

**T.C.**  
**RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICIDAKİ DOZİMETRİK ve**  
**MEKANİK ÖZELLİKLER İLE TEDAVİ PLANLAMASINDA**  
**KULLANILAN ALGORİTMALARIN HASTA DOZLARINA**  
**ETKİSİ**

**UFUK YAZICI**

**TEZ DANIŞMANI**  
**YRD. DOÇ. DR. NİLAY AKÇAY**

**TEZ JÜRİLERİ**  
**PROF. DR. HASAN BALTAŞ**  
**DOÇ. DR. EROL KAM**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**  
**FİZİK ANABİLİM DALI**

**RİZE – 2015**

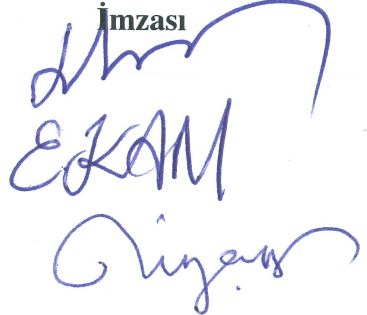
**Her Hakkı Saklıdır**

**T.C.**  
**RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICIDAKİ DOZİMETRİK VE**  
**MEKANİK ÖZELLİKLER İLE TEDAVİ PLANLAMASINDA KULLANILAN**  
**ALGORİTMALARIN HASTA DOZLARINA ETKİSİ**

Yrd.Doç.Dr.Nilay AKÇAY danışmanlığında, Ufuk YAZICI tarafından hazırlanan bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla oluşturulan jüri tarafından 06 / 08 / 2015 tarihinde FİZİK Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS** tezi olarak kabul edilmiştir.

<b>Jüri Üyeleri</b>	<b>Unvanı Adı Soyadı</b>
Başkan	:Prof. Dr. Hasan BALTAŞ
Üye	:Doç. Dr. Erol KAM
Üye	:Yrd. Doç. Dr. Nilay AKÇAY

**İmzası**  


  
**Prof. Dr. Selami SAŞMAZ**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ**

## ÖNSÖZ

Bu çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalında ‘medikal lineer hızlandırıcıdaki dozimetrik ve mekanik özellikler ile tedavi planlamasında kullanılan algoritmaların hasta dozlarına etkisi’ başlıklı yüksek lisans tezi olarak hazırlanmıştır. Yapılan teorik ve pratik çalışmalar Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesinde yapılmıştır.

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren hocam Yrd. Doç. Dr. Nilay AKÇAY’ a, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde çalışma imkanı bulduğum ve verdiği destekleri için her zaman minnettar olacağım değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Sema YILMAZ RAKICI’ a klinik çalışanları Behçet KARABULUT, Fatma ERBAŞ YAZICI ve Zeynep ALKAN’ a sonsuz teşekkür ederim.

**Ufuk YAZICI**

## TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Tarafımdan hazırlanan ‘Medikal lineer hızlandırıcıdaki dozimetrik ve mekanik özellikler ile tedavi planlamasında kullanılan algoritmaların hasta dozlarına etkisi’ başlıklı bu tezin, Yükseköğretim Kurulu Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesindeki hususlara uygun olarak hazırladığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal işlemi kabul ettiğimi beyan ederim. 04/09/2015

Ufuk YAZICI

***Uyarı:*** Bu tezde kullanılan özgün veya başka kaynaklardan sunulan içeriğin kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

## ÖZET

# MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICIDAKİ DOZİMETRİK ve MEKANİK ÖZELLİKLER ile TEDAVİ PLANLAMASINDA KULLANILAN ALGORİTMALARIN HASTA DOZLARINA ETKİSİ

Ufuk YAZICI

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Fizik Ana Bilim Dalı  
Yüksek Lisans Tezi  
Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Nilay AKÇAY

Bu çalışmada Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesinde Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde bulunan Elekta Synergy marka lineer hızlandırıcı cihazının mekanik ve dozimetrik özellikleri kontrol edildi. Tedavi planlama sisteminde bulunan convolution algoritması ve superposition algoritması ile 10 farklı akciğer kanseri hastasının tedavi planlaması yapıldı. Superposition algoritması ile yapılan hasta planında bulunan hedef tümör volümleri ve kritik organların aldığı doz değerleri ile convolution algoritması ile yapılan hasta planında bulunan hedef tümör volümleri ve kritik organ akciğerlerin aldığı maksimum doz değerleri karşılaştırıldı. Yedi tane farklı kanser hastalarının tedavi planları wedge kullanılarak veya kullanılmadan yapılarak, toplamda hastaya verilecek tedavi dozunun %95'inin tedavi alanın %'de kaçınıldığına bakılarak karşılaştırıldı.

2015, 92 sayfa

**Anahtar Kelimeler:** Medikal lineer hızlandırıcı, wedge, convolution ve superposition algoritması

## **ABSTRACT**

### **MECHANICAL and DOSIMETRIC PROPERTIES of MEDICAL LINEAR ACCELERATORS and EFFECTS of USING TREATMENT PLANNING ALGORITHMS on PATIENTS DOSE**

**Ufuk YAZICI**

**Recep Tayyip Erdogan University  
Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Department of Physics  
Master Thesis  
Supervisor: Assist. Prof. Nilay AKÇAY**

In this study, we evaluated the mechanic and dosymetric properties of Elekta Synergy linear accelerator at Radiation Oncology Clinic of the Recep Tayyip Erdogan University Training and Research Hospital. Treatment planning of 10 lung cancer patients were created using convolution and superposition algorithms. The minimum, average and maximum values of the target tumor volumes and dose values of the critical organs obtained from the algorithms of both convolution and superposition were compared. Treatment plans of 7 cancer patients were created both with using and without using wedge. The treatment fields percentages administered 95% of the total therapeutic dose were compared.

**2015, 92 pages**

**Keywords:** Medical linear accelerator, wedge, convolution and superposition algorithm

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ .....	I
TEZ ETİK BEYANNAMESİ .....	II
ÖZET .....	III
ABSTRACT .....	IV
İÇİNDEKİLER .....	V
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
TABLolar DİZİNİ .....	XIV
SEMBOLLER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....	XVI
1. GENEL BİLGİLER .....	1
1.1 Giriş .....	1
1.2 Radyasyonun Tanımı.....	2
1.3. Elektromanyetik Radyasyonlar .....	2
1.3.1. X-Işınları .....	3
1.3.1.1. Bremsstrahlung (Frenleme) X-Işını .....	4
1.3.1.2. Karakteristik X-Işınları .....	5
1.4. Elektromanyetik Radyasyonların Madde Tarafından Absorbsiyonu.....	6
1.4.1. Fotoelektrik Olay.....	6
1.4.2. Compton Saçılması.....	7
1.4.3. Çift Oluşumu .....	8
1.5. Radyasyon Birimleri .....	9
1.5.1. Radyoaktivite Şiddet Birimi .....	9
1.5.2. Radyasyon Enerjisi Birimi .....	10
1.5.3. Radyasyon Şiddeti Birimi .....	10
1.5.4. Radyasyon Alan Şiddeti Birimi .....	10
1.5.5. Işınlama Birimi .....	10
1.5.6. Fiziki (Soğurulan) Doz Birimi .....	11
1.5.7. Biyolojik Doz Birimi .....	11
1.6. Kanserin Tanımı ve Oluşumu .....	12
1.6.1. Kanserin Tedavisi.....	14
1.6.1.1. Cerrahi Operasyon .....	14
1.6.1.2. Kemoterapi (İlaç Tedavisi) .....	14

1.6.1.3.	Hormonoterapi (Hormon Tedavisi).....	15
1.6.1.4.	Immünoterapi (Biyolojik Tedavi).....	15
1.6.1.5.	Radyoterapi (Işın Tedavisi) .....	15
1.6.1.5.1.	Küratif Radyoterapi .....	16
1.6.1.5.2.	Palyatif ve Semptomatik Radyoterapi .....	16
1.6.2.	Uygulama Yöntemine Göre Radyoterapi Teknikleri .....	17
1.6.2.1.	İçsel (Internal) Radyoterapi (Brakiterapi) .....	17
1.6.2.2.	Dışsal (Eksternal) Radyoterapi (Teleterapi) .....	17
1.7.	Medikal Lineer Hızlandırıcı .....	17
1.7.1.	Medikal Lineer Hızlandırıcının Parçalarının Genel Özellikleri .....	19
1.7.1.1.	Magnetron .....	19
1.7.1.2.	Klystron .....	20
1.7.1.3.	Gantry .....	20
1.7.1.4.	Dalga Kılavuzu (Waveguide) .....	21
1.7.1.5.	Çok Yapraklı Kolimatör ... ..	24
1.7.1.6.	Hareketli ve Duran Dalga Hızlandırıcıları .....	26
1.8.	Lineer Hızlandırıcıda Dozimetri Yöntemler .....	27
1.8.1.	TAR ( Doku-Hava Oranı) Kavramı .....	27
1.8.2.	SAR (Saçılma Hava Oranı) Kavramı .....	28
1.8.3.	TPR (Doku Fantom Oranı) ve TMR (Doku Maksimum Oranı) Kavramı .....	29
1.8.4.	SMR (Saçılma Maksimum Oranı) Kavramı.....	29
1.8.5.	Build-up Doz .....	30
1.8.6.	Derin Doz Yüzdesi ( % DD) .....	34
1.8.7.	İzodoz Dağılımlarını Etkileyen Faktörler .....	32
1.8.7.1.	Tedavi Cihazı .....	32
1.8.7.2.	Alan Boyutu .....	32
1.8.7.3.	SSD (Source Skin Distance) .....	33
1.8.7.4.	Düzensiz Alanlar.....	33
1.8.7.5.	Işın Düzenleyiciler .....	33
1.8.7.5.1.	Wedge Filtreler .....	33
1.8.7.5.2.	Wedge Sistemleri.....	34
1.8.7.5.3.	Wedge Açısı.....	35
1.8.7.5.4.	Kompansatörler .....	36



1.8.7.5.5.	Bolus .....	37
1.9.	Radyoterapide Kullanılan Hacim Tanımları .....	37
1.9.1.	Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV).....	38
1.9.2.	Klinik Hedef Hacim (CTV).....	38
1.9.3.	Internal Target Volume (ITV).....	39
1.9.4.	Planlanan Hedef Hacim (PTV) .....	39
1.9.5.	Tedavi Hacmi (TV) .....	39
1.9.6.	Işımlanan Hacim (IV).....	39
1.9.7.	Riskli Organ (OAR) .....	39
1.9.8.	Planlanan Risk Hacmi (PRV).....	40
1.10.	Doz-Hacim Histogramı .....	40
2.	YAPILAN ÇALIŞMALAR .....	42
2.1.	Tedavi Cihazı .....	42
2.2.	Tedavi Planlama Sistemi .....	43
2.3.	Tedavi Planlama Sistemindeki Algoritmalar .....	43
2.3.1.	Superposition Algoritması.....	44
2.3.2.	Convolution Algoritması.....	44
2.4.	Hasta Tedavi Planlamaları .....	44
2.4.1.	Birinci Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı.....	45
2.4.1.1.	Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	45
2.4.1.2.	Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	45
2.4.2.	İkinci Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı .....	46
2.4.2.1.	Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	46
2.4.2.2.	Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	47
2.4.3.	Üçüncü Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı .....	48
2.4.3.1.	Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	48
2.4.3.2.	Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	48
2.4.4.	Dördüncü Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı.....	49
2.4.4.1.	Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	49
2.4.4.2.	Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	50
2.4.5.	Beşinci Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı.....	51
2.4.5.1.	Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	51
2.4.5.2.	Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	51

2.4.6.	Altıncı Akciğer CA Hastasına Tedavi Yapılan Tedavi Planı .....	52
2.4.6.1.	Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	52
2.4.6.2.	Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	53
2.4.7.	Yedinci Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi planı .....	54
2.4.7.1.	Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	54
2.4.7.2.	Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	54
2.4.8.	Sekizinci Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı.....	55
2.4.8.1.	Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	55
2.4.8.2.	Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	56
2.4.9.	Dokuzuncu Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı .....	57
2.4.9.1.	Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	57
2.4.9.2.	Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	57
2.4.10.	Onuncu Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi planı .....	58
2.4.10.1.	Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	58
2.4.10.2.	Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı .....	59
2.5.	Wedge Kullanılıp veya Kullanılmadan Yapılan Hasta Tedavi Planları .....	60
2.5.1.	Birinci Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü .....	60
2.5.2.	Birinci Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü .....	60
2.5.3.	İkinci Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü .....	61
2.5.4.	İkinci Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü .....	62
2.5.5.	Üçüncü Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü .....	62
2.5.6.	Üçüncü Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü .....	63
2.5.7.	Dördüncü Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü .....	64
2.5.8.	Dördüncü Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü.....	64
2.5.9.	Beşinci Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü .....	65
2.5.10.	Beşinci Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü.....	66
2.5.11.	Altıncı Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü.....	66
2.5.12.	Altıncı Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü .....	67
2.5.13.	Yedinci Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü.....	68
2.5.14.	Yedinci Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü .....	68
3.	BULGULAR.....	70
3.1.	Akciğer CA Hastalarının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar.....	70

3.1.1.	Birinci Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar .....	70
3.1.2.	İkinci Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar .....	71
3.1.3.	Üçüncü Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar .....	72
3.1.4.	Dördüncü Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar .....	73
3.1.5.	Beşinci Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar .....	74
3.1.6.	Altıncı Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar .....	75
3.1.7.	Yedinci Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar .....	76
3.1.8.	Sekizinci Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar .....	77
3.1.9.	Dokuzuncu Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar .....	78
3.1.10.	Onuncu Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar .....	79
4.	TARTIŞMA ve SONUÇLAR .....	81
5.	ÖNERİLER .....	88
	KAYNAKLAR .....	89
	ÖZGEÇMİŞ .....	92

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.	Bremsstrahlung olayı.....	4
Şekil 2.	Fotoelektrik olay .....	7
Şekil 3.	Compton saçılması .....	8
Şekil 4.	Çift oluşumu .....	9
Şekil 5.	Normal hücre bölünmesi .....	13
Şekil 6.	Kanser hücresi bölünmesi.....	13
Şekil 7.	İyi huylu kanser .....	13
Şekil 8.	Kötü huylu kanser.....	13
Şekil 9.	Lineer hızlandırıcı blok şeması .....	19
Şekil 10.	Klystron yapısı.....	20
Şekil 11.	Lineer hızlandırıcı ışınlama kafası .....	21
Şekil 12.	Elektron tabancası ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü.....	23
Şekil 13.	Modern lineer hızlandırıcı şeması .....	24
Şekil 14.	ÇYK' nın geometrik şekli .....	25
Şekil 15.	ÇYK ve çenelerinin farklı üreticilere göre yerleşimi .....	26
Şekil 16.	TAR'ın şematik gösterimi .....	28
Şekil 17.	TPR ve TMR' nin şematik gösterimi.....	29
Şekil 18.	% derin doz tanımı ve ölçüm düzeneği .....	31
Şekil 19.	6 ve 15 MV foton ışınları için, SSD=100 cm ve 5x5 - 30x30 cm <sup>2</sup> alan boyutunda sudaki %DD değerleri.....	31
Şekil 20.	a;Kişiselleştirilmiş wedge, b; Standart wedge .....	35
Şekil 21.	Dinamik wedge filtre şematik gösterimi .....	35
Şekil 22.	10x10 cm <sup>2</sup> alanda %80 izodoz eğrisine çizilen teğetin yatayla yaptığı açı .....	36
Şekil 23.	ICRU 52 ve ICRU 62'ye göre tanımlanan hacim kavramları .....	38
Şekil 24.	Hasta planında PTV/PRV ilişkisi .....	40
Şekil 25.	Örnek DVH dağılımı .....	41
Şekil 26.	Lineer hızlandırıcı görünüşü.....	42
Şekil 27.	Birinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS'de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	45
Şekil 28.	Birinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS'de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	46

<b>Şekil 29.</b>	İkinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	47
<b>Şekil 30.</b>	İkinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü.....	47
<b>Şekil 31.</b>	Üçüncü akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	48
<b>Şekil 32.</b>	Üçüncü akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü.....	49
<b>Şekil 33.</b>	Dördüncü akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	50
<b>Şekil 34.</b>	Dördüncü akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	50
<b>Şekil 35.</b>	Beşinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	51
<b>Şekil 36.</b>	Beşinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	52
<b>Şekil 37.</b>	Altıncı akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	53
<b>Şekil 38.</b>	Altıncı akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü.....	53
<b>Şekil 39.</b>	Yedinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	54
<b>Şekil 40.</b>	Yedinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü.....	55
<b>Şekil 41.</b>	Sekizinci akciğer ca olan hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü.....	56
<b>Şekil 42.</b>	Sekizinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki hastanın tedavi alanı ve DVH görünümü .....	56
<b>Şekil 43.</b>	Dokuzuncu akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	57
<b>Şekil 44.</b>	Dokuzuncu akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	58
<b>Şekil 45.</b>	Onuncu akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	59
<b>Şekil 46.</b>	Onuncu akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü .....	59
<b>Şekil 47.</b>	Birinci hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	60
<b>Şekil 48.</b>	Birinci hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	61

<b>Şekil 49.</b>	İkinci hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	61
<b>Şekil 50.</b>	İkinci hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	62
<b>Şekil 51.</b>	Üçüncü hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	63
<b>Şekil 52.</b>	Üçüncü hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	63
<b>Şekil 53.</b>	Dördüncü hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	64
<b>Şekil 54.</b>	Dördüncü hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	65
<b>Şekil 55.</b>	Beşinci hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	65
<b>Şekil 56.</b>	Beşinci hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	66
<b>Şekil 57.</b>	Altıncı hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	67
<b>Şekil 58.</b>	Altıncı hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	67
<b>Şekil 59.</b>	Yedinci hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	68
<b>Şekil 60.</b>	Yedinci hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü .....	69

## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b>	Radyasyon birimleri .....	12
<b>Tablo 2.</b>	Birinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	70
<b>Tablo 3.</b>	Birinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	71
<b>Tablo 4.</b>	İkinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	71
<b>Tablo 5.</b>	İkinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	72
<b>Tablo 6.</b>	Üçüncü akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	72
<b>Tablo 7.</b>	Üçüncü akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	73
<b>Tablo 8.</b>	Dördüncü akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	73
<b>Tablo 9.</b>	Dördüncü akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	74
<b>Tablo 10.</b>	Beşinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	74
<b>Tablo 11.</b>	Beşinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	75
<b>Tablo 12.</b>	Altıncı akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	75
<b>Tablo 13.</b>	Altıncı akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	76
<b>Tablo 14.</b>	Yedinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	76
<b>Tablo 15.</b>	Yedinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	77
<b>Tablo 16.</b>	Sekizinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	77
<b>Tablo 17.</b>	Sekizinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	78
<b>Tablo 18.</b>	Dokuzuncu akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	78
<b>Tablo 19.</b>	Dokuzuncu akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar .....	79

- Tablo 20.** Onuncu akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar ..... 79
- Tablo 21.** Onuncu akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerinin aldığı dozlar ..... 80



## SEMBOLLER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Å	Angström
AKC	Akciğer
cGy	Santigray
CA	Kanser Antijeni
CTV	Klinik Hedef Hacim
DVH	Dose-Volume Histograme (Doz Hacim Histogram)
Gy	Gray
ICRU	International Commission on Radiation Units
IV	Irradiated volume (Işınlanan Hacim)
CA	Kanser Antijeni
MAX	Maksimum
MEAN	Ortalama
MeV	Mega (Milyon) Elektron Volt
MIN	Minimum
MLC	Multi Leaf Collimator (Çok Yapraklı Kolimatör)
MU	Monitor Unit
MV	Mega (Milyon) Volt
OAR	Organ at Risk (Riskli Organ)
PRV	Planning Organ at Risk Volum (Planlanan Risk Hacmi)
PTV	Planning target volüme (Planlanan Hedef Hacim)
RBE	Rölatif Biyolojik Etkinlik
SAD	Source-Axis Distance (Kaynak-Eksen Mesafesi)
SAR	Scatter-Air Ratio (Saçılma Hava Oranı)
SMR	Scatter-Maximum Ratio (Saçılma Maksimum Oranı)
SSD	Source Skin Distance (Kaynak-Cilt Mesafesi)
TAR	Tissue-Air Ratio (Doku-Hava Oranı)
TMR	Tissue-Maximum Ratio (Doku-Maksimum Oranı)
TPR	Tissue-Phantom Ratio (Doku-Fantom Oranı)
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TV	Tedavi Hacmi
WEDGE	Kama Filtre

# 1. GENEL BİLGİLER

## 1.1. Giriş

1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilen x-ışınları günlük hayatta, özellikle de tıpta teşhis ve tedavi aracı olarak büyük öneme sahiptir. Gelişen teknoloji ile birlikte çeşitli tanecik hızlandırıcıları ile yüksek enerjili elektronların frenlenmesi sonucu yüksek frekans ve enerjili x-ışınları elde edilip kanser teşhis ve tedavisinde kullanılmaktadır. Radyasyon tedavisi olarak da bilinen radyoterapi, yüksek enerjili x-ışınlarını, elektron demetlerini veya radyoaktif izotopları, normal dokular için güvenilir doz sınırı içerisinde kanser hücrelerini yok etmek için kullanır. Yüksek dozda verilen radyasyon özellikle hızlı çoğalan hücreleri öldürür ya da hücrelerin bölünerek büyümelerini önler. Radyoterapide amaç, sağlıklı dokuları koruyarak sadece tümör hücrelerini hedeflemek olup daha etkin ve daha az yan etkili tedavi yapabilmektir. (Jordan ve Williams, 1994; Hendee vd., 2005; Meerleer vd., 1997; Güngör, 2007).

Radyoterapide en sık kullanılan cihaz lineer hızlandırıcılardır. Bu cihazlarda elektrik enerjisi ile üretilen elektron demetleri yüzeysel tümörlerin tedavisinde, hızlandırılmış elektronların hedef üzerine gönderilmesiyle oluşturulan yüksek enerjili x-ışınları ise derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Yüksek enerjili x-ışınlarında, maksimum doz ile karşılaştırıldığında düşük yüzey dozu cilt koruyucu etki olarak adlandırılır (Kim vd., 1998).

Medikal lineer hızlandırıcıda uygulanacak radyoterapi hasta tedavi planlarında, tedavi planlama sistemi bilgisayarında bulunan algoritmalar kullanılmaktadır. Bu algoritmaların hesaplama yöntemleri farklı olduğundan tedavi alanı bölgesine göre riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı dozları doğru hesaplamak için uygun algoritmaların seçilmesi gerekmektedir.

Bu çalışmanın ilk kısmında medikal lineer hızlandırıcının dozimetrik ve mekanik özellikleri incelendi. İkinci kısımda ise seçilen 10 tane farklı akciğer kanseri hastasının tedavi planlamalarını superposition ve convolution algoritmalarında planlayarak tedavi alanlarında oluşan maksimum dozların değişimlerini kullanılan iki algoritmada

karşılaştırıldı. İkinci kısmında ise 7 tane farklı kanser hastasında wedge kullanılarak veya wedge kullanılmadan tedavi planları yapılarak tedavi alanlarının toplam dozun %95' inin tedavi volümününün %' de kaçını aldığını bakılarak karşılaştırıldı.

## 1.2. Radyasyonun Tanımı

Radyasyon, elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerji emisyonu (yayımı) ya da aktarımıdır. Herhangi bir maddenin atom çekirdeğindeki nötronların sayısı, proton sayısına göre oldukça fazla ise; bu tür maddeler kararsız bir yapı göstermekte ve çekirdeğindeki nötronlar alfa, beta, gama gibi çeşitli ışınlar yaymak suretiyle parçalanmaktadırlar. Çevresine bu şekilde ışın saçarak parçalanan maddelere 'radyoaktif madde', çevreye yayılan alfa, beta ve gama gibi ışınlara ise 'radyasyon' adı verilmektedir. Radyasyon; iyonlaştırıcı radyasyon ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak ikiye ayrılır.

## 1.3. Elektromanyetik Radyasyonlar

Hava, boşluk veya madde gibi ortamlarda bir tür enerji yayılımı olan elektromanyetik radyasyon, manyetik ve elektriksel olmak üzere iki vektörel yöne sahip sinüzoidal bir dalga şeklindedir. Elektromanyetik dalgaların (radyasyonun) temellerinin anlaşılması frekans, dalga boyu, ışık hızı ve enerjiyi bilinmesini içermektedir. Bir saniyedeki oluş miktarı dalganın frekansıdır.

$$\text{Frekans} = 1 \text{ saniye} / \text{Bir d\ong\unin s\unresi} \quad (1)$$

Örneğin, bir tam dalga saniyenin onda birinde oluşmuşsa, frekans saniyede 10 d\ong\ud\ur. Bir saniyedeki d\ong\ü sayısına Hertz (Hz) adı verilir. Örnekteki frekans 10 Hz'dir. Bir Hz düşük bir frekans olup günlük pratikte ifade edilmesi istenen değerler genellikle kilohertz (1 KHz = 1000 Hz) veya megahertz (1 MHz = 1, 000, 000 Hz) kavramları ile ifade edilmektedir.

Yayımları sırasında belirli bir ortama ihtiyaç göstermeyen ve yolları üzerinde bir cisme çarpmadıkları sürece enerjilerinden bir şey kaybetmeyen elektromanyetik

dalgalar boşlukta yayılımları esnasında aynı hıza sahiptir. Modern ölçümlerle bu hızın 299,792 km/sn olduğu saptanmıştır. Ancak kullanımda kolaylık sağlanması bakımından küsuratlı sayı tam sayıya tamamlanarak 300,000 km/sn olarak ifade edilmektedir. Bu hız günlük pratikte ışık hızı olarak bilinmekle, herhangi bir frekanstaki elektromanyetik radyasyon boşlukta yayıldığı için doğrusu elektromanyetik radyasyonun yayılım hızı şeklinde adlandırılmalıdır. Elektromanyetik radyasyonlarda hız sabit olduğu için:

$$\text{Dalga boyu} = \text{ışık hızı} / \text{frekans} \quad (2)$$

Formülünden yola çıkılarak değişik radyasyonların dalga boyları belirlenebilir. Elektromanyetik radyasyonlar yolları üzerinde bir cisimle çarpıştıklarında ise enerji transferi gerçekleşir ve çarpışma sonrası ikinci bir elektromanyetik dalga oluştuğunda, ikinci dalganın enerjisi birinciye göre farklılık gösterir. Elektromanyetik dalgalar (radyasyonlar) sürekli bir akış içerisinde değil kesintili bir şekilde elektromanyetik paketler şeklinde yayılırlar. Bu özellik, tek düze gibi görünen radyasyonun gerçekte çok sayıda dalga paketlerinden meydana geldiğini gösterir. İşte bu dalga paketlerine foton veya kuantum adı verilir. Ortama elektromanyetik radyasyon salındığında, her birinde belirli miktarda enerji taşıyan çok sayıda foton veya kuantum yayılır (Dertinger, 1970: Arya, 1966).

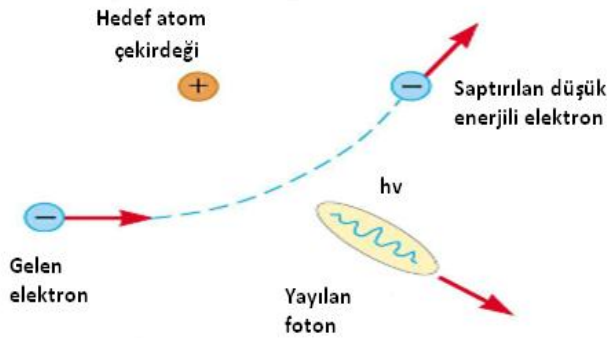
### 1.3.1. X-Işımları

X-ışınları yüksek enerjili elektronların yavaşlatılması veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleri ile meydana gelen dalga boyları 0,1-100 Å arasında değişen elektromanyetik dalgalardır. Dalga boyları küçük, girginlik dereceleri fazla olan x-ışınına 'sert x-ışını', dalga boyları büyük, girginlik dereceleri az olan x-ışınına 'yumuşak x-ışını' denir. Kristalografide 0,5-2,5 Å (yumuşak), radyolojide 0,5-1 Å (sert) dalga boylarındaki x-ışınları kullanılır. X-ışınlarının frekansı görünür ışığın frekansından ortalama 1000 defa daha büyüktür ve x-ışını fotonu (parçacığı) görülen ışığın fotonundan daha yüksek enerjiye sahiptir. Şu halde bu ışınları belirleyen iki özellik kısa dalga boyu ve yüksek enerjiye sahip olmalarıdır.

X-ışınları hem dalga hem tanecik özelliği gösterirler. Dolayısıyla çift karakterlidirler. Fotoelektrik soğurulma, Compton saçılması (inkoherent saçılma), gaz iyonizasyonu ve sintilasyon tanecik özellikleri; hız, polarizasyon ve Rayleigh saçılması (koherent saçılma) dalga özellikleridir. Tanecik karakteri gösteren elektromagnetik radyasyona foton denir. Etkileşme şekline göre x-ışınları iki yolla elde edilir.

### 1.3.1.1. Bremsstrahlung (Frenleme) X-Işını

Bu tip x-ışınları hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı (tungsten, molibden vb.) hedefe çarpıp birdenbire durdurulmaları sonucunda meydana gelir. Yüksek hızlı elektron hedef çekirdeğinin yanından geçerken, Coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yolundan sapabilir ve enerji kaybeder. Kaybedilen bu enerji boşluğa elektromanyetik dalga olarak yayılır. De Broglie dalga modeline göre elektron kendine karşılık gelen elektromanyetik dalga ile çekirdeğin çevresinden geçer ve aniden saçılarak farklı bir yönde ivmelenir. Bu olaylar sonucunda enerjisinin bir kısmını ya da tamamını kaybeder ve bu enerji elektromanyetik radyasyon olarak yayılır. Elektron tungsten hedef içinde bir veya birden fazla Bremsstrahlung etkileşmesine uğrayıp, enerjisini kısmen ya da tamamen yitirir. Fotonun yayılma yönü hedefe düşen elektronların yönüne bağlıdır. Bu etkileşme sonucu oluşan x-ışınları spektrumu süreklidir. Elektron tarafından atom başına enerji kaybetme oranı, atom numarasının karesiyle ( $Z^2$ ) orantılıdır (Khan, 2003). Şekil 1' de Bremsstrahlung olayı görünmektedir.



Şekil 1. Bremsstrahlung olayı

### 1.3.1.2. Karakteristik X-Işınları

Bu tip x-ışınları hedefe çarpan hızlı elektronların anot maddesinin (tungsten), yörünge elektronları ile etkileşmesi sonucu oluşan karakteristik x-ışınlarıdır. Bu radyasyona “karakteristik radyasyon” denilir; çünkü açığa çıkan enerji maddenin karakteristiği ile ilgilidir. Gelen elektron ne kadar hızlı ise daha dış yörüngelerdeki elektronlardan birini sökebilir ve bir üst yörüngedeki elektron gelip bu boşluğu dolduracağından daha büyük enerjide bir x-ışını yayınlanır. Bu olayda yayınlanan karakteristik x-ışınının enerjisi daima iki tabakanın bağlanma enerjisi farkına eşittir. Özelliklerini aşağıdaki gibi sıralayabiliriz:

- Dalga boyları 0,1- 100 Å arasındadır.
- Yüksüz oldukları için manyetik ve elektrik alandan etkilenmezler
- Işık hızı ile hareket ederler.
- Kırınım, girişim ve kutuplaşma yapabilirler.
- Flüoresans ve fotografik filmlere etki ederler.
- Maddeyi iyonize ederek, biyolojik ve kimyasal hasarlar meydana getirirler. Bağıl biyolojik etkinlik değeri (RBE= 1) birdir. Madde içinden geçerken enerjilerini fotoelektrik, compton ve çift oluşumu olayları şeklinde kaybederler.
- Maddeye nüfuz etme (penetrasyon) özelliği fazla olduğundan madde içinden kolaylıkla geçerler. Bu esnada yollarından saparlar ve saçılırlar. Madde içinde sekonder radyasyon meydana getirirler. Atom numarası yüksek maddeler tarafından (demir, beton, kurşun gibi.) soğurulabilirler.
- Şiddeti mesafenin karesi ile ters orantılı olarak değişir.

- Düşük enerjili x-ışınları (50-500KV) değişik gerilim ve akımlı röntgen cihazlarıyla sağlanarak, teşhis ve yüzeysel tümörlerin (3 cm derinlikten az) tedavisinde kullanılır. Yüksek enerjili x-ışınları (4-25 MV) ise; günümüzde lineer hızlandırıcılarla elde edilmektedir ve derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılırlar. X-ışınları ayrıca; maddenin yapısının incelenmesinde (örneğin; kristal düzeni, karmaşık organik maddelerin molekül yapıları), teknik malzeme kontrolünde, kimya ve fizik araştırmalarında kullanılmaktadır (Khan, 1992; Özalpan, 1980).

#### **1.4. Elektromanyetik Radyasyonların Madde Tarafından Absorpsiyonu**

X-ışınları, iyonlaştırıcı yeteneğe sahip enerjili fotonlardan (enerji paketleri) oluşan elektro manyetik radyasyonlardır. Bu radyasyonların madde ile etkileşimleri başlıca üç ana yolla olur. Bunlar fotoelektrik soğurma, Compton saçılması, Çift oluşum adını alırlar. Fotoelektrik soğurma ve Compton saçılmasında foton, içinden geçtiği maddenin elektronları ile etkileşime girer, çift oluşumu içinden geçtiği maddenin atom çekirdekleri alanı içinde oluşur.

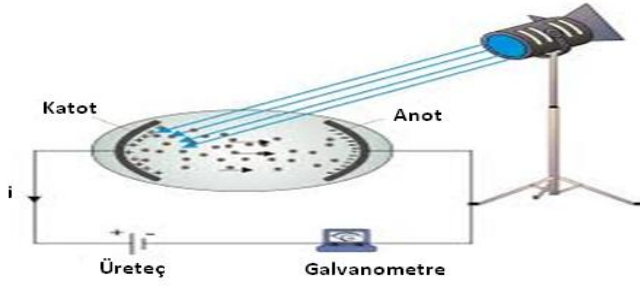
##### **1.4.1. Fotoelektrik Olay**

Fotoelektrik olayda foton, enerjisinin tümünü, içinden geçtiği ortamın atomlarına bağlı elektronlardan birine verir ve kaybolur. Diğer bir deyişle foton enerjisinin tümü, elektron tarafından absorbe edilir. Bu olay sonunda, elektron bağlı olduğu yörüngeden kopar ve aşağıdaki formülde gösterilen enerji ile fırlar:

$$E_e = h\nu - E_b \quad (3)$$

Burada  $E_e$ , fırlayan elektronun enerjisi;  $h\nu$ , fotonun enerjisi;  $E_b$  ise, fırlayan elektronun bağ enerjisidir. Atomdan  $E_e$  enerjisi ile fırlayan serbest elektron, ortam içinde yoluna devam eder ortamdaki diğer elektronlarla reaksiyona girerek onları iyonlaştırır. Fotoelektrik olay sonunda fırlayan elektrona foto elektron adı verilir.

Fotoelektrik olayda foton, çekirdeğe yakın, örneğin K ve L zarfindan elektron koparır, Fotoelektronun kopmasından hemen sonra dış zarflardan diğer elektronlar kopan elektronun boşalttığı yeri doldururlar ve zarflar arasındaki bu elektron atlamaları sırasında, her bir zarfın enerjisi seviyesi ile orantılı olarak, ‘ karakteristik x-ışınları’ adı ile adlandırılan elektromanyetik radyasyonlar yayınlanır. Şekil 2’ de fotoelektrik olay görünmektedir.



Şekil 2. Fotoelektrik olay

#### 1.4.2. Compton Saçılması

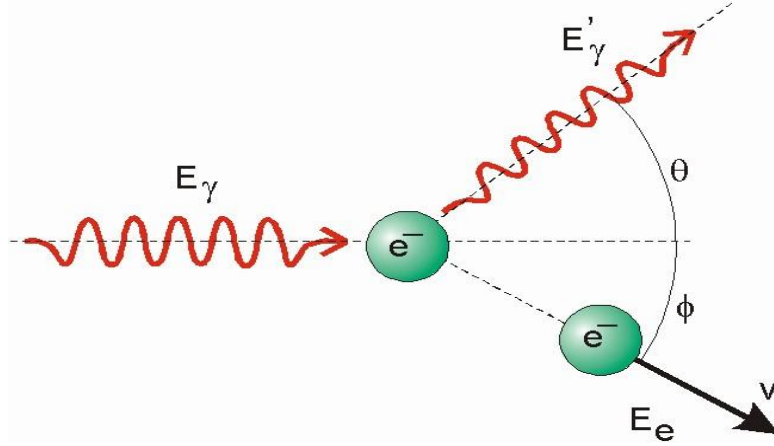
Bu olayda, foton daha çok bağlanma enerjisi az olan, atomun en dış elektronlarından birisi ile reaksiyona girer. Burada, gelen foton enerjisinin bir kısmını elektronu yerinden koparıp, ona kinetik enerji kazandırarak fırlatmada harcar geri kalan enerjisi ile de bir başka yönde yoluna devam eder. Compton olayında, foton ile elektronun çarpışması sonucunda hiçbir enerji kaybı olmaz ve olay aşağıdaki formülle ifade edilir:

$$h\nu_1 = h\nu_2 + E_1 \quad (4)$$

Burada  $h\nu_1$ , gelen fotonun enerjisi;  $E_1$ , fırlayan elektrona yerinden koparılmak ve fırlatılmak için gelen foton tarafından verilen enerji ve  $h\nu_2$  ise, Compton olayından sonra enerjisinin bir kısmını kaybederek bir başka yöne giden fotonun enerjisidir. Buna göre  $h\nu_2$ ,  $h\nu_1$ ’ e göre daha uzun dalga boylu ve daha az enerjili bir fotonun enerjisini göstermektedir. Compton olayı sonucunda fırlayan elektrona Compton elektronu adı



verilir. Bu elektron, ortamda yoluna devam ederken, diğer atomlarda iyonlaşma olaylarına yol açar,  $h\nu_2$  enerjisi ile diğer bir yöne giden fotona ise, saçılan foton adı verilir ve enerjisine bağlı olarak, ikinci bir Compton olayı ya da fotoelektrik olaya neden olabilir. Şekil 3’ de Compton saçılması görünmektedir.

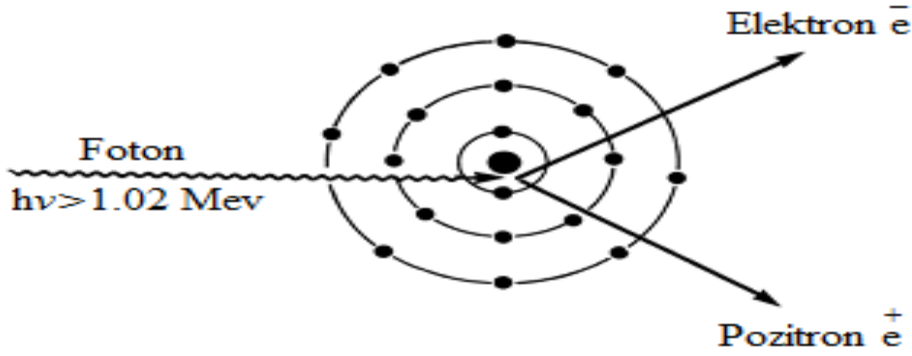


Şekil 3. Compton saçılması

#### 1.4.3. Çift Oluşumu

Çift oluşumu, Einstein’ nın kütle ve enerji eşitliği ( $E=mc^2$ ) prensibine göre meydana gelir. Bu olayda, atom çekirdeğinin çevresindeki güçlü elektrik alana giren yüksek enerjili (1,02 MeV den yüksek) bir foton kaybolarak, bir elektron ve bir pozitron (elektronla aynı kütlede fakat pozitif yüklü bir tanecik) haline dönüşür. Burada, enerji kütleye dönüşmüştür ve foton enerjisi, elektron ve pozitronu hızlandırmada kullanılır.

Çift oluşum ile ortaya çıkan elektron, diğer atomlarda iyonlaşma olaylarına yol açar. Proton ise, eğer serbest bir elektron (-) ile karşılaşır, bunlar zıt yüklü olduklarından, çarpışarak birbirlerini yok ederler. Bu yok olma olayı sonucunda, her birinin enerjisi 0,51 MeV olan iki  $\gamma$  ışını oluşur. Bunlara ‘Yok Olma’ radyasyonları adı verilir. Aslında elektron ve pozitronun birbirlerini yok ederek yok olma radyasyonlarının oluşması olayı, aynen bunların meydana gelişlerindeki olayın tersi bir olaydır. Çünkü burada da kütleler yok olarak enerji haline dönüşmüşlerdir. Şekil 4’ de çift oluşumu olayı görünmektedir.



Şekil 4. Çift oluşumu

## 1.5. Radyasyon Birimleri

İyonlaştırıcı radyasyonların tıp alanında kullanılmaya başlamasıyla radyasyon ölçüm değerlerine ihtiyaç duyulmuş, radyasyon ile ilgili birimler geliştirilmiştir. Radyasyon birimlerinde Uluslararası Birim Sistemi (System International Unites ya da kısaca SI) kullanılmaya başlamıştır ( Gani, 2005).

### 1.5.1. Radyoaktivite Şiddet Birimi

Radyoaktivite şiddet birimleri Becquerel (Bq) veya Curie (Ci)'dir. Curie, radyoaktivite şiddetinin geleneksel birimidir. Saniyede  $3,7 \times 10^{10}$  çekirdeğin parçalandığı bir maddede radyoaktivitenin şiddeti 1Ci'dir. Sadece doğal radyoizotopların bilindiği dönemde, radyasyon kaynağı olarak kullanılan başlıca izotop olan Radyum'un 1g 'nın 1 s ' lik radyoaktivitesinin ölçümüne 1Ci denmiş ve yapılan ölçümlerde bunun  $3,7 \times 10^{10}$  parçalanma/sn değerine karşılık geldiği bulunmuştur.

Becquerel radyoaktivite şiddetinin SI' ya göre yeni birimdir. Saniyede 1 çekirdeğin parçalandığı bir maddede radyoaktivitenin şiddeti 1 Bq'dir. Bu iki birimin birbirine dönüşümü  $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$  (Giga Becquerel) olarak gerçekleşmektedir.

### 1.5.2. Radyasyon Enerjisi Birimi

Radyasyon enerjisi, bir elektronun vakum içerisinde ve 1 volt (V) luk potansiyel farkına sahip bir elektriksel alanın etkisi ile hızlandırıldığında kazandığı kinetik enerji olup elektron volt (eV) tur. Elektron volt çok düşük değerlerde bir enerji birimidir. Bu yüzden pratikte ifade edilen değerler genellikle kilo elektron volt (keV=10<sup>3</sup> eV) veya milyon elektron volt (MeV=10<sup>6</sup> eV) şeklinde kullanılmaktadır. Radyasyon enerjisinin dönüşümü 1 eV=1,6x10<sup>-16</sup> joule (J) olarak ifade edilmektedir.

### 1.5.3. Radyasyon Şiddeti Birimi

X ya da  $\gamma$ -ışını kaynaklarının, kaynağın 1 m uzağında yarattıkları radyasyon şiddetine verilen isimdir. Birimi, geleneksel sisteme göre 1 metrede Röntgen/saat (R/s), yeni SI' e göre ise; 1 metrede Gray/saniye (Gy/sn)' dir. Bu birimlerin birbirine dönüşümü ise şu şekildedir:

$$1 \mu\text{Gy (mikrogray/sn)}=0,4124\text{R/s veya } 1 \text{ R/s}=2,425\text{Gy/sn}$$

### 1.5.4. Radyasyon Alan Şiddeti Birimi

Radyasyon alan şiddeti, birim alanda maruz kalınan radyasyon miktarıdır. Geleneksel birimi Röntgen/saat (R/s), SI' ya göre yeni birimi ise Coloumb/kilogram/saniye (C/kg/sn)' dir. Buna göre şiddeti 1 R/s olan radyasyon alanında 1 saat bulunan kişi 1R, 2 saat bulunan kişi ise 2R' lik radyasyona maruz kalmış demektir.

### 1.5.5. Işınlama Birimi

Işınlama birimi, enerjileri 3 MeV'a kadar olan x-ışınları ya da  $\gamma$ -ışınları için tarif edilmiş bir birim olup bu radyasyonların havada meydana getirdikleri iyonlaşmanın ölçüsüdür. Normal şartlar altında (0<sup>0</sup> C,760 mm Hg basınç altında) 1cm<sup>3</sup> havada (0,001293 gr), 1 elektrostatik yük birimi oluşturan(1 elektrostatik ünite=2,08x10<sup>9</sup> iyon çiftidir) X ya da  $\gamma$ -ışını miktarı 1 Röntgen'dir. Röntgen birimi, tanımı itibariyle SI'ye

uymadığı için sonradan Coloumb/kilogram(C/kg) olarak yeni bir birim tarif olunmuştur. Buna göre ışınlama birimi, normal şartlar altında, 1 kg hava içinde, 1 Coloumb'luk elektrik yüküne eşdeğer iyon çifti oluşturan X veya  $\gamma$ - ışını miktarıdır. Bu iki birimin birbirine dönüşümü mümkün olup  $1 \text{ C/kg}=3876 \text{ R}$  veya  $1 \text{ R}=2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$  hava'dır.

#### **1.5.6. Fiziki (Soğurulan) Doz Birimi**

Fiziki (soğurulan doz birimi), bir ışınlama sırasında, ışınlanan maddenin 1 gramının absorbe ettiği enerji 100 erg ( $6,2 \times 10^7 \text{ MeV}$ ) olduğunda alınan dozdur. Birimi Rad'dır. Rad'ın SI'ye göre yeni birimi Gray, bir ışınlama esnasında, ortama 1 joule/kilogram (J/kg) enerji aktaran radyasyon dozuna verilen isimdir. Birimlerin birbirine dönüşümü,  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 10^7 \text{ erg} = 100 \text{ rad}$  şeklinde gerçekleşmektedir.

#### **1.5.7. Biyolojik Doz Birimi**

Soğurulan doz birimi, canlı dokularda, soğurulan radyasyon dozunun biyolojik etkilerinin radyasyonun cinsine göre farklılık göstermesinden dolayı kullanılmaktadır. Radyasyonun canlı dokularda soğurulan miktarını ifade etmek için farklı bir birim olan biyolojik doz birimi kullanılmaktadır. Biyolojik doz biriminde, radyasyonun biyolojik etkisi sadece radyasyonun canlı dokulara aktardığı enerji miktarına değil, aynı zamanda radyasyonun cinsine ve diğer bazı faktörlere bağlıdır. Bu nedenle radyasyonun canlı dokular üzerindeki etkilerini belirlemede kullanılacak doz biriminin tüm bu faktörleri içermesi gerekmektedir. Bu faktörler, kalite faktörü (KF) veya rölatif biyolojik etkinlik (RBE) adı altında toplanmıştır.

Biyolojik dozun geleneksel birimi Röntgen Equivalent of Man sözcüklerinin baş harflerinden oluşturulmuş rem'dir. Rem, Rad ile KF faktörü'nün çarpım oluşmaktadır. Rem'in SI sistemdeki yeni birimi sievert (Sv) olup Gray (Gy)' in KF ve ya RBE ile çarpımından elde edilmektedir.

Değişik radyasyon çeşitlerine, KF olarak değişik sayısal değerler biçilmiştir. Bu amaçla x-ışınlarının kalite faktörü 1 olarak belirlenmiş, diğer radyasyonların RBE değerleri ise meydana getirecekleri zararlı etkilerin en kötülerinin, x-ışınlarıyla

mukayesesine göre tayin edilmiştir. Buna göre  $\gamma$  ve  $\beta$ -ışınlarının KF' si, bu ışınların biyolojik etkileri x-ışını ile aynı kabul edilerek 1 katsayısı verilmiştir. Buradan hareketle yavaş nötronların katsayısı 4-5, enerjisi 2 MeV hızlı olan nötronların ve protonların katsayısı 10,  $\alpha$ -ışınlarının katsayısı ise 20 ile gösterilmiştir. Bu durumda x-ışınları için biyolojik doz birimi, KF değeri 1 olarak kabul edildiğinden fiziksel doz birimi ile eşitlik göstermektedir. Yani:

$$Sv=1 \times Gy \text{ (Sv= Gy) ya da rem=1} \times \text{rad (rem=rad)}$$

Bu birimlerin birbirine dönüşümü ise:

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem veya } 10 \mu\text{Sv} = 1 \text{ mrem şeklindedir.}$$

Günümüzde yeni birimler geçerli olmakla birlikte, radyasyon keşif ve gelişim sürecine saygı duyularak, geleneksel ve SI birimleri tablo 1' de bir arada verilmiştir.

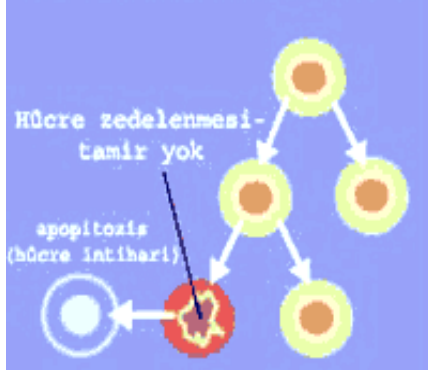
**Tablo 1.** Radyasyon birimleri

BİRİMLER	ESKİ ADI	YENİ ADI	DÖNÜŞÜM
Aktivite Birimi	Curie, Ci	Becquerel, Bq	1Ci=3,7.10 <sup>10</sup> Bq 1Bq=37GBq
Işınlama Dozu Birimi	Röntgen, R	Coulomb/kg, C/kg	1R=2,58.10 <sup>-4</sup> C/kg
Soğurulmuş Doz Birimi	Radiation Absorbed Dose, rad	Gray, Gy	1 Gy=100 rad 1 rad =0.01 Gy
Doz Eşdeğeri	Röntgen Equivalent man, rem	Sievert, Sv	1Sv =100 rem

## 1.6. Kanserin Tanımı ve Oluşumu

Normal şartlar altında, hücreler sistemli bir şekilde büyür, bölünür ve ölür (şekil 5). Yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan ve bölünmeyi kontrol eden

bazı gen mekanizmaları, bölünmekte olan hücreye bölünmesini durdurmasını söyler. Hücre, verilen emre uymayarak bölünme ve büyümeye devam ederse, birikerek kitleler oluşturur (şekil 6).

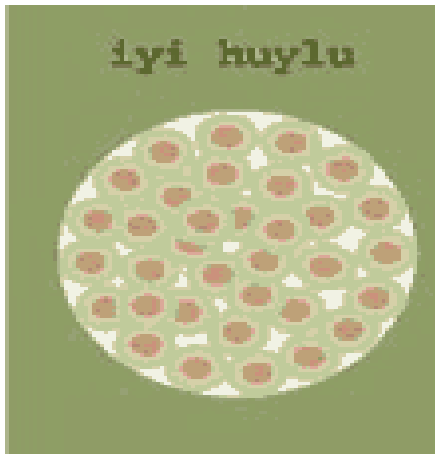


Şekil 5. Normal hücre bölünmesi



Şekil 6. Kanser hücresi bölünmesi

Kitle oluşumları bir süre sonra durabileceği gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Hücre bölünmeleri kontrolden çıktığı anda kanserleşme başlamış olur. Kontrolsüz bölünen hücreye kanser hücresi, kanserleşmeyle oluşan kitlelere tümör, sürekli çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere kötü huylu tümör (Lt.: malignant) (Şekil 8), bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere de iyi huylu veya selim tümör (Lt.: benign) (Şekil 7) denir. İyi huylu tümörler metastaz yapmaz ve çok seyrek görülen istisnalar dışında yaşamsal tehlike oluşturmazlar.



Şekil 7. İyi huylu kanser



Şekil 8. Kötü huylu kanser

Kanser hücrelerinin çevre dokuya göçü ve onu yıkarak ilerlemesine invazyon, kan veya lenf damarlarına geçerek kan dolaşımı ile tüm vücuda yayılması ve vücudun herhangi bir normal dokusuna girerek orada çoğalmasına da metastaz denmektedir.

Kanser hücreleri vücudun başka bölgelerine yayılmış olsa da ilk oluştuğu organın adı ile anılır. Örneğin kemiklere sıçramış olan prostat kanseri hala prostat kanseri, akciğere sıçramış olan meme kanseri hala meme kanseridir. Bu yüzden kanser sürekli çoğalıp büyüyen ve vücuda zarar veren, erken tanısı ve tedavisi mümkün olan 200 den fazla hastalığın ortak adıdır. Bulaşıcı olmayan bir hastalık grubudur.

### **1.6.1. Kanserın Tedavisi**

Kanserlerin çoğunda kullanılan tedavi yöntemleri cerrahi operasyon, radyoterapi, kemoterapi, hormonoterapi ve immünoterapidir (biyolojik tedavi).

#### **1.6.1.1. Cerrahi Operasyon**

Kanserın tipine, evresine ve yerleştiği dokuya göre uygulanan, uygulandığı yerde etkili olan, değişik yöntemleri bulunan bölgesel bir tedavi yöntemidir. Kanserlerin çoğunda, öncelikli olarak cerrahi operasyon düşünülür. Cerrahi operasyonun mümkün olmadığı, yeterli olmadığı, ya da yayılma şüphesi bulunduğu durumlarda, diğer tedavi şekilleri düşünülür.

#### **1.6.1.2. Kemoterapi (İlaç Tedavisi)**

Kanser hücrelerini öldürücü ilaçların ağızdan veya damardan verilerek tüm vücuda yayılması ve kanser hücrelerinin öldürülmesi esasına dayanan, iyileştirmek veya yaşam kalitesini düzeltmek amacıyla hastaya aralıklı olarak uygulanan kimyasal tedavi şeklidir. Tek başına uygulanabildiği gibi cerrahi sonrası koruyucu önlem olarak da uygulanabilir. Bazen de Radyoterapi ile beraber uygulanır. Kemoterapi, hızlı büyüyen hücrelere etkilidir. Kemik iliğini de etkilediğinden aralıklı tedavi yapılmaktadır. Bulantı, kusma, ateş yükselmesi, saç dökülmesi gibi yan etkileri olabilir. Yayılmış subklinik hastalık Kemoterapiyle tedavi edilir (Chao, 2004; Mazon, 1994).

### **1.6.1.3. Hormonoterapi (Hormon Tedavisi)**

Hormon tedavisinde amaç, hormona duyarlı kanser türlerinde, salgılanan hormonun etkisi ortadan kaldırılarak, kanserin gelişmesinin önlenmesidir. Kemoterapi gibi, hormonoterapi de sistemik bir tedavidir ve tüm vücuttaki hücreleri etkiler.

### **1.6.1.4. İmmünoterapi (Biyolojik Tedavi)**

Allerjik rinit, bronşiyal astım ya da arı alerjisi tanısı konulan ve yapılan deri testleri sonucu allerjenlere duyarlı olduğu saptanan hastalarda, bu duyarlılığın giderilmesi için, allerjenlerle hazırlanmış aşuların belli bir doz ve tedavi aralığında enjekte edilmesi esasına dayanan ve halen araştırılmakta olan bir tedavi yöntemidir.

### **1.6.1.5. Radyoterapi (Işın Tedavisi)**

Radyoterapi yaklaşık yüz yıldır kanserlerin tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. Kanser hücrelerinin doğrudan ya da dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla öldürülmesi temeline dayanır. Uygulandığı bölgede etkili olan, halsizlik, şişme, ağırlık hissi, derinin güneş yanığı rengi alması gibi çeşitli yan etkileri oluşan bölgesel tedavi yöntemidir. Cerrahi girişimden sonra, kalma olasılığı olan kanser hücrelerinin öldürülmesini sağlamak, operasyon sahasındaki canlı hücre sayısını azaltarak tümör aşılama (implantasyon) riskini azaltmak, operasyon sahası dışındaki lenf bezi metastazlarını sterilize etmek ve klonojenik hücrelerin yayılım potansiyelini azaltmak amacıyla uygulanır. Bölgesel mikro yayılımlar, eşdeğer radikal cerrahi nedeniyle oluşan anatomik ve bazen fizyolojik kayıplar olmadan radyoterapi ile tedavi edilebilir (Chao, 2004; Perez, 1991).

Kanser hastalarının yüzde altmışı, cerrahi ve/veya Kemoterapi tedavisi yanında ışın tedavisi görmektedir. İnvaziv kanser tanısı konulan hastaların yüzde yetmiş i yerelbölgesel (local-regional), yüzde otuzu ise metastatik evrededir. Yerel-bölgesel evrede tanı konulan hastaların yarısından fazlasında kür elde edilirken, diğer hastalarda nüks görülmektedir. Hastalığı tedavi etmek amacı ile veya hastanın şikayetlerini hafifletmek ve sağ kalımı uzatmak amacıyla Palyatif olarak kullanılır (Sopha, 1995).



#### **1.6.1.5.1. Küratif Radyoterapi**

Yerel nüksün veya muhtemel metastazın, mikroskopik tümör hücrelerinin yer aldığı düşünülen odakların, 18 ile 60 gray arasında doz kullanılarak önlenmesi amacıyla, önleyici (prevantif) radyoterapi'; cerrahi olarak tam olarak çıkartılamayacak tümörlerin, 45 Gy' e kadar ışınlanarak ameliyat edilebilir hale getirilmesi için 'ameliyat öncesi (preoperatuar) radyoterapi'; cerrahi ile tümörün tam olarak çıkartılmadığı veya kemoterapi ile primer tümör odağının yok olduğu durumlarda(komplet remisyon), tümör yatağında muhtemel mikroskopik kalıntıların yok edilmesi amacıyla 'adjuvan / postoperatuar radyoterapi'; küratif amaçla yalnız radyoterapinin kullanıldığı kanserlerde, ışına çok duyarlı (radyosensitiv) kanserlerde veya tıbbi yan etkileri (medikal kontrendikasyon) nedeniyle cerrahi ve kemoterapi uygulanamayan ileri yaştaki hastalarda tek tedavi yöntemi olarak 'primer (eksklüzif-definitif) radyoterapi' uygulanmaktadır (Perez, 1991; Hossfeld, 1995).

#### **1.6.1.5.2. Palyatif ve Semptomatik Radyoterapi**

Kemik ve karaciğer metastazlarında ağrı giderici olarak; beyin ve omurilik metastazlarında veya kava superior sendromlarında (VKSS) bası azaltıcı (dekompresyon) olarak; tümör nedeniyle hematüri veya metroraji varsa ve durdurulamıyorsa kanamaya karşı (hemostatik) olarak; küratif tedavi yapılamayan, ileri yaşta ve performansı düşük hastalarda yaşam kalitesini iyileştirmek, tümör küçülmesini temin etmek amacı ile konvansiyonel tedavi yerine, hem küratif hastalara yer açmak, hem daha çabuk sonuç alabilmek amacıyla küçültücü (kontrakte) tedavi tercih edilir. Fraksiyonel tedavi dozları; 10x3 Gy/2 hafta, toplam 30 Gy; 5x4 Gy/hafta, toplam 20 Gy şeklinde uygulanabilir (perez, 1991; Mazon, 1994).

#### **1.6.2. Uygulama Yöntemine Göre Radyoterapi Teknikleri**

Uygulama yöntemine göre radyoterapi teknikleri içsel radyoterapi ve dışsal radyoterapi olmak üzere 2'ye ayrılır:

### **1.6.2.1. a) İçsel (Internal) Radyoterapi (Brakiterapi)**

Radyoaktif kaynakların veya kaynak taşıyıcı aygıtların vücuda ya da tümöre değecek, doğal vücut boşluklarına yerleştirilecek veya tümörün içinde olacak şekilde kullanıldığı radyoterapi yöntemidir. Günümüzde apı 1 mm' nin altına indirilmiş minik kaynaklar kullanan uzaktan yüklemeli (remote afterloading) sistemlerin gelişmesi ve kullanılan kaynaktan uzaklaştıkça hızlı doz azalması nedeniyle yakın komşuluğunda kritik organ bulunan kanser yerleşim bölgelerinde dışsal (eksternal) radyoterapi ile birlikte doz tamamlayıcı olarak (örneğin rahim, rahim ağzı, bronş, meme, yumuşak doku kanserlerinde), bazı göz tümörleri (koroidal malign melanom), erken evre rahim, rahim ağzında yerleşmiş kanserlerde tek başına küratif amaçla ya da ileri evre bazı kanserlerde (bronş, safra yolu gibi) yakınmaları azaltmak için kullanılabilir.

### **1.6.2.2. b) Dışsal (Eksternal) Radyoterapi (Teleterapi)**

Radyoaktif kaynak ya da ışını hastaya gönderen ana bölüm ile hasta arasında 80-100 cm gibi uzaklığın bulunduğu radyoterapi tekniğidir. İnsan vücudunun herhangi bir bölgesinde yerleşmiş bir tümör göz önüne getirildiğinde tümöre ulaşmak için ışınlar cilt, cilt altı ve yolu üzerindeki normal dokulardan geçmek zorundadırlar. Derinde yerleşmiş ve geniş alan ışınlanmasının gerektiği (örneğin ana tümör ve/veya ilgili lenf bezi yayılım alanları gibi) hemen tüm kanser türlerinde kullanılabilirler. Bu tekniği uygulayan makineler de eksternal tedavi (teleterapi) makineleri olarak adlandırılırlar.

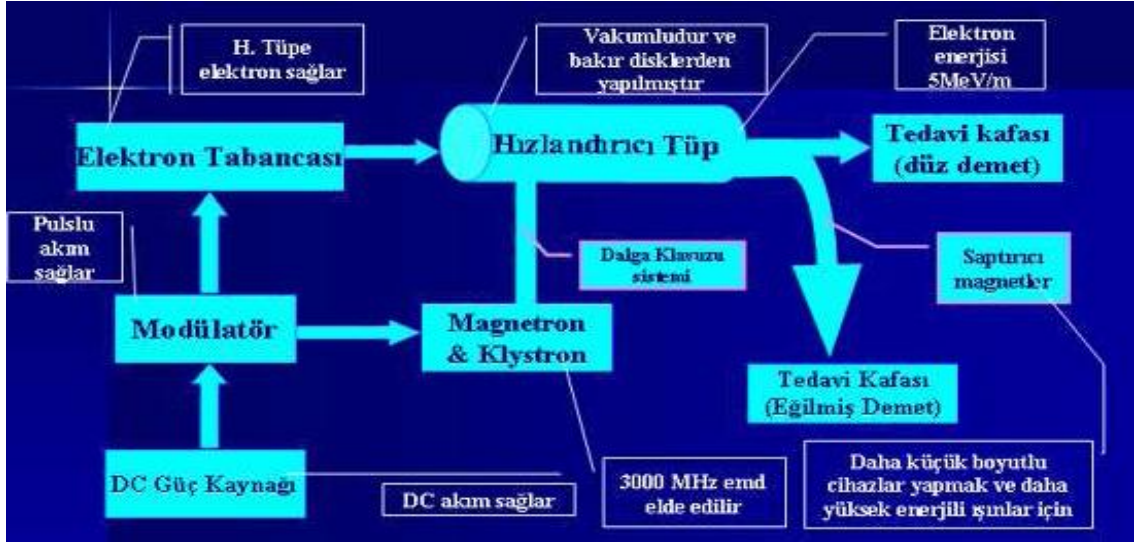
## **1.7. Medikal Lineer Hızlandırıcı**

Radyoterapinin esasını x-ışınları ile yapılan tedavi teşkil etmektedir. Radyoterapinin ilk devrelerinde kullanılan cihazlarda 250-400 kV potansiyele sahip x-ışınları üretiliyordu. Bu enerji seviyelerinde elde edilen x-ışınlarının, doku içindeki giriciliği düşük olduğundan, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde yetersiz kalıyordu. Bu yüzden giriciliği daha çok olan yüksek enerjili x-ışınlarına ihtiyaç duyuldu. Konvansiyonel x-ışını tüpleri ile yüksek enerjili ışınların elde edileceğinin anlaşılması üzerine, yüksek enerjili x-ışını üretebilecek cihazların tasarımına başlandı. Bu amaçlı ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsviçreli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. 1930"lu

yılların sonunda, yüksek frekanslı, çok kısa dalga (microvare) osilatörleri geliştirildi. Bu osilatörler, lineer hızlandırıcılarda elektron hızlandırmak için kullanıldı. Günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948' de İngiltere ve 1955' de Amerika' da kurulmuştur (Johns, 1971).

Bir elektronik alet olarak hızlandırıcı sıradan bir televizyon tüpü ile birçok benzer özellik gösterir. Her ikisinde de, bir yüklü parçacık kaynağına (sıcak bir telden yayılan elektronlar), parçacıkları hızlandırmak için bir elektrik alanına (TV tüpünde 104 V ve bazı hızlandırıcılarda 107 V), ışının doğal eğilimi olan dağılmayı önlemek için odaklama elemanlarına, ışını arzu edilen doğrultuda, seçilen bir malzemeden yapılmış hedef üstüne yönleltmek için saptırıcılara ve demetin hava molekülleri ile çarpışıp saçılmasını önlemek için bütün elemanları yüksek vakumda tutacak bir odaya gereksinim vardır (Krane, 2001).

Lineer hızlandırıcılar röntgen tüplerinin çalışma prensipleri ile çalışırlar. Ancak, normal x-ışın tüplerinde elektronlar 400 kV' den fazla hızlandırılmazlar. Anot ile katot arasındaki mesafe, lineer hızlandırıcılarda daha uzundur. Mega voltaj x-ışınları, katottan fırlatılan elektronların, Mega voltaj elektrik potansiyel farkı ve mikrodalgalar sayesinde hızları ışık hızına yaklaştırılarak anoda çarptırılması sonucu elde edilir. Kaynak cilt mesafesi (SSD) genellikle 100 cm kadardır. Modern lineer hızlandırıcılar, gantry ekseninde dönerler ve es merkezli rotasyon ışınlama tekniklerine uygun yapılmışlardır. Lineer hızlandırıcılarda, radyoaktif kobalt ünitelerinden daha yüksek 0,360 derece dönerler ve es merkezli rotasyon ışınlama tekniklerine uygun yapılmışlardır. Lineer hızlandırıcılarda, radyoaktif kobalt ünitelerinden daha yüksek enerjili ışınlar, daha keskin ve daha geniş alanlar elde etmek mümkündür. Ayrıca cilt koruyucu özellikleri, kobaltın gama ışınlarından daha fazladır. Lineer hızlandırıcıların bu avantajları olmasına rağmen, maliyetleri yüksek ve bakımları oldukça güçtür. Modern medikal lineer hızlandırıcıya ait blok şema, Şekil 9' da verilmiştir.



Şekil 9. Lineer Hızlandırıcı Blok Şeması

### 1.7.1. Medikal Lineer Hızlandırıcının Parçalarının Genel Özellikleri

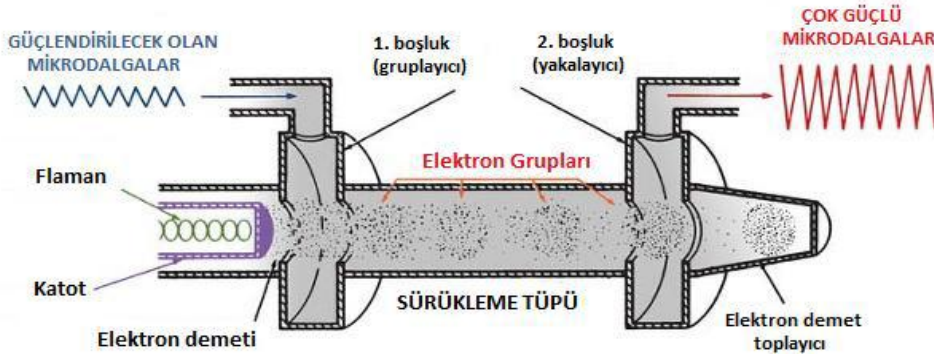
Medikal lineer hızlandırıcının elektronik ve mekanik parçaları olarak modülatör, magnetron, klystron, elektron tabancası, dalga klavuzu, çok yapraklı kolimatör, gantry olarak sıralayabiliriz.

#### 1.7.1.1. Magnetron

Mikrodalga üreten cihazdır. Birkaç mikro saniyede mikrodalga sinyali üretir. Saniyede birkaç yüz sinyali tekrar edebilme hızına sahiptir. Frekansı 3000 MHz civarındadır. Magnetronun silindirik bir yapısı vardır, merkezinde katot çevresinde anot bulunur. Katot içindeki filamanın ısıtılması ile elektronlar oluşur. Anot ve katot arasındaki elektrik alan durgun manyetik alan oluşturur. Elektrik alan ile anottan hızlandırılan elektronlar katottan dışarı verilir. Manyetik alan mikrodalgaları ve elektronları aynı anda etkisi altına alır. Elektronlar rezonans boşluğuna doğru spiral doğrultuda hareket ederler ve radyasyon oluştururlar. Genellikle magnetronlar düşük enerjili doğrusal hızlandırıcılarda 2 mW çıkış gücüyle çalışırlar (Khan, 2003).

### 1.7.1.2. Klystron

Klystron mikrodalga üretici değil, amplifikatördür. Klystron gücü düşük mikrodalga osilasyonuna ihtiyaç duyar. Katotta üretilen elektronlar hızlandırılıp negatif voltajlı sinyallerle toplayıcı boşluğa girip düşük güçlü mikrodalgaların üzerine binerler. Mikrodalgalar alternatif elektrik alan etkisiyle boşluğun bir yanından öbür yanına geçerler. Bu geçişte elektronların hızları elektrik alan etkisiyle değişir. Bazı elektronlar hızlanırken bazıları yavaşlar, bazılarının da hızı değişmez. İkinci tutucu boşlukta yüksek güçlü mikrodalgalar oluşur. Yüksek güçlü mikrodalgaların içerisinde enerjinin korunumundan dolayı elektronun kinetik enerjisi giderek artar (Şekil 10' da klystron örneği görülmektedir) (Khan , 2003).



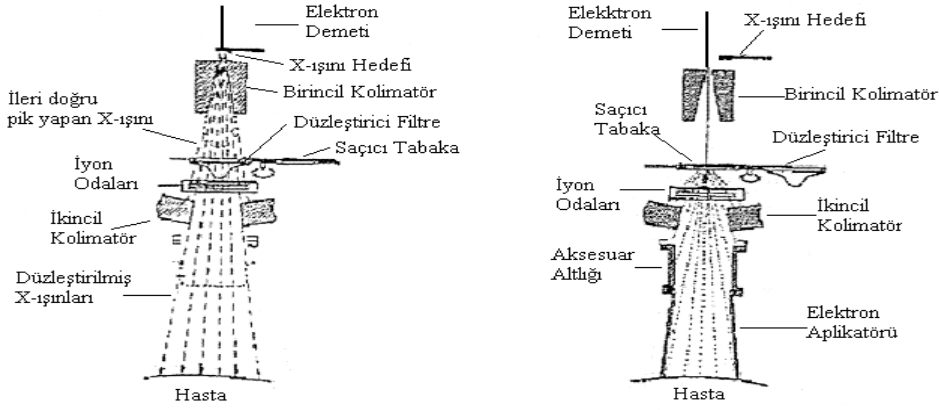
Şekil 10. Klystron Yapısı

### 1.7.1.3. Gantry

Lineer hızlandırıcının kafa kısmına gantry adı verilir. Radyasyon kaynağının yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde dizayn edilirler. Gantry yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatörde alanın merkezinden geçen dikey eksen etrafında döner. Gantry'nin dönme eksenini kolimatörün dönme eksenlerinin kesiştiği noktaya isocenter denir. Modern lineer hızlandırıcılar gantry aksında 360° dönerler ve izosentrik-rotasyon ışınlama tekniklerine uygun yapılmışlardır.

Işınlama kafası kurşun, tungsten ya da kurşun tungsten karışımından yapılmış kalın koruyucu tabaka içermektedir. Işınlama kafa yapısının içinde, hedef, birincil

kolimatörler, düzleştirici filtre, saçıcı filtre, monitör iyon odaları, ikincil kolimatörler, kama filtre ve koruyucu blok tepsisi takılması için özel yerler bulunmaktadır. Şekil 11’ de tedavi kafası görülmektedir (Khan, 1994).



**Şekil 11.** Lineer Hızlandırıcı Işınlama Kafası (Khan, 1994’ ten değiştirilerek alınmıştır.)

Bir lineer hızlandırıcıda, lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını ayarlamak için soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için iyon odası pompası, pnömomatik sürücüler için basınç sistemi ve iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını artırmak için kullanılan gaz sistemi de diğer önemli sistemlerdir (Khan, 1994).

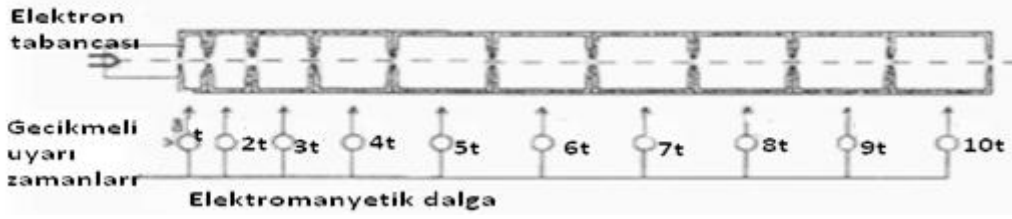
#### 1.7.1.4. Dalga Kılavuzu (Waveguide)

Doğrusal hızlandırıcı kılavuzları elektriksel iletkenliği yüksek olan bakırdan yapılmaktadırlar. (Bu daha az güç kaybına neden olur.) Elektronların hızlandırılmaları için yüksek frekanslı manyetik dalga odacıkları kullanılır. Bu şekilde eksi yüklü elektronların manyetik alandan etkileşmesi sonucunda, yüksek kinetik enerji kazanmaları mümkün olur. Elektronları hızlandırmak için tasarlanmış mikrodalga odacıklarının doğrusal dizilimi ile meydana gelen dalga kılavuzu, hızlandırıcının önemli parçalarından biridir. Odacıkta oluşan yüksek frekanslı elektromanyetik dalga, silindirin ortasındaki kanala iletilir ve eksen boyunca ilave edilen hareketli elektronlar elektrik alan boyunca odacıktan odacığa dalganın tepesine binmiş olarak ilerledikçe hızlanır. Silindir çıkışında elektronların hızları her odacıkta kazandıkları hızların toplamına eşittir. Doğrusal hızlandırıcıda x-ışınları elde etmek için elektronlar tungsten gibi

yüksek atom numaralı malzemeler üzerine düşürülmelidir. Hedefin soğutma sistemi su ile yapılır. Gelen elektronun soğurulması için hedef yeterli kalınlıkta olmalıdır. Doğrusal hızlandırıcılarda x-ışınları demeti heterojen dağılma sahiptir. Doğrusal hızlandırıcı elektron modunda çalışırken saçıcı foile (yaprağa) gelen demetler yayılırlar ve aynı enerjili elektronlar tedavi alanında elde edilir (Khan, 2003).

Medikal lineer hızlandırıcının çalışma prensipleri basitçe şöyledir: Güç kaynağı, merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapılı, impuls (atma) oluşturan şebeke ağı ve hidrojen thyatron lambalarını içeren modülatöre doğru akım verir. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve bir kontrol sistemi, bu akımla belli aralıklarla titreşim oluşturur (mikrodalga) Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmalar magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. Magnetron, elektromanyetik mikro dalgalar üreten, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. 15 MeV' den daha büyük elektronlar için klystron kullanılır. Hızlandırıcı (dalga klavuzu= waveguide), silindirik tüpten oluşmuş yaklaşık 10 cm çapındadır. ¼ dalga boyu aralıklarla metalik disk veya diyaframdan oluşan seri bakır odacıklardan ibarettir. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanır.

Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV' lik enerji ile (ışık hızının beşte ikisi kadar) hızlandırıcı bakır tüpün içine gönderilir. Magnetron veya klystrondan çıkan elektromanyetik dalgalar hızlandırıcı tüpe gelir. Böylece, yaklaşık 10 cm çaplı odacıklarda 3000 MHz frekansında titreşimler oluşturulur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu arada elektron tabancasından elde edilen elektronlar, 50 keV ile hızlandırıcı bakır tüpe girer, elektromanyetik dalgalara bindirilir ve odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak hızlanarak ilerler. Bir elektrotun (odacık) içine girmekte olan bir parçacık, AC geriliminin periyodunun yarısına eşit bir zaman için, alan olmayan bir bölgeye sürüklenir. Bu yolla gerilim kutuplanması, parçacığın sürüklenme tüpü içinde geçirdiği süre içinde tersine çevrilir ve daha sonra parçacık, bir sonraki boşluğu geçerken hızlandırılır. Son odacıktan çıktığında elektronların hızları her odacıkta aldıkları hızların toplamına eşit olur. Bu işleme lineer hızlandırma denir (Şekil 12' de Elektron tabancası ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü görülmektedir).



**Şekil 12.** Elektron tabancası ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü

Hızlandırıcı, içinde bir rezonans elektromanyetik sabit dalga bulunan bir boşluk olarak düşünülebilir. Yüksek enerjiler ve yüksek akımlar için bir ilerleyen dalga kullanmak daha verimlidir. Bu ilerleyen dalganın tepe noktasında, parçacıkların hızlandırıcının boyunu, sanki bir sörf tahtası ile okyanus dalgasının tepesinde gezinmiş gibi kat ettiklerini hayal edebiliriz. Dirençsel kayıplar yüksek olduğundan, bu ilerleyen dalgayı sürdürmek için, hızlandırıcı boyunca düzenli aralıklarla güç verilmelidir. Bu nedenle hızlandırıcılar, sürekli bir demet yerine pulslu bir modla çalıştırılırlar. Pulslu moda güç, sadece zamanın küçük bir kesri içinde sağlanmalıdır (Khan, 2003).

Lineer hızlandırma odalarına iletilen titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olmasını sağlamak, frekans düzenleyicisi ve lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutarak daha önce oluşturulan vakumu sağlamak için vakum pompası kullanılır.

Elektronları bir demet halinde toplamak ve bu halde hedefe göndermek için manyetik odaklayıcılar kullanılır. Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcının çıkış penceresinden, en yüksek enerjilerini kazanarak, 3 mm çapında kalem huzme olarak çıkarlar. Enerjileri yaklaşık 5 MV/metre 'dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, bu huzme, tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mıknatıs (bending) 90 ile 270 veya saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir. Buradan da hedefe (target) veya yapının dışına verilir. Elektron demetleri enerjilerine göre yüzeysel, orta ve derin tedavide kullanılırken, x-ışını demetleri ise derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Lineer hızlandırıcılarda çıkan ışınların odak noktası çok küçüktür (2-3 mm). Bu nedenle radyasyon demetinin sınırları keskindir. Elektronlar, tungsten gibi yüksek atomik sayılı bir metalden oluşmuş targete çarptırılarak frenleme x-ışını elde edilir. Bu fotonun yayılım yönü gelen elektronun enerjisine bağlıdır. Gelen elektronun kinetik enerjisi 100 keV' den az ise, x-ışının yayılımı tüm doğrultularda az



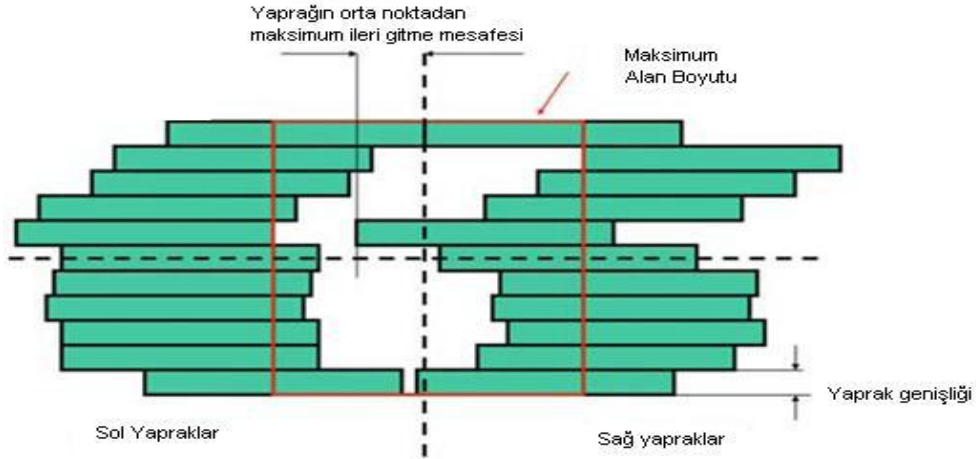
veya çok eşittir. Elektronun enerjisi arttıkça, ileri doğrultuda x-ışını yayılımı artar. MV mertebesindeki x-ışını tüplerinde kullanılan geçirgen tip yüksek atom numaralı hedeflerin bir yüzüne elektronlar gelirken, diğer yüzünde x-ışınları oluşur. Gelen elektronun soğurulması için hedef yeterli kalınlıkta olmalıdır. Lineer hızlandırıcılarda x-ışınları demeti heterojen dağılıma sahiptir. Şekil 13' de modern bir lineer hızlandırıcı şeması görünmektedir.



**Şekil 13.** Modern lineer hızlandırıcı şeması

#### **1.7.1.5. Çok Yapraklı Kolimatör**

Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK), tümöre göre şekillendirmede ve riskli organların korunmasında hızlı ve esnek bir uygulama sunmaktadır. Çok Yapraklı Kolimatör, çok sayıda, yaprak olarak adlandırılan kolimatör bloğundan oluşmaktadır. Alan şekillendirme işlemi bilgisayar kontrolü ile otomatik olarak yapılır. ÇYK sayesinde foton demetleri için düşük bir geçirgenlik elde edilmektedir (Khan, 2003; Jeraj, 2004). Şekil 14' de ÇYK'nın en önemli geometrik özellikleri verilmektedir (Schlegel vd., 2006).



**Şekil 14.** ÇYK'nın geometrik şekli (Schlegel vd., 2006)

Çok Yapraklı Kolimatörler'de en önemli özellikler:

#### 1.Yaprak Genişliği

Yaprak genişliği ile bir boyutta elde edilecek uzaysal ayırma gücüne karar verilmektedir. Yaprak hareketinin olduğu yönde uzaysal ayırma gücü sadece çok yapraklı kolimatörün pozisyon doğruluğu ile sınırlıdır.

#### 2. Maksimum Yaprak Hızı

Tipik yaprak hızı 2-4 cm/s arasında olmaktadır.

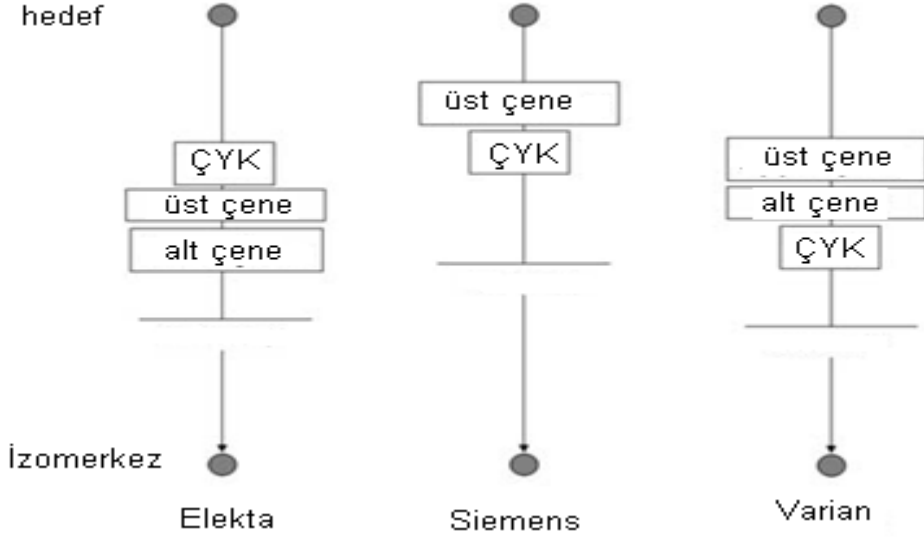
#### 3. Sızıntı ve Geçirgenlik

Birçok tedavi alanı, kapalı yapraklarla olduğundan sızıntı radyasyon önemlidir.

#### 4. Yaprak Pozisyon Doğruluğu

ÇYK sisteminin avantajlarını; alan şekli bilgisayar ile otomatik olarak ayarlanır, zamandan tasarruf sağlanır, depolama sorunu yoktur, hasta başına ek bir maliyet getirmez, verifikasyon sistemi ile hata payı minimuma iner diye söyleyebiliriz.

ÇYK' nın lineer hızlandırıcıdaki konfigürasyonları farklı olabilmektedir. ÇYK ve dörtgen kolimatör çenelerin farklı üreticilere göre yerleşimleri şekil 15' de verilmektedir. Bu yerleşimlere göre farklı performans ve dozimetrik özellikler, sızıntı ve penumbra farklılıklar oluşmaktadır (Schlegel vd., 2006).



Şekil 15. ÇYK ve çenelerinin farklı üreticilere göre yerleşimi (Schlegel vd., 2006)

#### 1.7.1.6. Hareketli ve Duran Dalga Hızlandırıcıları

İlerleyen ve duran dalga hızlandırıcıları gibi birçok lineer hızlandırıcı çeşidi vardır. Fakat radyoterapide kullanılanlar spektrumun mikrodalga bölgesindeki frekans aralığına düşer. İlerleyen dalga ve duran dalga hızlandırıcıları arasındaki fark hızlandırıcı dalga klavuzunun tasarımından kaynaklanmaktadır. İlerleyen dalga esasına göre çalışan hızlandırıcılarda, mikrodalga gücü elektron tabancasının bulunduğu uçtan verilir. Hızlandırıcı tüpün sonunda kalan mikrodalga enerjisini soğuran yük vardır ve bu yük dalgaların geriye yansımaya engel olur. Duran dalga tipli hızlandırıcılarda ise iki taraftan maksimum yansıma sağlanarak giden ve geri dönen dalgaların birlikte var olması ile duran dalga oluşturulur.

Mikrodalga güç direnci elektronların elektron tabancasından girdiği uçtır. Her iki tip hızlandırıcıda da aşağıdaki bileşenler mevcuttur: Elektron tabancası, mikrodalga üretici ile beslenen ve birkaç bölümden oluşan dalga klavuzu mikrodalga üreticisi,

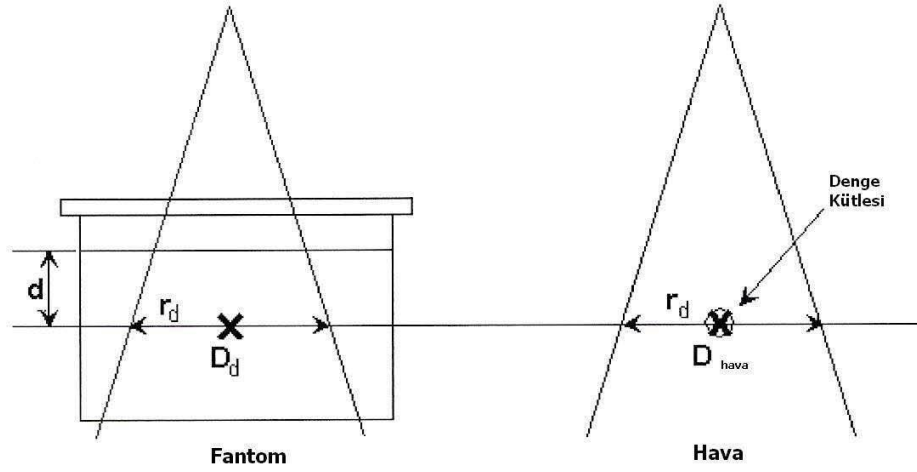
modulator ve x-ışınlarını üretebilmek için hedef. Ayrıca pek çok hızlandırıcı eş merkezli tedavi yapabilen bir yapıya ve demet bükme sistemine sahiptir (Elekta, 2003).

## **1.8. Lineer Hızlandırıcıda Dozimetri Yöntemler**

Radyasyonla tedavi edilen hastalarda doz dağılımlarını ölçmek mümkün değildir. Doz dağılımları bilgileri, küçük hacimli iyon odası kullanılarak su fantomunda veya su eşdeğeri katı fantomlarda ölçülür. Fantomda veya hastada derinlikle beraber soğrulan doz değişir. Bu değişimin enerji, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan olan uzaklık, demet kolimasyon sistemi gibi birçok nedeni vardır. Hastaya verilen dozu hesaplamak için, derin doz parametrelerini etkileyebilecek bu etkilerin bilinmesi gerekir. Derin doz değişiminin belirlenmesi için; Yüzde Derin Doz (%DD) (Percentage Depth Dose ), TAR (Tissue-Air-Ratio), TPR (Tissue-Phantom-Ratio), TMR (Tissue-Maximum-Ratio), SAR (Scatter-Air-Ratio), SMR (Scatter-Maximum-Ratio) niceliklerinin bilinmesi gerekir. Derin doz ve izodoz dağılımlarının belirlenmesinde TLD, diyot ve film dozimetrisi de ölçüm yöntemi olarak kullanılmaktadır (Biggs, 1994; Hendee, 1984; Horton, 1987; Johns, 1983; Kuter, 1984).

### **1.8.1. TAR ( Doku-Hava Oranı) Kavramı**

TAR kavramı ilk olarak Johns tarafından 1953 yılında geliştirildi ve rotasyon tedavilerinde doz hesaplaması için kullanıldı. Doku içinde bir  $d$  derinliğinde absorbe edilen dozun ( $D_d$ ), aynı koşullarda havada absorbe edilen doza ( $D_{fs}$ ) oranı TAR (Tissue-Air-Ratio) olarak tanımlanır. Şekil 16'da TAR' ın şematik gösterimi verilmiştir.



**Şekil 16.** TAR'ın şematik gösterimi

$$\text{TAR}(d, r_d) = D_d / D_{\text{hava}} \quad (5)$$

TAR'lar; foton enerjisine, derinliğe, alan genişliğine bağlı olarak değişir, kaynak uzaklığından bağımsızdır.

### 1.8.2. SAR (Saçılma Hava Oranı) kavramı

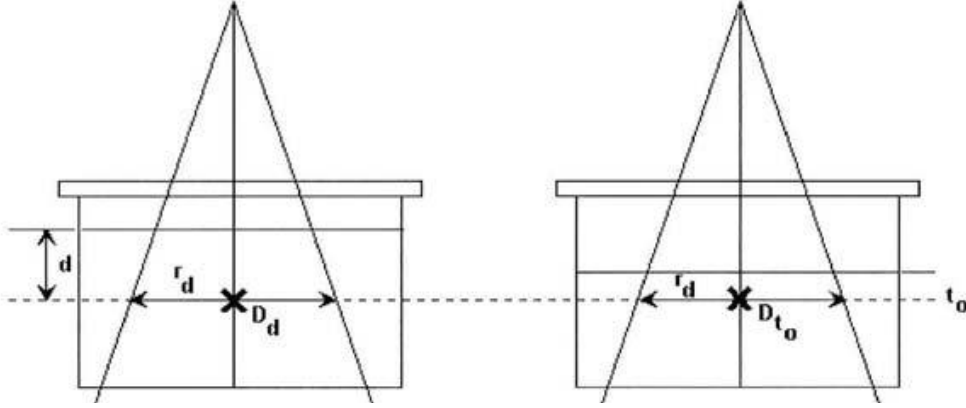
SAR'lar ortamda saçılan dozu hesaplamak amacıyla kullanılır. SAR, fantomda verilen bir  $d$  derinliğindeki saçılan dozun, aynı noktada serbest havadaki doza oranıdır. SAR'lar enerjiye, derinliğe, alan büyüklüğüne bağlıdır ve SSD'den bağımsızdır. Fantomda bir noktadaki saçılmış doz, o noktadaki toplam doz-birincil doz'a eşit olduğundan matematiksel olarak:

$$\text{SAR}(d, r_d) = \text{TAR}(d, r_d) - \text{TAR}(d, 0) \quad (6)$$

Burada  $\text{TAR}(d, 0)$  saçılmış radyasyonun olmadığı  $0 \times 0 \text{ cm}^2$  alan büyüklüğü için demetin birincil bileşenini temsil eder.

### 1.8.3. TPR (Doku Fantom Oranı) ve TMR (Doku Maksimum Oranı) Kavramı

TPR fantomda herhangi bir  $d$  derinliğindeki noktada ölçülen dozun, sabit bir referans derinlikte (5-10 cm) tanımlanmış olan noktadaki doza olan oranıdır. Şekil 17’de TPR ve TMR’ nin şematik gösterimi verilmiştir.



Şekil 17. TPR ve TMR 'nin şematik gösterimi

$TPR(d, r) = D / D_{t_0}$  Burada  $t_0$  referans derinliğidir.

Huzme enerjisi için kullanılacak referans derinlik  $d_{max}$  gibi sabit bir nokta alınırsa TPR’ den TMR kavramı ortaya çıkar. TMR tanımı, TPR’ nin  $d_{max}$ ’ a normalize edilmesi ile elde edilen özel bir durumdur (Gürdallı, 2002).

$$TMR(d, r_d) = D_d / D_{maks} \quad (7)$$

### 1.8.4. SMR (Saçılma Maksimum Oranı) Kavramı

Fantomda verilen bir noktadaki saçılma dozun,  $d_{max}$  da aynı noktadaki etkin primer doza oranıdır. Ortamdaki saçılan dozun hesaplanması için ortaya konmuş bir büyüklüktür. Etketif primer doz kolimatör açıklığı sabit tutulurken saçıcı hacim sıfıra azaltıldığında alanda beklenen derin doz olarak tanımlanabilir. Yani: bir derinlikteki doz – fantom saçılması = Etketif primer doz gibi düşünülebilir (Khan, 1992; Biggs, 1994; Hendee, 1984; Horton, 1987; Johns, 1983; Kuter, 1984).

### 1.8.5. Build-up Doz

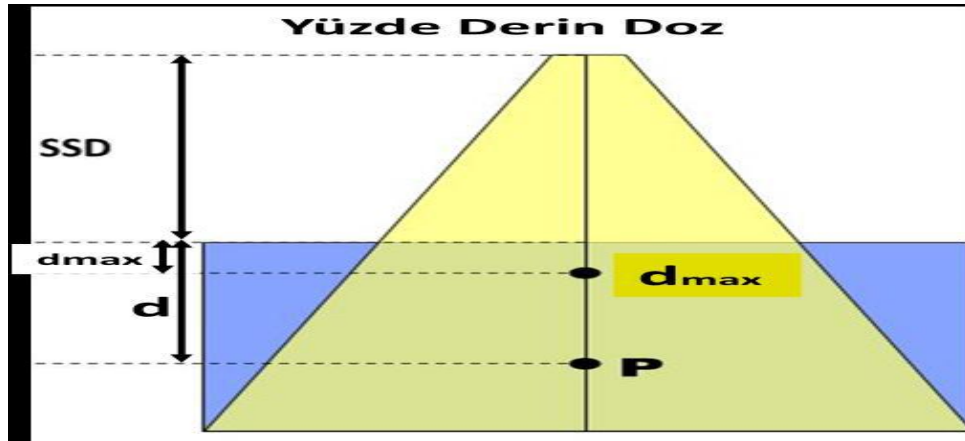
Işınlanan dokuya enerji, primer olarak kaynaktan gelen radyasyon tarafından doku içine taşınmakla beraber, primer radyasyonun hareketi sonucunda oluşan sekonder elektronlarla doku içine dağıtılır. Düşük enerjili (orta voltaj) radyasyon için sekonder radyasyon hemen yüzeyde oluşur, her yönde dağılımı ve enerjileri hemen soğurulur. Giricilik kabiliyetlerinin az olması sebebiyle yüzeyin altında primer radyasyon hızlı bir şekilde azalır. Bu sebeple maksimum doz ciltte veya cilde çok yakın bir derinlikte meydana gelir. Yüksek enerjilerde ise, fotonlar maddeye girdiklerinde yüzeyden ve sonraki tabakalardan yüksek enerjili elektronlar çıkar. Bu elektronlar orijinlerinden uzak bir mesafede enerjilerini bırakırlar ve primer huzme doğrultusundan biraz açılı olarak saçılırlar. Bu saçılma enerjiye ve Compton etkisine göre olur. Bu nedenle yüksek enerjili fotonlar için dokuda maksimum doz daha derinlerde oluşur. Maksimum dozun oluştuğu, yani elektronik dengenin sağlandığı noktaya ‘maksimum doz noktası’ (build-up noktası), ciltten bu noktaya olan uzaklığa da “maksimum doz derinliği” (build-up derinliği =  $r_{maks}$ ) denir. Maksimum doz noktası ile yüzey arasındaki bölgeye debuild-up bölgesi denir. Yüksek enerjili huzmelerin build-up doz etkisi ‘skin sparing effect’ olarak bilinir (Gürdallı, 2002). Radyoterapide kullanılan çeşitli radyasyon enerjilerinde maksimum doz ;

- Yüzeysel ve orta voltaj ışınlarında yüzeyde,
- Co-60 gama ışınlarında 0,5 cm derinlikte,
- 4 MV X- ışınlarında 1cm derinlikte,
- 6 MV X- ışınlarında 1,5 cm derinlikte,
- 10 MV X- ışınlarında 2,5 cm derinlikte,
- 15 MV-18 MV X- ışınlarında yaklaşık 3,5 cm derinlikte oluşmaktadır.

Derine yerleşmiş tümörlerde, yüksek enerjili X- ışınlarının kullanılması cildin toleransını aşmaksızın tümör üzerinde istenilen doza ulaşılabilmesine olanak sağlar (Khan, 1994).

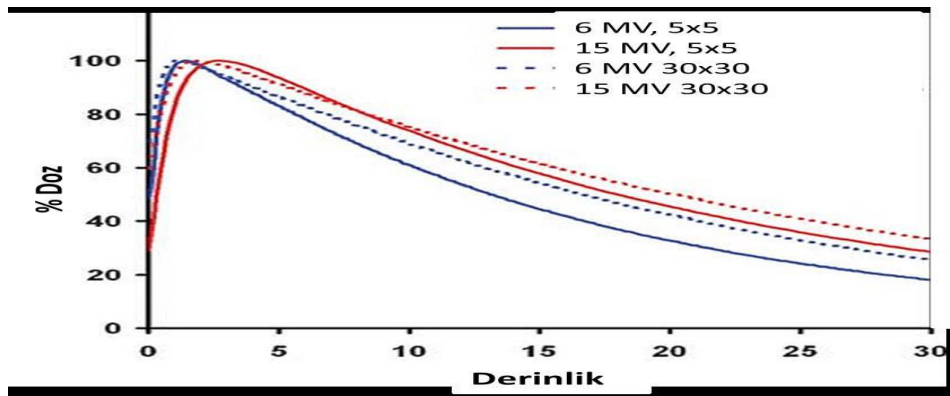
### 1.8.6. Derin Doz Yüzdesi ( % DD)

%DD, herhangi bir 'd' derinliğindeki absorbe dozun, huzme merkezi eksenini boyunca 'do' referans derinliğindeki absorbe doza oranıdır (Gürdallı, 2002). Şekil 18' de % DD tanımı ve ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi verilmiştir.



Şekil 18. % DD tanımı ve ölçüm düzeneği

Şekil 19' da görüldüğü gibi 5x5 ve 30x30 cm<sup>2</sup> alan boyutu ve çeşitli megavoltaj foton demetleri için %DD dağılımlarına bakıldığında ışın enerjisinin artışıyla 'build-up' bölgesi genişliği artarken, yüzey dozu azalmaktadır.



Şekil 19. 6 ve 15 MV foton ışınları için, SSD=100 cm ve 5x5 - 30x30 cm<sup>2</sup> alan boyutunun da sudaki %DD değerler



Radyoterapi ışınları için '%DD' lar genellikle kare alanlar için oluşturulur. Bununla beraber, radyoterapide kullanılan alanların büyük çoğunluğu dikdörtgen veya düzensiz alanlardır. Eşdeğer kare kavramı, dikdörtgen veya düzensiz alanların eşdeğer karesini tanımlamak için kullanılır (Podgorsak, 2006).

### **1.8.6. İzodoz Dağılımlarını Etkileyen Faktörler**

İzodoz dağılımları, genellikle tedavi cihazına, ışın kalitesine, alan boyutuna ve SSD' ye bağlı olarak tanımlanır. Bunların dışında, kullanılan alan şekillendirici bloklar, huzme düzenleyiciler (wedge filtreler), vücut konturunda doku eksikliği ve ışınlanan hacimde inhomojenite izodoz dağılımlarını etkileyen faktörler arasında yer alır.

#### **1.8.7.1. Tedavi Cihazı**

Özellikle Co-60 gibi cihazlarda, kaynak büyüklüğü alan sınırlarındaki izodoz eğrisinin şeklini, geometrik penumbra nedeniyle etkiler. Kolimasyon sisteminden kaynaklanan saçılma ve kolimatör cilt mesafesine bağlı izodoz eğrisi farklılık gösterebilir. Yüksek enerjili X-Işını üreten cihazların kolimasyon sisteminde izodoz dağılımını homojen yapmak için düzleştirici filtreler kullanılmaktadır. Bu filtrelerin şekli ve yapısının izodoz dağılımları üzerinde çok belirleyici etkileri vardır (Tunçel, 2002).

#### **1.8.7.2. Alan Boyutu**

Düşük enerjili fotonlarda alan büyümesi ile '%DD' nin arttığı, bunun da izodoz eğrilerinin derinliğinde bir artışa sebep olduğu görülmektedir. Yüksek enerjilerde ise '%DD' nin alan boyutuna bağımlılığının azalması nedeniyle izodoz eğrilerinin derinliğindeki artış daha azdır. Küçük alanlarda, alanın yalnız çok küçük bir bölümünde, düzgün bir izodoz eğrisi görülür. Tedavi planlamasındaki enerji seçiminden sonra en önemli faktörlerden biriside alan boyutudur.

### **1.8.7.3. SSD (Source Skin Distance)**

Kaynak cilt mesafesinin artması ile %DD'nin değerinde görülen artış, izodoz eğrilerinde de görülmektedir. Geometrik penumbranın bu mesafeye bağlı değiştiği tahmin edilir.

### **1.8.7.4. Düzensiz Alanlar**

Işınlama alanları dikdörtgen, kare, daire gibi geometrik Őekillerden oluşmaktadır. Işınlama alanı içinde işınlaması sakıncalı olan bölgeler, sağlam doku ve yaşam kalitesini etkileyen önemli organların bulunduğu yerler, tespit edilerek korunurlar. Böylece klasik işınlama alanı düzgün geometrik Őekilli veya düzensiz bir alan olarak biçimlenir. Korunacak bölgeler standart kurşun bloklar, hastaya özgü kurşun alaşımdan bloklar veya multi leaf kolimatör sisteminin yardımıyla korunurlar (Tunçel, 2002).

### **1.8.7.5. Işın Düzenleyiciler**

Radyasyon tedavisinin temelinde hedef hacme en yüksek ve mümkün olan en homojen dozu verirken çevredeki sağlam dokular ve risk altındaki organlara en az dozun verilmesi sağlanır. Hedef hacimde doz homojenitesini sağlamak için işın düzenleyici filtreler ve soğurucu blokların işın yoluna yerleştirilerek değişim sağlanır. Wedge filtreler, kompensatörler, bolus kullanılan işın düzenleyicilerdir.

#### **1.8.7.5.1. Wedge Filtreler**

İlk olarak Ellis ve Miller tarafından 1944 yılında tanıtılan wedge filtreler, kama Şeklinde değişik açılardaki işın azaltıcılardır (Şengül, 2011). Genellikle pirinç, elik, tungsten ve ya kurşun gibi yüksek atom numaralı malzemelerden imal edilmişlerdir. Wedge filtrelerin yüksek atom numaralı materyallerden yapılması filtrenin daha ince olmasını sağlar. Bu filtreler, saçılan ikincil elektronlar nedeniyle hasta cildinden en az 15 cm uzağa yerleştirilmelidir (Khan, 2003).

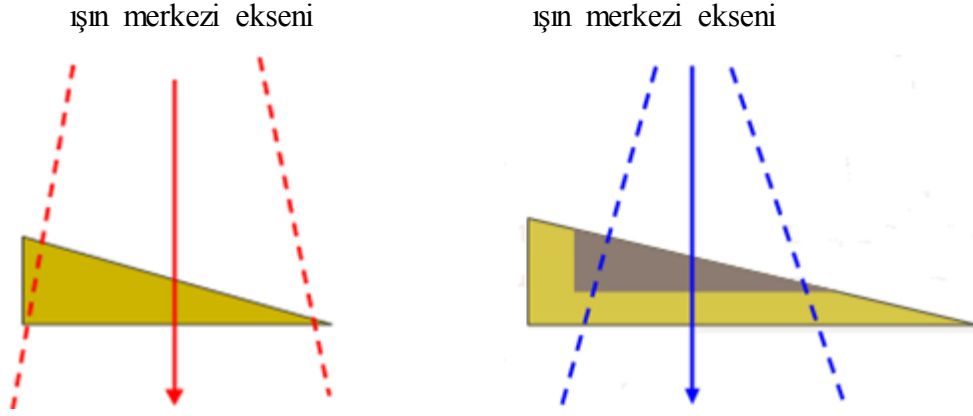
Wedge filtreler; x-ışını izodoz dağılımını deęiřtirmek, merkezi eksen boyunca dūřey olarak derin dozu dūzeltmek, eęik yūzeylerde (meme, larenks, vb.) doku eksiklięini kompanse etmek ve tūmōrūn tek taraflı lokalizasyonlarında dozu tek tarafa çekmek için kullanılır.

Wedge filtrelerin ‘genişlik’ (X) ve ‘uzunluk’ (Y) boyutları önemlidir. Tūm wedge filtrelerde ışının merkezi ekseni wedge filtrenin merkezi ekseni ile çakışır. Eęer alanın X boyutu Y boyutundan daha uzunsa, alanda sıcak nokta oluşumunu gōze almadan wedge filtre kullanılamaz (Sharma, 2009).

Wedge filtre kullanıldığında alandaki doz yoğunluğu ince taraftan kalın tarafa doğru gittikçe azalır. Bōylece izodoz dağılımları planlanmış bir asimetriye sahip olur (řengūl, 2011).

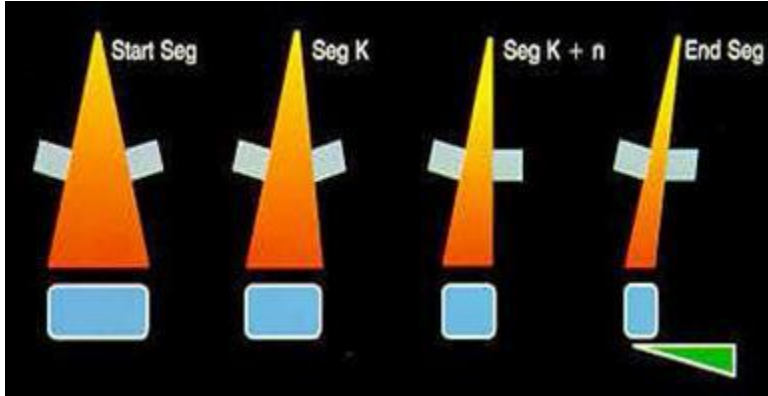
#### **1.8.7.5.2. Wedge Sistemleri**

Üç tip wedge filtre bulunur. İlki kişiselleştirilmiş wedge sistemi olarak bilinir ve her ışın genişliği için ayrı wedge kullanımını gerektirir. Işın çıkış kaybını azaltmak için optimal dizayn edilmişlerdir. Bir mekanizma wedge filtrenin ince olan son kısmını alan kenarı ile hizalamaya çalışır (şekil, 20;a). Wedge genişliği (W) önemli bir sabittir. Aynı wedge ancak uzunluk veya genişlikleri daha az olan alanlar için kullanılabilir. 6W (x15), 8W (x15) ve 10W (x15) boyutlarındaki wedge filtreler için 15°, 30°, 45° ve 60° açılar vardır. İkinci sistem ise çok kapsamlı (standart) wedge’ tir. Tūm ışın genişlikleri için tek bir wedge kullanılacak şekilde tasarlanmıştır. Alan herhangi bir büyüklük için açılırken filtre ışın merkezinde sabitlenir. şekil 20, b’ de gösterildiği gibi wedge filtrenin yalnızca küçük bir bölümü verilen wedge açısı üretiminde etkilidir. Filtrenin geriye kalan kısmı izodoz eğimine katkıda bulunmaz. Fakat gereksizce ışın yoğunluğunu azaltır. Ancak bu filtreler Co 60 cihazı için uygun değildir. Çünkü küçük alanlarda makine çıkışı aşırı dūřüř gösterir ve bunun sonucunda tedavi sūresinin artar (Sharma, 2009).



Şekil 20. a; Kişiselleştirilmiş wedge, b; Standart wedge (Sharma, 2009)

Diğer sistem ise sanal ya da dinamik wedge adı verilen tedavi sırasında, tedavi alanının bilgisayar kontrolü ile küçülmesiyle doku içinde wedge filtreli doz dağılımı elde edilmesine yarayan sistemdir (şekil 21). Bu sistemde fiziksel wedge aksesuarı kullanıldığında elde edilen doz profiline eşdeğer bir doz profili elde edilir. Bu çenelerden birinin (hareketli çenenin) sabit hızda hareket ettirilmesi ve ışın yayma sırasında doz hızının değiştirilmesi ile sağlanır.

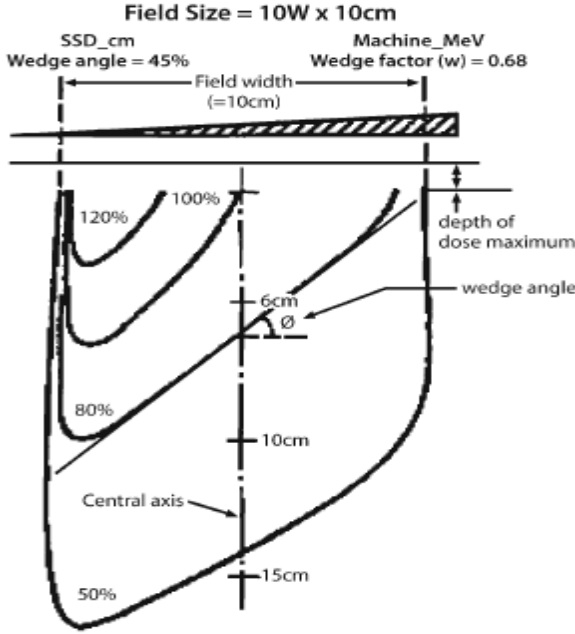


Şekil 21. Dinamik wedge filtre şematik gösterimi (Leavitt, 1990)

### 1.8.7.5.3. Wedge Açısı

Wedge açısı belirli bir alan büyüklüğü için, belirli bir derinlikten geçen izodoz eğrisinin merkezi eksenini kestiği noktada, eğriye çizilen teğetin yatayla yaptığı açıdır (Demir, 2002). Bu derinlik önemlidir çünkü açı artan derinlikle azalacaktır.

Başka bir tanımlamayla;  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda oluşturulan izodoz eğrilerinden %50'lik izodozun merkezi eksenini kestiği noktada, eğriye çizilen teğetin yatayla yaptığı açıdır (Şekil 22). Önceki tanımlamalar %50'lik izodoz eğrisine dayanırken günümüzde %80'lik izodoz eğrisi referans alınmaktadır (Perez, C. A, 1991; Chao, 2004). Wedge açısı alan boyutu ve derinliğin bir fonksiyonudur (Şengül, 2011).



Şekil 22.  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda %80 izodoz eğrisine çizilen teğetin yatayla yaptığı açı (Şengül, 2011)

#### 1.8.7.5.4. Kompansatörler

Radyasyon tedavisinde, tedavi alanındaki vücut konturunun eğrilikleri ve doku inhomojeniteleri standart izodoz dağılımını etkiler. Kompansatör adı verilen ışın düzenleyiciler, doku düzensizlikleri veya doku eksiklikleri ve inhomojenite etkisini gidermek için kullanılır. Hastaya özgü kompansatörlerin dizaynı kompansatörmetre cihazı ile yapılır. Kompansatörler dokuya eşdeğer yoğunluktaki maddelerden yapılabileceği gibi alüminyum, pirinç ve kurşundan da yapılır.

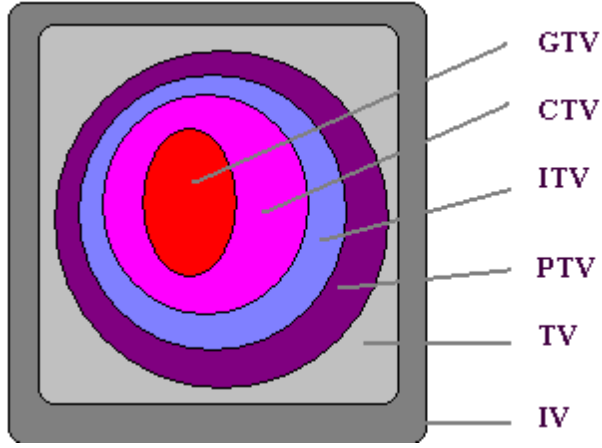
#### **1.8.7.5.5. Bolus**

Vücut konturundaki eğrilikleri gidermek ve ayrıca vücut boşluklarının doldurulmasında bolus kullanılır. Cilt üzerine yerleştirilerek uygulanan bolus, doku eşdeğeri bir maddedir. En iyi bolus sudur, fakat kullanımı her zaman mümkün olmadığından %60 pirinç unu ile %40 sodyum karışımı veya %50 parafin ile %50 balmumu karışımı oldukça sık kullanılır. Doku eksikliğini gidermede bolus en çok orta voltaj enerjilerde kullanılmalıdır. Yüksek enerjilerde doku eksikliğini gidermede bolusun kullanılmasıyla bu seviyedeki enerjilerin cilt koruma etkisi ortadan kalkacaktır ve cilt daha yüksek bir doz alacaktır. Yüksek enerjili fotonlarda ve elektronlarda uygun kalınlıkta bolus levhaların cilt yüzeyine konulması ile en yüksek dozun ciltte oluşması sağlanır (Khan, 1994; Purdy, 1994).

#### **1.9. Radyoterapide Kullanılan Hacim Tanımları**

Radyoterapide hasta planlaması yapmak için hedef hacim (tümör hacmi, riskli bölgeler vb.) ve sağlıklı dokuların (göz, böbrek, spinal kord gibi kritik organlar) radyasyon onkoloğu tarafından belirlenmesi gerekmektedir. Hasta tedavi planlamasında amaç, tümör hacmine homojen bir doz verilirken radyasyon alanı içindeki kritik organların mümkün yan etkilerden korunmasıdır.

BT, MRI ve PET-CT gibi sistemlerden elde edilen kesit görüntülere hedef hacim ve kritik organların çizilmesi ve bunların birleştirilmesi ile oluşan üç boyutlu görüntü üzerinde uygun tedavi tekniği kullanılarak tedavi planı oluşturulmaktadır. Tedavi tekniği seçiminde, ortaya çıkan tümör şekli, büyüklüğü, derinliği ve kritik organlarla olan yakınlığı temel alınan parametreler olmaktadır (Grosu vd., 2006; Kachelries, 2006). Radyoterapide iyi bir tedavi planlaması yapılabilmesi için ICRU 50 ve ICRU 62'de yayınlanan raporlara göre çeşitli tümör hacim kavramlarına ve riskli organ kavramlarına standart tanımlar getirilmiştir. Tanımlanan hacim kavramları şekil 23'de verilmiştir (Anonymous, 1993; Anonymous, 1999).



**Şekil 23.** ICRU 52 ve ICRU 62'ye göre tanımlanan hacim kavramları

### **1.9.1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)**

Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV), tanımlanabilir, sınırları belirgin, makroskopik kitlenin bulunduğu ve malign büyümenin gerçekleştiği bölgedir. GTV-P, primer tümör alanını ve GTV-N ise makroskopik lenf nodunu tanımlamaktadır. Genişliği ve büyüklüğü BT, MRI ve PET gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığı ile belirlenmektedir. GTV'nin uzantısı tedavi stratejisi için önemlidir. Birçok durumda boost hacmi GTV hacmini kapsadığından, GTV'de yüksek dozlara çıkılmaktadır (Grosu vd., 2006).

### **1.9.2. Klinik Hedef Hacim (CTV)**

Klinik Hedef Hacim (CTV), GTV ve GTV'yi saran mikroskopik tümör yayılımını içeren doku hacmidir. GTV ve CTV arasındaki pay homojen değildir. Bu pay mikroskopik yayılımın mümkün olacağı alanı da içermektedir. Radyoterapi tedavisinin başarıya ulaşabilmesi için CTV'nin tamamıyla tedavi edilmesi gerekir (Grosu vd., 2006).

### **1.9.3. Internal Target Volume (ITV)**

ITV, ICRU 62 raporunda tanımlanmış bir hacimdir. ITV, GTV/CTV ve GTV/CTV'ye organ hareketliliğinden kaynaklı eklenmiş iç payı birlikte kapsamaktadır (Grosu vd., 2006).

### **1.9.4. Planlanan Hedef Hacim (PTV)**

Planlanan Hedef Hacim (PTV), hasta set-up hataları ve demet ayarlarından gelebilecek belirsizliklerden dolayı GTV/CTV' nin tedavi alanında kalmasını sağlamak amacıyla internal marjı içeren hacimdir. PTV, CTV'ye verilmek istenen doz için uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Set-up hatalarındaki belirsizlikleri azaltmak için hastada sabitleme yöntemleri kullanılmalıdır (Grosu vd., 2006).

### **1.9.5. Tedavi Hacmi (TV)**

Radyasyon uygulaması sonucunda tedavinin sağlandığı izodoz dağılımı içindeki alandır.

İdealde tedavi hacminin PTV'ye karşılık gelmesi gerekirken, birçok durumda PTV'yi aşmaktadır (Grosu vd., 2006).

### **1.9.6. Işımlanan Hacim (IV)**

Işımlanan hacim, normal doku toleransına göre kayda değer miktarda doz alması beklenen doz hacmidir. Bu nedenden dolayı IV, seçilen izodoz eğrisine ve tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya bağlı olmaktadır (Grosu vd., 2006).

### **1.9.7. Riskli Organ (OAR)**

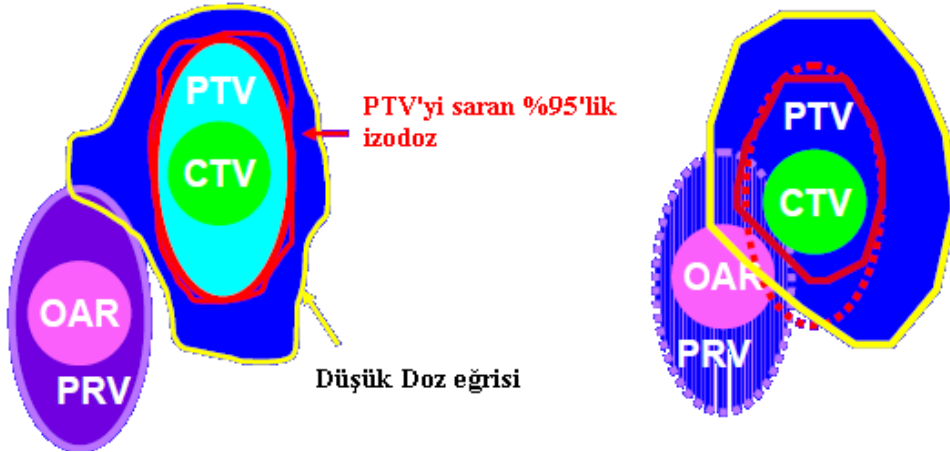
ICRU 62 raporunda tanımlanan yeni tanımlardan birisi de Riskli Organ tanımıdır. Riskli Organ diğer bir adıyla Kritik Normal Yapı, hedef organın çevresinde bulunan (göz, spinal kord, böbrek vb.) radyasyon duyarlılığı dikkate alınması gereken organlar olmaktadır. Riskli organlar, tedavi planlamada doz hesaplarına katılmalıdırlar.



Doz-hacim histogramları ile üç boyutlu kritik organ dozları iki boyutta grafik olarak elde edilir ve kritik organ tolerans seviyeleri değerlendirilir (Grosu vd., 2006).

### 1.9.8. Planlanan Risk Hacmi (PRV)

ICRU 62 raporunda tanımlanan Planlanan Risk Hacmi (PRV), riskli organ ve organ hareketinden kaynaklı riskli organa verilen payın oluşturduğu hacimdir. Riskli organda yüksek ve tolerans seviyelerini aşan dozları engellemek için organın PTV içindeki hacmini belirlemek gerekmektedir. Şekil 24'de görüldüğü gibi PRV bazı durumlarda düşük doz eğrisi içinde iken bazı durumlarda yüksek doz eğrisinin altında da kalabilmektedir. Hasta planındaki doz düzenlemesinin, PTV/PRV ilişkisine göre yapılması gerekmektedir (Grosu vd., 2006).



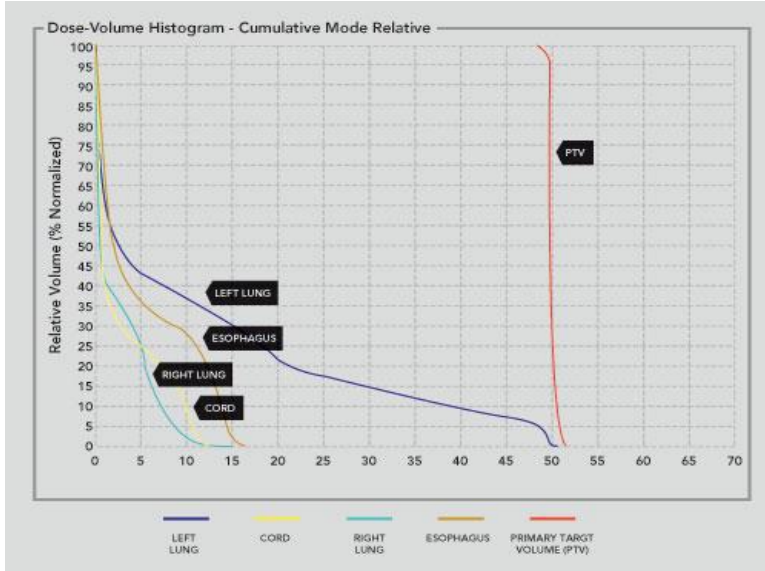
Şekil 24. Hasta planında PTV/PRV ilişkisi

### 1.10. Doz-Hacim Histogramı (DVH)

Doz-Hacim Histogramı (DVH), üç boyutlu doz dağılımı hakkında bilgi veren en çok kabul edilmiş yöntem olmaktadır. DVH, üç boyutlu tedavi planlaması ve yoğunluk ayarlı Radyoterapi planlamasında, hastanın anatomisine ait doz dağılım bilgilerinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Planlamada doz dağılımındaki bilgilerin özetini gösterir. Tümör dozunun ne kadar hacimde ne kadar doz soğurduğu bilgisini vermektedir. Aynı zamanda normal doku tolerans değerlerinin karşılaştırılmasında kullanılırlar. Bu nedenle, planın değerlendirilmesinde ve birden fazla planın karşılaştırılmasında büyük kolaylık sağlamaktadırlar.

Doz hacim histogramları diferansiyel DVH ve kümülatif DVH olmak üzere iki şekilde gösterilebilir. Diferansiyel DVH, tanımlanan dozun istenilen hacmin tamamına verildiğini gösteren DVH'dir. Kritik yapıların DVH'lerinde farklı dozların farklı hacimlere verilmesi durumunda çok pik gözlemlendiğinden bu yöntemle DVH incelenmesi zor olmaktadır.

Kümülatif DVH ise % izodoz eğrilerinin kapsadığı hacme ne kadar doz hesaplandığını vermektedir. DVH çoğunlukla Kümülatif histogram olarak gösterilmektedir. Bu yöntemde, hedef hacim ve kritik yapıya verilen dozlar hesaplanmakta ve hacme karşı gelen dozları gösterilmektedir (şekil 25' de örnek DVH dağılımı gösterilmiştir).



Şekil 25. Örnek DVH dağılımı

## 2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Bu çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Onkoloji Merkezi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan Elekta Synergy marka lineer hızlandırıcı cihazında yapılmıştır.

### 2.1. Tedavi Cihazı

ELEKTA SYNERGY lineer hızlandırıcı tedavi cihazı 6 MV ve 18 MV x- ışını ve 6 , 9, 12 , 15 ve 18 MEV enerjili beş ayrı elektron demeti üreten bir sistemdir. Cihaz 80 yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemine sahip olup koruma bloklarına gerek kalmadan istenilen geometride alanlar açabilmektedir. SSD=100 cm mesafe uzaklıkta yaprakların izdüşümüne bakıldığında her bir yaprağın genişliği 1 cm' dir. Her bir yaprak birbirinden bağımsız olarak hareket etmektedir ve merkezi eksenden 12,5 cm karşı tarafa geçebilmektedir. SSD=100 cm' de açılan minimum ve maksimum alan boyutları sırası ile 0,5x0,5 cm<sup>2</sup> ve 40x40cm<sup>2</sup>'dir. Cihaz motorize kama filtreye sahiptir. Cihaz 360° gantri, 360° kolimatör, 180° tedavi masası rotasyonu özelliklerine sahiptir. Karbon fiber masası sayesinde tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir (Elekta, 2005). Hızlandırıcı yapısı şekil 26'da görünmektedir.



Şekil 26. Lineer hızlandırıcı görünüşü

## 2.2. Tedavi Planlama Sistemi

Elekta CMS XiO 5.0 model tedavi planlama sistemi (TPS) foton demetlerinde superposition ve convolution algoritmalarına bağımlı olarak hesap yapmaktadır. Planlama sistemi içerdiği bu özel algoritmalar yardımıyla, sisteme önceden girilen ışınlama cihazına ait demet enerjisi, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılan-hava oranı (SAR), doku maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerden gerekli olanlarını, sonradan girilen hedefe (yani hastaya), tedavi tekniğine (eksternal, brakiterapi, ark vb.), ışınlamaya (enerji, alan boyutu, SSD vb.) ve kullanılan aksesuarlara(kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametreleri ilişkilendirerek doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, radyasyonun hedef içindeki dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz belirlenebilmektedir.

Planlama sistemine tedavide kullanılan cihaza ait dozimetrik parametreler kuruluş aşamasında yüklenmekte ve periyodik olarak kontrol edilmektedir. Hastaya ait bilgiler ise tedavi aşamasında, hastaya ait kontur, bilgisayarlı tomografi, simülasyon filmi, radyografik görüntü vb. kaynaklardan uygun bir biçimde girilmektedir. Hastanın ışınlanacak bölgesinde yer alan kritik organlar, tümör hacmi ve ışınlanması planlanan hedef hacim belirtilmelidir. Daha sonra istenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak, hedef bölge üzerine gönderilmektedir. Yazılım, girilen tüm bilgileri göz önünde tutarak istenilen dozimetrik hesaplamaları gerçekleştirmektedir.

## 2.3. Tedavi Planlama Sistemindeki Algoritmalar

Algoritmalar hastanın tedavi alanında açığa çıkan toplam enerji dozunu hesaplamada kullanılmaktadırlar. Bu hesaplamalar Monte Carlo ile üretilen enerji depolama kernelleri ile yapılmaktadır. Bu kernellerdeki foton ve elektron etkileşimi fizik temel kanunlarını içermektedir. Kernel ortamda bir noktada doz olarak depolanan foton demetlerinin enerjisini temsil etmektedir.

### **2.3.1. Superposition Algoritması**

Hastada açığa çıkan toplam enerji ile tedavi dozu hesaplanmaktadır. Superposition algoritmasında doz hesaplamalarında kerneller kullanılmaktadır. Kerneller küresel koordinatlarda temsil edilir. Uygulandıkları lokal çevredeki doz değişimlerini ön görürler buda saçılan dozun heterojen bölgelerde daha doğru doz modellemesi yapılmasını sağlar. Superposition algoritması hasta planlamalarını yavaş biçimde hesaplamaktadır.

### **2.3.2. Convolution Algoritması**

Hastada açığa çıkan toplam enerji ile doz hesaplanmaktadır. Convolution algoritmasında doz hesaplamalarında kerneller kullanılır. Kerneller Kartezyen koordinatlarda temsil edilir. Uygulandıkları tüm alan üzerindeki değişimleri açığa çıkarırlar. Convolution algoritması hasta planlarını hızlı bir şekilde hesaplamaktadır.

## **2.4. Hasta Tedavi Planlamaları**

Bu çalışmada kullanılan hasta planlarının tamamı konformal 3D radyoterapi tedavi planlarıdır. Tedavi planlama bilgisayarı Elekta CMS XiO'da 10 tane farklı akciğer CA hastasının tedavi planlaması superposition algoritması ve convolution algoritmasıyla yapıldı. Yalnız algoritmalar değiştirilerek yapılan hasta tedavi planlarında tümör volümlerinin maksimum doz değişimleri karşılaştırıldı.

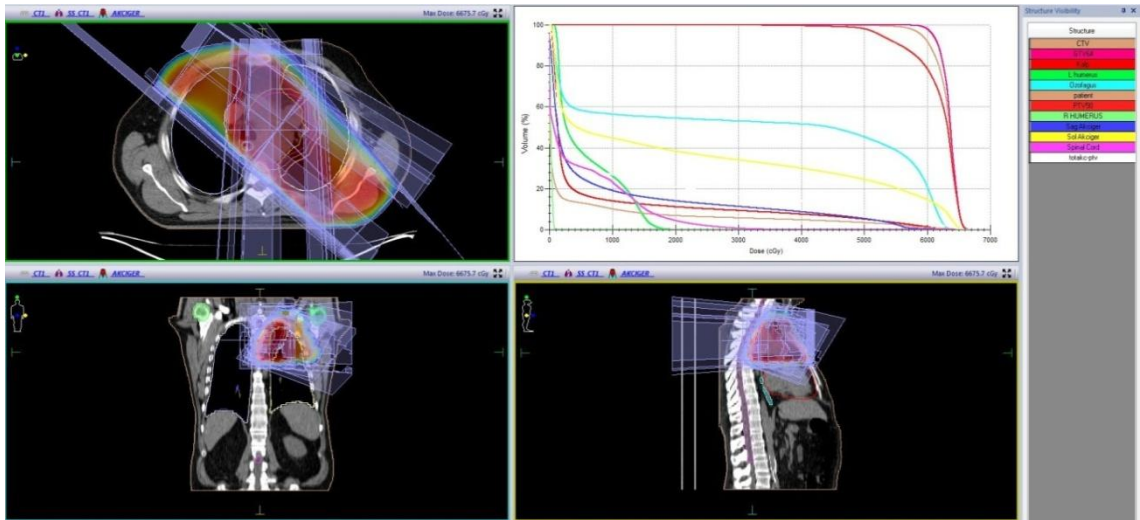
İkinci kısımda tedavi planlama bilgisayarı Elekta CMS XiO' da 7 tane farklı kanser hastasının tedavi planlaması yapıldı. Bu planlamalarda wedge kullanılıp ve wedge kullanılmayarak iki farklı şekilde yapılarak tümör volümünün aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerlerinin değişimlerine bakıldı. Ayrıca hastaya verilecek toplam doz değerinin %95' nin, tedavi alanının % 'de kaçınıldığına bakıldı.

### 2.4.1. Birinci Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı

Birinci Akciğer CA hastasının tedaviye girdiği toplam gün sayısı 32 olup aldığı toplam doz 64 Gray' dir. Günlük aldığı doz miktarı ise 2 Gray' dir. Tedavi alanı hastanın sol akciğerindeki kanserli hücre kitlesidir.

#### 2.4.1.1. Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

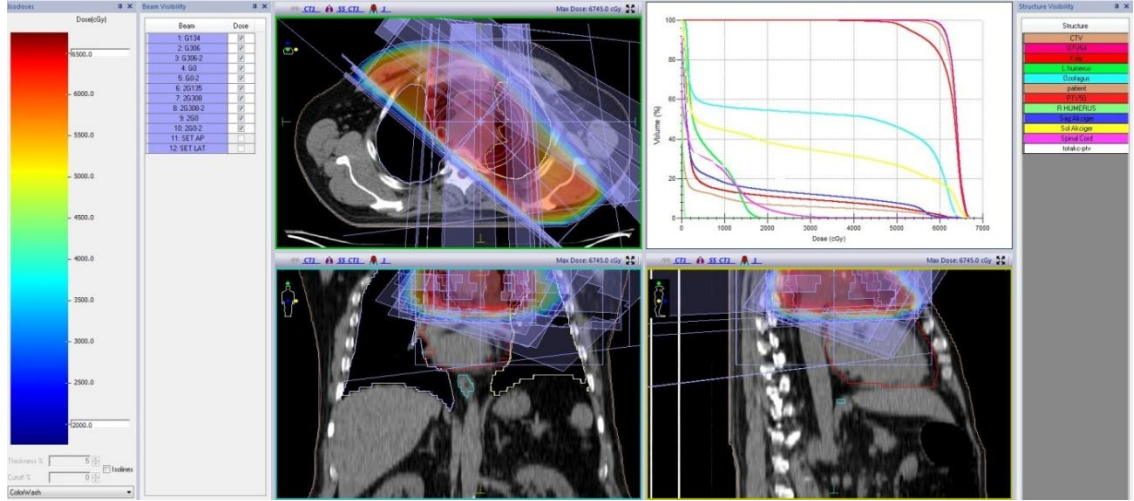
Şekil 27' de birinci akciğer CA hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı ve doz-hacim histogramı görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



Şekil 27. Birinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

#### 2.4.1.2. Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 28' de birinci akciğer CA hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, doz-hacim histogramı ve gantry açılarının değerleri görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



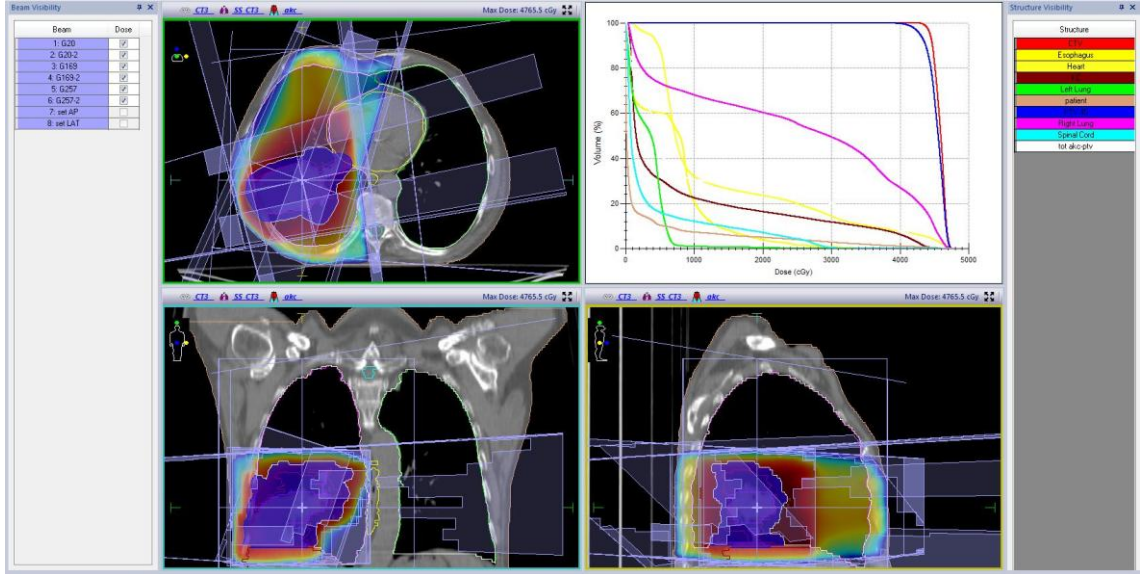
**Şekil 28.** Birinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.4.2. İkinci Akciğer Ca Hastasına Yapılan Tedavi Planı

İkinci akciğer CA hastasının tedaviye girdiği toplam gün sayısı 25 olup aldığı toplam doz 45 Gray’ dir. Günlük aldığı doz miktarı ise 1,8 Gray’ dir. Tedavi alanı hastanın sağ akciğerindeki kanserli hücre kitlesidir.

### 2.4.2.1. Superposition Algoritması ile TPS’ de Yapılan Tedavi Planı

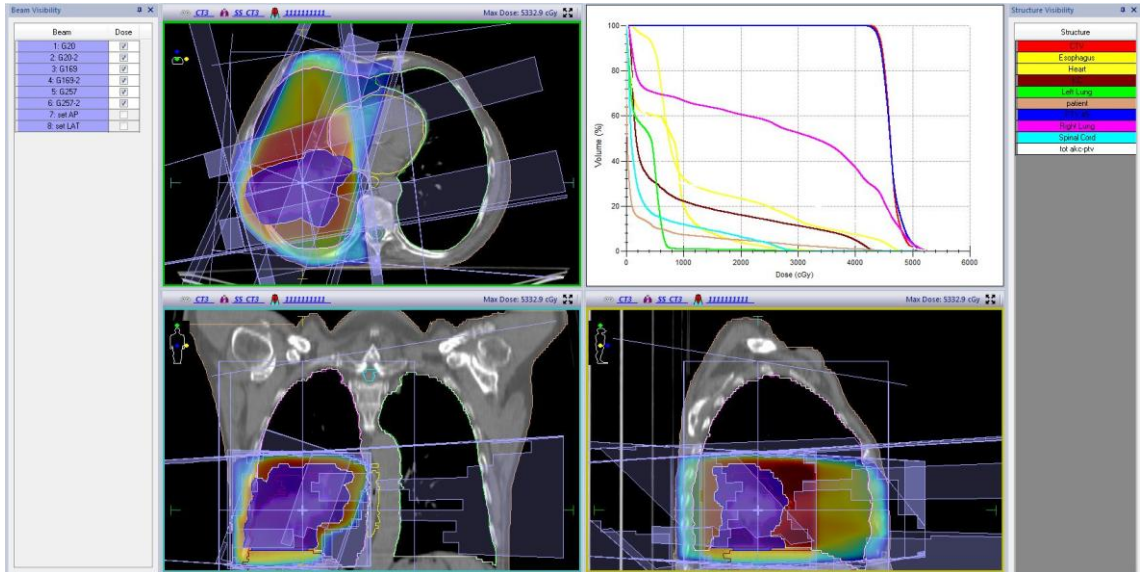
Şekil 29’ de ikinci akciğer CA hastasının superposition algoritması ile TPS’ de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, gantry açısı değerleri ve doz-hacim histogramı görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



**Şekil 29.** İkinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS'de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

#### 2.4.2.2. Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 30' da ikinci akciğer CA hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, doz-hacim histogramı ve gantry açılarının değerleri görünmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



**Şekil 30.** İkinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS'de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

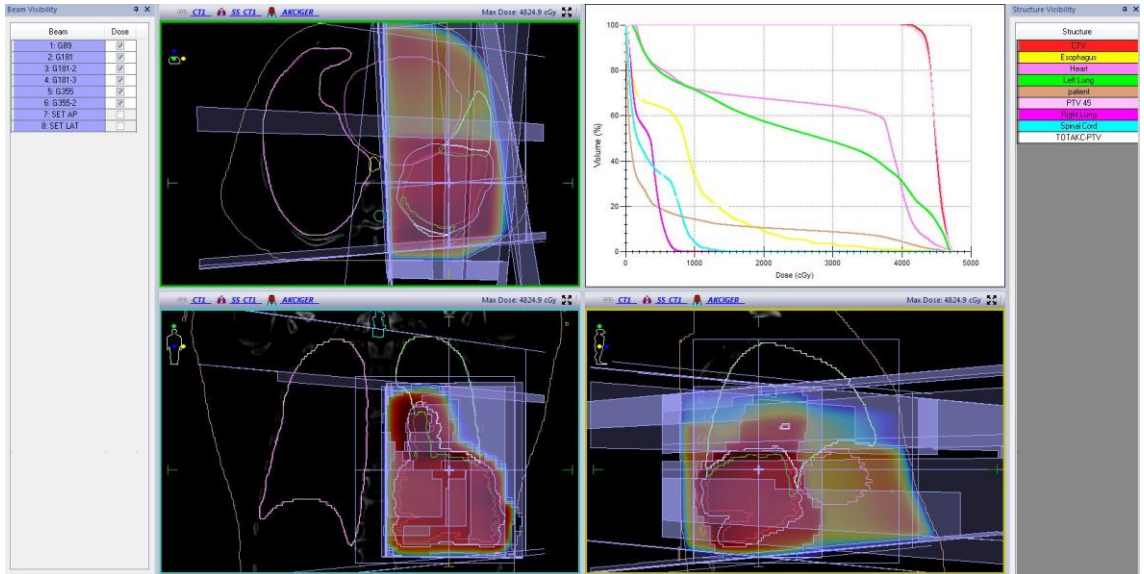


### 2.4.3. Üçüncü Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı

Üçüncü akciğer CA hastasının tedaviye girdiği toplam gün sayısı 25 olup aldığı toplam doz 45 Gray' dir. Günlük aldığı doz miktarı ise 1,8 Gray' dir. Tedavi alanı hastanın sol akciğerindeki kanserli hücre kitlesidir.

#### 2.4.3.1. Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

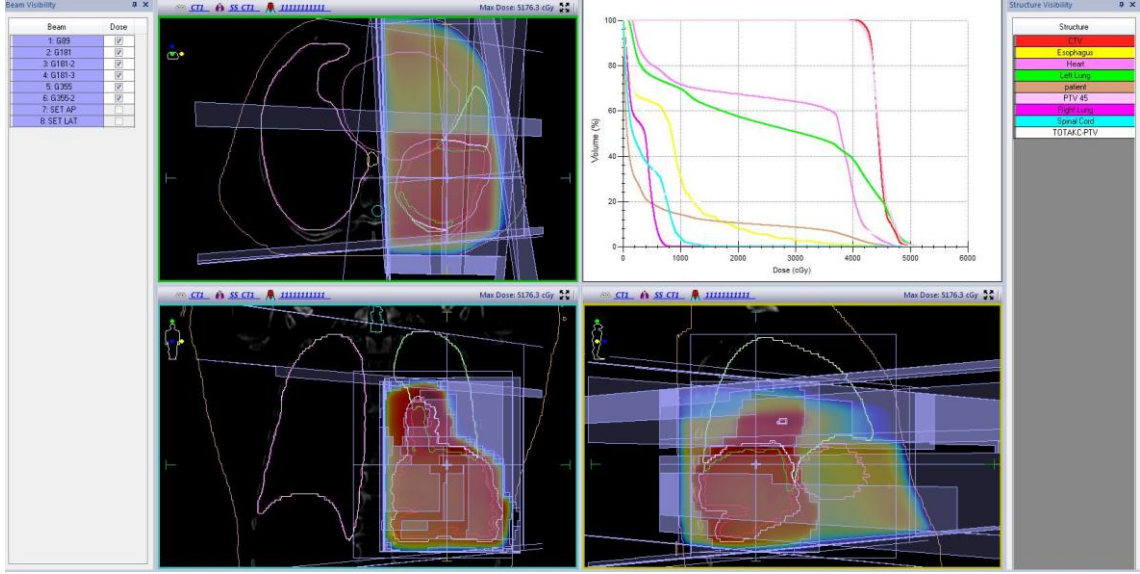
Şekil 31' de üçüncü akciğer CA hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, gantry açısı değerleri ve doz-hacim histogramı görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



Şekil 31. Üçüncü akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

#### 2.4.3.2. Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 32' de üçüncü akciğer CA hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, doz-hacim histogramı ve gantry açılarının değerleri görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



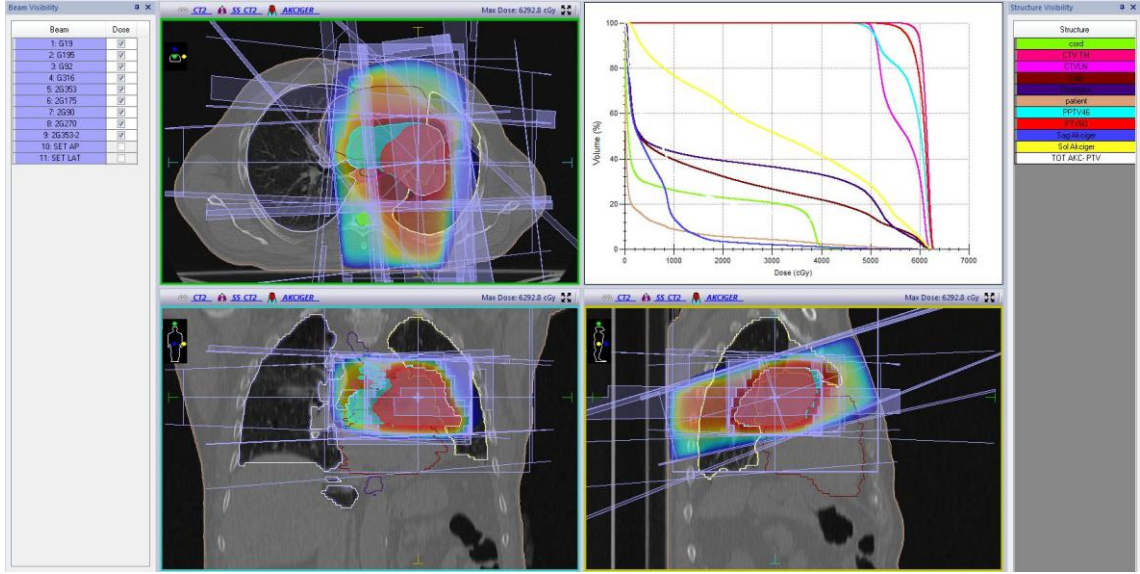
**Şekil 32.** Üçüncü akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS'de yapılan Plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü.

#### 2.4.4. Dördüncü Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı

Dördüncü akciğer CA hastasının tedaviye girdiği toplam gün sayısı 30 olup aldığı toplam doz 60 Gray' dir. Günlük aldığı doz miktarı ise 2 Gray' dir. Tedavi alanı hastanın sol akciğerindeki kanserli hücre kitlesidir.

##### 2.4.4.1. Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

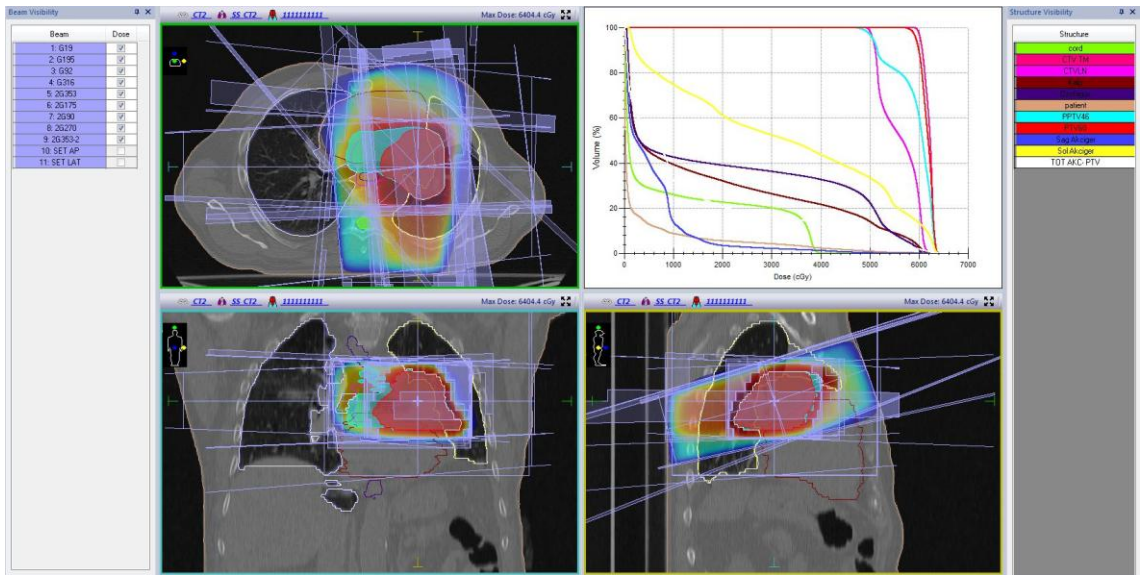
Şekil 33' de dördüncü akciğer CA hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, gantry açı değerleri ve doz-hacim histogramı görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



**Şekil 33.** Dördüncü akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

#### 2.4.4.2. Convolution Algoritması ile TPS’ de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 34’ de dördüncü akciğer CA hastasının convolution algoritması ile TPS’ de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, doz-hacim histogramı ve gantry açılarının değerleri görünmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



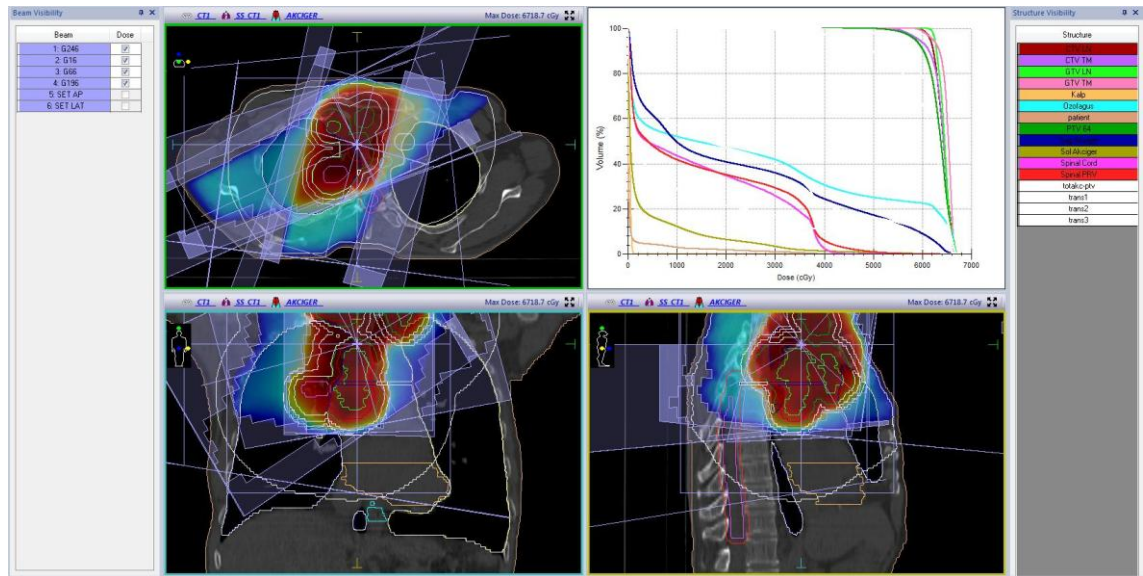
**Şekil 34.** Dördüncü akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan Plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.4.5. Beşinci Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı

Beşinci akciğer CA hastasının tedaviye girdiği toplam gün sayısı 32 olup aldığı toplam doz 64 Gray' dir. Günlük aldığı doz miktarı ise 2 Gray' dir. Tedavi alanı hastanın sağ akciğerindeki kanserli hücre kitlesidir.

### 2.4.5.1. Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

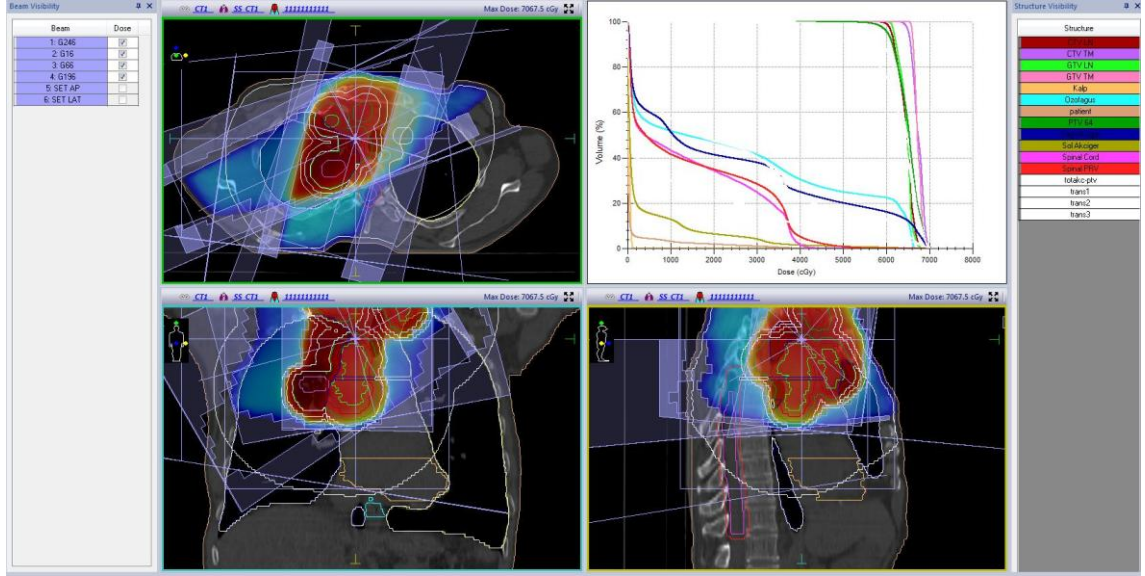
Şekil 35' de beşinci akciğer CA hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, gantry açısı değerleri ve doz-hacim histogramı görünmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



Şekil 35. Beşinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS'de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

### 2.4.5.2. Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 36' da beşinci akciğer CA hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı, doz-hacim histogramı ve gantry açılarının değerleri görünmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



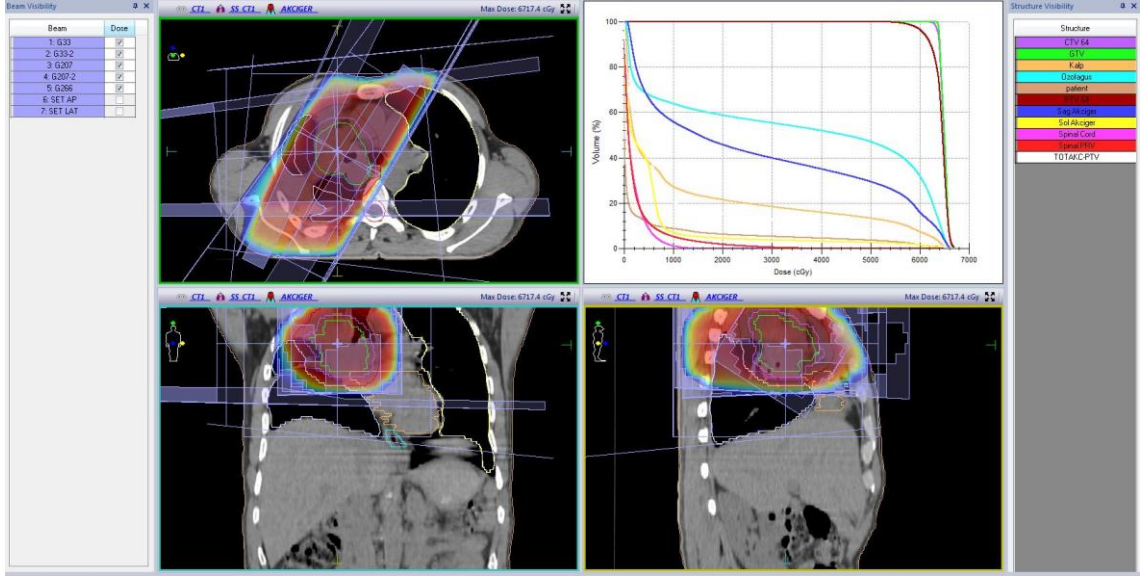
**Şekil 36.** Beşinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS'de yapılan Plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

#### 2.4.6. Altıncı Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı

Altıncı akciğer CA hastasının tedaviye girdiği toplam gün sayısı 32 olup aldığı toplam doz 64 Gray' dir. Günlük aldığı doz miktarı ise 2 Gray' dir. Tedavi alanı hastanın sağ akciğerindeki kanserli hücre kitlesidir.

##### 2.4.6.1. Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

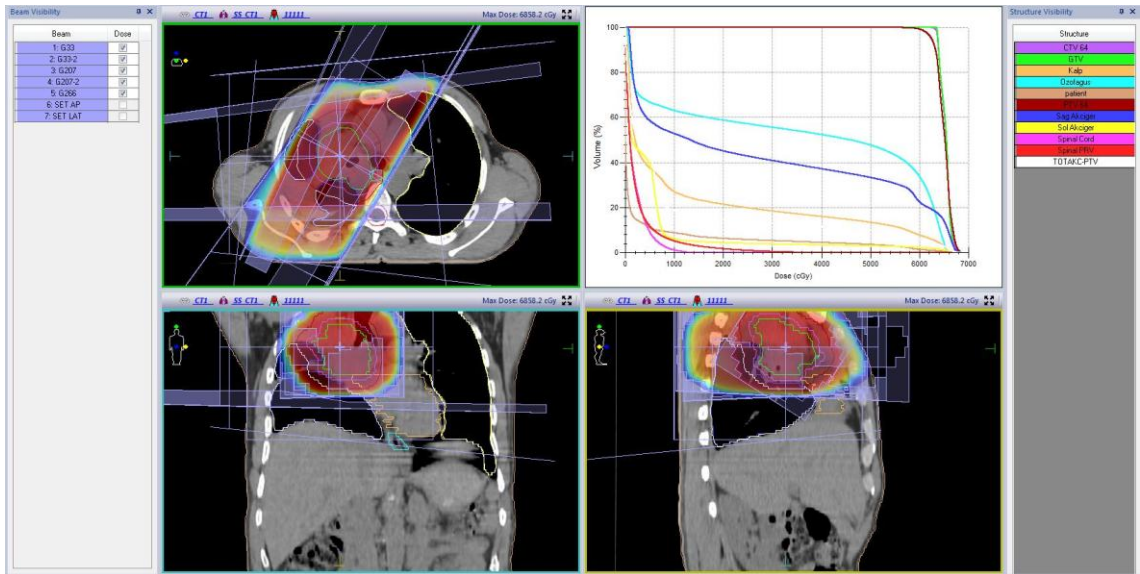
Şekil 37' de altıncı akciğer CA hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, gantry açısı değerleri ve doz-hacim histogramı görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



**Şekil 37.** Altıncı akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS’de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

#### 2.4.6.2. Convolution Algoritması ile TPS’ de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 38’ de altıncı akciğer CA hastasının convolution algoritması ile TPS’ de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, doz-hacim histogramı ve gantry açılarının değerleri görünmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



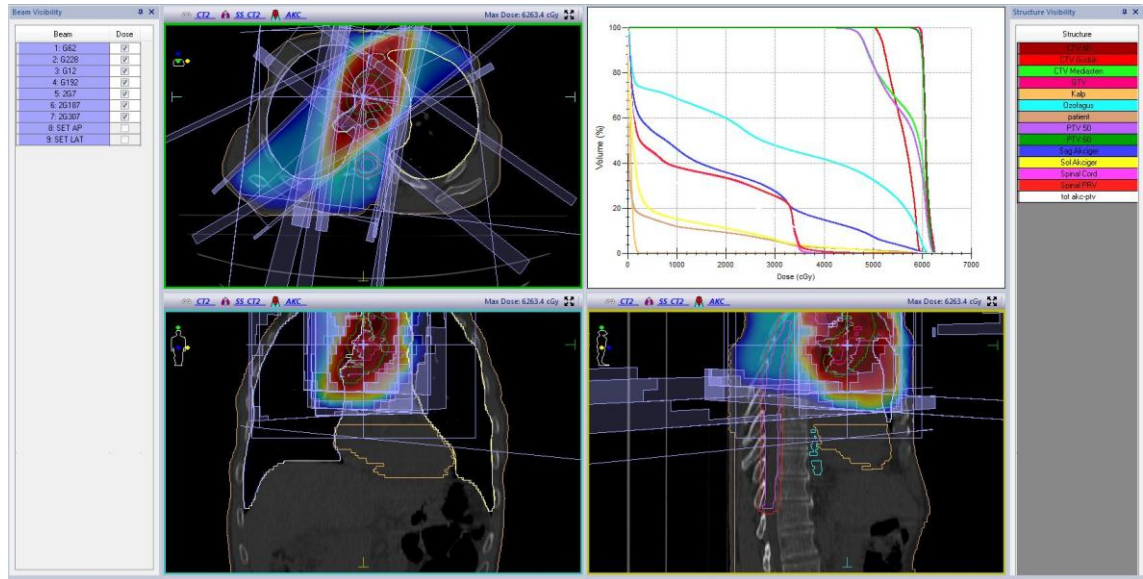
**Şekil 38.** Altıncı akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS’de yapılan plandaki hastanın tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.4.7. Yedinci Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı

Yedinci akciğer CA hastasının tedaviye girdiği toplam gün sayısı 30 olup aldığı toplam doz 60 Gray' dir. Günlük aldığı doz miktarı ise 2 Gray' dir. Tedavi alanı hastanın sağ akciğerindeki kanserli hücre kitlesidir.

### 2.4.7.1. Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

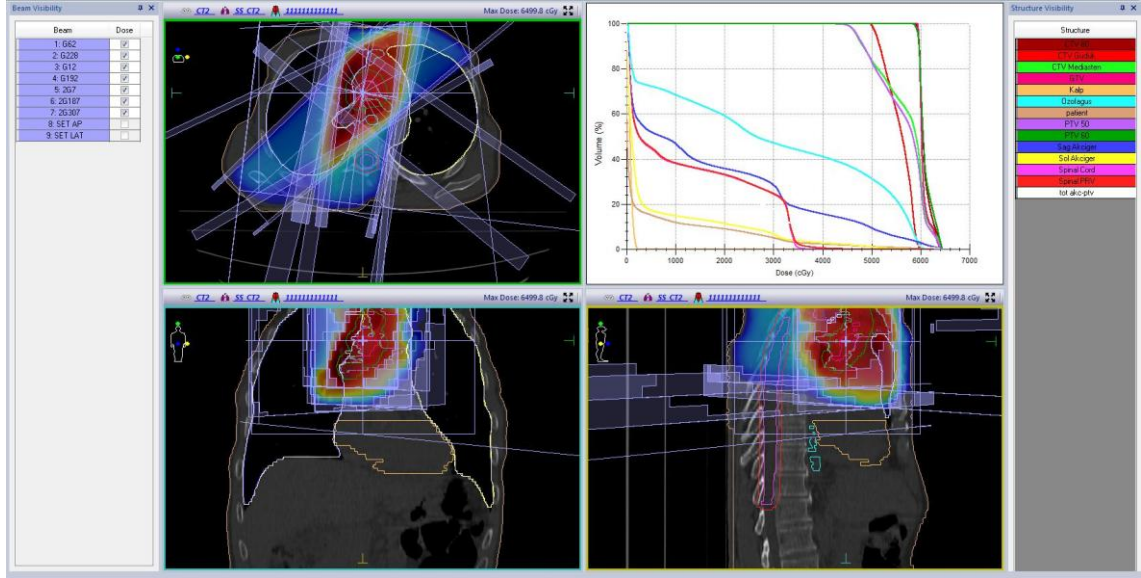
Şekil 39' da yedinci akciğer CA hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, gantry açısı değerleri ve doz-hacim histogramı görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



Şekil 39. Yedinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

### 2.4.7.2. Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 40' da yedinci akciğer CA hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı, doz-hacim histogramı ve gantry açılarının değerleri görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



**Şekil 40.** Yedinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

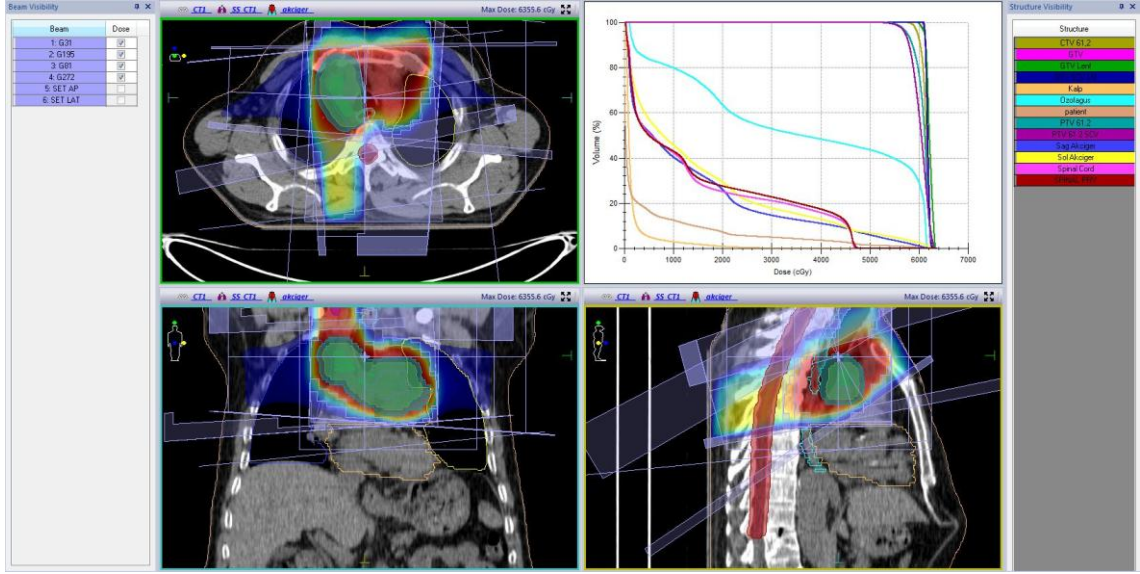
#### 2.4.8. Sekizinci Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı

Sekizinci akciğer CA hastasının tedaviye girdiği toplam gün sayısı 32 olup aldığı toplam doz 61,2 Gray' dir. Günlük aldığı doz miktarı ise 1,8 Gray' dir. Tedavi alanı hastanın sol ve sağ akciğerin orta kısmında bulunan kanserli hücre kitlesidir.

##### 2.4.8.1. Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 41' de sekizinci akciğer CA hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, gantry açısı değerleri ve doz-hacim histogramı görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.

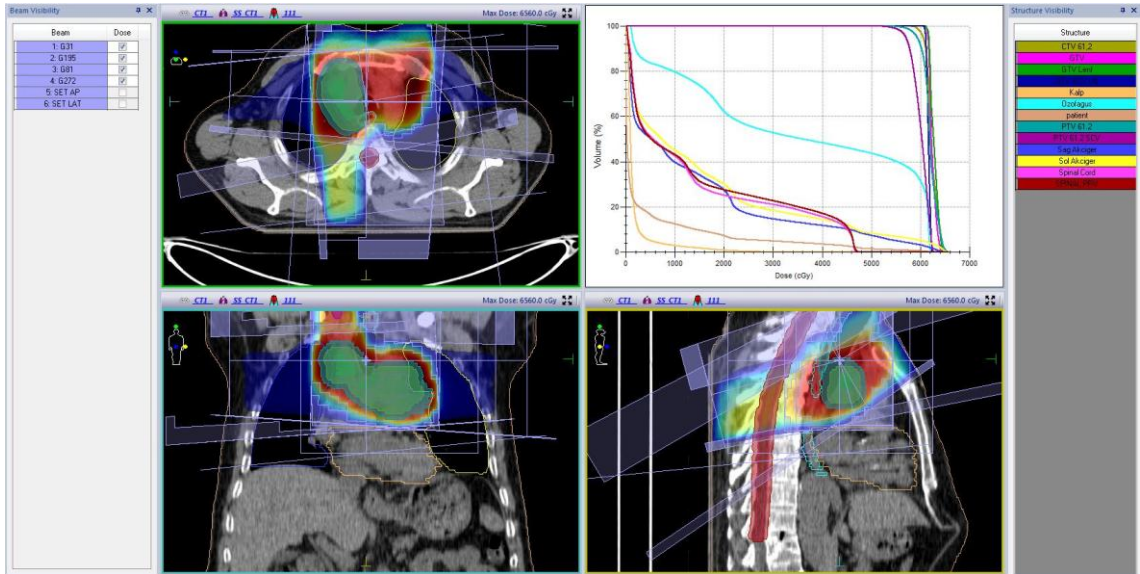




**Şekil 41.** Sekizinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

#### 2.4.8.2. Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 42' de sekizinci akciğer CA hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, doz-hacim histogramı ve gantry açıları görünmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



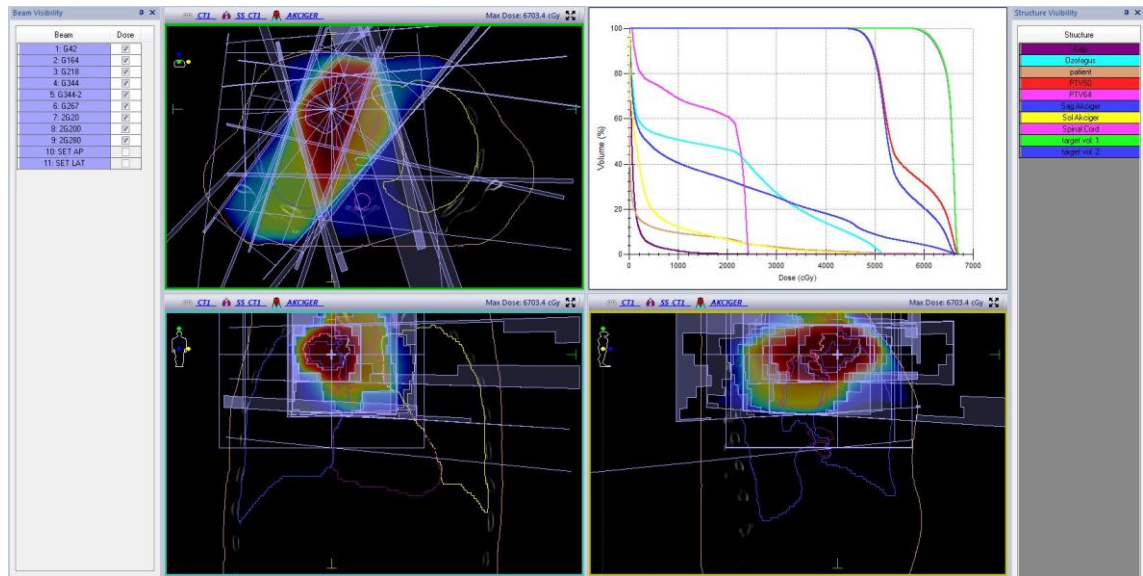
**Şekil 42.** Sekizinci akciğer ca olan hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.4.9. Dokuzuncu Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı

Dokuzuncu akciğer CA hastasının tedaviye girdiği toplam gün sayısı 32 olup aldığı toplam doz 64 Gray' dir. Günlük aldığı doz miktarı ise 2 Gray' dir. Tedavi alanı hastanın sağ akciğerindeki kanserli hücre kitlesidir.

### 2.4.9.1. Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

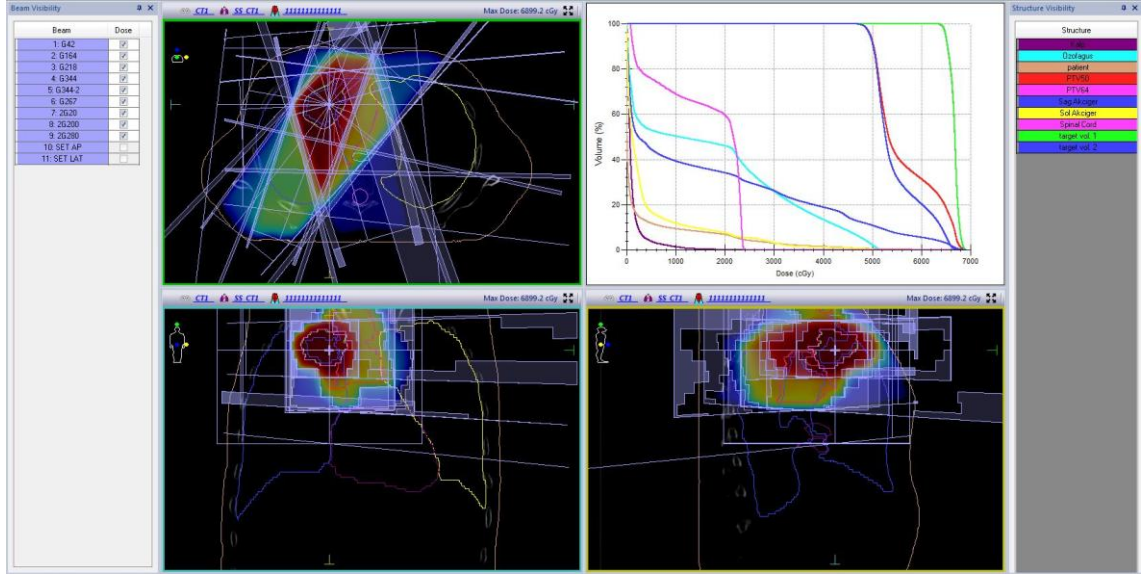
Şekil 43' de dokuzuncu akciğer CA hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, gantry açı değerleri ve doz-hacim histogramı görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



Şekil 43. Dokuzuncu akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

### 2.4.9.2. Convolution Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 44' de dokuzuncu akciğer CA hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, doz-hacim histogramı ve gantry açıların değerleri görünmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



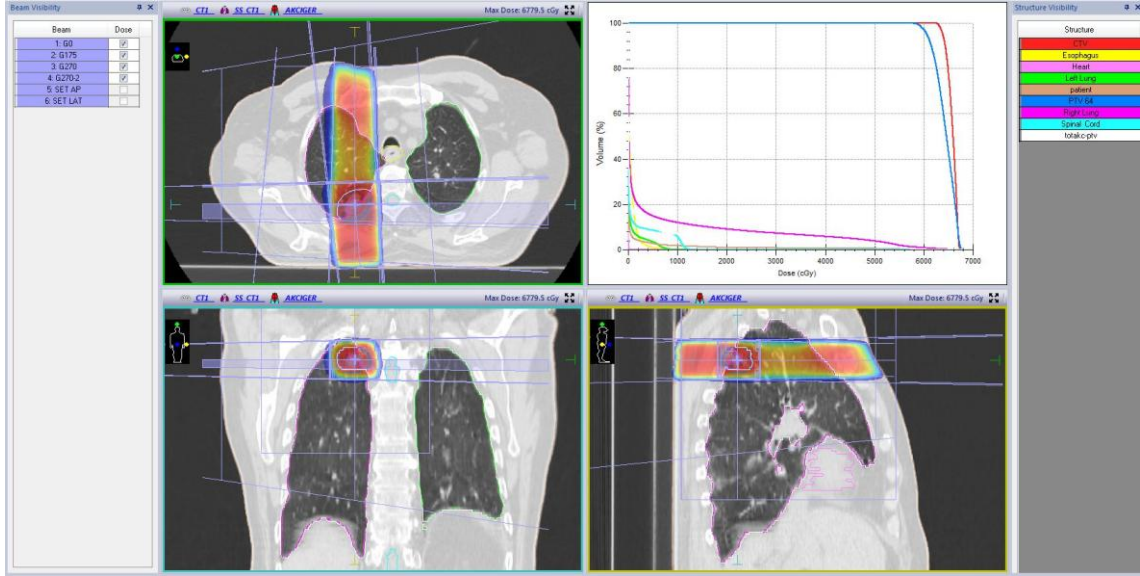
**Şekil 44.** Dokuzuncu akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

#### 2.4.10. Onuncu Akciğer CA Hastasına Yapılan Tedavi Planı

Onuncu akciğer CA hastasının tedaviye girdiği toplam gün sayısı 32 olup aldığı toplam doz 64 Gray' dir. Günlük aldığı doz miktarı ise 2 Gray' dir. Tedavi alanı hastanın sağ akciğerindeki kanserli hücre kitlesidir.

##### 2.4.10.1. Superposition Algoritması ile TPS' de Yapılan Tedavi Planı

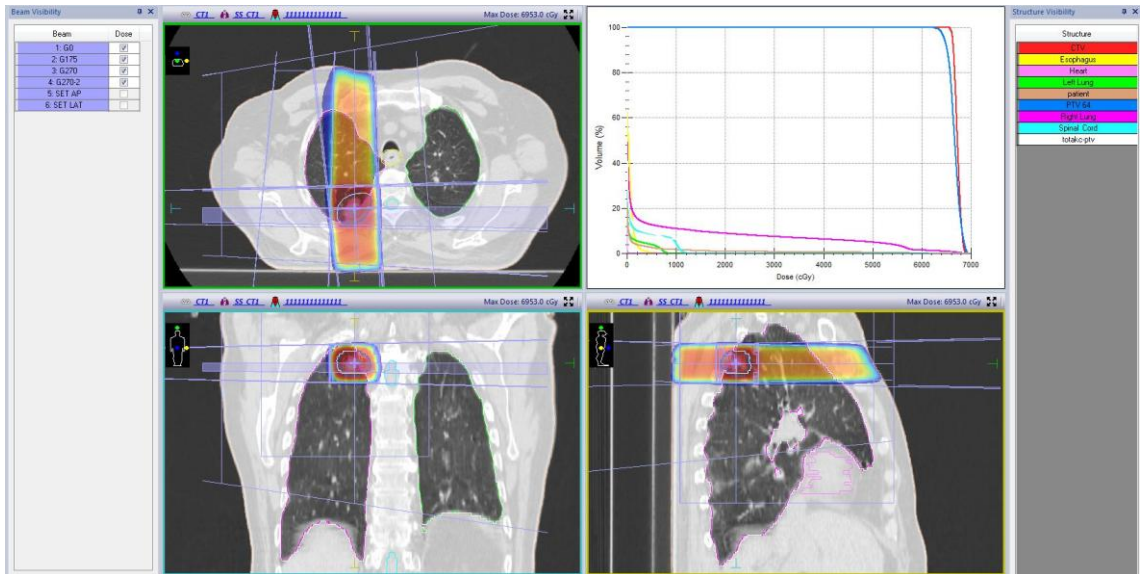
Şekil 45' de onuncu akciğer CA hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, gantry açısı değerleri ve doz-hacim histogramı görülmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



**Şekil 45.** Onuncu akciğer ca hastasının superposition algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

#### 2.4.10.2. Convolution Algoritması ile TPS'de Yapılan Tedavi Planı

Şekil 46' da onuncu akciğer CA hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan tedavi planındaki tedavi alanı, doz-hacim histogramı ve gantry açılarının değerleri görünmektedir. Doz hacim histogramında tedavi alanına yakın bölgedeki riskli organların ve tedavi alanlarının aldığı doz değerleri bulunmaktadır.



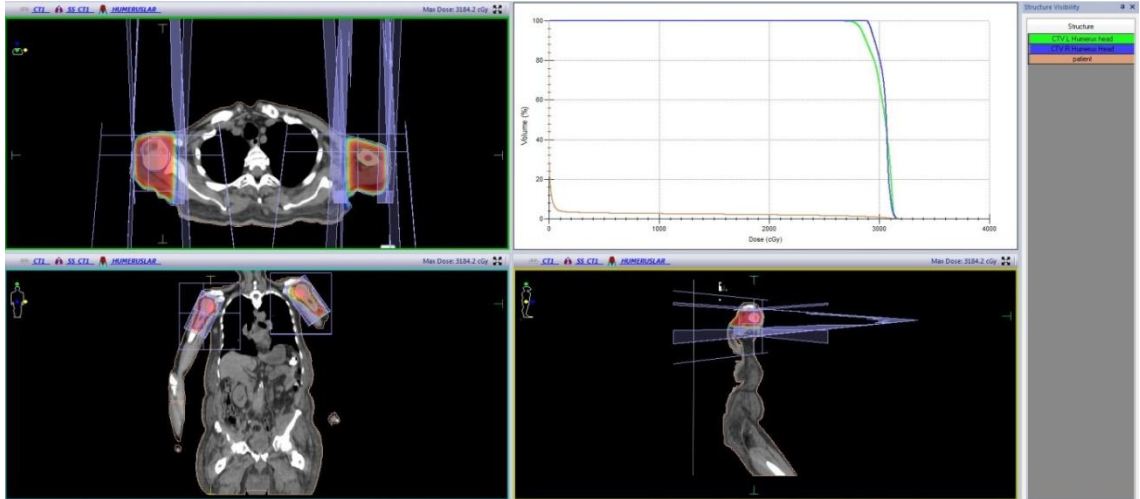
**Şekil 46.** Onuncu akciğer ca hastasının convolution algoritması ile TPS' de yapılan plandaki tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.5. Wedge Kullanılıp veya Kullanılmadan Yapılan Hasta Planları

Tedavi planlama sistemini Elekta CMS XiO'da yapılan tedavi planlarında hastaların tedavi alanlarının aldığı toplam dozun %95'nin tedavi hacminin %'de kaçını aldığına (wedge kullanılarak veya wedge kullanılmadan) yapılan tedavi planlarına bakılarak karşılaştırma yapıldı.

### 2.5.1. Birinci Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü

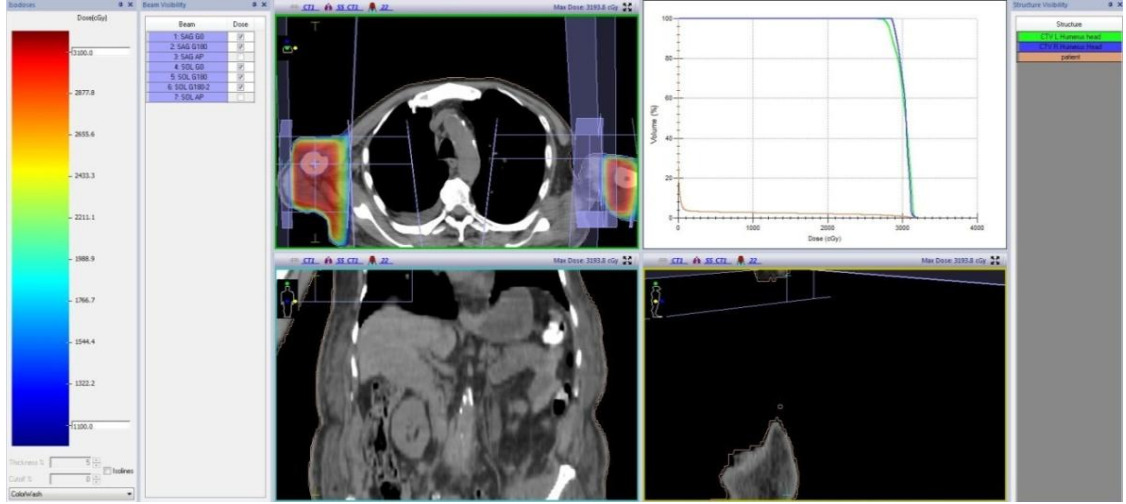
Şekil 47'de tedavi planlama sisteminde wedge kullanılarak tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



Şekil 47. Birinci hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

### 2.5.2. Birinci Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü

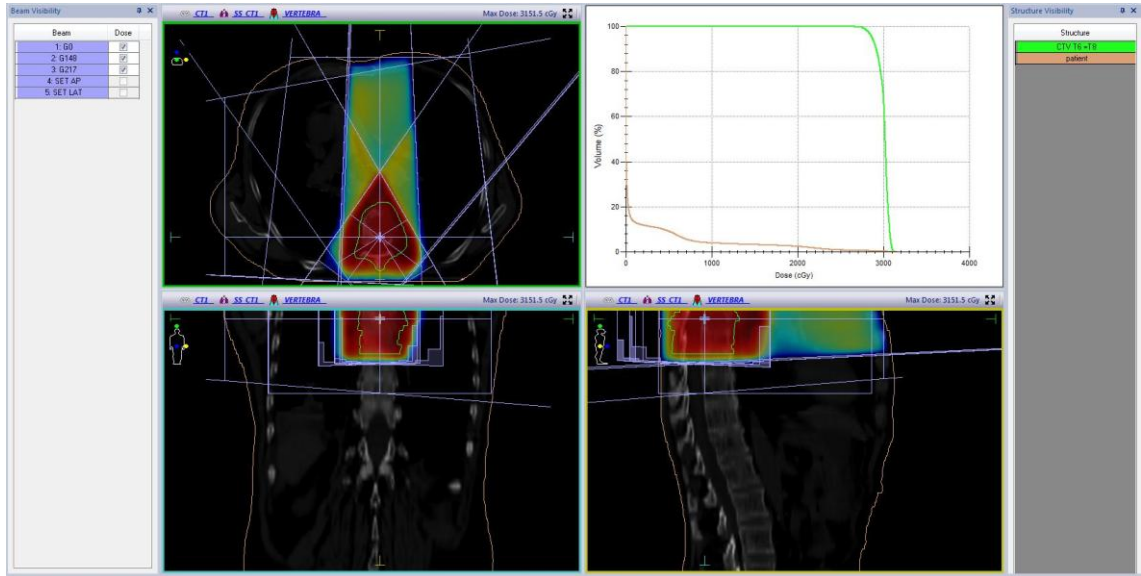
Şekil 48' de tedavi planlama sisteminde wedge kullanılmadan tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



**Şekil 48.** Birinci hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

### 2.5.3. İkinci Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü

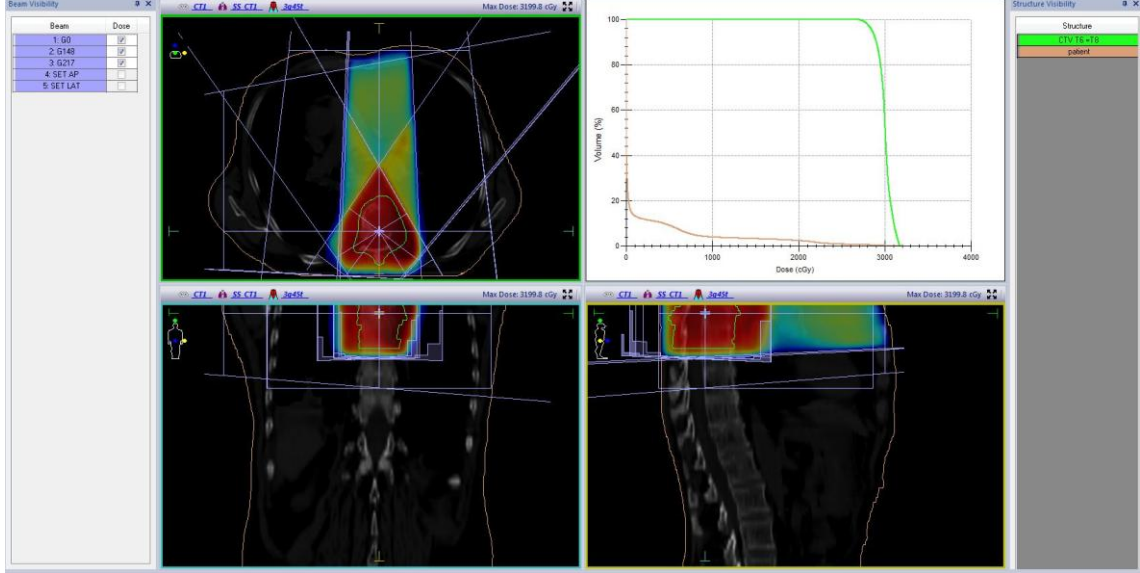
Şekil 49’ da tedavi planlama sisteminde wedge kullanılarak tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



**Şekil 49.** İkinci hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.5.4. İkinci Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü

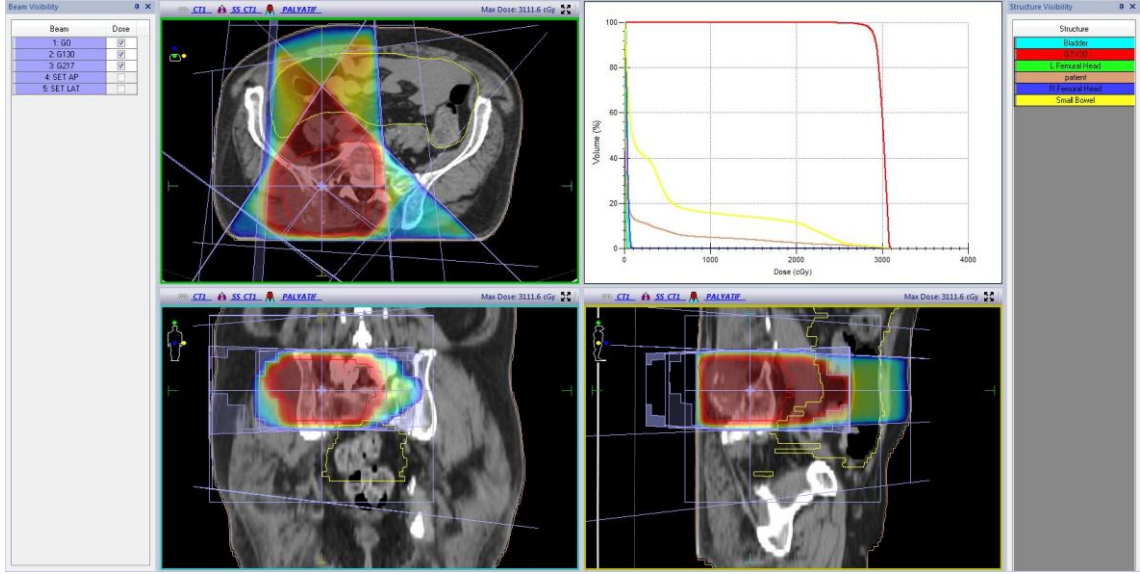
Şekil 50' de tedavi planlama sisteminde wedge kullanılmadan tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



Şekil 50. İkinci hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.5.5. Üçüncü Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü

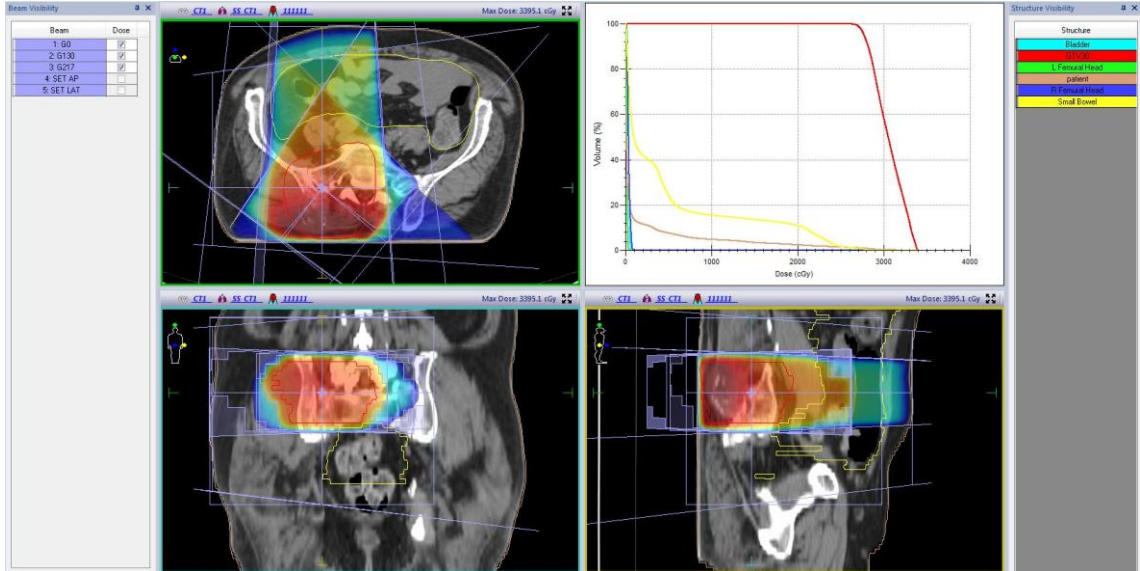
Şekil 51' de tedavi planlama sisteminde wedge kullanılarak tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



Şekil 51. Üçüncü hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.5.6. Üçüncü Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü

Şekil 52' de tedavi planlama sisteminde wedge kullanılmadan tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.

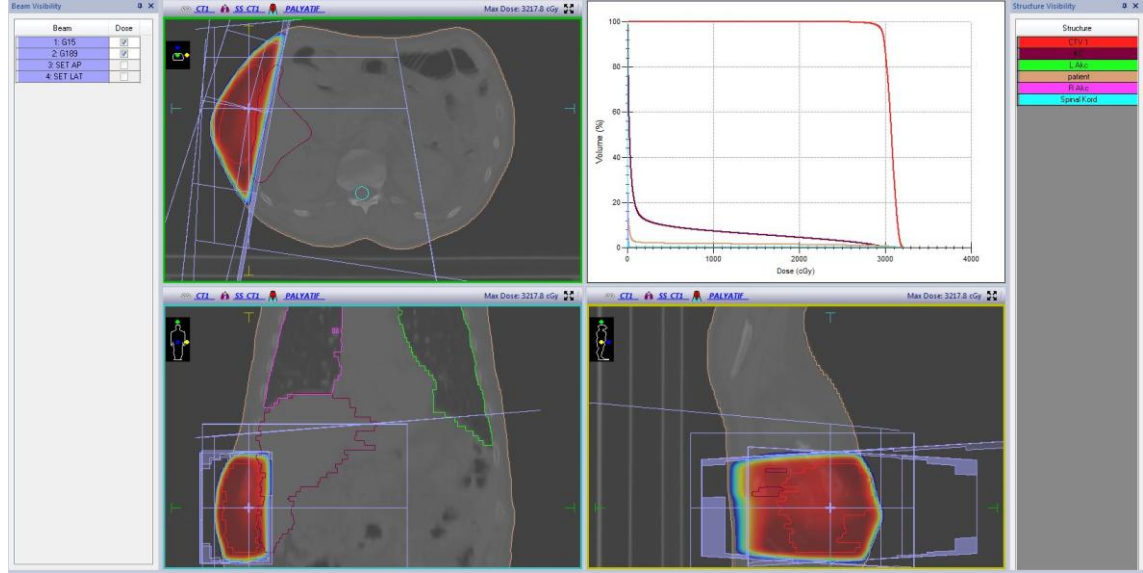


Şekil 52. Üçüncü hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü



### 2.5.7. Dördüncü Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü

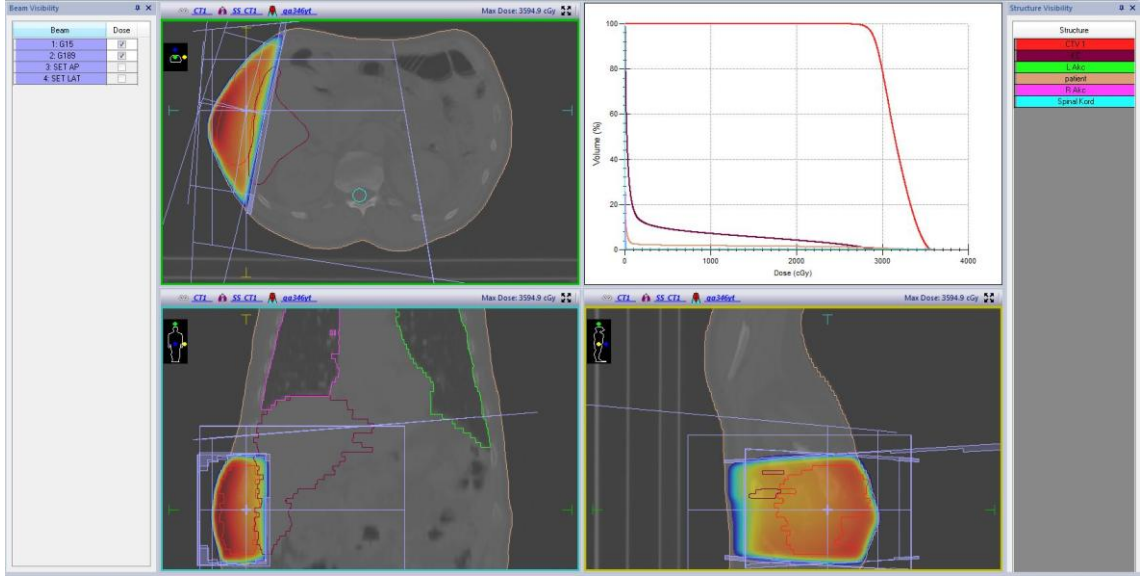
Şekil 53' de tedavi planlama sisteminde wedge kullanılarak tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



Şekil 53. Dördüncü hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

### 2.5.8. Dördüncü Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü

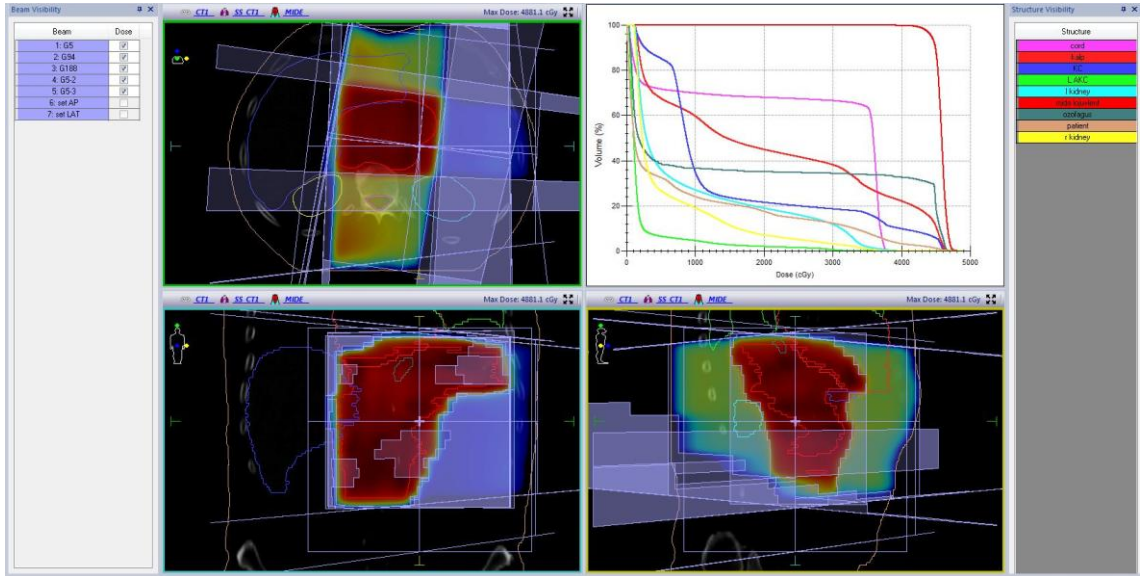
Şekil 54' de tedavi planlama sisteminde wedge kullanılmadan tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



**Şekil 54.** Dördüncü hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

### 2.5.9. Beşinci Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü

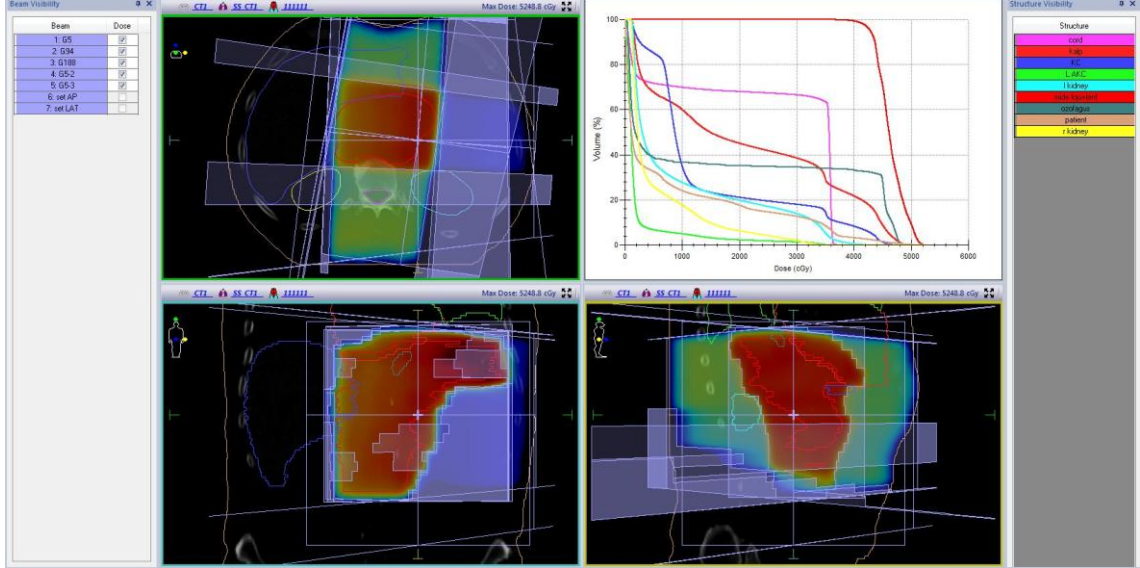
Şekil 55’ de tedavi planlama sisteminde wedge kullanılarak tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



**Şekil 55.** Beşinci hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.5.10. Beşinci Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü

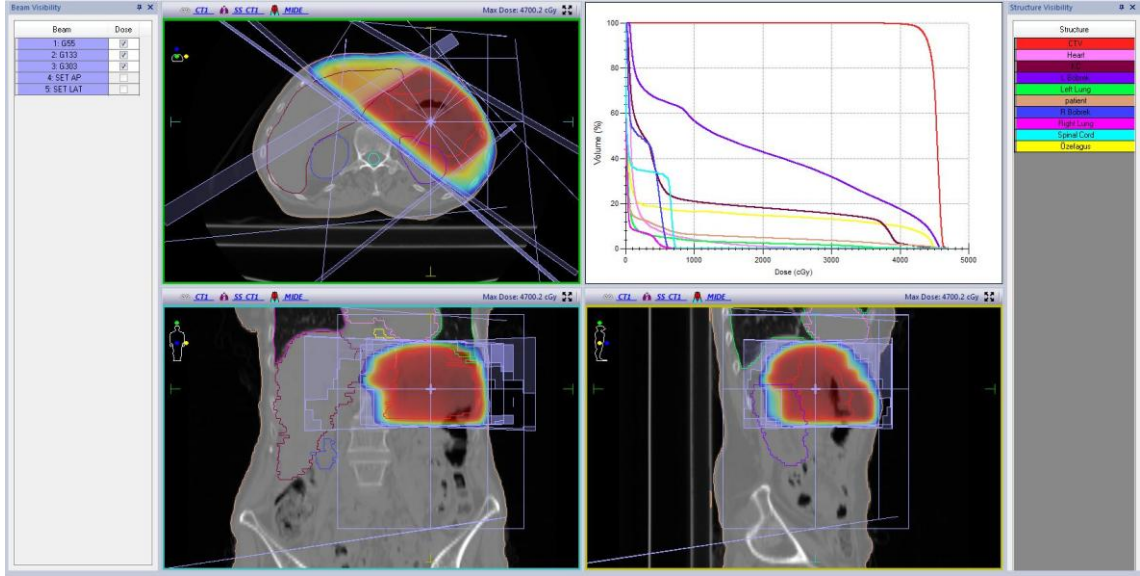
Şekil 56' da tedavi planlama sisteminde wedge kullanılmadan tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



Şekil 56. Beşinci hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.5.11. Altıncı Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü

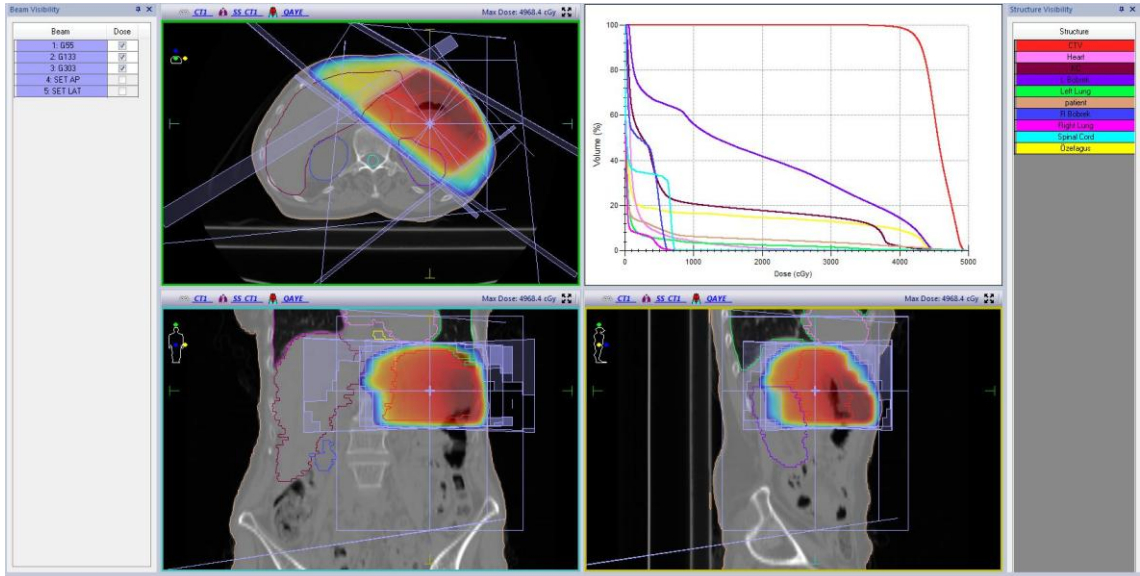
Şekil 57' de tedavi planlama sisteminde wedge kullanılarak tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



Şekil 57. Altıncı hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

## 2.5.12. Altıncı Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü

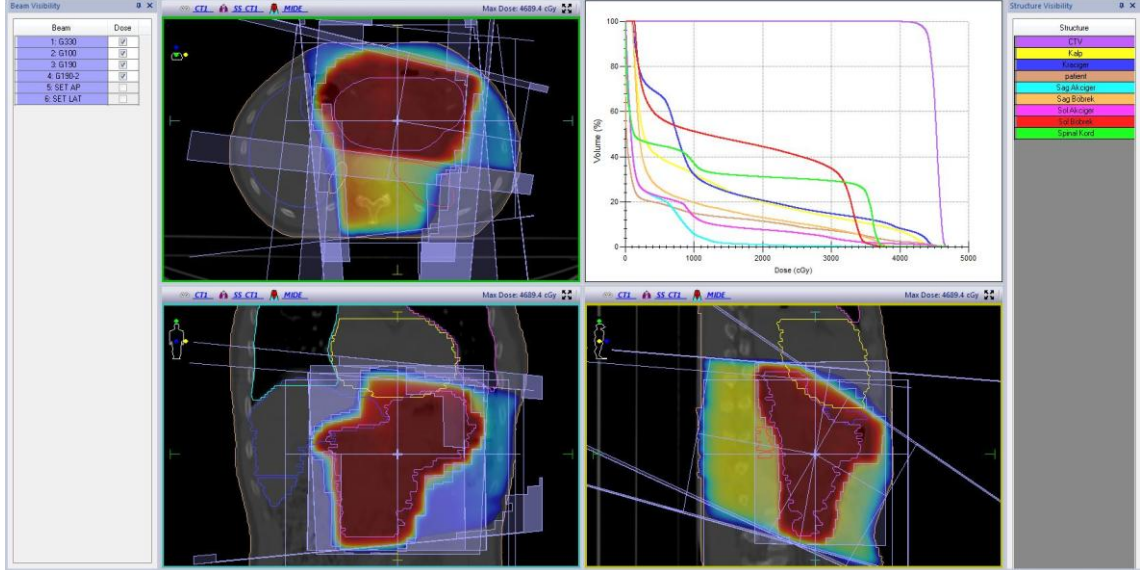
Şekil 58’ de tedavi planlama sisteminde wedge kullanılmadan tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



Şekil 58. Altıncı hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

### 2.5.13. Yedinci Hastanın Wedge Kullanılan Tedavi Planı Görünümü

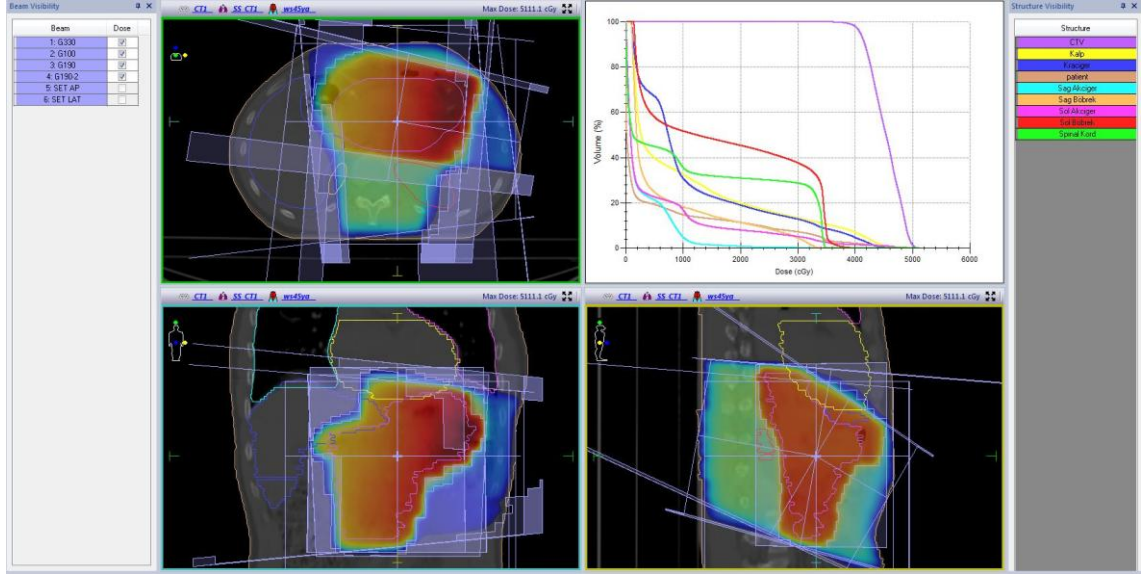
Şekil 59' da tedavi planlama sisteminde wedge kullanılarak tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



Şekil 59. Yedinci hastanın wedge kullanılarak yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

### 2.5.14. Yedinci Hastanın Wedge Kullanılmayan Tedavi Planı Görünümü

Şekil 60' da tedavi planlama sisteminde wedge kullanılmadan tedavi planı yapılan kanser hastasının tedavi alanı ve doz hacim histogramı görünmektedir.



Şekil 60. Yedinci hastanın wedge kullanılmadan yapılan planında tedavi alanı ve DVH görünümü

### 3. BULGULAR

#### 3.1. Akciğer CA Hastalarının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Bu çalışmada 10 farklı akciğer CA hastası seçilerek Elekta CMS XiO planlama bilgisayarında superposition ve convolution algoritmalarıyla tedavi planları yapılan hastaların, tedavi alanlarının ve tedavi bölgesine yakın riskli organlarının aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablolar halinde her hasta için verilmiştir. Bu yapılan tedavi planlarında yalnızca tedavi planlama sistemi bilgisayarında bulunan algoritmalar değiştirilmiş, diğer tüm parametreler aynı kalmıştır.

##### 3.1.1. Birinci Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da superposition algoritmasıyla yapılan tedavi planında birinci akciğer CA hastasının tedavi alanları PTV50, GTV64'ün ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, özofagus, kalp ve spinal cord'un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 2' deki gibi bulundu.

**Tablo 2.** Birinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV50	GTV64	SAG AKC	SOL AKC	OZOFAGUS	KALP	SPİNAL CORD
MINIMUM (cGy)	1997	5137	0	15	41	23	0
MAKSİMUM (cGy)	6676	6676	6380	6577	6392	6334	3962
MEAN ORTALAMA (cGy)	6175	6352	808	2145	3141	685	471

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da convolution algoritmasıyla yapılan tedavi planında birinci akciğer CA hastasının tedavi alanları PTV50, GTV64'ün ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, özofagus, kalp ve spinal cord'un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 3' deki gibi bulundu.

**Tablo 3.** Birinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV50	GTV64	SAĞ AKC	SOL AKC	OZOFAGUS	KALP	SPİNAL CORD
MINİMUM (cGy)	2007	5014	0	10	40	18	0
MAKSİMUM (cGy)	6745	6745	6640	6745	6468	6485	3963
MEAN ORTALAMA (cGy)	6220	6381	828	2228	3193	691	475

### 3.1.2. İkinci Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da superposition algoritmasıyla yapılan tedavi planında ikinci akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV61.2' nin ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofagus, kalp ve spinal cord'un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 4' deki gibi bulundu.

**Tablo 4.** İkinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV61.2	SOL AKC	SAĞ AKC	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MINİMUM (cGy)	4845	10	23	101	31	17
MAKSİMUM (cGy)	6332	6279	6254	6185	4709	3730
MEAN ORTALAMA (cGy)	6073	1505	1323	3545	1380	170

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da convolution algoritması ile yapılan tedavi planında ikinci akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV61.2' nin ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofagus, kalp ve spinal cord'un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 5' deki gibi bulundu.



**Tablo 5.** İkinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV61.2	SOL AKC	SAĞ AKC	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	4902	7	16	104	30	19
MAKSİMUM (cGy)	6560	6560	6473	6215	4688	3734
MEAN ORTALAMA (cGy)	6197	1552	1354	3558	1383	174

### 3.1.3. Üçüncü Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da superposition algoritması ile yapılan tedavi planında üçüncü akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV64' ün ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofagus, kalp ve spinal cord'un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 6' daki gibi bulundu.

**Tablo 6.** Üçüncü akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV64	SOL AKCIĞER	SAĞ AKCIĞER	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	4903	2	58	39	3	26
MAKSİMUM (cGy)	6717	6569	6671	6584	1549	6656
MEAN ORTALAMA (cGy)	6425	514	2640	3444	179	1323

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da convolution algoritması ile yapılan tedavi planında üçüncü akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV64' ün ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofagus, kalp ve spinal cord'un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 7' deki gibi bulundu.

**Tablo 7.** Üçüncü akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV64	SOL AKCİĞER	SAĞ AKCİĞER	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	4784	2	53	42	3	30
MAKSİMUM (cGy)	6858	6837	6858	6607	1527	6792
MEAN ORTALAMA (cGy)	6503	523	2714	3458	188	1330

#### 3.1.4. Dördüncü Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO'da superposition algoritması ile yapılan tedavi planında dördüncü akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV64' ün ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofagus, kalp ve spinal cord'un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 8' deki gibi bulundu.

**Tablo 8.** Dördüncü akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV64	SOL AKCİĞER	SAĞ AKCİĞER	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	4650	1	8	12	12	4
MAKSİMUM (cGy)	6716	6265	6686	6711	4995	161
MEAN ORTALAMA (cGy)	6330	379	2143	2515	1395	41

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da convolution algoritması ile yapılan tedavi planında dördüncü akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV64' ün ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofagus, kalp ve spinal cord' un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 9' daki gibi bulundu.

**Tablo 9.** Dördüncü akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV64	SOL AKCİĞER	SAĞ AKCİĞER	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	4570	2	13	29	13	11
MAKSİMUM (cGy)	7032	6515	7068	6664	4898	145
MEAN ORTALAMA (cGy)	6495	381	2299	2500	1367	48

### 3.1.5. Beşinci Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da superposition algoritması ile yapılan tedavi planında beşinci akciğer CA hastasının tedavi alanları PTV50, PTV60' ın ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofagus, kalp ve spinal cord' un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 10' daki gibi bulundu.

**Tablo 10.** Beşinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV50	SOL AKC	SAĞ AKC	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP	PTV60
MİNİMUM (cGy)	3503	1	6	30	9	13	5624
MAKSİMUM (cGy)	6263	5983	6212	6125	4002	299	6263
MEAN ORTALAMA (cGy)	5642	543	1648	2964	1233	71	6076

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da convolution algoritması ile yapılan tedavi planında beşinci akciğer CA hastasının tedavi alanları PTV50, PTV60' ın ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofagus, kalp ve spinal cord' un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 11' deki gibi bulundu.

**Tablo 11.** Beşinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV50	SOL AKC	SAĞ AKC	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP	PTV60
MİNİMUM (cGy)	3569	3	6	34	10	14	5808
MAKSİMUM (cGy)	6457	5950	6500	6086	3883	237	6457
MEAN ORTALAMA (cGy)	5639	538	1674	2912	1212	80	6094

### 3.1.6. Altıncı Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da superposition algoritması ile yapılan tedavi planında altıncı akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV45' in ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozoğagus, kalp ve spinal cord' un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 12' deki gibi bulundu.

**Tablo 12.** Altıncı akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV45	SOL AKCİĞER	SAĞ AKCİĞER	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	3685	13	30	21	13	84
MAKSİMUM (cGy)	4766	2597	4766	3627	3179	4752
MEAN ORTALAMA (cGy)	4536	325	2463	681	367	1345

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da convolution algoritması ile yapılan tedavi planında altıncı akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV45' in ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozoğagus, kalp ve spinal cord'un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 13' deki gibi bulundu.

**Tablo 13.** Altıncı akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV45	SOL AKCİĞER	SAĞ AKCİĞER	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	4058	15	28	17	9	98
MAKSİMUM (cGy)	5256	2805	5333	3577	3073	4831
MEAN ORTALAMA (cGy)	4629	347	2622	691	359	1345

### 3.1.7. Yedinci Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da superposition algoritması ile yapılan tedavi planında yedinci akciğer CA hastasının tedavi alanları PTV46, PTV60' ın ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofagus, kalp ve spinal cord'un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 14' deki gibi bulundu.

**Tablo 14.** Yedinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV46	SOL AKC	SAĞ AKC	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP	PTV60
MİNİMUM (cGy)	4467	74	5	40	2	33	4851
MAKSİMUM (cGy)	6293	6289	5157	6136	4120	6270	6293
MEAN ORTALAMA (cGy)	5873	3139	540	2065	146	1691	6064

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da convolution algoritması ile yapılan tedavi planında yedinci akciğer CA hastasının tedavi alanları PTV46, PTV60' ın ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofagus, kalp ve spinal cord'un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 15' deki gibi bulundu

**Tablo 15.** Yedinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV46	SOL AKC	SAĞ AKC	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP	PTV 60
MİNİMUM (cGy)	4560	75	6	47	3	36	5560
MAKSİMUM (cGy)	6404	6404	5170	6078	4036	6280	6402
MEAN ORTALAMA (cGy)	5921	3225	544	2042	926	1674	6167

### 3.1.8. Sekizinci Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da superposition algoritması ile yapılan tedavi planında sekizinci akciğer CA hastasının tedavi planında alanı PTV45' in ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofoagus, kalp ve spinal cord' un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 16' daki gibi bulundu.

**Tablo 16.** Sekizinci akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV45	SOL AKCIĞER	SAĞ AKCIĞER	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	3846	86	31	39	8	130
MAKSİMUM (cGy)	4825	4820	1191	4487	1490	4751
MEAN ORTALAMA (cGy)	4498	2536	304	880	365	2821

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da convolution algoritması ile yapılan tedavi planında sekizinci akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV45' in ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozofoagus, kalp ve spinal cord' un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 17' deki gibi bulundu.

**Tablo 17.** Sekizinci akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV45	SOL AKCİĞER	SAĞ AKCİĞER	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	3488	85	39	31	7	141
MAKSİMUM (cGy)	5176	5176	1055	4494	1517	4823
MEAN ORTALAMA (cGy)	4475	2615	312	849	359	2795

### 3.1.9. Dokuzuncu Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının Ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da superposition algoritması ile yapılan tedavi planında dokuzuncu akciğer CA hastasının tedavi alanları PTV50, PTV64' ün ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozo fagus, kalp ve spinal cord' un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 18' deki gibi bulundu.

**Tablo 18.**Dokuzuncu akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV50	SOL AKC	SAĞ AKC	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP	PTV64
MİNİMUM (cGy)	4203	1	3	12	56	11	5375
MAKSİMUM (cGy)	6670	5214	6648	5215	2437	2079	6670
MEAN ORTALAMA (cGy)	5596	428	1584	1727	1622	116	6451

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da convolution algoritması ile yapılan tedavi planında dokuzuncu akciğer CA hastasının tedavi alanları PTV50, PTV64' ün ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozo fagus, kalp ve spinal cord' un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 19' daki gibi bulundu.

**Tablo 19.** Dokuzuncu akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı

DOZ	PTV50	SOL AKC	SAĞ AKC	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP	PTV64
MİNİMUM (cGy)	4509	1	1	8	72	8	6303
MAKSİMUM (cGy)	6895	5158	6899	5211	2396	2029	6895
MEAN ORTALAMA (cGy)	5646	428	1619	1682	1587	121	6668

### 3.1.10. Onuncu Akciğer CA Hastasının Riskli Organlarının Ve Tedavi Alanlarının Aldığı Dozlar

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da superposition algoritması ile yapılan tedavi planında onuncu akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV64' ün ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozoğagus, kalp ve spinal cord' un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 20' deki gibi bulundu.

**Tablo 20.** Onuncu akciğer ca hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV64	SOL AKCIĞER	SAĞ AKCIĞER	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	5693	0	0	0	0	0
MAKSİMUM (cGy)	6770	929	6721	1141	1454	32
MEAN ORTALAMA (cGy)	6438	41	448	61	94	1

Tedavi planlama sistemi Elekta CMS XiO' da convolution algoritması ile yapılan tedavi planında onuncu akciğer CA hastasının tedavi alanı PTV64' ün ve riskli organları sağ akciğer, sol akciğer, ozoğagus, kalp ve spinal cord' un aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri tablo 21' deki gibi bulundu.



**Tablo 21.** Onuncu akciğer ca hastasının convolution algoritması ile yapılan tedavi planındaki riskli organlarının ve hedef volümlerin aldığı dozlar

DOZ	PTV64	SOL AKCIĞER	SAG AKCIĞER	OZOFAGUS	SPİNAL CORD	KALP
MİNİMUM (cGy)	6158	0	0	0	0	0
MAKSİMUM (cGy)	6953	876	6953	965	1355	27
MEAN ORTALAMA (cGy)	6668	39	492	54	97	1

#### 4. TARTIŞMA ve SONUÇLAR

Birinci akciğer CA hastasının superposition algoritması ile yapılan tedavi planında, sağ akciğerin minimum aldığı doz yok, maksimum aldığı doz 6380 cGy, ortalama aldığı doz 808 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 15 cGy, maksimum aldığı doz 6577 cGy, ortalama aldığı doz 2145 cGy bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında, sağ akciğerin minimum aldığı doz yok, maksimum aldığı doz 6640 cGy, ortalama aldığı doz 828 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 10 cGy, maksimum aldığı doz 6745 cGy, ortalama aldığı doz 2228 cGy bulundu. Superposition algoritmasında yapılan tedavi planında tedavi alanları PTV 50 ve GTV64'ün maksimum aldığı doz değerleri 6676 cGy' dir. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tedavi alanları PTV 50 ve GTV64' ün maksimum aldığı doz değerleri 6745 cGy' dir. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacmi PTV50'nin aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı maksimum doz değerinden 69 cGy az bulundu.

İkinci akciğer CA hastasının superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki sağ akciğerin minimum aldığı doz 23 cGy, maksimum aldığı doz 6254 cGy, ortalama aldığı doz 1323 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 10 cGy, maksimum aldığı doz 6279 cGy, ortalama aldığı doz 1505 cGy bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 16 cGy, maksimum aldığı doz 6473 cGy, ortalama aldığı doz 1354 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 7 cGy, maksimum aldığı doz 6560 cGy, ortalama aldığı doz 1552 cGy bulundu. Superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tedavi alanı PTV61.2' nin maksimum aldığı doz 6332 cGy, convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tedavi alanı PTV61.2' nin maksimum aldığı doz 6560 cGy olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tedavi alanı PTV61.2' nin aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı maksimum doz değerinden 223 cGy az bulundu.

Üçüncü akciğer CA hastasının superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 58 cGy, maksimum aldığı doz 6671 cGy, ortalama aldığı doz 2640 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 2 cGy, maksimum aldığı doz 6569 cGy, ortalama aldığı doz 514cGy bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 53 cGy, maksimum aldığı doz 6858 cGy, ortalama aldığı doz 2714 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 2 cGy, maksimum aldığı doz 6837 cGy, ortalama aldığı doz 523 cGy bulundu. Superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 64' ün maksimum aldığı doz 6717 cGy, convolution algoritması ile yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV64' ün maksimum aldığı doz 6858 cGy olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV64'ün aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı maksimum doz değerinden 141 cGy az olarak bulundu.

Dördüncü akciğer CA hastasının superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında Sağ akciğerin minimum aldığı doz 8 cGy, maksimum aldığı doz 6686 cGy, ortalama aldığı doz 2143 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 1 cGy, maksimum aldığı doz 6265 cGy, ortalama aldığı doz 379 cGy bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 13 cGy, maksimum aldığı doz 7068 cGy, ortalama aldığı doz 2299 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 2 cGy, maksimum aldığı doz 6515 cGy, ortalama aldığı doz 381 cGy bulundu. Superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 64' ün maksimum aldığı doz 6716 cGy bulundu. Convolution algoritması ile yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 64' ün, maksimum aldığı doz 7032 cGy bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV64'ün aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı maksimum doz değerinden 316 cGy az olarak bulundu.

Beşinci akciğer CA hastasının superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 6 cGy, maksimum aldığı doz 6212 cGy, ortalama aldığı doz 1648 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 1 cGy, maksimum aldığı doz 5983 cGy, ortalama aldığı doz 543 cGy bulundu. Convolution algoritmasında

yapılan akciğer hasta planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 6 cGy, maksimum aldığı doz 6500 cGy, ortalama aldığı doz 1674 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 3cGy, maksimum aldığı doz 5950 cGy, ortalama aldığı doz 538 cGy bulundu. Superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 50 ve PTV 60' in maksimum aldığı doz değerleri 6263 cGy olarak bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 50 ve PTV 60' in maksimum aldığı doz değerleri 6457 cGy olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV50' nin aldığı minimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı, maksimum doz değerinden 394 cGy az olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV60' in aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı maksimum doz değerinden 194 cGy az olarak bulundu.

Altıncı akciğer CA hastasının superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 30 cGy, maksimum aldığı doz 4766 cGy, ortalama aldığı doz 2463 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 13 cGy, maksimum aldığı doz 2597 cGy, ortalama aldığı doz 325 cGy bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 28 cGy, maksimum aldığı doz 5333 cGy, ortalama aldığı doz 2622 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 15 cGy, maksimum aldığı doz 2805 cGy, ortalama aldığı doz 347 cGy bulundu. Superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 45' in maksimum aldığı doz 4766 cGy olarak bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV45' in maksimum aldığı doz 5256 cGy olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV45' in aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı, maksimum doz değerinden 490 cGy az olarak bulundu.

Yedinci akciğer CA hastasının superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 5 cGy, maksimum aldığı doz 5157 cGy, ortalama aldığı doz 540 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 74 cGy, maksimum aldığı doz 6289 cGy, ortalama aldığı doz 3139 cGy bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 6

cGy, maksimum aldığı doz 5170 cGy, ortalama aldığı doz 544 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 75 cGy, maksimum aldığı doz 6404 cGy, ortalama aldığı doz 3225 cGy bulundu. Superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 46 ve PTV 60' in, maksimum aldığı doz değerleri 6293 cGy olarak bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 46 ve PTV60' in maksimum aldığı doz değerleri 6404 cGy olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV46' nin aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı, maksimum doz değerinden 111 cGy az olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV60' in aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı maksimum doz değerinden 109 cGy az olarak bulundu.

Sekizinci akciğer CA hastasının superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 31 cGy, maksimum aldığı doz 1191 cGy, ortalama aldığı doz 304 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 86 cGy, maksimum aldığı doz 4820 cGy, ortalama aldığı doz 2536 cGy bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 39 cGy, maksimum aldığı doz 1055 cGy, ortalama aldığı doz 312 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 85 cGy, maksimum aldığı doz 5176 cGy, ortalama aldığı doz 4475 cGy bulundu. Superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 45' in maksimum aldığı doz 4825 cGy olarak bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 45' in maksimum aldığı doz 5276 cGy olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV45' in aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı maksimum doz değerinden 351 cGy az olarak bulundu.

Dokuzuncu akciğer CA hastasının superposition algoritmasında yapılan akciğer hasta planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 3 cGy, maksimum aldığı doz 6648 cGy, ortalama aldığı doz 1584 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 1 cGy, maksimum aldığı doz 5214 cGy, ortalama aldığı doz 428 cGy bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında sağ akciğerin minimum aldığı doz 1

cGy, maksimum aldığı doz 6899 cGy, ortalama aldığı doz 1619 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz 1 cGy, maksimum aldığı doz 5158 cGy, ortalama aldığı doz 428 cGy bulundu. Superposition algoritmasında yapılan akciğer hasta planında tümör volumü PTV 50 ve PTV 64' ün maksimum aldığı doz değerleri 6670 cGy olarak bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer hasta planında tümör volumü PTV 50 ve PTV 64' ün maksimum aldığı doz değerleri 6895 cGy olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV50' nin aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı maksimum doz değerinden 225 cGy az olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV64' ün aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı maksimum doz değerinden 225 cGy az olarak bulundu.

Onuncu CA hastasının superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında Sağ akciğerin minimum aldığı doz yok, maksimum aldığı doz 6721 cGy, ortalama aldığı doz 448 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz yok, maksimum aldığı doz 929 cGy, ortalama aldığı doz 41 cGy bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında Sağ akciğerin minimum aldığı doz yok, maksimum aldığı doz 6953 cGy, ortalama aldığı doz 492 cGy, sol akciğerin minimum aldığı doz yok, maksimum aldığı doz 876 cGy, ortalama aldığı doz 39 cGy bulundu. Superposition algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 64' ün maksimum aldığı doz 6770 cGy, olarak bulundu. Convolution algoritmasında yapılan akciğer tedavi planında tümör volumü PTV 64' ün maksimum aldığı doz 6953 cGy olarak bulundu. Superposition algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki tümör hacminin PTV64' ün aldığı maksimum doz değeri, convolution algoritması ile yapılan akciğer hasta planındaki aldığı, maksimum doz değerinden 183 cGy az olarak bulundu.

Tedavi planlama sistemi CMS XiO' da superposition ve convolution algoritmaları ile tedavi planlamaları yapılan 10 tane farklı akciğer CA olan hastaların tedavi alanlarındaki maksimum doz değerleri karşılaştırıldığında superposition algoritması ile yapılan hasta planlarındaki tedavi alanlarının aldığı maksimum doz değerlerinde azalmalar olduğu görülmektedir. Bu karşılaştırmada hastaların tedavi

planlarındaki sadece algoritmalar değiştirilmiştir, diğer parametrelerde(gantry açıları, kolimatör açıları, wedge açıları, vb.) değişiklik yapılmamıştır.

İkinci kısımda 7 tane farklı kanser hastasının wedge kullanılarak veya kullanılmadan yapılan tedavi planlarında, tedavi alanının toplam dozun %95' ini tedavi volum hacminin %'de kaçını aldığına bakılmış ve wedge kullanılıp, kullanılmamasının bu değere nasıl etki ettiği tedavi planlarında karşılaştırılmıştır.

Şekil 48'de görüldüğü gibi birinci kanser hastasının gantry  $0^\circ$  ve  $180^\circ$ 'deki tedavi alanı CTV L humerus olan wedge kullanılmadan yapılan tedavi planında hastaya verilecek toplam dozun %95' ini tedavi volum hacminin %93,19' unu aldı. Şekil 47'de görüldüğü gibi gantry  $0^\circ$ 'de  $5^\circ$  wedge açısı kullanılarak yapılan tedavi planında hastaya verilecek toplam dozun %95' ini tedavi volum hacminin %95,15' i alırken, tedavi volum hacminin aldığı doz değeri % 1,96 kadar artmıştır. Şekil 48'de görüldüğü gibi tedavi alanı CTV R humerus olan hastanın wedge kullanılmadan yapılan tedavi planında wedge kullanılmadan yapılan hasta planında hastaya verilecek toplam dozun %95' ini tedavi volum hacminin %99,97' sini aldı. Şekil 47'de görüldüğü gibi gantry  $0^\circ$ 'de  $10^\circ$  wedge açısı kullanılarak yapılan hasta planında hastaya verilecek dozun %95' ini tedavi volum hacminin %99,99' si alırken, tedavi volum hacminin aldığı doz değeri % 0,03 kadar artmıştır. Şekil 50'de görüldüğü gibi ikinci kanser hastasının gantry  $217^\circ$ ,  $0^\circ$  ve  $148^\circ$ 'deki tedavi alanı CTV olan wedge kullanılmadan yapılan tedavi planında hastaya verilecek toplam dozun %95' ini tedavi volum hacminin %95,87' sini aldı. Şekil 49'da görüldüğü gibi gantry  $217^\circ$ ,  $0^\circ$  ve  $148^\circ$ 'de tedavi alanlarında sırası ile  $20^\circ$ ,  $25^\circ$  ve  $23^\circ$  wedge açıları kullanılarak yapılan tedavi planında hastaya verilecek dozun %95' ini tedavi volum hacminin %96,77' si alırken, tedavi volum hacminin aldığı doz değeri % 0,9 kadar artmıştır. Şekil 52'de görüldüğü gibi üçüncü kanser hastasının gantry  $217^\circ$  ve  $130^\circ$ 'deki tedavi alanı CTV30 olan wedge kullanılmadan yapılan tedavi planında hastaya verilecek toplam dozun %95' ini tedavi volum hacminin %87,19' unu aldı. Şekil 51'de görüldüğü gibi gantry  $217^\circ$  ve  $130^\circ$ 'deki tedavi alanlarında sırası ile  $35^\circ$  ve  $50^\circ$  wedge açıları kullanılarak yapılan tedavi planında hastaya verilecek dozun %95' ini tedavi volum hacminin %97,89'u alırken, tedavi volum hacminin aldığı doz değeri % 10,7 kadar artmıştır. Şekil 54'de görüldüğü gibi dördüncü kanser hastasının gantry  $189^\circ$  ve gantry  $15^\circ$ 'deki tedavi alanı CTV olan wedge kullanılmadan yapılan

tedavi planında hastaya verilecek toplam dozun %95' ini tedavi volum hacminin %97,74' ünü aldı. Şekil 53'de görüldüğü gibi gantry 189° ve gantry 15° tedavi alanlarında sırası ile 45° ve 40° wedge açıları kullanılarak yapılan planında hastaya verilecek dozun %95' ini tedavi volum hacminin %99,21' i alırken, tedavi volum hacminin aldığı doz değeri % 2,7 kadar artmıştır. Şekil 56'da görüldüğü gibi Beşinci kanser hastasının gantry 94°, 188° ve 5°'deki tedavi alanı CTV olan wedge kullanılmadan yapılan tedavi planında hastaya verilecek toplam dozun %95' ini tedavi volum hacminin %95,53' ünü aldı. Şekil 55'de görüldüğü gibi gantry 94°, 188° ve 5°'deki tedavi alanlarında sırası ile 4° , 25° ve 25° wedge açıları kullanılarak yapılan tedavi planında hastaya verilecek dozun %95' ini tedavi volum hacminin %98,96' sını alırken, tedavi volum hacminin aldığı doz değeri % 3,43 kadar artmıştır. Şekil 58'de görüldüğü gibi altıncı kanser hastasının gantry 303° ve 133°'deki tedavi alanı CTV olan wedge kullanılmadan yapılan tedavi planında hastaya verilecek toplam dozun %95' ini tedavi volum hacminin %93,19' unu aldı. Şekil 57'de görüldüğü gibi gantry 303° ve 133°'deki tedavi alanlarında sırası ile 30° ve 30° wedge açıları kullanılarak yapılan tedavi planında hastaya verilecek dozun %95' ini tedavi volum hacminin %97,86' sını alırken, tedavi volum hacminin aldığı doz değeri % 4,67 kadar artmıştır. Şekil 60'da görüldüğü gibi Yedinci kanser hastasının gantry 330° ve gantry 190° tedavi alanı CTV olan wedge kullanılmadan yapılan tedavi planında hastaya verilecek toplam dozun %95' ini tedavi volum hacminin %80,71' ini aldı. Şekil 59'da görüldüğü gibi gantry 330° ve 190°'deki tedavi alanlarında sırası ile 30° ve 30° wedge açıları kullanılarak yapılan tedavi planında hastaya verilecek dozun %95' ini tedavi volum hacminin %98,78' ini alırken, tedavi volum hacminin aldığı doz değeri % 18,07 kadar artmıştır. Yedi tane farklı kanser hastasının wedge kullanılıp ve kullanılmadan yapılan tedavi planlarında wedge kullanmadığımızda hastaya verilecek toplam dozun %95' inin tedavi volum hacminin aldığı doz değerinin yüzde olarak 7 farklı hastada azaldığı bulundu. Bu tedavi planlarında yalnız wedge değiştirilmiştir, diğer parametreler aynı kalmıştır.



## 5. ÖNERİLER

Lineer hızlandırıcılarda hem foton hem de elektron enerjileri ölçümleri yapılmaktadır. Foton enerjisi için kalibrasyon ölçümleri günlük alınmalıdır. Elektron enerjisi için ise kalibrasyon ölçümleri haftada en az 3 defa yapılmalıdır.

Lineer hızlandırıcının mekanik parçası olan wedge (kama filitre) doz homojenitesini nasıl değiştirdiğini wedgelere farklı açılar vererek ölçüm yapılmalıdır. Doz homojenitesini düzgün şekilde sağlamak için wedge doğru açılar verilmelidir.

Tedavi planlama sisteminde hastadaki doku yoğunluk farkından doğacak hataları en aza indirmek için doğru algoritma seçilerek tedavi planının yapılması gerekir. Akciğer ca hastalarının radyoterapi tedavi planlarında superposition algoritması önerilmektedir.

Hastaya minimal zararla en uygun tedavinin verilebilmesi için cihazın mekanik ve dozimetri kontrolleri ayrıntısına kadar titizlikle yapılmalıdır. Bu ölçümlerde yapılacak tek bir hata hastanın ölümüne dahi sebep olabilir.

Çok yapraklı kolimatorlerin sızıntı testleri ayda en az 2 kez yapılmalıdır. Sızıntının artması hastaya verilen dozun artmasına sebebiyet vermektedir.

## KAYNAKLAR

- Anonimous, 1993.** International Comission for Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy Report No: 50 ICRU, Bethesda, 11 s.
- Anonimous, 1999.** International Comission on Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, 13 s.
- Arya, A.P., 1966.** Fundamentals of Nuclear Physics. Allyn & Bacon Publisher, 498 s., 19- 40.
- Biggs, P., 1994.** Therapy Physics Review Course AAPM, May 1994, 5-9.
- Chao, C.K., Perez C., and Brady, L.W., 2004.** Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları, Nobel Tıp Kitabevleri, Gemici C, Mayadağlı A, Parlak C. (Ç. Ed.), 679 s., 15-28, 112-521.
- Demir, A., 2002.** Lineer Hızlandırıcılarda Elde Edilen X- Işınlarıyla Kanser Tedavisi. Yüksek Lisans Tezi. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye, 130 s., 43-46.
- Dertinger, H. and Jung, H., 1970.** Molecular Radiation Biology, Springer – Verlag Publisher, ISBN: 978-1-4684-6747-0, 476 s., 18-26.
- Elekta, 2003.** Precise MLC 80 model lineer accelerator brochure, Elekta Medical System, England, 3-36 s.
- Elekta, 2005.** Reference Material of Elekta Synergy Lineer Accelerator Manual brochure, England, 12-17 s.
- Gani, A., 2005.** Radyoterapide kullanılan aynı marka iki lineer hızlandırıcı cihazının foton ve elektron enerjilerinin dozimetrisinin karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye 106 s., 26-27.
- Güngör, G., 2007.** 6 ve 18 MV foton enerjilerinde çok yapraklı kolimatör ile serrobend alaşım blokların geometrik ve dozimetrik olarak karşılaştırılması . Yüksek Lisans Tezi. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği Programı, Ankara, Türkiye, 97 s., 35-37.
- Gürdalı, S., 2002.** UROK Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kursu Kuşadası, 20-23 Nisan, 45-52.
- Grosu, A.L., Sprague, L . D., Molls, M., 2006.** Definitioan of Tartget Volume and organs at Risk. Biological Target Volume. Springer Berlin Heidelberg Publisher, 765 s., 167-177.
- Hendee, W.R., 1984.** Radiation Therapy Physics. Year Book Medical Publishers, 697 s., 23-29.

- Hendee, R. W., Ibbott, S. G., and Hendee, G. E., 2005.** Radiation Therapy Physics. Third Edition John Wiley & Sons Publisher. 723 s., 43-47.
- Horton, J.L., 1987.** Handbook of Radiation Therapy Physics. Prentice-Hall Publisher, 798 s., 45-49.
- Hossfeld D.K., Sherman C.D., Love R.R., and Bosch F.X., 1990.** Manual of clinical oncology, 5 edition, international union against cancer, 600 s., 40-42.
- James P., Srinivasan V., Carlos A., Perez, Levitt S.** Medical Radiology Radiation Oncology, Editörler: Brady L, Philadelphia H, Heilmann P, Hamburg M. Munich Physics of Treatment Planning in Radiation Oncology. Springer Berlin Heidelberg, 837s., 79-80.
- Jeraj, M., and Robar, V., 2004.** Multileaf Collimator in radiotherapy. Radiation Oncology. 38, 235-240.
- Johns, H.E., 1971,** The Physics of Radiology, Charles C Thomas publisher, 756 s., 112-356.
- Johns, H.E. and Cunningham, J.R., 1983.** The Physics of Radiology, 4 edition. Charles C. Thomas, Springfield Publisher, 829 s., 112-356.
- Jordan, J.T. and Williams, C.P., 1994.** The design and performance characteristics of a multileaf collimator, Physics Medical Biology, 39, 231-251.
- Kachelries, M., 2006.** Clinical X-Ray Computed Tomography, Springer Berlin Heidelberg publisher, ISBN: 978-3-299999-8, 876 s., 34-59.
- Kim, S., Liu, C. R., Zhu, T. C., and Palta, J. T., 1998.** Photon beam skin dose analyses for different clinical setups. Medical Physics, 25, 860-866.
- Kuter, S., 1984,** Radyoterapide Eksternal Işın Tedavisinde Kullanılan Cihaz Sınıflandırılması Özellikleri ve Yenilikler. 12-19 s.
- Khan, F.M., 1992,** The Physics of Radiation Therapy 3 edition, Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, Williams and Wilkins, Chapter 4(38-50), Chapter 9 (60-61), (164-165), Chapter 14 (300-309).
- Khan F.M., 2003.** The Physics of Radiation Therapy, 3 Edition, Eds: Pine J, Standen M, Kairis LR, Boyce T. Lippincott Williams & Wilkins Publisher, Chapter 4, 38-50, 53-160.
- Khan, F.M., 2003.** The Physics of Radiation Therapy 3 edition, Lippincott Williams and Wilkins publisher, chapter 1(42-47), chapter 3(35-36), Chapter 5(64-74). Chapter 205-209.
- Khan, F.M., 1994.** The Physics of Radiation Therapy. USA, Second Edition. 51-57 s.

- Krane K.S., 2001.** Nükleer Fizik 1. Palme Yayıncılık, Şarer, B.(Ç. Ed.), 387 s., 161-175, 192-201.
- Leavitt D. D., Martin M., Moeller J. H., and Lee W. L., 1990.** Dynamic Wedge Field Techniques Through Computer- Controlled Collimator Motion and Dose Delivery. Medical Physics publisher, 583 s., 17-22.
- Mazeron J.- J., Locoche T ., and Maugis A., 1994,** Techniques d'irradiation des cancers. Vigot Edition, 412 s., 18-22.
- Özalpan, A., 1980.** Radyobioloji. İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Basımevi, 412 s., 52-55.
- Perez, C. A., BRADY, L.W.,1991.** Principles and practice of radiation oncology. Editör: Lippincott J.B. Londra, 2 edition. 693 s., 29-35.
- Podgorsak, B.E., 2006.** Radiation physics for medical physics. Springer publisher, 549 s., 27-33.
- Purdy, James A., 1994.** Ph. D . Treatment planning dose distributions lecture Radition Oncology Physics Course. June, 1994, 16-18.
- Meerleer, O. G., Derie, M. T. C., Vakaet, L., and Fortan, G. L., 1997.** Execution of asingleisocenter three-field technique, using a multileaf collimator or tray mounted cerrobend blocks: Effect on treatment time Int. J. Radiation Oncology Biology Physics. 760 s., 255-259.
- Sopha, Developpment., 1995.** Kanserde Işımlama Teknikleri, Öncü limited, 153 s., Uzal, C. (Ç. Ed.), 1-13, 40-42.
- Schlegel, W., Grosser, K. H., Haring, P., and Rhein, B ., 2006.** Beam Delivery in 3D Conformal Radiotherapy Using Multi-leaf Collimators. Springer Berlin Heidelberg Publisher, ISBN: 978-3-540-29999-8, 654 s., 257-266.
- Sharma, S.C., 2009.** Head Of Department of Radiotherapy PGIMER Seminar on Beam Modification Devices, June, 2009, 37-38.
- Şengül, A., 2011.** Lineer hızlandırıcılarda fiziksel ve sanal kama filtrelerin karşılaştırılması ve dozimetrik değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Uludağ Üniversitesi, Sağlık Bilimler Enstitüsü, Bursa, Türkiye, 58 s., 9-10.
- Tunçel, N., 2002.** UROK 2002 Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kursu, Kuşadası, 20-23 Nisan, 2002, 57-82.

## ÖZGEÇMİŞ

Ufuk YAZICI, 30/11/1988 tarihinde Rize’de doğdu. İlköğretimini 2001 yılında Rize ilinde Çayeli ilçesinde Madenli İlköğretim Okulu’nda ve Ortaöğretimini 2004 yılında Rize ilinin Çayeli ilçesinde Çayeli Vakıf Bank Lisesi’nde tamamladı. 29/09/2010 tarihinde başladığı lisans eğitimini 21/06/2013 tarihinde Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü’nde tamamladı. 2013 yılında Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Bölümü’nde başladığım yüksek lisans eğitimine halen devam etmektedir.