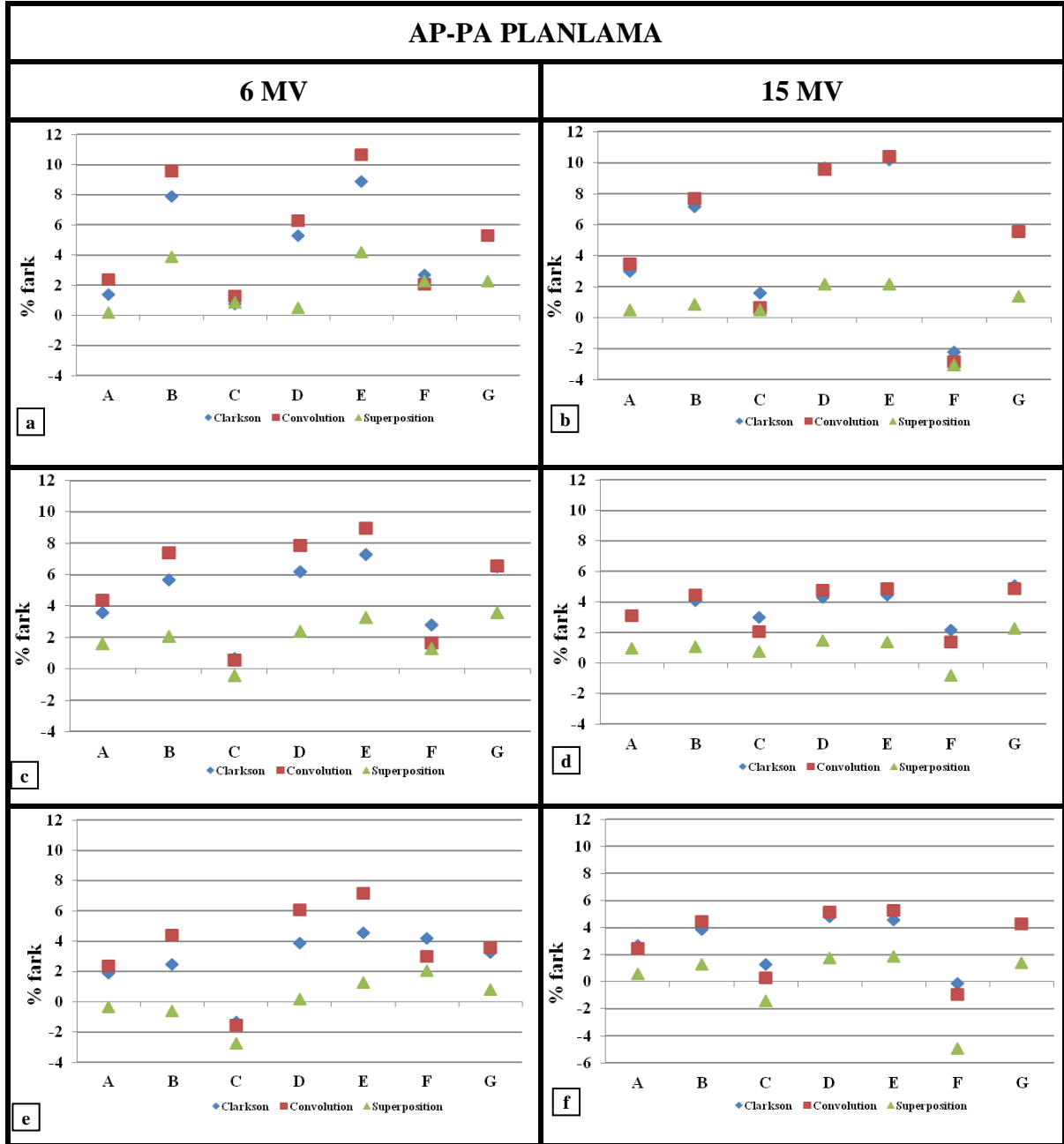
Oblik ışınlama	% deviasyon minimum – maksimum					
	6 MV			15 MV		
	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>	7x7 cm <sup>2</sup>	12x12 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>
Clarkson	-1.5-3.1	3-5.6	3.4-4.6	1.2-4.3	2.4-4.6	2.9-7.2
Convolution	0.1-1.4	2.8-3.6	3.1-3.4	1.2-2.1	1.7-3.2	2.4-6.7
Superposition	-1.4-2.3	1.7-3.6	1.3-1.9	-1.6-1.9	-1.5-1.8	0.7-2.3

### Deviasyon Yönü

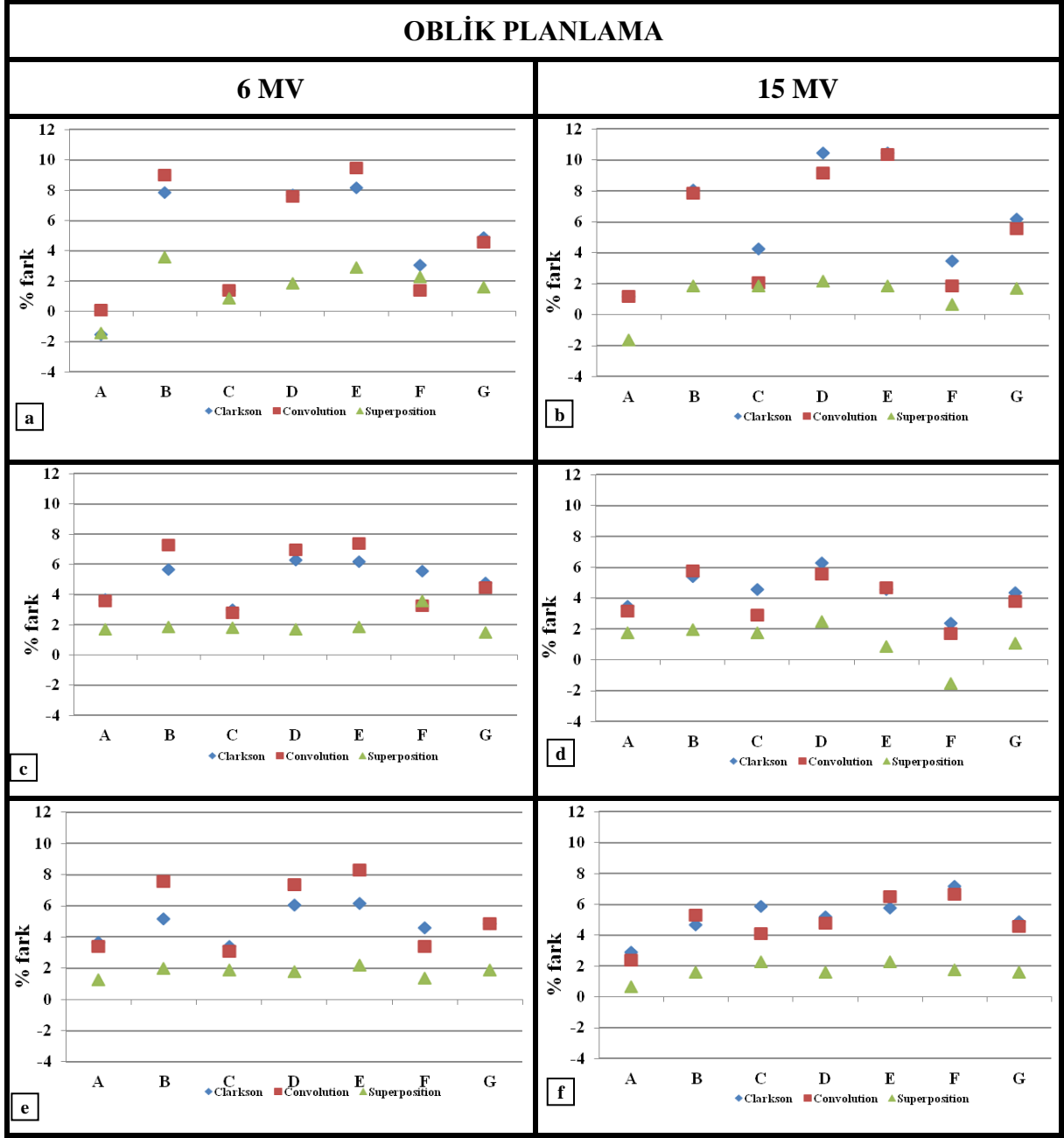
Parankim içi noktalarda; algoritmalar ile hesaplanan dozların TLD ölçüm dozlarına göre bir iki istisna dışında nerdeyse tüm noktalarda daha yüksek olduğu görülmüştür.

*Convolution* ve *Clarkson*'da bu deviasyon maksimum %10'lar civarında iken *Superposition* algoritmasında maksimum %4.2'dir (Şekil 21, Şekil 22).

Parankim dışı noktalarda ise deviasyonun özellikle AP-PA ışınlamada iki yönlü olduğu (ölçülen değerlerin altında ve üstünde) izlenmiştir.



Şekil 21. AP-PA planlama a) 6 MV 7x7cm<sup>2</sup> b) 15 MV 7x7cm<sup>2</sup> c) 6 MV 12x12cm<sup>2</sup> d) 15 MV 12x12cm<sup>2</sup> e) 6 MV 15x15 cm<sup>2</sup> f) 15 MV 15x15 cm<sup>2</sup> alanlar için merkezi kesitte farklı algoritmalar ile hesaplanan dozların TLD ölçümlerine göre yüzde farkları



**Şekil 22.** Oblik planlama a) 6 MV 7x7cm<sup>2</sup> b) 15 MV 7x7cm<sup>2</sup> c) 6 MV 12x12cm<sup>2</sup> d) 15 MV 12x12cm<sup>2</sup> e) 6 MV 15x15 cm<sup>2</sup> f) 15 MV 15x15 cm<sup>2</sup> alanlar için merkezi kesitte farklı algoritmalar ile hesaplanan dozların TLD ölçümlerine göre yüzde farkları

*Superposition* algoritmasının AP-PA ışınlama ile büyük alanda *Clarkson* algoritmasına avantajı saptanmamıştır. Büyük alanda hiç bir noktada %5 üzeri deviasyon, her iki algoritma için gözlenmemiştir.

Enerji ve alan küçüldükçe özellikle AP-PA planlamada *Superposition* algoritmasının avantajı daha belirginleşmektedir.

Parankim içi noktalar için enerji farklılığının deviasyon büyüklüğüne etkisi gözlenmemiştir.



## TARTIŞMA

Çalışmamızda, *Superposition* algoritmasında hiç bir alan ve enerji de %5 üzeri deviasyon saptanmazken, *Clarkson* ve *Convolution* algoritmalarında alan ve enerji küçüldükçe %5 üzeri deviasyan gösteren nokta sayısı artmıştır. Enerji ve alan küçüldükçe özellikle AP-PA planlamada *Superposition* algoritmasının avantajı daha da belirginleşmektedir. Maksimum deviasyonların %10.5'lar civarında olduğu ve bu değerlerin yalnızca *Convolution* ve *Clarkson* algoritmalarında gözleendiği saptanmıştır. Genellikle enerji değişiminden çok alan büyüklüğünden daha fazla etkilendiği sonucuna varılmıştır. Parankim içi noktalar için enerji farklılığının deviasyon büyüklüğüne etkisi gözlenmemiştir.

Engelsman ve ark. tarafından akciğer fantomu merkezine 5 cm'lik solid sferik tümör yerleştirilerek akciğer dokusunda ve PTV'de üç farklı inhomojenite düzeltme algoritması (*pencil beam-PB+1D*, *modifiye Batho-MB*, *equivalent path length-EPL*) kullanılarak doz hesabı yapılmıştır. Hesaplanan dozlar radyografik film ve iyon odası kullanılarak ölçülen dozlar ile karşılaştırılmış, varyasyonun ICRU referans noktasında maksimum %3.5 kadar olduğu ve bu doz deviasyonlarının PTV'de özellikle yüksek enerjilerde %20'ye kadar ulaşabilen doz düşüşleri ile sonuçlanabileceğini rapor etmişlerdir. Akciğer dokusunda merkezi ekseninde ölçülen dozlar ile karşılaştırıldığında, kullanılan üç algoritmanın da daha yüksek doz tahmini ile sonuçlandığını bildirmişlerdir. EPL için ICRU referans noktasında en yüksek %3.5 deviasyon gözlenirken akciğer merkezi ekseninde %10'lara ulaşan deviasyon gözlemişlerdir. MB için ise bu değerlerin %3 ve %5 arasında, PB +1D için ise enerji düzeyine bağlı olarak %1 ve %6.5 arasında değiştiğini rapor etmişlerdir (30). Bizim sonuçlarımıza

benzer olarak algoritma hesaplamaları ile dozlar gerçekte olduğundan daha yüksek ölçülmüştür.

Butts ve ark. yaptığı rando fantom çalışmasında, çeşitli klinik durumlar için farklı inhomojenite algoritmalarını (Clarkson, Fast Fourier Transform (FFT) Convolution, Multigrid Superposition (MGS), Fast Multigrid Superposition, Collapsed Cone Convolution, Adaptive Convolution) kullanmışlar ve izomerkezdeki doz hesaplamalarını diot ölçümü ile karşılaştırmışlardır. İnhojen yapılar için her bir algoritmanın kabul kriterini  $\pm\%4$  deviasyon olarak almışlardır. Ön- arka ve sağ oblik ışınlamalarda, hesaplanan ile ölçülen dozlar arasındaki deviasyonun  $\%4$ 'ün altında olduğunu, ancak sol oblik (6 ve 10 MV) planlama yapılan akciğer ışınlamalarında *Adaptive Convolution* ve *Collapsed Cone Convolution* algoritmalarının kabul edilebilir  $\%4$  varyasyon sınırlarının üstünde sonuç verdiğini ( $\%4.6-5.8$ ) bildirmişlerdir (31). Çalışmamızda düşük enerji seviyesinde, *Convolution* ve *Clarkson* algoritmaları için, ön-arka ışınlamada alan büyüdükçe deviasyon büyüklüğü ve  $\%5$  üzeri deviasyon sayısı azalırken böyle bir sonuç oblik ışınlama için gözlenmemiştir.

Yine Butts ve ark. göğüs duvarı modelinde, Clarkson algoritması ile 4 ve 6 MV enerjilerinde hesaplanan MU sürelerinin planlanan dozdan sırası ile  $\%6.8$  ve  $\%9.1$  oranında daha düşük doz verdiğini bildirmişlerdir (31). Çalışmamızda ise Clarkson algoritması ile yapılan tüm planlamalarda göğüs duvarına karşılık gelen noktalarda dozlar , planlamada maksimum  $\%5.9$  düşük bulunmuştur.

Gershkevitch ve ark. yaptığı çok merkezli dozimetrik fantom çalışmasında farklı setup durumlarında, iyon odası ölçümlerine karşılık farklı algoritmalar ile yapılan planlama sonuçları değerlendirilmiştir. Özellikle düşük yoğunluklu inhomojen ortam varlığında ölçülen ile hesaplanan dozlar arasındaki deviasyonlara bakıldığında, lateral elektron ve foton transferini hesaba katan model tabanlı algoritmalarda (*Convolution/Superposition*), bu deviasyonların kabul sınırları içinde kaldığı ( $<\% 5$ ) ancak ölçüm tabanlı algoritma (*Clarkson*) ve lateral elektron transferini hesaba katmayan model tabanlı algoritmalarda (*Pencil beam Convolution ve equivalent path length*) özellikle yüksek enerjilerde  $\%24$ 'lere kadar yükselen deviasyonlar olduğunu göstermişlerdir. Genel olarak, kabul edilebilir sınırlar dışında kalan deviasyon sayısının enerji yükseldikçe arttığı, algoritmanın inhomojen yapıyı modelleyebilme özelliği arttıkça deviasyon sayısının azaldığını rapor etmişlerdir (32). Çalışmamızda maksimum deviasyonların  $\%10.5$ 'ler civarında olduğu ve bu değerlerin yalnızca *Convolution* ve *Clarkson* algoritmalarında gözlemlendiği saptanmıştır. Genellikle enerji değişiminden çok alan büyüklüğünden daha fazla etkilendiği sonucuna varılmıştır. *Convolution* ve *Clarkson*

algoritmaları için, alan boyutu küçüldükçe deviasyon büyüklüğü ve kabul edilemez deviasyon sayısının arttığı saptanmıştır.

Knöös ve ark. yaptığı çalışmada, farklı tümör lokalizasyonlarında çeşitli algoritmaların (Modified Batho, Equivalent Tissue-Air Ratio, Anisotropic Analytical Algorithm, Convolution, Superposition) hesaplamalarının Monte Carlo ölçümleri ile benzerliğini araştırmışlardır. Elektron ve foton transferini hesaba katan model tabanlı algoritmaların özellikle düşük yoğunluklu bölgelerde daha doğru sonuçlar verdiğini gözlemişlerdir. Ancak yüksek enerjide deviasyonların daha fazla olduğunu ifade ederek (15 MV: %4, 6 MV: %2.5) akciğerde yüksek enerji ile tedaviden kaçınılmasını ve düşük foton enerjisi ile tedavinin yapılmasını önermişlerdir (33). Ancak bizim çalışmamızda parankim içi noktalar için enerji farklılığının deviasyon büyüklüğüne etkisi gözlenmemiştir.

Çalışmamız sonuçları ile benzerliği Miften ve ark. yaptığı akciğer ve kemik gibi inhomojen yapılar içeren fantom çalışmasında görmekteyiz. Bu çalışmada Monte Carlo hesaplamalarına karşılık *Superposition* ve *Clarkson* algoritmalarının inhomojen ortamdaki doz dağılımlarını incelemişlerdir. Özellikle düşük yoğunluklu akciğer gibi yapılardaki doz dağılımları incelendiğinde *Superposition* algoritması *Monte Carlo* ile karşılaştırıldığında %3 ve 3 mm sınırlarında olduğu Clarkson algoritmasının ise 5x5 ve 10x10 cm<sup>2</sup> alanlar için her iki enerjide de sırasıyla %10 ve %4 beklenenin üzerinde dozlar verdiğini rapor etmişlerdir. Ayrıca 5x5 ve 10x10 cm<sup>2</sup> alanlar için yaptığı 6 ve 15 MV doz dağılımları karşılaştırıldığında özellikle 5x5 cm<sup>2</sup> alan ve 15 MV enerjide inhomojenitenin merkezi eksen derin doz dağılımlarına etkisinin net olarak görüldüğü belirtilmektedir. Yazarlar *Clarkson* algoritması ile hesaplamalarda, normal akciğerde ve tümörde deviasyonun özellikle yüksek enerjide fazla olduğunu ve bundan dolayı da hedef volümde düşük doz ile sonuçlanacağını belirtmişlerdir (18). Benzer şekilde kendi çalışmamızda da *Clarkson* ve *Convolution* algoritmalarında gerçekte olduğundan daha yüksek dozlar ölçüldüğü için normal doku sanal olarak daha yüksek dozlarda görünecek ve tümörde doz eskalasyonunu sınırlayabilecektir. Bu saptama *Superposition* algoritması için de geçerli ancak maksimum deviasyon, AP-PA ışınlamada küçük alan düşük enerji de saptanmış olup %4.2 bulunmuştur.

Saxena ve ark. yaptığı fantom çalışmasında birçok farklı enerji ve alan büyüklüklerinde akciğer ve kemik gibi inhomojen yapıların doz dağılımına etkisi; film dozimetrisi ve tedavi planlama algoritmalarına göre karşılaştırılmıştır. *Convolution/Superposition* ile hesaplamalarda deviasyonun hemen hemen tüm durumlarda %5 sınırlar içinde kaldığı öte yandan *modifiye Batho* ve *equivalent TMR* algoritmalarında

özellikle küçük alan ve büyük enerjide %10 ve üstü deviasyon olduğunu saptamışlardır. Düşük enerji ve alan için deviasyonun %10'un altında olduğunu rapor etmişlerdir (34). Enerji ve alan ilişkisi açısından çalışmamızda (AP-PA ışınlamada parankim içi noktalarda); *Clarkson* ve *Convolution* algoritmalarında alan ve enerji küçüldükçe %5 üzeri deviasyan gösteren nokta sayısı artmıştır.

Fogliata ve ark. çalışmamıza benzer enerji düzeylerini kullanarak (6 ve 15 MV) yaptığı fantom çalışmasında biri kare diğeri dar ve uzun alan olmak üzere iki farklı alan boyutunda 6 farklı algoritmayı (Anisotropic Analytical Algorithm, Pencil Beam With Modified Batho, Collapsed Cone, Pencil Beam Equivalent Path Length, Mutigrid Superposition/Convolution, Fast Fourier Transform Convolution) Monte Carlo simülasyonları ile karşılaştırmışlardır. Düşük yoğunluklu akciğer, normal akciğer ve kemik inhomojen ortamları için değerlendirilen derin doz dağılımlarında normal akciğer inhomojen ortamı için *Pencil Beam (PB) Convolution* ve *Fast Fourier Transform Convolution* (FFTC) gibi lateral elektron ve foton transferini hesaba katmayan model tabanlı algoritmaların özellikle dar alan ve yüksek enerjide beklenenden farklı sonuçlar verdiğini göstermişlerdir. Bu nedenle lateral elektron ve foton transferini hesaba katabilen model tabanlı algoritmaların klinikte inhomojen ortam içeren uygulamalarda kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir (35). Çalışmamızda kullandığımız ve lateral elektron ve foton transferini hesaba katan Superposition algoritması ile yapılan tüm planlamalarda parankim içi noktalarda elde edilen sonuçların %5 deviasyon sınırı içinde kaldığı gözlenmiştir. Ayrıca yine parankim içi noktalarda inhomojenite hesaplaması için kullandığımız ve lateral elektron ve foton transferini hesaba katmayan Convolution algoritması ile yapılan tüm planlamalarda %5 deviasyon sınırı dışında kalan nokta sayısının arttığı gözlenmiştir.

Sonuç olarak, algoritmalar ile hesaplanan dozların, TLD ölçüm dozlarına göre bir iki istisna dışında nerdeyse tüm noktalarda daha yüksek olduğu görülmüştür. *Convolution* ve *Clarkson*'da bu varyasyon maksimum %10, *Superposition* ile maksimum %5 civarında bulunmuştur. Pratikte normal akciğer parankim dokusunda hesaplanan dozların TLD ile elde edilen dozlardan daha yüksek görünmesi ve bir anlamda normal doku hasarının beklenenden daha düşük olabileceği düşünülebilir. Öte yandan çalışmamızda fantomda tümör modeli oluşturulmasa da bunun tümörde düşük doza sebebiyet vereceği ve tümör nüksü ile sonuçlanabileceği akılda tutulmalıdır. Bu nedenle torakal radyoterapi planlamasında *Superposition* algoritması *Convolution* ve *Clarkson*'a tercih edilmelidir.

## SONUÇLAR

Çalışmamızda tedavi planlama sistemimizde kullanılan *Superposition*, *Clarkson* ve *Convolution* inhomojenite algoritmalarının 6 ve 15 MV olmak üzere iki farklı foton enerjisinde, AP-PA ve oblik planlamalardan elde edilen nokta dozlarının rando fantomda aynı noktalarda ölçülen TLD dozları ile karşılaştırılması ve doz dağılımlarına enerji, ışın giriş yönü, alan büyüklüğü ve algoritmaların etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğinde:

1. AP/PA ışınlama da parankim içi dört noktada (B,D,E ve G); *Superposition* algoritmasında hiç bir alan ve enerji de %5 üzeri deviasyon saptanmazken, *Clarkson* ve *Convolution* algoritmalarında alan ve enerji küçüldükçe %5 üzeri deviasyan gösteren nokta sayısı artmıştır.
2. Oblik ışınlama da parankim içi noktalarda; *Superposition* algoritmasında hiç bir alan ve enerji de %5 üzeri deviasyon saptanmazken, *Clarkson* ve *Convolution* algoritmalarında küçük enerjide alan boyutu etkisi gözlenmemekle birlikte büyük enerjide alan küçüldükçe %5 üzeri deviasyan gösteren nokta sayısı artmıştır.
3. AP/PA ışınlama da parankim içi noktalarda; her üç algortmada da alan küçüldükçe deviasyon büyüklüğü artmıştır. *Superposition* algoritması için bu değer maksimum %4.2 iken, diğer iki algoritma için maksimum %10'lar civarındadır. Enerji farklılığının deviasyon büyüklüğüne etkisi gözlenmemiştir.

4. Oblik ışınlamada parankim içi noktalarda; *Superposition* algoritması için alan ve enerji değişiminin deviasyon büyüklüğüne etkisi gözlenmez iken (maksimum deviasyon %3.6), diğer iki algoritmada sadece yüksek enerji de alan küçüldükçe deviasyon büyüklüğünün arttığı gözlenmiştir (maksimum %10.5). Enerji farklılığının deviasyon büyüklüğüne etkisi gözlenmemiştir.
5. AP/PA ışınlamada parankim dışı üç noktada (A,C ve F); hiç bir algoritmada %5 üzeri deviasyon gözlenmemiştir. Her üç algoritmada da alan ve enerji değişiminin deviasyon büyüklüğüne etkisinin olmadığı ve algoritmalar arasında da fark olmadığı izlenmektedir.
6. Oblik ışınlamada parankim dışı noktalarda ise sadece yüksek enerji ve büyük alanda *Clarkson* da iki, *Convolution* da ise bir noktada %5 üzeri deviasyon gözlenmiştir. *Superposition* da hiç bir noktada %5 üzeri deviasyon saptanmamıştır. *Superposition* algoritmasında deviasyon büyüklüğü alan ve enerji değişiminden etkilenmezken (maksimum deviasyon %3.6), diğer iki algoritmada maksimum deviasyonun (%7'ler civarı) yüksek enerji ve büyük alanda ortaya çıktığı gözlenmiştir.
7. Deviasyon yönü incelendiğinde ise parankim içi noktalarda algoritmalar ile hesaplanan dozların TLD ölçüm dozlarına göre bir iki istisna dışında nerdeyse tüm noktalarda daha yüksek olduğu görülmüştür. Parankim dışı noktalarda; deviasyonun özellikle AP-PA ışınlamada iki yönlü olduğu (ölçülen değerlerin altında ve üstünde) izlenmiştir.
8. *Superposition* algoritmasının AP-PA ışınlama ile büyük alanda *Clarkson* algoritmasına avantajı saptanmamıştır. Büyük alanda hiç bir noktada %5 üzeri deviasyon, her iki algoritma içinde gözlenmemiştir.
9. Enerji ve alan küçüldükçe özellikle AP-PA planlamada *Superposition* algoritmasının avantajı daha belirginleşmektedir.
10. Parankim içi noktalar için enerji farklılığının deviasyon büyüklüğüne etkisi gözlenmemiştir.
11. Çalışmamızda düşük enerji seviyesinde parankim içi noktalarda, *Convolution* ve *Clarkson* algoritmalarında, AP-PA ışınlamada alan büyüdükçe deviasyon büyüklüğü ve %5 üzeri deviasyon sayısı azalırken, böyle bir durum oblik ışınlama için gözlenmemiştir.
12. Çalışmamızda maksimum deviasyonların %10,5'ler civarında olduğu ve bu değerlerin yalnızca *Convolution* ve *Clarkson* algoritmalarında olduğu saptanmıştır. Parankim içi ve dışı tüm noktaların, enerji değişiminden çok alan büyüklüğünden daha fazla etkilendiği sonucuna varılmıştır.

## ÖZET

Akciğer gibi düşük yoğunluğa sahip inhomojen ortamlarda tedavi planlama sistemlerinde farklı algoritmalarla hesaplatılan dozların gerçekte absorbe edilen doza en yakın sonuçları vermesi tedavinin doğruluğu açısından önemlidir. Bu nedenle; çalışmamızda akciğer dokusunda bulunan hava boşluğu dikkate alınarak tedavi planlama sisteminde farklı inhomojenite düzeltme algoritmaları ile hesaplanan doz dağılımlarının TLD sonuçları ile dozimetrik olarak karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmada insan modelli rando fantomun bilgisayarlı tomografik görüntüleri 0.3 cm'lik kesitlerle alınıp konturlanarak planlama bilgisayarına aktarıldı. 7, 12 ve 15 cm<sup>2</sup>'lik alan boyutlarında, 6 ve 15 MV X ışını enerjileri kullanılarak ön-arka ve oblik planlamalar, Clarkson, Convolution ve Superposition algoritmaları için hesaplatıldı. Rando fantomda merkezi kesitte belirlenen 7 noktada okunan TLD'lerdeki doz ile farklı algoritmalar için hesaplanan bu noktadaki dozlar karşılaştırıldı.

Ön-arka ışınlamada parankim içi noktalarda; Superposition algoritmasında hiç bir alan ve enerji de %5 üzeri deviasyon saptanmazken, Clarkson ve Convolution algoritmalarında alan ve enerji küçüldükçe %5 üzeri deviasyan gösteren nokta sayısı artmıştır. Her üç algoritmada da alan küçüldükçe deviasyon büyüklüğü artmaktadır. Superposition algoritması için bu değer maksimum %4.2 iken, diğer iki algoritma için maksimum %10'lar civarındadır. Enerji farklılığının deviasyon büyüklüğüne etkisi gözlenmemiştir. Oblik ışınlama da Superposition algoritmasında hiçbir noktada %5 üzeri deviasyon saptanmazken, Clarkson ve Convolution algoritmasında, yüksek enerjide alan küçüldükçe %5 üzeri deviasyon sayı ve büyüklüğü artmıştır. Deviasyon yönü incelendiğinde, parankim içi noktalarda algoritmalar ile

hesaplanan dozların TLD ölçüm dozlarına göre bir iki istisna dışında nerdeyse tüm noktalarda daha yüksek olduğu görülmüştür.

Özellikle Clarkson ve Convolution algoritmalarının kullanımı, akciğer dokusunda yüksek doz tahmini ile sonuçlanmaktadır. Çalışmamızda fantomda tümör modeli oluşturulmasa da, bunun hedefte doz artırımını sınırlayacağı ve hatta düşük doza sebebiyet verebileceği akılda tutulmalıdır.

**Anahtar Kelimeler:** Akciğer, inhomojenite düzeltme algoritmaları, doz hesaplamaları



# **THE DOSIMETRIC EVALUATION OF THE EFFECTS OF INHOMOGENEITY CORRECTION FACTORS IN THE TREATMENT PLANNING SYSTEM ON DOSE DISTRIBUTION IN THE LUNG TISSUE**

## **SUMMARY**

The verification of the accuracy in dose calculation in low density tissues like lung by different algorithms in the treatment planning system is an important task to make the delivery of treatment correct. So, in the lung tissue, it was aimed to compare of dose distributions calculated by different inhomogeneity correction algorithms with those measured by TLD.

In the study, an anthropomorphic phantom representing the human thorax was scanned using 3-mm slice thickness and the images were transferred to the treatment planning systems after contouring. Calculations were performed using the CMS Clarkson, the CMS Convolution and the CMS Superposition for the AP/PA and oblique planning with different energies (6 and 15 MV) and field sizes (7x7 cm<sup>2</sup>, 12x12 cm<sup>2</sup> and 15x15 cm<sup>2</sup>). The comparison was made between the dose at the seven different points at the isocentre in the phantom and the dose at the same points calculated by different algorithms.

At points located in the lung parenchyma for AP/PA planning; while no points were detected to be outside of the agreement criteria (>5%) for the Superposition algorithm, the number of deviations outside agreement criteria increased with lower energy and smaller field size for the Clarkson and the Convolution algorithms. The greater deviations were observed

as the field size gets smaller for all algorithms. The maximum deviation for the Superposition and the other two algorithms was detected to be a 4.2% and at around 10.5%, respectively. No effect of different energies on the size of deviation was observed. For oblique planning, no points outside of agreement criteria were detected for the Superposition algorithm. In the Clarkson and Convolution algorithms, the increase in number outside of agreement criteria and the size of deviation occurred only for high energy with smaller field size. Regarding the direction of deviation, all algorithms for almost all points overestimated the dose compared to the dose measured in the TLD.

Our results show that using especially Clarkson and Convolution algorithms overestimates the dose in the lung. Despite the tumor model in the phantom was not used for our study, this may limit the dose escalation or even result in underdosing the target.

**Key Words:** Lung, Inhomogeneity correction algorithms, Dose calculations

## KAYNAKLAR

1. Shibamoto Y, Naruse A, Fukuma H, Ayakawa S, Sugie C, Tomita N. Influence of contrast materials on dose calculation in radiotherapy planning using computed tomography for tumors at various anatomical regions: a prospective study. *Radiother Oncol* 2007;84(1):52-5.
2. Mah K, Van Dyk J. On the impact of tissue inhomogeneity corrections in clinical thoracic radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21(5):1257-67.
3. AAPM report No.85 Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Report of Task Group No.65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine 2004.
4. World Health Organization. The World Health Report 2004.
5. İtil O. Akciğer kanserlerinin epidemiyolojisi ve etyolojisi. In: Haydaroğlu A; ed. Akciğer kanserleri: Tanı ve tedavi. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi; 2000;15-34.
6. Bozkurt B, Selçuk ZT, Fırat P, Kalyoncu AF, Artvinli M. 1972-2002 Döneminde Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi'nde Akciğer Kanseri Tanısı Konulan Hastaların Histolojik ve Epidemiyolojik Değerlendirmesi. *Türk Toraks Derg* 2004; 5(3):148-53.
7. Minna JD Harrison's Principles of Internal Medicine. McGraw-Hill. 2004;506-16.
8. Karlıkaya C, Erdoğan S, Akkoçlu A, Oktay G, Güner G, Uçan ES, Çımrın AH. Akciğer Kanserinde Çoklu Tümör Belirleyicisi Analizi. *Türk Toraks Derg* 2003;4(3):248-259.
9. Topuz E, Aydın A. Akciğer kanseri. In: Topuz E, Aydın A, Karadeniz AN (Editörler). Klinik onkoloji. İstanbul: İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü Yayınları; 2000.s. 82-9.
10. Darendeliler E. Akciğer kanserinde radyoterapi. In: Topuz E, (Editör). Akciğer kanseri. İstanbul: İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü Yayınları; 1995;91-102.

11. Shahabi S. Blackburn's Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics. Madison, Medical Physics Publishing Corporation; 1989. s.171-183.
12. Khan, F. M. The Physics of Radiation Therapy 3rd ed. Williams and Wilkins, USA 2003, 145-147,257-259, 231-232, 248-252,200-205.
13. Stanton R, Stinson D, Applied Physics for Radiation Onkology, Medical Physics Publishing; 1996.
14. Anonymous, Prescribing, recording and reporting photon beam therapy, ICRU Report 50. 1993.
15. McShan DL, Silverman A, Lanza DM, et al: A computerized three dimensional treatment planning system utilizing interactive colour graphics. Br J Radiol 1979;52:478.
16. Goitein M: A multidimensional treatment planning system. In Ling CC, Rogers CC, Morton RJ, eds: Computing Tomography in Radiation Therapy, New York: Raven Pres;1983:175.
17. Anonymous, Advantages of multiple algorithm support in treatment planning system for external beam dose calculations. JCRT 2005;1(1):12.
18. Miften M, Wiesmeyer M, Kapur A, Ma M. C. Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the beam Monte Carlo simulation system. JACMP 2001;2(1):21-31.
19. Mackie TR, Bielajew AF, Rogers DWO, Battista JJ. Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code. Phys Med Biol 1988;33:1-20.
20. Mackie TR, El-Khatib E, Battista J, Scrimger JW, Van Dyk J, Cunningham JR. Lung dose corrections for 6- and 15-MV X-rays. Med Phys 1985;12:327-32.
21. Mackie TR, Scrimger JW, Battista JJ. A convolution method of calculating dose for 15 MV X-rays. Med Phys 1985;12:188-96.
22. Ahnesj A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. Med Phys 1989;16:577-92.
23. Mohan R, Chui C, Lidofsky L. Differential pencil beam dose computation model for photons. Med Phys 1986;13:64-73.
24. Boyer AL, Zhu Y, Wang L, Francois P. Fast Fourier transform convolution calculations of X-ray isodose distributions in homogeneous media. Med Phys 1989;16:248-53.
25. CMS (Computerized Medical Systems), XiO model Treatment Planning Systems Reference Library for Release 4.2.1.CMS INC ,USA 2003.
26. Frass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, Dyke J. V. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning 1997.

27. IAEA (International Atomic Energy Agency): Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques. Vienna: IAEA; 2008.
28. Venselaara J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiotherapy and Oncology* 2001; 60:191-201.
29. Bacci C, Angela LD, Furetta C, Giancola S. Comprehensive study on LiF:Cu, Mg, P (GR-200A). *RPD* 1993;47:215-8.
30. Engelsman M, Damen EM, Koken PW, van 't Veld AA, van Ingen KM, Mijnheer BJ. Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumours. *Radiother Oncol* 2001;60(3):299-309.
31. Butts JR, Foster AE. Comparison of commercially available three-dimensional treatment planning algorithms for monitor unit calculations in the presence of heterogeneities. *J Appl Clin Med Phys*. 2001, 2(1):32-41.
32. Gershkevitch E, Schmidt R, Velez G, et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems. Results of IAEA pilot study. *Radiotherapy and Oncology* 2008; 89(3):338-46.
33. Knöös T, Wieslander E, Cozzi L et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol* 2006; 51:5785-807.
34. Saxena R, Higgins P. Measurement and evaluation of inhomogeneity corrections and monitor unit verification for treatment planning. *Med Dosimetry* 2010;35(1):19-27.
35. Fogliata A, Vanetti E, Albers D et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations. *Phys Med Biol* 2007; 52(5), 1363–85.

## ŞEKİLLER LİSTESİ

### Tablolar;

<b>Tablo 1.</b> Tipik vücut yoğunlukları ve elektron yoğunlukları.....	4
<b>Tablo 2.</b> Convolution ve Superposition algoritmalarını karşılaştırılması.....	14
<b>Tablo 3.</b> AP-PA ışınlama, parankim içi dört noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde %5 üzeri deviasyon sayısı.....	28
<b>Tablo 4.</b> AP-PA ışınlama, parankim içi dört noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri .....	28
<b>Tablo 5.</b> Oblik ışınlama, parankim içi dört noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde %5 üzeri deviasyon sayısı.....	29
<b>Tablo 6.</b> Oblik ışınlama, parankim içi dört noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri .....	29
<b>Tablo 7.</b> AP-PA ışınlama, parankim dışı üç noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde %5 üzeri deviasyon sayısı.....	30
<b>Tablo 8.</b> AP-PA ışınlama, parankim dışı üç noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri .....	30
<b>Tablo 9.</b> Oblik ışınlama, parankim dışı üç noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde %5 üzeri deviasyon sayısı.....	31
<b>Tablo 10.</b> Oblik ışınlama, parankim dışı üç noktada, üç farklı algoritma için farklı enerji ve alan büyüklüklerinde görülen % deviasyon büyüklükleri.....	31

### Şekiller;

<b>Şekil 1.</b> Düşük enerjili X ışınlarında absorpsiyon.....	5
---	---

<b>Şekil 2.</b> 10x10 cm <sup>2</sup> alan boyutunda seçilen enerjiler için akciğer derinliğinin bir fonksiyonu olarak, akciğer dozundaki % değişim.....	5
<b>Şekil 3.</b> Akciğer planlaması örneği .....	8
<b>Şekil 4.</b> Akciğer planlaması için DVH örneği.....	9
<b>Şekil 5.</b> Akciğer planlaması için DRR görüntüsü .....	10
<b>Şekil 6.</b> Convolution doz birikimi (25) .....	13
<b>Şekil 7.</b> Elekta Synergy Platform lineer akseleratör cihazı .....	17
<b>Şekil 8.</b> Cirus Co-60 Teleterapi cihazı .....	18
<b>Şekil 9.</b> Toshiba Asteion S4 bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı .....	18
<b>Şekil 10.</b> CMS XiO tedavi planlama sistemi.....	19
<b>Şekil 11.</b> Alderson Rando Fantom .....	19
<b>Şekil 12.</b> Thermoluminesans olayı .....	20
<b>Şekil 13.</b> Harshaw Thermo 3500 TLD okuyucu .....	21
<b>Şekil 14.</b> Harshaw fırın.....	22
<b>Şekil 15.</b> Lityum Florid (LiF) TLD rod , toz ve çip .....	22
<b>Şekil 16.</b> TLD çipleri.....	23
<b>Şekil 17.</b> TPS'de konturlanan rando fantomun görüntüsü .....	24
<b>Şekil 18.</b> Merkezi kesitte belirlenen 7 adet TLD noktası .....	25
<b>Şekil 19.</b> AP-PA plan, 6 MV enerji, 7x7 cm <sup>2</sup> alan için merkezi kesitte Clarkson (a), Convolution (b) ve Superposition (c) algoritmalarına göre TPS'de hesaplatılan doz dağılımı .....	26
<b>Şekil 20.</b> Oblik plan, 6 MV enerji, 7x7 cm <sup>2</sup> alan için merkezi kesitte Clarkson (a), Convolution (b) ve Superposition (c) algoritmalarına göre TPS'de hesaplatılan doz dağılımı .....	27
<b>Şekil 21.</b> AP-PA planlama a) 6 MV 7x7cm <sup>2</sup> b) 15 MV 7x7cm <sup>2</sup> c) 6MV 12x12cm <sup>2</sup> d) 15 MV 12x12cm <sup>2</sup> e) 6MV 15x15 cm <sup>2</sup> f) 15 MV 15x15 cm <sup>2</sup> alanlar için merkezi kesitte farklı algoritmalar ile hesaplanan dozların TLD ölçümlerine göre yüzde farkları.....	32
<b>Şekil 22.</b> Oblik planlama a) 6 MV 7x7cm <sup>2</sup> b) 15 MV 7x7cm <sup>2</sup> c) 6 MV 12x12cm <sup>2</sup> d) 15 MV 12x12cm <sup>2</sup> e) 6 MV 15x15 cm <sup>2</sup> f) 15 MV 15x15 cm <sup>2</sup> alanlar için merkezi kesitte farklı algoritmalar ile hesaplanan dozların TLD ölçümlerine göre yüzde farkları.....	33

## ÖZGEÇMİŞ

1977 yılında Edirne’de doğdum. İlk, orta ve lise eğitimimi Edirne’de tamamladım. Trakya Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü’nden 1999 yılında mezun oldum. 1999–2000 yılları arasında Trakya Üniversitesi Pedagojik Formasyon eğitimimi tamamladım. 2001–2003 yılları arasında T.Ü. Radyasyon Onkolojisi A.D.’da Sağlık Fizikçisi olarak görev yaptıktan sonra 2003–2004 yılları arasında özel bir eğitim kurumunda fizik öğretmeni olarak çalıştım. 2009 yılında T.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans Eğitimi’ne başladım. 2005 yılından bu yana T.Ü. Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda Sağlık Fizikçisi olarak görev yapmaktayım.