

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



**AKCİĞER KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE TOMOTERAPİ CİHAZI
KULLANILARAK VMAT VE IMRT TEKNİKLERİ İLE ELDE EDİLEN DOZ
DAĞILIMLARININ VE ÇEVRE DOZLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elif ATEŞ

**Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı**

Ağustos, 2021

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



**AKCİĞER KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE TOMOTERAPİ CİHAZI
KULLANILARAK VMAT VE IMRT TEKNİKLERİ İLE ELDE EDİLEN DOZ
DAĞILIMLARININ VE ÇEVRE DOZLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Elif ATEŞ
(Y1816.020002)**

**Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı**

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK

Ağustos, 2021

ONAY FORMU

YEMİN METNİ

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum “Akciğer Kanseri Radyoterapisinde Tomoterapi Cihazı Kullanılarak VMAT ve IMRT Teknikleri İle Elde Edilen Doz Dağılımlarının ve Çevre Dozların Karşılaştırılması” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Bibliyografya’da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim. (02/08/2021)

Elif ATEŞ

Bu tezi, her anımda yanımda olan eşim Cemil TEKBAŞ'a , Annem Gülsen ATEŞ'e, Babam Bilal ATEŞ'e,Ablalarım Sema SOYUMER'e ve Merve ATEŞ'e ,Yeğenlerim Emir ve Naz SOYUMER'e ithaf ediyorum.

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmamın hazırlanma sürecinin her aşamasında değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren tez danışmanım Dr. Öğr.Üyesi Kamil TEMİZYÜREK'eve bilgisiyle bana yol gösteren anabilim dalı başkanımız Dr. Öğr.Üyesi Füsun ÇETİN'e çok teşekkür ederim. Tez çalışma sürecimin başından sonuna kadar hiçbir desteğini esirgemeyen Bahar ACARSOY 'a ,Klinik çalışmalarımnda klinik tecrübelerini ve bilgisini esirgemeyen Bahçelievler Medical Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Uzm.Fizikçi Selda YEŞİL'e ve radyasyon onkoloğu Dr. Doğan ÖZCAN'a teşekkür ederim. Yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgi ve tecrübelerini bizlerden esirgemeyen tüm hocalarıma teşekkür ederim.

Ağustos, 2021

Elif ATES

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR	vi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	viii
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	xi
ABSTRACT	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Kanser.....	3
2.2 Akciğer Kanseri.....	4
2.2.1 Akciğer anatomisi	4
2.2.2 Akciğer kanseri	6
2.2.3 Akciğer kanserinin epidemiyolojisi ve etyolojisi.....	8
2.2.4 Akciğer kanseri patalojisi.....	9
2.2.5 Tanı ve tarama.....	11
2.3 Akciğer Kanserinde Tedavi.....	12
2.3.1 Cerrahi.....	13
2.3.2 Radyoterapi	14
2.3.3 Sistemik tedavi.....	15
2.4 Akciğer Kanserinde Radyoterapi	16
2.4.1 Konvansiyonel radyoterapi	16
2.4.2 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT).....	17
2.4.3 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART/IMRT).....	20
2.4.4 Volümetrik ark tedavi (VMAT)	21
2.4.5 Brakiterapi.....	21
2.5 Tomoterapi	22
2.5.1 Serial tomoterapi	24
2.5.2 Helikal tomoterapi.....	25
2.5.3 Tomoterapihi-art lineer hızlandırıcı cihazının yapısı.....	25
2.5.4 Tomoterapihi-art lineer hızlandırıcı tedavi metotları.....	32
2.5.4.1 HelikalTomoterapi	32
2.5.4.2 Direkt tomoterapi	32
2.6 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	32
2.7 Doz-Hacim Histogramı (DVH).....	34
2.8 Radyoterapinin Etkileri	35
2.8.1 Akut Etkiler.....	36
2.8.2 Subakut etkiler	36
2.8.3 Geç etkiler	37
2.9 Akciğer Kanseri Tedavisinde Radyoterapi Doz Değerleri.....	38

3. MATERYAL VE YÖNTEM	39
3.1 Araştırmanın Tipi	39
3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı.....	39
3.3 Araştırmanın Tasarımı.....	39
3.4 Materyal	40
3.4.1 Bilgisayarlı tomografi (BT) simülatör	40
3.4.2 RT network sistemi	41
3.4.3 MİM konturlama sistemi.....	41
3.4.4 Tomoterapihi-art lineer hızlandırıcı	42
3.4.5 Tomoterapihi-art lineer hızlandırıcı tedavi planlama sistemi	43
3.4.6 Uluslararası radyasyon ölçümleri ve birimleri komitesinin 50 , 62 ve 83 numaralı raporu	43
3.5 Araştırmanın Değişkenleri	44
3.6 Veri Toplama Araçları	44
3.7 Verilerin Değerlendirilmesi.....	45
3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları	45
3.9 Etik Kurul Onayı	45
4. BULGULAR	47
4.1 Hedef Hacimler İçin Elde Edilen Bulgular	47
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	65
KAYNAKLAR	71
ÖZGEÇMİŞ	75

KISALTMALAR

3BKRT	:3-Boyutlu Korformal Radyoterapi
BEV	:Beam EyeView (Işın Gözüyle Görünüş)
BMI	: Body Mass Index (Vücut Kitle İndeksi)
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
BRT	: Brakiterapi
CTV	: Clinical Target Volume (Klinik Hedef Volüm)
Dmaks	: Maksimum Doz
Dmin	: Minimum Doz
Dort	: Ortalama Doz
DNA	: Deoksiribo Nükleik Asit
DVH	: Dose-VolümeHistogram (Doz-Volüm Histogramı)
GTV	: GrossTumor Volüme (Görüntülenen Tümör Volümü)
Gy	: Gray
FW	: Alan Genişliği
IARC	: Uluslararası Kanser Araştırma Kurumu
ICRU	: International Comission on Radiation Units & Measurements
IGRT	: Image Guided Radiotherapy (Görüntü Eşliğinde Radyoterapi)
IM	: Inernal Margin
IMRT	: Intensity Modulated Radiotherapy
IV	: Irradiated Volume (Işınlanan Volüm)
KHAK	: Küçük Hücreli Akciğer Kanseri
KHDAK	: Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanseri
KT	: Kemoterapi
LİNAK	: Lineer Hızlandırıcı
MeV	: Milyon Elektron Volt
MF	: Modülasyon Faktörü
MLC	: Multi Leaf Collimator (Çok Yapraklı Kolimatör)
MRG	: Manyetik rezonans görüntüleme
MVCT	: Mega Voltaj Computerized Tomografi
OAR	: Organs at Risks (Risk Altındaki Organlar)
PRV	: PlanningOrgans at Risk Volüme(Planlanan Risk Altındaki Organ Volümü)
PTV	: PlanningTarget Volüme (Planlanan Hedef Volüm)
PF	: Pitch Faktörü (Alan Genişliği)
RT	: Radyoterapi
RVR	: Remainingvolume at Risk (Remainingvolume at Risk)
SAD	: Kaynak-Eksen Mesafesi
SBRT	: Stereotaktik Beden Radyoterapisi
SM	: Set-upMargin
SSD	: Kaynak Cilt Mesafesi
TD	: Tomoterapi Direkt (Tomotherapy Direct)
TH	: Tomoterapi Helikal (Tomotherapy Helical)

TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
TV	: Treatment Volume (Tedavi Volümü)
V₅	: 5 Gy Alan Doz Hacmi
VMAT	: Volümetrik Ark Tedavi
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 4.1: PTV ve kritik organların 1 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değeri	48
Çizelge 4.2: PTV ve kritik organların 1 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama standart sapmaları ve p değerleri	49
Çizelge 4.3: PTV ve kritik organların 1 cm lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri.....	50
Çizelge 4.4: PTV ve kritik organların 1 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri	51
Çizelge 4.5: PTV ve kritik organların 1 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri.....	52
Çizelge 4.6: PTV, kritik organlar ve sürenin 1 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri	52
Çizelge 4.7: PTV ve kritik organların 3 cm'lik tümör boyutunda 1cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri.....	53
Çizelge 4.8: PTV, kritik organlar ve sürenin 3 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.	54
Çizelge 4.9: PTV ve kritik organların 3 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri.....	55
Çizelge 4.10: PTV, kritik organlar ve sürenin 3 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri	56
Çizelge 4.11: PTV ve kritik organların 3 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri.....	57
Çizelge 4.12: PTV, kritik organlar ve sürenin 3 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.	58
Çizelge 4.13: PTV ve kritik organların 5 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri.....	59
Çizelge 4.14: PTV, kritik organlar ve sürenin 5 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.	59
Çizelge 4.15: PTV ve kritik organların 5 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri.....	61
Çizelge 4.16: PTV, kritik organlar ve sürenin 5 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri	61

Çizelge 4.17: PTV ve kritik organların 5 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri	62
Çizelge 4.18: PTV, kritik organlar ve sürenin 5 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.	63

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: Kanser hücrelerinin kontrol dışı çoğalarak oluşumu	3
Şekil 2.2: Akciğer anatomisi.....	6
Şekil 2.3: Akciğer kanseri.....	7
Şekil 2.4: GTV,CTV,PTV VE OAR 'nin şematik gösterimi	19
Şekil 2.5: ICRU raporlarındaki tüm volümlerin şematik görüntüsü	20
Şekil 2.6: Tomoterapi cihazı.....	23
Şekil 2.7: Serial tomoterapi sistemi	25
Şekil 2.8: Tomoterapi cihaz yapısı	26
Şekil 2.9: Binary MLC (ikili çok yapraklı kolimatör ÇYK) sistemi	27
Şekil 2.10: Yeşil lazerler (1- cihaz eşmerkezi, 2- sanal eşmerkezi, 3-sanal eşmerkezi lazeri, 4-gantri eşmerkez lazeri)	28
Şekil 2.11: Kırmızı lazerler (1-sagittal lazer, 2-transvers lazer, 3-koronal lazer)	29
Şekil 2.12: Tomoterapi cihazında kullanılan eşmerkezler (1- cihaz eşmerkezi, 2- sanal eşmerkez).....	30
Şekil 2.13: Tomoterapi cihazında alan genişliği	30
Şekil 2.14: Tomoterapi cihazında pitch faktörü seçiminin gösterimi.....	31
Şekil 2.15: Pitch faktörü	31
Şekil 2.16: Modülasyon faktörü	32
Şekil 2.17: Kümülatif doz hacim histogramı	34
Şekil 2.18: Diferansiyel doz hacim histogramı	35
Şekil 3.1: Philips Brilliance 64 channel Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı	41
Şekil 3.2: Accuary –Tomotherapy Htm cihazı	42
Şekil 4.1: VMAT tekniği ile yapılan planlamadan elde edilen doz dağılımı gösteren akciğer kesit görüntüsü.....	47

AKCİĞER KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE TOMOTERAPİ CİHAZI KULLANILARAK VMAT VE IMRT TEKNİKLERİ İLE ELDE EDİLEN DOZ DAĞILIMLARININ VE ÇEVRE DOZLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Bu çalışmada Accuray marka Tomoterapi cihazının volo planlama sistemiyle akciğer kanserinde Volümetrik Ark Tedavi (VMAT) ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) teknikleri kullanılarak elde edilen doz dağılımlarının ve çevre dozların karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu çalışmada ,akciğer kanseri tanısı almış 7 hastanın BT görüntüleri MIM konturlama istasyonuna aktarılmıştır. BT görüntüsü üzerinden hedef volüm; PTV sağ veya sol akciğer, kritik organlar; kalp, kosta, özefagus, medulla, bilateral akciğer belirlenerek TomotherapyVolo Planlama Sistemi'ne aktarılmıştır.

Çalışmada Tomoterapi cihazında VMAT ve IMRT teknikleri kullanılarak tümör boyutu (tm) 1cm iken tomoterapi cihazının kesit alanı (jaw) 1 cm olarak PTV dozu 60 Gy ve 3 fraksiyon olacak şekilde planlama yapılmıştır. Daha sonra tümör boyutu (tm) 1 cm iken kesit alanı (jaw) 2,5 cm ,daha sonra tümör boyutu (tm) 1 cm ve kesit alanı (jaw) 5 cm olacak şekilde aynı doz ve fraksiyonda planlama yapılmıştır. Bu 3 farklı planlama bittikten sonra tümör boyutu (tm) 3 cm ve kesit alanı (jaw) 1 cm, tümör boyutu (tm) 3 cm ve kesit alanı (jaw) 2,5 cm daha sonra tümör boyutu 3 cm (tm) iken kesit alanı (jaw) 5 cm olacak şekilde 3 farklı planlama yapılmıştır.En son tümör boyutu (tm) 5 cm iken kesit alanı (jaw) 1 cm,tümör boyutu (tm) 5 cm iken kesit alanı (jaw) 2,5 cm, tümör boyutu (tm) 5 cm iken kesit alanı (jaw) 5 cm olacak şekilde radyoterapi planları oluşturulmuştur. Tüm tedavi planlarında, PTV'ye tanımlanan dozun %95'ini sağlayacak şekilde optimize edilmiştir. Planlarda elde edilen veriler Excel 2010 ve SPSS 15.0 2 istatistiksel analiz programı ile Mann Whitney U testi kullanılarak analiz edilmiştir

Yapılan çalışma sonucunda Akciğer kanserinin tedavisinde karşılaştırılan VMAT ve IMRT tekniklerinden 1 cm'lik tümör boyutunda 1 cm'lik jaw, 2,5 cm'lik jaw ve 5 cm'lik jaw için,daha sonra 5 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için PTV max ,D95 değerleri ve kritik organ olan bilateral akciğer max değerleri üzerinde VMAT lehine anlamlı bir farklılık saptanmıştır (p<0,05). 3 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik, 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik jaw alanlarında ve 5 cm'lik tümör boutunda kullanılan 2,5 ve 5 cm'lik jaw alanlarında karşılaştırılan tedavi yöntemleri için PTV max ve bilateral akciğer max değerleri üzerinde yapılan istatistiksel analiz sonucunda VMAT lehine anlamlı bir farklılık saptanmıştır (p<0,05). Tedavi sürelerinde ise 1 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw alanında istatistiksel analiz sonucunda IMRT lehine anlamlı bir farklılık saptanmıştır (p<0,05) ve diğer kritik organlar için ise anlamlı bir farklılık saptanmamıştır (p>0,05). Sonuç olarak; 1 cm, 3 cm ve 5 cm'lik tümör boyutlarında kullanılan 1 cm, 2.5 cm ve 5 cm kesit (jaw) alanlarına göre her iki teknikte kritik organları

korumuştur. Fakat VMAT tekniğinin hedef hacim (PTV) ve bilateral akciğer açısından daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: *Akciğer Kanseri, Radyoterapi, Tomoterapi, VMAT, IMRT, Akciğer Radyoterapisi*

COMPARISON OF DOSE DISTRIBUTIONS AND ENVIRONMENTAL DOSES OBTAINED USING VMAT AND IMRT TECHNIQUES USING A TOMOTHERAPY DEVICE IN LUNG CANCER RADIOTHERAPY

ABSTRACT

In this study, we aimed to compare the dose distributions of Accuray brand TomoTherapy device Volo treatment planning system lung volumetric arc therapy (VMAT) and intensity-adjusted radiation therapy in cancer dose distributions obtained using (IMRT) techniques and environmental doses. Computed Tomography (CT) images of 7 patients were transferred to the MIM contouring station for dose measurement. CT target volume via image; PTV right or left lung, critical organs: heart, costa, esophagus, medulla, bilateral lung transferred to planning system. Lung tumors created virtually. In study 1 cm tumor of the size it is formed to be 1 cm, 3 cm and 5 cm. Spouse as lung tumor sizes change in time, the cross-section (jaw) area of the TomoTherapy device will also be 1 cm, 2.5 cm and 5 cm it has been modified and tested for VMAT and IMRT techniques at each tumor size. In the study, the tumor size (tm) was 1 cm and the cross-sectional area (jaw) of the TomoTherapy device was planned to be 60 Gy and 3 fractions of PTV as 1 cm using VMAT and IMRT techniques in the TomoTherapy device. Then the tumor size (tm) is 1 cm while the cross-sectional area (jaw) 2.5 cm, then the tumor size (tm) 1 cm and cross-sectional area (jaw) 5 cm were planned in the same dose and fraction. After planning these 3 different tumor size (tm) sectional area of 3 cm (jaw) tumor size of 1 cm (TM) sectional area of 3 cm (jaw) then 2.5 cm 3 cm tumor size (tm), while the cross-sectional area (jaw) of 5 cm, 3 different planning are reviewed. The latest tumor size (tm) 5 cm while the cross-sectional area (jaw) 1 cm, tumor size (tm) 5 cm while the cross-sectional area (jaw) 2.5 cm, tumor size (tm) 5 cm while the cross-sectional area (jaw) 5 cm has been created in such a way that radiotherapy plans. In all treatment plans, it is optimized to provide PTV with 95% of the defined dose. Data obtained in the plans were analyzed using the Mann Whitney U test with Excel 2010 and SPSS 15.0 2 statistical analysis program. As a result of the study, VMAT and IMRT techniques compared to the treatment of lung cancer were compared to 1 cm tumor size 1 cm jaw, A significant difference was found in favor of SBRT for 2.5 cm jaw and 5 cm jaw, and then PTV max, D95 values for 1 cm jaw used in 5 cm tumor size, and bilateral lung max values, which are critical organs ($p < 0.05$). Statistical analysis of PTV max and bilateral lung max values for treatment methods compared to 1 cm, 2.5 cm and 5 cm jaw areas used in 3 cm tumor size and 2.5 and 5 cm jaw areas used in 5 cm tumor size showed a significant difference in favor of SBRT ($p < 0.05$). Treatment as a result of statistical analysis in the 1 cm jaw area used in the size of a 1 cm tumor, a significant difference was found in favor of IMRT ($p < 0.05$) and no significant difference was found for other critical organs ($p > 0.05$). As a result, 1 cm, 3 cm and 5 cm tumor sizes used in 1 cm, 2.5 cm and 5 cm section (jaw) areas according to both techniques preserved critical organs. But the VMAT technique showed better results in terms of target volume (PTV) and bilateral lung.

Keywords: *Lung Cancer, Radiotherapy, TomoTherapy, VMAT, IMRT, Lung Radiotherapy*

1. GİRİŞ

Akciğer kanseri, kansere bağılı ölümlerin en önemli nedenidir ve her yıl 1 milyonun üzerinde insan bu nedenle ölmektedir [1]. Günümüzde akciğer kanserinin tedavisinde radyoterapi çok önemli bir yer tutar. Radyoterapi, iyonlaştırıcı radyasyon kullanarak kanser hastalığının tedavi edilmesidir. Radyoterapinin amacı, tümörlü dokunun yok edilmesi ve aynı zamanda sağlıklı dokuların korunmasıdır. Hastalığın tedavisi tümörün evresine, tümörün nerede olduğuna ve hastanın genel sağlık durumuna göre planlanmaktadır. Akciğer kanseri tedavisinde hastalığın evresine göre cerrahi, kemoterapi ve radyoterapi tedavi yöntemleri olarak kullanılmaktadır. Üç tedavi şeklinin klinik sonuçları farklıdır. Akciğer kanseri tedavisinde cerrahiye uygun olmayan hastalar için radyoterapi oldukça etkili bir yöntemdir [2].

Gelişen teknoloji ile birlikte birçok etkili radyoterapi yöntemleri kullanılmaktadır. VMAT (volümetrik ark tedavi) ve IMRT (yoğunluk ayarlı radyoterapi) bu etkili yöntemlerden birisidir. VMAT tekniği çok yüksek dozlardaki radyasyonun yüksek hassasiyetle farklı açılardan hedef organa gönderildiği tedavi yöntemidir. Gönderilen radyasyonun hedefte en yüksek dozu alması amaçlanırken çevre dokuların en az dozu alması sağlanmaktadır. VMAT tek doz şeklinde yada birkaç doz olarak uygulanabilmektedir. IMRT ise yoğunluk farklılıkları oluşturulmuş alanlardan tedavi yapılan bir yöntemdir. Her iki yöntemde de çevredeki sağlam dokular korunarak etkili bir tedavi uygulaması amaçlanmaktadır.

Bu çalışmada; İstanbul Bahçelievler Medikal Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında, akciğer kanseri tanısı almış hastalarda Tomoterapi cihazında VMAT ve IMRT teknikleri kullanılarak elde edilen doz dağılımlarının ve çevre dozların karşılaştırılması hedeflenmiştir.

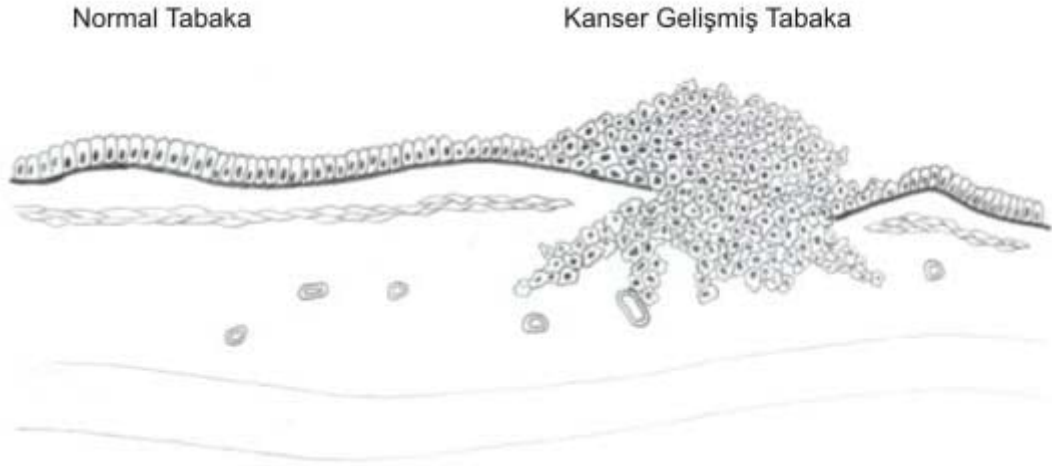
Her plan için Tomoterapi cihazında tümör boyutu ve cihazın çene açıklığı (jaw) parametreleri değiştirilip her hasta için 18 farklı tedavi planı oluşturulmuştur.

Tedavi planları oluşturulup doz-hacim histogramları elde edilerek karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonucunda, akciğer kanserli hastalar için en uygun ve doğru tedavi tekniğini bulmak amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kanser

Vücudumuzda bulunan organlar ve dokular ve hücreler belirli bir düzen içerisinde çalışırlar. Yaşamsal faaliyetlerimizi devam ettirebilmemiz için hücrelerimiz büyür, bölünür çoğalır ve ölürlür. Hücrelerimizin bu şekilde sürekli yenilenmesi oldukça önemlidir. Yaşam süresini tamamlayan hücreler vücuttan atılıp yerlerine yenileri gelir. Bu düzen genlerin kontrolünde olmaktadır. Hücrelerin bölünüp çoğalmasını sağlayan bu genlerin bazıları da aşırı hücre çoğalmasını önlerler. Bazen hücreler, çevresel faktörlerin veya genlerde oluşan değişikliklerin sonucunda kontrolsüz olarak bölünmeye başlarlar ve normalde olmayan bir oluşumu meydana getirirler. Hücrelerin kontrolsüz büyüme ve yayılma özelliğine sahip olması ile gelişen hastalık kanser olarak adlandırılır.



Şekil 2.1: Kanser hücresinin kontrol dışı çoğalarak oluşumu

Kanser, günümüzde önemi giderek artan bir sorun haline gelmiştir. Kalp ve damar hastalıklarından sonra görülme sıklığı olarak ikinci sırada yer almaktadır. Kanseri çeşitleri, tümörlerin ilk başladıkları organa göre isimlendirilirler ve yüzden fazla çeşite sahiptirler. En sık rastlanan kanser çeşitleri sırasıyla akciğer, meme, barsak, prostat ve cilt kanseridir.

Günümüzde kanser oluşum sıklığı giderek artmaktadır. Oluşan kanserlerin büyük bir çoğunluğu çevresel faktörlerden kaynaklansa da genetik faktörlerde önemlidir. Kontrolsüz çoğalan hücrelerin oluşturduğu kanser dokusunun belirli bir büyüklüğe gelmeden erken evrede tespit edilmesi ve doğrudan tümörlü dokunun tedavi edilmesi gelişen teknolojik cihazlar sayesinde sağlanmaktadır.

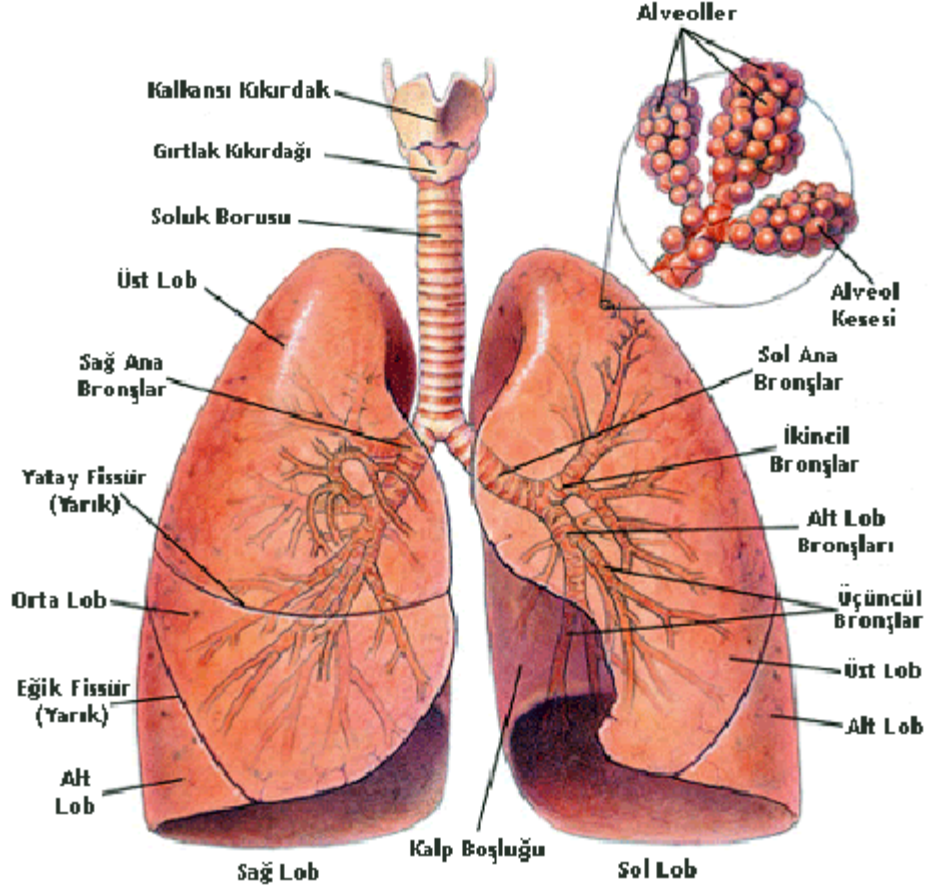
2.2 Akciğer Kanseri

2.2.1 Akciğer anatomisi

Akciğer, alt solunum sisteminin en temel organdır ve göğüs boşluğunda bulunur. Trakea (Soluk Borusu) ve ana iki bronşla birlikte birleşmektedir. Akciğerin uç kısmına akciğer tepesi (apexpulmonis), geniş olan bölümüne ise akciğer tabanı (basicpulmonis) denir. Sağ ve sol akciğer olmak üzere iki kısımdır. Ağırlığı yaklaşık olarak 1200-1300 gram olup, yüksekliği ortalama 25 cm'dir. Akciğerler kanın eritrositlerdeki hemoglobin maddesinin, havadaki serbest oksijen ile birleşmesini sağlamaktır [3]. Kalp, özefagus, timus, trakea, lenfatikler ve büyük damarların bulunduğu mediastinum adı verilen bölüm iki akciğer arasında bulunmaktadır. Burun boşluğundan başlayan hava geçisi trakeobronşiyal ile solunum bölgesine kadar uzanmaktadır. Bu bölge alveol sisteminde içermektedir. Trakea; larenksin altından, altıncı servikal vertebra (C6) seviyesinden başlayarak arka kısımda dördüncü ve beşinci toraks vertebra (T4, T5) seviyesinden ikiye ayrılarak sol ve sağ bronşları oluşturur. Yetişkinlerde trakea'nın yaklaşık uzunluğu 12 cm'dir. Kıkırdaklar, kaslar ve zarımsı yapılardan oluşur ve iç tabakası mukoza olarak adlandırılır. Temel görevi nefes alıp vermeyi sağlarken, içerisindeki hücreler sayesinde dışarıdan gelen küçük yabancı cisimlerin dışarıya atılmasını sağlamaktadır. Bronskoskopik incelemede trakea içinde karşıdan bakıldığında bıçak sırtı biçiminde uzanan çıkıntıya Karina adı verilir. Trakea'dan ayrılan ve sağ akciğere giden, sağ ana bronş daha kalın ve dikey, kalbin bulunduğu tarafta kalan sol ana bronş biraz daha yatay durumda bulunmaktadır. Bu özellik sayesinde aspirasyonlar, sağ akciğerde daha çok olmaktadır. Akciğerler, mediastinal yapılar ile birlikte hiluslara bağlanmıştır. Hiluslar, lenfatik damarlar, kan damarları ile sinirlerin akciğere giriş ve çıkış yaptığı bölgedir.

Hiluslarda sinir pleksusları, bronş, ven, arter, lenf bezleri, lenf damarları ve pulmonerligament bulunur.

Akciğerlerin bütün yüzeyleri hiluslar dışında viseral plevra ile örtülüdür ve fissür olarak bilinen loblara ayrılmıştır. İki parça halinde bulunan akciğerde; sağ bölüm horizontal (minör) ve oblik (majör) fissürler ile bölünmüş üç lob, sol akciğerde ise yine aynı şekilde oblikfissür ile bölünmüş iki lob bulunmaktadır. Bronş dallanmalarına uygun olarak akciğer lobları segmentlere ayrılmıştır. Fonksiyonel anlamda bağımsız olan segmentler kendilerine ilişkin arteri, bronşu ve veni barındıran akciğer birimleridir. Bu durum hastalık anında cerrahi olarak segmentlerin çıkarılabilmesini sağlamaktadır. Perifere ve tepesi hilusa doğru uzanan segmentlerin tabanı piramit şeklinde yapılardır. Sol akciğerde 8 tane, sağ akciğerde 10 tane segment bulunmaktadır. Aradaki farkın sebebi sol tarafta kalbin bulunmasından dolayı orada farklı olarak medial bazal segment bulunmamasıdır. Segmenter broşlar da ufak ölçekli bronşiolle bölünür ve bronşiolle de hava ile kanın buluştuğu alveolara açılmaktadır. Birçok kapiller damar alveolaröduktusları beslemektedir. Akciğer alveollerinde ve pulmoner kapillerde oksijen ve karbondioksit değişimi gerçekleşir [3],[4],[5],[48],[49],[50],[51].



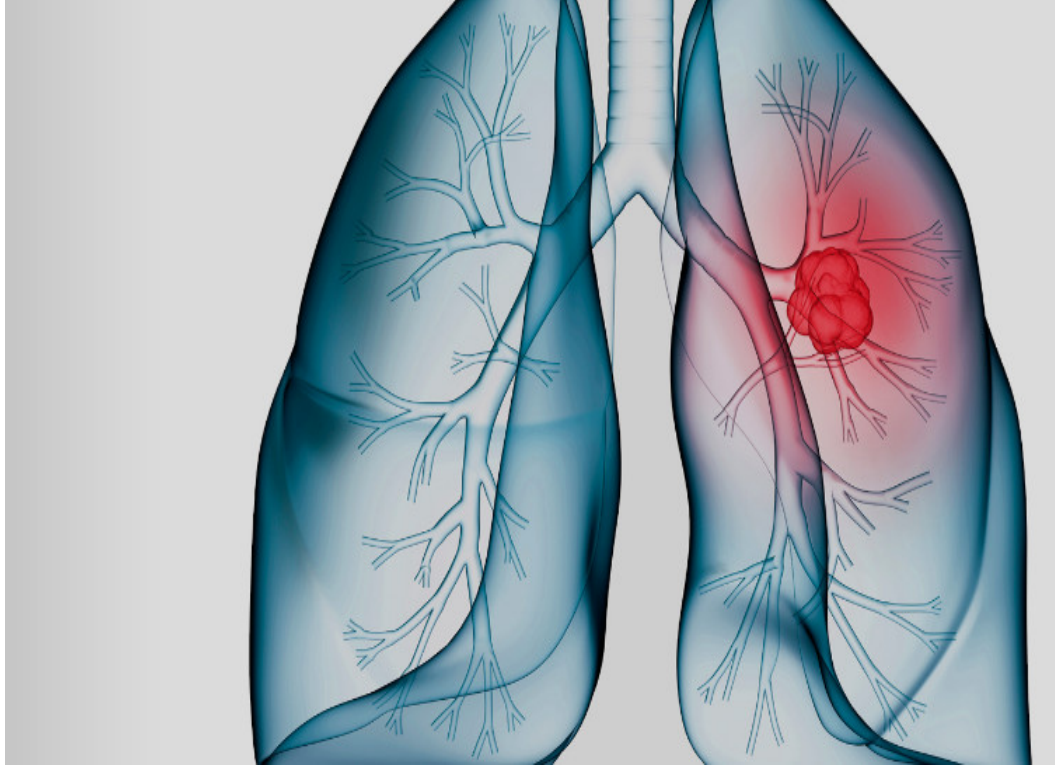
Şekil 2.2: Akciğer anatomisi

Lenfatik sistem, akciğer kanseri evrelemesinde büyük bir önem arz etmekte ve hastalığın yayılımında en mühim sistemlerden biri olarak karşımıza çıkmaktadır. Lenfatik sistem; lenf sıvısı, lenf damarları ve lenf düğümlerinden oluşur. Lenf düğümleri enfeksiyonla savaşmaya yardımcı olan minik fasulye biçiminde organlar sistemidir. Akciğer lenfatikleri ayrıca 3 şekilde gruplandırılmıştır. Bunlar; anatomik, mediastinal ve intrapulmoner'dir. Akciğer tümörü, akciğerin herhangi bir yerinde başlayabilir ve kan ya da akciğer dokusunu çevreleyen bu lenfatik sistem içerisinde vücuda yayılabilir [3],[4],[5],[48],[49],[50],[51]. Akciğerlere ait anatomik yapı şekil 2.2 de gösterilmektedir [6].

2.2.2 Akciğer kanseri

Akciğer kanseri; akciğerlerde bulunan hücrelerin kontrolsüz çoğaldığı hastalığın ismidir. Vücudumuzda başlayan bir kanser, hücrenin DNA'sının yapısındaki mutasyon veya kontrol dışı bir hata nedeniyle oluşmaktadır. DNA'daki

mutasyonlar çevresel faktörler nedeniyle (sigara içimi, asbest lifleri solunması, radon gazına maruz kalınması) veya normal yaşamsal faaliyetler döngüsü sonucu oluşur. Kontrolsüz çoğalan bu hücreler daha sonra çevre dokulara ve akciğer dışındaki organlara yayılabilmektedir. Bu olaya metastaz adı verilmektedir.



Şekil 2.3: Akciğer kanseri

2010 yılı Uluslararası Kanser Araştırma Kurumu'nun (IARC) rapor sonuçlarına göre, akciğer kanseri dünya genelinde en sık rastlanan ve en sık ölüme neden olan kanser çeşitidir. Akciğer kanseri görülme sıklığı hem kadında hem erkekte birinci sırada yer alırken, kadınlarda meme kanserinden sonra erkeklerde prostat kanserinden sonra sıralamaya göre ikinci sıradadır. Akciğer kanserinin görülme sıklığı erkeklerde kadınlara oranla daha fazladır. Akciğer kanseri, tüm kanserlerin %12-16'sını oluşturur. Sigara kullanım alışkanlığının ve içilen sigara miktarının fazla olması, çevre kirliliği, kentleşme ve göçler akciğer kanserinin insidans ve mortalitesindeki artışın nedenidir. Akciğer kanseri insidansı yaşla artmakta, 60 ve 70'li yaşlarda en fazla halini almaktadır. 25 yaş altındaki yaş gruplarında kanser insidansı düşüktür fakat 45 yaşından sonra artış göstermektedir. Dünya genelinde akciğer kanseri insidansı her yıl %0.5 oranında artmaktadır. Uluslararası Kanser Araştırma Kurumu'nun (IARC)

raporuna göre; Dünyadaki 7.6 milyon kanser ölümünün %18.2'si, yani 1.4 milyon kanser nedeniyle ölümden akciğer sorumludur. Aynı raporda Türkiye için mortalite oranları erkeklerde 141.1/100.000, kadınlarda 71.1/100.000 olduğu belirtilmektedir. Akciğer kanserli hastaların büyük bir kısmının eşlik eden başka bir hastalığı vardır. Histolojik tiplendirmeye ve hangi evrede olduğuna bakılmadan 5 yıllık sağkalım oranları yıllar içinde giderek artsa da hala çok düşük görülmektedir. 5 yıllık sağkalım oranları; 1974-1976 yılları arasında %12.5, 1996-2000 yılları arasında %15.0, 2001-2007 yılları arasında %16.3'tür [5]. Fakat erken tanı ve tedavide sağkalım oranları yükselmektedir.

2.2.3 Akciğer kanserinin epidemiyolojisi ve etyolojisi

Akciğer kanseri 1985 yılından itibaren dünyada en sık görülen kanser çeşitidir ve 2002 yılından itibaren 1.35 milyon yeni vaka ile tüm yeni saptanan kanserlerin %12.4'ünü oluşturmaktadır. Ayrıca, 1.18milyon ölüm ile kanser nedeniyle ölümlerin de en sık sebebidir. Vakaların yarısı (% 49.9) gelişmekte olan ülkelerde görülmektedir. Görülme sıklığı yaşla birlikte artış göstermekte ve hastaların çoğu 50-70 yaş aralığındadır ve ortalama tanı yaşı 60 'dır. Ancak %3'ü 40 yaşın altında genç hastalardır. Türkiye'deki vakaların yaş ortalaması ise 58.4'tür. Dünya çapında, erkeklerde en sık görülen kanser türüdür [8,9].

Akciğer kanserine neden olan birçok risk faktörü bulunmaktadır. Bu risk faktörleri;

1. Sigara: Akciğer kanserinin oluşumunda birçok risk faktörü olmasına rağmen en önemli etken %90 oranında sigaradır. Dünyada yaklaşık olarak 1.2 milyar kişi sigara içmektedir. Bu sayının 2030 yılında 2 milyara ulaşacağı düşünülmektedir. Sigarada 4000'den fazla kimyasal madde bulunur ve içerisinde yaklaşık olarak 50 tane karsinojen (kansere yapıcı madde) bulunur. Son yıllarda pasif sigara dumanına maruz kalınmasının da kanser riskini artırıcı etkisi üzerinde durulmaktadır. Pasif sigara içenlerin aldığı duman, sigara içenler tarafından alınan dumanda bulunan tüm karsinojenleri içermektedir.
2. Mesleki ve çevresel maruziyet,
3. Asbest (toprakta bulunan bir mineral),
4. Radyasyon,

5. Hava kirliliği,

6. Genetik sebepler

7. Akciğer hastalığına sahip olmak,

8. İleri yaş: Akciğer kanseri görölme sıklığı yaşla birlikte artmaktadır.50 yaş altında görölme sıklığı daha azdır. Bu hastalarda genellikle genetik bir faktör vardır ve adenokanser en sık rastlanan kanser türüdür. Yetişkin bireylerde (35-75yaş arasında) akciğer kanseri görölme sıklığı erkeklerde 90 kata kadar çıkarken kadınlarda bu oran 30 kat daha fazla görölmektedir.

10. Cinsiyet: Akciğer kanseri görölme oranı erkeklerde daha yüksektir. Fakat kadınlarda giderek artan sayı nedeniyle bu oran değişmektedir. Kadınlardaki akciğer kanseri görölme sıklığı hızındaki artış sigara içme oranındaki artışla birlikte genetik, biyolojik, hormonal, biyolojik faktörler ile çevresel ve yaşam biçimi ile ilgili nedenlerde tek başlarına veya sigara ile birlikte değişikliklere neden olabilir. Histolojik tip dağılımı kadınlarda farklıdır. Sigara içen erkeklerde skuamoz en sık rastlanan tiptir ve sigara içen kadınlarda adenokanser daha sık görölmektedir. Bronkoalveolar karsinom da kadınlarda dört kat fazla görölmektedir [12].

2.2.4 Akciğer kanseri patalojisi

Akciğer kanseri türleri arasında iki ana tip vardır. Bunlar küçük hücreli akciğer kanseri (KHAK) ve küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK) dir. Üçüncü daha az yaygın bir akciğer kanseri tipine karsinoid denir.

Küçük hücreli akciğer kanseri (KHAK)

Küçük hücreli akciğer kanseri iki eşitir: küçük hücreli karsinom ve karışık küçük hücreli / büyük hücreli kanser veya kombine küçük hücreli akciğer kanseri. Bu kanseri türleri, kanserde bulunan hücrelerin mikroskop altında nasıl görüldüğü ve hücre türleri ile adlandırılır. Küçük hücreli akciğer kanserinin geneli sigara içimi ile ilgilidir. Küçük hücreli akciğer kanseri büyük çoğunlukla kemoterapi ile tedavi edilir.

Küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK)

Küçük hücreli dışı akciğer kanseri türü daha yaygın görülmektedir. Bu tip akciğer kanseri vakalarının yaklaşık yüzde 80'ini oluşturmaktadır. Bu tip kanser türü genellikle küçük hücreli akciğer kanserinden daha yavaş seyreder ve vücudun diğer bölgelerine yayılabilir. Üç farklı tipte küçük hücreli dışı akciğer kanseri çeşiti vardır:

Adenokarsinom: Genellikle akciğerin dış bölgesinde bulunan küçük hücreli dışı akciğer kanseri türüdür. Vücudun boşluklarını ve yüzeylerini hizalayan ve bezler oluşturan epitel doku hücrelerinde gelişir. Adenokarsinom en sık vaka olan akciğer kanseri türüdür.

Skvamöz hücreli karsinom: Genellikle akciğerin merkezinde bir hava tüpünün (bronş) yanında bulunan küçük hücreli dışı akciğer kanseri türüdür.

Büyük hücreli karsinom: Akciğerin herhangi bir yerinde ortaya çıkabilecek ve adenokarsinom veya skuamöz hücreli karsinomdan daha hızlı büyüme ve yayılma eğilimi gösteren küçük hücreli dışı akciğer kanseri türüdür.

Yukarıdaki alt tipler en yaygın olanıdır, ancak akciğer kanseri tümörünüz mikroskop altında incelendiğinde, alt tip hakkında daha spesifik bilgiler ortaya çıkarabilir.

Pancoast

Üstün sulkus tümörleri olarak da bilinen pancoast tümörleri, akciğerin üst kısmında büyür ve çevresindeki yapılara müdahale eder. Bu tümörler nadirdir ve her zaman küçük hücreli dışı akciğer kanseridir. Bununla birlikte, lenfoma veya tüberküloz gibi diğer hastalıklardan tümörler olabilir. Pancoast tümörleri kemoterapi, radyasyon ve / veya cerrahi ile tedavi edilebilir.

Karsinoid

Akciğer karsinoid tümörleri nadirdir ve diğer akciğer kanseri tiplerinden daha yavaş büyüme eğilimindedir. Nöroendokrin hücreler adı verilen özel hücrelerden oluşmuştur. Genellikle tipik veya atipik karsinoidler olarak sınıflandırılırlar. Karsinoidler çok nadir görülür, yavaş büyür ve en sık ameliyatla tedavi edilmektedir.

Akciğer kanseri türünü bilmek önemlidir, çünkü hangi akciğer kanseri tedavi seçeneklerinin uygun olduğunun belirlenmesine yardımcı olmaktadır [10,11].

2.2.5 Tanı ve tarama

Günümüzde akciğer kanser türünü belirlemek ancak tanı ve tarama ile mümkün olabilmektedir. Hastalığın erken evrede teşhis edilmesi hastaların tedaviden yarar görme şansını büyük bir ölçüde artırmaktadır bunun için erken tanı çok önemlidir.

Tanı ve Tarama Yöntemleri

Akciğer kanseri tanı ve evreleme için kullanılan yöntemler aşağıda sıralanmaktadır.

- **Fizik muayene ve medikal öykü:** Hastanın genel sağlık durumunu belirlemek için yapılan muayenedir. Hastanın hastalıkları, sigara içme durumu, işi, aldığı tedavileri de kapsayan öyküsü detaylıca alınmaktadır. **Laboratuvar testleri:** İdrar, kan, doku veya diğer vücut örneklerinin test edilmesidir. Bu testler hastalığın teşhis edilmesine yardımcı olurken aynı zamanda tedavinin planlanmasına ve kontrol edilmesine yada hastalığın izlenmesine de yardımcı olmaktadır.
- **Görüntüleme yöntemleri:** Akciğer kanserinin tanısı için kullanılan radyolojik yöntemlerdir. Röntgen; ilk seçilecek radyolojik yöntemdir. X ışınları kullanılarak doku ve kemiklerin görüntülenmesi yöntemidir. BT (bilgisayarlı tomografi); organların farklı açılardan çekilmiş kesitsel ve ayrıntılı görüntüsünü oluşturan yöntemdir .Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG); Manyetik rezonans görüntüleme cihazı organların, kemiklerin, yumuşak dokuların ve diğer organların görüntülerini güçlü bir manyetik alan ve radyo dalgalarıyla oluşturan bir görüntüleme yöntemidir.
- **Balgam sitolojisi:** Hastadan alınan balgam örneğinin mikroskop altında incelenmesi yöntemidir.Bu yöntemle kanser hücreleri kontrol edilebilmektedir.
- **Torasentez:** Göğsün iç kısmı ile akciğer arasındaki boşluktan iğne ile sıvı alınır ve bu sıvı kanser hücrelerini araştırmak için mikroskop altında incelenir.

- **Biyopsi:** Biyopsi akciğer kanseri şüphesi varsa yapılmaktadır. Biyopsi örneklerinin patoloji kliniğinde incelenmesi sonucunda kanserin kesin tanısına ulaşılabilmektedir. Biyopsi için aşağıdaki yöntemler kullanılmaktadır.
İnce iğne aspirasyonu: Akciğerden doku veya sıvının çıkarılması işlemidir. Bu yöntemde ince bir iğne kullanılır. Akciğerdeki anormal dokunun yerini belirlemek için BT cihazı, ultrason veya başka bir görüntüleme yöntemi kullanılabilir.
- **Bronkoskopi:** Endoskopik muayene akciğer kanseri tanısında en önemli yöntemdir. Bu yöntem büyük hava yollarındaki ve trakeadaki anormal yapıları görüntülemek için kullanılan bir yöntemdir. Görüntüleme için bronkoskop aleti kullanılır. Bronkoskop burundan veya ağızdan geçip oradan trakea ve akciğerlere sokulur ve incelemek için örnek alınır.
- **Torakoskopi:** Bu yöntemde göğüste iki kaburga arasına bir kesik yapılır ve görüntüleme için torakoskop yerleştirilir ve incelemek için örnek alınır. Yapılan işlem cerrahi bir işlemdir.
- **Mediastinoskopi:** Bu yöntem akciğerler arasındaki dokulara, organlara ve lenf bezlerine bakmak için kullanılan cerrahi bir yöntemdir. Göğüs kemiğinin en üstüne bir kesik yapılır ve göğse bir mediastinoskop yerleştirilir ve incelemek için lenf nodu veya doku örnekleri alınır.
- **Moleküler test:** Kan, doku veya vücut sıvısı örnekleri alınarak, proteinleri veya diğer molekülleri kontrol etmek için yapılan laboratuvar testidir. Küçük hücreli dışı akciğer kanserinde oluşan gen veya kromozom değişiklikleri moleküler testler ile kontrol edilebilmektedir.
- **İmmünohistokimya:** Bu test doku örneğindeki bazı antijenleri kontrol etmek için antikorlar yardımıyla hücre tipinin tespit edilmesini sağlamaktadır [13,14].

2.3 Akciğer Kanseri Tedavi

Akciğer kanseri tedavisi hastalığın evresi, hastanın genel sağlık durumu ve kanserin türü gibi faktörlere bağlı olarak değişmektedir. Bu farklı faktörlerde kişiye özel tedaviler ve farklı tedavi kombinasyonları uygulanmaktadır. Akciğer

kanserinin evresine ve türüne göre kemoterapi (ilaçla tedavi), radyoterapi (ışın tedavisi) ve cerrahi tedavi seçeneklerinin bazıları ya da hepsi hastanın ve hastalığın özelliğine göre farklı sıralamalarla hastaya uygulanmaktadır. Akciğer kanserinde her hastanın durumu birbirine farklılık gösterdiği için hastanın ve hastalığın durumuna göre farklı tedavi seçeneklerinin tek başına veya aynı zamanda uygulanması, farklı alanlardan bu konuda uzmanlaşmış çok sayıda doktorun ortak çalışması ve hasta için en doğru tedavinin belirlenmesi gereklidir ve bu şekilde uygulanan yaklaşıma multidisipliner yaklaşım denir. Akciğer kanseri tedavisinde; tümörün bulunduğu konuma ve evresine göre lokal ve sistemik olarak iki farklı tedavi seçeneği vardır. Vücudun bir bölgedeki tümör hücrelerini yok etmek için lokal tedavi (Cerrahi, Radyoterapi), vücudun her bölgesindeki tümör hücrelerini ortadan kaldırmak için ise sistemik tedavi (Kemoterapi, Akıllı ilaçlar ve akıllı molekül tedavisi, Aşı tedavisi) uygulanmaktadır. Bu tedavi seçenekleri aynı anda veya sırayla eşzamanlı olarak uygulanabilmektedir.

2.3.1 Cerrahi

Akciğer kanserli hastaların erken evrelerinde, hastada ameliyata engel teşkil eden başka bir hastalık bulunmuyorsa, en etkili tedavi yöntemi cerrahidir. Akciğer kanserinde cerrahi tedaviye uygun bulunanların hastalıkları erken evrelerde olan ve cerrahi işlem uygulandığında yani ameliyatla kanserli doku tam olarak çıkartılabildiğinde yaşam şansı en yüksek hasta grubunu oluşturmaktadırlar. Tüm lob alınrsa (lobektomi), sağ veya sol akciğerin biri alınrsa (pnomonektomi) olarak isimlendirilmektedir. Bazı tümörler büyüklüğü, yerleşimi ve hastanın genel sağlık durumu nedeniyle ameliyata uygun olmamaktadırlar. Doktora başvuran akciğer kanserli hastaların yaklaşık %80-85'i ameliyatla tedavi olabilme şansını yitirmiş durumdadır. Bu nedenle her hastaya ameliyat önerilmemektedir. Yapılan çalışmalarda akciğer kanserli hastaların evre I'de göğüs röntgen filmi ile tespit edildiği ve cerrahi olarak tedavi edildiği, yıllarca hastalıktan kurtulma şansının yüksek olduğu sonucuna varılmıştır. Bu nedenle, akciğer kanserini erken teşhis etmek ve tedavi etmek için her türlü çaba gösterilmelidir [15].

2.3.2 Radyoterapi

Radyoterapi kanser hastalığının iyonize radyasyon (x-ışınları, gama ışınları, elektron veya protonlar gibi) kullanılarak tedavi edilmene denir. Radyoterapinin amacı sağlıklı yapıya mümkün olduğunca en az zarar vererek kanserli hücreleri yok etmek veya bölünüp çoğalmalarını engellemektir. Radyoterapi, akciğer kanserlerinde palyatif veya küratif tedavi amacıyla tek başına veya diğer tedavi yöntemleri ile birlikte kullanılan lokal ve bölgesel bir tedavi yöntemidir bu sebeple lokal kontrol ve sağkalım olarak yaşam kalitesinde iyileşme hedeflenmektedir. Radyoterapi küçük hücreli olmayan tümörlerde ameliyat öncesi (preoperatif) veya ameliyat sonrasında (postoperatif) da kullanılabilir aynı zamanda küçük hücreli tümörlerde ise beyin metastazlarının profilaksisinde kullanılmaktadır. Dıştan ışınlamadan hariç, içten ışınlama yöntemi olan brakiterapide bronş içi tedavi yöntemlerinden biri olarak özellikle palyatif amaçla kullanılmaktadır. Radyoterapi uygulamasındaki teknik gelişmeler (üç boyutlu konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi, stereotaktik radyoterapi v.b.) son zamanlarda radyoterapinin daha az toksisite (kimyasal veya fiziksel bir etkenin neden olduğu biyolojik zarar) ve daha küçük alanlarda uygulanabilmesine imkan sağlamaktadır. Radyoterapinin akciğer kanserlerinin tedavisinde küçük hücreli olmayan ve küçük hücreli akciğer kanserlerinde ayrı ayrı incelenmesi daha doğru olmaktadır [16].

Akciğer kanseri radyoterapisi

- Preoperatif (cerrahi öncesinde tümörü küçültme işlemidir. Cerrahi için uygun duruma getirmek için uygulanmaktadır),
- Postoperatif (akciğerdeki kanser hücrelerini cerrahi sonrası yok etmek için uygulanmaktadır),
- Küratif (tümörü tamamen öldürmek için uygulanmaktadır),
- Palyatif (hastalığı tamamen yok etmenin imkansız olduğu durumlarda, hastanın şikayetlerini en aza indirmek amacıyla uygulanmaktadır)

Akciğer kanserinde kullanılan radyoterapi yöntemleri ise şu şekilde sıralanır;

External Radyoterapi (dışarıdan uygulanan radyoterapi)

- Konvansiyonel Radyoterapi,

- Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART),
- Üç boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT),
- Stereotaktik Beden Radyoterapisi(SBRT)

Internal Radyoterapi (doku içine/tümör yatağına tedavi)

- Brakiterapi

Definitif (kesin) tedavilerde KHDAK'de 60-74 Gy, adjuvanlarda (nüks riskini azaltıcı tedavilerde) cerrahi durumuna göre 50-66 Gy verilmesi uygundur. KHAK'de optimal RT henüz tam olarak belirlenmediği durumlarda hiperfraksiyone 45 Gy veya konvansiyonel fraksiyonlarla 50-70 Gy uygun görülmektedir [17].

2.3.3 Sistemik tedavi

Sistemik tedavi, metastazların büyümesini ve akciğeri tamamen kaplamasını önlemek amacıyla uygulanan bir tedavi yöntemidir. Bu yöntemle hastanın organizmasındaki bütün kanserli hücrelerin yok edilmesi amaçlanmaktadır. Sistemik tedavi aşı tedavisi, kemoterapi, akıllı molekül tedavi ve akıllı ilaçlar içeren bir tedavi yöntemidir. Kemoterapi tedavisi kanser hücrelerinin ilaçla yok edilmesini sağlayan bir tedavi çeşitidir. Genellikle 2 ilaçtan oluşan kemoterapi sadece bu konuda özel eğitim almış hemşireler tarafından uygulanabilmektedir. Kemoterapinin verilme sayısı "kür" olarak ifade edilir ve genellikle 21-28 günde bir tekrarlanır. Son yıllarda akıllı molekül tedavisi ve akıllı ilaçlar küçük hücreli olmayan akciğer kanserlerinin, yassı hücreli olmayanlarına yönelik yapılan detaylı patolojik inceleme sonucunda, uygun görülen hastalara verilen ağızdan ilaçlar ile yapılan tedavi şeklidir. Küçük hücreli ve yassı hücreli akciğer kanserleri için akıllı ilaç tedavisi uygun olmamaktadır. Tedavi kılavuzlarında ileri evre akciğer kanserli hastalarda eğer patoloji raporları uygun ise, küçük ve yassı hücreli olmayan akciğer kanserlerinin ilk basamak tedavisi olarak tüm dünyada akıllı tedaviler kullanılmaktadır. Akciğer kanserinin tedavisinde özellikle son 5 yılda büyük gelişmelerden söz edilmektedir. Daha çok dördüncü evre akciğer kanseri hastalarını yakından ilgilendiren bu gelişmelerin en önemlilerinden biri immünoterapidir, diğer bir adıyla akciğer kanser aşısıdır. İmmünoterapi hastanın, kendi bağışıklık sistemini kullanarak kanser

hücrelerine savaş açmasıdır. Bu nedenle diğer kemoterapi ilaçlarına göre yan etkileri oldukça azdır. Birkaç yıl öncesinde dördüncü evre akciğer kanserli hastalar için diğer kemoterapi ilaçları deneniyor ve başarılı sonuçlar elde edilmediğinde ise akciğer kanseri aşısı kullanılıyordu. Günümüzde ise, Amerika’da ve Avrupa’da dördüncü evre akciğer kanserli hastaları için ilk andan itibaren bu kanser aşısı ile tedavi uygulanabilmektedir.

Sistemik Tedavi Yöntemleri

- Kemoterapi (KT)
- Akıllı ilaçlar ve akıllı molekül tedavisi
- İmmünoterapi (Kanser Aşısı)

2.4 Akciğer Kanseri Radyoterapi

Akciğer kanserinde kullanılan radyoterapi yöntemleri external radyoterapi (dışarıdan uygulanan radyoterapi) için; konvansiyonel radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), stereotaktik beden radyoterapisi (SBRT)’dir. Internal Radyoterapi (doku içine/tümör yatağına tedavi) için ise; brakiterapidir.

2.4.1 Konvansiyonel radyoterapi

Geçmiş yıllarda Konvansiyonel Radyoterapi, external radyoterapi tedavisinde sıklıkla kullanılan bir yöntem olmuştur. Radyoterapinin uygulanabilmesi için tedavi hacminin belirlenmesi gerekmektedir. Sonrasında ya hekimin belirlediği alanlar ve derinliklere uygun süre hesabı ya da 19 belirlenen hacme uygun alan oluşturulur. Işınlanacak olan alan doğrultusunda hasta konturu alındıktan sonra, bir ya da birkaç kesit halinde digitizer yardımıyla kontur, planlama bilgisayarına girilebilir. Girilen bu basit kesitlerden faydalanılarak ışınlar oluşturulabilir. Gerekirse, gerekli normalizasyon yapıldıktan sonra uygun doz dağılımı elde edilerek plan tamamlanmış olur.

Tıp ve teknoloji alanındaki gelişmeler ve modern tekniklerin gelişimi ile birlikte bu yöntem tercih edilmeyen bir yöntem olmuştur. Bu yöntemde, simülâtör adı verilen cihazlarda, x ışınlarının görüntüleme tekniği kullanılması ile hastanın radyoterapide tedavi edilecek alanları önceden belirlenerek, tedavi planlaması

oluşturulmakta ve hasta tedaviye alınmaktadır. Bu tedavi tekniğinde normal dokuları korumanın çok zor olması ve tedavinin süresinin uzun sürmesi nedeni ile yerini modern tedavi teknikleri almıştır.

2.4.2 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)

Radyoterapi alanındaki teknolojik gelişmeler sonucunda, son zamanlarda 2 boyutlu olan konvansiyonel radyoterapi tedavi yöntemi yerini 3 boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve diğer yöntemlere bırakmıştır. Radyoterapinin temel hedefi olan; sağlıklı dokuların etkilendiği radyoterapi dozunu azaltıp, tümör dozunu artırmak 3BKRT 'nin başlıca prensibini oluşturur. Bu tekniklerin etkili bir şekilde kullanımı ve iyi bir fizik planlama sayesinde artan tümör dozu, tümör kontrol oranını ve bununla birlikte tedavide sağlanan kazancı artırmaktadır. Ayrıca azalan sağlıklı doku dozu ile de toksisitede azalmaktadır [18]. Tümörün şekil ve boyutunun farklı olması nedeniyle düzensiz yapıya sahip olması, tümör çevresindeki ve bazen komşu sağlıklı dokuların korunması radyoterapide zorluk yaratan en önemli nedenlerdir. Planlama amacı ile çekilen BT, MR ve PET görüntüleri kullanılarak, 3 boyutlu bilgisayarlı planlama yapılmaktadır. Birden fazla alanla tümör ışınlanabilmektedir ve bu yöntem kullanılarak MLC (çok yapraklı kolimatör)'ler yardımı ile ışına daha fazla detay içeren şekil verilebilmektedir. Kişiye özel hazırlanan tedavi planlarından elde edilen DVH (Doz Hacim Histogramı) ile hedef hacmin ve kritik organların aldığı dozlar belirlenmektedir.

Doz hacim histogramı tanımlanan hacimler üzerinden doz hesabı verdiğinden, hacim tanımlama konformal tedavi için çok önemlidir.

Bu hacimler;

- Tümör hacmi (GrossTumor Volume, GTV),
- Klinik hedef hacim (ClinicalTarget Volume, CTV),
- Planlanan hedef hacim (Planning Target Volume, PTV),
- Riskli organ (Organs at Risk, OAR),
- Planlanan riskli organ hacmi (Planning Organ at Risk Volume, PRV)
- İç hedef volümü (Internal target volume, ITV)

- Işınlanan hacim (Irradiated Volume, IV),
- Tedavi hacmi (Treated Volume, TV),
- RVR (Remainingvolume at Risk /kalan diğer riskli volüm)

Tümör hacmi (Gross Tumor Volume, GTV): Tanımlanması en kolay olan, sınırları belirgin ve tümör hücrelerinin en yoğun olduğu bölgedir. Bu volüm bilgisayarlı tomografi (BT) ya da Manyetik rezonans görüntüleme (MR) gibi görüntüleme yöntemleriyle tespit edilebilmektedir.

Klinik hedef hacim (Clinical Target Volume, CTV): GTV'nin etrafında tanımlanamayan subklinik (belirgin olmayan) hücrelerin var olduğu yapılan çalışmalar sonucunda ortaya konmuştur. Bu nedenle GTV tedavi edilirken bu bölgelerin de tedavi bölgesine alınması gerekmektedir.

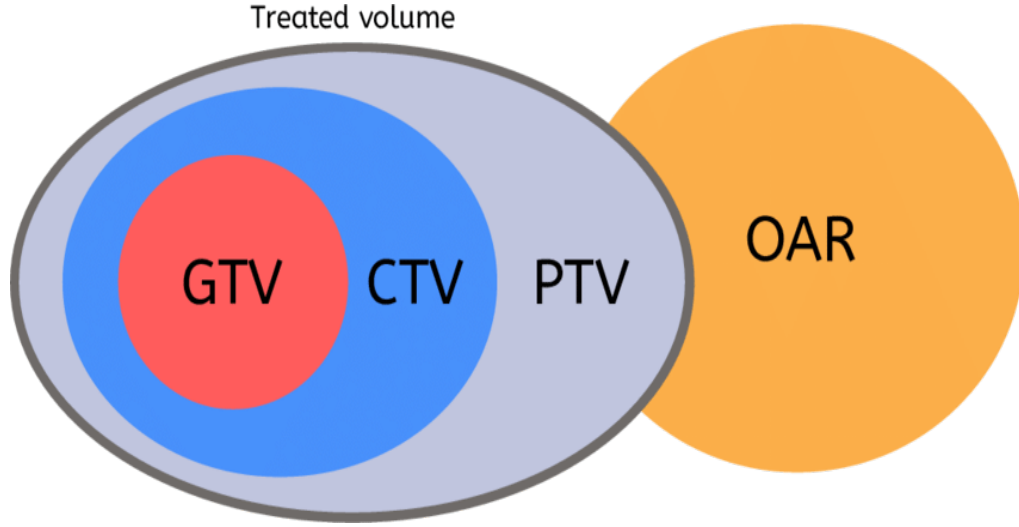
CTV=GTV+subklinik hastalık bölgesi

Planlanan hedef hacim (Planning Target Volume, PTV): Tedavi planlaması ve değerlendirmesi için kullanılan geometrik bir kavramdır. CTV'nin tüm bölümlerini, klinik olarak kabul edilebilir bir olasılıkla organ hareketlerini ve aygıtla ilişkin tüm özelliklerini (kurulum varyasyonları gibi) içerir. Set-up marjı özellikle hastanın konumlandırılmasındaki belirsizlikleri açıklar. Ayrıca tedavi sırası boyunca ve tüm tedavi seanslarında terapötik (en fazla yarar sağlamak için gerek duyulan miktar) ışınlar hizalanır [19].

PTV=CTV+İnternal Marj (IM)+ Set-up Marjı (SM)

- **İnternalMarj(IM):**CTV'nin hacim, şekil ve pozisyonunda görülen fizyolojik değişiklikleri gösterir. Tedavi sırasında engellenemeyen sindirim, solunum, kalp ritmi, mesane rektum doluluğu ile ilgili organ hareketleridir.
- **Set-up Marjı (SM):** Tedavi sırasında günlük olarak hasta pozisyonlanmasında ve tedavi cihazına ait mekanik hata payının göz önünde bulundurulmasıdır.

Riskli organ (Organs at Risk, OAR): Planlanan tedavi alanı içindeki, radyasyona karşı duyarlılığı nedeniyle tedavi planı ve doz değişikliğine neden olan yapılara denir. Prensip olarak, hedef olmayan tüm dokular olabilirler.



Şekil 2.4: GTV, CTV, PTV VE OAR 'nin şematik gösterimi

Planlanan riskli organ hacmi (Planning Organ at Risk Volume, PRV): PTV'de olduğu gibi, belirsizlikler ve tedavi sırasında OAR pozisyonundaki değişikliklerle birlikte ciddi komplikasyonlardan kaçınılması gerekir. Bu nedenle marjlarda eklenmelidir [19]. Organların ve dokuların tolere edebilecekleri doz limitleri bellidir ve bu dozların aşılması gerekir.

$$\text{PRV}=\text{RAO}+\text{IM}+\text{SM}$$

İç hedef volümü (Internal target volume, ITV): CTV'ye ilave olarak fizyolojik organ hareketlerinin eklendiği volümdür [16].

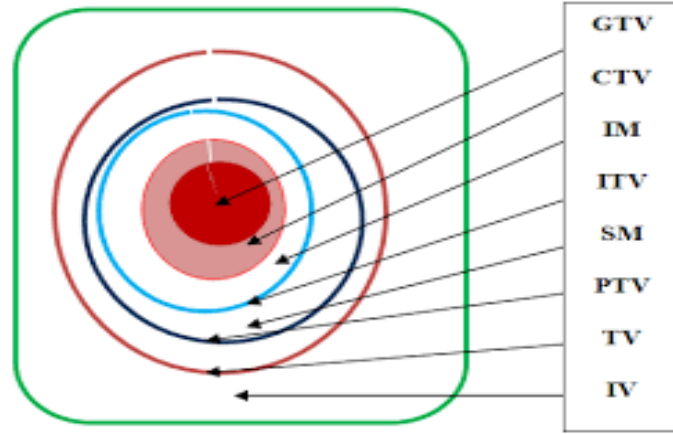
$$\text{ITV}=\text{CTV}+\text{IM}$$

Tedavi hacmi (Treated Volume, TV): PTV ,tedavi edilmesi istenen volümdür ve tedavi volümüyle aynı olması istenir. PTV sınırlarına istenilen dozun verilebilmesi için her kesitte seçilen tedavi planında PTV'den daha büyük bir hacim, verilmek istenen dozu almaktadır. (Örneğin; bir tedavi planında PTV'yi oluşturan % 95'lik doz radyasyon onkoloğu tarafından tedavi dozunun verilmesi gereken referans doz olarak seçildiğinde, genelde bu dozun kapsadığı volüm PTV'den büyük olmaktadır. Tedavi planlarında bu farkın en aza indirilmesi amaçlanmaktadır [17].

Işınlanan hacim (Irradiated Volume, IV): Sağlıklı doku toleranslarına göre anlamlı doz alan volümdür.

RVR (Remaining Volume at Risk /kalan diğer riskli volüm): İstenmedik yüksek doz bölgelerini önlemek için riskli organlar dışındaki yapıların da

tanımlanması gerekmektedir. Bu, ICRU 83'in getirdiği yeniliklerdendir ve yüksek doz bölgelerini önlemeden başka, özellikle çocuk ve genç hastalarda karsinogenez gibi geç yan etkilerin oluşmasının önlenmesi için de önemlidir. Volümlerin oluşturulmasında tüm bu tanımlamalara rağmen uygulamada zorluklar olabilmektedir. Bu sebeple hastada ışınlanan bölgelere göre bireysel düzenlemeler gerekebilmektedir, burada radyoterapi ekibinin bilgi ve deneyimi çok önemlidir [20].



Şekil 2.5: ICRU raporlarındaki tüm volümlerin şematik görüntüsü

2.4.3 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART/IMRT)

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, üç boyutlu konformal radyoterapinin geliştirilmiş bir çeşitidir. Bilgisayarlı planlama sistemlerinde hekimin belirlemiş olduğu tümör volümü ve sağlıklı doku volümlerine bakarak, bilgisayarın belirlediği, yoğunluk farklılıkları oluşturulmuş alanlardan tedavi yapılmaktadır. Böylece tümörlü dokuyu yok edecek olan en yüksek doz, sağlıklı dokuya en az hasar vererek uygulanabilmektedir. Hastanın üç boyutlu bilgisayarlı tomografi kesit görüntüleri tedavi planlaması sırasında kullanılmaktadır. Hedef hacim ve kritik organlar belirlenip tedaviye devam edilir. Ancak IMRT hasta üzerinde meydana gelen optimize edilmiş düzgün olmayan radyasyon ışını yoğunluklarının kullanımına dayanır. Ayrıca birçok tedaviden çok daha yüksek derecede hedef ve normal doku veya karmaşık şekiller içeren bölgeleri koruması önemli bir özelliğidir [21]. IMRT tekniği ile tedavi edilen hastalardaki hedef bölgeye doz gönderimi yaprak hareketleri ile gerçekleşmektedir. IMRT tedavi yönteminin Statik MLC ve Dinamik MLC olmak üzere iki farklı yöntemi vardır

Statik MLC: Bu teknikte hasta birden fazla alanla tedavi edilir ve her alan eşit ışın yoğunluğu seviyeleri ile ışınlanan bir dizi alt alana bölünmüştür. MLC'ler tarafından oluşturulan her bir alt alan ışınlandıktan sonra radyasyon durdurur ve diğer alt alan oluşturulup tekrardan radyasyon verilir. Bu IMRT metoduna 'Step and Shoot' ya da 'Stop and Shoot' da denmektedir. Statik MLC'de ışınlama sırasında gantry ve MLC'ler hareketsizdir [22].

Dinamik MLC: Statik MLC'den farklı olarak hızlandırıcı ışınlar yapraklar hareket ederken yanar. Yapraklar arasındaki açıklığın kaldığı süre (bekleme süresi) değişken yoğunluklu alanın farklı noktalara verilmesini sağlar. Bu yöntem ayrıca 'SlidingWindow' olarak da adlandırılır [22].

2.4.4 Volümetrik ark tedavi (VMAT)

Volümetrik Ark Tedavi (VMAT) tekniğinde her ark birden fazla MLC segmenti barındırır ve her yoğunluk seviyesi için birçok ark kullanılır. Gantry dönüşü boyunca MLC segmentleri dinamik olarak hareket ederler. Planlar ise optimizasyon yöntemi ile optimize edilir [22,23].

Ark tedavi tek bir hedefe kusursuz bir doz uygulamaktadır. Ancak, hedef hacim genellikle eliptik veya küre gibi şekillerin dışına çıkmaktadır. Yu tarafından geliştirilen ark tabanlı IMRT tedavisi böyle durumlarda doz dağılımını arttırmaya yönelik amaç geliştirir. Radyoterapide ark temelli tedavi uygulaması geçmişe dayanmaktadır. Takahashi Ark tekniği bu yöntemin ilk uygulamasıdır. Silindirik koni (cones) ya da mikro-MLC temelli Stereotaktik Radyocerrahi, ark tekniğinin normal beyin dokusunda doz birikimini engellemek ve dozun beynin diğer bölgelerine yayılması için kullanıldığı önemli bir uygulama alanıdır. 4 farklı ark tabanlı IMRT uygulaması bulunmaktadır. Bunlar: Fan Beam, Tomoterapi, Cone Beam ve Arc IMRT'dir.

2.4.5 Brakiterapi

Brakiterapi (BRT), tedavi edilecek dokunun içine (interstisyel), vücut boşluklarına (intrakaviter) veya yakınına (yüzeysel) radyoaktif kaynakların yerleştirilmesiyle yapılan tedavi yöntemine verilen isimdir. Bu tedavi, radyasyon kaynağının hastadan 80-100 cm uzakta olduğu eksternal tedaviden farklı olarak yakın mesafeden yapılmaktadır. Komşu sağlıklı dokulardaki hızlı

doz düşüşünün etkisiyle BRT sayesinde tümöre yüksek radyasyon dozu lokal olarak verilebilmektedir. Curie'lerin 1898'de radyumu keşfetmesinden hemen sonra bu tedavi yöntemi kullanılmaya başlamış ve yapay radyasyon kaynaklarının keşfedilmesi ile günümüzde çok sayıda radyasyon kaynağı BRT'de kullanılabilir hale gelmiştir. BRT vücudun her bölgesinde kullanılabilir olmasına karşın en sıklıkla serviks, endometriyum, prostat, akciğer, meme ve cilt tümörlerinde kullanılır. Daha az sıklıkla uygulanan bölgeler baş-boyun tümörleri, yumuşak doku tümörleri ve arterlerdir. HDR-BRT, ileri veya metastatik akciğer kanserli hastalarda öksürük, nefes darlığı ve kanama palyasyonu şeklinde, bazı seçilmiş hastalarda ise ERT'ye boost olarak yapılır. Bronş içine yerleştirilen kateterin içine radyoaktif kaynağın gönderilmesi ile ilgili hedef volüm ışınlanır [17].

Endobronşiyal brakiterapi (EBBT) Yankauer tarafından ilk defa 1921'de kullanılmıştır. Radon kaynağını sabit bir bronkoskop yardımıyla akciğer tümörü içine yerleştirmiştir. Santiago, Şili Ulusal Kanser Enstitüsü Ekim 2004'ten beri EBBT HDR (brakiterapi çeşidi) 'ye sahip ve hastalar üzerinde Mart 2006'ya kadar, Göğüs Ulusal Enstitüsü'nün Bronkoskopi bölümü ile birlikte çalışma yapmıştır. Bu çalışmanın amacı elde edilen sonuçların hafifletilmesinde ve hava yolunun tümör tıkanıklığına bağlı semptomların hafifletilmesinin analiz edilmesidir. Sonuç olarak bu tedavi ile değerlendirilen her semptomda belirgin bir iyileşme gözlemlendi (hemoptizi, öksürük, nefes darlığı ve tıkanıklık) [33].

2.5 Tomoterapi

Tomoterapi tekniği 1990'ların başında Wisconsin-Madison Üniversitesi'nde Profesör Thomas Rockwell Mackie ve Paul Reckwerdt tarafından geliştirilmiştir [26]. Küçük bir megavoltaj röntgen kaynağı, CT röntgen kaynağına benzer şekilde monte edildi ve tedavi pozisyonunda vücudun CT görüntülerini sağlama olanağı verdi. Orijinal planlar kilovoltaj BT görüntülemeyi içermesine rağmen, mevcut modeller megavoltaj enerjilerini kullanır. Bu özelliği ile, modern görüntü kılavuzlu radyasyon terapisi (IGRT) sağlayabilen ilk cihazlardan biri olmuştur

Tomoterapi konvansiyonel doğrusal hızlandırıcıların kullanıldığı tedavi cihazlarıyla karşılaştırıldığında kendine özgü bir yapıya ve ışınlama tarzına

sahip olduğu gözlemlenmiştir. Tomoterapi yaygın olarak kullanılan eksternal radyoterapi cihazıdır ve karşılıklı iki dizi oluşturan çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ve 6MV linak içerir. Karşılıklı olarak hızla alan içine girip çıkan ikili ÇYK'ler etkisiyle yüksek doz yoğunluk ayarlama kapasitesine sahiptir. Bilgisayarlı Tomografiye (BT) benzer şekilde Gantri kesintisiz rotasyon yaparken uygulanan ışınlama ile tomoterapi bölgede istenilen homojen dozu oluşturur. Tomoterapi tüm modern eksternal radyoterapi yöntemlerinin kullanılabilceğı en geniş tedavi alanına sahip cihazdır [25].

Tomoterapi ışın tedavisi sistemi, ACCURAY firması üretilmiş ve tüm kanser türlerinin tedavisinde güvenle kullanılabilir. Ayrıca ışınlama hassasiyeti bakımından özellikle tercih edilen beyin tümörleri, akciğer tümörleri, baş ve boyun kanserleri, meme tümörleri prostat tümörleri tedavilerinde kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra tomoterapi radyasyon ile kanser tedavisinde tek sistemde 3 fonksiyonu birleştirdiği için etkin rol almaktadır. Tedavi planlaması, IGRT (Image Guided Radiotherapy - Görüntü Eşliğinde Radyoterapi) ve IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy - Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) bu yöntemlerdendir [27].



Şekil 2.6: Tomoterapi cihazı

Tomoterapi cihazının başta gelen özelliklerinden biri de kullandığı Multi Leaf Collimator (Çok Yapraklı Kolimatör Sistemi / MLC) sistemidir. MLC'yi diğer tedavi cihazlarından farkı çok hızlı yaprakları olmasıdır. Tomoterapi cihazında hız çok önemli bir kavramdır. Cihazın gantri yapısından ve bir bilgisayarlı tomografi yapısının olmasından dolayı görüntü ve tedavi modunda diğer radyoterapi cihazlarına göre çok hızlı bir şekilde 360 derece dönüşünü tamamlamaktadır. Bu gantri dönüşünün hızlı olmasının sayesinde kolimatör yapısı birlikte MLC hızı da milisaniyeler seviyesinde açılıp kapanabilmesi çok kompleks tedavilerin bile çok kısa zamanlarda yapılmasını sağlamaktadır. MLC'nin hızı ve ışını ayarlama özelliği ile gantri açısı değiştirmese bile tümörlü hücrede yoğunluk ayarlı doz dağılımı elde edilmektedir. Bu durum organ korumasının kritik olduğu durumlarda çok aranan bir özelliktir. Geleneksel radyoterapi sistemlerinde ise buldukları açıklıklarda sadece tümör ve güvenlik marjının şeklini alarak, her açıda tek bir modülasyon kabiliyetine sahiptirler, bu ise Tomoterapi cihazında her açıda 200 civarındadır. Tomoterapi MLC sistemlerinin en iyi özelliklerinden biri de birden fazla tümörü aynı anda ışınlayabilmesi ve her bir açıda ortadaki sağlıklı bölgeyi bloklayabilmesi dünyadaki tek MLC teknolojisine sahip olması özelliğini kazandırıyor. Bu durum çoklu metastazlarda hızlı tedavi yapılmasına ve iki tümör (farklı tümörlerin sağlıklı dokulara oluşturdukları kesişim noktası) arasında kalan sağlıklı dokunun iki veya daha fazla ışınlanmasını önlemektedir. Gereksiz doz alımını engelleyen bu ışınlamalar ileriki senelerde tekrar kanser oluşturabilme (secondary malignancy) olasılığının düşürülmesini sağlamaktadır. MLC'nin bu önemli özelliklerinin etkisiyle daha fazla tedavi yapılabilmesiyle birlikte, tümöre komşu dokuların ve organların üst seviyede korunmasını sağlar. Bu sayede yan etkiler ve tekrar kanser oluşturabilme riski en düşük seviyeye indirilerek hastanın yaşam kalitesinin artırılmasına olanak sağlanır. Tomoterapideki teknolojik gelişmeler sayesinde serial tomoterapi ve helikal tomoterapi gibi özellikleri oluşturulmuştur.

2.5.1 Serial tomoterapi

Serial tomoterapi helikal tomoterapinin henüz fikir aşamasında iken eş zamanlı olarak Mark Carol tarafından geliştirilmiştir. Konseptde iki set binary (ikili) kolimatör tarafından modüle edilen dar bir radyasyon ışını kullanmış, böylece

iki kesit aynı anda ışınlanabilecekti. Gantri dönerken masanın devamlı hareket etmesi yerine serial tomoterapi tek seferde iki kesit ışınlamaktadır. BumetodPeacock™ olarak, binary kolimatörler ise MIMiC™ olarak adlandırılmıştır. Masanın ilerleme hassaslığı da Crane™ olarak adlandırılmıştır [28].



Şekil 2.7: Serial tomoterapi sistemi

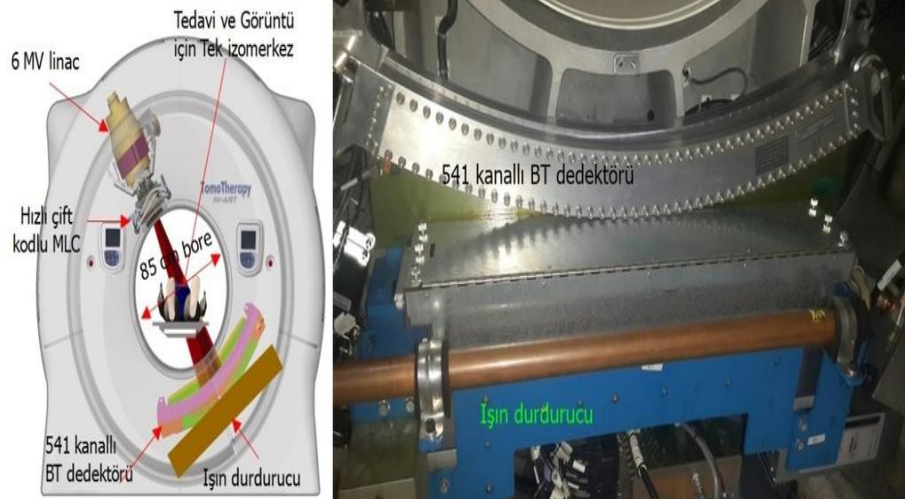
2.5.2 Helikal tomoterapi

Helikal tomoterapi, yüksek dozda terapötik (en fazla yararı sağlamak için verilen uygun doz) dozlar vermek için yoğunluk ayarlı radyoterapi yöntemidir. Linaklarla yapılan standart radyoterapinin aksine, helikal tomoterapi cihazı hasta çevresinde sabit bir hızda dönen halka kızakla çalışır. Sonuç olarak helikal tomoterapi BT cihazına benzemektedir ve helikal tomoterapinin gantri ve masa hareketi helikal BT'ye benzemektedir. Doğrusal bir hızlandırıcı kullanarak, tomoterapi tedaviye ek olarak MVCT megavoltaj CT görüntüleri de üretebilir [29].

2.5.3 Tomoterapihi-art lineer hızlandırıcı cihazının yapısı

Helikal Tomoterapi (Tomotherapy Inc., Madison, WI) cihazı 6MV tek foton enerjisine sahip IMRT yapan bir lineer hızlandırıcıdır. Cihazda bulunan xenon dedektörler yardımı ile IGRT (Görüntü klavuzluğunda radyoterapi) yapmak ta mümkün olmaktadır. Cihazda konvansiyonel lineer hızlandırıcıların aksine kaynak cilt mesafesi ve masanın girdiği (bore) tünelin genişliği 85cm'dir. Cihazda 64 adet binary MLC mevcut olup bu MLC'ler pünomatik olarak

hareket ettirililmektedir. MLC'lerin kalınlığı 0,625 cm, yüksekliği ise 10 cm'dir. Standart pakette sadece son iki kolimatör açıklığı bulunmaktadır. Cihazda konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda olduğu gibi bir alan açıklığı ve ışık alan bulunmadığından bütün set up ayarları gantridan 70 cm dışarda sanal eşmerkez denen noktada yapılmakta ve daha sonra ışınlama için gerçek eşmerkeze gönderilmektedir. Cihazda IGRT yapmak için tam lineer hızlandırıcının karşısına gelecek şekilde 541 adet xenon dedektör vardır. IGRT yaparken tedavi huzmesi kullanılmakta ve 6 X olan tedavi huzmesi enerjisi otomatik olarak 3 MV'a düşmektedir. Bu nedenle cihazda alınan görüntüler Mega Voltaj Computerized Tomografi (MVCT) olarak adlandırılmaktadır. Xenon dedektörlerin hemen altında ise 10 cm kalınlığında kurşun beam stopper mevcuttur. Bu MLC'ler pünömomatik olarak çalışmaktadır. Cihazda 1.0, 2.5, 5.0 cm olmak üzere üç farklı genişliğe sahip çene kolimatör mevcuttur. Transverse eksen boyutu sabit olup 40 cm'dir. Tedavi cihazının masası hareket etme yeteneğine sahip olup kranio-kaudal yönde 160cm 36 hareket edebilmektedir. Bunun neticesinde HT'de 160cm'e kadar olan alan boyutları tedavi edilebilmektedir. Cihaz 85cm'lik kaynak cilt mesafesine (SSD) sahiptir [30].



Şekil 2.8: Tomoterapi cihaz yapısı

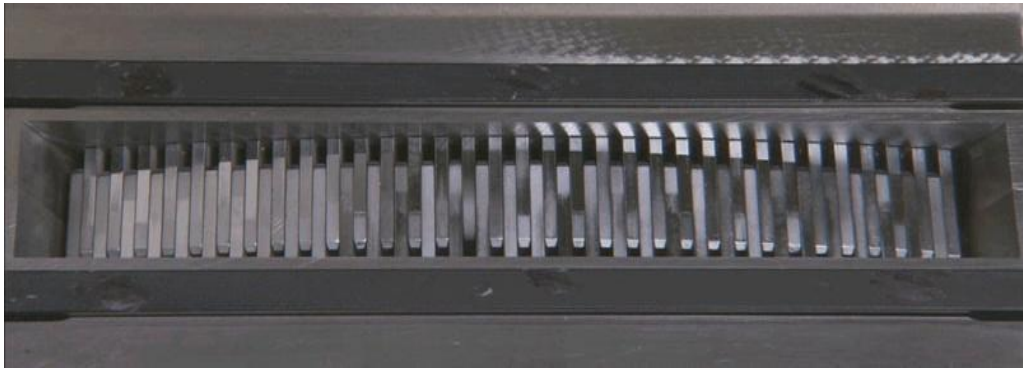
Tomoterapi cihazı IMRT yapmak için tasarlanmıştır. Cihazdan çıkan doz hızını değiştirmenin yolları şunlardır;

- Lineer hızlandırıcının doz verimi değişebilir.
- Jaw (çene) açıklığı değiştirilebilir.

- Gantri hızı ayarlanabilir.
- Yaprakların durumu değiştirilebilir.
- Masa hızı değiştirilebilir.

Cihazın yapısından dolayı gantri hızını dinamik şekilde değiştirmek avantajlı olmamaktadır. Cihazda bulunan kontrol yazılımı lineer hızlandırıcının doz verimi, masa hızı, çene pozisyonu ve her bir yaprağın açık ve kapalı olduğu durumu birkaç milisaniye aralıklarla belirleyecek şekilde geliştirilmiştir. Sadece ÇYK'leri gerçek zamanlı modüle etmek için kullanılır. Cihaz bir gantri dönüşünde 51 noktada ışınlama yapmaktadır. Bu noktalar projeksiyon olarak adlandırılmaktadır. Her bir projeksiyonda ÇYK'lerin durumları değişmektedir. Yani her 7,06 derecede modülasyon olmaktadır. ÇYK'ler bu sürede tam açık ve ya tam kapalı olmaktadır. Cihazda ışık alanı bulunmamaktadır, ışık alanı yerine gantriden 70 cm dışarıda bir noktada sanal eşmerkez tanımlanmıştır. Bu nokta sabit yeşil lazer sayesinde belirlenmektedir. Cihazda aynı zamanda hareketli kırmızı lazerler de vardır ve bu lazerler planlamada hasta üzerine planlama BT'si çekilirken yerleştirilen işaretler üzerine ayarlanmaktadır [31].

Helikal tomoterapi cihazındaki ışını primer kolimatör içine yerleştirilmiş bağımsız çene çifti şekillendirmektedir. Bu yapı bütünlüğü sağlarken korumayı da en yüksek dereceye çıkartmaktadır. Birincil kolimatörler ve çeneler alaşım (95% tungsten). İleri yönde bu kolimatörlerin kalınlığı 22 cm'dir. Bu kalınlık yüksek monitör unitlerde (MU) IMRT için sızıntıyı azaltacaktır. Çeneler boylamsal ekseninde 5 cm genişliğinde bir yelpaze ışın oluşturacak şekilde tamamen açık veya tamamen kapalı olacak biçimde hareket edebilir. BT taraması için çene açıklığı 5 cm ve ÇYK'ler açık pozisyonundadır [31].

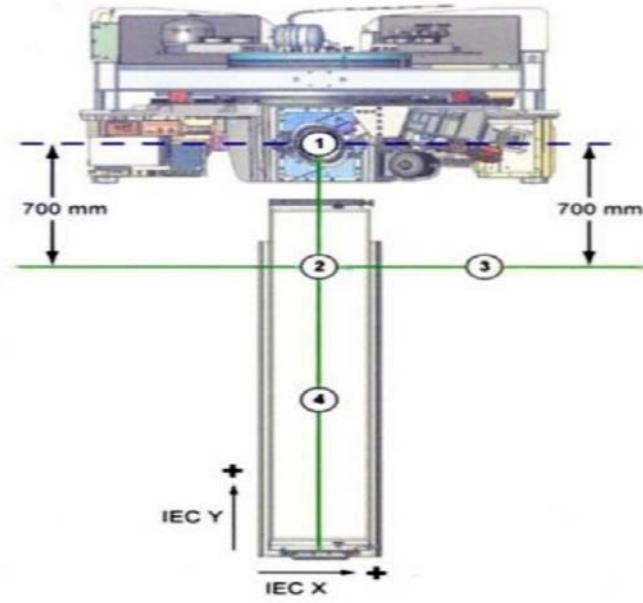


Şekil 2.9: Binary MLC (ikili çok yapraklı kolimatör ÇYK) sistemi

Tomoterapide 2 tür lazer kullanılmaktadır. Bunlar yeşil ve kırmızı lazerlerdir.

Yeşil Lazerler, sabit lazerdir ve cihazların kalite kontrolünde kullanılır

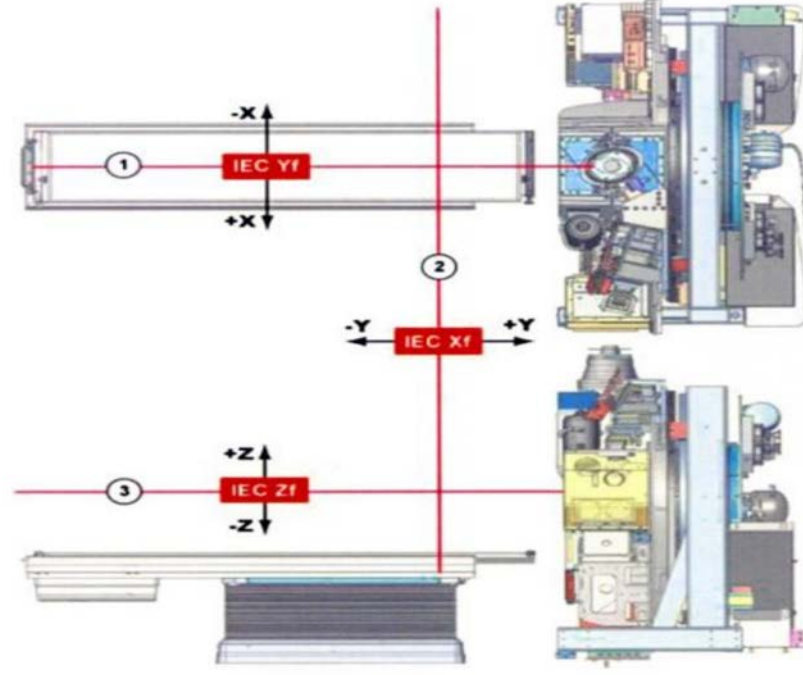
- Gantri eşmerkez lazeri, gantri deliği içerisinde koronal düzlem ve bir sagital düzlemi ifade eden artı göstergelyi yansıtır.
- Sanal eşmerkez lazeri, Tedavi odasının tavanına monte edilir. Bir transvers düzlem ve bir sagital düzlemi ifade eden artı göstergelyi yansıtır.



Şekil 2.10: Yeşil lazerler (1- cihaz eşmerkezi, 2- sanal eşmerkezi, 3-sanal eşmerkezi lazeri, 4-gantri eşmerkez lazeri)

Hareketli olan kırmızı lazerler, hasta set-up'ında kullanılırlar. Sagital, transvers ve koronal olmak üzere üç kırmızı lazer kullanılır.

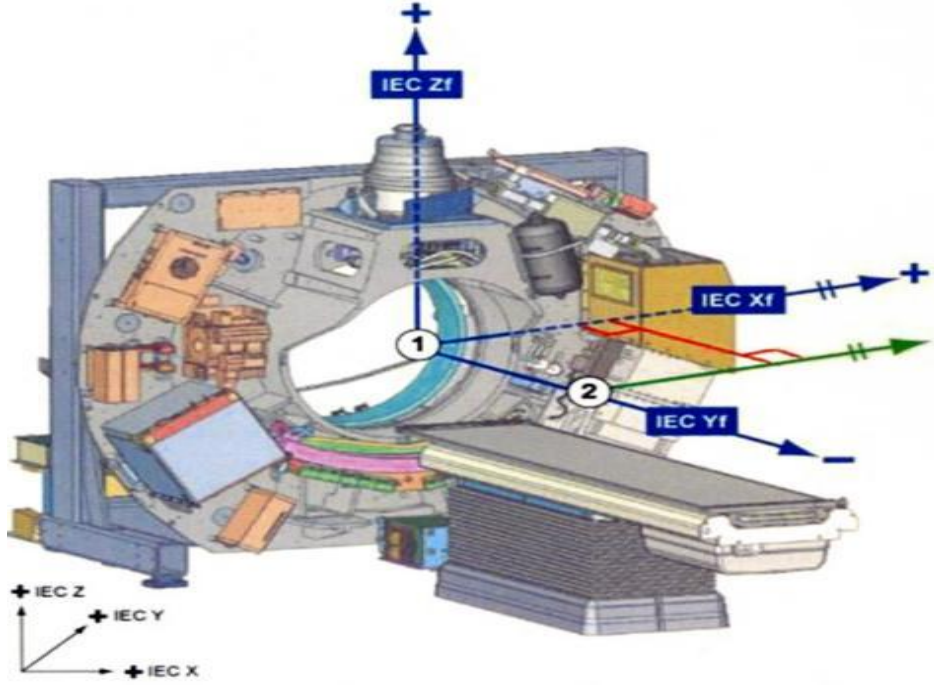
- Sagital lazer, Tedavi odasının tavanına monte edilir. Bu lazer değişken bir sagital düzlemi tanımlamak için kırmızı bir çizgi yansıtır ve lateral doğrultuda hareket eder.
- Transvers lazer, Tedavi odasının yan duvarlarına iki adet yan lazer monte edilir. Boyuna doğrultuda hareket eder
- Koronal lazer, Tedavi odasının yan duvarlarına iki adet dikey yan lazer monte edilir. Dikey doğrultuda hareket eder.



Şekil 2.11: Kırmızı lazerler (1-sagittal lazer, 2-transvers lazer, 3-koronal lazer)

Tomoterapide iki tür eşmerkez bulunmaktadır.

- Cihaz eşmerkezi: Gantri deliği içerisinde ışın yolunun altındaki özel bir noktada bulunur. Koordinatları (0,0,0)'dır.
- Sanal eşmerkez: Cihaz eşmerkezine Y ekseninde -700 mm uzaklıktadır. Cihazda ışık alanı yerine sanal eşmerkez tanımlanmıştır. Koordinatları (0, - 700 mm, 0)'dır [32].



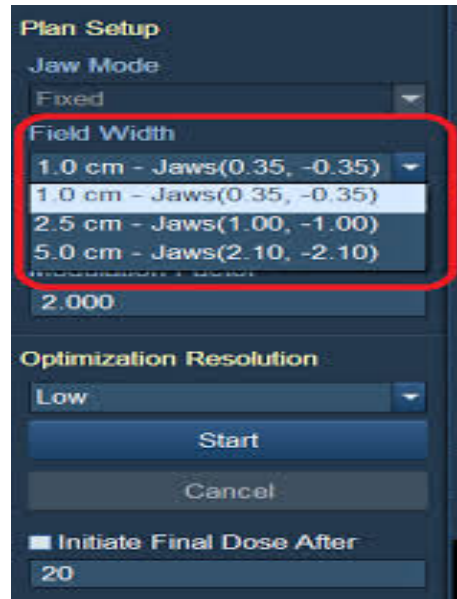
Şekil 2. 1: Tomoterapi cihazında kullanılan eşmerkezler (1- cihaz eşmerkezi, 2- sanal eşmerkez)

Tomoterapide kullanılan bazı parametreler vardır. Bu parametreler şunlardır;

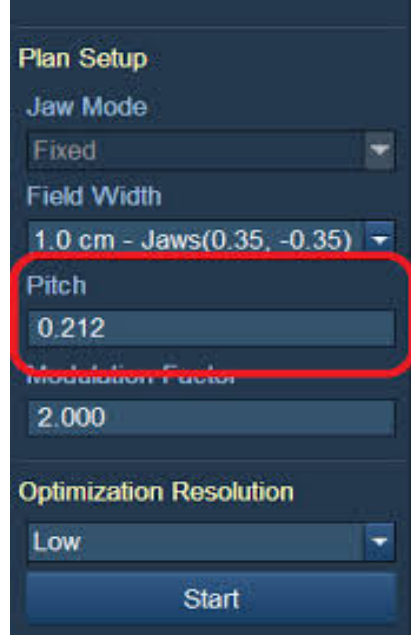
Alan genişliği (Fieldwidth (slice width)-FW) ya da Tedavi Kesit Kalınlığı (Jaw genişliği),

Pitch faktörü (PF),

Modulasyon faktörü (Modulationfactor)'dür.



Şekil 2.13: Tomoterapi cihazında alan genişliği

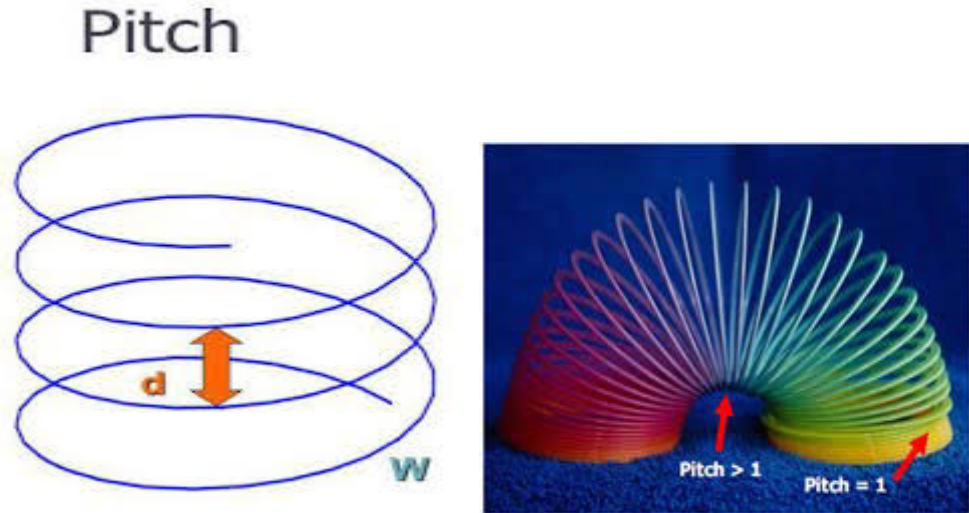


Şekil 2.14: Tomoterapi cihazında pitch faktörü seçiminin gösterimi

Bu parametreler tedavi planının kalitesini ve tedavi süresini etkiler.

Alan genişliği (FW): Longitudinal eksendeki alan genişliğidir. 1, 2.5 ve 5 cm olmak üzere üç alan genişliği vardır.

Pitch faktörü (PF) : Tedavi alanı genişliği için; gantri rotasyonu başına masa hareketin oranıdır. Masa hareketinin hızını tanımlayan pitch faktörü 0,10-0,50 arasında değişmektedir.

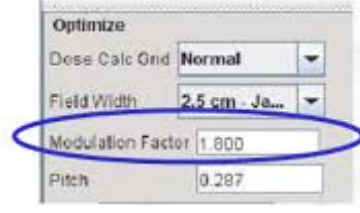


Şekil 2.15: Pitch faktörü

Modülasyon Faktörü (MF): Maksimum lif açma süresinin, ortalama lif açma süresine oranıdır.

- The Modulation Factor limits the range of leaf-open times:

$$\text{Modulation Factor} = \left[\frac{\text{Max Open Time}}{\text{Avg Open Time}} \right]$$



Şekil 2. 16: Modülasyon faktörü

Modülasyon faktörü MLC'lerin açılıp kapanma hızını ayarlayan bir faktördür.

2.5.4 Tomoterapihi-art lineer hızlandırıcı tedavi metotları

Tomoterapi, helikaltomoterapi ve direkt tomoterapi olmak üzere iki tür tedavi metodundan oluşmaktadır.

2.5.4.1 HelikalTomoterapi

Helikal tomoterapi (HT) Hi-Art ünitesi, doğrusal hızlandırıcı ve bilgisayarlı tomografi teknolojilerinin bir araya getirilmesiyle oluşur. Helikal tomoterapi sisteminde SBRT ve IMRT yapabilen 6 MV doğrusal hızlandırıcı, CT tarayıcı konfigürasyonunda bir halka şeklindeki gantri üzerine monte edilmiştir [34]. Helikal tomoterapide gantri hastanın çevresinde 360 derece dönerek, sarmal (helikal) bir hareket ile ışın demetinin yoğunluğunu ayarlayarak bu şekilde ışınlama yapar. Bu gantri dönüşünün hızlı olması ve kolimatör dizaynı sayesinde MLC hızı da milisaniyeler seviyesinde açılıp kapanabilmesi çok kompleks tedavilerin bile çok kısa zamanlarda yapılmasını sağlar. Bu yöntem çok daha fazla açıda sürekli olarak modülasyon yapılmasına olanak sağlamaktadır.

2.5.4.2 Direkt tomoterapi

Tomoterapi Direkt ise hedefe gönderilen ayarlanabilen sabit ışın açılarıyla doz uygulaması yapar. Bu tedavi metodu sabit açılarının uygun olduğu bazı anatomik bölgeler için idealdir.

2.6 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tedavi Planlama Sistemi (TPS), yoğunluk ayarlı radyoterapi, stereotaktik radyoterapi, üç boyutlu konformal tedavi, brakiterapi gibi tedavi yöntemlerinde planlama yapabilen ve yazılımdan oluşan belirli bir program altında çalışabilen

bir sistemdir. Bu sistem farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturabilmekte ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya uygulayabilmekte ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını bilgisayar ortamında elde edilebilmektedir.

Lineer hızlandırıcıya ait parametreler Tedavi Planlama Sistemi'nde doz hesaplamaları yapmak için kullanılan planlama sistemine girilmelidir. Sisteme girilen parametrelerle doz hesabı yapılarak, bu hesaplamalar sonucunda, tümörün, çevre doku ve kritik organların alacağı doz oranları, radyasyonun hedef içindeki doz dağılımı belirlenebilmektedir. Planlama sistemine kuruluş aşamasında yüklenen tedavide kullanılan cihaza ait dozimetrik parametreler, planlama sistemine kuruluş aşamasında yüklenmektedir ve düzenli olarak periyodik kontrolü yapılmaktadır. Hastaya ait bilgiler ise tedavi sırasında sisteme girilmektedir. Her hastaya ait bilgisayarlı tomografi kesitleri, kontur, radyografik görüntü, simülasyon filmi vb. veriler, planlama sistemine yüklenmektedir. Hastanın tedavi yapılacak bölgesinde bulunan kritik organların sınırları BT görüntülerinden kesit kesit çizilerek tedavi edilecek hedef hacim uzman doktorlar tarafından belirlenmektedir. İstenilen özelliklerde oluşturulan foton ya da elektron demetleri hedef bölge üzerine gönderilmektedir. Son olarak tedavi planlama sistemi, doz protokolleriyle birlikte girilen tüm bilgileri kapsayacak şekilde istenilen dozimetrik hesaplamaları elde etmektedir ve böylece doz dağılımlarını oluşturmaktadır. TPS'de ileri ve ters planlama olarak iki çeşit yöntem vardır.

İleri Planlama:

Bu yöntemde planlayıcı, önce demet parametrelerini, yaprakların pozisyonunu, kullanılacak kama filtre oranlarını, her bir demetin doz ağırlığını, koruma bloğu ve bolus gibi malzemeleri sisteme tanımlar. Tedavi planlama sistemine girilen cihaz dozimetrik bilgilerini kullanarak doz dağılımları oluşturulur. Plan parametreleri değiştirilerek istenilen doz dağılımları oluşturulabilmektedir [35].

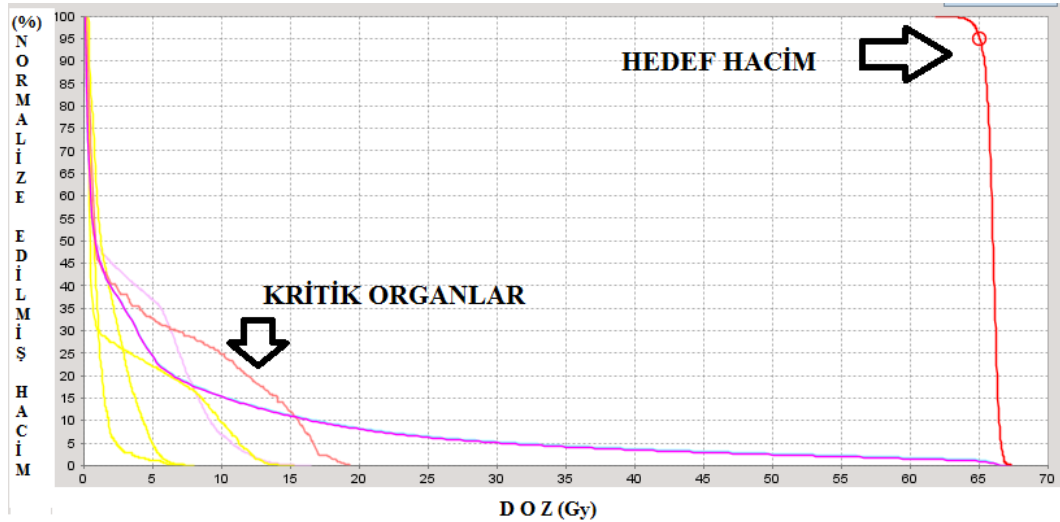
Ters Planlama:

Bu yöntemde hedef için uygun olan doz oluşturulurken riskli organ hacmine izin verilen tolerans limitleri kapsamında otomatik hesap yapılmaktadır. Komutlar

daha çok doz hacim histogramlarına dayanarak yapıldığı için ileri planlamadan daha etkili bir yöntemdir. Bu yöntemde tümör hacmine ve kritik organlara istenilen dozlar tanımlanarak tedavi sistemi bu değerleri elde etmektedir [36]. Tomoterapide ters planlama tekniği kullanılmaktadır. Tedavi planlama sistemlerinde doz hacim histogramları önemli bir yer tutmaktadır.

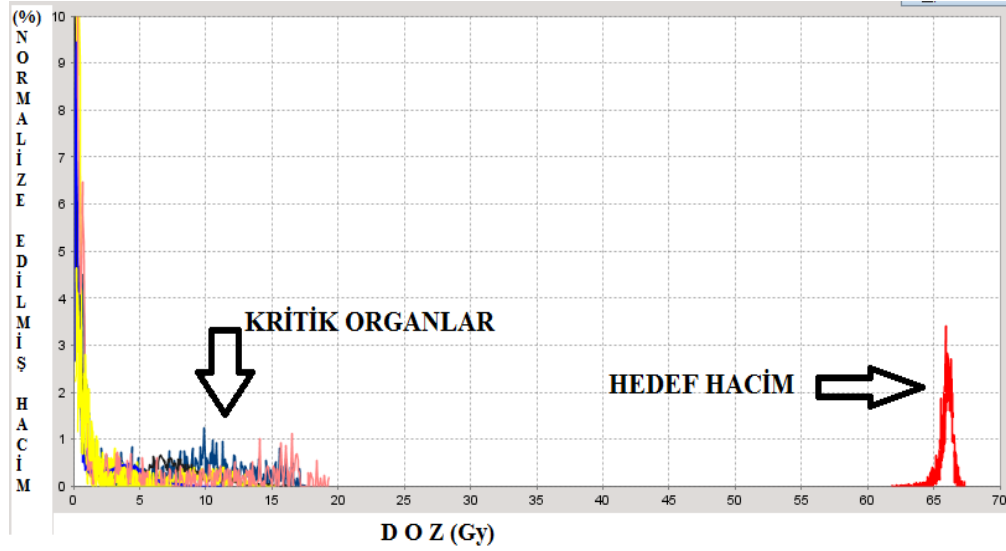
2.7 Doz-Hacim Histogramı (DVH)

Doz hacim histogramı radyoterapi tedavi planlarında hastanın tedavi edilecek hedef hacimlerinin ve kritik organlarının alacağı dozlarla birlikte bu dozları alan hacimlerini de göstererek aldıkları doz dağılımları hakkında bilgi verir. Bu histogram tedavi planlama sisteminin oluşturduğu üç boyutlu doz dağılımlarını, iki boyutlu grafik formatına dönüştürerek, dozun-hacimle orantısını grafik yardımıyla oluşturmaktadır. DVH, tedavi planın, değerlendirilmesi, yorumlanması ya da yapılan planların karşılaştırılması için kullanılan önemli bir araçtır [22]. Doz hacim histogramları kümülatif ve diferansiyel olmak üzere iki şekilde gösterilmektedir. Kümülatif DVH, yüzde izodoz eğrilerinin oluşturduğu hacmin ne kadar doz alacağını göstermektedir. DVH genellikle kümülatif histogram olarak gösterilmektedir. Bu yöntemde hedef hacim ve kritik organlara verilen dozlar hesaplanmaktadır. Yatay eksen doz (Gy); dikey eksen (%) normalize edilmiş hacmi göstermektedir.



Şekil 2. 17: Kümülatif doz hacim histogramı

Diferansiyel doz hacim histogramı, organların aldığı doz farklılıklarını gösterir. Dikey eksen (%) normalize edilmiş hacmi, yatay eksen dozu (Gy) belirtir. Hedef hacmin doz homojenliğini belirtmek için kullanılır. Homojen bir DVH' de hedeflenen dozda büyük bir pik görülür. Homojen olmayan bir DVH istenmeyen doz seviyesinde bir veya daha fazla pik içerir.



Şekil 2.18: Diferansiyel doz hacim histogramı

2.8 Radyoterapinin Etkileri

Memeli hücrelerin çoğalması mitoz bölünme ile gerçekleşmektedir. Memeli hücrelerin siklusu; mitoz (M), senteze hazırlık (G1), sentez (S), mitoza hazırlık (G2) fazlarından oluşur.

Değişik hücre tiplerine göre her bir fazın süresi ve toplam mitotiksiklus süresi farklıdır.

Hücre sikluslarının farklı fazlarının radyasyon duyarlılıklarının birbirinden farklı olduğu gösterilmiştir. Mitoz (M) ve mitoza hazırlık (G2) fazındaki hücrelerin radyasyona karşı en duyarlı hücreler oldukları, buna karşın geç sentez (S) fazındaki hücrelerin radyasyona karşı en dirençli hücreler olduğu bulunmuştur [37],[38],[39]. Radyoterapinin etkisi radyasyonun dokular tarafından soğurulmasıyla meydana gelir.

Moleküler ortamda eksitasyon ve iyonizasyon oluşturarak hücrelere etki söz konusudur.

Bu etki değişikliğin meydana geldiği molekülün hücre içindeki görevine bağlı olarak ya doğrudan ya da dolaylı ölümcül etkiyi oluşturur. Doğrudan etki için etkilenen moleküller DNA gibi hücre döngüsünde primer role sahip olan bölgede olabilir. Bu süreçte o hücrenin bölünmesi mümkün olmaz veya hücrenin ölümüne yol açacak süreç aktive edilmiş olabilir ve doğrudan radyasyon hasarı meydana gelir. Dolaylı etkide ise değişime uğrayan molekül kısa sürede hücrenin çoğalmasına etki etmese de, ilerleyen bölümlerde yapısal hasar oluşturarak hücrenin normal fonksiyon görmesini önleyecektir [38].

Radyoterapinin amacı; iyonlaştırıcı radyasyon kullanılarak malign hücrelerin yok edilmek istenmesidir ve bunu yaparken normal dokulara zarar vermemektir. Ancak çoğu durumda malign hücrelerin yakınındaki sağlıklı hücrelerin de yüksek radyasyon dozlarına maruz kaldığı görülmektedir [40]. Sağlıklı doku ve organlarda radyoterapinin etkisiyle gelişen yan etkiler ortaya çıkış zamanlarına göre üç gruba ayrılmaktadırlar. Bunlar akut, subakut ve geç radyasyon etkileridir.

2.8.1 Akut Etkiler

Kök hücre barındıran (kemik iliği, deri, gastrointestinal sistem epiteli) ve dokunun sürekli kendini yenilediği sistem ve organlarda görülür. Radyoterapinin etkisiyle oluşan akut etkiler genellikle büyük oranda geçicidirler. Tedavidenhemen sonra bazıları günler içerisinde kaybolurken, bazıları haftalar içinde azalarak kaybolur. Daha uzun sürede kaybolan ve hiç kaybolmayan yan etkiler de çok düşük oranda görülebilmektedir. Ciddi oldukları durumlarda radyoterapiye ara verilmesi ve ilgili tedavinin başlatılması gerekir.

2.8.2 Subakut etkiler

Radyoterapinin sonlanmasından birkaç hafta ile 3 ay arasında ortaya çıkarlar. Yavaş bölünen veya kendini yenileme yeteneği yavaş olan dokuları içeren organların (akciğer, karaciğer, böbrek, kalp, omurilik, beyin) ışınlanmasından sonra görülürler. Bu reaksiyonlar genellikle geçici olup, kısa sürede düzelirler ve genellikle ciddi bir durum teşkil etmezler.

2.8.3 Geç etkiler

Tedavinin bitip takiplerin devam ettiği dönemde, bazen de yıllar sonra kendini gösterebilen etkilerdir. Doku toleransının üzerinde doz alan veya yeterli doz alan tüm hastalarda ortaya çıkabilirler. Bu etkiler çoğunlukla kalıcı, ilerleyici ve ciddi yapıdalardır.

Geç radyasyon etkileri radyoterapi uygulamalarında en ciddi ve korkulan yan etkilerdir. Bu nedenle tedavi alanlarına giren sağlam doku ve organlar mümkün olduğunca iyi korunmalıdır. Akciğer kanseri ışınlamasında, kalp, akciğer, kosta, medulla ve özefagus kritik organlardır. Kritik organ ve dokularda radyasyon sonrasında birçok değişiklik meydana gelmektedir. Radyoterapinin sonuçlarına göre, yüksek dozlarda radyasyon, akciğerde

fibrozise neden olduğu yapılan çalışmalarla bilinmektedir. Akciğerlerin radyasyona yanıtı radyasyon pnömonisi olarak adlandırılır. Çok dallanmış damarlar ve lenfatik sistem radyasyona duyarlıdır, fakat hava yollarını kaplayan kıkırdak ve plevra radyasyona dirençlidir. Pulmoner enfeksiyon veya kronik akciğer hastalığının bulunması akciğer dokusunun radyasyona duyarlılığını arttırır.

Kalbin radyasyona yanıtı ise radyasyon karditi olarak adlandırılır. Miyokard hücreleri morfolojik değişiklik kriterine göre radyasyona son derece dirençlidir. Yüksek doz radyasyon uygulanmasından sonra miyokartta yapısal değişiklikler görülebilmektedir. Perikard hücreleri göreceli olarak radyasyona daha duyarlıdır. Düşük dozlarda radyasyona maruz kalsa bile hasar oluşabilmektedir. Radyoterapiden sonra miyokard infarktüsü (kansızlık nedeniyle ölüm) gelişimi sık rastlanan bir durum değildir. Sıklıkla oluşan perikardit, perikandiyal efüzyon (sıvı toplanması), perikard adezyonları (yapışma) ve fibrosis (büzüşme) oluşmaktadır. Kardiyotoksisite riski ışınlanan kalp hacmi ile doğru orantılıdır [41].

Radyasyon zefajitinde özefagusta iritasyon ve inflamasyon ortaya çıkar ve özefagus peristaltizmi bozular. Disfaji, odinofaji ve sternum arkasında yanma hissi en önemli semptomlarıdır. Radyasyon zefajiti tanısı genelde klinik olarak konmaktadır. Özefagus mukozası çok hızlı bir şekilde rejenere olduğu için RT

tamamlandıktan birkaç hafta sonra düzelmekte ve semptomlar kaybolmakta, dört altı haftada da tamamen düzelmektedir [42],[43].

Medullada meydana gelen radyasyon etkisi geçici ya da kalıcı olabilmektedir. Radyoterapiden 2-4 ay sonra kendini gösteren ve en sık görülen geçici myelopati bulgusu “Lhermitte” s işaretidir”. Bu semptomu hastalar genellikle elektrik çarpma hissi olarak tarif etmektedirler. Parestezi ve duyu değişiklikleri ise tedaviden yaklaşık 9-15 ay sonra ortaya çıkan medulla hasarının diğer semptomları arasındadır [44].

2.9 Akciğer Kanseri Tedavisinde Radyoterapi Doz Değerleri

Akciğer kanseri tedavisinde verilen doz miktarını kısıtlayan kavramlar minimum ve maksimum tolerans dozları hastaya verilen doz miktarını kısıtlamaktadır. Normal doku ve organların tolerans doz sınırlarının çok üzerinde doz verilmemelidir. Işınlanan organ veya dokuda 5 yıl içerisinde %5 oranında geç radyasyon hasarına neden olan doz miktarına minimum tolerans dozu (TD5/5) denir ve bu tolerans dozu doz limiti değerlerini belirlemektedir. 5 yıl içerisinde ışınlanan doku veya organda %50 oranında komplikasyona neden olan doz miktarına ise maksimum tolerans dozu (TD 50/5) denir. Akciğer kanseri tedavisi ışınlanmasında kritik organlardan biri olan bilateral akciğerin ışınlanması durumunda (her iki akciğer) TD 5/5 değeri 17.5 Gy, TD 50/5 değeri 24.5 Gy iken kısmi (100 cm²) ışınlamalarda TD5/5 30 Gy ve TD50/5 değeri 40 Gy’dir. Kalbin %60’ı için TD 5/5 değeri 45 Gy iken TD 50/5 değeri 55 Gy’ dir. Kalbin 35 Gy ve üzerinde doz alması durumunda kardiyak riskinde artma gözlenmektedir. Medulla için TD5/5 değeri, tamamının ışınlanması durumunda 47 Gy ve kısmi (10x10 cm) ışınlanması durumunda 50 Gy’ dir. Özefagus için tamamının ışınlanması durumunda TD5/5 değeri 55 Gy iken kısmi ışınlanması durumunda doz değeri 58 Gy olarak belirlenmiştir [45],[46].

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Araştırmanın Tipi

Bu tez çalışmasında, çalışmaya dahil edilen hastalara ait arşiv materyali retrospektif olarak taranmıştır. Accuray-Tomoterapi cihazına ait, Volo tedavi planlama sistemi (Accuray® Planing Station-Tomotherapy® H™) kullanılarak, çalışmaya dahil edilmiş hasta grubunda yeni planlar oluşturulmuştur. Oluşturulan planlardan elde edilen yeni veriler, analiz edilmiş ve sonuçlar değerlendirilmiştir.

3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Çalışma 2020 – 2021 yılları arasında Medical Park Hastanesi (Bahçelievler – İstanbul) Radyasyon Onkolojisi Bölümü’nde gerçekleştirilmiştir.

3.3 Araştırmanın Tasarımı

Bu çalışma, Medical Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü’nde VMAT ve IMRT tekniği uygulanmış, akciğer kanseri tanılı 7 olgu çalışmaya dahil edilmiştir. Olguların çalışmaya dahil edilme ve dışlanma kriterleri aşağıdaki gibidir:

Dahil Edilme Kriterleri

Akciğer kanseri tanısı almış olmak,

- Tümör boyutları 1,3 ve 5 cm genişliğine sahip olmak,

Dışlanma Kriterleri

- Akciğer kanseri dışında tanısı olmak,
- Tümör boyutları 1,3 ve 5 cm genişliğine sahip olmamak

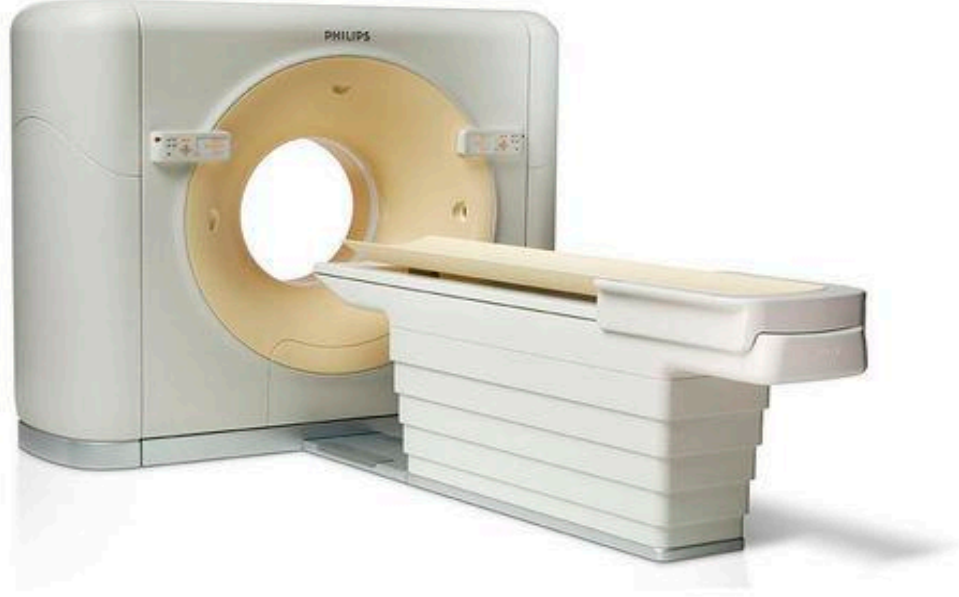
3.4 Materyal

Çalışmada materyal olarak, Medical Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde bulunan TPS arşivinden (Accuray-Tomoterapi, Volo tedavi planlama sistemi) 2020–2021 yılları arasında retrospektif olarak bulunan, RT uygulanmış akciğer kanserli hastalardan oluşan 7 kişilik hasta grubu seçilmiştir. Bu hastalara ait planlama için çekilen bilgisayarlı tomografi verileri ile hastaların iki farklı yöntemdeki sanal tedavi planlamalarına ait parametreler kullanılmıştır. Aynı zamanda her hastanın tümör boyutları 1 cm, 3 cm ve 5 cm olacak şekilde seçilerek her iki tedavi tekniğinde de tümör boyutlarına göre planlamalar yapılmıştır. Bu çalışma Medical Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde yapılmış olup, bölümde bulunan gereçler kullanılmıştır. Bu gereçler aşağıda belirtilmiştir:

- Bilgisayarlı Tomografi (BT) Simülör
- RT Network Sistemi
- MİM Kontrolama Sistemi
- TomoterapiHi-Art Lineer Hızlandırıcı
- TomoterapiHi-Art Lineer Hızlandırıcı Tedavi Planlama Sistemi
- Uluslararası Radyasyon Ölçümleri ve Birimleri Komitesinin 50,62 ve 83 Numaralı Raporu

3.4.1 Bilgisayarlı tomografi (BT) simülör

Çalışmada Medical Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde bulunan "PhilipsBrilliance" marka, "64 channel" model tüm vücut x-ışını bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılmıştır (Şekil3.1). 1-10 mm arasında olan kesit kalınlıkları değişik değerlerde seçilebilmektedir. Tedavi planlaması için öncelikle hastanın, BT cihazı ile üç boyutlu görüntüleri alınmaktadır.



Şekil 3.1: Philips Brilliance 64 channel Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı

3.4.2 RT network sistemi

Radyoterapi network sistemi, tedavide kullanılan görüntüleme sistemlerini, tedavi cihazlarını birbirine bağlayan ve bütün tedavi planlama sistemlerini aynı veri alanını kullanarak güvenilir ve hızlı bir şekilde bilgi toplama, aktarma ve depolama olanağı sağlar.

3.4.3 MİM kontrolleme sistemi

Çalışmada Medical Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde bulunan "MİM" marka, "6.4.9" model kontrolleme sistemi kullanılmıştır.

Kontrolleme Sistemi; hastanın tedaviden önce çekilmiş bilgisayarlı tomografi görüntüleri, network sistemi yardımıyla üç boyutlu kontrolleme sistemine aktarılarak, hastanın tümör ve kritik organları belirlenir. Kontrol edilen hacimler, planlamaya hazır bir şekilde, tedavi planlama sistemine aktarılır.

3.4.4 Tomoterapihi-art lineer hızlandırıcı

Tomoterapi (Tomotherapy® HTM) cihazı; 6 MV tek foton enerjisine sahip, IMRT ve VMAT tekniğini uygulayabilen ve cihazda bulunan xenon dedektörler yardımı ile IGRT özelliğine sahip lineer hızlandırıcıdır (Şekil 3.2). Tomoterapi Hi-Art lineer hızlandırıcı cihazı, bilgisayarlı tomografi cihazına benzemektedir. Hasta tedavi masasına yatırıldıktan sonra masa, cihazın geniş halka yapısının içine doğru hareket etmektedir. Gantri üzerine konumlandırılmış, lineer hızlandırıcı tüp, IGRT için kullanılan detektör, magnetron, ve ışın durdurucu sistemler yer almaktadır. Gantri, 360 derecede sürekli olarak ya da sabit bir hızla rotasyon yapmaktadır. Tomoterapi cihazında 64 adet binary MLC bulunur ve bu MLC'ler basınç (pünomatik) ile hareket etmektedir. Yapraklarının kalınlığı 0.625 cm ve yüksekliği 10 cm'dir.



Şekil 3.2: AccuRay –Tomotherapy HTM cihazı

Tomoterapi cihazında, IGRT için 541 adet xenon dedektör bulunur ve bu dedektörler, lineer hızlandırıcının karşı hizasında yer almaktadır. Bu dedektörlerin altında, kurşundan yapılmış ışın durdurucu sistemler bulunmaktadır. Cihaz, üç farklı kolimatör açıklığı sistemine sahiptir. Bu sistem;

1.0 cm, 2.5 cm ve 5.0 cm 'den oluşmaktadır. Tomoterapi cihazı, bir seferde 40x130 cm² 'lik bir alanı, helikal ışınlama yapabilmektedir.

3.4.5 Tomoterapihi-art lineer hızlandırıcı tedavi planlama sistemi

Çalışmada Medical Park Bahçelievler hastanesinde bulunan “Volo (Accuray® Planing Station-Tomotherapy® H™ 2.1.1 version)” tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. Tomoterapi Hi-Art tedavi planlama sistemi (TPS), Convolution/Superposition algoritması ile ters planlama özeliğine sahip bir planlama sistemidir. Bu sistemde, sadece 6 MV'ye ait doz verisi bulunmaktadır. Tomoterapi cihazına ait tedavi planlama sisteminde; pitch faktörü, modülasyon faktörü ve jaw genişliği gibi parametreler kullanılarak hastaya ve hastalığa özel tedavi planları oluşturulmaktadır. Bu tedavi planlama sisteminde; blok, kama filtre, farklı alan boyutları ve elektron enerjisi bulunmamaktadır. Bu sistemde; kritik organlar, kısmi ya da tamamı bloklama yöntemi ile koruma sağlanabilmektedir. Kısmi bloklamada; kritik organlar sadece gelen ışın demetinin çıkışından ışına maruz kalırlar. Tam bloklamada ise girişten ve çıkıştan kritik organlar hiçbir şekilde ışına maruz kalmamaktadır. Tomoterapi Hi-Art tedavi planlama sisteminde, hedef ve kritik organlardan elde edilen doz verileri, Doz volüm histogramları ile değerlendirilebilmektedir. Bu planlama sisteminde kritik organlar üzerinde otomatik veya manuel olarak kontur ve düzeltme yapılabilmektedir.

Bu çalışmada doz ölçümleri, tomoterapi cihazında tedavi gören akciğer kanserli hastalardan alınmıştır. Alan genişliği (jaw) 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm'de ayrı ayrı kullanılmıştır. Pitch değeri VMAT tekniği için 0,100, IMRT tekniği için 0,287 ve modülasyon faktörü 1,8 seçilmiştir.

3.4.6 Uluslararası radyasyon ölçümleri ve birimleri komitesinin 50 , 62 ve 83 numaralı raporu

Radyoterapide üç boyutlu tedavi planlaması için gerekli olan hedef hacimlerin (GTV- Görülebilir tümör hacmi, CTV-Klinik hedef hacim, PTV-Planlanan hedef hacim) ve risk altındaki organların (OAR) ayrıntılı olarak tanımlandığı rapor referans alınmıştır.[47]

3.5 Araştırmanın Değişkenleri

Çalışmada tomoterapi cihazına ait VMAT ve IMRT tedavi tekniklerini kullanılarak tedavi planlarının elde edilmesi sonucunda, hedef hacminin ve kritik organların aldıkları dozlar bulunmuştur. 6 MV x-ışın enerjisine sahip cihazın, planlanan hedef hacmine toplam 3 fraksiyonda 60 Gy doz tanımlanarak sanal RT planları oluşturulmuştur.

PTV' nin aldığı maksimum ve % 95'inin aldığı dozlar (Dmax, D95) hesaplanmıştır. Risk altındaki organlar (OAR) ise;

- Kalbin aldığı maksimum ve ortalama dozlar (Dmax, Dmean) ile 5 Gy alan hacimi(V5),
- Kostanın aldığı maksimum ve ortalama dozlar (Dmax, Dmean) ile 5 Gy alan hacimi(V5),
- Ozafagusun aldığı maksimum ve ortalama dozlar (Dmax, Dmean) ile 5 Gy alan hacimi(V5),
- Medullanın aldığı maksimum ve ortalama dozlar (Dmax, Dmean) ile 5 Gy alan hacimi(V5),
- Bilateral akciğerin aldığı maksimum ve ortalama dozlar (Dmax, Dmean) ile 5 Gy alan hacimi(V5),
- Ringin aldığı maksimum ve ortalama dozlar (Dmax, Dmean) ile 5 Gy alan hacimi(V5)

Kritik organlar bağımlı değişkenler olup, tedavi planlama teknikleri ise bağımsız değişkenlerdir.

3.6 Veri Toplama Araçları

Çalışmada 1 cm, 3 cm ve 5 cm tümör boyutlarına sahip akciğer kanserli hastaları için RT planlanan ve tomoterapi cihazında VMAT ve IMRT tedavi teknikleri ile hazırlanan planlar, Ptv ve risk altındaki organların aldığı dozlar doz-hacim histogramları kullanılarak doz karşılaştırılması yapılmıştır.

Retrospektif olarak planlanan bu çalışmada, hastaların 3 mm kesit kalınlığındaki BT verileri, MIM konturlama sistemine aktarılarak, her hasta için akciğer hedef hacmi ve kritik organlar, radyasyon onkoloğu tarafından konturlanmıştır.

Bu iki teknik için oluşturulan planların doz-hacim oranları istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Amacımız, tümörlü bölge için verilen maksimum dozun sağlanması, kritik organların tolerans dozlarını geçmemeleri ve en düşük doza sahip olması için en uygun ve doğru tedavi planları oluşturulmasıdır.

Radyoterapide, hedef hacime verilmek istenen doz miktarını sınırlayan faktör, kritik organ dozlarıdır. Bu kritik organ dozları, tolerans sınırlarının üzerinde olmamalıdır.

3.7 Verilerin Değerlendirilmesi

Her hasta için VMAT ve IMRT tekniklerine göre tedavi planları yapılarak doz-volüm histogramları incelenmiştir. DVH'lerden, PTV için D%95 ve Dmean doz değerleri kaydedilmiştir. Kritik organlardan, kalp, kosta, özefagus, medulla ve bilateral akciğerlerin (sol ve sağ akciğerin birleşimi) doz-volüm parametrelerinden V5, Dmax ve Dmean değerleri belirlenerek, karşılaştırılması yapılmıştır. Bu karşılaştırmada hedef hacim ve kritik yapılara ait parametrelerdeki farklar Mann Whitney U testi kullanılarak analiz edilmiştir. İstatistiksel anlamlılık için p değerinin 0.05' ten küçük olması gerekliliği kabul edilmiştir.

3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları

Çalışmanın retrospektif olması ve olgu sayısının ve vakanın sınırlı olması, çalışmayı sınırlamaktadır.

3.9 Etik Kurul Onayı

Bu tez çalışması İstanbul Aydın Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar için Etik Kurulu'nun 23.12.2020 tarihinde 'Akciğer Kanseri Radyoterapisinde Tomoterapi Cihazı Kullanılarak VMAT ve IMRT Teknikleri İle Elde Edilen Doz Dağılımlarının ve Çevre Dozların Karşılaştırılması " konulu çalışma, 2020-317 karar numarası ile araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve

yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve çalışmanın belirtilen yöntemlerle gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel olarak bir sakınca olmadığı onaylanmıştır.

4. BULGULAR

Akciğer kanseri tanılı 7 hastanın, tomoterapi cihazında VMAT ve IMRT tedavi teknikleri ile tedavi planları oluşturulmuştur. Tedavi planlarında, hedef hacminin ve kritik yapıların aldıkları dozlar, DVH (doz hacim histogramı)'den yararlanılarak hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır.

Çalışmada 7 hasta için hem VMAT ve hem IMRT tedavi planlarından elde edilen doz dağılımları, tümör boyutlarının sırasıyla (1 cm, 3 cm ve 5 cm) ve tomoterapi cihaz çene açıklığının sırasıyla (1 cm, 2,5 cm, 5.0 cm) olarak seçilmesiyle planlanan hedef hacim ve kritik organlar için minimum, maksimum, ortalama dozlar ve doz-hacim parametreleri, ortalama \pm standart sapma olarak belirlenmiş ve ilerleyen bölümlerde tablolar halinde verilmiştir.

4.1 Hedef Hacimler İçin Elde Edilen Bulgular

Akciğer kanseri tanılı 7 hastanın VMAT ve IMRT teknikleri ile oluşturulmuş tedavi planlarından elde edilen doz dağılımları oluşturulmuştur ve Şekil 4.1'de VMAT tekniği ile yapılan akciğer doz dağılımını gösteren kesit görüntüsü gösterilmektedir.

Şekil 4.1: VMAT tekniği ile yapılan planlamadan elde edilen doz dağılımını gösteren akciğer kesit görüntüsü

Her iki teknikte de önce 1cm'lik tumor boyutunda tomoterapi cihazının jaw (kesit) alanı önce 1 cm, sonra 2,5 cm ve en son 5 cm olarak denenmiş olup bu işlem 3 cm'lik tümör boyutunda ve 5 cm'lik tümör boyutunda ayrı ayrı yapılmış ve VMAT ve IMRT tekniklerinde de PTV'ye 60Gy/3 fraksiyon olacak şekilde PTV'nin aldığı maximum, D95 ve kritik organların aldığı Dmax, Dort ve V5 değerleri 1cm'lik tümör boyutunda, 1 cm jaw (kesit alanı) için çizelge 4.1 de verilmiştir.

Çizelge 4.1: PTV ve kritik organların 1 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değeri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.Hasta	2.Hasta	3.Hasta	4.Hasta	5.Hasta	6.Hasta	7.Hasta
PTV	VMAT	78,78	79,12	76,81	77,49	77,06	76,69	78,11
MAX	IMRT	63,4	65,48	63,8	62,99	63,91	63,15	63,35
PTV D95	VMAT	59,4	65,39	64,82	64,42	63,39	65,14	60,49
	IMRT	60,1	58	60	60	59,99	60,01	60,06
KOSTA	VMAT	22,13	0,56	0,69	61,42	0,17	0,08	5,89
MAX	IMRT	28,1	0,49	0,74	58,93	0,17	0,08	6,22
KOSTA	VMAT	3,5	0,13	0,09	5,83	0,06	0,05	0,5
MEAN	IMRT	3,75	0,1	0,08	6,3	0,07	0,04	0,5
KOSTA	VMAT	27,7	0,34	0,19	21,78	0,11	0,07	0,06
V5	IMRT	26,2	0,27	0,17	22,97	0,11	0,06	2,59
KALP	VMAT	4,39	11,2	5,05	0,2	15,91	15,95	34,88
MAX	IMRT	9,07	5,05	25,31	0,21	15,96	13,38	33,71
KALP	VMAT	0,18	1,66	2	0,07	0,2	1,73	2,47
MEAN	IMRT	0,36	0,59	1,74	0,07	1,35	1,64	2,07
KALP V5	VMAT	0	6,42	9,56	0,12	6,67	6,72	10,27
	IMRT	1,1	2,38	9,12	0,13	6,88	6,27	9,52
OZAFAG	VMAT	3,27	11,19	8,13	9,36	11,54	11,52	17,8
US MAX	IMRT	5,41	5,5	4,48	9,48	11,41	10,68	16,68
OZAFAG	VMAT	0,32	0,76	0,5	0,6	0,65	1	1,44
US	IMRT	0,53	0,38	0,25	0,63	0,66	0,99	1,16
MEAN								
OZAFAG	VMAT	0	6,25	3,51	5,23	5,1	8,11	12,73
US V5	IMRT	0,44	2,92	1,04	5,63	5,31	7,51	10,17
MEDULL	VMAT	3,35	10,6	11,43	6,56	6,53	12,81	11,35
A MAX	IMRT	3,72	11,43	7,97	6,53	8,92	11,15	9,68
MEDULL	VMAT	0,14	0,53	0,47	0,48	0,47	0,6	0,56
A MEAN	IMRT	0,17	0,56	0,38	0,5	0,48	0,61	0,44
MEDULL	VMAT	0	3,89	3,39	3,84	2,85	4,56	3,37
A V5	IMRT	0	4,69	2,81	4,39	3,03	5,31	1,85
BILATER	VMAT	78,78	79,12	76,81	77,49	77,06	76,69	78,11
AL	IMRT	63,4	65,48	63,8	62,99	63,91	63,15	63,35
AKCIGE								
R MAX								
BILATER	VMAT	1,07	1,24	1,92	0,85	1,44	1,74	1,93
AL	IMRT	1,36	1	1,97	0,9	1,47	1,71	1,63
AKCIGE								
R MEAN								
BILATER	VMAT	5,11	4,65	10,52	3,64	6,63	8,41	9,31
AL	IMRT	6,07	4,1	11,47	3,94	6,75	8,4	8,12
AKCIGE								
R V5								
RING	VMAT	23,3	28,66	42,27	30,59	27,1	25,76	27,32
MAX	IMRT	23	31,45	45,88	33,94	28,69	23,97	29,42
RING	VMAT	7,5	9,98	14,65	11,81	9,59	9,19	13,16
MEAN	IMRT	9,5	8,21	14,76	12,81	9,86	9,09	10,84
RING V5	VMAT	51,1	25,23	29,36	25,78	22,65	23,08	25,24
	IMRT	60	24,64	32,08	26,79	23,02	21,65	24,22
SÜRE	VMAT	968,5	796,9	1537,7	1070	942	1040	1148,1
	IMRT	1127,6	1276,1	1801,4	1428	1138	1226	1129,5

Çizelge 4.2: PTV ve kritik organların 1 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama standart sapmaları ve p değerleri

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
PTV MAX	VMAT	11,00	77,00	70,7	7,31	62,99	79,12	0,00	0,02
	IMRT	4,00	28,00						
PTV D95	VMAT	10,14	71,00	61,5	2,51	58,00	65,39	60,00	0,02
	IMRT	4,86	34,00						
KOSTA MAX	VMAT	7,43	52,00	13,3	21,73	,08	61,42	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
KOSTA MEAN	VMAT	7,50	52,50	1,50	2,30	0,04	6,30	24,50	1,00
	IMRT	7,50	52,50						
KOSTA V5	VMAT	7,64	53,50	7,50	11,37	0,06	27,70	23,50	0,90
	IMRT	7,36	51,50						
KALP MAX	VMAT	7,43	52,00	14,89	11,18	0,20	34,88	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
KALP MEAN	VMAT	7,64	53,50	1,15	0,86	0,07	2,47	23,50	0,90
	IMRT	7,36	51,50						
KALP V5	VMAT	7,71	54,00	5,37	3,84	0,00	10,27	23,00	0,85
	IMRT	7,29	51,00						
OZAFAGUS MAX	VMAT	8,29	58,00	9,75	4,25	3,27	17,80	19,00	0,48
	IMRT	6,71	47,00						
OZAFAGUS MEAN	VMAT	8,00	56,00	0,71	0,34	0,25	1,44	21,00	0,65
	IMRT	7,00	49,00						
OZAFAGUS V5	VMAT	7,86	55,00	5,28	3,63	0,00	12,73	22,00	0,75
	IMRT	7,14	50,00						
MEDULLA MAX	VMAT	8,00	56,00	8,78	2,86	3,35	12,81	21,00	0,65
	IMRT	7,00	49,00						
MEDULLA MEAN	VMAT	7,71	54,00	0,46	0,14	0,14	0,61	23,00	0,85
	IMRT	7,29	51,00						
MEDULLA V5	VMAT	7,50	52,50	3,14	1,60	0,00	5,31	24,50	1,00
	IMRT	7,50	52,50						
BILATERAL AKCIGER MAX	VMAT	11,00	77,00	70,72	7,31	62,99	79,12	0,00	0,00
	IMRT	4,00	28,00						
BILATERAL AKCIGER MEAN	VMAT	7,57	53,00	1,45	0,39	0,85	1,97	24,00	0,95
	IMRT	7,43	52,00						
BILATERAL AKCIGER V5	VMAT	7,57	53,00	6,94	2,51	3,64	11,47	24,00	0,95
	IMRT	7,43	52,00						
RING MAX	VMAT	6,71	47,00	30,10	6,73	23,00	45,88	19,00	0,48
	IMRT	8,29	58,00						
RING MEAN	VMAT	7,71	54,00	10,78	2,30	7,50	14,76	23,00	0,85
	IMRT	7,29	51,00						
RING V5	VMAT	7,71	54,00	29,63	11,45	21,65	60,00	23,00	0,85
	IMRT	7,29	51,00						
SÜRE	VMAT	5,29	37,00	1188	259,3	796,9	1801,4	9,00	0,048
	IMRT	9,71	68,00						

Çizelge 4.2 de görüldüğü üzere 1 cm'lik tümör ve 1 cm'lik kesit alanı için Mann Whitney U testi sonucunda PTV MAX ve PTV D95'e uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

1 cm'lik tümör ve 1 cm'lik kesit alanında BILATERAL AKCIGER MAX için uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

1 cm'lik tümör ve 1 cm'lik kesit alanında VMAT ve IMRT süreleri arasında IMRT lehine anlamlı fark tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Çizelge 4.3: PTV ve kritik organların 1 cm lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3.HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
PTV MAX	VMAT	78,3	77,22	75,75	77,29	76,92	76,28	78,11
	IMRT	63,3	64,58	63,17	63,01	61,76	62,97	63,02
PTV D95	VMAT	59,3	64,61	67,39	66,73	62,04	66,69	61,74
	IMRT	59,3	60,13	59,99	59,98	60	60	59,99
KOSTA MAX	VMAT	20,5	1,42	3,75	66,33	0,28	0,14	7,87
	IMRT	31,7	1,39	3,82	59,63	0,33	0,12	7,81
KOSTA MEAN	VMAT	4	0,21	0,25	9,23	0,09	0,08	1,23
	IMRT	6,08	0,22	0,24	9,57	0,12	0,07	1,3
KOSTA V5	VMAT	26,1	0,58	0,91	28,29	0,18	0,11	4,2
	IMRT	43,7	0,6	0,88	28,5	0,2	0,1	4,23
KALP MAX	VMAT	6,7	9,5	20,37	0,32	9,02	15,85	36,32
	IMRT	10,76	10,06	20,79	0,34	15,9	14,33	37,93
KALP MEAN	VMAT	0,43	2,43	2,85	0,11	0,95	2,85	3,69
	IMRT	0,78	2,42	2,41	0,12	2,03	2,03	3,44
KALP V5	VMAT	0,1	5,28	9,73	0,2	3,8	7,64	11,43
	IMRT	3,72	6,15	9,05	0,22	7,62	6,86	11,18
OZAFAGUS MAX	VMAT	3,83	9,85	6,69	9,35	8,5	11,64	18,34
	IMRT	5,72	10,2	10,2	10,2	11,41	10,86	17,69
OZAFAGUS MEAN	VMAT	0,54	1,2	1,2	0,95	0,71	1,67	2,31
	IMRT	0,82	1,15	0,48	1,02	1,02	1,51	1,99
OZAFAGUS V5	VMAT	0	7,31	4,38	6,94	4,72	9,15	14,27
	IMRT	1,9	7,13	2,5	7,18	7,88	8,28	12,86
MEDULLA MAX	VMAT	2,97	9,45	8,65	6,49	11,35	12,9	11,4
	IMRT	4,07	9,12	7,78	6,61	9,09	12,37	11,07
MEDULLA MEAN	VMAT	0,2	0,82	0,73	0,77	0,99	1	0,88
	IMRT	0,3	0,79	0,79	0,86	0,84	0,98	0,76
MEDULLA V5	VMAT	0	6,46	5,74	4,84	7,58	8,17	7,43
	IMRT	0	6,17	4,8	5,21	6,08	8,16	6,27
BILATERAL AKCIGER MAX	VMAT	78,3	77,22	76,55	77,29	76,92	76,28	77,98
	IMRT	63,38	64,58	63,17	63,01	61,76	62,97	63,02
BILATERAL AKCIGER MEAN	VMAT	1,45	1,88	3,02	1,33	2,21	2,96	2,85
	IMRT	2,3	1,86	2,87	1,42	2,52	2,74	2,59
BILATERAL AKCIGER V5	VMAT	6,59	7,26	14,08	6,65	10,23	13,74	11,72
	IMRT	10,89	7,08	14,09	7,64	11,35	12,82	10,79
RING MAX	VMAT	18,14	25,92	40,49	33,7	33,7	27,09	32
	IMRT	25	26,1	43,93	39,38	27,62	25,41	29,88
RING MEAN	VMAT	10,6	16,76	24,39	20,9	16,77	17,93	23,26
	IMRT	17,3	16,47	22,95	21,83	19,69	16,49	20,59
RING V5	VMAT	100	23,18	31,04	31,04	25,35	24,67	28,45
	IMRT	100	23,33	32,06	33,96	24,43	23,12	26,21
SÜRE	VMAT	475,6	839,9	842,4	686,8	686,8	643,6	640
	IMRT	944,1	695,7	1001,4	856,8	719,8	570,7	487

Çizelge 4.4: PTV ve kritik organların 1 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
PTV MAX	VMAT	11,00	77,00	70,11	7,31	61,76	78,30	0,00	0,002
	IMRT	4,00	28,00						
PTV D95	VMAT	10,00	70,00	62,02	2,99	59,30	67,39	7,00	0,03
	IMRT	5,00	35,00						
KOSTA MAX	VMAT	7,57	53,00	14,65	22,42	0,12	66,33	24,00	0,95
	IMRT	7,43	52,00						
KOSTA MEAN	VMAT	7,29	51,00	2,34	3,47	0,07	9,57	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
KOSTA V5	VMAT	7,14	50,00	9,90	14,86	0,10	43,70	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
KALP MAX	VMAT	6,57	46,00	14,87	11,27	0,32	37,93	18,00	0,41
	IMRT	8,43	59,00						
KALP MEAN	VMAT	7,86	55,00	1,94	1,22	0,11	3,69	22,00	0,75
	IMRT	7,14	50,00						
KALP V5	VMAT	7,14	50,00	5,93	3,90	0,10	11,43	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
OZAFAGUS MAX	VMAT	7,14	50,00	9,86	4,26	3,83	18,34	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
OZAFAGUS MEAN	VMAT	7,29	51,00	1,16	0,54	0,48	2,31	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
OZAFAGUS V5	VMAT	7,29	51,00	6,75	3,93	0,00	14,27	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
MEDULLA MAX	VMAT	8,00	56,00	8,81	2,99	2,97	12,90	21,00	0,65
	IMRT	7,00	49,00						
MEDULLA MEAN	VMAT	8,14	57,00	0,75	0,24	0,20	1,00	20,00	0,57
	IMRT	6,86	48,00						
MEDULLA V5	VMAT	8,36	58,50	5,49	2,57	0,00	8,17	18,50	0,44
	IMRT	6,64	46,50						
BILATERAL AKCIGER MAX	VMAT	11,00	77,00	70,17	7,35	61,76	78,30	0,00	0,00
	IMRT	4,00	28,00						
BILATERAL AKCIGER MEAN	VMAT	7,57	53,00	2,29	0,60	1,33	3,02	24,00	0,95
	IMRT	7,43	52,00						
BILATERAL AKCIGER V5	VMAT	6,86	48,00	10,35	2,83	6,59	14,09	48,00	0,57
	IMRT	8,14	57,00						
RING MAX	VMAT	7,57	53,00	30,31	7,02	18,14	43,93	24,00	0,95
	IMRT	7,43	52,00						
RING MEAN	VMAT	7,71	54,00	19,00	3,67	10,60	24,39	23,00	0,85
	IMRT	7,29	51,00						
RING V5	VMAT	7,64	53,50	37,55	26,69	23,12	100,00	23,50	0,90
	IMRT	7,36	51,50						
SÜRE	VMAT	6,29	44,00	714,94	161,84	475,60	1001,40	16,00	0,28
	IMRT	8,71	61,00						

Çizelge 4.4 de görüldüğü üzere 1 cm'lik tümör ve 2,5 cm'lik kesit alanı için Mann Whitney U testi sonucunda PTV MAX ve PTV D95'e uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

1 cm'lik tümör ve 2,5 cm'lik kesit alanı için BILATERAL AKCIGER MAX için uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

Çizelge 4.5: PTV ve kritik organların 1 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3.HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
PTV MAX	VMAT	78,4	76,89	76,4	77,43	77,65	76,04	78,4
	IMRT	63,15	64,47	63,3	63,37	63,14	61,74	62,16
PTV D95	VMAT	59,7	65,82	65,7	64,49	62,01	66,51	61,19
	IMRT	59,7	60	4,62	60	60	59,72	60
KOSTA MAX	VMAT	20,4	11,44	4,62	61,8	0,15	0,24	8,31
	IMRT	32,64	12,64	4,26	59,67	0,17	0,21	8,44
KOSTA MEAN	VMAT	5,7	0,91	0,83	5,86	0,05	0,14	2,22
	IMRT	7,7	1,02	0,47	11,76	0,07	0,13	2,51
KOSTA V5	VMAT	41,1	4,6	5,93	21,91	0,1	0,2	5,13
	IMRT	57,1	4,69	1,86	28,11	0,11	0,18	5,44
KALP MAX	VMAT	7,1	9,62	19,72	0,2	11,07	14,9	32,78
	IMRT	10,43	9,24	20,09	0,64	15,51	12,81	36,07
KALP MEAN	VMAT	1,05	3,65	4,33	0,07	0,81	1,73	1,73
	IMRT	1,55	3,49	2,98	0,2	1,32	1,64	5,38
KALP V5	VMAT	1	6,57	10,63	0,12	4,38	6,72	12,03
	IMRT	7,6	6,29	9,24	0,39	6,68	6,27	13,22
OZAFAGUS MAX	VMAT	3,97	9,98	7,39	9,42	8,79	11,21	17,51
	IMRT	5,56	9,79	2,07	9,05	11,08	9,01	17,62
OZAFAGUS MEAN	VMAT	0,91	2,09	1,57	0,61	0,47	2,69	3,67
	IMRT	1,23	2,08	0,38	1,55	0,66	2,27	3,73
OZAFAGUS V5	VMAT	0	8	5,93	4,93	3,27	9,3	14,17
	IMRT	1,6	7,8	0,98	7,53	5,33	7,44	14,33
MEDULLA MAX	VMAT	3,1	9,63	8,01	6,61	10,28	13,13	10,79
	IMRT	3,9	9,13	8,25	6,34	8,97	13,09	11,24
MEDULLA MEAN	VMAT	0,38	1,41	1,14	0,48	0,49	1,62	1,3
	IMRT	0,47	1,43	0,92	1,24	0,48	1,61	1,26
MEDULLA V5	VMAT	0	7,71	6,26	4,18	2,97	9,7	8,26
	IMRT	0	7,53	5,13	5,25	3,22	9,66	9,66
BİLATERAL AKCIGER MAX	VMAT	78,4	76,89	76,4	77,43	77,65	76,04	78,4
	IMRT	63,15	63,15	63,3	63,37	63,14	63,14	62,16
BİLATERAL AKCIGER MEAN	VMAT	2,58	3,2	4,54	11,88	1,29	4,84	4,11
	IMRT	3,57	3,09	4,67	2,26	1,48	4,46	4,22
BİLATERAL AKCIGER V5	VMAT	12,7	12,66	17,12	25,85	6,38	18,77	14,01
	IMRT	17,8	12,13	19,08	11,9	6,91	17,65	14,16
RING MAX	VMAT	34,7	45,04	54,73	30,81	27,9	46,01	52,91
	IMRT	35,8	42,43	44,73	52,21	28,4	39,92	43,99
RING MEAN	VMAT	16,7	24,92	29,98	11,88	8,5	26,34	28,18
	IMRT	23,1	23,75	29,49	25,7	9,94	24,2	28,11
RING V5	VMAT	100	40,84	47,98	25,96	22,42	41,29	47,95
	IMRT	100	35,3	42,93	44,45	23	39,18	42,24
SÜRE	VMAT	427,9	716,3	828,5	1041	955,2	563,6	507,2
	IMRT	718,4	561,3	842,8	644	1084	575,4	363,5

Çizelge 4.6: PTV, kritik organlar ve sürenin 1 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
PTV MAX	VMAT	11,00	77,00	70,18	7,45	61,74	78,40	0,00	0,002
	IMRT	4,00	28,00						
PTV D95	VMAT	10,07	70,50	61,77	2,64	59,70	66,51	6,50	0,02
	IMRT	4,93	34,50						
KOSTA MAX	VMAT	7,43	52,00	16,07	20,97	0,15	61,80	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
KOSTA MEAN	VMAT	7,14	50,00	2,81	3,59	0,05	11,76	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
KOSTA V5	VMAT	7,57	53,00	12,60	17,83	0,10	57,10	24,00	0,95
	IMRT	7,43	52,00						
KALP MAX	VMAT	7,00	49,00	14,30	10,35	0,20	36,07	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
KALP MEAN	VMAT	7,43	52,00	2,38	1,76	0,07	5,38	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
KALP V5	VMAT	7,00	49,00	6,51	4,06	0,12	13,22	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						

Çizelge 4.6: (devamı) PTV, kritik organlar ve sürenin 1 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
OZAFAGUS	VMAT	7,71	54,00	9,46	4,32	2,07	17,62	23,00	0,85
MAX	IMRT	7,29	51,00						
OZAFAGUS	VMAT	7,57	53,00	1,71	1,11	0,38	3,73	24,00	0,95
MEAN	IMRT	7,43	52,00						
OZAFAGUS	VMAT	7,57	53,00	6,47	4,34	0,00	14,33	24,00	0,95
V5	IMRT	7,43	52,00						
MEDULLA	VMAT	7,71	54,00	8,75	3,02	3,10	13,13	23,00	0,85
MAX	IMRT	7,29	51,00						
MEDULLA	VMAT	7,36	51,50	1,02	0,47	0,38	1,62	23,50	0,90
MEAN	IMRT	7,64	53,50						
MEDULLA	VMAT	7,50	52,50	5,59	3,21	0,00	9,70	24,50	1,00
V5	IMRT	7,50	52,50						
BILATERAL	VMAT	11,00	77,00	70,18	7,45	61,74	78,40	0,00	0,00
AKCIGER	IMRT	4,00	28,00						
MAX									
BILATERAL	VMAT	8,14	57,00	4,01	2,55	1,29	11,88	20,00	0,57
AKCIGER	IMRT	6,86	48,00						
MEAN									
BILATERAL	VMAT	7,71	54,00	14,79	5,09	6,38	25,85	23,00	0,85
AKCIGER	IMRT	7,29	51,00						
V5									
RING MAX	VMAT	8,00	56,00	41,40	8,87	27,90	54,73	21,00	0,65
	IMRT	7,00	49,00						
RING MEAN	VMAT	7,43	52,00	22,20	7,35	8,50	29,98	24,00	1,00
	IMRT	7,57	53,00						
RING V5	VMAT	7,64	53,50	46,68	24,11	22,42	100,00	23,50	0,90
	IMRT	7,36	51,50						
SÜRE	VMAT	7,57	53,00	702,08	223,13	363,50	1084,00	24,00	0,95
	IMRT	7,43	52,00						

Çizelge 4.6 da görüldüğü üzere 1 cm'lik tümör ve 5 cm'lik kesit alanı için Mann Whitney U testi sonucunda PTV MAX ve PTV D95'e uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

1 cm'lik tümör ve 5 cm'lik kesit alanı için BILATERAL AKCIGER MAX için uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

Çizelge 4.7: PTV ve kritik organların 3 cm'lik tümör boyutunda 1cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3.HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
PTV MAX	VMAT	76,1	77,74	76,34	79,87	79,08	76,21	78,24
	IMRT	63,7	63,61	64,57	63,03	62,72	62,81	62,9
PTV D95	VMAT	59,5	58,78	59,14	61,1	59,82	60,86	59,17
	IMRT	59,9	60	58,88	60	59,9	60,14	60,1
KOSTA MAX	VMAT	57	1,21	2,53	71,21	0,3	0,16	8,17
	IMRT	56,1	1,32	2,65	62	0,32	0,16	9,04
KOSTA MEAN	VMAT	10,5	0,27	0,21	8,62	0,11	0,1	0,73
	IMRT	11	0,29	0,19	9,06	0,12	0,1	0,85
KOSTA V5	VMAT	66,3	0,71	0,42	35,24	0,2	0,13	3,54
	IMRT	73,8	0,76	0,39	38,66	0,21	0,13	4,16
KALP MAX	VMAT	17	13,74	36,54	0,25	21,7	22,21	50,07

Çizelge 4.7: (devamı) PTV ve kritik organların 3 cm'lik tümör boyutunda 1cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3 .HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
KALP MEAN	IMRT	18,4	14,24	40,64	0,27	23,02	22,08	51,96
	VMAT	1,09	3,61	4,11	0,09	1,97	3,65	3,25
KALP V5	IMRT	1,37	3,86	4,03	0,1	1,98	3,6	3,58
	VMAT	7,8	9,52	16,48	0,17	9,78	10,95	13,17
OZAFAGUS	IMRT	9,2	10,14	16,42	0,18	9,93	10,8	14,08
	VMAT	7,33	14,15	12,42	16,04	17,08	14,86	23,09
OZAFAGUS MEAN	IMRT	10	14,26	8,17	16,28	16,64	14,01	23,44
	VMAT	1,24	1,73	1,09	0,97	1,03	2,01	1,93
OZAFAGUS V5	IMRT	1,62	1,8	0,75	1,04	1,04	1,98	2,05
	VMAT	13,2	11,83	8,89	8,09	8,49	12,31	16,61
MEDULLA MAX	IMRT	15,6	12,68	5,35	9,41	8,66	11,77	17,77
	VMAT	6,9	14,29	11,21	11,01	15,11	16,98	13,77
MEDULLA MEAN	IMRT	7,9	14,56	10,05	10,93	15,09	17,28	13,86
	VMAT	0,52	1,15	0,76	0,79	0,85	1,21	0,71
MEDULLA V5	IMRT	0,6	1,25	0,57	0,82	0,92	1,28	0,74
	VMAT	4,8	10,95	6,53	6,41	6,26	11,54	4,95
BİLATERAL AKC	IMRT	6	11,32	4,21	6,79	7,84	12,49	5,74
	VMAT	76,1	77,74	76,34	79,87	79,08	76,21	78,24
BİLATERAL AKC MEAN	IMRT	63,7	63,61	64,57	63,03	62,72	62,81	62,9
	VMAT	3,6	2,63	3,46	1,13	2,49	3,64	2,6
BİLATERAL AKC V5	IMRT	4,25	2,8	3,66	1,18	2,59	3,74	2,79
	VMAT	16,2	10,36	17,34	4,06	12,37	18,79	12,47
RING MAX	IMRT	21,8	10,97	18,95	4,69	13	19,41	13,05
	VMAT	33,5	28,94	38,22	31,29	32,51	29,17	27,55
RING MEAN	IMRT	31,5	29,66	44,85	34,02	31,93	29,7	28,52
	VMAT	12,8	12,6	18,32	10,24	10,29	13,4	10,2
RING V5	IMRT	15,4	13,69	19,5	11,07	11,05	13,92	11,24
	VMAT	67,5	26,9	33,9	28,78	28,2	27,45	25,19
SÜRE	IMRT	74,06	28,02	35,5	29,65	28,43	27,41	26,18
	VMAT	1740,6	1682,2	1844,2	989,5	1094,3	1397	925,4
	IMRT	2339,5	1913,4	1941,8	1195,6	1126	1759	1155,7

Çizelge 4.8: PTV, kritik organlar ve sürenin 3 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
PTV MAX	VMAT	21	32,00	70,49	7,51	62,72	79,87	0,00	0,002
	IMRT	21	11,00						
PTV D95	VMAT	6,57	46,00	59,81	0,68	58,78	61,10	18,00	0,41
	IMRT	8,43	59,00						
KOSTA MAX	VMAT	7,36	51,50	19,44	27,99	0,16	71,21	23,50	0,90
	IMRT	7,64	53,50						
KOSTA MEAN	VMAT	7,21	50,50	3,01	4,49	0,10	11,00	22,50	0,80
	IMRT	7,79	54,50						
KOSTA V5	VMAT	7,21	50,50	16,05	26,32	0,13	73,80	22,50	0,80
	IMRT	7,79	54,50						
KALP MAX	VMAT	7,00	49,00	23,72	15,97	0,25	51,96	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
KALP MEAN	VMAT	7,29	51,00	2,59	1,46	0,09	4,11	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
KALP V5	VMAT	7,14	50,00	9,90	4,88	0,17	16,48	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
OZAFAGUS MAX	VMAT	7,57	53,00	14,84	4,69	7,33	23,44	24,00	0,95
	IMRT	7,43	52,00						
OZAFAGUS MEAN	VMAT	7,29	51,00	1,45	0,47	0,75	2,05	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
OZAFAGUS V5	VMAT	7,29	51,00	11,48	3,56	5,35	17,77	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
MEDULLA MAX	VMAT	7,57	53,00	12,78	3,18	6,90	17,28	24,00	0,95
	IMRT	7,43	52,00						
MEDULLA MEAN	VMAT	7,14	50,00	0,87	0,26	0,52	1,28	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
MEDULLA V5	VMAT	7,14	50,00	7,56	2,80	4,21	12,49	22,00	0,75

Çizelge 4.8: (devamı) PTV, kritik organlar ve sürenin 3 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
	IMRT	7,86	55,00						
BILATERAL	VMAT	11,00	77,00	70,49	7,51	62,72	79,87	0,00	0,00
AKCIGER MAX	IMRT	4,00	28,00						
BILATERAL	VMAT	6,43	45,00	2,90	0,92	1,13	4,25	17,00	0,34
AKCIGER	IMRT	8,57	60,00						
MEAN									
BILATERAL	VMAT	6,43	45,00	13,82	5,32	4,06	21,80	17,00	0,34
AKCIGER V5	IMRT	8,57	60,00						
RING MAX	VMAT	7,00	49,00	32,24	4,56	27,55	44,85	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
RING MEAN	VMAT	6,14	43,00	13,12	2,92	10,20	19,50	15,00	0,22
	IMRT	8,86	62,00						
RING V5	VMAT	7,00	49,00	34,80	15,55	25,19	74,06	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
SÜRE	VMAT	5,86	41,00	1507,44	435,34	925,40	2339,50	13,00	0,14
	IMRT	9,14	64,00						

Çizelge 4.8 de görüldüğü üzere 3 cm'lik tümör ve 1 cm'lik kesit alanı için Mann Whitney U testi sonucunda PTV MAX için VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

3 cm'lik tümör ve 1 cm'lik kesit alanı için BILATERAL AKCIGER MAX için uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

Çizelge 4.9: PTV ve kritik organların 3 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3 .HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
PTV MAX	VMAT	77,4	77,31	75,83	78,62	77,74	76,35	77,89
	IMRT	63,7	65,64	64,55	64,76	61,45	62,74	63,38
PTV D95	VMAT	59,2	60,35	62,44	60,93	62,22	59,35	59,47
	IMRT	59,9	58,96	59,61	60	60	59,55	60,01
KOSTA MAX	VMAT	53,6	3,89	5,44	70,44	0,55	0,18	9,8
	IMRT	56,7	4,36	6,68	64,44	0,61	0,21	10,65
KOSTA	VMAT	11,6	0,41	0,54	13,19	0,19	0,1	1,62
	IMRT	13,07	0,4	0,35	13,2	13,07	0,14	1,8
KOSTA V5	VMAT	80,2	1,14	2,27	41,83	0,33	0,14	5,32
	IMRT	93,5	1,12	1,23	41,28	0,37	0,18	5,78
KALP MAX	VMAT	17,5	13,76	33,52	0,42	22,54	21,36	49,64
	IMRT	18,4	11,46	42,08	0,44	24,38	21,13	55,55
KALP MEAN	VMAT	1,56	4,57	5,4	0,15	3,06	3,66	4,85
	IMRT	1,56	3,46	4,58	0,16	3,19	4,57	5,29
KALP V5	VMAT	12,1	9,66	16,85	0,27	11,16	10,7	14,84
	IMRT	14,2	7,61	17,02	0,29	11,78	11,03	15,96
OZAFAGUS	VMAT	7,99	14,14	11,07	14,91	17,42	13,25	23,16
	IMRT	9,54	10,21	2,69	14,96	17,77	13,56	24,37
OZAFAGUS	VMAT	1,57	2,24	1,56	1,46	1,7	1,96	3
	IMRT	1,95	1,59	0,47	1,49	1,88	2,56	3,18
OZAFAGUS	VMAT	15	11,88	9,1	10,72	11,65	11,29	18,2
	IMRT	18,3	8,58	1,79	10,88	12,59	11,61	19,15
MEDULLA	VMAT	6,7	14,28	10,65	10,21	15,83	16,91	13,81
	IMRT	7,3	15,1	5,94	10,87	15,24	16,77	14,5
MEDULLA	VMAT	0,63	1,55	1,08	1,23	1,48	1,31	1,08
	IMRT	0,77	1,77	0,45	1,27	1,52	1,76	1,17
MEDULLAV5	VMAT	5,2	11,1	2,27	7,81	10,83	12,55	9,17

Çizelge 4.9: (devamı) PTV ve kritik organların 3 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3 .HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
	IMRT	6,9	12,27	2,89	8,28	10,9	13,1	9,86
BİLATERAL AKC	VMAT	77,4	77,31	75,83	78,62	61,45	76,35	77,89
	IMRT	63,7	65,64	64,55	64,76	61,45	62,74	63,38
BİLATERAL AKC MEAN	VMAT	4,41	3,44	4,96	1,78	4,15	3,79	3,74
	IMRT	5,35	3,27	5,07	1,82	4,41	5,14	4,08
BİLATERAL AKC V5	VMAT	21,1	14,24	22,86	7,69	19,46	19,72	15,26
	IMRT	27,8	14,65	24,74	8,36	20,67	24,06	16,63
RİNG MAX	VMAT	29,9	28,433	38,93	30,32	33,62	29,28	27,79
	IMRT	30,8	32,02	47,33	34,12	34,11	30,07	30,67
“RİNG MEAN	VMAT	16,69	18,39	30,01	21,8	23,4	14,1	18,01
	IMRT	21,1	17,86	29,74	22,01	25,36	21,16	20,04
RİNG V5	VMAT	100	27,19	36,13	27,72	30,08	27,24	26,01
	IMRT	100	28,47	40,18	29,05	30,69	28,22	27,94
SÜRE	VMAT	763,5	787,4	807,3	689,2	601,8	831,8	565,4
	VMAT	1129,4	952,8	991,2	681,4	717,8	742,4	591,7

Çizelge 4.10: PTV, kritik organlar ve sürenin 3 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
PTV MAX	VMAT	11,00	77,00	70,53	7,13	61,45	78,62	0,00	0,002
	IMRT	4,00	28,00						
PTV D95	VMAT	8,43	59,00	60,14	1,05	58,96	62,44	18,00	0,41
	IMRT	6,57	46,00						
KOSTA MAX	VMAT	7,14	50,00	20,54	27,20	0,18	70,44	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
KOSTA MEAN	VMAT	6,86	48,00	4,98	6,10	0,10	13,20	20,00	0,56
	IMRT	8,14	57,00						
KOSTA V5	VMAT	7,43	52,00	19,62	32,00	0,14	93,50	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
KALP MAX	VMAT	7,29	51,00	23,73	16,49	0,42	55,55	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
KALP MEAN	VMAT	7,50	52,50	3,31	1,77	0,15	5,40	24,50	1,00
	IMRT	7,50	52,50						
KALP V5	VMAT	7,14	50,00	10,96	5,30	0,27	17,02	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
OZAFAGUS MAX	VMAT	7,71	54,00	13,93	5,73	2,69	24,37	23,00	0,85
	IMRT	7,29	51,00						
OZAFAGUS MEAN	VMAT	7,43	52,00	1,90	0,69	0,47	3,18	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
OZAFAGUS V5	VMAT	7,57	53,00	12,20	4,52	1,79	19,15	24,00	0,95
	IMRT	7,43	52,00						
MEDULLA MAX	VMAT	7,43	52,00	12,44	3,79	5,94	16,91	52,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
MEDULLA MEAN	VMAT	7,00	49,00	1,22	0,40	0,45	1,77	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
MEDULLA V5	VMAT	7,00	49,00	8,80	3,45	2,27	13,10	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
BILATERAL AKCİGER MAX	VMAT	11,00	77,00	70,53	7,13	61,45	78,62	0,00	0,00
	IMRT	4,00	28,00						
BILATERAL AKCİGER MEAN	VMAT	6,36	44,50	3,96	1,12	1,78	5,35	16,50	0,31
	IMRT	8,64	60,50						
BILATERAL AKCİGER V5	VMAT	6,43	45,00	18,37	5,92	7,69	27,80	17,00	0,34
	IMRT	8,57	60,00						
RİNG MAX	VMAT	5,57	39,00	32,67	5,12	27,79	47,33	11,00	0,08
	IMRT	9,43	66,00						
RİNG MEAN	VMAT	6,57	46,00	21,41	4,59	14,10	30,01	18,00	0,41
	IMRT	8,43	59,00						
RİNG V5	VMAT	6,21	43,50	39,92	25,74	26,01	100,00	15,50	0,25
	IMRT	8,79	61,50						
SÜRE	VMAT	6,71	47,00	775,22	160,89	565,40	1129,40	19,00	0,48
	IMRT	8,29	58,00						

Çizelge 4.10 da görüldüğü üzere 3 cm'lik tümör ve 2,5 cm'lik kesit alanı için Mann Whitney U testi sonucunda PTV MAX için VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

3 cm'lik tümör ve 2,5 cm'lik kesit alanı için BİLATERAL AKCİGER MAX için uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

Çizelge 4.11: PTV ve kritik organların 3 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3 .HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
PTV MAX	VMAT	76	77,4	78,57	78,81	77,16	76,1	77,52
	IMRT	63,7	6,764	63,52	63,14	62,18	64,8	64,74
PTV D95	VMAT	59,2	60,44	58,7	59,7	62,51	60,94	56,81
	IMRT	59,8	60,14	59,41	59,97	60,02	60	60,1
KOSTA MAX	VMAT	59,5	18,41	6,58	70,5	1,87	0,18	9,51
	IMRT	57,09	21,84	6,35	62,51	2,17	0,29	10,5
KOSTA	VMAT	12,6	1,56	1,11	17,7	12,6	0,11	2,65
MEAN	IMRT	14,25	1,86	1,04	19,15	14,25	0,19	3,23
KOSTA V5	VMAT	92,3	7,84	3,77	44,15	0,72	0,15	6,28
	IMRT	100	9,22	3,96	48,57	0,87	0,25	6,91
KALP MAX	VMAT	16,1	13,51	32,87	0,78	19,94	21,94	40,27
	IMRT	18,02	13,88	36,39	0,8	20,4	19,48	53,35
KALP MEAN	VMAT	2,27	5,69	7,02	0,26	4,54	3,97	5,87
	IMRT	3,08	6,05	7,1	0,27	4,63	4,96	7,36
KALP V5	VMAT	18,2	9,01	16,84	0,49	11,16	11,09	14,14
	IMRT	24,6	10,56	17,79	0,51	11,5	10,08	17,69
OZAFAGUS	VMAT	8,54	13,83	7,46	14,36	16,9	13,17	20,94
	IMRT	9,47	14,51	5,29	16,02	16,9	10,55	24,4
OZAFAGUS	VMAT	2,07	3,18	1,84	2,28	2,86	2,1	4,15
	MEAN	IMRT	2,57	3,45	1,38	2,48	2,97	2,93
OZAFAGUS	VMAT	18,7	11,84	6,4	11,23	12,44	11,38	16,63
	V5	IMRT	23,9	12,48	4,58	12,47	12,64	9,2
MEDULLA V5	VMAT	6,4	13,82	8,45	10,06	16,82	17,43	12,7
	IMRT	7,05	14,14	8,24	11,03	16,05	17,76	12,7
MEDULLA	VMAT	0,82	2,18	1,26	1,98	2,63	1,42	1,47
	MEAN	IMRT	1,05	2,45	1,13	2,06	2,55	2,87
MEDULLA V5	VMAT	6	11,13	6,35	8,41	13,21	13,21	9,57
	IMRT	8,7	11,82	5,35	9	12,61	13,88	10,88
BİLATERAL	VMAT	76	77,4	78,57	63,16	77,16	76,1	77,52
	AKC	IMRT	63,72	64,76	63,52	63,16	62,18	64,8
BİLATERAL	VMAT	5,56	4,83	7,09	2,96	6,93	4,11	4,9
	AKC MEAN	IMRT	7,12	5,31	7,46	3,01	6,9	6,76
BİLATERAL	VMAT	26,9	20,02	27,7	17,27	26,58	21,15	17,24
	AKC V5	IMRT	37,1	22,57	29,34	17,79	26,52	27,39
RING MAX	VMAT	29,8	37,75	56,35	51,91	56,49	30,31	38,9
	IMRT	35	40,38	52,79	45,84	43,84	35,84	38,9
RING MEAN	VMAT	21,86	26,06	36,63	31,62	34,58	15,52	23,65
	IMRT	27,4	28,36	36,85	33,22	33,45	26,3	28,32
RING V5	VMAT	100	35,58	53,15	49,02	52,48	28,32	34,86
	IMRT	100	38,31	48,73	42,48	43,25	33,17	37,05
SÜRE	VMAT	427,9	651,4	631,4	552,7	513	670,9	444,2
	IMRT	739,5	542,8	757,1	562,8	533	570,5	326,5

Çizelge 4.12: PTV, kritik organlar ve sürenin 3 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
PTV MAX	VMAT	11,00	77,00	66,46	18,51	6,76	78,81	0,00	,002
	IMRT	4,00	28,00						
PTV D95	VMAT	7,14	50,00	59,84	1,24	56,81	62,51	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
KOSTA MAX	VMAT	7,43	52,00	23,38	26,51	0,18	70,50	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
KOSTA MEAN	VMAT	7,00	49,00	7,31	7,24	0,11	19,15	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
KOSTA V5	VMAT	7,00	49,00	23,21	34,58	0,15	100,00	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
KALP MAX	VMAT	7,29	51,00	21,98	14,53	0,78	53,35	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
KALP MEAN	VMAT	6,57	46,00	4,51	2,33	0,26	7,36	18,00	0,41
	IMRT	8,43	59,00						
KALP V5	VMAT	7,00	49,00	12,40	6,62	0,49	24,60	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
OZAFAGUS MAX	VMAT	7,21	50,50	13,74	5,25	5,29	24,40	22,50	0,80
	IMRT	7,79	54,50						
OZAFAGUS MEAN	VMAT	6,71	47,00	13,14	5,19	4,58	23,90	19,00	0,48
	IMRT	8,29	58,00						
OZAFAGUS V5	VMAT	7,14	50,00	12,45	3,93	6,40	17,76	50,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
MEDULLA MAX	VMAT	6,71	47,00	1,83	0,65	0,82	2,87	19,00	0,48
	IMRT	8,29	58,00						
MEDULLA MEAN	VMAT	6,71	47,00	1,83	0,65	0,82	2,87	19,00	0,48
	IMRT	8,29	58,00						
MEDULLA V5	VMAT	7,14	50,00	10,01	2,83	5,35	13,88	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
BILATERAL AKCIGER MAX	VMAT	11,00	77,00	70,60	7,09	62,18	78,81	0,00	0,00
	IMRT	4,00	28,00						
BILATERAL AKCIGER MEAN	VMAT	6,14	43,00	5,63	1,52	2,96	7,46	15,00	0,22
	IMRT	8,86	62,00						
BILATERAL AKCIGER V5	VMAT	6,43	45,00	24,09	5,69	17,24	37,10	17,00	0,34
	IMRT	8,57	60,00						
RING MAX	VMAT	7,43	52,00	42,55	8,99	29,80	56,49	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
RING MEAN	VMAT	6,29	44,00	28,84	6,05	15,52	36,85	16,00	0,28
	IMRT	8,71	61,00						
RING V5	VMAT	7,79	54,50	49,74	22,56	28,32	100,00	22,50	0,80
	IMRT	7,21	50,50						
SÜRE	VMAT	7,00	49,00	565,98	119,33	326,50	757,10	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						

Çizelge 4.12 de görüldüğü üzere 3 cm'lik tümör ve 5 cm'lik kesit alanı için Mann Whitney U testi sonucunda PTV MAX için VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

3 cm'lik tümör ve 5 cm'lik kesit alanı için BILATERAL AKCIGER MAX için uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

Çizelge 4.13: PTV ve kritik organların 5 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3 .HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
PTV MAX	VMAT	79,21	77,85	78,02	78,81	79,31	76,4	77,47
	IMRT	64,3	63,14	69,79	62,78	64	63,67	63,59
PTV D95	VMAT	58,2	58,71	58,03	57,55	57,5	60,12	57,96
	IMRT	59,7	60,14	60	60	60	60,11	60,05
KOSTA MAX	VMAT	62,3	4,62	7,35	75,82	0,37	0,27	14,13
	IMRT	62,25	5,39	8,95	62,4	0,4	0,26	16,38
KOSTA MEAN	VMAT	18,4	0,6	0,43	11,89	0,13	0,19	2,55
KOSTA V5	VMAT	100	1,62	0,88	49,93	0,23	0,25	8,38
	IMRT	100	1,75	1,02	53,71	0,24	0,23	10,09
KALP MAX	VMAT	26,1	20,77	55,55	0,36	39,18	31,28	62,92
	IMRT	27,8	21,91	59,59	0,39	41,36	34,65	61,71
KALP MEAN	VMAT	2,77	7,35	6,51	0,13	2,39	6,76	8,15
	IMRT	2,93	7,89	6,94	0,14	2,58	6,59	8,47
KALP V5	VMAT	18,3	14,91	22,25	0,23	11,85	16,45	24,73
	IMRT	17,7	15,72	24,1	0,25	13,15	16,57	24,99
OZAFAGUS	VMAT	12,8	20,72	16,33	21,08	21,73	20,16	35,11
	IMRT	16,06	21,32	15,18	21,75	23,57	17,75	37,39
OZAFAGUS MEAN	VMAT	2,85	3,51	1,87	1,36	1,2	3,74	4,6
	IMRT	3,16	3,92	1,82	1,42	1,32	3,13	5,18
OZAFAGUS V5	VMAT	22,8	17,41	13,34	11,87	9,54	16,95	27,73
	IMRT	23,4	18,66	12,76	13,09	10,8	14,57	30,4
MEDULLA MAX	VMAT	9,1	19,25	12,73	14,95	18,21	22,21	18,99
	IMRT	10,25	18,94	11,19	15,48	18,47	20,42	19,71
MEDULLA MEAN	VMAT	1,06	2,34	1,1	1,16	0,91	2,17	1,6
	IMRT	1,15	2,47	0,96	1,28	0,93	1,88	1,82
MEDULLA V5	VMAT	10,1	15,94	8,66	9,52	30,66	16,66	14,54
	IMRT	10,6	16,21	7,36	11	6,65	14,68	16,63
BİLATERAL AKC	VMAT	79,2	77,85	78,02	78,81	79,31	76,4	77,47
	IMRT	64,3	63,14	64,79	62,78	64	63,67	63,59
BİLATERAL AKC MEAN	VMAT	7,21	5,26	5,38	1,5	3,33	6,67	5,83
	IMRT	7,9	5,51	5,65	1,6	3,46	6,46	6,25
BİLATERAL AKC V5	VMAT	38,8	23,78	24,49	5,56	17,99	33,79	25,07
	IMRT	39,6	24,97	29,41	6,64	18,92	33,38	25,49
RING MAX	VMAT	31,6	33,54	44,21	32,69	44,45	33,3	34,13
	IMRT	36	33,51	49,72	34,95	45	35,47	33,74
RING MEAN	VMAT	14,8	16,01	25,11	9,48	9	17,38	14,83
	IMRT	16,45	17,29	26,67	10,58	9,73	16,8	16,14
RING V5	VMAT	74,2	30,87	37,09	29,91	30,99	5,45	30,87
	IMRT	75,6	31,67	39,67	31,6	32,11	31,96	31,89
SÜRE	VMAT	2403,6	2115,6	1849,6	943,7	1003,7	1850	1760
	IMRT	3036,6	2182,6	1917,4	1198,1	1090,6	2334	1564,7

Çizelge 4.14: PTV, kritik organlar ve sürenin 5 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
PTV MAX	VMAT	11,00	77,00	71,31	7,32	62,78	79,31	0,00	0,002
	IMRT	4,00	28,00						
PTV D95	VMAT	4,86	34,00	59,15	1,08	57,50	60,14	6,00	0,02
	IMRT	10,14	71,00						
KOSTA MAX	VMAT	7,43	52,00	22,92	28,68	0,26	75,82	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
KOSTA MEAN	VMAT	7,29	51,00	4,97	7,05	0,13	18,40	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
KOSTA V5	VMAT	7,29	51,00	23,45	37,06	0,23	100,00	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
KALP MAX	VMAT	7,14	50,00	34,54	20,55	0,36	62,92	22,00	0,75

Çizelge 4.14: (devamı) PTV, kritik organlar ve sürenin 5 cm'lik tümör boyutunda 1 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
	IMRT	7,86	55,00						
KALP MEAN	VMAT	7,00	49,00	4,97	3,00	0,13	8,47	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
KALP V5	VMAT	7,14	50,00	15,80	7,81	0,23	24,99	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
OZAFAGUS	VMAT	7,00	49,00	21,50	6,97	12,80	37,39	21,00	0,65
MAX	IMRT	8,00	56,00						
OZAFAGUS	VMAT	7,29	51,00	2,79	1,31	1,20	5,18	23,00	0,85
MEAN	IMRT	7,71	54,00						
OZAFAGUS V5	VMAT	7,29	51,00	17,38	6,46	9,54	30,40	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
MEDULLA	VMAT	7,43	52,00	16,42	4,15	9,10	22,21	24,00	0,95
MAX	IMRT	7,57	53,00						
MEDULLA	VMAT	7,29	51,00	1,49	0,55	0,91	2,47	23,00	0,85
MEAN	IMRT	7,71	54,00						
MEDULLA V5	VMAT	8,14	57,00	13,52	6,08	6,65	30,66	20,00	0,57
	IMRT	6,86	48,00						
BILATERAL	VMAT	11,00	77,00	70,95	7,52	62,78	79,31	0,00	0,00
AKCIGER MAX	IMRT	4,00	28,00						
BILATERAL	VMAT	7,00	49,00	5,14	1,96	1,50	7,90	21,00	0,65
AKCIGER	IMRT	8,00	56,00						
MEAN									
BILATERAL	VMAT	6,86	48,00	24,85	10,28	5,56	39,60	20,00	0,57
AKCIGER V5	IMRT	8,14	57,00						
RING MAX	VMAT	5,86	41,00	37,31	5,84	31,60	49,72	13,00	0,14
	IMRT	9,14	64,00						
RING MEAN	VMAT	6,57	46,00	15,73	5,29	9,00	26,67	18,00	0,41
	IMRT	8,43	59,00						
RING V5	VMAT	5,57	39,00	36,71	17,91	5,45	75,60	11,00	0,08
	IMRT	9,43	66,00						
SÜRE	VMAT	6,71	47,00	1803,59	603,39	943,70	3036,60	19,00	0,48
	IMRT	8,29	58,00						

Çizelge 4.14 de görüldüğü üzere 5 cm'lik tümör ve 1 cm'lik kesit alanı için Mann Whitney U testi sonucunda PTV MAX, için VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$). PTV 95 için IMRT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

5 cm'lik tümör ve 1 cm'lik kesit alanı için BILATERAL AKCIGER MAX için uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

Çizelge 4.15: PTV ve kritik organların 5 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3.HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
PTV MAX	VMAT	76,1	77,19	77,39	77,61	77,48	76,27	77,11
	IMRT	63,73	62,35	64,45	62,05	63,64	61,41	63,08
PTV D95	VMAT	58,4	59,45	58,11	57,21	60,53	60,61	57,55
	IMRT	59,8	60,13	60	60	60	60,18	60,02
KOSTA MAX	VMAT	67,7	20,91	7,87	75,67	0,69	0,35	13,92
	IMRT	62,95	24,03	8,78	61,69	0,69	0,38	16,66
KOSTA MEAN	VMAT	19,2	1,27	0,88	17,23	0,24	0,24	3,23
	IMRT	19,66	1,38	1	20,03	0,23	0,25	4,02
KOSTA V5	VMAT	100	5,2	3,9	52,89	0,41	0,32	8,87
	IMRT	100	5,59	4,35	57,43	0,42	0,34	11,31
KALP MAX	VMAT	25,1	21,11	51	0,54	35,06	31,26	63,29
	IMRT	27,52	21,3	54,48	0,66	33,33	32,99	62,1
KALP MEAN	VMAT	3,6	8,44	7,56	0,2	4	7,96	9,69
	IMRT	3,7	8,84	7,62	0,24	3,36	8,11	10,76
KALP V5	VMAT	25,3	15,29	22,26	0,36	14,77	16,98	25,65
	IMRT	24,3	15,68	22,28	0,43	13,12	17,15	27,85
OZAFAGUS	VMAT	12,7	20,8	15,79	19,35	23,26	20,27	33,9
	IMRT	14,7	20,59	13,86	21,87	21,46	20,67	37,75
OZAFAGUS MEAN	VMAT	3,34	4,24	2,45	1,92	2,17	4,6	5,61
	IMRT	3,63	4,48	2,15	2,42	1,94	4,83	7,02
OZAFAGUS V5	VMAT	27,4	17,89	13,22	13,99	14,93	17,43	27,18
	IMRT	27,6	17,95	11,07	16,84	12,78	17,78	31,73
MEDULLA MAX	VMAT	9,6	19,34	10,95	14,26	19,15	22,26	18,86
	IMRT	10,26	18,97	9,87	15,81	18,69	22,79	20,02
MEDULLA MEAN	VMAT	1,3	2,82	1,34	1,72	1,74	2,66	1,93
	IMRT	1,41	2,72	1,26	2,11	1,67	2,86	2,44
MEDULLA V5	VMAT	12	16,32	8,65	10,98	12,43	17,48	14,66
	IMRT	12,9	16,17	7,37	12,78	11,84	18,08	17,59
BİLATERAL AKC	VMAT	76,1	77,19	77,39	77,61	77,48	76,27	77,11
	IMRT	63,73	62,35	64,45	62,05	63,64	61,41	63,08
BİLATERAL AKC MEAN	VMAT	8,55	6,33	6,88	2,22	27,88	8,26	6,89
	IMRT	9,24	6,6	7,38	2,55	28,62	8,62	7,99
BİLATERAL AKC V5	VMAT	45,6	28,42	31,81	10,33	27,88	37,91	27,36
	IMRT	47,3	30,99	34,8	12,39	28,62	40,35	31,09
RING MAX	VMAT	31,2	33,69	44,15	31,81	39,88	33,58	34,39
	IMRT	35,5	33,14	49,82	35,05	43,47	34,84	34,15
RING MEAN	VMAT	19,6	21,71	34,89	21,27	23,68	23,64	20,25
	IMRT	21,5	23,46	38,27	26,4	24,15	25,37	25,18
RING V5	VMAT	74,7	31,25	42,41	29,39	33,35	31,68	30,93
	IMRT	100	31,48	47,02	32,79	34,64	32,67	32,54
SÜRE	VMAT	1058,4	958,8	901,1	652,2	627,1	897,3	758,2
	IMRT	1354,8	1021,6	992,4	573,8	660,2	999,7	713,2

Çizelge 4.16: PTV, kritik organlar ve sürenin 5 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
PTV MAX	VMAT	11,00	77,00	69,99	7,34	61,41	77,61	0,00	0,002
	IMRT	4,00	28,00						
PTV D95	VMAT	6,00	42,00	59,43	1,12	57,21	60,61	14,00	0,18
	IMRT	9,00	63,00						
KOSTA MAX	VMAT	7,50	52,50	25,88	28,19	0,35	75,67	24,50	1,00
	IMRT	7,50	52,50						
KOSTA MEAN	VMAT	7,00	49,00	6,35	8,42	0,23	20,03	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
KOSTA V5	VMAT	7,07	49,50	25,07	36,79	0,32	100,00	21,50	0,70
	IMRT	7,93	55,50						
KALP MAX	VMAT	7,29	51,00	32,84	19,66	0,54	63,29	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
KALP MEAN	VMAT	7,29	51,00	6,01	3,42	0,20	10,76	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
KALP V5	VMAT	7,29	51,00	17,24	8,53	0,36	27,85	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
OZAFAGUS MAX	VMAT	7,14	50,00	21,21	7,03	12,70	37,75	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						

Çizelge 4.16: (devamı) PTV, kritik organlar ve sürenin 5 cm'lik tümör boyutunda 2,5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
OZAFAGUS MEAN	VMAT	7,29	51,00	3,63	1,57	1,92	7,02	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
OZAFAGUS V5	VMAT	7,29	51,00	19,13	6,57	11,07	31,73	23,00	0,85
	IMRT	7,71	54,00						
MEDULLA MAX	VMAT	7,43	52,00	16,49	4,67	9,60	22,79	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
MEDULLAMEAN	VMAT	7,14	50,00	2,00	0,60	1,26	2,86	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
MEDULLAV5	VMAT	6,86	48,00	13,52	3,33	7,37	18,08	20,00	0,57
	IMRT	8,14	57,00						
BILATERAL	VMAT	11,00	77,00	69,99	7,34	61,41	77,61	0,00	0,00
AKCIGER MAX	IMRT	4,00	28,00						
BILATERAL	VMAT	6,71	47,00	9,86	8,06	2,22	28,62	19,00	0,48
	AKCIGER MEAN	IMRT	8,29	58,00					
BILATERAL	VMAT	6,57	46,00	31,06	10,52	10,33	47,30	18,00	0,41
	AKCIGER V5	IMRT	8,43	59,00					
RING MAX	VMAT	6,14	43,00	36,76	5,47	31,20	49,82	15,00	0,22
	IMRT	8,86	62,00						
RING MEAN	VMAT	5,57	39,00	24,96	5,35	19,60	38,27	11,00	0,08
	IMRT	9,43	66,00						
RING V5	VMAT	6,29	44,00	41,78	20,50	29,39	100,00	16,00	0,28
	IMRT	8,71	61,00						
SÜRE	VMAT	7,43	52,00	1485,57	2341,94	573,80	9588,00	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						

Çizelge 4.16'da görüldüğü üzere 5 cm'lik tümör ve 2,5 cm'lik kesit alanı için Mann Whitney U testi sonucunda PTV MAX için VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

5 cm'lik tümör ve 2,5 cm'lik kesit alanı için BILATERAL AKCIGER MAX için uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

Çizelge 4.17: PTV ve kritik organların 5 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3.HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
PTV MAX	VMAT	75,9	77,35	77,18	77,94	77,12	76,22	77,05
	IMRT	64,65	62,48	63,44	63,04	61,79	63,95	63,73
PTV D95	VMAT	57,1	60,82	57,59	53,05	59,46	56,18	57,07
	IMRT	59,7	60,01	59,99	60,15	60	59,45	59,36
KOSTA MAX	VMAT	69,6	36,65	8,23	72,86	1,66	0,39	13,92
	IMRT	63,13	42,36	9,03	62,98	3,14	0,44	16,91
KOSTA MEAN	VMAT	19,4	3,61	1,73	22,39	0,4	0,28	4,59
	IMRT	19,4	4,75	2,31	25,77	0,57	0,3	6,25
KOSTA V5	VMAT	100	18,17	5,36	52,64	0,77	0,36	9,53
	IMRT	100	23,29	6,86	57,38	1,29	0,39	11,82
KALP MAX	VMAT	25,6	21,17	47,71	1	31,75	28,62	62,74
	IMRT	28,05	22,61	53,54	1,1	38,14	31,29	62,41
KALP MEAN	VMAT	4,7	9,5	9,2	0,33	5,8	8,41	10,95
	IMRT	5,28	10,33	10,94	0,37	7,12	8,3	13,48
KALP V5	VMAT	35,1	15,55	22,56	0,63	14,43	16,38	25,52
	IMRT	37,4	16,46	25,35	0,68	17,92	16,69	29,87
ÖZAFAGUS	VMAT	12,9	20,55	15,07	17,93	23,63	16,37	31,95
	IMRT	15,38	21,3	15,09	21,08	26,68	15,65	38,06

Çizelge 4.17: (devamı) PTV ve kritik organların 5 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerleri

DOZ(Gy)	Tedavi Teknikleri	1.HASTA	2.HASTA	3.HASTA	4.HASTA	5.HASTA	6.HASTA	7.HASTA
OZAFAGUS	VMAT	3,9	5,57	3,5	2,92	3,54	4,47	7,25
MEAN	IMRT	4,75	6,45	4,06	3,41	4,51	4,51	10,45
OZAFAGUS	VMAT	32,7	17,84	12,86	14,44	15,75	13,64	26
V5	IMRT	36,5	19,98	12,76	16,49	19,13	13,16	32,16
SPİNAL	VMAT	10	19,27	8,99	13,27	20,71	17,5	18,66
KORD	IMRT	11,16	19,49	1,73	15,21	22,19	19,48	20,34
SPİNAL	VMAT	1,5	3,66	1,57	2,62	2,84	2,53	2,49
KORD MEAN	IMRT	1,93	3,97	2,22	3,05	3,51	2,82	3,42
SPİNAL	VMAT	14,1	16,5	7,52	77,94	14,26	13,89	15,09
KORDV5	IMRT	17,5	16,76	9,95	63,04	17,27	14,92	18,2
BİLATERAL	VMAT	75,9	77,35	77,18	77,94	77,12	76,22	77,05
AKC	IMRT	64,63	62,48	63,44	63,04	61,99	63,95	63,73
BİLATERAL	VMAT	9,5	8,05	9,06	3,68	9,1	9,09	8,54
AKC MEAN	IMRT	11,35	8,73	10,49	6,37	9,78	9,93	10,58
BİLATERAL	VMAT	51,8	35,44	35,97	22,57	38,01	37,3	30,32
AKC V5	IMRT	60,76	39,12	40,71	38,68	39,39	41,03	35,73
RİNG MAX	VMAT	30,7	33,91	57,17	51,96	58,94	33,68	35,12
	IMRT	36	38,75	55,8	47,7	43,89	37,06	41,05
RİNG MEAN	VMAT	23	29,46	39,78	32,89	37,75	26,14	26,86
	IMRT	27,9	32,78	39,78	36,46	38,18	28,92	33,84
RİNG V5	VMAT	100	33,13	54,12	49,8	57,09	31,04	33,49
	IMRT	100	37,46	54,11	46,83	43	34,83	38,55
SÜRE	VMAT	552,9	733,5	619,3	505,4	610,8	629,3	538,8
	IMRT	809,3	581,2	669,1	434	526,8	670,6	456,4

Çizelge 4.18: PTV, kritik organlar ve sürenin 5 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
PTV MAX	VMAT	11,00	77,00	70,13	7,14	61,79	77,94	0,00	0,00
	IMRT	4,00	28,00						
PTV D95	VMAT	5,29	37,00	58,57	2,13	53,05	60,82	9,00	0,05
	IMRT	9,71	68,00						
KOSTA MAX	VMAT	7,43	52,00	28,66	28,26	0,39	72,86	24,00	0,95
	IMRT	7,57	53,00						
KOSTA MEAN	VMAT	6,93	48,50	7,98	9,33	0,28	25,77	20,50	0,61
	IMRT	8,07	56,50						
KOSTA V5	VMAT	7,07	49,50	27,70	35,63	0,36	100,00	21,50	0,70
	IMRT	7,93	55,50						
KALP MAX	VMAT	7,14	50,00	32,55	19,22	1,00	62,74	22,00	0,75
	IMRT	7,86	55,00						
KALP MEAN	VMAT	7,00	49,00	7,48	3,86	0,33	13,48	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
KALP V5	VMAT	6,57	46,00	19,61	10,86	0,63	37,40	18,00	0,41
	IMRT	8,43	59,00						
OZAFAGUS	VMAT	6,86	48,00	20,83	7,22	12,90	38,06	20,00	0,57
MAX	IMRT	8,14	57,00						
OZAFAGUS	VMAT	6,29	44,00	4,95	1,99	2,92	10,45	16,00	0,28
MEAN	IMRT	8,71	61,00						
OZAFAGUS V5	VMAT	7,00	49,00	20,24	8,20	12,76	36,50	21,00	0,65
	IMRT	8,00	56,00						
SPİNAL KORD	VMAT	6,71	47,00	15,57	5,83	1,73	22,19	19,00	0,48
MAX	IMRT	8,29	58,00						
SPİNAL KORD	VMAT	6,14	43,00	2,72	0,76	1,50	3,97	15,00	0,22
MEAN	IMRT	8,86	62,00						
SPİNAL KORD	VMAT	6,00	42,00	22,64	20,69	7,52	77,94	14,00	0,18
V5	IMRT	9,00	63,00						
BİLATERAL	VMAT	11,00	77,00	70,14	7,12	61,99	77,94	0,00	0,00
AKCİGER MAX	IMRT	4,00	28,00						

Çizelge 4.18: (devamı) PTV, kritik organlar ve sürenin 5 cm'lik tümör boyutunda 5 cm jaw kullanılarak elde edilen doz değerlerinin ortalama, standart sapmaları ve p değerleri.

		MeanRank	Sum of Ranks	X	SS	Min	Max	M-U	p
BILATERAL	VMAT	5,43	38,00	8,88	1,92	3,68	11,35	10,00	0,06
AKCIGER	IMRT	9,57	67,00						
MEAN									
BILATERAL	VMAT	5,29	37,00	39,06	8,89	22,57	60,76	9,00	0,05
AKCIGER V5	IMRT	9,71	68,00						
RING MAX	VMAT	6,86	48,00	42,98	9,65	30,70	58,94	20,00	0,57
	IMRT	8,14	57,00						
RING MEAN	VMAT	6,29	44,00	32,67	5,92	23,00	43,43	16,00	0,28
	IMRT	8,71	61,00						
RING V5	VMAT	7,36	51,50	50,96	22,47	31,04	100,00	23,50	0,90
	IMRT	7,64	53,50						
SÜRE	VMAT	7,71	54,00	595,53	104,24	434,00	809,30	23,00	0,85
	IMRT	7,29	51,00						

Çizelge 4.18'de görüldüğü üzere 5 cm'lik tümör ve 5 cm'lik kesit alanında Mann Whitney U testi sonucunda PTV MAX için VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

5 cm'lik tümör ve 5 cm'lik kesit alanı için BILATERAL AKCIGER MAX için uygulanan VMAT ve IMRT teknikleri arasında VMAT lehine anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapinin amacı hedef hacme mümkün olan maksimum dozun verilebilmesi ve kritik organların korunabilmesidir. Radyoterapinin uygulanmaya başlandığı ilk günden bu yana yeni teknikler geliştirilmektedir. Radyoterapi tekniğinin gelişmiş yöntemi olan VMAT ve IMRT teknikleri, hedef üzerindeki keskin doz düşüşüyle sağlıklı dokuların çok iyi korunmasını sağlamaktadır. Bu çalışmada akciğer kanseri tanısı almış 7 hasta seçilerek tomoterapi cihazında iki farklı teknik kullanılarak elde edilen doz dağılımlarının ve çevre dozların karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bunun için her bir hastada tümör boyutları 1 cm, 3 cm ve 5 cm olarak BT görüntüleri tomoterapi planlama cihazına aktarılmıştır. Aynı zamanda tomoterapi cihazının kesit (jaw) alanı 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm olarak her bir tümör boyutunda denenip bu vakalar için hem SBRT tekniği hem de IMRT tekniği kullanılarak planlamalar yapılmıştır. Tedavi planlamalarından doz hacim histogramları elde edilmiştir ve bu histogramlardan hedef ve kritik organların aldığı dozlar ve bu dozları alan hacimleri belirlenmiştir. Çalışmanın asıl amacı; VMAT ve IMRT tekniklerinin karşılaştırılmasının sonucunda, tümöre verilen dozun hangi teknikle daha iyi sonuçlar verdiğini ve tümörün çevresinde bulunan kritik organların (kalp, kosta, medulla, özafagus, bileral akciğer) aldıkları dozlar; hangi teknikle, daha iyi sonuçlar verdiğini saptamaktır.

Çalışmada akciğer kanserli 7 tane hasta verisi kullanılarak tümör boyutları ve jaw alanları değiştirilerek, her iki teknikte de tedavi planları oluşturulmuştur. Bu tedavi planlarında, PTV'ye tanımlanan dozun %95'i sağlanırken, kritik organların da mümkün olduğunca korunması planlanmıştır. Planlamalarda; 6 MV x-ışın enerjisine sahip cihazın, SBRT ve IMRT tekniklerinde

akciğere (PTV'ye) 60 Gy/3 fraksiyon olmak üzere toplam doz tanımlanarak sanal RT planları oluşturulmuştur. Çalışmada VMAT ve IMRT tüm planlamalarda, çene genişliği sırasıyla 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm ve modülasyon

faktörü 1.8 kullanılmıştır. Pitch faktörü ise VMAT'da 0.100 ve IMRT'de 0.287'dir.

Yapılan çalışmada 1 cm'lik tumor boyutu için kullanılan 1 cm'lik, 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik jaw alanlarında hedef hacim PTV MAX ve PTV D95 için elde edilen bulgularda VMAT tekniğinin daha iyi sonuçlar verdiği sonucuna ulaşılmıştır. 3 cm'lik tumor boyutunda kullanılan 1 cm'lik, 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik jaw alanlarında hedef hacim PTV MAX için elde edilen bulgularda VMAT lehine anlamlı bir farklılık saptanmıştır ($p<0,05$). 5 cm'lik tumor boyutunda ise kullanılan 1 cm'lik, 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik jaw alanlarında hedef hacim PTV MAX için elde edilen bulgularda VMAT lehine anlamlı bir farklılık saptanmıştır ($p<0,05$).

Kopp ve ark.; 292 prostat kanserli hastaya VMAT ve IMRT planları yapmışlardır. Her iki teknik içinde 7740 cGy doz tanımlanmıştır. PTV dozları ve kritik organlar mesane, rektum ve femur başları dozları karşılaştırılmıştır. Mesanenin %5, %25, %50'si sırasıyla VMAT'ta 77.28 Gy, 48.15 Gy, 25.72 Gy, IMRT de 78.31 Gy, 52.13 Gy, 27.42 Gy doz almıştır. Rektum için %5, %15, %35'i sırasıyla VMAT'ta 74.03 Gy, 57.1 Gy, 39,61 Gy IMRT'de 76.24 Gy, 73 57.13 Gy, 32.52 Gy doz almıştır. PTV'nin maksimum doz değerlerini karşılaştırdıklarında VMAT planlarında kritik organ koruması daha iyi sağlandığı sonucuna varılmıştır. Çalışmamız Kopp ve ark.'nın sonuçlarıyla uyumludur [52].

Riou ve ark.; 10 prostat kanserli hasta için 18 MV foton enerjisinde PTV54 ve PTV74 hedef volümler için IMRT ve VMAT tedavi planları yapmışlardır. Mesanenin mean dozu IMRT planlarında ortalama 50.1 ± 4.6 Gy iken VMAT planlarında ortalama 47.1 ± 3.9 Gy'dir. Rektumun mean dozu IMRT planlarında ortalama 44 ± 5.4 Gy iken VMAT planlarında ortalama 41.6 ± 5.5 Gy olarak bulmuşlardır. VMAT planlarında kritik organ koruması ve MU açısından daha avantajlı olduğu bulunmuştur. Çalışmamız Riou ve ark.'nın sonuçları ile uyumludur [53].

Yaptığımız çalışmada da bu yapılan çalışmalara yakın sonuçlar bulunmuştur ve birbirlerine paralellik göstermektedir özellikle PTV max ve Bilateral akciğer

dozlarında VMAT tekniğinin daha olumlu etkilerinin olduğu sonucuna varılmıştır.

Çalışma Kosta dozu açısından değerlendirildiğinde 1 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla kosta max (p=0,95 ,p=0,95 ,p=0,95) kosta mean(p=1,0 ,p=0,85, p=0,75) ve kosta V5 (p=0,90, p=0,75, p=0,95) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

3 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla kosta max (p=0,90, p=0,75, p=0,95) kosta mean (p=0,80 ,p=0,56, p=0,65) ve kosta V5 (p=0,80, p=0,95, p=0,65) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

5 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla kosta max (p=0,90, p=0,75, p=0,95) kosta mean (p=0,80, p=0,56, p=0,65) ve kosta V5 (p=0,80, p=0,95, p=0,65) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

Çalışmamızda kalp için elde edilen bulgularda 1 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla kalp max (p=0,95, p=0,41 ,p=0,65) kalp mean (p=0,90, p=0,75, p=0,95) ve kalp V5 (p=0,85, p=0,75, p=0,65) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

3 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla kalp max (p=0,65, p=0,85, p=0,85) kalp mean (p=0,85, p=1,00, p=0,41) ve kalp V5 (p=0,75, p=0,75, p=0,65) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

5 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla kalp max (p=0,75, p=0,85, p=0,75) kalp mean (p=0,65, p=0,85, p=0,65) ve kalp V5 (p=0,75, p=0,85, p=0,41) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

Çalışmamızda özafagus için elde edilen bulgularda 1 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla özafagus max (p=0,48, p=0,75, p=0,85) özafagus mean(p=0,65, p=0,85, p=0,96) ve özafagus

V5 (p=0,75, p=0,85, p=0,95) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

3 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla özafagus max (p=0,95, p=0,85, p=0,80) özafagus mean (p=0,85, p=0,95, p=0,48) ve özafagus V5 (p=0,85, p=0,95, p=0,75) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

5 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla özafagus max (p=0,65, p=0,75, p=0,57) özafagus mean (p=0,85, p=0,85, p=0,28) ve özafagus V5 (p=0,85, p=0,85, p=0,65) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

Çalışmamızda medulla için elde edilen bulgularda 1 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla medulla max (p=0,65, p=0,65, p=0,85) medulla mean (p=0,85, p=0,57, p=0,90) ve medulla V5 (p=1,00, p=0,44, p=1,00) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

3 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla medulla max (p=0,95, p=0,95, p=0,48) medulla mean (p=0,75, p=0,65, p=0,48) ve medulla V5 (p=0,75, p=0,65, p=0,75) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

5 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla medulla max (p=0,95, p=0,95, p=0,48) medulla mean (p=0,85, p=0,75, p=0,22) ve medulla V5 (p=0,57, p=0,57, p=0,18) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (p>0,05).

Çalışmamızda bilateral akciğer için elde edilen bulgularda 1 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla medulla max (p=0,00, p=0,00, p=0,00) bulunmuştur ve bilateral akciğer için VMAT lehine anlamlı bir farklılık saptanmıştır (p<0,05),

bilateral akciğer mean (p=0,95, p=0,95, p=0,57) ve bilateral akciğer V5 (p=0,95, p=0,95, p=0,57) bulunmuştur ve bilateral akciğer mean ve bilateral

akciğer V5 için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

3 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla bilateral akciğer max ($p=0,00$, $p=0,00$, $p=0,00$) bulunmuştur ve bilateral akciğer için VMAT lehine anlamlı bir farklılık saptanmıştır ($p<0,05$), bilateral akciğer ($p=0,34$, $p=0,31$, $p=0,22$) ve bilateral akciğer V5 ($p=0,65$, $p=0,34$, $p=0,34$) bulunmuştur ve bilateral akciğer mean ve bilateral akciğer V5 için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

5 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla medulla max ($p=0,00$, $p=0,00$, $p=0,00$) bulunmuştur ve bilateral akciğer için VMAT lehine anlamlı bir farklılık saptanmıştır ($p<0,05$), bilateral akciğer mean ($p=0,65$, $p=0,48$, $p=0,06$) ve bilateral akciğer V5 ($p=0,57$, $p=0,41$, $p=0,05$) bulunmuştur ve bilateral akciğer mean ve bilateral akciğer V5 için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

Çalışmamızda ring için elde edilen bulgularda 1 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla ring max ($p=0,48$, $p=0,85$, $p=0,85$) ring mean ($p=0,95$, $p=0,85$, $p=0,90$) ve ring V5 ($p=0,65$, $p=1,00$, $p=0,90$) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

3 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla ring max ($p=0,65$, $p=0,22$, $p=0,65$) ring mean ($p=0,08$, $p=0,41$, $p=0,25$) ve ring V5 ($p=0,95$, $p=0,28=0,80$) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

5 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla ring max ($p=0,14$, $p=0,41$, $p=0,08$) ring mean ($p=0,22$, $p=0,08$, $p=0,28$) ve ring V5 ($p=0,57$, $p=0,28$, $p=0,90$) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

Çalışmamızda tedavi süreleri için elde edilen bulgularda 1 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla süre ($p=0,048$, $p=0,28$, $p=0,95$) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda

1 cm'lik jaw için IMRT lehine anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,05$), kullanılan 2,5 ve 5 cm'lik jaw alanlarında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

3 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla süre ($p=0,14$, $p=0,48$, $p=0,65$) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

5 cm'lik tümör boyutunda kullanılan 1 cm'lik jaw için 2,5 cm'lik ve 5 cm'lik sırasıyla süre ($p=0,48$, $p=0,95$, $p=0,85$) bulunmuştur ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

Yapılan çalışmada her iki teknikte kritik organları korumuştur fakat hedef hacim ve bilateral akciğer açısından VMAT daha iyi sonuçlar vermiştir. Bu çalışmanın daha iyi değerlendirilmesi için olgu sayısının arttırılması ve prospektif bir çalışma yapılması gerekmektedir. Ayrıca retrospektif çalışmalarda tedavinin doğru uygulanabildiğinin, dozimetrik çalışmalarla doğrulanması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] Haasbeek, C. J. A., Slotman, B. J., & Senan, S. Radiotherapy for lung cancer: Clinical impact of recent technical advances. *Lung Cancer*, 64(1), 1–8. 2009.
- [2] Wang, J., Olag, J., Ultmann, R.E. Assessment of pulmonary complications after lung resection. *Ann Thorac Surgery*, (67);1444-1447. 1999.
- [3] Parlak, C. Lokal İleri Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanseri Hastalarda Kemoradyoterapi Öncesi İndüksiyon Kemoterapisi, Tıpta Uzmanlık Tezi, İstanbul, 2007.
- [4] Beyzadeoğlu, M.M, Ebruli, C.C. Temel Radyasyon Onkolojisi. Ankara: Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi; 2008. pp. 273-274.
- [5] Field, J.K. Selection and validation of new lung cancer markers for the molecular pathological assessment of individuals with a high risk of developing lung cancer. *Lung tumors: fundamental biology and clinical management*; 287-302. 1999. New York.
- [6] Bradley, J.D., Chang, J.Y., Govindan, R., Komaki, R. Lung. Principles and Practice of Radiation Oncology (5th ed). Lippincott Williams & Wilkin, 2008 48; 1076-1109. Philadelphia.
- [7] Yıldızhan, A., Candaş, F.H. <http://www.jcam.com.tr/files/KATD-1324.pdf> Akciğer kanseri, s:20
- [8] Halilçolar, H., Tatar, D., Ertuğrul, G., Çakan, A., Acıtaş, M.G, Kömürcüoğlu, B. **Epidemiyoloji. Akkoçlu, A., Öztürk, C. (editorler).** Akciğer Kanseri Multidisipliner Yaklaşım. Toraks Kitapları Sayı: 1. Ankara: Bilimsel Tıp Yayınevi; 1999:55- 56-57.
- [9] <http://ctf.edu.tr/Stek/pdfs/58/5809.pdf> s:113
- [10] <https://www.lung.org/lung-health-diseases/lung-disease-lookup/lung-cancer/learn-about-lung-cancer/what-is-lung-cancer/lung-cancer-basics> American Lung Cancer
- [11] Zheng, M. Classification and Pathology of Lung Cancer. *Surgical Oncology Clinics of North America*, 25(3), 447–468. 2016
- [12] Türk Toraks Derneği Beyaz Kitap 2010. Türkiye’de temel akciğer sorunları ve çözüm önerileri kitap. https://www.toraks.org.tr/uploadFiles/book/file/2422011195614-Beyaz_Kitap_SON.pdf
- [13] http://www.solunum.org.tr/TusadData/userfiles/file/Akciger_Kanser_Brosur.pdf
- [14] <http://www.ctf.istanbul.edu.tr/stek/pdfs/58/5815.pdf>
- [15] Flehinger, B. J., Kimmel, M., & Melamed, M. R. The Effect of Surgical Treatment on Survival from Early Lung Cancer. *Chest*, 101(4), 1013-1018. doi:10.1378/chest.101.4.1013. 1992

- [16]<https://docplayer.biz.tr/3768348-Akciger-kanserinde-radyoterapi.html> Akciğer Kanserinde Radyoterapi, Prof. Dr. Fazilet Öner Dinçbaş, Türkiyede Sık Karşılaşılan Hastalıklar II, Sindirim Sistemi Hastalıkları, Akciğer Kanserine Güncel Yaklaşım, Sempozyum Dizisi No:58, Kasım 2007 ; s. 179-186
- [17] **Temel ve klinik radyoterapi ,türk radyasyon onkolojisi derneği profdr.rızaçetingöz**
- [18] **Atalar, B., Özyar,E.** Radyoterapide Teknik Gelişmeler ve IGRT (Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi) Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi Cilt: 1 Sayı: 2 Nisan 2010
- [19] **Anonymous.** International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), (1999)
- [20] http://medikalfizik.org/uploads/fck/medfiz_8sayi.pdf **MedFiz@Online sayı:8 NİSAN– MAYIS 2017**
- [21] Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 51(4), 880–914. doi:10.1016/s0360-3016(01)01749-7 .2001.
- [22] **Khan, F.M.** The Physics of Radiation Therapy. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2003.
- [23] **Journal of the ICRU**, Volume 10 No 1, ICRU Report 83, Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT), UK, 2010.
- [24] **Arno J M, John C R.** Intensity Modulated Radiation Therapy: A clinical Perspective, Bc Decker Inc, Hamilton, London, 2005.
- [25] **Ganiz, İ.A.** Tomotherapy Radyasyon Onkolojisi Kliniği, Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ankara Türkiye Klinikleri J Radiat Oncol-Special Topics. 2016;2(3):157-62
- [26] **Holmes, Timothy W .; vd.** "HI-ART II Helisel Tomoterapi Sistemini Kullanarak Stereotaktik Görüntü Kılavuzlu Yoğunluk Modülasyonlu Radyoterapi". Tıbbi Dozimetri . 33 (2): 135148. doi : 10.1016/j.meddos.2008.02.006 . PMID 18456165 . Haziran 2008.
- [27] <https://www.saglikaktuel.com/d/file/a81b9cb80b9d40f2a2e426147c91be11.pdf> tomoterapi.c sağlık bakanlığı kitap Tomoterapi'nin Mimari ve Temel Altyapı Gereksinimleri .
- [28] **Mackie, T.R.**, "History of tomotherapy", Phys. Med. Biol. S51 (2006) R427-R453. [https://www.sprmn.pt/pdf/pmb6_13_r24_History_of_Thomotherapy_\(TRMackie\).pdf](https://www.sprmn.pt/pdf/pmb6_13_r24_History_of_Thomotherapy_(TRMackie).pdf)
- [29] **Kissick, M. W., Fenwick, J., James, J. A., Jeraj, R., Kapatoes, J. M., Keller, H., Soisson, E. T.** The helical tomotherapy thread effect. Medical Physics, 32(5), 1414–1423. 2005.
- [30] **Basri, G.** Helikal Tomoterapi'de Hasta Kalite Kontrolünde Dozimetrik Yöntemlerin Karşılaştırılması. Doktora Tezi T.C. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü İstanbul 2010.
- [31] **Uysal, H.** Tomoterapi ile nazofarenk kanseri tedavisinin dozimetrik değerlendirilmesi. yüksek lisans tezi

- [32] **Tomotherapy Treatment System**, Tomo Planning Guide Version 4.0.3, Section 1- 2 and 1-4 Pages 1-16,1-94 pulmonary complications after lung resection. *Ann Thorac Surgery*, (67);1444-1447. 1999.
- [33] **Dr Kazushi Kishi, M.D** Brachytherapy Edited by Kazushi Kishi <http://library.umac.mo/ebooks/b28319606.pdf> Dr Kazushi Kishi M.D., Ph.D., Department of Radiology, Wakayama Medical University, Japan
- [34] **Peñagaricano, J. A., Yan, Y., Corry, P., Moros, E., & Ratanatharathorn, V.** Retrospective Evaluation of Pediatric Cranio-Spinal Axis Irradiation Plans with the Hi-ART Tomotherapy System. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 6(4), 355–360. doi:10.1177/153303460700600413. 2007.
- [35] **Webb, S., “Intensity-modulated radiation therapy Medical Science Series”, IOP Publishing Ltd. Bristol, UK. (2001)**
- [36] **Webb S., “The physics of conformal radiotherapy Medical Science Series”, IOP Publishing Ltd. Bristol, UK. (1997).**
- [37] **Hastürk, S.** Akciğer Kanserinin Moleküler Biyolojisi. Akciğer Kanseri (1.baskı). İstanbul Bilmedya grup, 1; 1-27. 2001.
- [38] **Özalpan, A.** Temel Radyobiyojiji. 1.Basım, Haliç Üniversitesi yayınları; 77-95, 208-253. İstanbul. 2001.
- [39] **Baumann, M., Cordes, N., Haase, M., Zips, D.** Molekuler Cancer and Radiation Biology. Principles and Practice of Radiation Oncology (5th ed). Lippincott Williams & Wilkins, 3; 109-121. Philadelphia. 2008.
- [40] **Beyzadeoğlu, M., Ebruli, C.** Temel Radyasyon Onkolojisi. GATA; 109. Ankara. 2008.
- [41] **Gillette, EL., McChesney, SL., Hoopes, PJ.** Isoeffect curves for radiation-induced cardiomyopathy in the dog. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 11(12); 2091-7. 1985.
- [42] **Aksu, G., Bakkal, H., Fayda, M., Sarper, BC.** Radiation esophagitis, treatment strategies and prevention. *Cancer Therapy*, 3; 341-346. 2005.
- [43] **Schultheiss, TE., Higgins, EM., El-Mahdi, HM.** The latent period in radiation myelopathy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 10; 1109-15. 1984.
- [44] **Rampling, R. and Symonds, P.** Radiation myelopathy. *Curr Opin Neurol*, 11; 627-32. 1998
- [45] **Dirican, B.** 2011. İleri Radyoterapi Ders Notları. Ankara.
- [46] **Dirican, B.** 2011. Radyoterapi Fiziği Ders Notları. Ankara
- [47] **Galvin, J.M., Ezzell, G., Eisbrauch, A., Yu, C., Butler, B., Xiao, Y., Rosen, I., Rosenman, J., Sharpe, M., Xing, L., Xia, P., Lomax, T., Low, D.A., Palta, J.** Implementing IMRT in clinical practice: A joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association of Physicist in Medicine. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* Vol. 58, No. 5, pp. 1616–1634, 2004.
- [48] **Arseven, O.** editör. Temel Akciğer Sağlığı ve Hastalıkları. İstanbul: Türk Toraks Derneği. 2nd ed. 2015. pp. 10-16, pp. 207-216.
- [49] **Tortora, G.J, Grabowski, S.R.** Principals of Anatomy and Physiology, HarpersCollinsCollage Publisher, 9th ed. New York 2001.
- [50] **Chung, K.W, Chung, H.M.** BRS Gross Anatomi. Haz: Arifoğlu Y editör. İstanbul: İstanbul Medikal Yayıncılık Çeviri Eserler Dizisi; 8nd ed. 2017 pp. 50-65.
- [51] <https://www.cancer.gov/types/lung/patient/non-small-cell-lung-treatment-pdq>

- [52] **Kopp W. R, Duff M, Catalfamo F.** VMAT vs. 7-Field-IMRT: Assessing the Dosimetric Parameters of Prostate Cancer Treatment with A 292-Patient Sample, *Medical Dosimetry*. 2011; 36(4): 365-372.
- [53] **Riou O, Regnault P, Azria D.** Simultaneous Integrated Boost Plan Comparison of Volumetric-Modulated Arc Therapy and Sliding Window Intensity Modulated Radiotherapy for Whole Pelvis Irradiation of Locally Advanced Prostate Cancer, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2013; 14(4): 4094

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Elif Ateş

Öğrenim Durumu

Yüksek Lisans: : İstanbul Aydın Üniversitesi
Sağlık Fiziği 2018-2021

Lisans: : Doğuş Üniveritesi
Fizik 2012-2018

Lise: : Mevlana Anadolu Lisesi
2008-2012

Mesleki Deneyim

Şeyh Şamil İmamhatip Ortaokulu : Matematik Öğretmeni
Ekim 2019-Haziran 2020

Refhan Tümer Anadolu Lisesi: Fizik Öğretmeni
Ekim 2020-Temmuz 2021

Medical Park Bahçelievler Hastanesi: Stajer Medikal fizik uzmanı
Ekim 2019-Nisan 2021