

T.C.

İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



**SOL AKCİĞER KANSERLERİNİN RADYOTERAPİSİNDE ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL
RADYOTERAPİ İLE STATİK VE DİNAMİK YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ
PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Halis BOZKURT

Sağlık Fiziği Ana Bilim Dalı

Sağlık Fiziği Programı

EYLÜL, 2022

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



SOL AKCİĞER KANSERLERİNİN RADYOTERAPİSİNDE ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL
RADYOTERAPİ İLE STATİK VE DİNAMİK YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ
PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Halis BOZKURT
(Y2016.020003)

Sağlık Fiziği Ana Bilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK

EYLÜL, 2022

ONAY FORMU

ONUR SÖZÜ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “Sol Akciğer Kanserlerinin Radyoterapisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi ile Statik ve Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Kaynakça’da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim.
(...../...../2022)

Halis BOZKURT

ÖNSÖZ

İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Fiziği Yüksek Lisans bölümünde geçirdiğim öğrencilik hayatımda emeği geçen tüm hocalarıma ve bilgisiyle bana yol gösteren tez danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK'e, anabilim dalı başkanımız sayın Dr. Öğr. Üyesi Füsun ÇETİN'e, tezimin klinik aşamasındaki yardımlarından dolayı radyasyon onkoloğu sayın Dr. Gülhan Güler AVCI'ya, hayatımın en kıymetli insanları olan, varlıklarıyla beni mutlu eden eşime ve kızlarıma çok teşekkür ederim.

Eylül, 2022

Halis BOZKURT

SOL AKCİĞER KANSERLERİNİN RADYOTERAPİSİNDE ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ İLE STATİK VE DİNAMİK YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Bu çalışmada, sol akciğer kanserli hastaların radyoterapisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) teknikleri ile yapılan tedavi planlarının tümör ve kritik organ dozları bakımından karşılaştırılması amaçlanmıştır. Akciğer kanseri radyoterapisinde, Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT) en çok kullanılan tedavi planlama tekniği olmasına rağmen, sınırlayıcı organ dozlarından dolayı istenilen yüksek tedavi dozlarına çıkılamamaktadır (Yang ve ark., 2009). Son yıllarda, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) tekniğinin klinik üstünlüğü, yüksek tedavi dozunun planlanan hedef hacimde (PTV) homojen olarak sağlanması ve kritik organların (OAR) daha iyi korunması olarak bildirilmektedir. Ancak, Monitor Unit (MU) ve tedavi süresinin artması dezavantajdır. Sol akciğer kanserli hastalarda tedavi planı yapılırken tümör çevresindeki sağlam doku ve organları koruyabilmek, özellikle akciğer ve kalbin mümkün olan en düşük doza maruz kalmasını sağlamak hayati öneme sahiptir. Yapılan retrospektif çalışmalar ile tanı ve yerleşime en uygun radyoterapi planlama tekniğini uygulamak önemlidir. Bu çalışmada; 3B-KRT, Statik IMRT ve Dinamik IMRT tekniklerinin kritik organlar üzerindeki etkilerinin dozimetrik olarak karşılaştırılarak uygun olan en iyi planlama tekniğinin belirlenmesi hedeflenmiştir. Bu çalışmada; radyasyon onkolojisi bölümünde daha önce tedaviye girmiş 15 sol akciğer kanserli hastaya ait aynı Siemens Somatom Spirit bilgisayarlı tomografi cihazında çekilmiş görüntülerine ulaşılmıştır. Bu hastalar, bölümümüzde bulunan Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcı cihazında üç planlama tekniğinden birisinde yapılan planlar sonucunda tedavisi tamamlanmış hastalardır. Retrospektif dozimetrik karşılaştırma yapılabilmesi için düzeltilmesi gereken konturlar, radyasyon onkoloğu tarafından Varian Eclipse tedavi planlama sisteminde konturlanmıştır. Tüm hastalara 3 boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT), statik IMRT ve dinamik IMRT teknikleri kullanılarak 30 fraksiyonda 60 Gray (Gy) reçete edilecek şekilde Varian Eclipse v13.0

tedavi planlama sisteminde planlar yapılmıştır. 3B-KRT planı 4 alandan 6-15 MV foton enerjisi kullanılarak yapılmıştır. Statik IMRT planı, alan içine alan açılarak 4-6 alandan 6-15 MV foton enerjisi ile multi leaf collimator (MLC)'ler sabit konumda yapılmıştır. Dinamik IMRT planı ise 5-6 alandan 6 MV foton enerjisi kullanılarak hareketli MLC ile yapılmıştır. Tüm planlarda hedef hacimler sol akciğer yerleşimli olduğu için alanlar sol taraftan verilmiştir. Bulunan veriler, Statistical Package for Social Sciences 20(SPSS) istatistik programına aktarılmıştır. Verilerin ortalamaları, standart sapmaları ve p değerleri analiz edilerek değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, MU değerleri dışında diğer tüm parametrelerde planlama teknikleri arasında klinik açıdan anlamlı bir fark olmasa da dinamik IMRT'nin diğer iki tekniğe kıyasla daha üstün olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Akciğer Kanseri, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Konformal Radyoterapi

**DOSIMETRIC COMPARISON OF THREE-DIMENSIONAL CONFORMAL
RADIOTHERAPY AND STATIC AND DYNAMIC INTENSITY
MODULATED RADIOTHERAPY PLANNING TECHNIQUES IN
RADIOTHERAPY OF LEFT LUNG CANCERS**

ABSTRACT

In this study, it was aimed to compare the treatment plans made with Three Dimensional Conformal Radiotherapy (3D-CRT), Static IMRT and Dynamic IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy) techniques in the radiotherapy of patients with left lung cancer in terms of tumor and critical organ doses. Although Three-Dimensional Conformal Radiotherapy (3D-CRT) is the most widely used treatment planning technique in lung cancer radiotherapy, the desired high treatment doses cannot be increased due to the limiting organ doses (Yang et al.,2009). In recent years, the clinical superiority of the Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) technique has been reported as providing the high treatment dose homogeneously at the planned target volume (PTV) and better protection of critical organs (OAR). However, its disadvantage is the increase in Monitor Unit (MU) and treatment time. While making a treatment plan in patients with left lung cancer, it is vital to protect the healthy tissues and organs around the tumor, and to ensure that the lungs and heart are exposed to the lowest possible dose. It is important to apply the most appropriate radiotherapy planning technique for diagnosis and placement with retrospective studies. In this study; It is aimed to determine the best planning technique by comparing the effects of 3D-CRT, Static IMRT and Dynamic IMRT techniques on critical organs dosimetrically. In this study; Images taken on the same Siemens Somatom Spirit computed tomography device of 15 patients with left lung cancer who had previously undergone treatment in the radiation oncology department were accessed. These patients are the patients whose treatment was completed as a result of the plans made in one of the three planning techniques in the Varian Clinac DHX linear accelerator device available in our department. The contours that needed to be corrected for retrospective dosimetric comparison were contoured by the radiation oncologist in the

Varian Eclipse treatment planning system. Plans were made in the Varian Eclipse v13.0 treatment planning system to prescribe 60 Gray (Gy) in 30 fractions, using 3D conformal radiotherapy (3D-CRT), static IMRT and dynamic IMRT techniques to all patients. The 3D-CRT plan was made using 6-15 MV photon energy from 4 areas. In the static IMRT plan, multi-leaf collimators (MLCs) were made in a fixed position with 6-15 MV photon energy from 4-6 areas by opening the area inside the area. The dynamic IMRT plan, on the other hand, was made with moving MLC using 6 MV photon energy from 5-6 fields. Since the target volumes are located in the left lung in all plans, the fields are given from the left side. The data found were transferred to the Statistical Package for Social Sciences 20 (SPSS) statistical program. The means, standard deviations and p values of the data were analyzed and evaluated. As a result, although there was no clinically significant difference between planning techniques in all other parameters except MU values, dynamic IMRT was found to be superior to the other two techniques.

Keywords: Lung Cancer, Intensity Modulated Radiotherapy, Conformal Radiotherapy

İÇİNDEKİLER

ONUR SÖZÜ	iii
ÖNSÖZ.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xiv
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	xvi
I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER	4
A. Radyasyon.....	4
1. Radyasyon Türleri	4
2. Radyasyon Birimleri	6
a. Aktivite birimi	6
b. Işınlama birimi	6
c. Soğurulma doz birimi.....	6
d. Eşdeğer doz birimi	7
3. Radyasyonun Biyolojik Etkileri.....	7
a. Radyasyonun hücre üzerine etkileri	7
i. Direkt etki	7
ii. İndirekt etki.....	8
b. Radyasyonun hücre dışına etkileri	8
i. Deterministik etki.....	9
ii. Stokastik etki.....	9
B. Radyoterapi	9
1. Radyoterapi Teknikleri.....	9
a. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT).....	10
b. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT).....	11

i. Statik IMRT.....	11
ii. Dinamik IMRT.....	12
2. Radyoterapide Hacim Tanımlamaları.....	13
a. Görüntülenebilir tümör hacmi (GTV).....	14
b. Klinik hedef hacim (CTV).....	14
c. Planlanan hedef hacim (PTV).....	14
d. Tedavi edilen hacim (TV).....	15
e. Işınlanan hacim (IV).....	15
f. Riskli organ (OAR).....	15
g. Planlanan riskli hacim (PRV).....	15
3. Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	16
4. Lineer Hızlandırıcılar (LINAK).....	17
a. Linak çalışma prensibi.....	18
C. Görüntüleme Teknikleri.....	19
1. Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	19
2. Manyetik Rezonans Görüntülemesi (MRG).....	20
3. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET).....	20
D. Akciğer Kanseri.....	21
1. Akciğer Kanseri Türleri.....	22
2. Akciğer Kanseri Evreleri.....	22
a. Küçük hücreli dışı akciğer kanserinde evreleme.....	23
b. Küçük hücreli akciğer kanserinde evreleme.....	24
3. Akciğer Kanseri Tedavi Yöntemleri.....	24
a. Cerrahi yöntemler.....	24
b. Kemoterapi.....	24
c. Radyoterapi.....	25
III. MATERYAL VE METOT.....	26
A. Araştırmanın Tipi, Örneklemi ve Evreni.....	26
B. Araştırmanın Değişkenleri.....	26
C. Veri Toplama Araçları.....	27
D. Verilerin Toplanması, Değerlendirilmesi ve Karşılaştırılması.....	29
E. Araştırmanın Etik İzni.....	30
IV. BULGULAR.....	31
A. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Monitor Unit (MU) Değerlerinin Karşılaştırılması.....	31

B. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Maksimum Nokta Doz (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması	33
C. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Konformite İndeks (CI) Değerlerinin Karşılaştırılması	35
D. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Homojenite İndeks (HI) Değerlerinin Karşılaştırılması	37
E. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Maksimum Spinal Cord Dozu (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması	39
F. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Ortalama Kalp Dozu (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması	40
G. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Ortalama Özefagus Dozu (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması	42
H. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Ortalama Sol Akciğer Dozu (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması	43
I. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının 5 Gy Alan Sol Akciğer Volümü (%) Değerlerinin Karşılaştırılması	45
J. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının 20 Gy Alan Sol Akciğer Volümü (%) Değerlerinin Karşılaştırılması	46
K. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Ortalama Total Akciğer Dozu (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması	48
L. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının 5 Gy Alan Total Akciğer Volümü (%) Değerlerinin Karşılaştırılması	49
M. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının 20 Gy Alan Total Akciğer Volümü (%) Değerlerinin Karşılaştırılması	51
V. TARTIŞMA VE SONUÇ	53
A. Tartışma	53
B. Sonuç	59
VI. KAYNAKLAR	60
EKLER	66
ÖZGEÇMİŞ	72

KISALTMALAR LİSTESİ

3B-KRT	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
Bq	: Becquerel
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
C	: Coulomb
Ci	: Curie
CI	: Konformite İndeks
CTV	: Klinik Hedef Hacim
Dmean	: Ortalama Doz
Dmax	: Maksimum Doz
GTV	: Görüntülenebilir Tümör Hacmi
HI	: Homojenite İndeks
ICRU	: International Commission on Radiation Unit and Measurement
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
IV	: Işınlanan Hacim
keV	: Kilo Elektron Volt
LİNAK	: Lineer Hızlandırıcı
MeV	: Milyon Elektron Volt
MLC	: Çok Yapraklı Kolimatör
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	: Monitor Unit
MV	: Milyon Volt
NTID	: Normal Doku İntegral Dozu
OAR	: Risk Altındaki Kritik Organ
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
PRV	: Planlanan Riskli Organ
PTV	: Planlanan Hedef Hacim
R	: Röntgen

RT	: Radyoterapi
SAR	: Saçılma Hava Oranı
Sc	: Kolimatör Saçılma Faktörü
SI	: Uluslararası Birim Sistemi
Sp	: Fantom Saçılma Faktörü
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences
SSD	: Kaynak Cilt Mesafesi
TAR	: Doku Hava Oranı
TMR	: Doku Maksimum Oranı
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
TV	: Tedavi Edilen Hacim
V5	: 5 Gy Doz Alan Hacim
V20	: 20 Gy Doz Alan Hacim
%DD	: Yüzde Derin Doz

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1: Radyasyon Türleri.....	4
Şekil 2. 2: Elektromanyetik dalga spektrumu	5
Şekil 2. 3: Direkt ve İndirekt Etki	8
Şekil 2. 4: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT) Plan Görüntüsü	11
Şekil 2. 5: Step and Shoot (Statik) IMRT	12
Şekil 2. 6: Statik IMRT Plan Görüntüsü	12
Şekil 2. 7: Sliding Window (Statik) IMRT.....	13
Şekil 2. 8: Dinamik IMRT Plan Görüntüsü.....	13
Şekil 2. 9: GTV ve CTV gösterimi	14
Şekil 2. 10: Hedef Hacim ile Kritik Organ	15
Şekil 2. 11: Radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramlarının şematik gösterimi	16
Şekil 2. 12: Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı	17
Şekil 2. 13: Lineer Hızlandırıcı Çalışma Prensibi.....	19
Şekil 2. 14: Akciğer ve yapısı	21
Şekil 3. 1: Siemens Somatom Spirit Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	28
Şekil 3. 2: Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	29
Şekil 4. 1: MU değerlerinin grafiksel olarak dağılımı.....	32
Şekil 4. 2: Maksimum nokta doz (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı	34
Şekil 4. 3: Konformite indeks (CI) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı	36
Şekil 4. 4: Homojenite indeks (HI) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı.....	38
Şekil 4. 5: Maksimum spinal kord doz (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı	40
Şekil 4. 6: Ortalama kalp dozu (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı	41
Şekil 4. 7: Ortalama özefagus dozu (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı	43
Şekil 4. 8: Ortalama sol akciğer dozu (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı .	44
Şekil 4. 9: 5 Gy alan sol akciğer volümü (%) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı	46
Şekil 4. 10: 20 Gy alan sol akciğer volümü (%) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı	47

Şekil 4. 11: Ortalama total akciğer dozu (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı	49
Şekil 4. 12: 5 Gy alan total akciğer volümü (%) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı	50
Şekil 4. 13: 20 Gy alan total akciğer volümü (%) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı	52

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 4. 1: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen MU, p, ortalama ve standart sapma değerleri	31
Çizelge 4. 2: Elde edilen MU değerleri için ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları	32
Çizelge 4. 3: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen maksimum nokta doz (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri	33
Çizelge 4. 4: Elde edilen maksimum nokta doz değerleri için ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları	34
Çizelge 4. 5: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen konformite indeks (CI), p, ortalama ve standart sapma değerleri	35
Çizelge 4. 6: Elde edilen konformite indeks değerleri için ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları	36
Çizelge 4. 7: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen homojenite indeks (HI), p, ortalama ve standart sapma değerleri.....	37
Çizelge 4. 8: Elde edilen homojenite indeks değerleri için ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları	38
Çizelge 4. 9: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen maksimum spinal kord doz (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri	39
Çizelge 4. 10: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen ortalama kalp dozu (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri	41
Çizelge 4. 11: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen ortalama özefagus dozu (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri.....	42
Çizelge 4. 12: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen ortalama sol akciğer dozu (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri	44
Çizelge 4. 13: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen 5 Gy alan sol akciğer volümü (%), p, ortalama ve standart sapma değerleri.....	45

Çizelge 4. 14: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen 20 Gy alan sol akciğer volümü (%), p, ortalama ve standart sapma değerleri.....	47
Çizelge 4. 15: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen ortalama total akciğer dozu (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri.....	48
Çizelge 4. 16: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen 5 Gy alan total akciğer volümü (%), p, ortalama ve standart sapma değerleri	50
Çizelge 4. 17: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen 20 Gy alan total akciğer volümü (%), p, ortalama ve standart sapma değerleri	51

I. GİRİŞ

Bu çalışmada, sol akciğer kanserli hastaların radyoterapisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik ve Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) teknikleri ile yapılan tedavi planlarında kritik organ ve tümör dozlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Doku veya organdaki hücrelerin düzensiz bir şekilde bölünüp çoğalmasıyla oluşan tümöre kanser denir. Kanserlerin hepsi normal olmayan hücrelerin kontrolümüz dışında çoğalmaları ile başlar. Kanser tedavi edilemezse ciddi hastalıklara ve ölüme sebep olabilir(URL-1).

Akciğer, insan vücudunda yaygın olarak en çok kanser görülen bölgelerden biridir. Akciğer kanseri, bir toplulukta görülme olasılığı ve ölüm oranı en yüksek kanser çeşitidir. Akciğer kanseri; erkeklerde kanserden ölümlerin en önemli nedeni iken, kadınlarda meme kanserinden sonra ikinci sırada yer almaktadır. Türkiye genelinde insidansı 59/100000'dir. Tüm dünyadaki kanserlerin %13 ve ölümlerin %18'inden sorumludur. Her yıl akciğer kanserli hasta sayısında %0,5 artış olmaktadır. Ortalama görülme yaş aralığı 55-65'tir(Timuçin Alar, 2012).

Akciğer kanseri tedavi yöntemlerinden birisi de radyoterapidir. Kanserinin iyonizan radyasyon kullanılarak tedavi edilmesine radyoterapi denir. Radyoterapinin amacı, tümör çevresindeki sağlıklı organları mümkün olduğunca korumak ve kanser hücrelerini öldürmek ya da çoğalmalarını önlemektir. Radyoterapi uygulandığı yerde etkisini ve yan etkisini gösterir(URL-13). Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi planlama teknikleri, akciğer kanseri tedavisinde kullanılan tekniklerdir. Bu teknikler sayesinde tümöre gerekli doz verilirken, tümör çevresindeki kritik organlar olabildiğince korunmaktadır. Tümörün yeri, büyüklüğü ve tedavi süreleri göz önüne alındığında radyoterapinin hangi teknikle yapılacağı tartışılması gerekebilir. Akciğer kanseri radyoterapisinde, sınırlayıcı organ dozlarından dolayı 3B-KRT tedavi tekniği ile yüksek tedavi dozları uygulanamamaktadır(Yang ve ark.,2009). Son yıllarda, IMRT planlama tekniğinin

linik üstünlüğü, tümöre verilen yüksek tedavi dozunun hedef hacimde homojen olarak sağlanması ve sağlıklı dokuların daha iyi korunması olarak bildirilmiştir. Ancak, Monitor Unit (MU) ve tedavi süresinin artması dezavantajdır. IMRT tekniğinin, toraks bölgesindeki normal doku integral dozunun (NTID) artması nedeniyle, rutin kullanımının uygun olmadığı bildirilmiştir(Wu ve ark.,2014). Son yıllarda teknolojideki gelişmelerin radyasyon tedavisine yansması sonucu IMRT teknikleri daha sık kullanılmıştır. Sol akciğer kanserli hastalarda tedavi planı yapılırken tümör çevresindeki kritik sağlam organları koruyabilmek, özellikle kalp ve akciğerin alabilecekleri en düşük dozda kalmasını sağlamak çok önemlidir. Yapılan retrospektif çalışmalar ile tanı ve yerleşime en uygun radyoterapi planlama tekniğini uygulamak önemlidir. Bu çalışmada; 3B-KRT, Statik IMRT ve Dinamik IMRT tekniklerinin kritik organlar üzerindeki etkilerinin dozimetrik olarak karşılaştırılarak uygun olan en iyi planlama tekniğinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Dozimetrik ve klinik çalışmaları tetikleyen normal dokulara aşırı dozdan kaçınmak için yüksek doz radyasyon için IMRT'nin düşünülmesi gerektiği de açık hale geldi. Marnitz ve arkadaşları (Marnitz ve ark.,2002) Berlin'deki Charite Kampüs Üniversite Hastanesinde, 3B-KRT'ye kıyasla IMRT ile ortalama %16 olası doz artırma avantajı bildirdi. Grills ve arkadaşları (Grills ve ark.,2003) özellikle nod pozitif hastalarda ve özofagusa bağlılığı olanlarda, William Beaumont Hastanesinde IMRT ile 3B-KRT için yapılan bir dozimetrik fayda karşılaştırması bildirdiler. IMRT'nin aynı OAR kısıtlamaları altında 3B-KRT'den %25-30 daha fazla radyoterapi dozu verebildiğini bildirdiler. Schwarz ve ark. (Schwarz ve ark.,2005) Hollanda Kanser Enstitüsü'nde IMRT'nin 3DCRT'ye göre olası bir avantajına da dikkat çekti. Büyük ve içbükey tümörler için belirgin bir fayda ile %35 kadar yüksek bir ortalama doz artışı gördüler . Liu ve ark. (Liu ve ark.,2004) IMRT planlarını, V20 ve ortalama akciğer dozunun tüm vakalar için azaltıldığı, medyan azalmaların sırasıyla %8 ve 2 Gy olduğu 3B-KRT planlarıyla karşılaştırdı. Murshed ve ark. (Murshed ve ark.,2004) ayrıca IMRT'nin V10 ve V20'yi azalttığını, bunun da ortalama toplam akciğer dozunda >2 Gy'lik bir azalmaya ve radyasyon pnömonisi riskinde %10'luk olası bir azalmaya tekabül ettiğini kaydetti. Ayrıca >40–50 Gy'ye ışınlanan kalp ve yemek borusu hacimlerinde azalma olduğunu bildirdiler. IMRT, büyük ve komplike brüt tümör

hacimlerine sahip ileri evre hastalıkta ve kritik yapılara bağıllıkta dozimetrik olarak 3B-KRT'den daha uygundur (Liu ve ark.,2004, Murshed ve ark.,2004).

Literatürdeki retrospektif çalışmalarda daha çok akciğer, kalp, yemek borusu, özefagus gibi kritik organlar ve hedef hacimler değerlendirilmiştir. Klinik planlama çalışmaları ve incelenen literatür araştırmaları sonucunda yapılan bu çalışmada sol akciğer kanserli 15 hastaya 3 farklı planlama tekniği (3B-KRT, statik IMRT, dinamik IMRT) uygulanmış, PTV için Dmax, konformite indeks (CI), homojenite indeks (HI), kritik organlar için ortalama kalp dozu (Dmean), maksimum spinal kord dozu (Dmax), ortalama özefagus dozu (Dmean), ortalama sol akciğer ve total akciğer dozları (Dmean), 5 Gy alan sol akciğer ve total akciğer volümleri (V5), 20 Gy alan sol akciğer ve total akciğer volümleri (V20) değerleri ve toplam MU değerleri incelenmiş, istatistiksel olarak farklar bulunmaya çalışılmıştır. Bu çalışmanın diğer retrospektif çalışmalardan daha kapsamlı olacağı öngörülmektedir.

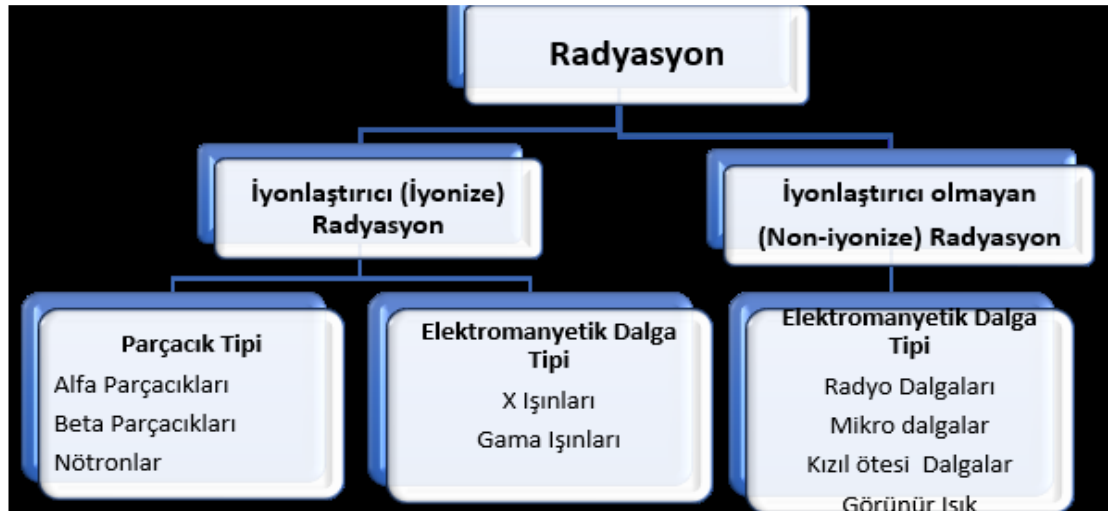
II. GENEL BİLGİLER

A. Radyasyon

Enerjinin elektromanyetik dalgalar ya da atom altı parçalar ile yayılmasına ve aktarılmasına radyasyon denir. Radyasyon uzayda yayılan enerji olup, insanoğlunun yaşadığı çevrenin bir parçasıdır. Çekirdeği bir arada tutan kuvvetlerin dengesizliği sonucu kararlı hale gelmek için atılan enerjiye radyasyon, enerjiyi atan çekirdeğe radyoaktif çekirdek denir.

1. Radyasyon Türleri

Radyasyonun tanımında belirtilen elektromanyetik dalgalar, ışık hızında hareket eden fotonlardır. Tanımda sözü edilen parçacıklar ise atomun yapısını oluşturan temel parçacıklardır. Yani radyasyon, parçacık ve elektromanyetik dalga tipi olarak ikiye ayrılır.

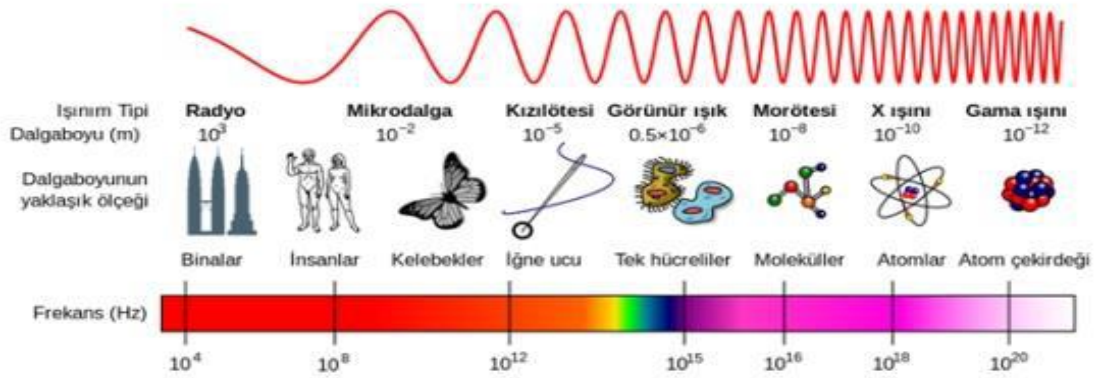


Şekil 2. 1: Radyasyon Türleri (Mertay Güner, 2019)

Elektromanyetik dalga tipi radyasyon; belli bir enerjisi olan, kütlesi olmayan radyasyon çeşididir. Elektromanyetik dalgalar; frekans, dalga boyları ve enerjilerine

göre sınıflandırılırlar. Buna elektromanyetik spektrum adı verilir. Elektromanyetik spektrumun bir tarafında radyo dalgaları, diğer tarafında ise X ve gama ışınları bulunur (Şekil 2.2). Tüm elektromanyetik dalga tipi radyasyonlar ışık hızı ile hareket ederler. Parçacık tipi radyasyonlar ise belli bir enerji ve kütlesi olan, çok hızlı hareket eden küçük parçacıklardır. (URL-2).

Tüm varlıklar atomlardan meydana gelirler. Atomlar; elektron, proton ve nötronlardan oluşur. Bir atomdan elektron kopartılması ya da atoma elektron bağlanması sonucunda atomun yük dengesi bozulur. Bu olaya iyonizasyon, iyonizasyon sonucu oluşan atoma iyon denir. Bu tanım ile radyasyonları, “iyonlaştırıcı” ve “iyonlaştırıcı olmayan” radyasyonlar diye ikiye ayırabiliriz. İyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar iyonlaştırıcı radyasyonlara göre daha düşük enerjilidir ve iyon oluşturmak için yeterli enerjiye sahip değildir. Elektromanyetik dalga spektrumundaki radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızılötesi, görünür ışık ve ultraviyole iyonlaştırıcı olmayan elektromanyetik radyasyon türleridir (Şekil 2.2) (URL-2).



Şekil 2. 2: Elektromanyetik dalga spektrumu (URL-3)

İyonlaştırıcı radyasyon ise atomdan elektron koparabilen, çarptığı maddenin atomlarında yüklü parçacıklar meydana getirebilen, yani atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. İyonizan radyasyon elektromanyetik ve parçacık tipi radyasyonlardan oluşur. Elektromanyetik dalga spektrumundaki X ve gama ışınları iyonizan elektromanyetik dalga tipi radyasyonlardır (Şekil 2.2). Alfa ve beta parçacıkları, protonlar, nötronlar ve elektronlar parçacık tipi iyonizan radyasyonlardır (Şekil 2.1).

2. Radyasyon Birimleri

Hedef kütle tarafından belirli sürede soğurulan radyasyon miktarına radyasyon dozu denir. Radyasyonun tedavide kullanılmaya başlanması ile kullanım amacına uygun farklı radyasyon birimleri ortaya çıkmıştır. Radyasyonun eski birim sistemi (özel birim) 1986 yılına kadar kullanılmış, bu tarihten sonra uluslararası birim sistemi (SI) kullanılmaktadır (URL-4).

a. Aktivite birimi

Saniyedeki bozulan çekirdek sayısıdır. Radyasyon miktarını ölçmek için kullanılır. Eski birimi Curie (Ci)'dir. Curie, saniyede $3,7 \times 10^{10}$ parçalanma yapan çekirdeğin aktivitesi olarak tanımlanmıştır. Uluslararası birim sistemindeki (SI) yeni birimi Becquerel (Bq)'dir. Saniyede bir parçalanma yapan çekirdeğin aktivitesine Becquerel denir. Aktivite birimleri arasındaki ilişki aşağıdaki gibidir (Mustafa Demir, 2013).

$$3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} = 1 \text{ Ci} \dots \dots \dots \text{Denklem 2.1}$$

b. Işınlama birimi

Işınlama birimi Röntgen (R)'dir. Röntgen, normal şartlarda havanın bir kg'ında $2,58 \times 10^{-4}$ Coulomb (C)'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar meydana getiren gama ve X ışını miktarıdır. Uluslararası birim sistemindeki (SI) birimi C/kg'dır. Işınlama birimleri arasındaki ilişki aşağıdaki gibidir (Mustafa Demir, 2013).

$$2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} = 1 \text{ R} \dots \dots \dots \text{Denklem 2.2}$$

c. Soğurulma doz birimi

Radyasyonun hedef kütlede bıraktığı enerjiyi ifade eder. Soğurulan dozun eski birimi Rad'dır. Işınlanan maddenin bir kg'ına 10^{-2} joule'lük enerji veren radyasyon miktarına Rad denir. Soğurulan dozun SI sistemindeki birimi Gray'dir. Işınlanan maddenin bir kg'ına bir joule'lük enerji veren radyasyon miktarına Gray denir. Soğurulma doz birimleri arasındaki ilişki aşağıdaki gibidir (Mustafa Demir, 2013).

$$100 \text{ Rad} = 1 \text{ Gy} \dots \dots \dots \text{Denklem 2.3}$$

d. Eşdeğer doz birimi

Eşdeğer doz, radyasyonun oluşturacağı biyolojik etkiyi ifade eden ağırlık katsayısı (W_R) ile soğurulmuş dozun çarpımıdır.

$$\text{Eşdeğer doz} = \text{Soğurulan doz} \times W_R \dots \dots \dots \text{Denklem 2.4}$$

Eşdeğer dozun eski birimi Rem, SI birimi ise Sievert (Sv)' tir. Eşdeğer doz birimleri arasındaki ilişki aşağıdaki gibidir (Mustafa Demir, 2013).

$$100 \text{ Rem} = 1 \text{ Sv} \dots \dots \dots \text{Denklem 2.5}$$

3. Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Radyasyonun keşfedilmesinden sonra radyoaktivite, birçok dalda ve günlük hayatta kullanılmaya başlanmış ve bazı alanlarda insanların hayatında önemli yer tutmuştur. Kanser hücrelerinin yok edilmesi amacıyla tıpta kullanılmakta olup son yıllarda bilimsel çalışmalarda, tarımda ve sanayide kullanılmaktadır (Nami Yeyin, 2015).

İyonizan radyasyonun hücre ve hücre dışı etkileri, radyasyonun enerjisine, radyasyon tipine ve doku özelliklerine bağlı olarak değişmektedir. İyonizan radyasyon dokularda çeşitli hasarlara sebep olabilir. Radyasyonun dokulara verdiği hasarları inceleyen bilim alanına radyobiyojoloji denir. Radyasyonun hücre ve dokular üzerinde meydana getirdiği etkileri iyi bilmemiz gerekir (Cardis ve ark.,2005, Geleijns ve ark., 2004).

a. Radyasyonun hücre üzerine etkileri

Radyasyonun hücre üzerine etkileri radyasyon dozuna bağlıdır. Hücredeki DNA, radyasyonun temel hedefidir. Normalde DNA kırıkları kısa zamanda tamir edilebilir ve hücre ölümü gerçekleşmez. Fakat hücre ölümü çift sarmal kırıklarından sonra gerçekleşebilir. Radyasyon, direkt ve indirekt etki olarak iki şekilde hücre üzerine etki eder.

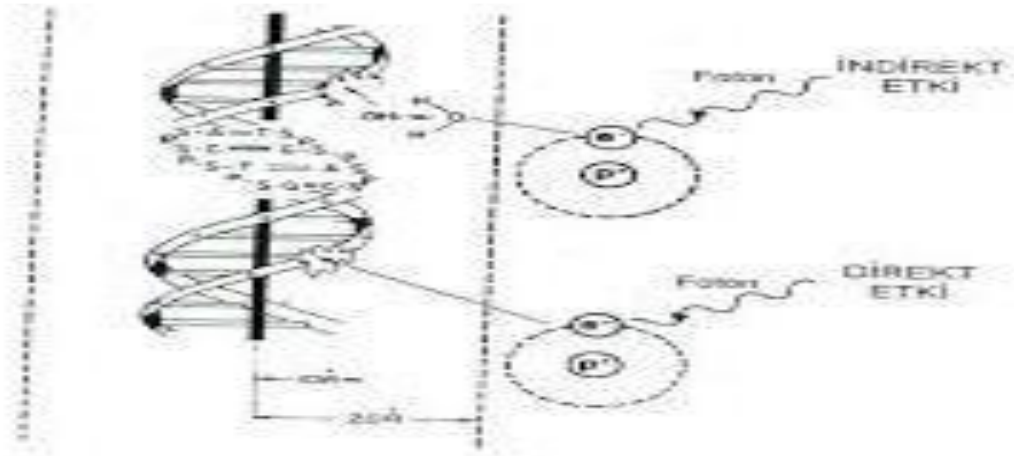
i. Direkt etki

İyonize radyasyonun bir atom veya moleküle çarpıp atomdan elektron kopararak iyonizasyon oluşturması ile oluşan etkidir. Direkt hücreye etki eden iyonizan radyasyon DNA'nın tek ya da çift sarmalını kırabilir. İyonlaştırıcı radyasyon tıpta, özellikle Radyasyon Onkolojisi ve Nükleer Tıp bölümlerinde, kanser hücrelerini yok

etmek amacıyla kanser hastalarının tedavisi için kullanılmaktadır (Mustafa Akpoyraz ve ark.,1995, Cem Uzal ve ark.,2002) .

ii. İndirekt etki

Radyasyonun hücreye direkt etki etmeden, vücutta moleküllerle etkileşim yaparak bu molekülleri iyonize etmesi ve serbest radikaller oluşturmasıdır. Bu serbest radikallerin DNA'yı etkilemesine indirekt etki denir. Radyasyon oksijen varken hücre içinde çok etkili reaksiyonlar meydana getirir. Bu toksik kimyasal yapıların indirekt olarak hücre ile etkileşime geçmesi sonucu ya hücre kendini onarır, ya hücre kendini onaramaz ve hücrede mutasyon gerçekleşir ya da hücre ölür. İyonizan radyasyonun indirekt etkisinde, direkt etkiye oranla DNA hasarı yaklaşık iki kat daha fazla olabilmektedir. Hasarın şiddeti doza bağlıdır.



Şekil 2. 3: Direkt ve İndirekt Etki (Khan, 2003)

b. Radyasyonun hücre dışına etkileri

Hücrelerin radyasyona duyarlılığı farklıdır. Over ve testisin germinal hücreleri, hematopoetik sistem hücreleri, gastrointestinal sistem epitel hücreleri gibi sık bölünebilen hücrelerin radyasyona duyarlılığı fazla iken; karaciğer, böbrek, kas, sinir hücreleri gibi bölünemeyen hücrelerin radyasyona duyarlılığı daha azdır. Radyasyonun hücre dışı etkileri deterministik ve stokastik etki olarak iki sınıfa ayrılır (Nami Yeyin, 2015).

i. Deterministik etki

Belli bir eşik değerinin üstünde maruziyet sonucu tekil kişide gözlenecek olan radyasyonun yan etkileridir. Bulantı, kusma, deride kızarıklık, katarakt gibi yan etkiler deterministik etkiye örnektir.

ii. Stokastik etki

Düşük seviyede alınan dozun zaman içinde oluşturduğu etkidir. Tek bir kişi üstünde gözlenmez, toplum üzerinde gözlenir. Kanseri ve mutasyon stokastik etkilere örnektir.

B. Radyoterapi

Radyasyon, parçacıklar ya da dalgalarla taşınan bir enerji türüdür. Radyoaktif maddeler tarafından salınabilir ve özel cihazlarda üretilebilir. Radyasyon, tıpta tanı ve tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Radyasyonu, kanserli dokulara gönderebilmek için özel cihazlara ihtiyaç vardır. Yüksek dozdaki radyasyon enerjisinin tedavi maksatıyla kullanılmasına "radyoterapi"(RT) denir. Radyoterapide amaç, tümörü yüksek enerjili ışınlar vererek tahrip etmek ve tümörü ışınlarken mümkün olduğunca sağlıklı organları korumaktır (Rajamanickam Baskar, 2014). Kanseri hastalarının yaklaşık olarak yarısında radyoterapi uygulanmaktadır. Radyoterapi tek başına uygulandığı gibi cerrahi veya kemoterapi ile birlikte de uygulanabilen bir tedavi yöntemidir. Radyoterapi, kanserli hücrelerin atom ya da moleküllerini iyonize ederek DNA'larına zarar verir ve kanserli hücreleri öldürür.

1. Radyoterapi Teknikleri

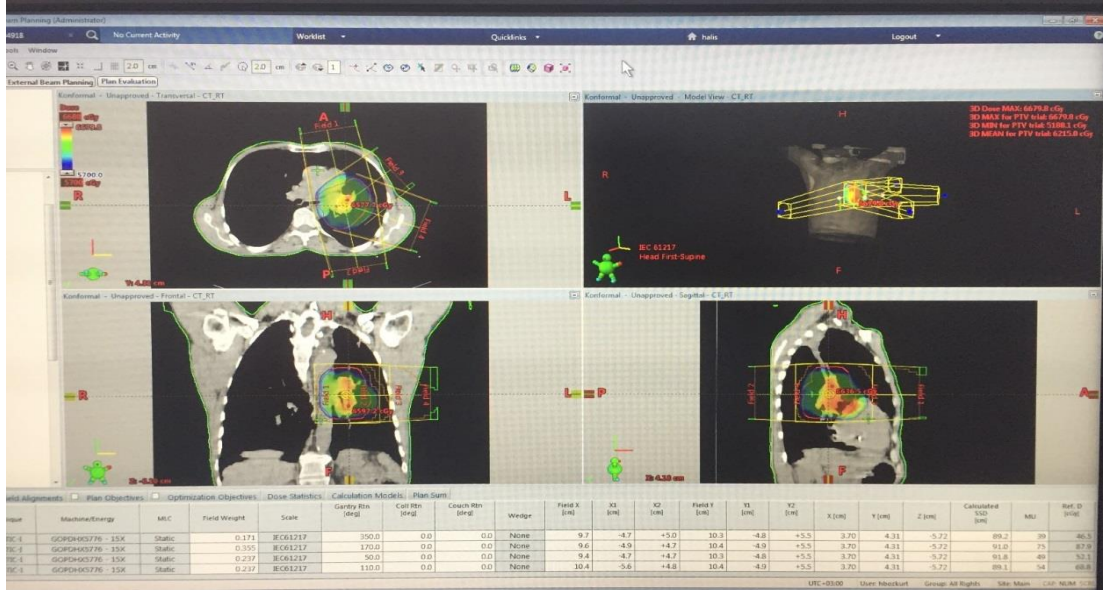
Uygulama biçimine göre radyoterapi, dışarıdan (eksternal) ve doku içine/tümör yatağına tedavi (internal) olmak üzere ikiye ayrılır. Bu tedaviler hem tek başına hem de arka arkaya uygulanabilmektedir. Radyoterapinin çoğunluğu eksternal radyoterapi şeklinde uygulanır.

Eksternal radyoterapi uygulamaları, radyoaktif bir kaynaklardan ya da yüksek enerjili X- ışınları üretebilen cihazlar ile sağlanmaktadır. Eksternal radyoterapide sadece tedavi odası içerisinde tedavi yapılırken radyasyona maruz kalınır, tedavi odası

dışında tedavi bittikten sonra radyasyon bulunmamaktadır. 3 boyutlu konformal radyoterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi, eksternal radyoterapi tekniklerine örnektir.

a. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT)

Radyoterapide önceden kullanılan iki boyutlu klasik radyoterapi yönteminde tümörün büyüklüğüne göre tedavi alanları kemik yapılar baz alınarak belirlenmekte idi. Son zamanlardaki teknolojik gelişmeler ile, ışın tedavi yöntemlerinde ve tedavi planlama sistemlerinde büyük teknolojik gelişmeler olmuştur. 3B-KRT yöntemi bu teknolojik gelişmelerin başlangıcında dönüm noktası olmuştur. 3B-KRT'yi iki boyutlu konvansiyonel radyoterapiden ayıran en önemli unsur, hastaya özgü üç boyutlu görüntülerin tedavi planlama sürecinde kullanılmasıdır. 3B-KRT tekniğinde ilk olarak hastalara tedavi süresince uygulanacak olan en uygun pozisyon verilir. Hastanın simülasyondaki pozisyonu ile günlük tedavisindeki pozisyonunun birebir aynı olması çok önemlidir. Bu nedenle hastanın tedavi sırasında hareketsiz kalmasını sağlamak için hasta sabitleme aparatları kullanılır. Baş maskeleri, baş-boyun maskeleri, baş-boyun-omuz maskeleri ve vücudun şeklini alabilen vakumlu yataklar hasta sabitleme aparatlarına örnektir. Hasta sabitleme işlemi sağlandıktan sonra simülasyon işlemi başlar. BT simülatör cihazında tümörün yerinin ve çevresindeki kritik organların bulunduğu bölgenin bilgisayarlı tomografi kesitleri alınır. Bu görüntüler online olarak tedavi planlama sistemine aktarılır. Bu görüntüler kullanılarak hekimler tarafından tümörlü bölge ve kritik organlar belirlenir. Radyasyon fizikçisi tarafından tedavi planı yapılarak hekimle birlikte kritik organlar korunacak şekilde en uygun tedavi seçeneği belirlenir. Simülasyonda hasta üzerine yerleştirilen işaretler referans alınarak, planlama sisteminden aktarılan tedavi alanları tedavi cihazında lazerler ile çakıştırılır. Tedavi alanları hekim ve fizikçi tarafından doğrulanarak hasta tedavisi başlatılır (URL-5).



Şekil 2. 4: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT) Plan Görüntüsü

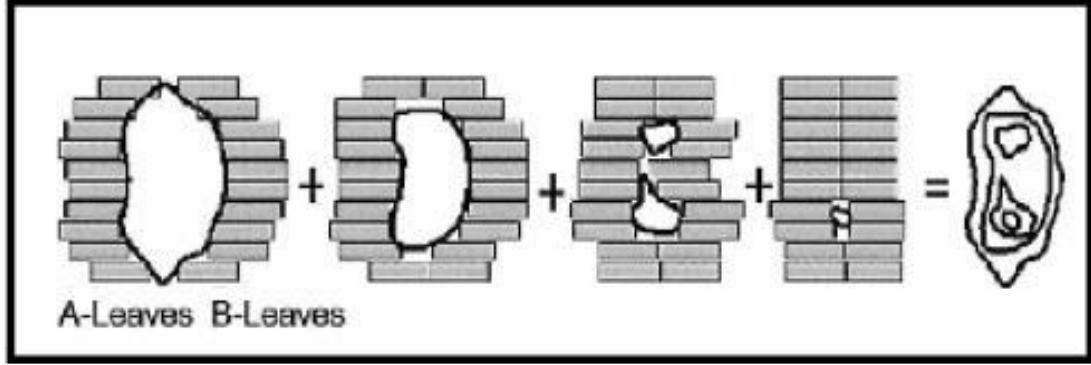
b. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)

IMRT, 3B-KRT'nin geliştirilmiş bir şeklidir. 3B-KRT'de yapılan simülasyon, görüntülerin tedavi planlama sistemine aktarılması ve hekim tarafından tümör ile sağlıklı organların belirlenmesi işlemleri aynı şekilde IMRT'de de uygulanır. IMRT'nin 3B-KRT'den farkı, ışın demetlerinin doz yoğunluklarının ayarlanabilmesidir. IMRT tekniğinde ana radyasyon demeti planlama sisteminde yoğunluğu farklı olan küçük demetçiklere bölünür. Bu demetçikler, ışınlanan bölgeye değişik açılardan girerek burada kesişirler. Bu demetçiklerin yoğunluklarının tümör ve kritik organların durumuna göre değişmesi ile tedavi uygulanabilmektedir. IMRT'nin 3B-KRT'den farkı planlamanın tersten yapılmasıdır. IMRT'nin planlama ve tedavi aşamalarının 3B-KRT'ye göre daha uzun sürmesine rağmen daha az yan etki oluşur. Bu yüzden IMRT, başta prostat ve baş boyun tümörleri olmak üzere çoğu kanser çeşitlerinde tercih edilmektedir. Radyoterapideki cihazların teknolojisine göre IMRT tekniğinin kullanımı farklılık göstermektedir (URL-5). IMRT, gantri hareketine göre Statik (Step and Shoot) ve Dinamik (Sliding Window) olmak üzere iki tekniğe ayrılır (ICRU 62, 1999).

i. Statik IMRT

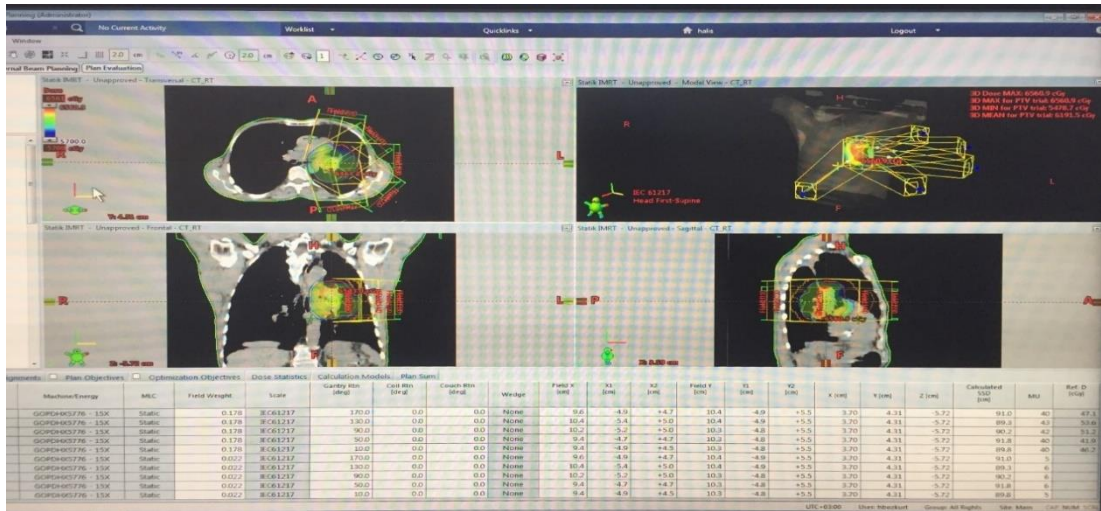
Bu teknikte tedavide kullanılan her alan, bir veya birkaç alt alandan oluşmaktadır. Alt alanlar çok yapraklı kolimatörler (MLC) sayesinde şekil alırlar

(Şekil 2.5). Bu segmentler birleşerek, uniform olmayan şiddette demetler oluştururlar (Hediye Acun ve ark.,2011). Her segmentin kendine ait şekli, ağırlığı ve monitör unit (MU) değeri vardır (Schlegel ve ark.,2006).



Şekil 2. 5: Step and Shoot (Statik) IMRT (URL-11)

MLC'ler her segmentte otomatik olarak pozisyon alırlar ve belli bir MU değerinde ışınlama yaparlar. Işınlamanın durdurulduğunda MLC'ler yeniden pozisyonlanır ve diğer segment için hesaplanan MU değerinde ışınlama yaparlar. Bu tekniğe Step and Shoot tekniği denir (Khan, 2003).

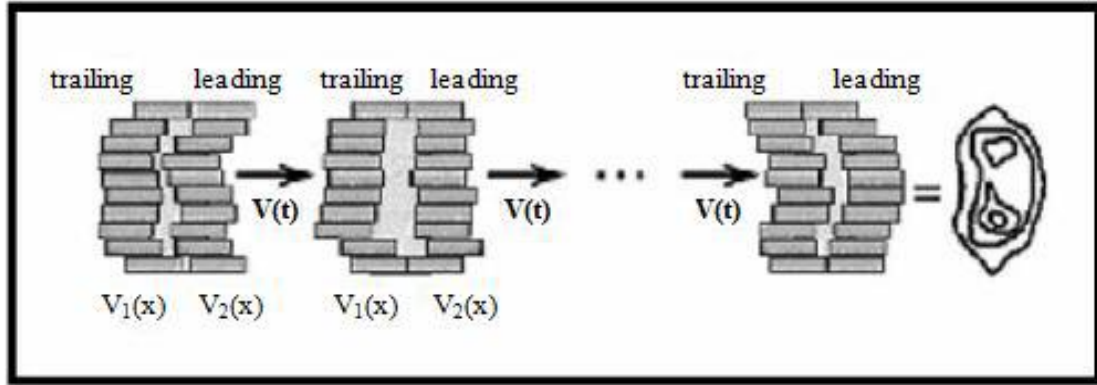


Şekil 2. 6: Statik IMRT Plan Görüntüsü

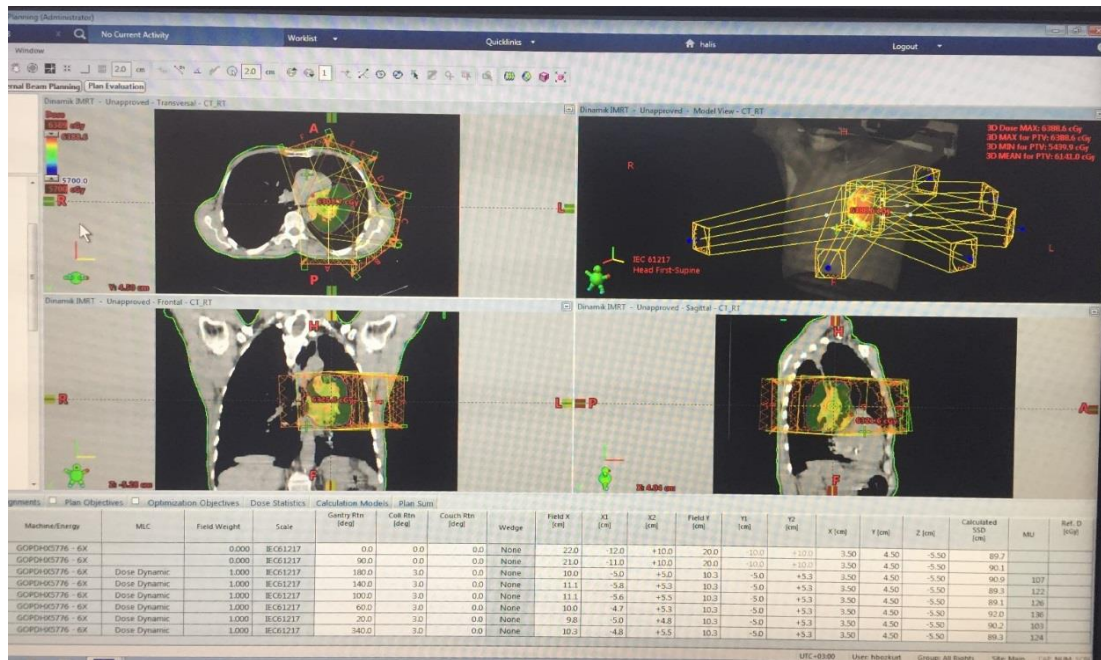
ii. Dinamik IMRT

Dinamik IMRT (sliding window) tekniğinde MLC'ler ışınlama süresince değişik hızlarda hareket ederler. MLC'ler aynı anda ve aynı yönde karşılıklı olarak hareket ederler. Gantry sabittir ve lif hızları değişmektedir. Bir nokta boyunca MLC'ler

arasındaki açıklık kayar (Şekil 2.7). Nokta tarafından alınan radyasyon dozu, öncü lifin noktaya ulaşmasıyla takip eden lifin noktayı tekrar bloklaması arasında geçen sürede verilen MU sayısı ile orantılıdır (Schlegel ve ark.,2006).



Şekil 2. 7: Sliding Window (Statik) IMRT (URL-11)



Şekil 2. 8: Dinamik IMRT Plan Görüntüsü

2. Radyoterapide Hacim Tanımlamaları

Radyoterapide tümöre maksimum dozu verebilmek, sağlam dokular ve kritik organları koruyabilmek için doğru bir doz ölçümü ve anlamlı bir tedavi planlaması gerekir. Tedavi planlarının en iyi şekilde yapılabilmesi için tümör ve çevresindeki organlar için International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU 50-62) protokollerinde çeşitli hacim kavramları tanımlanmıştır (ICRU 50, 1993 ve ICRU 62, 1999).

Bu hacim kavramları;

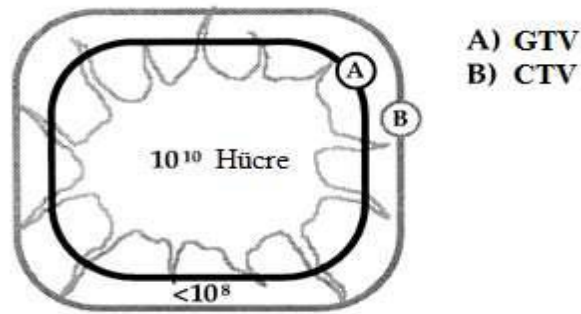
- Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)
- Klinik Hedef Hacim (CTV)
- Planlanan Hedef Hacim (PTV)
- Tedavi Edilen Hacim (TV)
- Işınlanan Hacim (IV)
- Riskli Organ (OAR)
- Planlanan Riskli Hacim (PRV)

a. Görüntülenebilir tümör hacmi (GTV)

Tümör büyümesinin gerçekleştiği, sınırları belirgin, tanımlanabilir, görüntülenen tümörün hacmidir (Şekil 2.9). Tanımlanması zor olan GTV'nin yeri, şekli ve boyutu klinik inceleme ile belirlenebilir (ICRU 62, 1999 ve Podgorsak EB, 2005).

b. Klinik hedef hacim (CTV)

Fiziki inceleme ya da görüntüleme yöntemleriyle saptanamayan olası mikroskopik tümör yayılımının GTV'ye eklenmesi ile belirlenir (Podgorsak EB, 2005). CTV, tomografi kesitlerinde görülen tümör ve mikroskopik tümör uzanımı için riskli bölgeleri içine alan hacim olarak belirlenir (Dirican B, 2010). Birden fazla CTV olabilir. CTV sınırları görüntüleme tekniğine göre de değişebilir (MRG/BT/PET/BT).



Şekil 2. 9: GTV ve CTV gösterimi (Gamze Kaya, 2012)

c. Planlanan hedef hacim (PTV)

Planlanan hedef hacim (Şekil 2.10), organların hareketliliği sebebiyle verilen (Internal Margin (IM)) ve olası set-up hatalarından dolayı verilen (set-up margin (SM)) payların CTV'ye eklenmesi ile elde edilir (ICRU 62, 1999).

d. Tedavi edilen hacim (TV)

Tedavi hacmi, tümör tedavisinin başarılı olması için belirlenen dozun, planlanan hacme verilmesi sırasında kabul edilebilir komplikasyonlara neden olabilecek doz sınırı içinde değerlendirilen miktarda doz alan doku hacmidir. Bir başka deyişle, izodoz yüzeyi tarafından tamamen sarılmış hacimdir (ICRU 62, 1999).

e. Işınlanan hacim (IV)

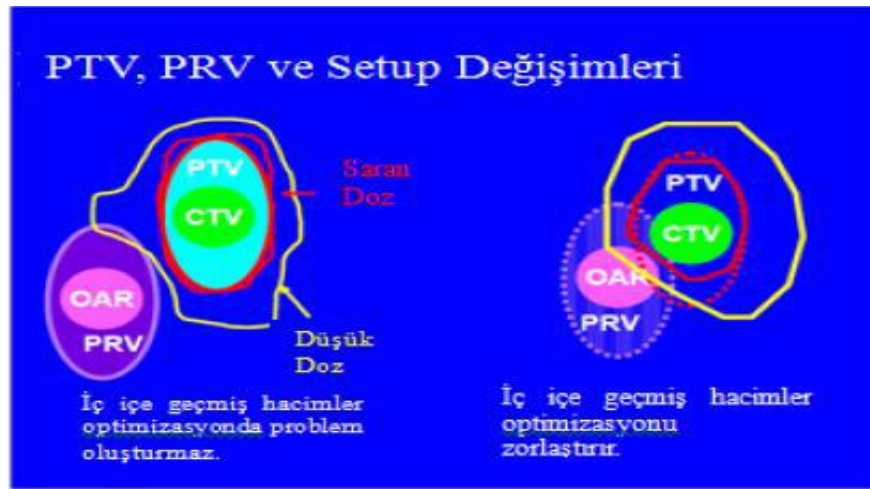
Işınlanan hacim, doku toleranslarına göre yeterli miktarda doza maruz kalan doku hacmidir (ICRU 62, 1999). Işınlanan hacmin soğurma doz seviyesi, tanımlanan tedavi dozunun yarısı olarak ifade edilir.

f. Riskli organ (OAR)

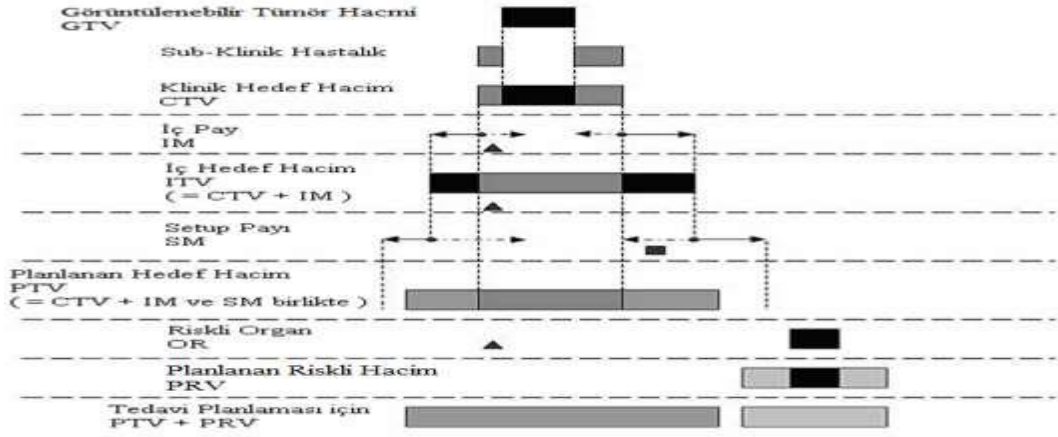
Riskli Organ, radyasyon dozundan etkilenen ve radyasyona karşı hassasiyeti olan sağlıklı dokular (göz lensi, omurilik, akciğer, kalp vs.)'dir (ICRU 62, 1999).

g. Planlanan riskli hacim (PRV)

Her ne kadar CTV'nin gerekli tedaviyi alması gerekiyorsa, bir o kadar kritik organların da yeteri kadar korunmaya ihtiyaçları vardır. Bu nedenle planlamaya başlanmadan önce kritik organlara, tedavideki olası hareketleri için gerekli paylar verilir. Bu sayede PTV'ye (Şekil 2.10) gerekli doz verilirken kritik organlar etkili bir şekilde korunabilir (ICRU 62, 1999 ve Podgorsak EB, 2005).



Şekil 2. 10: Hedef Hacim ile Kritik Organ (Gamze Kaya, 2012)



Şekil 2. 11: Radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramlarının şematik gösterimi(Gamze Kaya, 2012)

3. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tedavi planlama sistemi, çevre birimlerden ve bilgisayarlardan meydana gelen birçok radyoterapi tedavi tekniğinde planlama yapabilen ve belli programlarla çalışabilen yazılımlardan oluşan sistemlerdir. Hasta sonuçlarının iyileştirilmesinde ve doğruluğunda, tedavi planlama sistemleri radyoterapide önemli rol oynamaktadır. Bu yazılımlar sayesinde değişik enerjilerde, farklı cilt kaynak arası mesafelerde (SSD), farklı alan boyutlarında ışın demetleri oluşturmak ve ışın verilmesi gereken bölgedeki doz dağılımları elde edilebilir (URL-6).

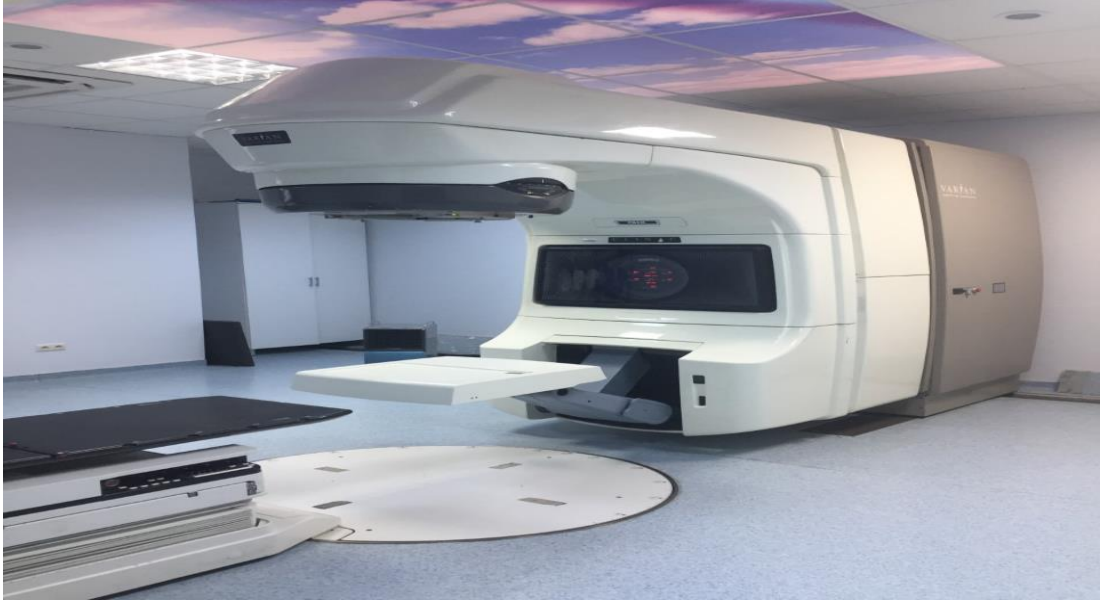
TPS'te doz hesaplamalarının yapılabilmesi için, lineer hızlandırıcıya ait bütün parametrelerin, planlama sistemine girilmesi gerekir. Bu parametreler; kullanılan cihaza ait enerjiler, yüzde derin doz (%DD), doz verimi, hava-doku oranı (TAR), hava-saçılan doz oranı (SAR), doku-maksimum doz oranı (TMR), fantom saçılma faktörü (Sp) ve kolimatör saçılma faktörü (Sc) gibi parametrelerdir. Tedavi planlama sistemi, içindeki hesaplama algoritmalarıyla hasta tedavisinde kullanılacak ışının enerjisi, derinlik, alan boyutu ve kullanılan aksesuarlara (bolus, koruma bloğu, blok tepsisi kama filtre vb.) ait değişkenlerle doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalarla, tümör ve çevresindeki sağlıklı dokuların alacağı doz oranları belirlenebilmektedir (Pelagade ve ark.,2007).

Tedavide kullanılan cihazın kurulum aşamasında bu dozimetrik parametreler TPS'e yüklenmekte ve kontrolü belirli aralıklarla yinelenmektedir. Hasta bilgileri ise tedavi aşamasında sisteme girilmektedir. Hastaya ait simülasyon görüntüleri dikkatli bir şekilde alınarak tedavi planlama sistemine yüklenir. Simülasyondan aktarılan

görüntüler kullanılarak hastanın ışın alacak bölgesindeki kritik organlar ve tümör uzman doktorlar tarafından konturlanır. Daha sonra tedavi planlama sisteminde istenilen özellikte ışın demetleri oluşturularak, doktor tarafından çizilen tümörlü bölge üzerine gönderilir. TPS'teki yazılım da, sisteme girilen bilgiler doğrultusunda istenilen hesaplamaları yapar ve gereken doz dağılımlarını oluşturur (URL-6).

4. Lineer Hızlandırıcılar (LİNAK)

Yüklü parçacıkları yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar ile hızlandıran cihazlara lineer hızlandırıcı denir. Yüksek enerjili elektron demetleri cilde yakın tümörlerin tedavisi için kullanılır. Bu elektron demetlerinin bir hedefe çarptırılmaları sonucu enerjisi yüksek X ışınları elde edilir ve bu X ışınları daha derindeki tümörlerin tedavisi için kullanılır (Khan, 2003). Lineer hızlandırıcılar X ışını kullanılan tedavilerde 4 ila 25 MV enerjileri aralığında foton ışını üretebilirler. 4 ila 25 MeV enerjileri aralığında da elektron tedavileri yapılabilir. Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'ndeki Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcı Şekil 2.12'de gösterilmiştir.



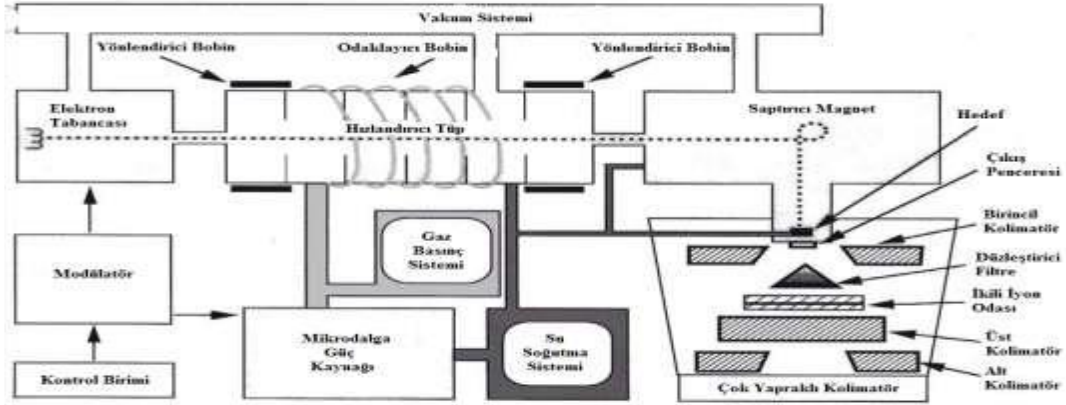
Şekil 2. 12: Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı

a. Linak çalışma prensibi

Lineer Hızlandırıcılar; modülatör, güç kaynağı, hızlandırıcı tüp, elektron tabancası, dalga kılavuzu, klystron veya magnetron, bükücü mıknatıs ve gantri gibi bileşenlerden oluşmaktadır.

Güç kaynağı, silindirik yapılı, şebeke ağı olan ve içinde thyatron lambaları bulunan modülatöre doğru akım verir. Bu elektrik akımı modülatör içerisinde depolanır ve bu akımla bir kontrol sistemi tarafından aralıklı olarak titreşim oluşturulur. Modülatörden çıkan yüksek voltajlı impulslar aynı anda elektron tabancasına ve klystron veya magnetron tüplerine iletilir. Elektromanyetik dalgalar üreten düzeneklere magnetron, elektromanyetik dalgaları güçlendiren düzeneklere de klystron denir. Klystron, 15 MeV'den büyük elektronlar için kullanılır. Hızlandırıcı, yaklaşık 10 cm çapında silindir şeklindeki tüpten oluşmuş bileşendir. Bu tüpe büyük bir vakum uygulanır. Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile hızlandırıcı tüpün içine gönderilir. Klystron veya magnetrondan elde edilen elektromanyetik dalgalar hızlandırıcı tüpe gelir. Böylece, odacıklarda yüksek frekansta titreşimler oluşturulur. Oluşan bu elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu esnada elektron tabancasında üretilen elektronlar, 50 keV enerjisi ile hızlandırıcı tüpe girer, magnetron veya klystrondan elde edilen elektromanyetik dalgalar üzerine bindirilir ve kanal boyunca doğrusal bir şekilde hızlanarak ilerler. Lineer hızlandırma odalarına gönderilen titreşimlerin tümünün aynı frekansta olmasını sağlamak için vakum pompası kullanılır. Manyetik odaklayıcılar, elektronları bir demet halinde toplayarak bu şekilde hedefe göndermek için kullanılırlar. Elektronlar, en yüksek enerjilerini kazanarak, hızlandırıcının çıkış penceresinden çıkarlar. Bu enerjileri yaklaşık metrede 5 MV'tur. Huzme, daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir. Elektronların atom numarası yüksek olan metalden oluşmuş bir hedefe çarpıtılmaları sonucu X-ışını elde edilir. Elektronun enerjisi arttıkça, X-ışını yayılımı artar. Atom numarası yüksek olan hedeflerin bir tarafına elektronlar gelir ve diğer tarafında da X-ışınları oluşur. Gelen elektronun soğurulması, hedefin yeterli kalınlıkta olmasına bağlıdır. Hasta tedavisinde cilde yakın tümörlerde elektron, derin yerleşimli tümörlerde ise X-ışınları kullanılır. Işın hastaya verilmeden önce elektronlar saçıcı foilden, X-ışınları ise düzleştirici filtrelerden geçerler. Hedefe çarpıtılan elektronların oluşturduğu yüksek enerjili X-ışınları merkezi eksene doğru saçılır. Bu saçılmayı

engellemek için düzleştirici filtre kullanılır. Elektron tedavisinde ise elektron dağılımının hasta üzerinde daha homojen olmasını sağlamak için elektron demeti hastaya verilmeden önce saçıcı foilden geçer (URL-7).



Şekil 2. 13: Lineer Hızlandırıcı Çalışma Prensibi (Gamze Kaya, 2012)

C. Görüntüleme Teknikleri

Akciğer kanseri açısından klinik şüphe ya da anormal radyografi ileri inceleme gerektirir. Bilgisayarlı tomografi (BT) temel görüntüleme yöntemidir. Pozitron emisyon tomografisi (PET) daha çok evreleme amaçlı olarak kullanılırken, manyetik rezonans (MR) problem çözücü yöntem olarak bu alanda yer alır. Akciğer kanserlerinin yerleşim yerine göre görüntüleme özellikleri değişmektedir.

1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

BT görüntüleme yöntemi toraks veya göğüs bölgesinin farklı açılardan ve detaylı üç boyutlu görüntüsünü çıkarmaya yardımcı olur. Bu üç boyutlu görüntü, teşhis ve tedavi sürecinde doktorlara yardımcı olacak bilgileri içermektedir. Medikal bir görüntüleme işlemi olan toraks bt farklı açılardan görüntülerin çekilmesiyle elde edilen üç boyutlu bir tıbbi görüntüleme yöntemidir. Çekilen bu görüntüler bilgisayar üzerinden işlenerek göğüs veya toraks bölgesindeki kemiklerin ve yumuşak dokuların görüntüsünü sunar. Gerekli görüldüğü durumlarda doktor tarafından talep edilebilmektedir. Toraks bt iç organları, kas dokusunu, kan damarlarını ve sinirleri gösterir. Bu nedenle doktorların teşhis için detaylı görüntüler elde etmesini sağlar. Bazı durumlarda görüntünün daha net bir şekilde elde edilmesi için kontrast madde kullanılır. Bu madde damar yoluyla enjekte edilir. Toraks bilgisayar tomografisi

kanser başta olmak üzere tümörleri, yumuşak doku büyümelerini ve diğer hastalıkları belirlemek için kullanılır. Aynı zamanda tümörlerin yerleri, aşamaları ve eğer gerekli görülüyorsa biyopsinin yapılacağı alan da toraks bt sayesinde belirlenebilir.

2. Manyetik Rezonans Görüntülemesi (MRG)

MRG, 1980 yılında kliniklerde kullanıma başlanmış ve akciğer patolojilerinin değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Fakat, teknoloji ile beraber artan görüntü kalitesine rağmen MRG, göğüs hastalıklarında ilk tercih edilen yöntemlerden değildir. MRG’de, yumuşak dokuların kontrastı yüksek olur ve kontrastlı çekime gerek duymadan tümörler ve damarlar görüntülenebilir. Bu da MRG’nin en önemli avantajlarından (Puderbach ve ark.,2007 ve Bittner ve ark.,1998). Bu sebeple göğüs duvarı ve mediastende oluşan tümörlerin değerlendirilmesinde kullanılabilir. Çok kesitli BT sistemlerinin kullanılmaya başlanması ile birlikte MRG, akciğerin değerlendirilmesinde yeterli olmamıştır (Puderbach ve ark.,2007). BT ve direkt grafi; çekimlerin daha kısa sürmesi, piyasada daha yaygın ve ucuz olmaları ve akciğer değerlendirilmesinde MRG’den daha üstün olmaları nedeniyle daha çok tercih edilen yöntemlerdir. Kalp ve solunum hareketlerinden önemli derecede etkilenmesi, BT’ye kıyasla uzaysal çözünürlüğünün daha düşük olması, MRG’nin diğer dezavantajlarından (Puderbach ve ark.,2007 ve Fisher MR, 1989).

3. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)

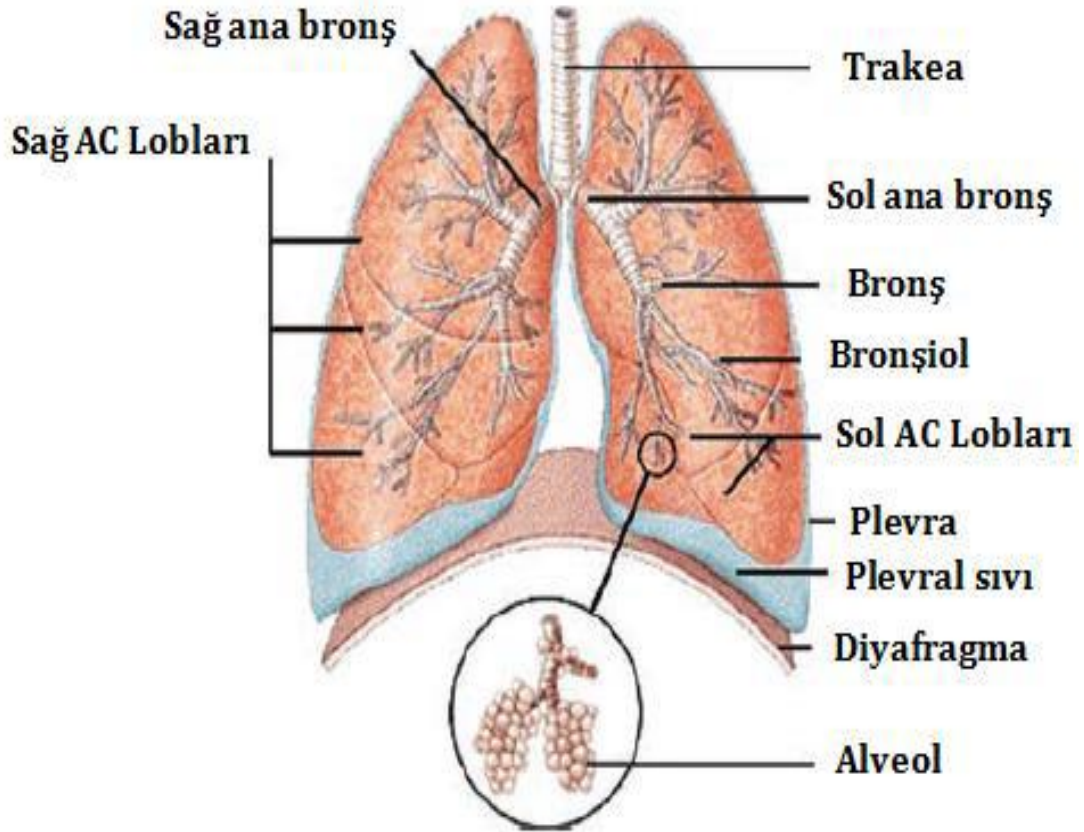
PET, hücrenin patolojik, metabolik ve fizyolojik değişimlerini saptayabilen görüntüleme yöntemidir. Pozitron ışınması yapan ve şeker türevi olan flor-18 ile işaretlenmiş deoksiglukoz molekülü damar yolundan hastaya enjekte edilir. Yayılan gama ışınları cihaz tarafından saptanır ve kesitsel görüntü elde edilir. PET’in uzaysal çözünürlüğü BT’ye göre daha düşüktür, fakat metabolik değişiklikleri gösterebilir. FDG’nin tümör hücrelerine tutulması nedeniyle PET kesitlerinde tümörler hipermetabolik odak şeklinde görüntü verirler (Mittra E, 2009 ve Von Schulthess ve ark.,2006).

PET çekimleri uzun sürer ve normal olmayan odakların MRG veya BT çekimleri ile karşılaştırılmaları gerekir . Son zamanlarda, aynı anda hem PET hem de BT çekimi yapabilen hibrid PET/BT sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemlerde ilk önce hastaya damar yolundan FDG enjekte edilir. Hasta, 50- 60 bekletildikten sonra sırasıyla BT ve

PET çekimi yapılır. BT, PET'in yorumlanabilmesi için anatomiyi ayrıntılı bir şekilde gösterir (Mittra E, 2009 ve Von Schulthess ve ark.,2006).

D. Akciğer Kanseri

Akciğer, üç loblu sağ akciğer ve iki loblu sol akciğerden oluşan, göğüs boşluğunda yer alan bir organımızdır. Akciğerler, yarı koni şeklindedir. Akciğerlerin apexleri, bir tabanı ve iki yüzü vardır. Akciğer atardamarları ve akciğer toplardamarları, sinirler ve lenfatikler iç yüzün ortasında yer alır. Akciğerin dış yüzü ile diyaframın üst yüzünü örten zara plevra adı verilir. İçinde plevral sıvı bulunduran, iki yaprağı arasında yer alan plevra boşluğu denen vardır. Bu boşluk, akciğerin solunum esnasında küçülmesine veya şişmesine yardımcı olur (Beyzadeoğlu M, 2010).



Şekil 2. 14: Akciğer ve yapısı (URL-12)

Akciğer dokusunun malin transformasyonu ile oluşan kanser türüne akciğer kanseri denir. Bu terim, akciğer parankiminde veya alt solunum yollarında gelişen tümörler için kullanılır (Beyzadeoğlu M, 2010).

1. Akciğer Kanseri Türleri

Akciğer kanserlerinin küçük hücreli ve küçük hücreli dışı olarak adlandırılan iki ana türü vardır. İki kanserin de akciğerlerde hastalığın seyri ve tedavi şekli de dahil birkaç önemli farklılıkları vardır (URL-8).

Küçük hücreli dışı akciğer kanseri hücreleri, küçük hücreli akciğer kanseri hücrelerinden daha büyüktür.

Akciğer kanserlerinin yaklaşık %15'i küçük hücreli yapısındadır. Adenokarsinom, büyük hücreli ve yassı hücreli karsinom ve herhangi bir sınıfa girmeyenler olmak üzere küçük hücreli dışı akciğer kanserlerinin dört ana alt türü bulunur (URL-8).

Akciğer kanserli hastaların çoğu, kanser ilerlemedikçe herhangi bir şikayette bulunmamaktadır. Bu yüzden yüksek risk altındaki kişilerin periyodik olarak akciğer kanseri taraması yaptırmaları gerekir. Belirti olarak, küçük hücreli dışı ve küçük hücreli akciğer kanserleri benzerlik gösterir. Küçük hücreli akciğer kanseri genellikle daha hızlı yayıldıklarından dolayı, kilo kaybına ve aşırı yorgunluğa sebep olabilir. Akciğer kanseri ilerleyen evrelerde kemiğe metastaz yapmalarından dolayı kemik ağrılarına da neden olabilir (URL-8).

Akciğer kanseri için tartışmasız en önemli risk faktörü sigaradır. Sigara içerisinde bulunan kimyasallar ve sigara dumanı, akciğerlere zarar vererek yüksek ihtimalle kansere neden olur. Akciğer kanseri, sigara dünyada yaygınlaşmadan önce, seyrek görülen kanser türleri arasında idi. Sigara, küçük hücreli akciğer kanserlerinin %99'unun nedeni iken, küçük hücreli dışı akciğer kanserlerinde sigaranın rolü %90'lar civarındadır (URL-8).

2. Akciğer Kanseri Evreleri

Akciğer kanseri dört evresi vardır: Birinci evre kanserin akciğer içinde oluşmasıdır. İkinci evre kanserin akciğere en yakın lenf bezlerine yayılmasıdır. Üçüncü

evre akciğer zarına ve sag-sol akciğerler arasındaki boşluğa yayılmasıdır. Dördüncü evre ise kanserin kemik, beyin, böbrek üstü bezleri ve karaciğer gibi organlara yayılmasıdır. Her evrenin farklı tedavi planları vardır. Akciğer kanseri tedavisinin başarı oranı en yüksek evresi birinci evredir. Bu evrede ameliyatla akciğerdeki tümörlü hücreler temizlenir ve akciğere koruyucu tedavi uygulanır. Evre ilerlediyse; hastalığın seyrine ve doktorun kararına göre kemoterapi, radyoterapi başta olmak üzere çeşitli tedaviler uygulanır (URL-9).

a. Küçük hücreli dışı akciğer kanserinde evreleme

Kanserin evresinin tespit edilmesi, akciğer kanserinin tedavi şeklinin belirlenmesi için çok önemlidir. Tümöre ve yayılıma göre aşağıdaki evreler belirlenir.

- 1. Evre: Kanserin, 5 cm'den daha küçük boyutta olan, lenf düğümlerine yayılmamış olan evredir.
- 2. Evre: Kanserin, lenf bezlerine yayılmamış fakat boyutu 5 cm'den büyük ve diyaframa veya göğüs kafesine yakın olan evredir. Kanseri, 7 cm veya daha küçük ve lenf düğümlerine yayılmışsa da ikinci evre olarak kabul edilir.
- 3A Evresi: Kanserin, sıklıkla lenf düğümlerine yayılmış veya soluk borusunun ikiye ayrılan bölümüne yakın olan evredir. Bununla beraber, lenf düğümlerine yayılmadan nefes borusu, kalp ve diğer akciğer lobu gibi organlara yayıldığı da görülmüştür.
- 3B Evresi: Kanserin, göğsün diğer tarafındaki lenf düğümlerinde, kalp ve nefes borusu gibi geniş organlarda, köprücük kemiğinin üzerinde ve soluk borusunun ikiye ayrıldığı bölgeye yakın görülen evredir.
- 4. Evre: Kanserin, tüm akciğerde ve vücudun diğer bölümlerine sıçradığı evredir.

Hastalığın yaygınlığına göre tedavi şekli belirlenir. Birinci ve ikinci evrelerde uygulanan en yaygın tedavi yöntemi cerrahi müdahaledir. 3A evresinde PET-BT sonucuna göre tedaviye karar verilir. 3B evresinde hastalara radyoterapi, kemoterapi veya her iki tedavi yöntemi eş zamanlı olarak uygulanabilir. 4. evrede ise hastalığın süresini yavaşlatma ve hastalığı kontrol etmede kemoterapi ve radyoterapi de uygulanabilir. Son yıllarda uygun hastalarda tümöre yönelik akıllı ilaçların

kullanımına başlanmıştır. Bu ilaçların patoloji sonuçlarına göre uygunluğuna karar verilir (URL-9).

b. Küçük hücreli akciğer kanserinde evreleme

Küçük hücreli akciğer kanserinde evreleme; kanserin akciğer sınırında ve akciğerin dışında da görülen yaygın hastalık olmak üzere iki başlıkta değerlendirilir. Bu iki başlığın farklı tedavi yöntemleri vardır. Bazı testler sonucunda hastalığın evresi belirlenir ve bu testler doğrultusunda tedavi yöntemine karar verilir. Kanser tek akciğerin yanında görülmüşse sınırlı evre, her iki akciğerde de görülmüş ve farklı organlara yayılmış ise ileri evre tanısı konulur. Hastalık tekrarlayabilir. Akciğerdeki veya vücudun diğer bölümlerindeki tümörler hedef alınarak kemoterapi uygulaması yapılır. Bazı hastalara koruyucu amaçla beyinde kanser olup olmasına bakılmaksızın beyine yönelik radyoterapi uygulanabilir. Bu tedaviye koruyucu “beyin ışınlanması” adı verilir. Küçük hücreli akciğer kanserinde cerrahi tedavi çok tercih edilen bir yöntem değildir (URL-9).

3. Akciğer Kanseri Tedavi Yöntemleri

a. Cerrahi yöntemler

Akciğer kanseri tedavi yöntemlerinden birisi de ameliyattır. Cerrahi uygulamanın nasıl olacağı, akciğerde kanserin yerine bağlıdır. Cerrahi yöntem, akciğerdeki küçük parçaları almak için yapılan bir müdahaledir. Ameliyatta her iki lob da alınır (lobektomi), akciğer loblarından sadece biri alınır (pnomonektomi) olarak isimlendirilir. Bazı hastalar kötü genel sağlık durumu, tümörün büyüklüğü ve yeri nedeniyle ameliyat edilemezler (URL-9).

b. Kemoterapi

Kanser hücrelerinin ilaçla yok edilmesine kemoterapi adı verilir. Bu ilaçlar sadece kemoterapi konusunda özel eğitim almış hemşireler tarafından uygulanır. Kemoterapi genellikle 21-28 günde bir tekrarlanan ‘kür’ şeklinde verilir. Kemoterapi akciğer kanserinde genellikle damardan enjekte edilerek veya ağızdan alınan hap şeklinde uygulanır. Kemoterapi bazen, verilen ilaçların etkinliğine ve hastanın genel durumuna göre yatarak da verilir. Her kür sonrasında hastalar, tıbbi onkoloji polikliniğinde muayene edilir, şikayetleri varsa dinlenir ve gerekli kan tahlilleri istenir.

Her kr öncesi yapılan kan sayımının yetkili hemşirelere gösterilmesi gerekmektedir (URL-9).

Patoloji raporuna göre ameliyat sonrası bir hastanın kemoterapi alıp almayacağı, eğer kemoterapi alınacaksa kaç kr alacağı belirlenir. Hastanın genel durumu bu kararların verilmesinde önemlidir. Gün içerisinde zamanını 12 saatten fazla yatakta geçiren genel durumu kötü olan hastalara kemoterapi verilmesi uygun değildir (URL-9).

c. Radyoterapi

Kanser hücrelerini öldürmek için tümöre yüksek enerjili ışınlar verilerek yapılan tedaviye radyoterapi denir. Belli bir alana uygulanarak bu bölgedeki kanser hücrelerini etkiler. Tümörü küçültmek için yapılan cerrahiden önce veya kanser hücresini yok etmek için uygulanan bir müdahaleden sonra radyoterapi uygulanabilir. Doktorlar ilk alternatif olarak cerrahi yapılamayan ancak uzak bölgelere metastaz olmamış hastalarda radyoterapiyi genellikle kemoterapi ile birlikte uygularlar. Evre ilerlemış olan hastalarda ise ağrıların giderilmesi için radyoterapi kullanılabilir.

III. MATERYAL VE METOT

A. Araştırmanın Tipi, Örneklemi ve Evreni

Girişimsel olmayan ve retrospektif bu çalışmamızda Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Hastanesi Radyoterapi kliniğinde tedavi almış 15 sol akciğer kanserli hastaların önceki görüntüleri ve konturları kullanılmıştır. Bu görüntüler üzerine üç farklı planlama tekniği (3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT) ile yeni planlar yapılmış ve dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır. Tekniklerin birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları değerlendirilerek analiz edilmiştir.

B. Araştırmanın Değişkenleri

Bu araştırmadaki değişkenlerin listesi aşağıdadır:

- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının MU değerleri
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının maksimum nokta doz değerleri (cGy)
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının konformite indeks (CI) değerleri
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının homojenite indeks (HI) değerleri
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının maksimum spinal kord doz değerleri (cGy)
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının ortalama kalp dozu değerleri (cGy)
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının ortalama özefagus dozu değerleri (cGy)

- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının ortalama sol akciğer dozu değerleri (cGy)
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının 5 Gy alan sol akciğer volumü değerleri (%)
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının 20 Gy alan sol akciğer volumü değerleri (%)
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının ortalama total akciğer dozu değerleri (cGy)
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının 5 Gy alan total akciğer volumü değerleri (%)
- 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarının 20 Gy alan total akciğer volumü değerleri (%)

C. Veri Toplama Araçları

1. Siemens Somatom Spirit Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Hasta anatomilerinin 3 boyutlu olarak görüntülerinin sağlanması için Şekil 2.15'te görülen Siemens marka Somatom Spirit model Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı kullanılmıştır.

Bu tomografi cihazı 1-10 mm kesit genişliğinde görüntü alabilen, maksimum masa yükü 200 kg olan, 34 kilowatt gücünde jeneratöre ve 2 kesitli detektöre sahip bir cihazdır. Gantry çapının 70 cm olması, kilolu hastaların sabitleme ekipmanlarıyla birlikte rahat bir şekilde görüntülenmelerine olanak sağlar.



Şekil 3. 1: Siemens Somatom Spirit Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

2. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

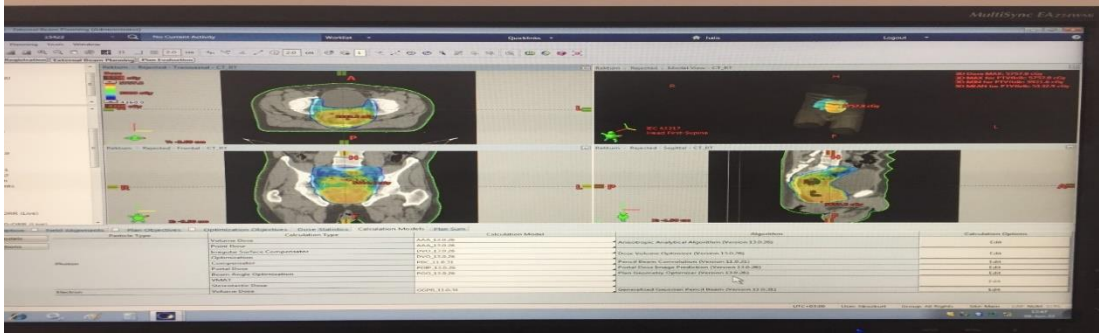
Çalışmamızda Şekil 2.16’da görülen Eclipse (Version 13.0.26) tedavi planlama sistemi (TPS) kullanılmıştır. Mümkün olan en doğru hasta tedavi planını yapan bir yazılımdır.

Eclipse Tedavi Planlama Sistemi, radyasyon tedavi planlamasını kolaylaştıran kapsamlı bir tedavi planlama sistemidir. PET, MR ve BT görüntülerini de kullanabilir. Otomatik konturlama özelliği ile daha hızlı çalışma imkanı sağlar. Hesaplama için ‘pencil beam’ algoritması kullanılır. Fotonlar için kullanılan algoritmalar; ACUROS XB, AAA ve PBC. Elektronlar için kullanılan algoritma Gaussian Pencil Beam algoritmasıdır.

Eclipse, Varian marka lineer hızlandırıcının standart tedavi planlama sistemidir. İşletim sistemi Windows XP®’dir. Network sistemi 35 ARIA™’dir ve bilgi alışverişi için DICOM RT moda uyumludur. Yazılım, kullanıcı tarafından sisteme hasta verisinin girilmesini, bu veri sayesinde tedavi planı oluşturmayı ve oluşturulan planın değerlendirilmesini sağlamaktadır. Yazılım sayesinde görüntüleme yöntemleri kullanılarak hastanın 3 boyutlu şekli oluşturulabilmektedir.

Eclipse tedavi planlama sistemi üç boyutlu konformal radyoterapi, dinamik ve statik IMRT, volümetrik ayarlı ark terapi, stereotaktik radyoterapi, elektron, proton ve brakiterapi planlarını yapabilen sistemdir (URL-10).

Konlu stereotaktik radyoterapi için Cone Dose Calculation (CDC), foton tedavileri için Pencil Beam Convolution (PBC), Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), Acuros External Beam (AcurosXB), elektron tedavisi için Generalized Gaussian Pencil Beam (GGPB) gibi doz dağılımı hesaplama algoritmalarına kullanılmaktadır (Varian, 2010).



Şekil 3. 2: Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

D. Verilerin Toplanması, Değerlendirilmesi ve Karşılaştırılması

Hastaların 3 mm kesit kalınlığıyla Siemens Somatom Spirit cihazında tomografi görüntüleri çekilmiştir. Bu görüntüler Varian Eclipse 13.0 tedavi planlama sistemi (TPS) bilgisayarına aktarılmış ve radyasyon onkoloğu tarafından tümör hacimleri ve tümör etrafındaki kritik organlar konturlanmıştır. Bu konturlar üzerine medikal fizik uzmanı tarafından farklı tedavi teknikleri ile yeni planlar yapılmış ve dozimetrik farkları karşılaştırılmıştır. Tüm hastalara 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT teknikleri kullanılarak 30 fraksiyonda 60 Gy eksternal radyoterapi reçete edilmiştir.

3B-KRT planları, 4 alandan 6-15 MV foton enerjisi kullanılarak yapılmıştır. Statik IMRT planları, alan içine alan açılarak 4-6 alandan 6-15 MV foton enerjisi ile multi leaf collimator (MLC)'ler sabit konumda yapılmıştır. Dinamik IMRT planları ise 5-6 alandan 6 MV foton enerjisi kullanılarak hareketli MLC ile yapılmıştır. Tüm planlarda hedef hacimler sol akciğer yerleşimli olduğu için alanlar sol taraftan verilmiştir.

Planlar yapıldıktan sonra; PTV için Dmax, konformite indeks (CI), homojenite indeks (HI), kritik organlar için ortalama kalp dozu (Dmean), maksimum spinal kord dozu (Dmax), ortalama özefagus dozu (Dmean), ortalama sol akciğer ve total akciğer dozları (Dmean), 5 Gy alan sol akciğer ve total akciğer volümleri (V5), 20 Gy alan sol akciğer ve total akciğer volümleri (V20) değerleri ve toplam MU değerlerinin tedavi planlama teknikleri (3B-KRT, statik IMRT, dinamik IMRT) sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

Bulunan veriler, Statistical Package for Social Sciences Version 20.0 (SPSS) istatistik programına aktarılmıştır. Verilerin ortalamaları, standart sapmaları ve p değerleri analiz edilerek değerlendirilmiştir. Üç grup arasındaki karşılaştırmalarda ilk olarak Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Anlamli çıkan istatistiksel karşılaştırmalarda, Bonferroni düzeltmesi yapılarak hangi grupların anlamli olduğunu görmek için One-Way Anova testi kullanılmıştır. İstatistiksel olarak p değeri 0,05'in altı anlamli kabul edilmiştir. Bu değerlendirmeler doğrultusunda, tümör ve kritik organlar için en iyi plan belirlenmiştir.

E. Araştırmanın Etik İzni

Bu çalışma, 14.02.2022 tarihinde İstanbul Aydın Üniversitesi Etik Kurulu'nun 2022/36 Karar No'lu onayını almıştır [EK-1]. Araştırmanın yapılabilmesi için 03.01.2022 tarihinde Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Hastanesi Başhekimliği tarafından izin alınmıştır [EK-2].

IV. BULGULAR

A. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Monitor Unit (MU) Değerlerinin Karşılaştırılması

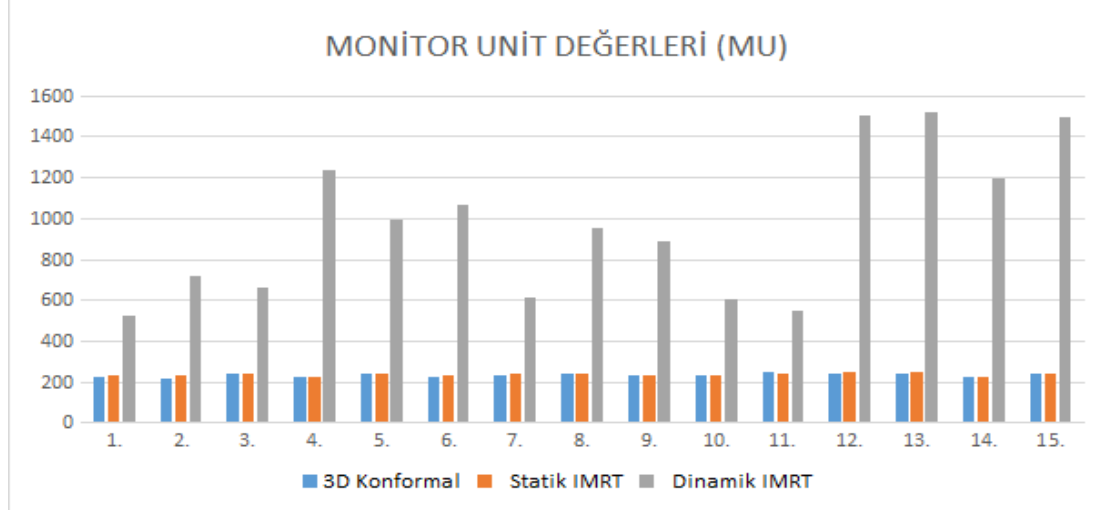
Çizelge 4.1’de görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen ortalama MU 230,0 ($\pm 7,9$), statik IMRT planlarında elde edilen ortalama MU 233,8 ($\pm 7,7$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen ortalama MU 965,3 ($\pm 357,4$) ‘tür. Bulunan p değeri $<0,05$ olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında MU değerleri arasındaki fark anlamlıdır. MU değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.1’de gösterilmektedir.

Çizelge 4. 1: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen MU, p, ortalama ve standart sapma değerleri

MONİTOR UNİT DEĞERLERİ (MU)			
Hasta No	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	222	226	524
2.	217	233	718
3.	234	235	656
4.	219	219	1234
5.	235	237	992
6.	223	230	1066
7.	232	236	612
8.	236	241	947
9.	232	230	887
10.	227	233	600
11.	242	241	548
12.	239	242	1498
13.	236	245	1514
14.	220	220	1190
15.	236	239	1494
p değeri		0	

Çizelge 4. 1 (Devamı): 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen MU, p, ortalama ve standart sapma değerleri

Ortalama	230,0	233,8	965,3
Standart Sapma	7,9	7,7	357,4



Şekil 4. 1: MU değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

İkili karşılaştırmalar için, bonferroni düzeltmesi yapılarak One-Way Anova Testi kullanılmıştır ve sonuçları Çizelge 4.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 4. 2: Elde edilen MU değerleri için ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Bağımlı Değişken: Veriler Bonferroni				
Gruplar		Ortalama Fark	Standart Sapma	Anlamlılık Derecesi
Konformal	Statik IMRT	-3,80000	75,38434	1,000
	Dinamik IMRT	-735,33333*	75,38434	0,000
Statik IMRT	Konformal	3,80000	75,38434	1,000
	Dinamik IMRT	-731,53333*	75,38434	0,000
Dinamik IMRT	Konformal	735,33333*	75,38434	0,000
	Statik IMRT	731,53333*	75,38434	0,000

*0,016 düzeyinde ortalama fark anlamlıdır.

Konformal ve Statik IMRT arasında $p=1,00$ bulunmuştur ve $p>0,016$ olduğundan dolayı istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark yoktur. Konformal ve Dinamik IMRT arasında $p<0,016$ olduğundan dolayı istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir

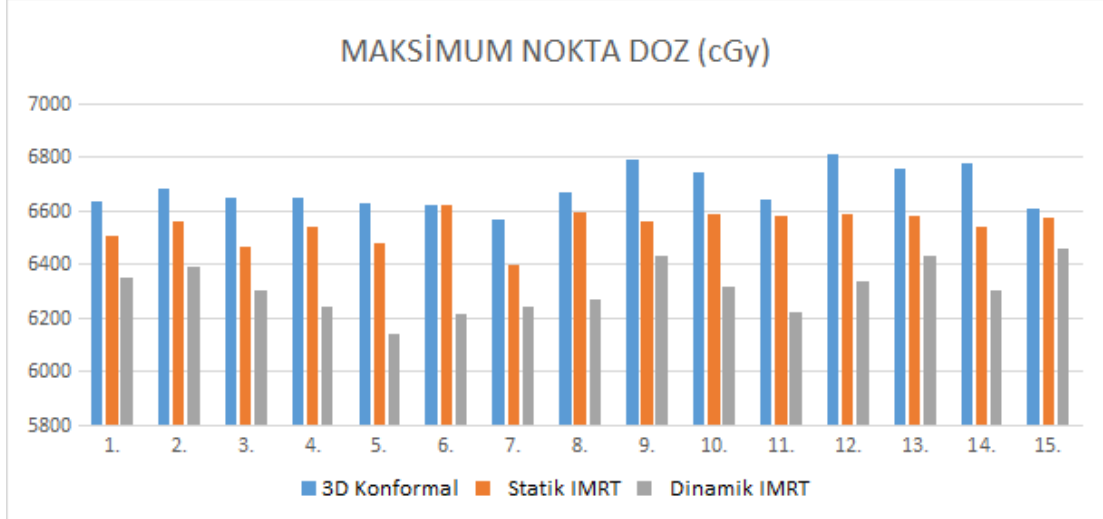
fark vardır. Statik IMRT ve Dinamik IMRT arasında $p < 0,016$ olduğundan dolayı istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark vardır.

B. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Maksimum Nokta Doz (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.3'te görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen max. nokta doz ortalama değeri 6679,3 ($\pm 75,1$), statik IMRT planlarında elde edilen max. nokta doz ortalama değeri 6543,3 ($\pm 59,5$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen max. nokta doz ortalama değeri 6307,4 ($\pm 91,6$) 'dir. Bulunan p değeri $< 0,05$ olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında maksimum nokta doz değerleri arasındaki fark anlamlıdır. Maksimum nokta doz değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.2'de gösterilmektedir.

Çizelge 4. 3: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen maksimum nokta doz (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri

Hasta No	MAKSİMUM NOKTA DOZ (cGy)		
	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	6634	6503	6348
2.	6679	6560	6388
3.	6647	6460	6299
4.	6645	6541	6237
5.	6629	6480	6138
6.	6617	6621	6215
7.	6563	6397	6237
8.	6666	6594	6264
9.	6791	6556	6429
10.	6740	6583	6315
11.	6636	6577	6218
12.	6807	6585	6337
13.	6752	6579	6428
14.	6778	6540	6303
15.	6606	6574	6456
p değeri		0	
Ortalama	6679,3	6543,3	6307,4
Standart Sapma	75,1	59,5	91,6



Şekil 4. 2: Maksimum nokta doz (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

İkili karşılaştırmalar için, bonferroni düzeltmesi yapılarak One-Way Anova Testi kullanılmıştır ve sonuçları Çizelge 4.4'te gösterilmiştir.

Çizelge 4. 4: Elde edilen maksimum nokta doz değerleri için ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Bağımlı Değişken: Veriler Bonferroni				
Gruplar		Ortalama Fark	Standart Sapma	Anlamlılık Derecesi
Konformal	Statik IMRT	136,00000*	27,97042	0,000
	Dinamik IMRT	371,86667*	27,97042	0,000
Statik IMRT	Konformal	-136,00000*	27,97042	0,000
	Dinamik IMRT	235,86667*	27,97042	0,000
Dinamik IMRT	Konformal	-371,86667*	27,97042	0,000
	Statik IMRT	-235,86667*	27,97042	0,000

*0,016 düzeyinde ortalama fark anlamlıdır.

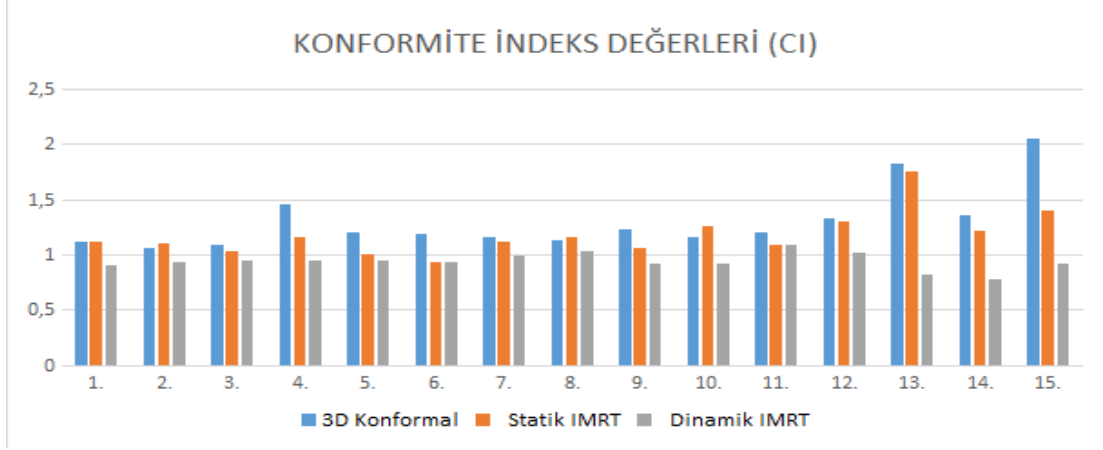
$p < 0,016$ olduğundan dolayı ikili karşılaştırmalarda istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark vardır.

C. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Konformite İndeks (CI) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.5'te görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen konformite indeks ortalama değeri 1,30 ($\pm 0,27$), statik IMRT planlarında elde edilen konformite indeks ortalama değeri 1,17 ($\pm 0,19$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen konformite indeks ortalama değeri 0,93 ($\pm 0,07$) 'dir. Bulunan p değeri $< 0,05$ olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında konformite indeks değerleri arasındaki fark anlamlıdır. Konformite indeks değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.3'te gösterilmektedir.

Çizelge 4. 5: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen konformite indeks (CI), p, ortalama ve standart sapma değerleri

Hasta No	KONFORMİTE İNDEKS DEĞERLERİ (CI)		
	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	1,11	1,11	0,90
2.	1,06	1,10	0,93
3.	1,08	1,03	0,95
4.	1,45	1,15	0,94
5.	1,20	1,00	0,95
6.	1,19	0,93	0,93
7.	1,15	1,12	0,98
8.	1,13	1,16	1,03
9.	1,22	1,05	0,92
10.	1,16	1,25	0,91
11.	1,20	1,08	1,08
12.	1,33	1,30	1,01
13.	1,82	1,75	0,82
14.	1,36	1,21	0,77
15.	2,04	1,39	0,91
p değeri		0	
Ortalama	1,30	1,17	0,93
Standart Sapma	0,27	0,19	0,07



Şekil 4. 3: Konformite indeks (CI) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

İkili karşılaştırmalar için, bonferroni düzeltmesi yapılarak One-Way Anova Testi kullanılmıştır ve sonuçları Çizelge 4.6'da gösterilmiştir.

Çizelge 4. 6: Elde edilen konformite indeks değerleri için ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Bağımlı Değişken: Veriler				
Bonferroni				
Gruplar		Ortalama Fark	Standart Sapma	Anlamlılık Derecesi
Konformal	Statik IMRT	0,12467	0,07405	0,299
	Dinamik IMRT	0,36467*	0,07405	0,000
Statik IMRT	Konformal	-0,12467	0,07405	0,299
	Dinamik IMRT	0,24000*	0,07405	0,007
Dinamik IMRT	Konformal	-0,36467*	0,07405	0,000
	Statik IMRT	-0,24000*	0,07405	0,007

*0,016 düzeyinde ortalama fark anlamlıdır.

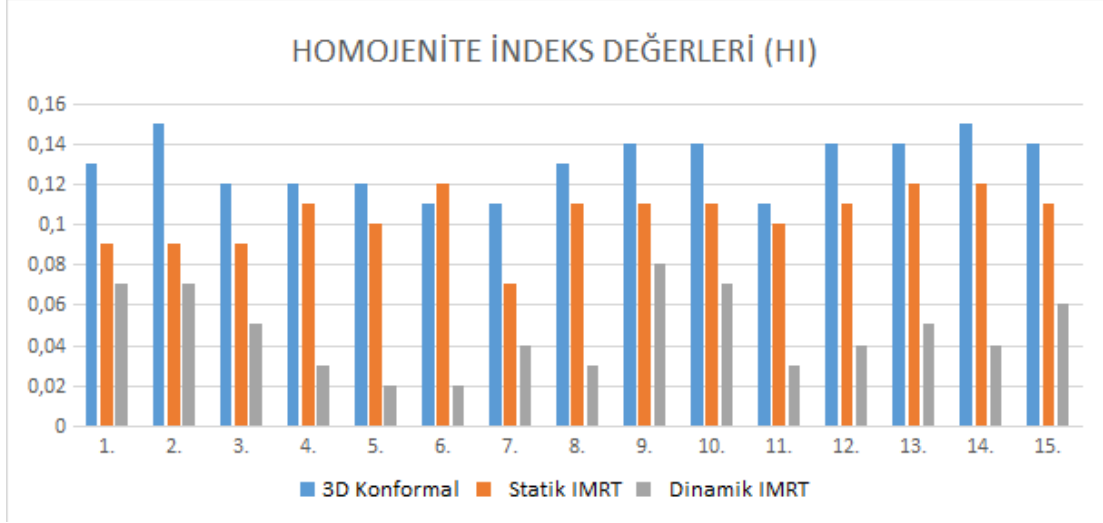
Konformal ve Statik IMRT arasında $p=0,29$ bulunmuştur ve $p>0,016$ olduğundan dolayı istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark yoktur. Konformal ve Dinamik IMRT arasında $p<0,016$ olduğundan dolayı istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark vardır. Statik IMRT ve Dinamik IMRT arasında $p=0,007$ bulunmuştur ve $p<0,016$ olduğundan dolayı istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark vardır.

D. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Homojenite İndeks (HI) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.7’te görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen homojenite indeks ortalama değeri 0,13 ($\pm 0,01$), statik IMRT planlarında elde edilen homojenite indeks ortalama değeri 0,10 ($\pm 0,01$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen homojenite indeks ortalama değeri 0,04 ($\pm 0,01$) ‘dir. Bulunan p değeri $< 0,05$ olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında homojenite indeks değerleri arasındaki fark anlamlıdır. Homojenite indeks değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.4’te gösterilmektedir.

Çizelge 4. 7: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen homojenite indeks (HI), p, ortalama ve standart sapma değerleri

Hasta No	HOMOJENİTE İNDEKS DEĞERLERİ (HI)		
	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	0,13	0,09	0,07
2.	0,15	0,09	0,07
3.	0,12	0,09	0,05
4.	0,12	0,11	0,03
5.	0,12	0,10	0,02
6.	0,11	0,12	0,02
7.	0,11	0,07	0,04
8.	0,13	0,11	0,03
9.	0,14	0,11	0,08
10.	0,14	0,11	0,07
11.	0,11	0,10	0,03
12.	0,14	0,11	0,04
13.	0,14	0,12	0,05
14.	0,15	0,12	0,04
15.	0,14	0,11	0,06
p değeri		0	
Ortalama	0,13	0,10	0,04
Standart Sapma	0,01	0,01	0,01



Şekil 4. 4: Homojenite indeks (HI) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

İkili karşılaştırmalar için, bonferroni düzeltmesi yapılarak One-Way Anova Testi kullanılmıştır ve sonuçları Çizelge 4.8’de gösterilmiştir.

Çizelge 4. 8: Elde edilen homojenite indeks değerleri için ikili karşılaştırmalarının istatistiksel sonuçları

Bağımlı Değişken: Veriler				
Bonferroni				
Gruplar		Ortama Fark	Standart Sapma	Anlamlılık Derecesi
Konformal	Statik IMRT	0,02600*	0,00588	0,000
	Dinamik IMRT	0,08333*	0,00588	0,000
Statik IMRT	Konformal	-0,02600*	0,00588	0,000
	Dinamik IMRT	0,05733*	0,00588	0,000
Dinamik IMRT	Konformal	-0,08333*	0,00588	0,000
	Statik IMRT	-0,05733*	0,00588	0,000

*0,016 düzeyinde ortalama fark anlamlıdır.

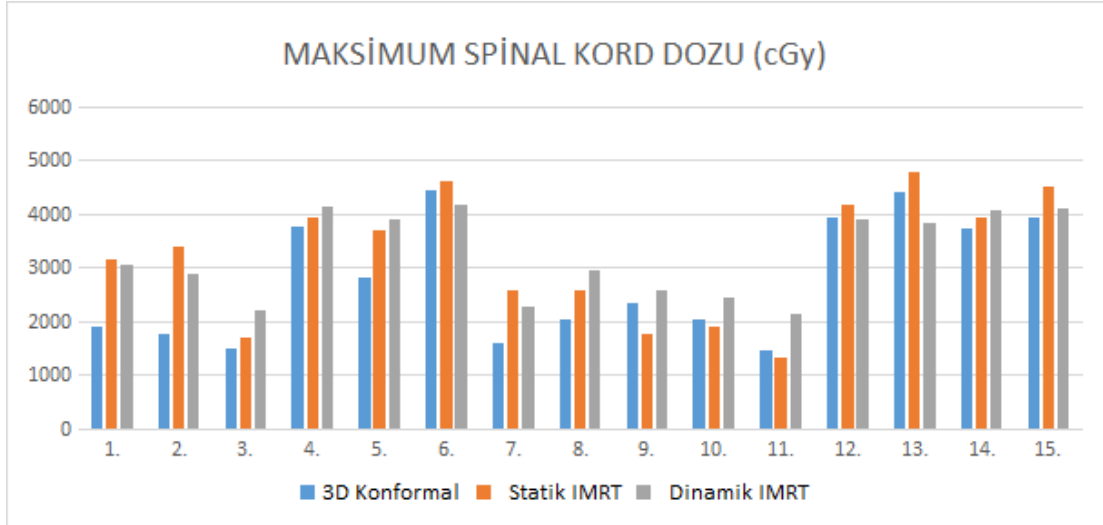
$p < 0,016$ olduğundan dolayı ikili karşılaştırmalarda istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark vardır.

E. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Maksimum Spinal Cord Dozu (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.9’da görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen max. spinal kord ortalama doz değeri 2770,0 ($\pm 1123,6$), statik IMRT planlarında elde edilen max. spinal kord ortalama doz değeri 3190,5 ($\pm 1159,0$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen max. spinal kord ortalama doz değeri 3231,4 ($\pm 794,0$) ‘dır. Bulunan p değeri 0,35 ($>0,05$) olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında max. spinal kord doz değerleri arasındaki fark anlamlı değildir. Maksimum spinal kord doz değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.5’te gösterilmektedir.

Çizelge 4. 9: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen maksimum spinal kord doz (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri

MAKSİMUM SPİNAL KORD DOZU (cGy)			
Hasta No	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	1892	3155	3050
2.	1764	3395	2880
3.	1496	1683	2207
4.	3743	3915	4118
5.	2821	3690	3891
6.	4430	4587	4155
7.	1596	2566	2251
8.	2026	2575	2936
9.	2321	1756	2568
10.	2037	1886	2432
11.	1467	1302	2125
12.	3914	4162	3885
13.	4400	4762	3832
14.	3726	3919	4060
15.	3918	4505	4081
p değeri		0,35	
Ortalama	2770,0	3190,5	3231,4
Standart Sapma	1123,6	1159,0	794,0



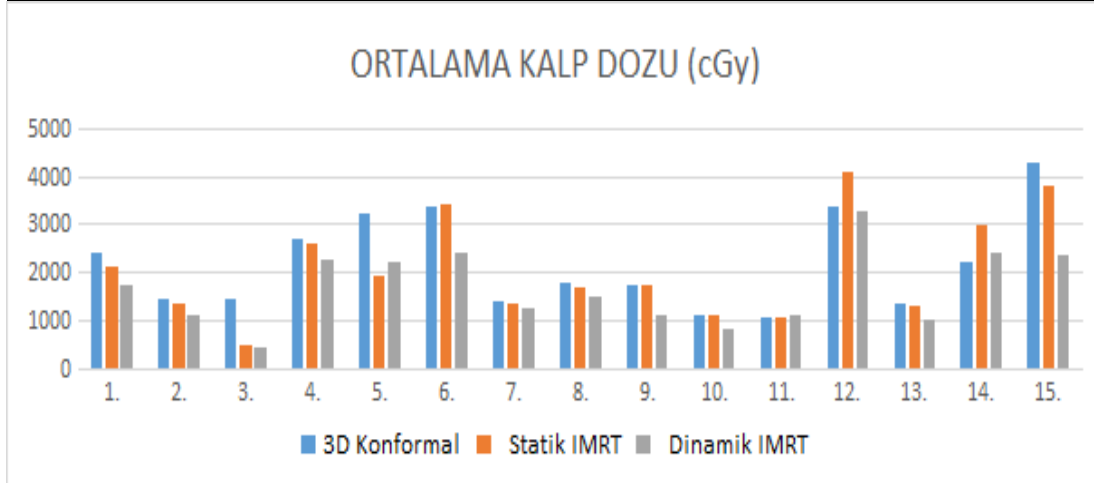
Şekil 4. 5: Maksimum spinal kord doz (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

F. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Ortalama Kalp Dozu (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.10’da görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen ortalama kalp dozu değeri 2183,2 ($\pm 993,4$), statik IMRT planlarında elde edilen ortalama kalp dozu değeri 2048,8 ($\pm 1087,2$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen ortalama kalp dozu değeri 1644,1 ($\pm 786,3$) ‘tür. Bulunan p değeri 0,26 ($>0,05$) olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında ortalama kalp dozu değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. Ortalama kalp dozu değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.6’da gösterilmektedir.

Çizelge 4. 10: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen ortalama kalp dozu (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri

Hasta No	ORTALAMA KALP DOZU (cGy)		
	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	2403	2104	1736
2.	1414	1332	1083
3.	1441	449	395
4.	2690	2600	2248
5.	3211	1916	2199
6.	3371	3419	2383
7.	1399	1329	1217
8.	1775	1649	1497
9.	1712	1703	1081
10.	1111	1095	804
11.	1057	1038	1085
12.	3367	4085	3240
13.	1321	1278	977
14.	2212	2966	2398
15.	4265	3770	2319
p değeri		0,265	
Ortalama	2183,2	2048,8	1644,1
Standart Sapma	993,4	1087,2	786,3



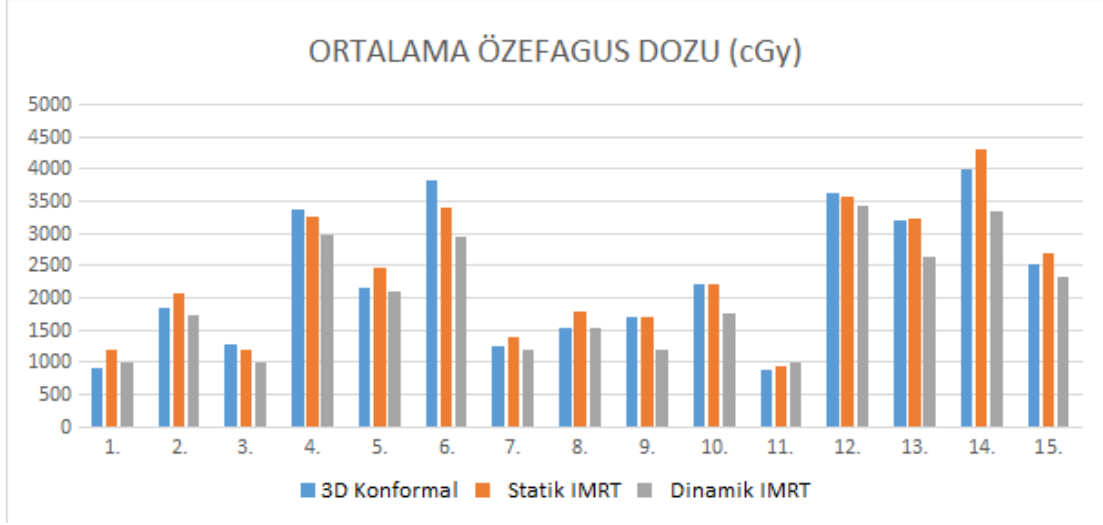
Şekil 4. 6: Ortalama kalp dozu (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

G. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Ortalama Özefagus Dozu (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.11’de görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen ortalama özefagus dozu değeri 2273,5 ($\pm 1076,2$), statik IMRT planlarında elde edilen ortalama özefagus dozu değeri 2348,3 ($\pm 1020,8$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen ortalama özefagus dozu değeri 1993,8 ($\pm 878,6$)’dır. Bulunan p değeri 0,64 ($>0,05$) olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında ortalama özefagus dozu değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. Ortalama özefagus dozu değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.7’de gösterilmektedir.

Çizelge 4. 11: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen ortalama özefagus dozu (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri

Hasta No	ORTALAMA ÖZEFAGUS DOZU (cGy)		
	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	895	1187	983
2.	1818	2043	1725
3.	1274	1180	972
4.	3354	3251	2968
5.	2141	2466	2072
6.	3806	3375	2930
7.	1228	1375	1190
8.	1517	1771	1507
9.	1680	1682	1189
10.	2207	2202	1740
11.	884	933	991
12.	3623	3563	3412
13.	3190	3226	2616
14.	3979	4298	3316
15.	2507	2673	2297
p değeri		0,64	
Ortalama	2273,5	2348,3	1993,8
Standart Sapma	1076,2	1020,8	878,6



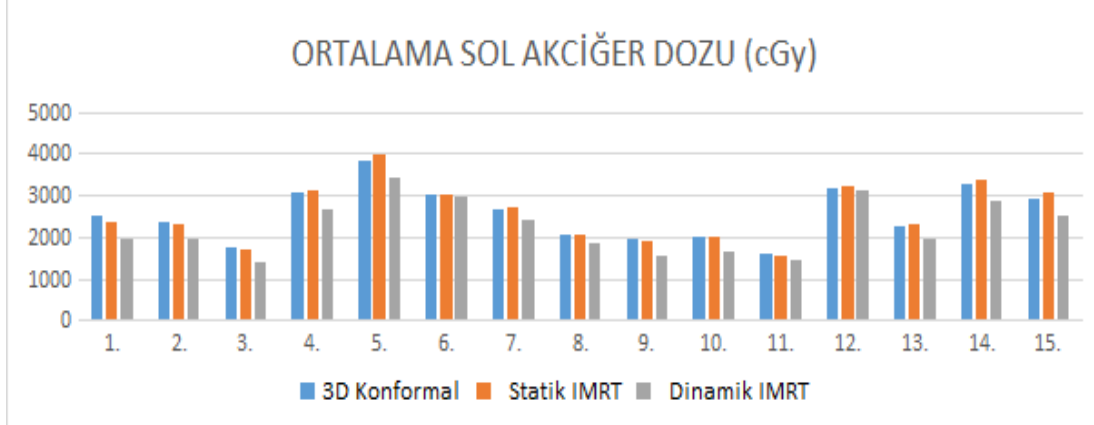
Şekil 4. 7: Ortalama özefagus dozu (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

H. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Ortalama Sol Akciğer Dozu (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.12’de görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen ortalama sol akciğer dozu değeri 2541,7 ($\pm 644,6$), statik IMRT planlarında elde edilen ortalama sol akciğer dozu değeri 2564,3 ($\pm 697,2$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen ortalama sol akciğer dozu değeri 2235,2 ($\pm 651,3$) ‘tür. Bulunan p değeri 0,29 ($>0,05$) olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında ortalama sol akciğer dozu değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. Ortalama sol akciğer dozu değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.8’de gösterilmektedir.

Çizelge 4. 12: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen ortalama sol akciğer dozu (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri

ORTALAMA SOL AKCIĞER DOZU (cGy)			
Hasta No	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	2495	2342	1963
2.	2323	2282	1929
3.	1719	1704	1371
4.	3069	3082	2666
5.	3792	3962	3406
6.	3017	3016	2933
7.	2627	2723	2414
8.	2025	2054	1862
9.	1951	1892	1541
10.	1992	1989	1624
11.	1560	1514	1411
12.	3156	3211	3101
13.	2229	2291	1962
14.	3271	3332	2857
15.	2900	3071	2488
p değeri		0,29	
Ortalama	2541,7	2564,3	2235,2
Standart Sapma	644,6	697,2	651,3



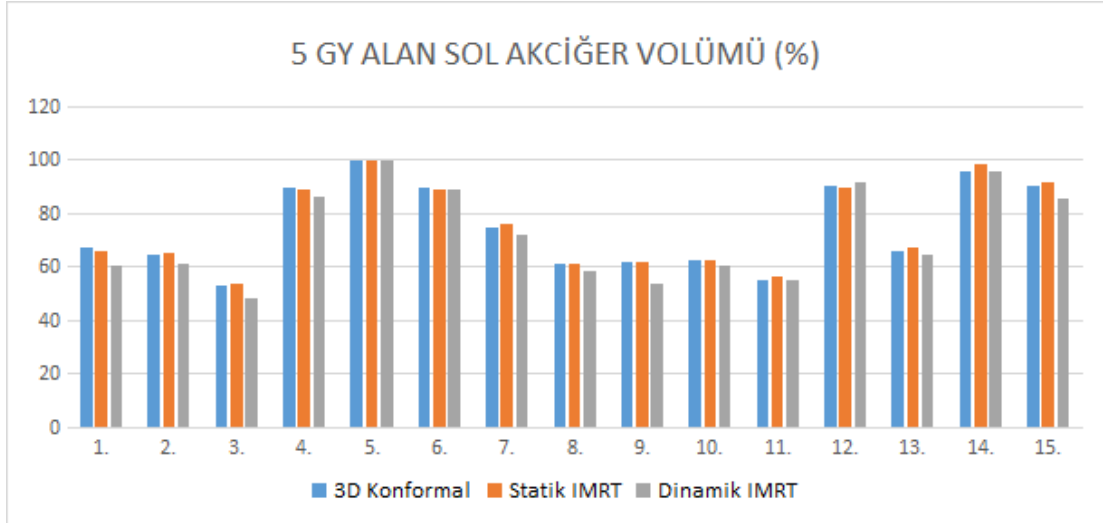
Şekil 4. 8: Ortalama sol akciğer dozu (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

I. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının 5 Gy Alan Sol Akciğer Volümü (%) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.13'te görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen 5 Gy alan sol akciğer volümü ortalama değeri 74,5 ($\pm 16,0$), statik IMRT planlarında elde edilen 5 Gy alan sol akciğer volümü ortalama değeri 74,8 ($\pm 16,0$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen 5 Gy alan sol akciğer volümü ortalama değeri 71,8 ($\pm 17,2$) 'dir. Bulunan p değeri 0,55 ($>0,05$) olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında 5 Gy alan sol akciğer volümü değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. 5 Gy alan sol akciğer volümü değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.9'da gösterilmektedir.

Çizelge 4. 13: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen 5 Gy alan sol akciğer volümü (%), p, ortalama ve standart sapma değerleri

Hasta No	5 GY ALAN SOL AKCIĞER VOLÜMÜ (%)		
	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	67,20	65,60	60,30
2.	64,60	64,70	60,90
3.	53,00	53,20	47,80
4.	89,60	88,80	86,20
5.	99,70	99,50	99,30
6.	89,60	88,90	88,50
7.	74,60	75,50	71,40
8.	60,90	61,20	58,30
9.	61,60	61,50	53,30
10.	62,10	62,40	60,00
11.	55,10	56,30	54,90
12.	89,80	89,60	91,10
13.	65,40	66,70	64,50
14.	95,80	98,30	95,60
15.	89,80	91,10	85,00
p değeri		0,55	
Ortalama	74,5	74,8	71,8
Standart Sapma	16,0	16,0	17,2



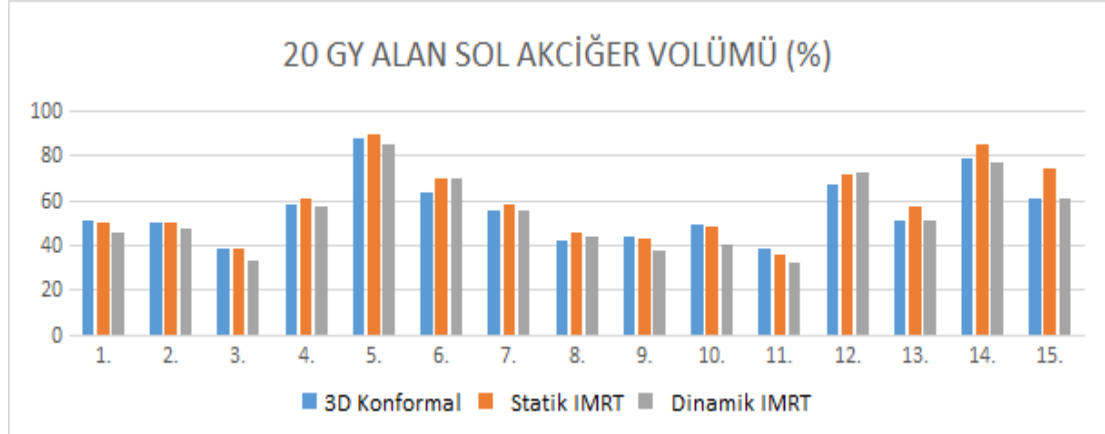
Şekil 4. 9: 5 Gy alan sol akciğer volümü (%) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

J. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının 20 Gy Alan Sol Akciğer Volümü (%) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.14'te görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen 20 Gy alan sol akciğer volümü ortalama değeri 55,5 ($\pm 14,2$), statik IMRT planlarında elde edilen 20 Gy alan sol akciğer volümü ortalama değeri 58,2 ($\pm 16,4$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen 20 Gy alan sol akciğer volümü ortalama değeri 53,7 ($\pm 16,2$) 'dir. Bulunan p değeri 0,73 ($>0,05$) olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında 20 Gy alan sol akciğer volümü değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. 20 Gy alan sol akciğer volümü değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.10'da gösterilmektedir.

Çizelge 4. 14: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen 20 Gy alan sol akciğer volümü (%), p, ortalama ve standart sapma değerleri

20 GY ALAN SOL AKCIĞER VOLÜMÜ (%)			
Hasta No	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	51,00	50,30	45,40
2.	49,80	49,60	47,30
3.	38,30	38,30	32,70
4.	57,50	60,30	56,80
5.	87,40	89,10	84,80
6.	63,70	69,70	69,20
7.	55,50	58,00	55,40
8.	42,00	45,00	43,90
9.	43,60	42,60	37,40
10.	48,70	48,10	40,20
11.	38,10	35,70	32,40
12.	67,20	71,20	71,90
13.	50,60	56,80	51,20
14.	78,50	85,20	76,60
15.	61,00	73,80	60,50
p değeri		0,73	
Ortalama	55,5	58,2	53,7
Standart Sapma	14,2	16,4	16,2



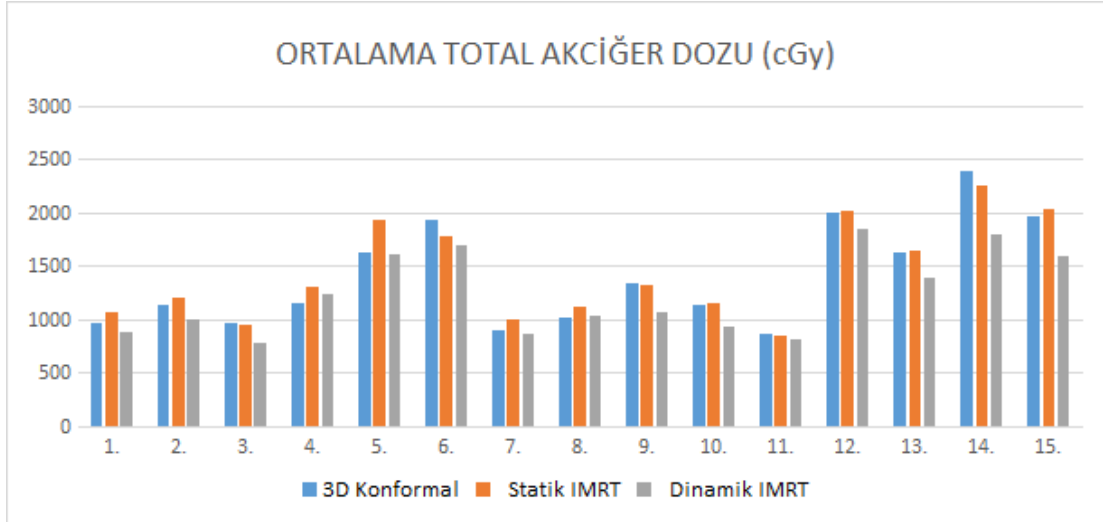
Şekil 4. 10: 20 Gy alan sol akciğer volümü (%) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

K. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının Ortalama Total Akciğer Dozu (cGy) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.15'te görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen ortalama total akciğer dozu değeri 1397,8 ($\pm 488,4$), statik IMRT planlarında elde edilen ortalama total akciğer dozu değeri 1439,4 ($\pm 457,6$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen ortalama total akciğer dozu değeri 1232,4 ($\pm 383,6$) 'dır. Bulunan p değeri 0,29 ($>0,05$) olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında ortalama total akciğer dozu değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. Ortalama total akciğer dozu değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.11'de gösterilmektedir.

Çizelge 4. 15: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen ortalama total akciğer dozu (cGy), p, ortalama ve standart sapma değerleri

ORTALAMA TOTAL AKCİĞER DOZU (cGy)			
Hasta No	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	957	1064	885
2.	1133	1201	989
3.	955	948	784
4.	1149	1310	1227
5.	1621	1937	1602
6.	1933	1774	1699
7.	892	995	864
8.	1018	1113	1026
9.	1329	1326	1059
10.	1129	1145	928
11.	869	849	804
12.	2004	2011	1847
13.	1622	1647	1392
14.	2389	2247	1786
15.	1967	2025	1594
p değeri		0,29	
Ortalama	1397,8	1439,4	1232,4
Standart Sapma	488,4	457,6	383,6



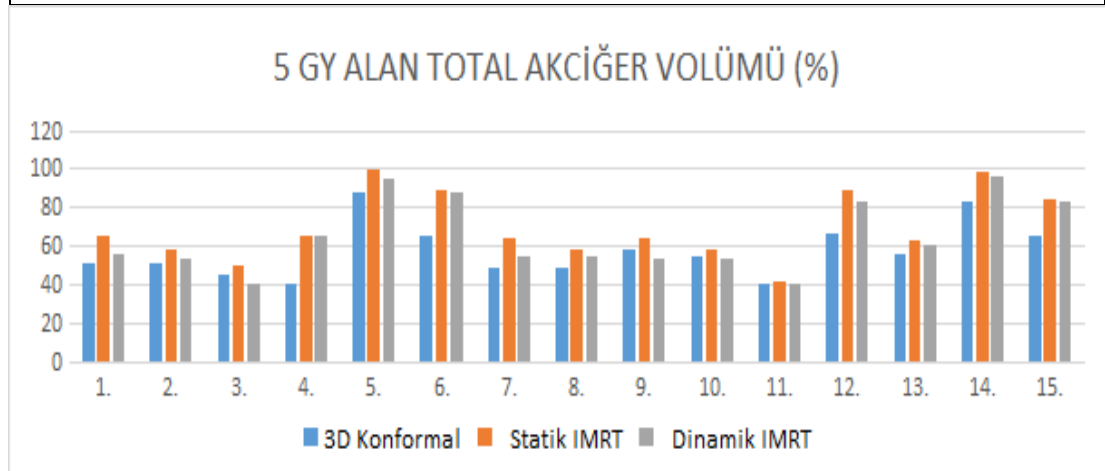
Şekil 4. 11: Ortalama total akciğer dozu (cGy) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

L. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının 5 Gy Alan Total Akciğer Volümü (%) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.16’da görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen 5 Gy alan total akciğer volümü ortalama değeri 57,0 ($\pm 14,2$), statik IMRT planlarında elde edilen 5 Gy alan total akciğer volümü ortalama değeri 69,5 ($\pm 17,7$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen 5 Gy alan total akciğer volümü ortalama değeri 64,8 ($\pm 18,7$) ‘dir. Bulunan p değeri 0,09 ($>0,05$) olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında 5 Gy alan total akciğer volümü değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. 5 Gy alan total akciğer volümü değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.12’de gösterilmektedir.

Çizelge 4. 16: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen 5 Gy alan total akciğer volümü (%), p, ortalama ve standart sapma değerleri

5 GY ALAN TOTAL AKCİĞER VOLÜMÜ (%)			
Hasta No	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	51,00	64,50	55,80
2.	51,00	58,40	52,80
3.	44,20	49,40	40,50
4.	40,00	64,50	65,00
5.	87,40	99,50	94,30
6.	65,40	89,00	87,40
7.	48,20	64,10	54,80
8.	48,30	57,30	54,10
9.	57,40	63,20	52,90
10.	53,70	58,30	52,90
11.	39,60	41,60	40,60
12.	66,70	88,20	82,70
13.	55,50	62,70	60,00
14.	83,20	97,60	95,60
15.	64,50	84,40	83,20
p değeri		0,09	
Ortalama	57,0	69,5	64,8
Standart Sapma	14,2	17,7	18,7



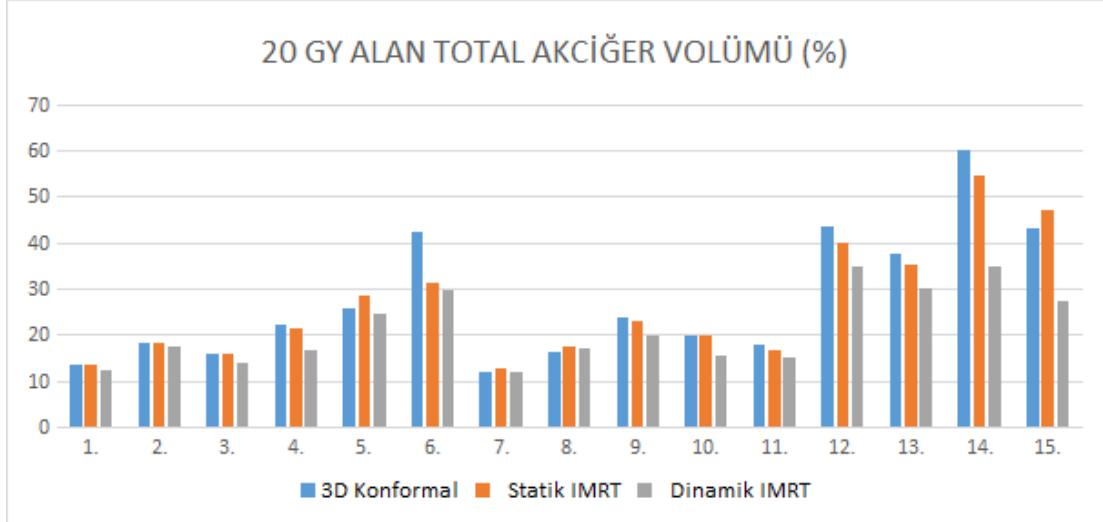
Şekil 4. 12: 5 Gy alan total akciğer volümü (%) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

M. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT Planlarının 20 Gy Alan Total Akciğer Volümü (%) Değerlerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.17’de görüldüğü üzere, 3B-KRT planlarında elde edilen 20 Gy alan total akciğer volümü ortalama değeri 27,3 ($\pm 14,3$), statik IMRT planlarında elde edilen 20 Gy alan total akciğer volümü ortalama değeri 26,2 ($\pm 12,8$) ve dinamik IMRT planlarında elde edilen 20 Gy alan total akciğer volümü ortalama değeri 21,3 ($\pm 8,0$)’dır. Bulunan p değeri 0,41 ($>0,05$) olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında 20 Gy alan total akciğer volümü değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. 20 Gy alan total akciğer volümü değerlerinin grafiksel olarak dağılımı Şekil 4.13’te gösterilmektedir.

Çizelge 4. 17: 3B-KRT, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarından elde edilen 20 Gy alan total akciğer volümü (%), p, ortalama ve standart sapma değerleri

20 GY ALAN TOTAL AKCİĞER VOLÜMÜ (%)			
Hasta No	3D Konformal	Statik IMRT	Dinamik IMRT
1.	13,50	13,40	12,00
2.	18,00	18,30	17,30
3.	15,60	15,60	13,80
4.	22,00	21,40	16,50
5.	25,70	28,30	24,50
6.	42,20	31,30	29,60
7.	11,80	12,50	11,80
8.	16,00	17,20	17,10
9.	23,50	23,00	19,70
10.	19,80	19,70	15,50
11.	17,60	16,40	14,90
12.	43,50	40,00	34,70
13.	37,60	35,10	30,10
14.	59,90	54,40	34,70
15.	42,90	46,90	27,30
p değeri		0,41	
Ortalama	27,3	26,2	21,3
Standart Sapma	14,3	12,8	8,0



Şekil 4. 13: 20 Gy alan total akciğer volümü (%) değerlerinin grafiksel olarak dağılımı

V. TARTIŞMA VE SONUÇ

A. Tartışma

Akciğer kanseri, insidans ve mortalitesi en yüksek kanser çeşitidir. Akciğer kanseri tedavilerinden birisi de radyoterapidir. Radyoterapinin amacı doğrultusunda kritik organların en iyi şekilde korunabilmesi, hedef volüme en yüksek dozun verilebilmesi ve hedef volümde daha homojen doz dağılımı sağlanabilmesi için yeni teknikler geliştirilmektedir. Yapılan retrospektif çalışmalar ile tanı ve yerleşime en uygun radyoterapi planlama tekniğini uygulamak önemlidir. Bu çalışmanın amacı da sol akciğer kanserli hastaların radyoterapisinde 3B-KRT, statik ve dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi planlama tekniklerinin dozimetrik açıdan karşılaştırılıp, değerlendirilmesidir.

Sol akciğer kanserli hastalarda tedavi planı yapılırken tümör çevresindeki sağlam doku ve organları koruyabilmek, özellikle akciğer ve kalbin mümkün olduğunca düşük doz almaları çok önemlidir. Bu amaç için kliniğimizde önceki zamanlarda tedavi almış 15 sol akciğer kanseri hastasına restrospektif olarak yeni planlar yapıldı ve dozimetrik açıdan karşılaştırılıp, analizleri değerlendirildi. PTV için Dmax, konformite indeks (CI), homojenite indeks (HI), kritik organlar için ortalama kalp dozu (Dmean), maksimum spinal kord dozu (Dmax), ortalama özefagus dozu (Dmean), ortalama sol akciğer ve total akciğer dozları (Dmean), 5 Gy alan sol akciğer ve total akciğer volümleri (V5), 20 Gy alan sol akciğer ve total akciğer volümleri (V20) değerleri ve toplam MU değerleri, karşılaştırma parametreleri olarak belirlendi.

1. Monitor Unit (MU) Değerleri

Bu tez çalışmasında MU değerlerinin ortalaması; 3B-KRT planlarında 230,0 ($\pm 7,9$), statik IMRT planlarında 233,8 ($\pm 7,7$) ve dinamik IMRT planlarında 965,3 ($\pm 354,4$)'tür. Elde edilen MU değerlerinin istatistiksel analiz sonuçlarına göre üç tekniğin değerlendirilmesinde anlamlı bir fark gözlenmiştir ($p < 0,05$). İkili karşılaştırmalar yapıldığında 3B-KRT ve statik IMRT planlama teknikleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p = 1$). Dinamik IMRT, diğer tekniklerle kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmektedir ($p < 0,016$). Dinamik IMRT'de

yüksek doz gradyanına yol açan farklı segmentlerden oluşan alanların toplam MU'ya direkt etki edeceğinden dolayı, diğer tekniklere göre farkın bu şekilde yüksek çıkması normal karşılanabilir.

2. Maksimum Nokta Doz (Dmax) Değerleri

Bu tez çalışmasında maksimum nokta doz ortalama değerleri; 3B-KRT planlarında 6679,3 ($\pm 75,1$), statik IMRT planlarında 6543,3 ($\pm 59,5$) ve dinamik IMRT planlarında 6307,4 ($\pm 91,6$)'dır. İkili ve üçlü karşılaştırmalarda planlama tekniklerinin değerlendirilmesinde maksimum nokta doz değerleri arasında anlamlı bir fark gözlenmiştir ($p=0$). Tüm hastalara 30 fraksiyonda 6000 cGy eksternal radyoterapi reçete edilmiştir. Klinik protokol gereği maksimum nokta dozun %110'nun altında yani $D_{max} < 6600$ cGy olması gerekmektedir. 3B-KRT planlarında max. nokta dozun %110'nun üstünde olduğu görülmektedir ve akciğer planlarında tercih edilmeme nedenlerindedir. Statik IMRT ve dinamik IMRT planları aralarındaki fark istatistiksel analizler sonucu anlamlı bulunsa da her iki teknikte de max. nokta dozlar %110'nu geçmediği için aralarındaki farkın klinik olarak anlamlı olmadığını diyebiliriz.

3. Konformite İndeks (CI) Değerleri

Tez çalışmamızda elde ettiğimiz konformite indeks (CI) ortalama değerleri; 3B-KRT planlarında 1,30 ($\pm 0,27$), statik IMRT planlarında 1,17 ($\pm 0,19$) ve dinamik IMRT planlarında 0,93 ($\pm 0,07$)'dir. Üç tekniğin değerlendirilmesinde $p < 0,05$ olduğu için aralarında anlamlı bir fark gözlenmiştir. İkili karşılaştırmalar yapıldığında 3B-KRT ile statik IMRT teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0,29$). Dinamik IMRT'nin diğer tekniklerle arasında anlamlı bir fark olduğu görülmüştür ($p < 0,016$). 3B-KRT ve statik IMRT planlarında CI değerinin 1'den büyük olması, tümörün ve sağlıklı dokunun bir kısmının fazladan yüksek doza maruz kaldığını göstermektedir. CI ortalama değerleri kıyaslandığında dinamik IMRT ile diğer teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülse de tüm planlarda CI değeri 1'e yakın olduğu için aralarındaki fark klinik olarak anlamlı değildir. Literatürde Feuvret ve ark. $CI < 0,9$ veya $CI > 2,5$ ise protokol ihlalinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Feuvret ve ark.,2006). 13 ve 14 no'lu hastalarda dinamik IMRT konformite indeks değerlerinin $CI < 0,9$ olarak bulunması, 15 no'lu hastanın 3B-KRT

konformite indeks değerinin CI=2,4 olarak bulunması literatürde istenmeyen değerler olmasına rağmen klinik açıdan kabul edilebilir değerlerdir.

4. Homojenite İndeks (HI) Değerleri

Çalışmamızda elde edilen homojenite indeks (HI) ortalama değerleri; 3B-KRT planlarında 0,13 ($\pm 0,01$), statik IMRT planlarında 0,10 ($\pm 0,01$) ve dinamik IMRT planlarında 0,04 ($\pm 0,01$)'dir. İkili ve üçlü karşılaştırmalarda planlama tekniklerinin değerlendirilmesinde homojenite indeks değerleri arasındaki fark anlamlıdır ($p=0$). Literatürde Allaveisi ve Moghadam 2017'de yaptıkları çalışmalarında statik IMRT tekniğinin 3B-KRT tekniğine göre homojenlik ve uygunluk açısından daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir (Allaveisi ve Moghadam, 2017). Tez çalışmamızda planlama teknikleri arasında istatistiksel olarak fark bulunsa da elde edilen değerlerin sıfıra ve birbirlerine çok yakın olmasından dolayı üç planlama tekniğinin homojenite indeks değerleri arasında klinik açıdan bir fark yoktur diyebiliriz.

5. Maksimum Spinal Cord Doz (Dmax) Değerleri

Bu tez çalışmasında maksimum spinal kord ortalama doz değerleri; 3B-KRT planlarında 2770,0 ($\pm 1123,6$), statik IMRT planlarında 3190,5 ($\pm 1159,0$) ve dinamik IMRT planlarında 3231,4 ($\pm 794,0$) bulunmuştur. Planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında max. spinal kord değerleri arasındaki farkın anlamlı olmadığı görülmüştür ($p=0,35$). 6, 13 ve 15 no'lu hastaların statik IMRT planlarında elde edilen max. spinal kord dozları klinik tolerans limiti olan 45 Gy'in üstünde bulunmuştur. Tümörün yeri ve büyüklüğü incelendiğinde bu değerler klinik açıdan kabul edilebilir değerlerdir. Diğer bulunan veriler tolerans limit olan 45 Gy'in altında olduğu için max. spinal kord dozu bakımından bu teknikleri kullanılmasında hem istatistiksel hem de klinik açıdan bariz bir fark yoktur.

6. Ortalama Kalp Dozu (Dmean) Değerleri

Çalışmamızda elde edilen ortalama kalp dozu değerleri; 3B-KRT planlarında 2183,2 ($\pm 993,4$), statik IMRT planlarında 2048,8 ($\pm 1087,2$) ve dinamik IMRT planlarında 1644,1 ($\pm 786,3$)'tür. Bulunan p değeri 0,26 ($>0,05$) olduğu için istatistiksel

olarak karşılaştırıldığında ortalama kalp dozu değerlerinin planlama teknikleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Bulunan verilere bakıldığında dinamik IMRT tekniğinin kalbi daha iyi koruduğu görülmüştür. Chapet ve ark.'larının 2006 yılında yaptıkları çalışmada (Chapet ve ark.,2006) IMRT ile önemli kalp koruyucuğu belgelenmiştir. Liu ve ark.'ları yaptıkları çalışmada IMRT'nin dozimetrik olarak, kalbi daha yüksek dozlardan koruduğunu kaydetmişlerdir (Liu ve ark.,2004). Murshed ve ark.'ları yaptıkları çalışmada IMRT'de ışınlanan kalp hacimlerinde azalma olduğunu ve IMRT'nin büyük tümör hacimlerine sahip ileri evre hastalıkta ve kritik yapılara bağlılıkta dozimetrik olarak 3B-KRT'den daha uygun planlama tekniği olduğunu bildirmişlerdir (Murshed ve ark.,2004). Çalışmamız literatüre benzer sonuçlara sahiptir.

7. Ortalama Özefagus Dozu (Dmean) Değerleri

Tez çalışmamızda elde edilen ortalama özefagus dozu değerleri; 3B-KRT planlarında 2273,5 ($\pm 1076,2$), statik IMRT planlarında 2348,3 ($\pm 1020,8$) ve dinamik IMRT planlarında 1993,8 ($\pm 878,6$)'dır. Planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında ortalama özefagus değerleri arasındaki fark anlamlı değildir ($p=0,64$). Veriler incelendiğinde dinamik IMRT tekniğinin diğer iki planlama tekniğine kıyasla özefagusu daha iyi koruduğu görülmüştür. Literatürde Grills ve ark.'ları 2003 yılında William Beaumont Hastanesi'nde yaptıkları çalışmada özellikle özefagusa bağlılığı olan hastalarda IMRT'nin, aynı OAR kısıtlamaları altında 3B-KRT'den %25-30 daha fazla radyoterapi dozu verebildiğini bildirmişlerdir (Grills ve ark.,2003). MD Anderson Kanser Merkezi'nden araştırmacılar, IMRT'nin dozimetrik olarak, özefagus toksisitesini azaltma potansiyeline sahip olduğunu kaydetmişlerdir (.Liu ve ark.,2004 ve Murshed ve ark.,2004)

8. Sol ve Total Akciğer Dozları

Klinik protokole bakıldığında sol akciğer dozu ortalamasının 20 Gy'in altında, 5 Gy alan sol akciğer volümünün %65'in altında ve 20 Gy alan sol akciğer volümünün %35'in altında olması gerekmektedir. Çalışmamızda ortalama sol akciğer dozu; 3B-KRT planlarında 2541,7 ($\pm 644,6$), statik IMRT planlarında 2564,3 ($\pm 697,2$) ve dinamik IMRT planlarında 2235,2 ($\pm 651,3$) olarak bulunmuştur. Planlama teknikleri

istatistiksel olarak karşılaştırıldığında ortalama sol akciğer dozu değerleri arasındaki fark anlamlı değildir ($p=0,29$). Bulunan veriler incelendiğinde, dinamik IMRT planlarında diğer iki tekniğe kıyasla ortalama sol akciğer dozlarında 2-5 Gy arasında düşüş görülmektedir. Ortalama sol akciğer doz değerleri; 3B-KRT planlarında 15 hastanın 11'inde, statik IMRT planlarında 15 hastanın 11'inde ve dinamik IMRT planlarında 15 hastanın 7'sinde tolerans değerinin üstünde çıkmıştır. Tümörün yeri ve büyüklüğü gözönüne alındığında teknikler arasında klinik açıdan farkın anlamlı olmadığı, dinamik IMRT'nin diğer tekniklere kıyasla ortalama sol akciğer dozları bakımından daha üstün olduğu görülmektedir. Çalışmamızda 5 Gy alan sol akciğer volümü ortalama değerleri; 3B-KRT planlarında 74,5 ($\pm 16,0$), statik IMRT planlarında 74,8 ($\pm 16,0$) ve dinamik IMRT planlarında 71,8 ($\pm 17,2$) olarak bulunmuştur. İstatistiksel olarak teknikler arasında 5 Gy alan sol akciğer volümlerinde anlamlı bir fark olmamıştır ($p=0,55$). 5 Gy alan sol akciğer volümü değerleri; 3B-KRT planlarında 15 hastanın 10'unda, statik IMRT planlarında 15 hastanın 9'unda ve dinamik IMRT planlarında 15 hastanın 7'sinde tolerans değerinin üstünde çıkmıştır. Teknikler arasında klinik açıdan da anlamlı bir fark olmadığı, dinamik IMRT'nin diğer tekniklere kıyasla 5 Gy alan sol akciğer volümü bakımından daha iyi bir planlama tekniği olduğu görülmüştür. Çalışmamızda 20 Gy alan sol akciğer volümü ortalama değerleri; 3B-KRT planlarında 55,5 ($\pm 14,2$), statik IMRT planlarında 58,2 ($\pm 16,4$) ve dinamik IMRT planlarında 53,7 ($\pm 16,2$) olarak bulunmuştur. Bulunan p değeri 0,73 ($>0,05$) olduğu için planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında 20 Gy alan sol akciğer volümü değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmektedir. Bulunan veriler incelendiğinde dinamik IMRT'nin diğer planlama tekniklerine kıyasla 20 Gy alan sol akciğer volümü bakımından daha üstün olduğu görülmektedir.

Bu tez çalışmasında ortalama total akciğer dozu; 3B-KRT planlarında 1397,8 ($\pm 488,4$), statik IMRT planlarında 1439,4 ($\pm 457,6$) ve dinamik IMRT planlarında 1232,4 ($\pm 383,6$) olarak bulunmuştur. Planlama teknikleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında ortalama total akciğer dozu değerleri arasındaki fark anlamlı değildir ($p=0,29$). Bulunan veriler tolerans değerinin altında olup, dinamik IMRT'nin diğer planlama tekniklerine kıyasla ortalama total akciğer dozları bakımından daha uygun planlama tekniği olduğu görülmüştür. Çalışmamızda 5 Gy alan total akciğer volümü ortalama değerleri; 3B-KRT planlarında 57,0 ($\pm 14,2$), statik IMRT planlarında

69,5 ($\pm 17,7$) ve dinamik IMRT planlarında 64,8 ($\pm 18,7$) olarak bulunmuştur. Planlama teknikleri arasında 5 Gy alan total akciğer volümlerinde istatistiksel olarak farkın anlamlı olmadığı görülmüştür ($p=0,09$). 5 Gy alan total akciğer volümü değerleri; 3B-KRT planlarında 15 hastanın 4'ünde, statik IMRT ve dinamik IMRT planlarında 15 hastanın 5'inde tolerans değerinin üstünde çıkmıştır. 3B-KRT planlama tekniğinin diğer tekniklere kıyasla 5 Gy alan total akciğer volümü bakımından daha iyi bir planlama tekniği olduğu görülmüştür. Çalışmamızda 20 Gy alan total akciğer volümü ortalama değerleri; 3B-KRT planlarında 27,3 ($\pm 14,3$), statik IMRT planlarında 26,2 ($\pm 12,8$) ve dinamik IMRT planlarında 21,3 ($\pm 8,0$) olarak bulunmuştur. İstatistiksel olarak planlama teknikleri arasında 20 Gy alan total akciğer volümlerinde anlamlı bir fark yoktur ($p=0,41$). 20 Gy alan total akciğer volümü değerleri; 3B-KRT planlarında 15 hastanın 5'inde, statik IMRT planlarında 15 hastanın 4'ünde ve dinamik IMRT planlarında 15 hastanın 1'inde tolerans değerinin üstünde çıkmıştır. Klinik açıdan değerlendirildiğinde planlama teknikleri arasında 20 Gy alan total akciğer volümleri bakımından anlamlı bir fark olmadığı ve dinamik IMRT planlama tekniğinin diğer iki tekniğe kıyasla daha üstün olduğu görülmüştür.

Literatürde Judith A Christian ve ark.'ları Royal Marsden Enstitüsünde yaptıkları çalışmada, IMRT'nin akciğerlere verilen dozu azalttığını ve 3B-KRT'ye göre daha iyi bir planlama tekniği olduğunu bildirmişlerdir (Judith ve ark.,2007). MD Anderson Kanser Merkezinden araştırmacılar, IMRT'nin dozimetrik olarak akciğer toksisitesini azaltma potansiyeline sahip olduğunu kaydetmişlerdir (Liu ve ark.,2004 ve Murshed ve ark.,2004). Liu ve ark.'ları IMRT planlarını 3B-KRT planlarıyla karşılaştırarak, V20 ve ortalama akciğer dozunun IMRT planlarında tüm vakalar için azaltıldığını bildirmişlerdir (Liu ve ark.,2004). Murshed ve ark.'ları IMRT'nin V20'yi azalttığını, bunun da ortalama akciğer dozunda 2 Gy'lik bir azalmaya ve radyasyon pnömonisi riskinde %10'luk olası bir azalmaya tekabül ettiğini kaydetmişlerdir (Murshed ve ark.,2004).

B. Sonuç

Bu tez çalışmasında maksimum nokta doz, ortalama kalp dozları ve ortalama özefagus dozları için elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde; dinamik IMRT planlama tekniğinin 3B-KRT ve statik IMRT planlama tekniklerine kıyasla daha avantajlı olduğu anlaşılmaktadır (Şekil 4.2, Şekil 4.6, Şekil 4.7). MU değerleri bakımından 3B-KRT ve statik IMRT planlama tekniklerinin dinamik IMRT planlama tekniğine kıyasla daha iyi oldukları görülmüştür (Şekil 4.1). CI ve HI değerleri istatistiksel olarak değerlendirildiğinde; dinamik IMRT'nin diğer tekniklere kıyasla daha iyi bir plan olduğu görülse de klinik açıdan planlama teknikleri arasında bariz bir fark yoktur (Şekil 4.3, Şekil 4.4). Maksimum spinal kord değerlerinde her üç teknikte de birbirleri arasında belli bir üstünlük olmadığı ve klinik uygulamalarda da bariz bir fark olmadığı görülmüştür (Şekil 4.5). Sol ve total akciğer dozlarında tümörün yeri ve büyüklüğü göz önüne alındığında planlama teknikleri arasında klinik açıdan anlamlı bir fark olmasa da dinamik IMRT'nin diğer iki tekniğe kıyasla daha üstün olduğu görülmüştür (Şekil 4.8, Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12, Şekil 4.13). Bu tip retrospektif çalışmalarda elde edilen sonuçların kullanılan tedavi planlama sistemi ve versiyonu, cihazların multi leaf kolimatör (MLC) yapısı ve planlama yapan medikal fizikçilerin deneyimleri ile alakalı olduğu ve sonuçların çoğu çalışmada değişkenlik gösterebileceği vurgulanmalıdır.

Sonuç olarak; seçilen dozların ve uygulanan her üç planlama tekniğinden elde edilen verilerin literatür bilgileri ile uygunluk gösterdiği, bu üç teknikten dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi planlama tekniğinin diğer iki planlama tekniğine göre daha etkili ve radyoterapi uygulamalarında daha yararlı olacağı kanısındayız.

VI. KAYNAKLAR

MAKALELER

ACUN, H., KEMİKLER, G., ÇAKIR, A. VE ARK. (2011). Statik IMRT (step and shoot) yöntemine göre oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasına segment sayısının etkisi. **Türk Onkoloji Dergisi**, 26(1): 18-25

AKPOYRAZ, M., DURAK, İ. (1995). Serbest radikallerin biyolojik etkileri. **Ankara Tıp Dergisi**, 48:253-262.

ALAR, T., ŞAHİN, E.M. (2012). Akciğer Kanseri: Birinci basamakta tanı, tedavi ve korunma. **Smyrna Tıp Dergisi**-68-

ALLAVEİŞİ, F., MOGHADAM, A.N. (2017). Comparison between the four-field box and field-in-field techniques for conformal radiotherapy of the esophagus using dose-volume histograms and normal tissue complication probabilities. **Jpn J Radiol**, 35:327-334

CHAPET, O., KHODRİ, M., JALADE, P., ET AL. (2006). Potential benefits of using non coplanar field and intensity modulated radiation therapy to preserve the heart in irradiation of lung tumors in the middle and lower lobes. **Radiother Oncol**, 80(3):333-40.

GRİLLS, IS., YAN, D., MARTİNEZ, A.A., VİCİNİ, F.A., WONG, J.W., KESTİN, L.L. (2003). Potential for reduced toxicity and dose escalation in the treatment of inoperable non-small-cell lung cancer: A comparison of intensity-modulated radiation therapy (IMRT), 3D conformal radiation, and elective nodal irradiation. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, 57:875–90.

JUDİTH, A., CHRISTIAN, I., JAMES, L., BEDFORD, WEBB, S., BRADA, M. (2007). Comparison of inverse-planned three-dimensional conformal radiotherapy and intensity-modulated radiotherapy for non-small-cell lung cancer. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, 67(3):735-41

- LÌU, H.H., WANG, X., DONG, L., WU, Q., LÌAO, Z., STEVENS, C.W., ET AL. (2004). Feasibility of sparing lung and other thoracic structures with intensity-modulated radiotherapy for non-small-cell lung cancer. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, 58:1268–79.
- MARNÌTZ, S., STUSCHKE, M., BOHSUNG, J., MOYS, A., RENG, I., WURM, R., ET AL. (2002). Intraindividual comparison of conventional three-dimensional radiotherapy and intensity modulated radiotherapy in the therapy of locally advanced non-small cell lung cancer a planning study. **Strahlenther Onkol**, 178:651–8.
- MURSHED, H., LÌU, H.H., LÌAO, Z., BARKER, J.L., WANG, X., TUCKER, S.L., ET AL. (2004). Dose and volume reduction for normal lung using intensity-modulated radiotherapy for advanced-stage non-small-cell lung cancer. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, 58:1258–67.
- PELAGADE, S., THAKUR, K., BOPCHE, T., BHAVSAR, D., PATEL, D., SHAH, R., VYAS, R. (2007). Commissioning and Quality Assurance of a Commercial Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) Treatment Planning System Precise Plan. *Turkish Journal of Cancer*, Volume 37. No.1; 22 – 26 , India.
- SCHLEGEL, W., GROSSER, K.H., HARÌNG, P., RHEÌN, B. (2006). Beam delivery in 3D conformal radiotherapy using multi-leaf collimators. *New technologies in radiation oncology*. **Springer-Verlag Berlin Heidelberg**. Germany.
- SCHWARZ, M., ALBER, M., LEBESQUE, J.V., MÌJNHEER, B.J., DAMEN, E.M. (2005). Dose heterogeneity in the target volume and intensity-modulated radiotherapy to escalate the dose in the treatment of non-small-cell lung cancer. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, 62:561–70.
- SELEK, U., BÖLÜKBAŞI, Y., JAMES, W., WELSH, TOPKAN, E. (2014). Intensity-Modulated Radiotherapy versus 3-Dimensional Conformal Radiotherapy

Strategies for Locally Advanced Non-Small-Cell Lung Cancer. **Balkan Med J**, 31(4): 286-294

UZAL, C., ÇALOĞLU, M. (2002). Kanser Etyolojisinde iyonizan radyasyonun yeri. **Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi**, 19:177-182.

WU, Z., XIE, C., HU, M., HAN, C., YI, J., ZHOU, Y., YUAN, H., JIN, X. (2014). Dosimetric benefits of IMRT and VMAT in the treatment of middle thoracic esophageal cancer: is the conformal radiotherapy still an alternative option? **J Appl Clin Med Phys**, 15:93-101

YANG, G.Y., MCCLOSKEY, S.A., KHUSHALANI, N.I. (2009). Principles of modern radiation techniques for esophageal and gastroesophageal junction cancers. **Gastrointest Cancer Res**, 3:6-10

ELEKTRONİK KAYNAKLAR

[URL-1] “Kanser Nedir Belirtileri”, Halk Sağlığı Genel Müdürlüğü, hsgm.saglik.gov.tr/tr/kanser-nedir-belirtileri.html, (Erişim Tarihi: 2017).

[URL-2] “Radyasyon Nedir”, Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği, https://www.trod.org.tr/app_society_patient?id=2, (Erişim Tarihi: 2021).

[URL-3] “Elektromanyetik Spektrum Bize Ne Anlatıyor”, <http://www.acikbilim.com/2013/11/dosyalar/elektromanyetik-spektrum-bize-neanlatiyor.Html>, (Erişim Tarihi: 04.11.2013).

[URL-4] “Türkiye Atom Enerjisi Kurumu”, <http://www.taek.gov.tr>, (Erişim Tarihi: 26.07.2013).

[URL-5] “Radyoterapi (Işın Tedavisi) Yöntemleri”, Ulusal Radyasyon Onkolojisi Derneği, <http://www.tomoterapitedavisi.com/radyoterapi--isin-tedavisi--yontemleri>, (Erişim Tarihi: 2017).

- [URL-6] “Tedavi Planlama Sistemleri (TPS)”, Medikal Fizik, <https://www.medikalfizik.net/tag/radyoterapi-planlamasi-nedir/>, (Erişim Tarihi: 08.02.2017).
- [URL-7] “Medikal Lineer Hızlandırıcı (Medikal Linak)”, Medikal Fizik, <https://www.medikalfizik.net/tag/medikal-lineer-hizlandirici-nasil-calisir/>, (Erişim Tarihi: 30.01.2017).
- [URL-8] “Akciğer Kanseri Türleri”, Mustafa Özdoğan, <https://www.drozdogan.com/kucuk-hucreli-ve-kucuk-hucreli-olmayan-akciger-kanseri-farklari-nelerdir/>, (Erişim Tarihi: 12.01.2022).
- [URL-9] “Akciğer Kanseri Belirtileri, Yaşam Süresi ve Tedavisi”, Memorial, <https://www.memorial.com.tr/hastaliklar/akciger-kanseri>, (Erişim Tarihi: 03.04.2020)
- [URL-10] “Tedavi Planlama Sistemi”, Varian, <http://www.varian.com/us/oncology/radiationoncology/eclips>, (Erişim Tarihi: 09.09.2015).
- [URL-11] “Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Teknikleri”, Bortfeld, <http://www.aapm.org/meetings/99AM/pdf/2796-50260.pdf>, (Erişim Tarihi: 1999)
- [URL-12] “Akciğerlerin Yapısı”, Milli Eğitim Bakanlığı, http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller/Solunum%20Sistemi.pdf, (Erişim Tarihi: 2015)
- [URL-13] “Akciğer Kanserinde Radyoterapi”, berrinpehlivan.com/tedaviler-tr/radyoterapi-tr/akciger-kanserinde-radyoterapi/, (Erişim Tarihi: 19.12.2021)

TEZLER

GÜNER, M. (2019). Monaco tedavi planlama sistemiyle sol meme kanserli hastaların VMAT ve IMRT tekniği ile yapılan tedavi planlarının dozimetrik açıdan karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi: İstanbul.

KAYA, G. (2012). Akciğer kanseri tedavisinde uygulanan konformal ve yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniklerinin karşılaştırılmalı değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi: Ankara.

DIĞER KAYNAKLAR

BEYZADEOGLU, M., ÖZYİĞİT, G., EBRULİ, C. (2010). Basic Radiation Oncology. Springer Heidelberg Dordrecht, New York.

BİTTNER, R.C., FELİX, R. (1998). Magnetic resonance (MR) imaging of the chest: state-of-the-art. Eur Respir J, 11:1392-404.

CARDİS, E., VRİJHEİD, M., BLETTNER, M., GİLBERT, E., HAKAMA, M., HİLL, C., ET AL. (2005). Risk of cancer after low doses of ionising radiation: retrospective cohort study in 15 countries. BMJ, 331(7508):77.

DEMİR, M. (2013). Radyasyon Güvenliği ve Radyasyondan Korunma. İstanbul.

DİRİCAN, B. 2010. Radyoterapi Fiziği Ders Notları. Ankara.

FEUVRET, L., NOEL, G., MAZERON. J.J., BEY, P. (2006). Conformity Index: A Review. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 64(2):333-342

FİŞHER, M.R. (1989). Magnetic resonance for evaluation of the thorax. Chest, 95:166-73.

GELEİJNS, J., BROERSE, J.J., BRUGMANS, M.J.P. (2004). Health effects of radiation exposure in diagnostic radiology. Eur Radiol Syllabus, 14:19-27.

- ICRU 50. (1993). The International Commission on Radiation Units and Measurements Report 50. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy.
- ICRU 62. (1999). International Commission on Radiation Units and Measurements report 62. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy.
- KHAN, F.M. (2003). The Physics of Radiation Therapy.3rd Edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins.
- MİTTTRA, E. (2009). Positron emission tomography/computed tomography: the current technology and applications. Radiol Clin North Am, 47: 147-60.
- PODGORSAK, E.B. (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students IAEA, Vienna.
- PUDERBACH, M., HİNTZE, C., LEY, S., ET AL. (2007). MR imaging of the chest: a practical approach at 1.5T. Eur J Radiol, 64:345-355.
- RAJAMANİCKAM, B. ET AL. (2014). Biological response of cancer cells to radiation treatment, Front Mol Biosci, 1: 24.
- VARIAN MEDICAL SYSTEMS. (2010). Sussex, 1-76.
- VON SCHULTHESS, G.K., STEİNERT, H.C., HANY, T.F. (2006). Integrated PET/CT: current applications and future directions. Radiology, 238(2):405-22.
- YEYİN, N. (2015). Radyasyonun Biyolojik Etkileri, **Nükleer Tıp Seminerleri**, 3

EKLER

EK-1: Etik Kurul Onayı

EK-2: Çalışma İzni

EK-1: Etik Kurul Onayı



T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARI

Sayı : B.30.2.AYD.0.00.00-050.06.04/36
Konu : Karar hk.

14.02.2022

Sayın; Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK

İstanbul Aydın Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 14.02.2022 tarihinde yapılan olağan toplantısında danışmanı olduğunuz "Halis Bozkurt" isimli öğrencinize ait "Sol Akciğer Kanserlerinin Radyoterapisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT) Statik İMRT ve Dinamik IMRT (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Açından Karşılaştırılması" konulu yüksek lisans tez çalışmanız ile ilgili alınan 2022/36 no'lu karar gereği; başvuru dosyanız ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenerek etik yönden uygun bulunmuş olup tutanaklar ekte sunulmuştur. Bilgilerinize sunarım.

Prof. Dr. Erman Bulent TEMİZYÜREK

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Sol Akciğer Kanserlerinin Radyoterapisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT) Statik IMRT ve Dinamik IMRT (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Açından Karşılaştırılması
--------------------------	---

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	İstanbul Aydın Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu		
	AÇIK ADRESİ	İstanbul Aydın Üniversitesi Tıp Fakültesi Besyol Mahallesi, İnönü Cd. No:38, 34295 Küçükçekmece/İstanbul		
BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Dr. Öğr. Üyesi Kamil Temizyürek		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Biyofizik		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	-		
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-		
	DESTEKLEYİCİ	-		
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	-		
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-		
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>	
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>	
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>	
FAZ 4		<input type="checkbox"/>		
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>		
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>		
In vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>		
İlaç dışı klinik araştırma	<input type="checkbox"/>			
Diğer : Retrospektif Arşiv Taraması				
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ X	ÇOK MERKEZLİ	ULUSAL X	ULUSLARARASI

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Emrah TUNCER
İmza:

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Sol Akciğer Kanserlerinin Radyoterapisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT) Statik IMRT ve Dinamik IMRT (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Açından Karşılaştırılması
-----------------------	--

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	10.01.2022	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	X		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	X		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ	-		Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SİGORTA	-		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	X		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	-		
	İLAN	-		
	YILLIK BİLDİRİM	-		
	SONUÇ RAPORU	-		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	-		
DİĞER:	X		Kurum İzni, Arşiv Materyali Kullanımı İçin Taahhütname, Özgeçmişler, İKU Bilgilendirme Belgesi, Helsinki Bildirgesi	
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2022/36	Tarih: 14.02.2022		
	Sayın, Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK İstanbul Aydın Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 14.02.2022 tarihinde yapılan olağan toplantısında danışmanı olduğunuz "Halis Bozkurt" isimli öğrencinize ait "Sol Akciğer Kanserlerinin Radyoterapisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT) Statik IMRT ve Dinamik IMRT (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Açından Karşılaştırılması" konulu yüksek lisans tez çalışmanız ile ilgili alınan 2022/36 no'lu karar gereği; başvuru dosyanız ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenerek etik yönden oy birliğiyle uygun bulunmuş olup tutanaklar ekte sunulmuştur. Bilgilerinize sunarım.			

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Feriðan ERGÜNÜNÇER
İmza:

Not: Etik kurulu dosyasının imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.



İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	13.04.2013 tarihli, 28617 sayılı Resmi Gazetede yayınlanan Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım		İmza		
			E	X	E	H	E	H			
Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER	Protetik Diş Tedavisi	İstanbul Aydın Üniversitesi (Etik Kurul Başkanı)	E	X	E	H	X	E	H		
Prof. Dr. Hatice Aysel ALTAN	Anestezi	İstanbul Aydın Üniversitesi (Etik Kurul Başkan Yardımcısı)	E		K	X	E	H	X		
Doç. Dr. Türköz VERİMER	Farmakolog	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	X	K	E	H	X	E	H	
Prof. Dr. Hasan SAYGIN	Nükleer Bilimler	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	X	K	E	H	X	E	H	
Prof. Dr. Umut Mert AKSOY	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	X	K	E	H	X	E	H	
Prof. Dr. Hafize SEZER	Biyoistatistik	İstanbul Aydın Üniversitesi	E		K	X	E	H	X	E	H
Doç. Dr. Sami ŞÖKÜCÜ	Ortopedi ve Travmatoloji	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	X	K	E	H	X	E	H	
Doç. Dr. Meryem Sedef ERDAL	Farmasötik Teknoloji	İstanbul Üniversitesi	E		K	X	E	H	X	E	H
Doç. Dr. Peyza Nur TUNCER KILINÇ	Genetik	İstanbul Üniversitesi	E		K	X	E	H	X	E	H
Dr. Öğr. Üyesi Zeliha KARADENİZ	Kadın Hastalıkları ve Doğum	İstanbul Aydın Üniversitesi	E		K	X	E	H	X	E	H
Dr. Öğr. Üyesi Murat AKSU	Tıp Tarihi ve Etik	Aydın Adnan Menderes Üniversitesi	E	X	K	E	H	X	E	H	
Dr. Öğr. Üyesi Dilek DÜZGÜN ERGÜN	Biyofizik	İstanbul Aydın Üniversitesi	E		K	X	E	H	X	E	H
Zeynep AKYAR	Hukuk	İstanbul Aydın Üniversitesi	E		K	X	E	H	X	E	H

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-2: Çalışma İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 03.01.2022-116136



T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Araştırma ve Uygulama Merkezi Müdürlüğü



Sayı : E-21979232-108.99-116136
Konu : Çalışma İzni Talebi

03.01.2022

Sayın Halis BOZKURT

İlgi : , 28.12.2021 tarihli ve bila sayılı yazı.

Tarafımızca Hastanemizde yapılması planlanan "Sol Akciğer Kanserlerinin Radyoterapisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Statik IMRT ve Dinamik IMRT (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Açından Karşılaştırılması" başlıklı çalışmanın yapılması uygun görülmüştür.

Gereğini bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Nihat ULUOCAK
Merkez Müdürü

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu :BSELY6K3YT Pin Kodu :08492

Belge Takip Adresi :
<https://turkiye.gov.tr/ebd?eK=5695&eD=BSELY6K3YT&eS=116136>

Adres: Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Ali Şevki Ereğ Yerleşkesi Merkez Tokat
Telefon: 2129500 Faks: 2122142
e-Posta: hastane@gop.edu.tr Web: http://hastane.gop.edu.tr
Kep Adresi: gaziosmanpasauni.hastane@hs03.kep.tr

Bilgi için: Elif Mazman
Unvanı: Sağlık Teknikeri



ÖZGEÇMİŞ

HALİS BOZKURT

Eğitim Durumu

2020 – cont. : İstanbul Aydın Üniversitesi-Sağlık Fiziği YLP

2009 – 2010 : İstanbul Ticaret Üniversitesi, Endüstriyel Fizik YLP

1998 – 2003 : Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü

Yabancı Dil

- Türkçe : Ana Dili
- İngilizce : İyi Seviyede

Kariyer

Medikal Fizik Uzmanı

MNT Sağlık Hizmetleri Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü (Nisan 2019-devam etmekte.)

Medikal Fizik Uzmanı

MNT Sağlık Hizmetleri Eskişehir Yunus Emre Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü (Nisan 2011-Aralık 2018)

Fizik Mühendisi

MNT Sağlık Hizmetleri Nükleer Tıp Bölümü (Şubat 2006 – Nisan 2011)

Sertifikalar ve Katılım Belgeleri

13. Ulusal Medikal Fizik Kongresi

Medikal Fizik Derneği 2011, İZMİR.

14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi

Medikal Fizik Derneği 2013, ANTALYA.

15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi

Medikal Fizik Derneği 2015, TRABZON.

17. Ulusal Medikal Fizik Kongresi

Medikal Fizik Derneği 2019, İSTANBUL.

Meme Kanseri Tedavisinde IMRT Tekniği

Anadolu Sağlık Merkezi 28 Mayıs 2011, GEBZE

Üye Olduğu Dernekler

- Medikal Fizik Derneği
- Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği

