

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**AKCİĞER SBRT PLANLARINDA VMAT TEKNİĞİ
İÇİN HEDEF HACİMLERDE YOĞUNLUK DEĞERİ
TANIMLAMA YÖNTEMLERİNİN DOZİMETRİK
DEĞERLENDİRMESİ**

Mustafa ÖZKAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2025-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**AKCİĞER SBRT PLANLARINDA VMAT TEKNİĞİ
İÇİN HEDEF HACİMLERDE YOĞUNLUK DEĞERİ
TANIMLAMA YÖNTEMLERİNİN DOZİMETRİK
DEĞERLENDİRMESİ**

Mustafa ÖZKAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir”

2025-ANTALYA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Radyoterapi Fiziği Programında yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 08/07/2025

İmza

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Hasan Özdoğan
Antalya Bilim Üniversitesi

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve/..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Enstitü Müdürü

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Mustafa ÖZKAN

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN

İmza

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca ve tez hazırlama aşamasında desteğinden ve sabrından dolayı danışmanım Sayın Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN'e içten teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans tezimin planlanmasından sonuçlanmasına kadar olan tüm süreçte katkılarını esirgemeyen ve her zaman yol gösterici olan Öğr. Gör. Yılmaz BİLEK'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans eğitimim boyunca destekleriyle yanımda olan Sayın Doç. Dr. Timur KOCA'ya ve Sayın Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN'e teşekkür ederim.

Son olarak, hayatım boyunca beni koşulsuz sevgi ve sabırla destekleyen sevgili aileme sonsuz şükranlarımı sunarım.

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, VMAT tekniği kullanılarak yapılan akciğer SBRT planlarında, hedef hacimlerde yoğunluk değeri tanımlama yöntemlerinin, tedavi planlarının kalitesine ve dozimetrik doğruluğuna etkilerinin hareketli fantom ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Yöntem: Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda, akciğer SBRT planlarında hedef hacimler için yoğunluk değeri tanımlama yöntemlerinin planların dozimetrik doğruluğuna etkisini araştırmak amacıyla, akciğer ve tümör doku yoğunluğuna eşdeğer materyaller kullanılarak solunum hareketini simüle edebilen bir fantom oluşturulmuştur. Bu fantomun 3 ve 4 boyutlu BT görüntülemesi yapılmış, BT görüntülerinde konturlamalar gerçekleştirilmiş ve hedef hacimler için farklı yoğunluk değeri tanımlama yöntemleri uygulanmıştır. Standart ve yoğunluk değeri tanımlanan görüntüler üzerinden VMAT tekniği ile tedavi planları hazırlanmıştır. Ayrıca, hareketli fantom ve radyokromik film kullanılarak ölçümler yapılmış ve bu ölçümlerin tedavi planları ile uyumu değerlendirilmiştir.

Bulgular: Doz homojenliği açısından, PTVP yöntemi en düşük D_{max} değeri ile hedef hacim içinde daha az sıcak nokta ve daha homojen bir doz dağılımı sağlamıştır. Plan verimliliğinde PTVP yöntemi, en düşük MU değerine ve ışınlama süresine sahip olarak öne çıkmıştır. Sabit film ile yapılan gama analizi sonuçlarına göre, 3 mm/%3 DD kriterinde tüm planlarda geçme oranı %94,4'ün üzerindedir. Hareketli film ölçümlerinden elde edilen profiller, elektron yoğunluğu tanımlanmayan Ave BT ve elektron yoğunluğu tanımlanan tüm yöntemlerde (ITVP, HP, PTVP) GTV'nin ölçülen dozunun hesaplanandan daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur.

Sonuç: Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlar, VMAT tekniği kullanılarak yapılan akciğer SBRT planlarında, özellikle PTVP yoğunluk tanımlama yönteminin GTV yeterli doz alırken, sağlıklı akciğer ışınlamasında azalma sağlayabileceğini, tedavi planlarının kalitesini arttırabileceğini ve tedavi süresini kısaltabileceğini ortaya koymuştur.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, SBRT, Akciğer Tümör Hareketi, VMAT

ABSTRACT

Objective: This study aimed to investigate the impact of different density override methods applied to target volumes on the quality and dosimetric accuracy of lung SBRT plans using the VMAT technique, through experiments with a moving phantom.

Method: At the Department of Radiation Oncology, Akdeniz University, a custom-moving phantom was constructed using tissue-equivalent materials mimicking lung and tumor densities, capable of simulating respiratory motion. Both three-dimensional and four-dimensional computed tomography scans of the phantom were acquired. Target volumes were contoured on these images, and various density override strategies were applied. Based on both standard and density overridden images, VMAT plans were generated. Dosimetric measurements were performed using the moving phantom in conjunction with radiochromic films, and film-based results were compared with planning system calculations for each method.

Results: The PTVP method resulted in the lowest maximum dose within the target, minimizing hot spots and ensuring a more homogeneous dose distribution compared to other methods. Regarding plan efficiency, the PTVP method was notable for yielding the lowest monitor units and shortest beam on times. Gamma analysis of fixed film measurements indicated that all plans achieved a passing rate exceeding 94.4% under the 3 mm/3% dose difference criteria, suggesting high agreement between measurement and calculation. Dose profiles obtained from moving film measurements demonstrated that, for both the AveCT and all electron override methods (ITVP, HP, PTVP), the measured dose to the GTV was consistently higher than predicted in the treatment planning system.

Conclusion: The results obtained from this thesis study have revealed that, in lung SBRT plans performed using the VMAT technique, especially the PTVP density override method, can ensure the GTV receives sufficient dose while providing a reduction in healthy lung irradiation, increasing the quality of treatment plans, and shortening the treatment time.

Key words: Radiotherapy, SBRT, Lung Tumor Motion, VMAT

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Radyasyon	3
2.1.1. Radyasyonun Etkileşimi ve Sınıflandırılması	3
2.1.2. Radyasyon Birimleri	4
2.2. X-ışınlarının Tıpta Kullanımı	5
2.2.1. Bilgisayarlı Tomografi	6
2.2.2. Lineer Hızlandırıcılar	9
2.3. Radyoterapi	9
2.3.1. Eksternal Radyoterapi Teknikleri	10
2.4. Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemleri	12
2.4.1. Doz Hesaplama Algoritmaları	12
2.5. Tedavi Hacimleri	14
2.6. Plan Değerlendirme Araçları	16
2.7. Akciğer Kanseri	18
2.7.1. Akciğer Anatomisi	19
2.7.2. Akciğer Kanseri Tedavi Teknikleri	21
2.8.1 Akciğer Kanseri Stereotaktik Vücut Radyoterapisi	22
2.9. Solunum Hareketi ve Yönetimi	22
2.9.1. Hareketi Kapsayan Yöntemler	24
2.9.2. Solunum Eşleme	25
2.9.3. Nefes Tutma	25
2.9.4. Zorunlu Sığ Solunum	26
2.9.5. Hedef Takip Sistemleri	26
2.10. Radyokromik film	27

2.11. Gama Analizi	27
3. GEREÇ ve YÖNTEM	30
3.1. Gereç	30
3.1.1. Iba I'mRT Modüler Fantom	30
3.1.2. Hareketli fantom	30
3.1.3. GE Discovery RT Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	32
3.1.4. CMS Monaco 5.51 Tedavi Planlama Sistemi	33
3.1.5. Elekta Synergy Linak Tedavi Cihazı	33
3.1.6. PTW 30013 İyon Odası ve UNIDOS Elektrometre	34
3.1.7. PTW RW3 Katı Su Fantomu	34
3.1.8. GAFChromic EBT3 Radyokromik Film	35
3.1.9. Epson Expression 12000XL Pro tarayıcı	35
3.1.10. PTW VeriSoft 8.0.1	37
3.2. Yöntem	37
3.2.1. Hareketli Fantomun Yapımı	37
3.2.2. Hareketli Fantom Mekanik Kalite Kontrol Testleri	39
3.2.3. Hareketli Fantom BT Simülasyonu	40
3.2.4. Konturlama	40
3.2.5. Elektron Yoğunluğu Tanımlama Yöntemleri	41
3.2.6. Tedavi Planlarının Oluşturulması	42
3.2.7. Kalibrasyon Filmlerinin Işınlanması	43
3.2.8. Hareketli Fantom Film Ölçümleri	44
3.2.9. GafChromic EBT3 Filmlerin Taranması	45
3.2.10. Kalibrasyon Eğrisini Oluşturulması ve Doz Haritalarının Elde Edilmesi	46
3.2.11. Doz Haritalarının Analizi ve Karşılaştırılması	47
3.2.12. Planların Değerlendirmesi ve Ölçümlerle Karşılaştırılması	48
4. BULGULAR	49
4.1. Tedavi Planlarının Dozimetrik Değerlendirmesi	49
4.1.1. Hedef Hacim (PTV) Dozimetrik Sonuçları	49
4.1.2. Risk Altındaki Organ (OAR) Dozimetrik Sonuçları	50
4.1.3. Plan Verimliliği Parametreleri	51
4.2. Dozimetrik Doğruluk ve Hareketli Fantom Ölçüm Sonuçları	51
4.2.1. Sabit Film Ölçümleri ve Gama Analizi	52

4.2.2. Hareketli Film Ölçümleri ve GTV Doz Değerlendirmesi	53
5. TARTIŞMA	57
5.1. Plan Kalitesi ve Dozimetrik Sonuçların Değerlendirilmesi	57
5.2. Dozimetrik Doğruluk ve Film Ölçümleri	58
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	60
KAYNAKLAR	61
ÖZGEÇMİŞ	65



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1.1. Temel radyasyon ölçü ve birimleri	5
Tablo 3.1. Mantar blok yoğunluk ve HU değerleri	39
Tablo 3.2. Tanımlanan elektron yoğunluğu değerleri	42
Tablo 3.3. Kalibrasyon filmleri ışınlanan doz değerleri	43
Tablo 4.1. PTV dozimetrik sonuçları	49
Tablo 4.2. Sağ mantar blok dozimetrik sonuçları	50
Tablo 4.3. Sol mantar blok dozimetrik sonuçları	50
Tablo 4.4. Tedavi planlarının MU ve ışınlama süreleri	51
Tablo 4.5. Sabit film Gama analizi sonuçları	52

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Radyasyonun sınıflandırılması	4
Şekil 2.2. CT görüntülemeye piksellerin (2D) ve voksellerin (3D) gösterildiği CT anatomik kesitin şematik gösterimi	7
Şekil 2.3. ICRU50-62 Hedef hacim tanımlamaları	15
Şekil 2.4. Diferansiyel ve integral DVH	16
Şekil 2.5. Akciğer anatomik yapısı	20
Şekil 2.6. 21 adet tümörün izlediği yolların ortogonal projeksiyonları	24
Şekil 2.7. Bir boyutlu doz dağılımı için γ analizi yönteminin şematik gösterimi	29
Şekil 3.1. Iba I'mRT Fantom	30
Şekil 3.2. Hareketli fantom şematik gösterimi	31
Şekil 3.3. Hareketli fantom	31
Şekil 3.4. GE Healthcare marka DiscoveryRT model bilgisayarlı tomografi cihazı	32
Şekil 3.5. CMS Monaco 5.51 tedavi planlama sistemi arayüzü	33
Şekil 3.6. TW 30013 İyon odası	34
Şekil 3.7. PTW RW3 katı su fantomu	35
Şekil 3.8. Epson Expression 12000XL Pro tarayıcı	36
Şekil 3.9. PTW Verisoft plan doğrulama yazılımı arayüzü	37
Şekil 3.10. Mantar blok BT değerleri	38
Şekil 3.11. Epoksi reçine BT değerleri	39
Şekil 3.12. Ave BT ve MIP BT aksiyel kesit ITV kontur örneği	41
Şekil 3.13. Hedef hacimlerin izomerkezdeki coronal düzlemdeki görüntüleri	43
Şekil 3.14. Hareketli fantom film ölçüm örneği	45
Şekil 3.15. FilmCal 2.4 Film kalibrasyon eğrisi	46
Şekil 3.16. 4B BT ve GTV referans çerçevesi şematik gösterimi	47
Şekil 4.1. 3B Sabit Plan GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller	53
Şekil 4.2. SS BT Planı hareketli film GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller	54
Şekil 4.3. Ave BT Plan hareketli film GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller	54
Şekil 4.4. ITVP Planında hareketli film GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller	55

Şekil 4.5. HBP Planında hareketli film GTV merkezindeki longitudinal ve lateral
profiller 55

Şekil 4.6. PTVP Planında hareketli film GTV merkezindeki longitudinal ve lateral
profiller 56



SİMGELER ve KISALTMALAR

2B	: 2 Boyutlu
3B	: 3 Boyutlu
3B BT	: 3 Boyutlu Bilgisayarlı Tomografi
4B BT	: 4 Boyutlu Bilgisayarlı Tomografi
ABC	: Aktif Solunum Kontrolü (Active Breathing Coordinator)
AJCC	: Amerikan Kanser Komitesi
Ave BT	: Ortalama Bilgisayarlı Tomografi (Average CT)
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CI	: Konformite İndeksi (Conformity Index)
CI_{Paddick}	: Paddick Konformite İndeksi
CI_{RTOG}	: RTOG Konformite İndeksi (Conformity Index)
CTV	: Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume)
DD	: Doz Farkı (Dose-Difference)
DIBH	: Derin İnspirasyon Nefes Tutma (Deep Inspiration Breath Hold)
Dmax	: Maksimum Doz
Dmin	: Minimum Doz
DVH	: Doz-Volum Histogramı
EBRT	: Eksternal Işın Radyoterapisi (External Beam Radiotherapy)
eV	: Elektron Volt
GI	: Gradyan İndeksi (Gradient Index)
GTV	: Gross Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume)
Gy	: Gray
HBP	: Hibrit elektron yoğunluğu tanımlanan plan
HI	: Homojenite İndeksi (Homogeneity Index)
HU	: Hounsfield Birimi (Hounsfield Unit)

IASLC	: Uluslararası Akciğer Kanseri Araştırmaları Birliği
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi(Intensity Modulated Radiotherapy)
ITV	: Dahili Hedef Hacim (Internal Target Volume)
ITVP	: ITV'ye elektron yoğunluğu tanımlanan plan
KHDAK	: Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanseri
MAR	: Metal Artefakt Azaltma (Metal Artifact Reduction)
MIP	: Maksimum Yoğunluk Projeksiyonu
MLC	: Çok Yapraklı Kolimatör (Multi Leaf Collimator)
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	: Monitor Unit
OAR	: Risk Altındaki Organlar (Organs At Risk)
PTV	: Planlanan Hedef Hacmi (Planning Target Volume)
PTVP	: PTV'ye elektron yoğunluğu tanımlanan plan
SBRT	: Stereotaktik Vücut Radyoterapisi
SS BT	: Serbest Solunum Bilgisayarlı Tomografi
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
VMAT	: Hacimsel Ayarlı Ark Terapi(Volumetric Modulated Arc Therapy)

1. GİRİŞ

2022 yılı itibarıyla dünya genelinde yaklaşık 2,5 milyon yeni vaka ve 1,8 milyondan fazla ölümle akciğer kanseri, kanserle ilişkili morbidite ve mortalitenin başlıca nedenidir (GLOBOCAN, 2022).

Histolojik olarak genellikle küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK) ve küçük hücreli akciğer kanseri olarak ikiye ayrılır. KHDAK en yaygın akciğer kanseri türüdür ve tüm akciğer vakalarının yaklaşık %89'unu oluşturmaktadır (Zhang ve ark., 2023). Cerrahi, erken evre KHDAK için mevcut öneri olmaya devam etmektedir; ancak, hastaların önemli bir kısmının çeşitli ek hastalıklar nedeniyle cerrahi tedaviye uygun olmadığı kabul edilmektedir (Robinson ve ark., 2010). Özellikle periferik yerleşimli tümöre sahip, cerrahi tedaviye uygun olmayan veya cerrahi tedaviyi kabul etmeyen erken evre KHDAK hastalarında stereotaktik vücut radyoterapisi (Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT)), cerrahi tedaviye alternatif ve oldukça etkili bir tedavi tekniğidir (Timmerman ve ark., 2018).

Akciğer SBRT'sinde amaç, akciğer tümörüne ablatif bir doz verirken çevre akciğer dokusunu mümkün olduğunca korumaktır. Ancak pratikte tümör hareketinden kaynaklanan; hedef tanımlaması, doz hesaplaması ve tedavi lokalizasyonu gibi zorluklar oluşmaktadır. Akciğer radyoterapisinde tümör hareketi genel olarak floroskopik görüntüleme, yavaş BT ve 4 Boyutlu Bilgisayarlı Tomografi (4B BT) taramaları ile değerlendirilir. Bu görüntüler tedavi planlama sırasında tümör hareketini hesaba katmak amacıyla gross tümör hacmine (gross tumor volume (GTV)) eklenen internal hedef hacim (internal target volume (ITV)) tanımlamak için kullanılır.

Bu genel uygulamalara ek olarak akciğer SBRT'sinde tümör hareketinden kaynaklanan sorunları azaltmak için farklı teknikler geliştirilmiştir. Tümör hareketini azaltmak amacıyla abdominal kompresyon veya nefes tutma/kontrol teknikleri, ITV hacmini azaltmak amacıyla ise tedaviyi belirli bir solunum fazında uygulayabilen veya hedef takipli sistemler kullanılmaktadır (Keall ve ark., 2006). Ancak kullanılan yöntemler tümör hareketini sınırlandırmasına rağmen, belirsizlikler ve rezidüel tümör hareketleri nedeniyle

GTV'ye marj eklenmesi gerekmektedir. Dolayısıyla her zaman bir miktar sağlıklı akciğer dokusu planlanan hedef hacim (Planned Target Volume (PTV)) içerisinde kalmaktadır.

Genellikle SS BT (Serbest Solunum Bilgisayarlı Tomografi) görüntüleri üzerine yapılan akciğer SBRT planlarında GTV'nin ITV içerisindeki konumuna bakılmaksızın PTV'nin reçete edilen dozu alması istenir. Bu nedenle GTV etrafındaki düşük yoğunluklu akciğer dokusunun istenilen dozu alması için daha fazla radyasyon akısı verilmesi gerekmektedir. Birçok durumda, hedefteki doz sarımını sağlayabilmek için çok yapraklı kolimatör (multi leaf collimator (MLC)) marjlarının genişletilmesi, MLC modülasyonunun artırılması veya doz normalizasyonunun modifikasyonu gerekebilir.

Tedavi sırasında GTV, 4B BT ile tanımlanan ITV içerisinde hareket eder. Yoğunluğun yüksek olduğu hacimlerde radyasyon etkileşimleri fazla olduğundan GTV, ITV'nin düşük doz alan bölgesine hareket ettikçe beklenenden fazla doz alır. Bu nedenle tümörün tedavi sırasında aldığı doz tedavi planlama sistemi (TPS) ile hesaplanan dozdan farklı olacaktır (Zhao ve ark., 2012).

Yoğunluk farkından kaynaklanan sorunların üstesinden gelmek için literatürde farklı radyoterapi teknikleri için ITV ve PTV'ye yoğunluk değeri tanımlama yöntemlerinin kullanıldığı çalışmalar mevcuttur.

Bu çalışmada, VMAT tekniği kullanılarak yapılan akciğer SBRT planlarında, hedef hacimlerde yoğunluk değeri tanımlama yöntemlerinin, tedavi planlarının, kalitesine ve dozimetrik doğruluğuna etkilerinin hareketli fantom ile incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyon

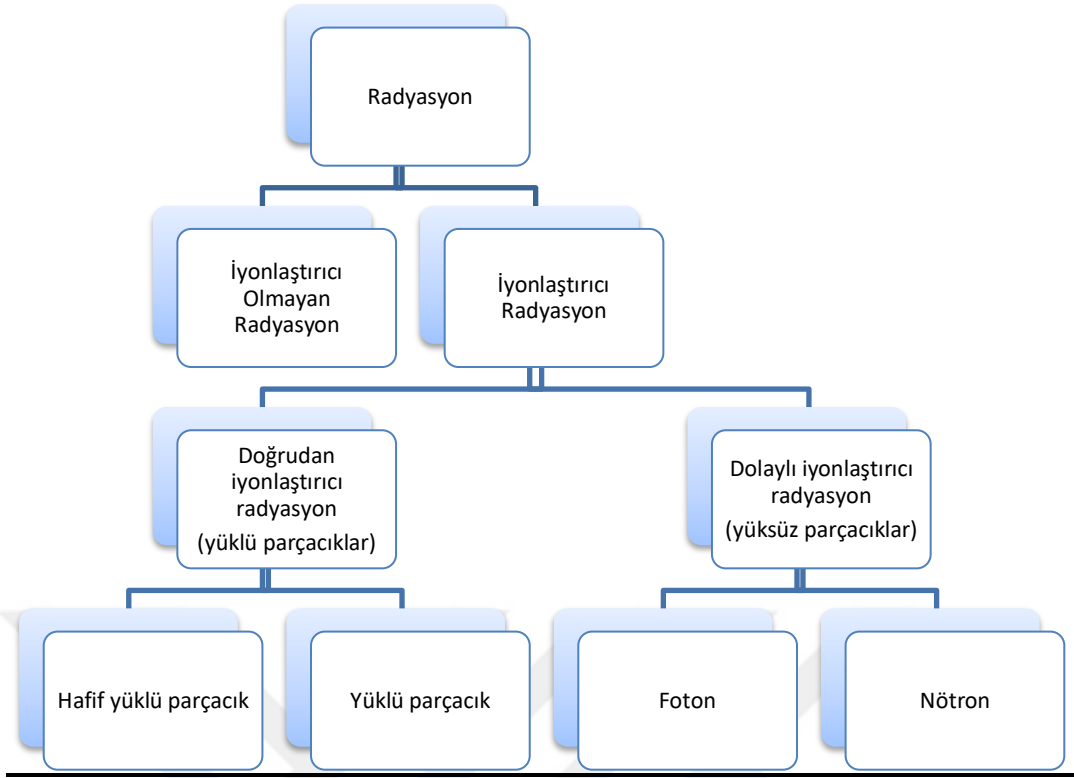
Radyasyon terimi, enerjinin uzayda veya maddesel bir ortamda yayılması ve iletilmesi anlamına gelir. Bu enerji iletimi, radyo dalgaları gibi düşük enerjiden, son derece yüksek enerjili gama ışınları gibi geniş bir spektrumu kapsar. Tıptaki tanı ve tedavi için kullanımı bağlamında, özellikle iyonlaştırıcı radyasyon olarak adlandırılan ve atom veya moleküllerden elektron kopararak iyon çiftleri oluşturmaya yetecek enerjiye sahip olan radyasyon türleri önem taşımaktadır (Gibbons, 2020).

2.1.1. Radyasyonun Etkileşimi ve Sınıflandırılması

Radyasyon, maddeyi iyonize etme kabiliyetine bağlı olarak, iyonlaştırıcı olmayan ve iyonlaştırıcı olmak üzere iki ana kategoriye ayrılır (Şekil 2.1). Atomların iyonlaşma potansiyeli olarak da bilinen iyonlaşma enerjisi, bir atomu iyonlaştırmak için gereken minimum enerji olarak tanımlanır. Doğada iyonlaşma enerjisi, alkali elementler için birkaç elektron volttan (~ 4 eV (elektron volt)) helyum (asal gaz) için 24,6 eV arasında değişir (Podgoršak ve ark., 2016).

İyonlaştırıcı radyasyon, doğrudan iyonlaştırıcı veya dolaylı iyonlaştırıcı radyasyon olarak sınıflandırılabilir. Doğrudan iyonlaştırıcı radyasyon, elektronlar ve protonlar gibi yüklü parçacıklar aracılığıyla ortamda atomların yörüngesel elektronları ile doğrudan Coulomb etkileşimleri yoluyla enerjilerini aktarırlar (Podgoršak ve ark., 2005).

Dolaylı iyonlaştırıcı radyasyon ise fotonlar ve nötronlar gibi yüksüz parçacıkları kapsar. Bu tür radyasyon, enerjisini iki aşamalı bir süreçle aktarır. İlk aşamada, yüksüz parçacıkların ortamla etkileşimi sonucu yüklü parçacıklar salınır. Daha sonra, ortamda enerji aktarılması, bu yüklü parçacıkların Coulomb etkileşimleri yoluyla gerçekleşir (Podgoršak ve ark., 2005).



Şekil 2.1. Radyasyonun sınıflandırılması (Podgorsak, 2016).

2.1.2. Radyasyon Birimleri

Radyasyonun herhangi bir tıbbi kullanımında doğru radyasyon ölçümü, hastalığın tanısı veya tedavisi için çok önemlidir (Podgorşak ve ark., 2016). Radyoterapide sık kullanılan bazı ölçü birimleri Tablo 1.1’de verilmiştir.

- Işınlama X , fotonlar tarafından havada oluşturulan iyonlaşma miktarını tanımlar.
- Kerma K , dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonlar (fotonlar ve nötronlar) için ortamın birim kütlesi başına yükü parçacıklara aktarılan kinetik enerji olarak tanımlanır.
- Soğrulma dozu D , soğurucu ortamda birim kütle başına soğurulan enerji olarak tanımlanır. SI birimi gray (Gy), 1 kilogram soğurucu ortam için soğrulan 1 Joule enerji olarak tanımlanır.

- Eşdeğer doz H , soğrulan enerji miktarı aynı olsa bile farklı radyasyon türleri farklı biyolojik etkilere neden olduğu için farklı bir doz eşdeğeri tanıma ihtiyaç duyulmuştur. Bu nedenle radyasyon ağırlık faktörü w_R ile çarpılan doz olarak tanımlanır. Eşdeğer dozun SI birimi sievert'tir (Sv).
- Aktivite A , radyoaktif bir maddenin birim zamanda bozulmalarının sayısı olarak tanımlanmaktadır. SI birimi saniyede bir bozulmaya karşılık gelen becquerel (Bq)'dir.

Tablo 1.1. Temel radyasyon ölçü ve birimleri

Birim	Tanım	SI birimi	Eski birimi	Dönüşüm
Işınlama, X	$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m_{hava}}$	$2,58 \times \frac{10^{-4} C}{kg\ hava}$	$1 R = \frac{1\ esu}{cm^3\ air_{STP}}$	$1 R = 2,58 \times \frac{10^{-4}}{kg\ hava}$
Kerma, K	$K = \frac{\Delta E_{tr}}{\Delta m}$	$1 Gy = 1 \frac{J}{kg}$		
Soğrulma dozu, D	$D = \frac{\Delta E_{ab}}{\Delta m}$	$1 Gy = 1 \frac{J}{kg}$	$1 rad = 100 \frac{erg}{g}$	$1 Gy = 100 rad$
Eşdeğer doz, H	$H = Dw_r$	$1 Sv$	$1 rem$	$1 Sv = 100 rem$
Aktivite, A	$A = \lambda N$	$1 Bq = 1 s^{-1}$	$1 Ci = 3,7 \times 10^{10} s^{-1}$	$1 Bq = \frac{1 Ci}{3,7 \times 10^{10}}$

2.2. X-ışınlarının Tıpta Kullanımı

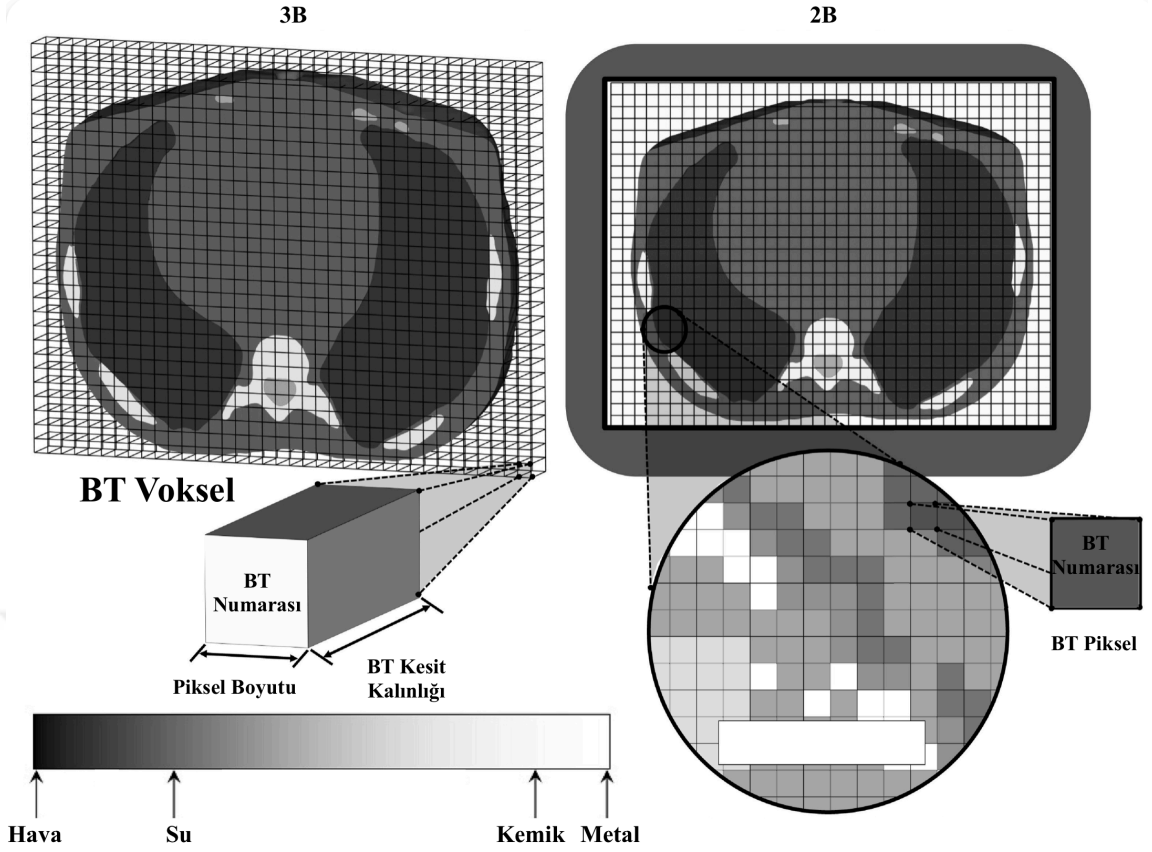
Roentgen'in 1895'te röntgen ışınlarını (x-ışınlarını) keşfi, on dokuzuncu yüzyılın sonunda fizikte meydana gelen ve özelde bilim, teknoloji ve tıp, genelde ise modern toplum üzerinde muazzam bir etki bırakan birkaç önemli keşiften biridir. Benzer öneme sahip diğer iki keşif, Becquerel'in 1896'da doğal radyoaktiviteyi keşfetmesi ve Marie Curie ile

Pierre Curie'nin 1898'de radyumu keşfetmesidir. Röntgen ışınları fiziği üzerine yapılan çalışmalar, modern kuantum ve görelilik mekaniğinin gelişimini teşvik etmiş ve röntgen ışınlarının tıp ile endüstride pratik kullanımını tetiklemiştir. Hastalıkların teşhisinde röntgen ışınlarının kullanılması modern tanısal radyolojiye dönüşürken, kanser tedavisinde kullanılması ise modern radyoterapiye dönüşmüştür (Podgoršak ve ark., 2016).

2.2.1. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT), bir x-ışını tomografi tekniğidir. BT taraması, hastanın vücudunun incelenen bölgesinin etrafında dönen bir X-ışını tüpü ve dedektör dizisi kullanır. X-ışını tüpü, hastanın vücudundan geçerken ince bir X-ışını demeti yayar. Bu demet, vücudun farklı dokularından geçerken farklı yoğunluklarda zayıflar. Dedektörler, vücuttan çıkan X-ışını demetinin yoğunluğunu ölçer ve bu veriler, gelişmiş bilgisayar algoritmaları tarafından işlenerek vücudun kesitsel görüntülerini oluşturur (Prokop ve ark., 2003).

BT taramasının en önemli özelliklerinden biri, vücudun kesitsel görüntülerini çok yüksek çözünürlükte ve ayrıntıda elde edebilmesidir. Bu sayede, BT taraması, birçok farklı hastalığın teşhis ve tedavi süreçlerinde kritik bir rol oynar. BT taraması, kemik kırıkları, tümörler, enfeksiyonlar, kanamalar ve diğer birçok hastalığın teşhisinde kullanılabilir. Ayrıca, cerrahi planlama, radyoterapi planlama ve diğer birçok tıbbi uygulamada da kullanılabilir (Prokop ve ark., 2003).



Şekil 2.2. CT görüntüleme de piksellerin (2B) ve voksellerin (3B) gösterildiği CT anatomik kesitin şematik gösterimi (Tino ve ark., 2021).

BT sayıları, Hounsfield ölçeğinde ifade edilen nicel yoğunluk değerleridir. Hounsfield Birimi (Hounsfield Unit (*HU*)) ölçeği, ölçülen doğrusal zayıflama katsayısının (μ) lineer bir dönüşümünü sunar ve şu şekilde tanımlanır (Prokop ve ark., 2003).

$$HU = \frac{\mu - \mu_{su}}{\mu_{su} - \mu_{hava}} \times 1000 \quad (2.1)$$

Burada, μ_{hava} ve μ_{su} , sırasıyla havanın ve suyun doğrusal zayıflama katsayılarıdır. Bu denklem, ölçülen doğrusal zayıflamayı μ su için 0 *HU*, standart sıcaklık ve basınçta hava için -1000 *HU* olarak tanımlayacak şekilde dönüştürür. *HU*, yoğunluğu standart bir biçimde ifade etmek için BT tarayıcılarında yaygın olarak kullanılır (Prokop ve ark., 2003).

4 Boyutlu Bilgisayarlı Tomografi

4 boyutlu bilgisayarlı tomografi, görüntüleme sırasında hareketi, özellikle de solunum hareketini hesaba katmak için zamansal boyutu içeren gelişmiş bir görüntüleme tekniğidir. Bu teknikte veri toplama işlemi genellikle hastanın solunum sinyali ile anatomik görüntü verilerinin senkronize şekilde alınmasıyla gerçekleştirilir. Solunum sinyali, hastanın yüzey pozisyonlarını veya solunum tidal hacmini takip eden cihazlar kullanılarak elde edilebilir. Buna ek olarak diyafram pozisyonları, vücut alanı, kombine görüntü özellikleri gibi cihaz kullanmadan dört boyutlu görüntü oluşturabilen araçlar kullanılmaya başlanmıştır (Cai ve ark., 2017).

4B BT görüntüleme için: helikal ve sine görüntü alımları olmak üzere iki temel metodoloji vardır. Her iki durumda da BT alımıyla eşzamanlı olarak bir solunum göstergesi ölçülür. Helikal tarama, BT gantrisi döndükçe yatağın da hareket etmesini içerir. Hasta delikten bir kez geçer ve BT projeksiyonları solunum izi ve solunum döngüsü tanımı (genlik veya faz açısı) başına sıralanır. 4B BT veri toplama için gereklilik, yaklaşık 4-5 saniyelik en az bir nefes döngüsü için her kesit konumunda veri elde etmektir. Hasta tarayıcıdan geçerken, tedavi yatağı yavaş hareket eder, bu nedenle projeksiyonlar en az bir nefes döngüsü için her konumda elde edilir. Örneğin, tipik bir BT simülatörünün rotasyon süresi 0,5 saniyedir ve 0,06'lık bir pitch kullanır. Bu nedenle, her konum tipik bir nefes döngüsünden daha uzun olan 8,3 saniye boyunca taranır. Tarayıcı döndükçe, BT projeksiyonları saklanır ve daha sonra toplandıkları solunum fazına göre yeniden sıralanır. İkinci teknik ise sine görüntülemedir. Bu durumda, koltuk sabittir ve BT tarayıcı tekrarlanan sine taramalar elde eder. Yeterli tarama elde edildikten sonra, BT yatağı bir sonraki konuma hareket eder ve tarama süreci devam eder (Amin ve ark., 2017).

4B BT hastaya özgü solunum hareketini daha gelişmiş görüntü kalitesiyle belirlemek üzere tasarlanmış olsa da periyodik hareket beklentisini karşılamayan solunum düzensizlikleri nedeniyle 4B BT'de önemli hareket artefaktları ortaya çıkabilir (Cai ve ark., 2017).

2.2.2. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcı (linak), elektron gibi yüklü parçacıkları doğrusal bir tüp boyunca yüksek enerjilere çıkarmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanan bir cihazdır. Yüksek enerjili elektron demeti yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabilirken, derinde yer alan tümörleri tedavi etmek amacıyla x-ışınları üretmesi için bir hedefe çarptırılabilir (Podgoršak ve ark., 2016).

Linak, büyük bir potansiyel farkla hızlandırılan elektronların tungsten bir hedefe çarptırılmasıyla Bremsstrahlung x-ışını demeti üretir. Bu x-ışını demetleri hastaya yönlendirilir ve hedefe uygun bir doz dağılımı sağlamak için linak başlığındaki kolimatörler ve MLC gibi fiziksel ışın engelleyiciler ya da özel olarak tasarlanmış döküm bloklar, tedaviye uygun şekilde radyasyon demetini özel olarak şekillendirilir (Gibbons, 2020).

2.3. Radyoterapi

Radyoterapi, malign veya benign bir lezyonu içeren hedef hacme yüksek radyasyon dozu verirken, çevredeki sağlıklı dokuları korumak amacıyla iyonlaştırıcı radyasyon jeneratörlerini veya radyoaktif kaynakları kullanan tıbbi disiplindir. X ışınları, gama ışınları, elektronlar, protonlar ve daha ağır iyonlar, nötronlar vb. gibi harici kaynaklar kullanıldığında, bu modalite eksternal ışın radyoterapisi (external beam radiotherapy (EBRT)) olarak adlandırılır. Brakiterapi olarak bilinen diğer bir yaklaşım ise, vücudun neredeyse her anatomik bölgesindeki kanserli dokuları tedavi etmek için gama ışınları, elektronlar veya diğer olası parçacıklar yayan kapalı radyoaktif kaynaklar kullanır; kaynak geometrisi dağılımına bağlı olarak, teknik kontak (intrakaviter, intralüminal, endovasküler veya yüzey) veya interstisyel brakiterapi olarak adlandırılır. Her iki modalite de, tedavi edilecek veya korunacak tümörleri ve klinik hacimleri lokalize etmek için kapsamlı bir şekilde tıbbi görüntüleme tekniklerine dayanır (Meghizfene ve ark., 2013).

2.3.1. Eksternal Radyoterapi Teknikleri

3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

3 boyutlu konformal radyoterapi (3D conformal radiotherapy (3DCRT)) ile tümöre yeterli dozu verirken normal dokuya mümkün olan en az dozu vermek amacıyla 3 boyutlu anatomik bilgiye dayanan ve hedef hacme olabildiğince uyum sağlayan tedavi alanları kullanılır. Konformal doz dağılımı kavramı, tümör kontrol olasılığını en üst düzeye çıkarmak ve normal doku komplikasyon olasılığını en aza indirmek gibi klinik hedefleri de içerecek şekilde genişletilmiştir. Dolayısıyla, 3DCRT tekniği, arzu edilen klinik sonuçlara ulaşmada hem fiziksel hem de biyolojik gerekçeleri kapsar (Gibbons, 2020).

3DCRT tedavi planlaması ile geleneksel radyoterapi tedavi planlaması arasındaki temel ayrım, 3 boyutlu konformal radyoterapinin 3 boyutlu anatomik bilgi ve konturlanmış yapılar için 3 boyutlu doz dağılımlarını ve doz-hacim istatistiklerini hesaplayabilen bir tedavi planlama sisteminin varlığını gerektirmesidir (Gibbons, 2020).

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (intensity modulated radiation therapy (IMRT)), 3DCRT'nin gelişmiş bir formudur ve temel ayırt edici özelliği, her bir radyasyon ana alanını birden çok segmentten oluşturarak demetinin akı yoğunluğunu modüle edebilesidir. Bu sayede tek bir tedavi alanının farklı bölgelerine farklı doz yoğunlukları uygulanabilmesi anlamına gelir. Bu sayede, özellikle konkav şekle sahip veya kritik organlara çok yakın olan tümörlerin etrafında son derece hassas ve konformal doz dağılımları oluşturulabilir. Dozimetrik çalışmalar, IMRT'nin 3DCRT'ye kıyasla daha homojen doz dağılımı sağladığını ve kritik organ dozlarını anlamlı ölçüde düşürdüğünü göstermektedir (Gibbons, 2020).

Hacimsel Ayarlı Ark Terapi

Hacimsel ayarlı ark terapi (volumetric modulated arc therapy (VMAT))'de radyasyon, tedavi cihazını hasta çevresinde bir veya daha fazla tam veya kısmi dönüş yaparken kesintisiz olarak uygulanır. Dönüş sırasında MLC yapraklarının pozisyonu, gantri dönüş

hızı ve doz hızı eş zamanlı olarak modüle edilir. VMAT'ın en önemli avantajı, tedavi uygulama süresini önemli ölçüde kısaltmasıdır. Çok sayıda statik alandan oluşan bir IMRT tedavisi 10-20 dakika sürebilirken, eşdeğer bir VMAT tedavisi genellikle 2-5 dakika gibi çok kısa bir sürede tamamlanabilir. Bu hız, hasta konforunu artırmanın yanı sıra, tedavi sırasındaki organ hareketi riskini azaltarak geometrik doğruluğu da artırır. Dozimetrik olarak VMAT, IMRT'ye benzer veya daha üstün doz homojenitesi ve konformalitesi sağlar. Ancak, tam ark geometrisi nedeniyle, daha fazla bir normal doku hacminde düşük doz radyasyon miktarı artma eğilimindedir; bu durum "düşük doz banyosu" olarak bilinir ve özellikle genç hastalarda ikincil kanser riski açısından bir endişe kaynağı olabilir (Gibbons, 2020).

Helikal Tomoterapi

Mackie ve arkadaşları 1993 yılında, hastanın daire şeklindeki bir açıklık boyunca hareket ettirildiği sırada lineer hızlandırıcı başlığı ve gantrinin döndüğü, helikal BT tarayıcısına benzer bir IMRT uygulama yöntemi önermiştir. Helikal tomoterapide, ışınların hastanın uzunlamasına ekseninde sürekli helikal hareket etmesi sayesinde dilimler arasındaki birleşim noktalarında oluşabilecek doz tutarsızlıkları en aza indirgenmiştir (Gibbons, 2020).

Tomoterapi sisteminde, IMRT, bir BT benzeri gantri halkasına monte edilmiş bir lineer hızlandırıcı ile uygulanır ve bu, hızlandırıcının hasta etrafında dönmesine olanak tanır. Işın kolimasyonu, dönen gantri üzerinde bulunan ve bilgisayar kontrollü iki set iç içe geçmiş yaprağa sahip bir MLC ile sağlanır. Bu yapraklar hızla açık ya da kapalı konuma hareket ederek hızlandırıcı hasta etrafında dönerken radyasyon ışınının yoğunluğunu sürekli olarak modüle eder. Tedavi sırasında, hasta hastayı gantri açıklığı boyunca ilerletir, böylece radyasyon dozu hedef hacim etrafında helikal bir geometride uygulanır (Gibbons, 2020).

Stereotaktik Vücut Radyoterapisi

Stereotaktik vücut radyoterapisi, ektrakraniyal tümörlerin ultra yüksek dozlarla (6 ila 30 Gy) tedavi edildiği, beş veya daha az fraksiyondan oluşan hipofraksiyone bir tedavi

rejimini ifade eder. SBRT, çoğunlukla omurga, akciğer, karaciğer, pankreas, böbrek ve prostat tümörlerinde uygulanmaktadır (Gibbons, 2020).

Bu tedavi modalitesi, az sayıda fraksiyonda yüksek dozlar içerdiği için, yüksek dozların hedef hacme uyumlu bir şekilde uygulanması ve hedef hacim dışında dozun hızla azalması, normal dokuların zarar görmesini en aza indirmek açısından kritik öneme sahiptir. Bu nedenle, doz dağılımının doğruluğu ve uyumu hayati bir önem taşır (Gibbons, 2020).

SBRT’de tümör lokalizasyonu ve doz uygulamasındaki sıkı doğruluk gereklilikleri, ancak titiz planlama, hastanın immobilizasyonu, solunum hareketlerinin yönetimi ve hedef lokalizasyonu ile geometrik doğrulama için ileri düzey görüntüleme teknikleri ile sağlanabilir (Gibbons, 2020).

2.4. Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemleri

Bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri, EBRT’de tümör kontrolünü en üst düzeye çıkarmak ve normal doku komplikasyonlarını en aza indirmek amacıyla ışın şekilleri ve doz dağılımları oluşturmak için kullanılır. Bir TPS, lineer hızlandırıcılar gibi tedavi uygulama cihazlarını modelleyerek hastanın anatomisine ait bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinde radyasyon dozunu hesaplayan bir algoritma kullanır. Bu sistem içinde simüle edilmiş tedavilerin tasarlanması ve değerlendirilmesi sürecine genel olarak tedavi planlaması denir (Podgoršak ve ark., 2005).

2.4.1. Doz Hesaplama Algoritmaları

Bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri, 1950’lerden beri radyoterapi planlamasında kullanılmaktadır. İlk bilgisayar algoritması, izodoz dağılımlarını saklamak ve birden fazla ışın demetinin toplanmasına olanak sağlamak amacıyla delikli kartlar kullanan Tsien’e atfedilmektedir. O zamandan bu yana, bilgisayar hızlarındaki ve algoritma geliştirmelerindeki ilerlemeler, hastalardaki foton doz dağılımlarını tahmin etme yeteneğimizi büyük ölçüde artırmıştır (Khan ve ark., 2021).

Bilgisayar planlama algoritmalarını sınıflandırmaya yönelik Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)) 42 raporu foton dozu hesaplama yöntemlerini iki kategoriye ayırmıştır: ampirik ve model tabanlı algoritmalar. Bentley-Milan gibi erken ampirik algoritmalar, girdi olarak düz bir su fantomu üzerinde ölçülen klinik ışın verileri kullanılarak geliştirilmiştir. Daha sonra hasta dış konturundaki değişiklikler, bloklar veya fiziksel kamalar gibi çeşitli uygulamaları dahil etmek için düzeltmeler yapılmıştır. Sonunda, hasta heterojenliği düzeltme faktörleri de dahil edilmiştir, ancak bunlar su bazı hesaplamalar homojen bir hasta geometrisi varsayılarak yapıldıktan sonra uygulanmıştır. Bu gelişmelerin çoğu, bilgisayarlı tomografinin ortaya çıkmasından veya en azından BT görüntülerinin radyoterapi planlama sürecine dahil edilmesinden önce gerçekleşmiştir (Khan ve ark., 2021).

Radyoterapide doz dağılımlarını hesaplamak için temelde üç farklı algoritma türü vardır:

Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar:

Bu algoritmalar su benzeri homojen bir ortamdaki doz dağılımıyla başlar. Daha sonra hasta içindeki gerçek doz dağılımının karmaşıklıklarını hesaba katmak için düzeltme faktörleri uygularlar. Bu düzeltmeler doku inhomojeniteleri, hasta kontur düzensizlikleri ve ışın yoğunluğundaki varyasyonlar için faktörler içerir (Lu, 2013).

Model Tabanlı Algoritmalar:

Model tabanlı algoritmalar, düzeltme tabanlı algoritmalarla kıyasla radyasyon ve madde arasındaki fiziksel etkileşimlerin daha gelişmiş modellerini kullanır. Model tabanlı algoritmalar, yol uzunluğu, doku bileşimi ve yoğunluğunu dikkate alarak doz dağılımını daha doğru bir şekilde tahmin etmeyi amaçlar. Bununla birlikte, tıpkı düzeltme tabanlı algoritmalar gibi, model tabanlı algoritmalar da doz- su ölçümlerine dayanır. Foton planlaması için Analitik Anizotropik Algoritma ve daraltılmış koni algoritması ve proton planlaması için Proton Konvolüsyon Süperpozisyon algoritması model tabanlı algoritmalarla örnektir (Lu, 2013).

Monte Carlo Tabanlı Algoritmalar:

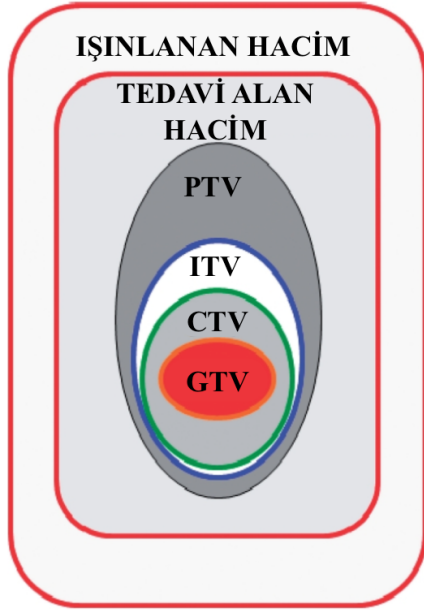
Monte Carlo tabanlı algoritmalar, doz hesaplaması için en doğru algoritmalar olarak kabul edilir. Düzeltme ve model tabanlı algoritmaların aksine, doz-doku hesaplamalarına dayanırlar. Monte Carlo algoritmaları, farklı ortamlardan geçen çok sayıda bireysel parçacığı takip ederek saçılma ve enerji birikimini yolları boyunca simüle eder. Bu yöntem, insan vücudu gibi heterojen ortamlardaki doz dağılımlarının oldukça ayrıntılı ve doğru bir şekilde elde edilmesini sağlar (Lu, 2013).

2.5. Tedavi Hacimleri

Radyoterapi sürecinde hedef ve korunması gereken yapılar BT görüntüleri üzerinde tanımlanır. Bu süreci standartlaştırmak için, ICRU, 1993 yılında, “iyonlaştırıcı radyasyonun ve maddenin etkileşiminde kullanılan nicelikler ve birimler için kavramların, tanımların ve önerilerin geliştirilmesi, özellikle radyasyonun neden olduğu biyolojik etkiler açısından” raporlar yayımlamıştır.

ICRU 50 raporu, ardından ek niteliğinde yayımlanan ICRU 62 ve ICRU 83 raporlarını yayımlamıştır. Bu raporlar kapsamında tanımlanması gereken bazı standart hacimler sunulmuştur.

Gross tümör hacmi, hastanın kendisinde veya görüntüleme (radyografi, BT taraması, MRI, FDG-PET, vb.) yardımıyla gözle (veya palpasyonla) görülebilen hacimdir. Bu hacim, herhangi bir marj eklemeyen, gerçekte ne görüldüğünü temsil eder. Ayrıca, GTV üzerine bir marj eklenerek klinik hedef hacim CTV oluşturulur. Bu genişleme, GTV hacmine ek olarak mikroskobik hastalığı da kapsayacak bir marj içerir. Tedavinin amacına ulaşmak için bu hacim yeterli şekilde tedavi edilmelidir (Podgoršak ve ark., 2005).



Şekil 2.3. ICRU50-62 Hedef hacim tanımlamaları (Hoyer ve ark., 2011)

ITV, ICRU 62 raporunda tanımlanmıştır. ITV oluşturmak için CTV'ye dahili bir marj eklenir. Dahili marj; solunum, mesane ve rektum doluluğundaki değişim, yutma, kalp atışı ve bağırsak hareketleri gibi fizyolojik hareketlerin neden olduğu tümör pozisyonundaki değişimi hesaba katmak için gereklidir. Son olarak, PTV oluşturulur; bu da ITV'ye kurulum (setup) belirsizliklerini ve tedavi cihazı toleranslarını kapsayacak şekilde eklenen bir marjdan oluşur (Podgorşak ve ark., 2005).

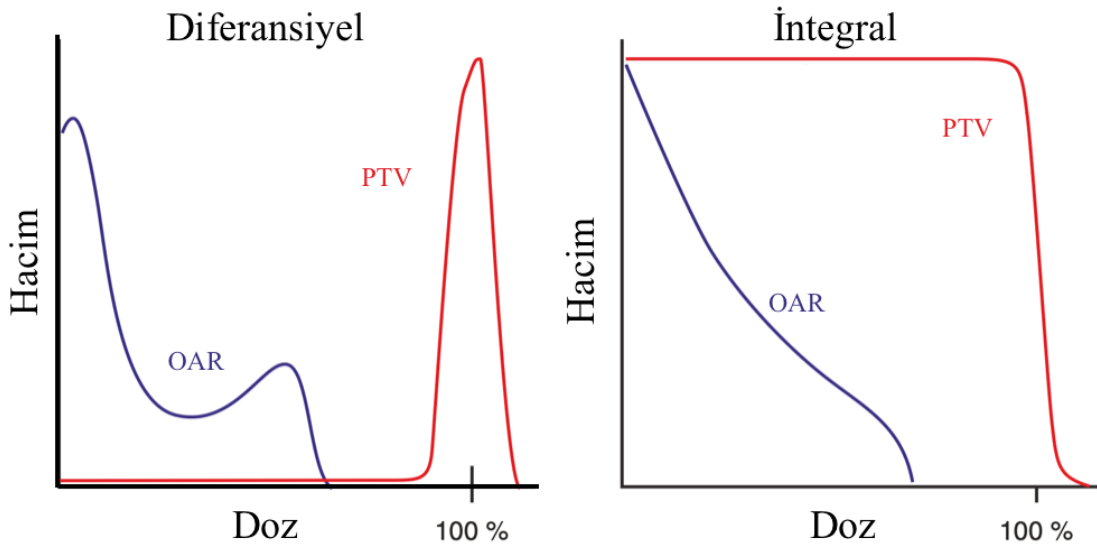
Risk altındaki organlar (organ at risk (OAR)), ışına maruz kalabilecek normal doku hacimleridir. Planlanan risk altındaki organ hacmi (planning organ at risk volume (PRV)), OAR'ın pozisyon, şekil ve iç hareketlerindeki belirsizlikleri hesaba katmak için kullanılan bir kavramdır. PRV, OAR etrafına bir marj eklenerek oluşturulur; bu marj, organın şekil ve boyutundaki fizyolojik değişiklikler (örneğin mesane doluluğu, solunum hareketi), tedavi sırasında organın iç hareketi ve hasta pozisyonlandırmasındaki değişiklikler ile tedavi cihazının mekanik toleransları gibi faktörleri telafi etmeye yöneliktir (Podgorşak ve ark., 2005).

GTV, CTV ve OAR kavramlarının anatomik veya fizyolojik anlamları vardır ve tedavi türüne bağlı değildir. PTV, ITV ve PRV kavramları ise tedavi planı bağlamında anlam taşır ve tedavi türüne göre değişebilir.

2.6. Plan Değerlendirme Araçları

Klinik radyoterapi uygulamalarında tedavi planlarının değerlendirilmesine ve karşılaştırmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu planlar modalite (örneğin 3DCRT, VMAT), planlama tekniği veya sadece planlama sürecindeki değişkenler açısından farklılık gösterebilir. Tedavi planı karşılaştırmasında mevcut durum, ağırlıklı olarak doz-volüm histogramı (DVH) metriklerine ve doz dağılımlarının görsel incelenmesine bağlıdır (Kaplan ve ark., 2021).

DVH'ler diferansiyel veya integral formda sunulabilir. Diferansiyel form, belirli bir doz aralığında doz alan organ hacmini gösterirken; integral form, en az D dozunu alan hacmin, D'nin bir fonksiyonu olarak tanımlanır. Hacim, ya organın toplam hacminin yüzdesi olarak ya da santimetreküp (cm^3) cinsinden ifade edilir. Diferansiyel form, doz aralığı ve üniformitesinin hızlı görsel incelenmesine olanak tanır. DVH, birçok radyoterapi sonuç modeli DVH parametrelerine dayandığı için tedavi planı kalitesinin değerlendirilmesinde yaygın olarak ana yöntem olarak kullanılmaktadır. Çoğu ticari tedavi planlama sistemi hem plan optimizasyonunda hem de değerlendirme süreçlerinde neredeyse tamamen DVH metriklerine dayanmaktadır. Ancak, DVH'nin önemli bir eksikliği, hedef hacim veya OAR içerisindeki dozun konumsal dağılımı hakkında bilginin eksik olmasıdır (Khan ve ark., 2021).



Şekil 2.4. Diferansiyel ve integral DVH

Bir hastadaki dozun konumsal dağılımı çoğunlukla görsel inceleme ile değerlendirilir. Ancak, bir gözlemcinin iki boyutlu görüntü dilimlerinden doz dağılımının tüm üç boyutlu karmaşıklığını tam olarak kavraması neredeyse imkânsızdır. Bu durum, görsel incelemeyi hem zaman alıcı hem de gözlemciler arası farklılıklara açık hâle getirir. Bu farklılıkların üstesinden gelmek amacıyla literatürde nicel doz metrikleri önerilmiştir. Yaklaşımlar arasında doz konformitesini (conformity index (CI)), homojenliğini (homogeneity index (HI)) ve gradyanlarını (gradyan index (GI)) tanımlayan indeksler yer almaktadır.

Konformite indeksi, radyoterapi planlarında hedef volüm ile reçete edilen doz dağılımı arasındaki uyumu ve planın ne kadar konformal olduğunu objektif olarak ölçen bir dozimetrik parametredir. En sık kullanılanları RTOG konformite indeksi ve Paddick konformite indeksidir. RTOG konformite indeksi basit ve yaygın kullanıma sahipken sadece reçete dozunu alan hacim ile hedef hacim arasındaki oranı hesaplar. Paddick konformite indeksi ise geometrik örtüşmeyi de dikkate alarak daha kapsamlı bir değerlendirme sağlar. $CI_{Paddick}$ değeri 0 ile 1 arasında değişir ve 1'e yakın bir değer, daha iyi sarımve çevredeki normal dokuların daha etkili bir şekilde korunması anlamına gelir (Wilke ve ark., 2019).

$$CI_{RTOG} = \frac{TV}{V_{RI}} \quad (2.2)$$

$$CI_{Paddick} = \frac{TV_{PIV}^2}{(TV \times V_{RI})} \quad (2.3)$$

CI_{RTOG} : RTOG konformite indeksi

$CI_{Paddick}$: Paddick konformite indeksi

TV : Hedef hacmi

V_{RI} : Reçete dozu hacmi

TV_{PIV} : Hedef hacmi saran reçete dozunun hacmi

Gradyan indeksi, radyoterapi planlamasında özellikle SRS ve SBRT planlarının kalitesini değerlendirmek için kullanılan önemli bir dozimetrik parametredir. GI, hedef hacmin dışında, dozun ne kadar hızlı düştüğünü ve çevre sağlıklı dokuların gereksiz yüksek dozdan ne kadar iyi korunduğunu nicel olarak gösterir (Wilke ve ark., 2019). Gradyan indeksi RTOG 0813 çalışmasında R50% olarak tanımlanmıştır.

$$R50\% = \frac{V_{\%50reçete\ dozu}}{TV} \quad (2.4)$$

$R50\%$: Gradyan indeksi

$V_{\%50reçete\ dozu}$: Reçete edilen yarıdozun kapladığı hacim

TV : Hedef hacmi

Homojenite indeksi, radyoterapi planlamasında PTV içerisindeki doz dağılımının ne kadar homojen dağıldığını nicel olarak değerlendiren önemli bir parametredir. HI, özellikle yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT, VMAT) ve SBRT gibi ileri tekniklerde plan kalitesinin objektif olarak karşılaştırılması ve optimize edilmesinde kullanılır (Kataria ve ark., 2012).

$$HI_{ICRU} = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \quad (2.5)$$

$D_{2\%}$: Hedef hacmin %2'sinin aldığı doz

$D_{98\%}$: Hedef hacmin %98'sinin aldığı doz

$D_{50\%}$: Hedef hacmin %50'sinin aldığı doz

2.7. Akciğer Kanseri

2022 yılı itibarıyla dünya genelinde yaklaşık 2,5 milyon yeni vaka ve 1,8 milyondan fazla ölümle akciğer kanseri, kanserle ilişkili morbidite ve mortalitenin başlıca nedenidir. Küresel ölçekte teşhis edilen kanserlerin neredeyse sekizde biri (%12,4) ve kanser ölümlerinin beşte biri (%18,7) akciğer kanserine bağlıdır (GLOBOCAN, 2022).

Akciğer kanseri, başlıca küçük hücreli akciğer kanseri ve küçük hücreli dışı akciğer kanseri olarak sınıflandırılır; KHDAK en yaygın akciğer kanseri türüdür ve tüm akciğer vakalarının yaklaşık %89'unu oluşturmaktadır (Zhang ve ark., 2023).

Akciğer kanseri büyük ölçüde tütün kullanımı nedeniyle ortaya çıkar; çünkü tütün dumanı, hidrokarbonlar, polisiklik aromatik hidrokarbonlar ve benzen gibi en az 69 kanserojen madde içeren 7.000'den fazla kimyasal barındırır (Wild ve ark., 2020). Ayrıca, daha önce geçirilmiş akciğer hastalıkları (özellikle kronik obstrüktif akciğer hastalığı ve pnömoni), arsenik, asbest, krom, nikel ve radon gibi mesleki kanserojenlere maruz kalma, genetik yatkınlık, insan immün yetmezlik virüsü enfeksiyonu ve alkol tüketimi gibi diğer risk faktörleri de tanımlanmıştır (Bade ve ark., 2020).

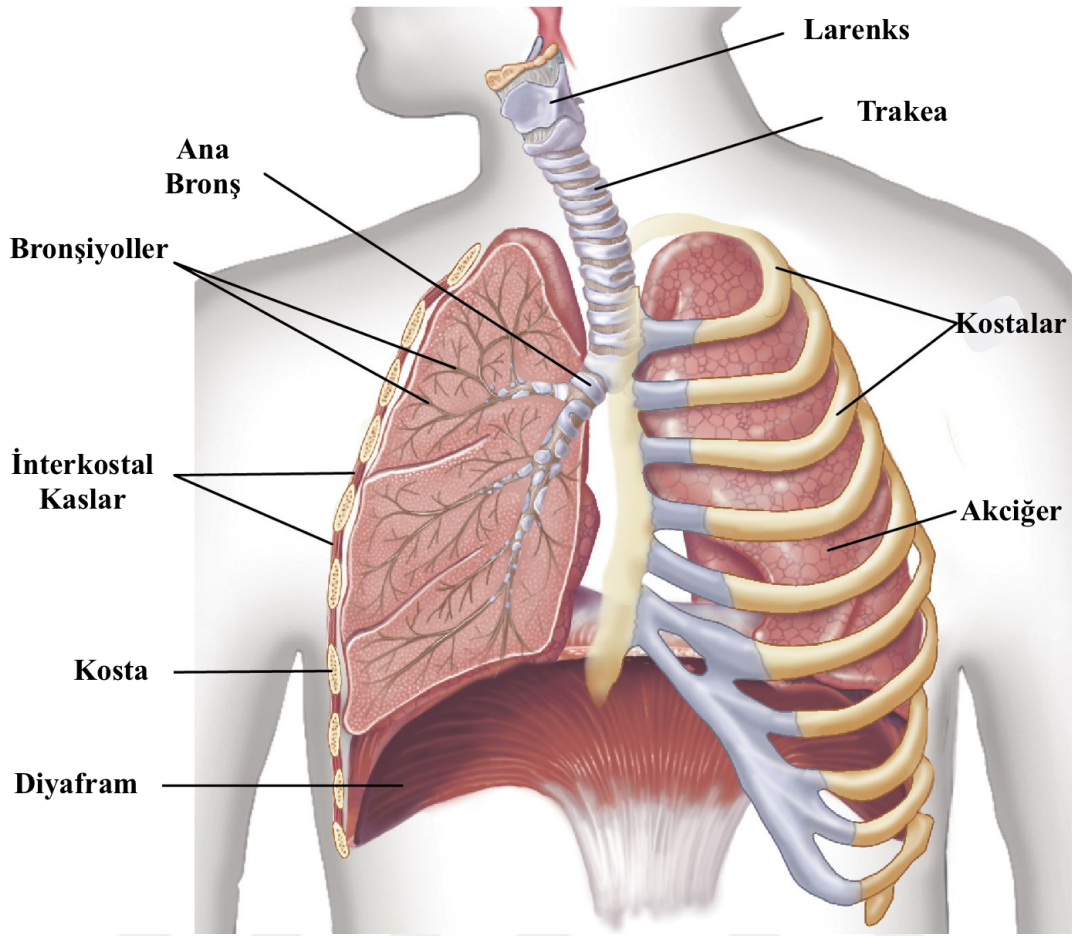
TNM Evreleme Uluslararası Kanser Kontrol tarafından geliştirilip sürdürülen, çeşitli kanser türlerini standartlaştırılmış ölçütlere göre evrelemek için kullanılan bir araçtır:

- T kategorisi, primer tümörü (boyutu ve yayılım derecesi) tanımlar;
- N kategorisi, lenf düğümlerine yayılım derecesini tanımlar;
- M kategorisi, metastaz varlığını (vücudun uzak bölgelerine yayılım) gösterir.

TNM kategorileri belirlendikten sonra, genel bir evre olarak 0, I, II, III veya IV atanır. (bazı durumlarda harflerle alt evrelere ayrılır).

2.7.1. Akciğer Anatomisi

Akciğerler, kalp, trakea, özofagus ve büyük damarları içeren mediastinumun her iki yanında yer alır. Akciğerler koni şeklindedir; tepesi, köprücük kemiğinin yaklaşık 2-3 cm yukarısına boyuna doğru uzanır, tabanı diyafram üzerinde yer alır, kostal yüzeyi göğüs duvarı boyunca uzanır ve mediastinal yüzeyi kalp ve diğer mediastinal yapılarla şekillenir. Akciğerlerin üzeri visseral plevra ile, göğüs boşluğunun iç yüzeyi ise parietal plevra ile kaplıdır. Akciğerler serbestçe asılıdır ancak hilerden çıkan yapılar aracılığıyla mediastinuma tutunurlar (Halperin ve ark., 2019).



Şekil 2.5. Akciğer anatomik yapısı
(<https://www.britannica.com/science/bronchitis#/media/1/80904/269093>, Erişim tarihi:26 Haziran 2025)

Akciğerler, belirgin loblara ayrılmıştır: sağ akciğerde üç, sol akciğerde ise iki lob bulunur. Sağ akciğer, oblik (majör) ve horizontal (minör) fissürler ile süperior, medial ve inferior loblara ayrılır. Sol akciğer ise yalnızca oblik fissür ile süperior ve inferior olmak üzere iki loba ayrılır.

Bronkopulmoner segment, akciğerin fonksiyonel birimidir ve segmental bronşlarla tanımlanır. Trakea, karina seviyesinde (sternumun manubrium ve gövdesi birleşim yerinde) sağ ve sol ana bronşlara ayrılır. Her ana bronş, akciğerin bir lobuna hizmet eden lobar bronşlara ayrılır. Lingula sol üst lobda yer almasına rağmen, lingular bronş birçok kaynakta lobar bronş olarak kabul edilir. Her lobar bronş, bronkopulmoner segmentleri oluşturan daha küçük bronşlara ayrılır. Bu segmentler piramidal şekildedir; tepesi akciğer köküne, tabanı ise plevral yüzeye bakar. Her bronkopulmoner segmente giren yapılar (bronş ve arter) genellikle merkezi yerleşimlidir; segmentten çıkan yapılar (venler ve

lenfatikler) ise segmentleri ayıran bağ dokusu içinde, periferde bulunur. Segmental bronşlar bronşiolle ayrılar, dallanarak devam eder ve sonunda kan-gaz değişiminin gerçekleştiği alveollerini oluşturur (Halperin ve ark., 2019).

Her bronkopulmoner segmentin ana lenfatik drenajı, damarlar ve hava yolları boyunca hiluma doğru ilerler ve nihayetinde mediastinuma boşalır. Ancak, toraks içindeki zengin lenfatik aę, drenaj paternlerinde karmaşık değişkenliğe yol açar. Uluslararası Akciğer Kanseri Araştırmaları Birliği, eski haritalar arasındaki farklılıkları uzlaştıran ve tüm lenf nodu istasyonları için kesin anatomik tanımlar sağlayan bir lenf nodu haritası geliştirmiştir. Uluslararası Akciğer Kanseri Araştırmaları Birliği lenf nodu haritası, Amerikan Kanser Komitesi tarafından onaylanmış ve evreleme kılavuzuna dahil edilmiştir. Uluslararası Akciğer Kanseri Araştırmaları Birliği lenf nodu haritası, prognostik açıdan önemli olan ve klinik uygulamada yaygın olarak kullanılan intrapulmoner, hiler ve mediastinal bölgelerde 14 lenf nodu düzeyini tanımlar (Halperin ve ark., 2019).

2.7.2. Akciğer Kanseri Tedavi Teknikleri

Akciğer kanseri için tedavi seçimi, multidisipliner bir ekip tarafından yapılır ve çoğu vakada cerrahi, radyoterapi ve/veya kemoterapi (birlikte uygulandığında: kemo-radyoterapi) seçeneklerinden biri tercih edilir. Bununla birlikte, immünoterapi ve çeşitli hedefe yönelik tedaviler de tedavi planına dahil edilebilir (Lemjabbar-Alaoui ve ark., 2015).

Cerrahi rezeksiyon, erken evre (Evre I, II) küçük hücreli dışı akciğer kanserinin (KHDAK) kesin tedavisinde uzun süredir altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak teşhis anında, çoğu KHDAK hastasında hastalık lokal tedavi ile tamamen tedavi edilemeyecek kadar ilerlemiş durumdadır. Ayrıca cerrahi, karmaşık bir işlem olup ciddi sonuçlar doğurabilir (lobektomi, pnömonektomi, segmentektomi, kama rezeksiyonu veya sleeve rezeksiyonu gibi). Bu nedenle, hastaların %20-30'u cerrahiye uygun değildir ya da cerrahiye tercih etmemektedir. Bu hasta grubu için en uygun tedavi seçeneği radyoterapidir (Palma ve ark., 2011).

2.8.1 Akciğer Kanseri Stereotaktik Vücut Radyoterapisi

KHDAK en yaygın akciğer kanseri türüdür ve tüm akciğer vakalarının yaklaşık %89'unu oluşturmaktadır (Zhang ve ark., 2023). Cerrahi, erken evre KHDAK için mevcut öneri olmaya devam etmektedir; ancak, hastaların önemli bir kısmının çeşitli ek hastalıklar nedeniyle cerrahi tedaviye uygun olmadığı kabul edilmektedir (Robinson ve ark., 2010). Özellikle periferik yerleşimli tümöre sahip, cerrahi tedaviye uygun olmayan veya cerrahi tedaviyi kabul etmeyen erken evre KHDAK hastalarında stereotaktik SBRT, cerrahi tedaviye alternatif ve oldukça etkili bir tedavi tekniğidir (Timmerman ve ark., 2018).

Akciğer SBRT'sinde amaç, akciğer tümörüne ablatif bir doz verirken çevre akciğer dokusunu mümkün olduğunca korumaktır. Bu hedeflere etkili ve güvenli bir şekilde ulaşmak; hedef lezyonun kesin olarak lokalize edilmesini, adaptif radyasyon planlarını, tedavi boyunca hedef pozisyonunun sürekli olarak yönetilmesini ve sağlam bir kalite güvencesini gerektirir (Price ve ark., 2019).

2.9. Solunum Hareketi ve Yönetimi

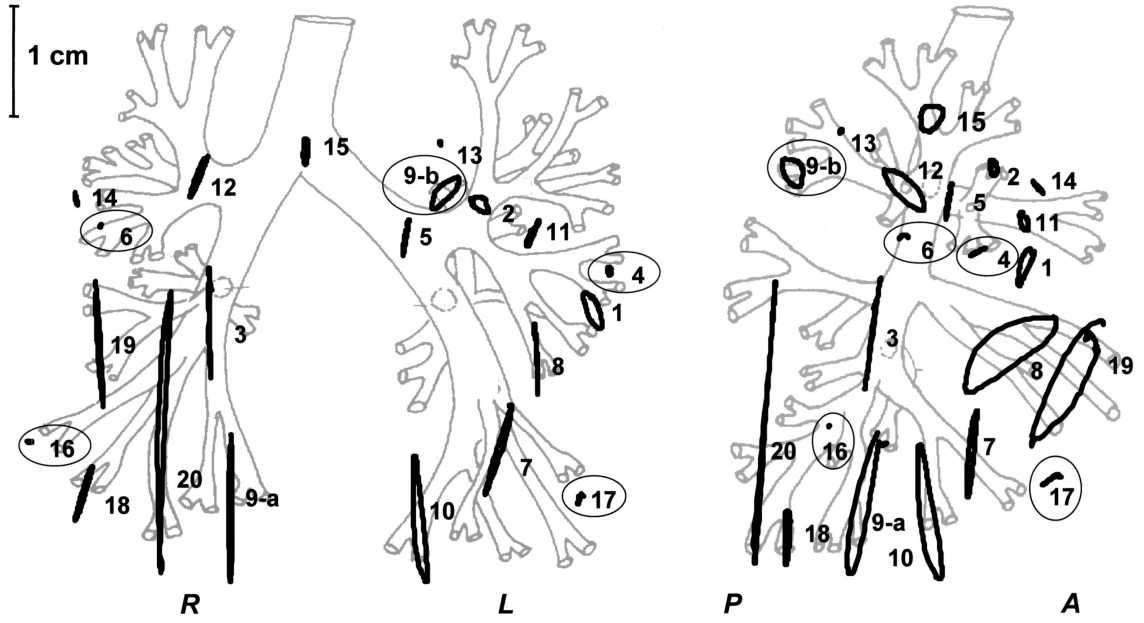
Akciğerin temel işlevi, oksijen ve karbondioksit gazlarının kan ve hava arasında değişimini sağlayarak arteriyel kanda oksijenin parsiyel basıncı ve karbondioksitin parsiyel basıncı seviyelerini normal düzeylerde tutmaktır. Solunum, istemsiz bir eylemdir; yani bir kişi bilinçsiz olsa bile nefes alıp vermeye devam eder. Bununla birlikte, bireyler solunumlarının sıklığını, genliğini ve nefes tutmalarını belirli sınırlar dahilinde kontrol edebilirler (Keall ve ark., 2006).

Kalp hareketinden farklı olarak, radyasyon onkolojisindeki solunum hareketi ritmik değildir. Solunum döngüsü, arteriyel kanda oksijen, karbondioksit ve pH seviyelerine duyarlı kemoreseptörler aracılığıyla düzenlenir. Anatomik olarak akciğerler, sıvı dolu plevral boşlukla çevrili olan torasik boşluk içinde tutulur. İnhalasyon (nefes alma), solunum kaslarının aktif katılımını gerektirir. Sessiz solunum sırasında, torasik boşluğun artan hacmi havayı içeri çeker. İnhalasyonun en önemli kası diyaframdır. Diyafram kasıldığında aşağı doğru iner ve karın bölgesi aşağıya ve öne doğru hareket eder, böylece göğüs boşluğunun süperior-inferior boyutunu artırır (Keall ve ark., 2006).

Kaburgalar arasındaki interkostal kaslar, bitişik kaburgaları bağlar ve normal inhalasyona katılır. Bu kaslar inhalasyon sırasında kasılarak kaburgaları yukarı ve öne doğru çeker, böylece toraksın hem lateral hem de anterioroposterior çaplarını artırır. Ekshalasyon (nefes verme), sessiz solunumda pasiftir. Akciğerler ve göğüs duvarı elastiktir ve ekshalasyon sırasında inhalasyon öncesi konumlarına pasif olarak döner. Diğer ventilasyon kasları yalnızca aktif ekshalasyon sırasında devreye girer (Keall ve ark., 2006).

Transpulmoner basınç, ağızdan alınan gazın basıncı ile akciğerleri çevreleyen plevral basınç arasındaki farktır. İnhalasyon sırasında bu basınç azalır ve ekshalasyon sırasında tekrar eski seviyesine döner. Normal solunumda, aynı transpulmoner basınç seviyesinde akciğer hacminin boşalma miktarı, dolma miktarından daha büyüktür. Bu duruma “histerezis” denir ve akciğer ile göğüs duvarının karmaşık basınç-hacim ilişkisine bağlanır (Keall ve ark., 2006).

Solunum hareketinin karakteristiği, çeşitli çalışmalarda kısa ve uzun zaman ölçekleri için araştırılmış ve sunulmuştur. Korreman 2015 yılında solunuma bağlı akciğer hareketini inceleyen yedi çalışmanın (toplam 62 hasta) sonuçlarını gözden geçirmiş ve ortalama genliklerin kraniokaudal yönde 10,3 mm (1 mm-31,9 mm), anteroposterior yönde 6,4 mm (0 mm-24,4 mm) ve mediolateral yönde ise (1 mm-10 mm) olduğunu bulmuştur. Ayrıca, solunum paterninin her nefes döngüsünde değişiklik gösterdiği ve bu değişimin, tüm döngülerdeki toplam hareket miktarının ortalamasının yaklaşık %20’si kadar bir standart sapmaya sahip olduğunu, yani hareketin her nefeste belirgin şekilde farklılık gösterebildiği ortaya koymuştur. Tümör hareketi ağırlıklı olarak kraniokaudal yönde gerçekleşmekte ve genellikle alt loblarda üst loblara göre daha büyüktür (Korreman, 2015).



Şekil 2.6. 21 adet tümörün izlediği yolların ortogonal projeksiyonları, (solda) koronal düzlemde ve (sağda) sagittal düzlemde gösterilmiştir (Seppenwoolde ve ark., 2002).

Tedavi sırasında solunum hareketinin yönetimi, mevcut teknolojiye ve personelin uzmanlık düzeyine bağlıdır. Tümör hareketini sınırlamak, kontrol etmek ve/veya telafi etmek için hareket yönetim teknikleri geliştirilmiştir.

2.9.1. Hareketi Kapsayan Yöntemler

Bu tekniğin temelinde, tümör hareketinin tam kapsamının belirlenmesi ve ardından tüm potansiyel tümör konumlarının tedavi hedefinin bir parçası olarak dahil edilmesi yer alır. Potansiyel tümör konumlarını belirlemenin üç farklı yöntem vardır; solunumun birden fazla döngüsü boyunca kapsayabilen yavaş BT, inspirasyon ve ekspirasyon nefes tutma BT taramaları ve dört boyutlu 4B BT'dir. Bu yöntemler ile tümörün hareket aralığı belirlenerek dahili hedef hacmi oluşturulur. Solunum paternlerinin ve dolayısıyla tümör hareketinin, simülasyon seansları ile tedavi seansları arasında değişebilmektedir. Ayrıca, bu görüntüleme işlemlerinden kaynaklanan radyasyon dozu, standart BT simülasyon işlemlerine göre 2 ila 15 kat daha fazla olabilir (Keall ve ark., 2006).

2.9.2. Solunum Eşleme

Solunum eşlemeli (gating) uygulamalar hem görüntüleme hem de tedavi sırasında radyasyonun, hastanın solunum döngüsünün belirli bir bölümünde uygulanmasını içerir. Solunum döngüsündeki eşleşmenin konumu ve genişliği, hastanın solunum hareketi talip edilerek belirlenir; bu takip, harici bir solunum sinyali veya dahili işaretleyiciler (fiducial marker) kullanılarak yapılabilir. Işın sürekli olarak verilmediği için, eşlemeli işlemler, eşlemesiz işlemlerden daha uzun sürer (Keall ve ark., 2006).

Solunum hareketi, solunum sinyalinin veya iç anatomik yapıların hareketinin bir parçası olarak kaydedilen iki değişkenle karakterize edilebilir: bunlar yer değiştirme ve fazdır. Buna göre, eşleme yöntemi de yer değiştirmeye dayalı eşleme veya faza dayalı eşleme olarak adlandırılır. Solunum sinyalinin yer değiştirmesi, nefes alma ve verme hareketinin iki uç noktası arasındaki göreceli pozisyonunu ölçer. Yer değiştirmeye dayalı eşlemede, solunum sinyali önceden belirlenmiş bir pozisyon aralığı (pencere) içinde olduğunda radyasyon ışını aktif hale gelir. İkinci değişken olan faz, solunum sinyalinden periyodiklik kriterlerini sağlayan bir algoritma ile hesaplanır; faza dayalı eşlemede ise, solunum sinyalinin fazı önceden seçilmiş bir faz penceresi içinde olduğunda radyasyon uygulanır (Keall ve ark., 2006).

Genellikle, kapı (gate), tümör hareketinin daha az olduğu solunum döngüsündeki bir bölgeyi (genellikle ekspirasyon sonu) veya akciğer hacminin maksimum olduğu bölgeyi (inspirasyon sonu) kapsar (Keall ve ark., 2006).

2.9.3. Nefes Tutma

Yaygın solunum kontrol yöntemleri arasında yer alan nefes tutma tekniklerinde, hastadan nefesini tutması istenir ve ışınlama, sadece solunum döngüsünün belirli bir pozisyonunda gerçekleşecek şekilde açılıp kapatılır. Bu teknik, solunum hareketini en aza indirmeyi amaçlar. Hastanın aktif katılımı ile tedavi sırasında hastalara rehberlik ve danışmanlık yapacak eğitilmiş terapistleri gerektirir. Nefes tutma yönteminde, tümör pozisyonunun stabilitesi ve her nefes tutmada hasta pozisyonunun tekrarlanabilirliği doğru olmalı ve doğrulanmalıdır. Yaygın olarak kullanılan nefes tutma yöntemleri derin inspirasyon nefes

tutma (deep inspiration breath hold (DIBH)) ve aktif solunum kontrolüdür (active breathing coordinator (ABC)) (Keall ve ark., 2006).

DIBH yönteminde, hasta nefesini bir spirometre veya harici bir hareket izleyicisi aracılığıyla ölçülen maksimum akciğer hacminde tutar. ABC ise benzer bir prensibe dayanır, ancak önceden belirlenmiş bir solunum fazı seçilir ve spirometreye bağlı, hava kompresörü ile şişirilen bir balon valfinden oluşan ABC cihazı, hastanın nefesini askıya alır (Keall ve ark., 2006).

2.9.4. Zorunlu Sığ Solunum

Zorunlu sığ solunum, başlangıçta küçük akciğer ve karaciğer lezyonlarının stereotaktik ışınlanması için geliştirilmiştir. Bu teknik, karına bastırılan bir plaka ile donatılmış stereotaktik vücut çerçevesi kullanır. Karına uygulanan basınç, diyafram hareketlerini azaltırken, sınırlı normal solunuma izin verir. Hem stereotaktik vücut çerçevesinin hem de basınç plakasının doğruluğu ve tekrarlanabilirliği, çeşitli gruplar tarafından değerlendirilmiş olup, en kapsamlı değerlendirme (Negoro ve ark., 2001) tarafından rapor edilmiştir. 18 hastayla yaptıkları bir çalışmada, abdominal kompresyon ile tümör hareketinin 8-20 mm (ortalama 12,3 mm) aralığından 2-11 mm'ye (ortalama 7,0 mm) düştüğünü bulmuşlardır. Genellikle, stereotaktik tedavilerde kullanılmaktadır, ancak teknoloji konvansiyonel akciğer tedavilerine de uygulanabilmektedir (Keall ve ark., 2006).

2.9.5. Hedef Takip Sistemleri

Hedef takip yöntemleri, diğer solunum takip yöntemlerinin tedavi süresi, ışınlama hacmi ve hasta konforu gibi bazı sorunlarını ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. Hedef takibinde, ışın açık kalma süresini kaybetmeden radyasyon ışını hastanın serbestçe nefes alıp vermesi sırasında solunum fazına uyacak şekilde tümör hareketini dinamik olarak takip eder. Bu sayede, tedavi marjları küçük tutulabilirken aynı anda sürekli radyasyon uygulaması sağlanır. Solunumla senkronize teknikler, uygulanması en karmaşık olan yöntemlerdir. Bu teknikler, tümör pozisyonunun gerçek zamanlı olarak görüntülenmesini, tedavi sisteminin yanıt süresindeki gecikmeleri telafi edebilmek için gelecekteki tümör

pozisyonlarının tahmin edilmesini ve ışının yeniden konumlandırılmasını gerektirir (Cavedon, 2019).

2.10. Radyokromik Film

Radyokromik film, radyasyon maruziyeti ile polimerizasyon reaksiyonu gerçekleşen monomerlerle dolu kristaller içerir. Bu reaksiyon sırasında polimer zincirleri oluşur ve film kararır daha az şeffaf hale gelir. Şeffaflık, alınan doz arttıkça azalır; dolayısıyla polimerizasyon derecesi, soğurulan doz ile artar (Das, 2017).

Polimerizasyon anlık olarak gerçekleşir ve ışınlamadan hemen sonra (milisaniyeler içinde) neredeyse tam renk oluşumu meydana gelir. Ancak ışınlamadan hemen sonraki bu dönemde renk oluşumu oldukça hızlı gerçekleşirken, polimerlerdeki bazı kimyasal reaksiyonlar daha yavaş bir hızda devam eder. Bu nedenle, toplam renk oluşumu daha uzun bir süre alabilir (Das, 2017).

Radyokromik film, yüksek uzaysal çözünürlüğe, enerji bağımlılığı düşük ve malzemesi dokuya yakın eşdeğerlilikte olduğu için radyoterapide birçok uygulama için uygun bir dozimetredir Brakiterapide, cilt dozu ölçümlerinde, küçük alan dozimetrisinde ve yeni tedavi tekniklerinin devreye alınmasında kullanılmaktadır (Devic, 2011).

2.11. Gama Analizi

Gama (γ) analizi yöntemi iki doz dağılımı arasında karşılaştırma yapmak için kullanılan bir karşılaştırma algoritmasıdır. Bu karşılaştırmada iki nokta arasındaki doz farkı ve iki dozun birbirleri arasındaki mesafe farkı karşılaştırılır. Genel olarak, ölçülen doz dağılımı referans olarak alınır ve hesaplanan doz dağılımı karşılaştırma yapmak için sorgulanır. Teoride referans doz dağılımları tek nokta (örneğin iyon odası ölçümü), bir boyutlu (örneğin çizgi profili), iki boyutlu (örneğin film) veya üç boyutlu (örneğin jel dozimetri, Monte Carlo simülasyonu) olabilir (Low ve ark., 1998).

γ değeri Şekil 2.7’de görüldüğü gibi her referans noktası için minimum Öklid mesafesini bulmaya dayanır. Doz dağılımındaki her referans noktası için, değerlendirilen dağılımdaki her noktaya karşı aşağıdaki bağıntılar kullanarak hesaplanır:

- Referans ve ölçülen doz arasındaki mesafe: $\Delta r(r_R, r_E)$
- Referans ve ölçülen noktadaki doz farkı: $\Delta D(r_R, r_E)$

r_R Referans noktası ve r_E değerlendirilen nokta olmak üzere doz farkı Denklem 2.6 ile hesaplanır:

$$\Delta D(r_R, r_E) = D_E(r_E) - D_R(r_R) \quad (2.6)$$

Denklem 2.6'de $D_E(r_E)$ değerlendirilen noktadaki doz değeri, $D_R(r_R)$ referans noktadaki doz değeridir.

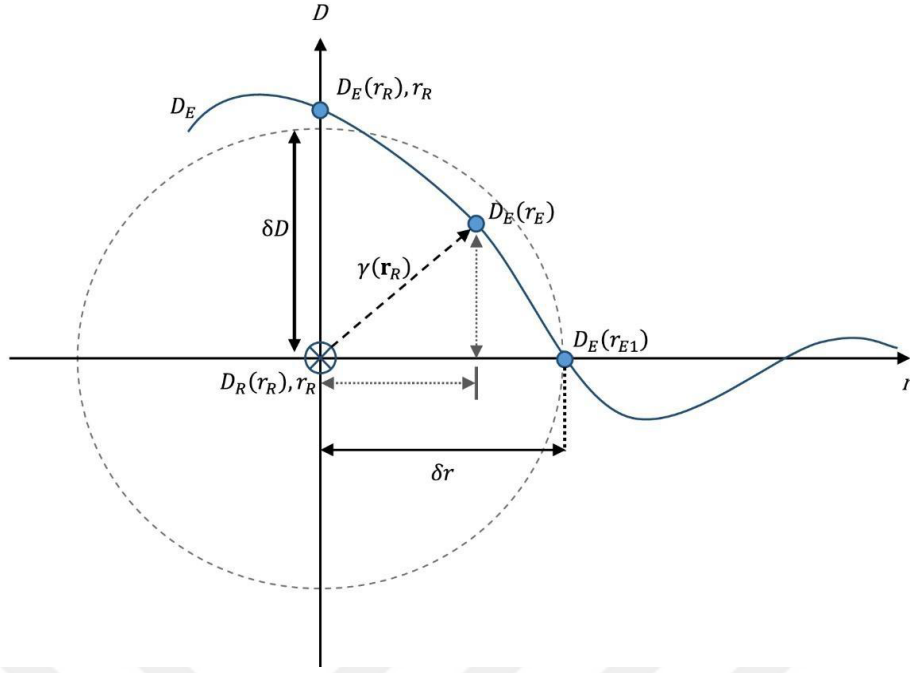
Denklem 2.7 ile her nokta için γ değeri hesaplanır.

$$\Gamma(r_R, r_E) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(r_R, r_E)}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2(r_R, r_E)}{\delta D^2}} \quad (2.7)$$

Denklem 2.7'de δr mesafe farkı kriteri, δD doz farkı kriteridir.

Referans nokta için Denklem 2.7 ile hesaplanan Γ değerleri içerisinde Denklem 2.8 ile minimum değeri alan seçilir.

$$\gamma(r_R) = \min\{\Gamma(r_R, r_E)\} \forall \{r_E\} \quad (2.8)$$



Şekil 2.7. Bir boyutlu doz dağılımı için γ analizi yönteminin şematik gösterimi ((Low ve ark., 1998).

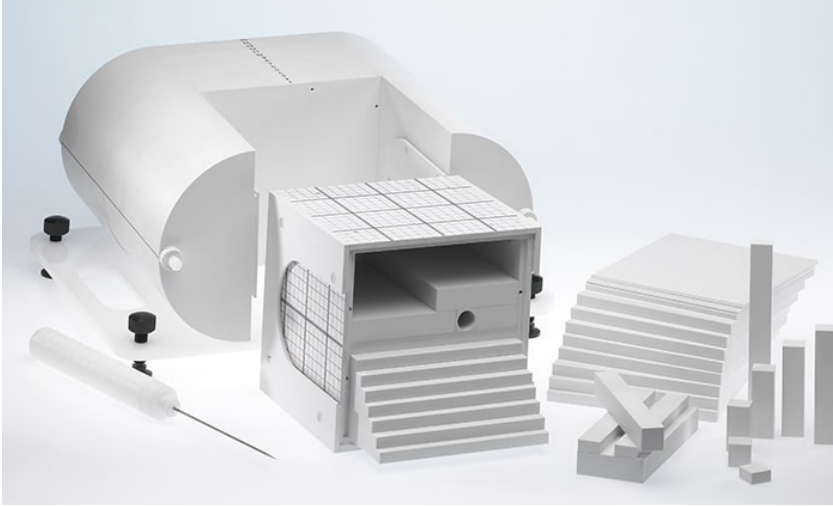
δr ve δD değerleri Şekil 2.7’de gösterildiği gibi referans noktası etrafında bir elipsoit oluşturur. Eğer değerlendirilen noktalardan biri bu elipsoidin içerisinde veya üzerinde ise $\gamma \leq 1$ olacağından bu nokta testi başarılı olarak geçer. Gama geçme oranı değerlendirme yapılan bölgedeki uyumlu noktaların ($\gamma \leq 1$), uyumsuz noktalara ($\gamma > 1$) yüzdesel oranıdır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Gereç

3.1.1. Iba I'mRT Modüler Fantom

Iba I'mRT fantomu, IMRT ve SBRT tedavi planlarının rölatif ve mutlak doz doğrulaması için kullanılan, su eşdeğeri RW3 malzemeden oluşan modüler bir fantomdur. Modüler tasarımı sayesinde çoklu film, TLD, iyon odası gibi dozimetrelerle kullanılabilir şekilde tasarlanmıştır. Bu özellikleri sayesinde, tedavi planlarının doğruluğunun sağlanmasında kullanılabilmektedir (https://www.iba-dosimetry.com/fileadmin/user_upload/products/02_radiation_therapy/imRT_phantom/I_mRT_Phantom_Rev.1b_0819.pdf, Erişim tarihi: 10 Haziran 2025).



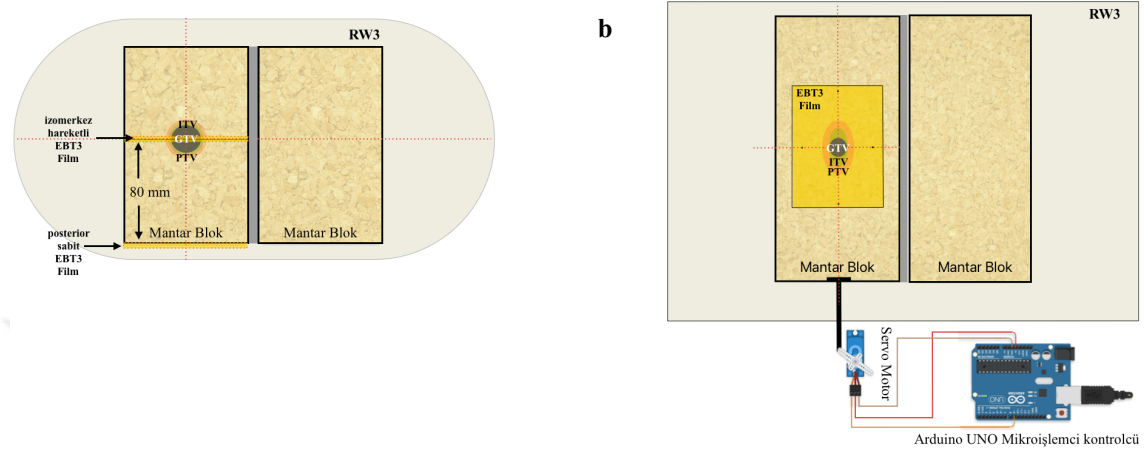
Şekil 3.1. Iba I'mRT Fantom (<https://www.medicalexpo.com/prod/iba-group/product-68812-710186.html>, Erişim tarihi: 10 Haziran 2025)

3.1.2. Hareketli Fantom

Akciğer hareketi simüle ederek ölçüm gerçekleştirmek amacıyla Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında bulunan IMRT fantom ile uyumlu olacak şekilde hareketli fantom tasarlanarak üretilmiştir.

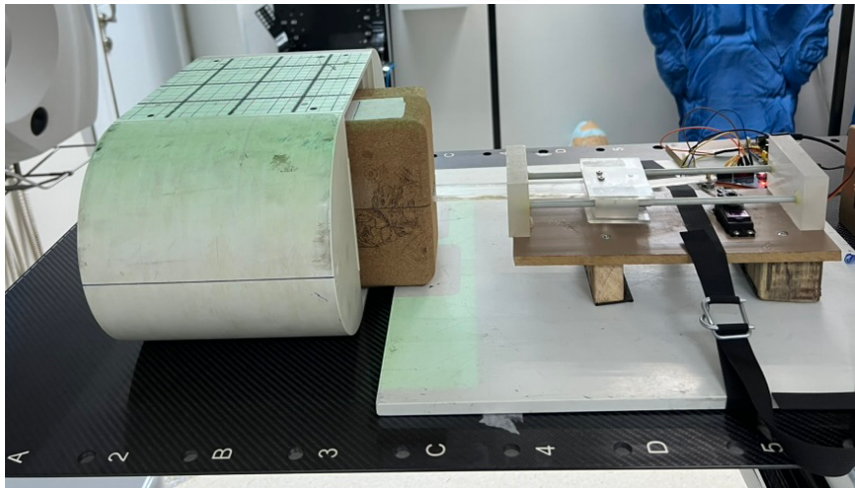
Chang ve arkadaşlarının 2012 yılında yaptığı çalışmada, dozimetrik olarak akciğer yerine kullanılabilir materyallerin, ICRU 44 raporunda belirtilen referans akciğer materyali

ile karşılaştırılması yapılmıştır. Bu çalışmada, kompozit mantarın fiziksel ve dozimetrik özellikler açısından uygun bir akciğer yerine geçen materyal olduğu bulmuşlardır. Bu nedenle, bu tez çalışmasında akciğer dokusunu simüle etmek amacıyla kompozit mantar blok kullanılmıştır. Hareketli fantomun şematik göstemi Şekil 3.2’de verilmiştir.



Şekil 3.2. Hareketli fantom şematik gösterimi **a)** aksiyel kesit **b)** koronal kesit

Mantar bloğun merkezinde ise epoksi reçine malzemeden oluşan yaklaşık 2 cm çapında olan küresel hedef bulunmaktadır.



Şekil 3.3. Hareketli fantom

Blok mikroişlemci kontrolcü ile sürülen servo motor yardımıyla istenilen frekans ve genlikteki solunum hareketini, periyodik olarak simüle edebilmektedir.

3.1.3. GE Discovery RT Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Çalışmada bilgisayarlı tomografi görüntüleri GE Healthcare marka Discovery RT model bilgisayarlı tomografi cihazı ile elde edilmiştir. 16 adet dedektöre sahip olan cihaz ile minimum 0,625 cm kesit kalınlığına sahip görüntüler elde edilebilmektedir. X-ışını tüpü 80-140 kV aralığında çalışma seçeneği sunmaktadır.

Ayrıca; bu cihaz aşağıdaki ek özelliklere de sahiptir;

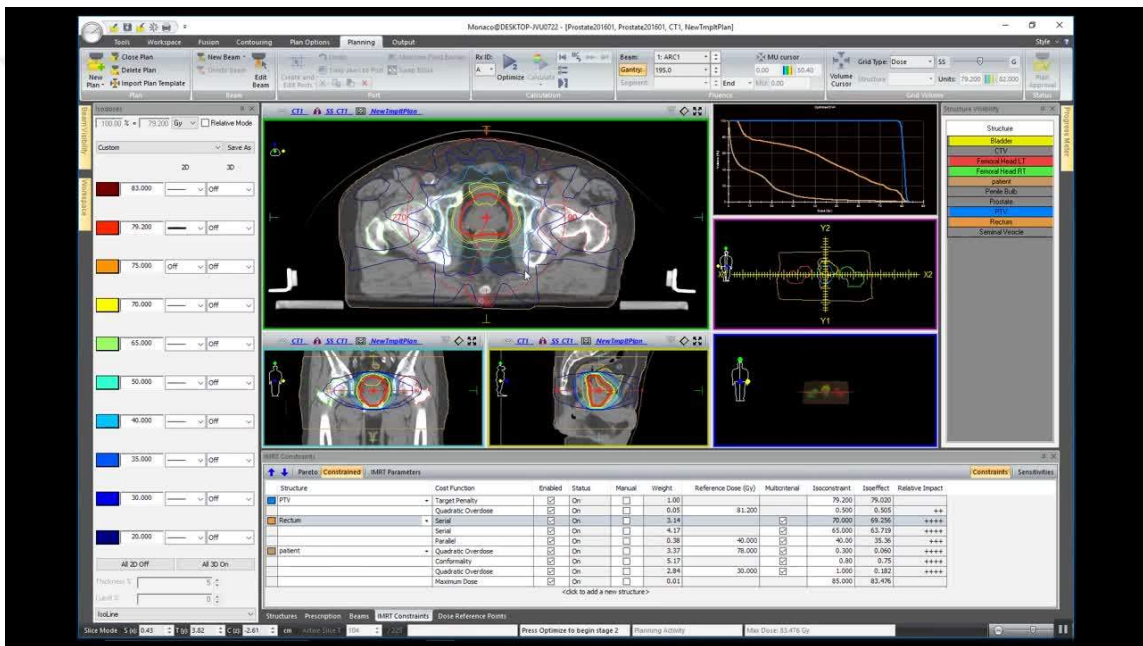
- Smart Metal Artifact Reduction özelliği ile görüntülerdeki metal artefaktlar azaltılmaktadır.
- Smart Deviceless 4D opsiyonu ile kemer vb. araçlara ihtiyaç duymadan 4 boyutlu görüntüleme yapılabilmektedir.
- Max Field-of-View özelliği ile BT tüneli içindeki her şeyin uçtan uca, eksiksiz bir görünümünü sağlamak amacıyla geleneksel verileri kullanabilmektedir (<https://www.gehealthcare.com.tr/products/computed-tomography/radiation-therapy-planning/discovery-rt>, Son erişim:25 Haziran 2025).



Şekil 3.4. GE Healthcare marka Discovery RT model bilgisayarlı tomografi cihazı (<https://www.gehealthcare.com.tr/products/computed-tomography/radiation-therapy-planning/discovery-rt>, Son erişim: 25 Haziran 2025)

3.1.4. CMS Monaco 5.51 Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmada tedavi planları, CMS Monaco 5.51 TPS ile oluşturulmuştur. TPS hem ileri hem de ters planlamayı desteklemektedir. 3 boyutlu konformal, dinamik konformal ark, statik IMRT, D-IMRT ve VMAT tekniklerini ile planlar oluşturulabilmektedir. Foton ve elektron ışın demetleri için Monte Carlo doz hesaplama algoritmasına sahiptir. Ayrıca, foton demetleri için Pencil Beam ve Collapsed Cone doz hesaplama algoritmaları da bulunmaktadır. Şekil 3.5'te Monaco TPS'in ara yüzü gösterilmektedir (<https://www.elekta.com/company/newsroom/videos/what-is-monaco-fyiklamvanzkr9xuwjgznf/>, Son erişim: 25 Haziran 2025).



Şekil 3.5. CMS Monaco 5.51 tedavi planlama sistemi arayüzü

3.1.5. Elekta Synergy Linak Tedavi Cihazı

Çalışmada, Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı cihazı kullanıldı. Cihaz Agility kafa yükseltmesine sahiptir. Düzleştirici filtrelili 6,10 ve 18 MV ve düzleştirici filtresiz 6 ve 10 MV foton enerjilerine sahiptir. Tedavi cihazı eşmerkezde genişliği 0,5 cm olan 160 life sahiptir. VMAT, dinamik ve statik IMRT ve 3 boyutlu konformal radyoterapi gibi tedavi tekniklerini uygulayabilmektedir. Yüksek doğrulukla SRS ve SBRT tedavilerini uygulayabilmektedir. İki boyutlu, üç boyutlu ve dört boyutlu olarak, kV enerji

seviyesinde X-ışını ile görüntüleme yapabilmektedir. Ayrıca, tedavi sırasında kV mertebesinde 3 boyutlu görüntülemeyi desteklemektedir. Sahip olduğu Hexapod masa, translasyonel hareketin yanı sıra rotasyonel harekette yapabilmektedir (<https://www.elekta.com/products/radiation-therapy/versa-hd/>, Erişim tarihi: 25 Haziran 2025).

3.1.6. PTW 30013 İyon Odası ve UNIDOS Elektrometre

Foton enerjileri için doz verimi ölçümleri ve kalibrasyon yapılırken PTW TM 30013 farmer tip iyon odası ve unidos elektrometre kullanılmıştır. İyon odası grafit duvara, alüminyum merkezi elektrota ve 0,6 cm³ hassas hacme ve su geçirmez özelliğe sahiptir. İyon odası Şekil 3.6'da gösterilmektedir.



Şekil 3. 6. PTW 30013 İyon odası (<https://www.ptwdosimetry.com/en/products/farmer-ionization-chamber-30013-waterproof>, Erişim tarihi: 25 Haziran 2025)

3.1.7. PTW RW3 Katı Su Fantomu

Çalışmada doz verimi ölçümü ve kalibrasyon için suya eşdeğer RW3 malzemedan üretilmiş PTW marka katı su fantomu kullanılmıştır. ⁶⁰Co ile 25 MV foton ve 4 MeV ile 25 MeV elektron enerji aralıklarında ölçüm yapılmasına uygundur. Fantomlar 1 mm kalınlığında 1 plaka, her biri 2 mm kalınlığında 2 plaka, 5 mm kalınlığında 1 plaka ve her biri 10 mm kalınlığında 29 plakadan oluşur. Bu kombinasyon, ölçüm derinliğini 1 mm'lik artışlarla değiştirmeyi mümkün kılar. Tam fantomun boyutu 30 cm x 30 cm x 30 cm'dir. Çeşitli dedektör tipleri için adaptör plakaları mevcuttur. Şekil 3.7'de PTW RW3 katı su fantomu gösterilmiştir.



Şekil 3.7. PTW RW3 katı su fantomu (<https://www.ptwdosimetry.com/en/products/rw3-slab-phantom>, Erişim tarihi: 25 Haziran 2025).

3.1.8. GAFChromic EBT3 Radyokromik Film

Gafchromic EBT3 filmi (Ashland Advanced Materials, Bridgewater, NJ, ABD), her biri 0,125 mm kalınlığında iki polyester tabaka (substrat) arasında korunan 0,028 mm kalınlığındaki aktif tabakadan (emülsiyon) oluşan şeffaf, radyokromik bir film türüdür. İyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldığında, filmin aktif tabakası bir polimerizasyon süreci geçirir ve radyasyon orantılı olarak renk değişimine uğrar. Herhangi bir ekstra kimyasal işlem gerektirmez. Aktif katmandaki polimer zincirleri, ışığı 635 nm (kırmızı) ve 585 nm (yeşil) dalga boylarında tipik bantlarda emer. Bu emilim, kırmızı ve yeşil renk kanallarında en yüksek çözünürlüğü sağlar. Ancak, maksimum emilim kırmızı ışığın dalga boyunda gerçekleşir. EBT3 GafChromic filmin dinamik aralığı 0,1 Gy ile 20 Gy arasında olup, optimal doz aralığı 0,2 Gy ile 10 Gy arasındadır (http://www.gafchromic.com/documents/ebt3_specifications.pdf, Erişim tarihi: 26 Haziran 2025).

3.1.9. Epson Expression 12000XL Pro Tarayıcı

Epson Expression 12000XL Pro, yüksek çözünürlüklü A3 formatında tarama gereksinimlerini karşılamak üzere tasarlanmış profesyonel bir film ve grafik tarayıcıdır. Bu model, grafik sanatları, mimari planlar, röntgen görüntüleri ve film negatifleri gibi

hassas materyallerin yüksek kalitede taranması gereken uygulamalar için özel olarak geliştirilmiştir.

2.400 x 4.800 dpi optik çözünürlük ve 48 bit renk derinliğinde tarama yapabilir. Expression 12000XL Pro'nun en önemli özelliklerinden biri, A3 şeffaflık ünitesinin standart olarak dahil edilmesidir. Bu ünite, şeffaf film ve materyallerin taranmasını mümkün kılar (https://cdn.cs.1worldsync.com/syndication/feeds/epson/inline-content/device_scanner/3/9/39FA16F29620E91B15CF69D961A601F795182376_source.pdf, Erişim tarihi: 26 Haziran 2025).

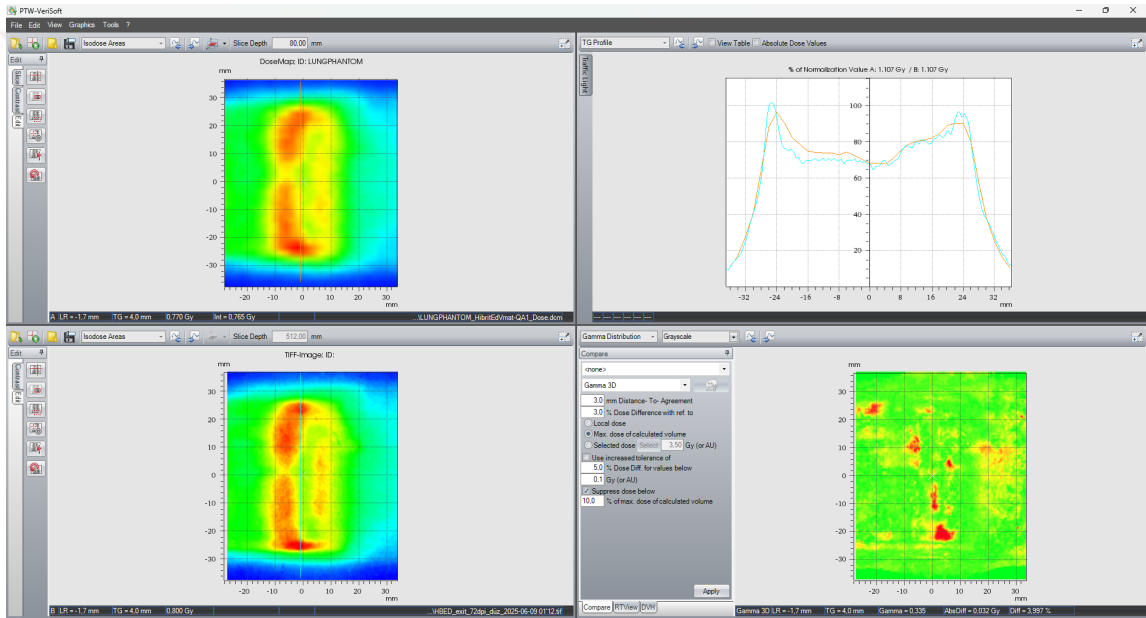


Şekil 3.8. Epson Expression 12000XL Pro tarayıcı (https://www.epson.com.tr/_next/image?url=https%3A%2F%2Fcdn-eu.aglty.io%2Fepson%2Fproductimages%2Ffy16_nut3_fa_10.jpg&w=3840&q=75, Erişim tarihi: 26 Haziran 2025).

3.1.10. PTW VeriSoft 8.0.1

PTW VeriSoft 8.0.1, doğrulama fantomu içinde ölçülen verileri, aynı fantom için radyoterapi tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan verilerle karşılaştırarak IMRT tedavi planını doğrulamasına yardımcı olur. Bu yazılım, IMRT ışınının ölçülen ve

hesaplanan nokta matrislerini okuyup izodozları, profilleri ve sayısal değerleri karşılaştırılabilir. VeriSoft birden çok görüntüleme modu sunar. 3B hacim analizi, fantomun tüm hacminde ölçülen dozu analiz eder ve doz hacminin tüm dilimlerini otomatik olarak hesaplar. Hatalı noktalar, ölçülen izodozlar ile CTV, PTV ve riskli organ konturlarını, doz uygulama doğruluğunu değerlendirmenizi kolaylaştırmak için hastanın BT görüntüsünün üzerine üst üste bindirilebilir. Opsiyonel DVH 4D yazılım modülü, her yapı için birkaç dakika içinde DVH'ler oluşturur ve bunları tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan DVH'lerle karşılaştırabilir (<https://www.ptwdosimetry.com/en/products/verisoft?downloadfile=1816&type=3451&cHash=15c35670406642e182e3c03c07c34ef4>, Erişim tarihi: 26 Haziran 2025).



Şekil 3.9. PTW Verisoft plan doğrulama yazılımı arayüzü

3.2. Yöntem

3.2.1. Hareketli Fantomun Yapımı

Öncelikle akciğer dokusu için 7,5 cm x 15 cm x 22,5 cm boyutlarında, 600 gram ağırlığında, dikdörtgen formunda mantar bloklar temin edilmiştir. Temin edilen mantar blokların yoğunluk değerleri;

$$yoğunluk = \frac{kütle}{hacim}$$

$$yoğunluk = \frac{600\text{gram}}{(7,5 \times 15 \times 22,5)\text{cm}^3} = 0,24 \text{ gram/cm}^3$$

olarak hesaplanmıştır ve BT görüntüsü alınarak (Şekil 3.10) BT değerleri analiz edilmiştir.



Şekil 3.10. Mantar blok BT değerleri

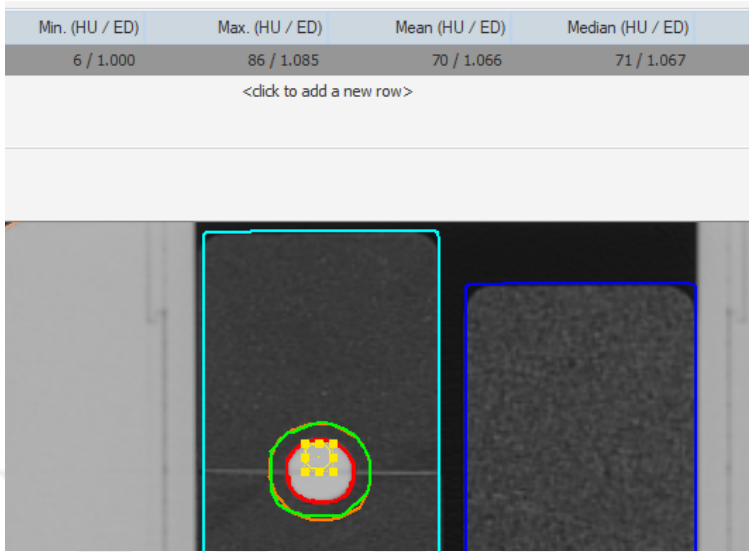
Elde edilen değerlerin ICRU 44 raporundaki şişirilmiş akciğer dokusuna ait yoğunluk ve HU değerleri ile karşılaştırması Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Mantar blok yoğunluk ve HU değerleri

	ICRU 44	Mantar Blok
Yoğunluk (gram/cm ³)	0,26	0,25
HU	-850 ±100	-763

Dikdörtgen blok ortadan ikiye bölünerek merkezinde 2 cm çapında küresel bir hacim oyulmuştur. Bu hacmin içerisine uygun olacak şekilde epoksi reçine kalıplara dökülmüş ve son olarak şekil düzeltmeleri yapılmıştır. Epoksi reçinenin BT görüntüleri alınarak

(Şekil 3.11) elektron yoğunluğu değerlerine bakılmış ve suya yakın ve homojen bir yapıda olduğu görülmüştür. Oluşturulan epoksi reçine mantar bloğun merkezine sabitlenmiştir.



Şekil 3.11. Epoksi reçine BT değerleri

Mantar bloğun hareketini sağlamak amacıyla servo motor kullanılmıştır. Servo motor hareketli mekanizma yardımıyla mantar bloğa bağlanmıştır. Servo motor insan solunumunda tümör hareketinin en büyük olduğu kraniokaudal yönde yapabilmektedir. Servo motorun hareketleri Arduino UNO mikroişlemci kontrolcü kart ile gerçekleştirilmiştir. Kart servo motoru, farklı genlik ve frekanslarda sürebilmektedir.

3.2.2.Hareketli Fantomun Mekanik Kalite Kontrol Testleri

Korreman 2015 yılında solunuma bağlı akciğer hareketini inceleyen yedi çalışmanın (toplam 62 hasta) sonuçlarını gözden geçirmiş ve ortalama genliklerin kraniokaudal yönde 10,3 mm (1 mm-31,9 mm), anteroposterior yönde 6,4 mm (0 mm - 4,4 mm) ve mediolateral yönde ise (1 mm-10 mm) olduğunu bulmuştur. Bu nedenle kraniokaudal yönde birden fazla genlikte 4B BT denemeleri gerçekleştirilmiştir. 4B BT taramalarında 18 mm genlikten daha büyük genliklerde fantomun 4B BT görüntüsü BT cihazı tarafından çekilememiştir. Bu nedenle 18 mm genlik ve dakikada 12 solunuma eşdeğer frekansta hareket sağlanmıştır.

BT simülasyon ve ölçümlerinden önce kontrolcü yeniden başlatılarak hareketin genliği, frekansı ve tekrarlanabilirliği üç kez cetvel ve kronometre kullanılarak ölçüldü. Elde edilen veriler, çekilen 4B BT görüntüleriyle karşılaştırıldı ve uyumlu olduğu doğrulandı.

3.2.3.Hareketli Fantom BT Simülasyonu

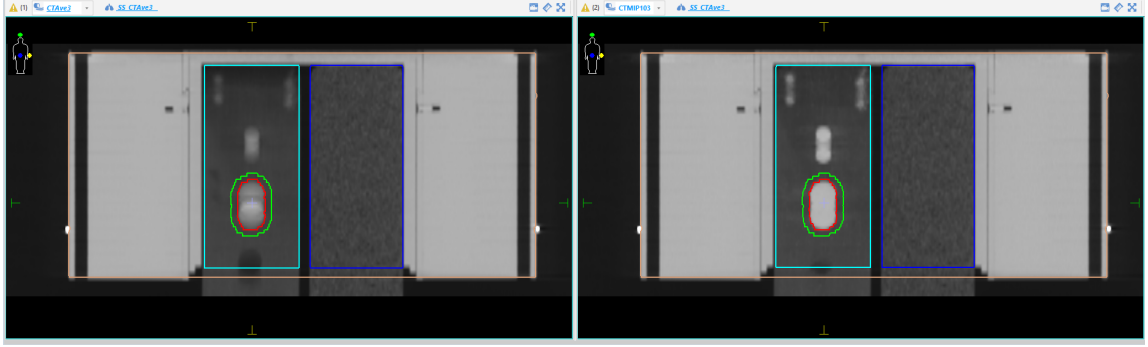
Fantom BT masasına düz bir şekilde yerleştirilerek tarama merkezine BT işaretleyiciler yerleştirildi. Ardından iki boyutlu topogramlar alındı. 4B BT için gerekli olan solunum zaman fonksiyonu BT cihazının özelliği kullanılarak elde edildi. Sonraki adımda yalnızca fantomu içerecek şekilde tarama bölgesi ayarlandı ve görüntüler alındı. Elde edilen görüntüler BT cihazında rekonstrükte edilerek 10 faz, MIP BT, Ave BT veri setleri oluşturuldu. 4B BT görüntülerinin ardından SS BT, 3B Sabit BT görüntüleri alındı. Elde edilen tüm görüntü setleri Monaco 5.51 TPS'ye gönderildi.

3.2.4.Konturlama

Gerekli olana konturlama işlemleri, Monaco 5.51 TPS kullanılarak tamamlanmıştır. Bu süreçte eksternal kontur, risk altındaki organlar ve iki hedef hacim olan ITV ile PTV belirlenmiştir.

Konturlamalar yapılırken, akciğer dokularının daha net görülebilmesi için sistemdeki tanımlı "Lung" ön ayarı (parlaklık ve kontrast ayarı) seçilmiştir.

ITV konturlaması için, 4B BT taramasından oluşturulan MIP görüntüleri kullanılmıştır (Şekil 3.12). Oluşturulan ITV daha sonra ortalama Ave BT ve SS BT görüntülerine aktarılmıştır. Ave BT ve SS BT görüntülerinde, OAR olarak sağ ve sol mantar bloklar ile eksternal kontur çizilmiştir.



Şekil 3.12. Ave BT ve MIP BT aksiyel kesit ITV kontur örneği

PTV'yi kontrolamak amacıyla, ITV'ye her yönde 0,5 cm simetrik bir marj verilmiştir. Bu çalışmada yapılan konturlama örneği Şekil 3.12'de gösterilmektedir.

3.2.5. Elektron Yoğunluğu Tanımlama Yöntemleri

Elektron yoğunluğu, birim hacimdeki elektron sayısını ifade eder (birimi 10^{26} n/m³), ancak radyoterapide elektron yoğunluğu değerleri suya göre rölatif olarak raporlandığından su için elektron yoğunluğu değeri 1 kabul edilir ve bu nedenle birim belirtilmez.

Ave BT görüntüleri hem ITV hem de PTV'nin elektron yoğunlukları çeşitli rölatif elektron yoğunluğu değerlerine tanımlanmıştır;

- ITV'nin yoğunluk değerinin, GTV'nin sahip olduğu yoğunluk değerine tanımladığı görüntü setleri (ITVP)
- ITV'nin yoğunluk değeri, GTV'nin sahip olduğu yoğunluk değerine tanımlayıp, ITV ile PTV arasında kalan hacmin ise akciğer ve GTV yoğunluk değerleri arasındaki ortalama yoğunluk değerine tanımlandığı görüntü setleri (HBP)
- PTV'nin yoğunluk değerinin, GTV'nin sahip olduğu yoğunluk değerine tanımlandığı görüntü setleri (PTVP)

Tanımlanan yoğunluk değerleri Tablo 3.2'de verilmiştir.

Tablo 3.2. Tanımlanan elektron yoğunluğu değerleri

Kontur Plan	ITV (rölatif elektron yoğunluğu)	PTV (rölatif elektron yoğunluğu)	
Ave BT	----	----	
ITVP	1,07	----	
HBP	1,07	0,65	
PTVP	1,07	1,07	

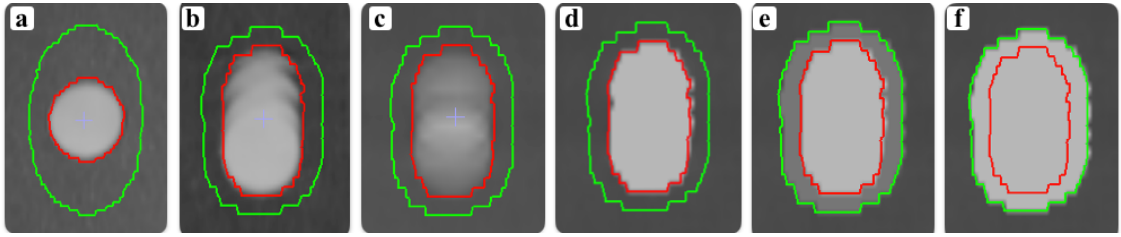
3.2.6. Tedavi Planlarının Oluşturulması

Reçete dozu 5 fraksiyonunda toplam 50 Gy olarak belirlendi. Planlama tekniği olarak VMAT tekniği ile 6 MV FFF enerjili çift arktan oluşan 200 derecelik parsiyel ark kullanılarak referans plan oluşturuldu. Oluşturulan referans plan şablon olarak kaydedildi ve tüm BT setlerinde aynı plan uygulanarak doz hesaplaması yapıldı. Hesaplanan planlar, reçete dozu tüm planlarda PTV hacminin %90 kapsayacak şekilde yeniden ölçeklendirildi.

Sonuç olarak;

- a) Sabit 3B BT
- b) SS BT
- c) Ave BT
- d) ITVP
- e) HP
- f) PTVP

olmak üzere altı adet tedavi planı oluşturuldu. Oluşturulan planlara ait hedeflerin izomerkezdeki koronal düzlem görüntüleri Şekil 3.13’te verilmiştir.



Şekil 3.13. Hedef hacimlerin izomerkezdeki koronal düzlem görüntüleri **a)** Sabit 3B BT, **b)** SS BT, **c)** Ave BT, **d)** ITVP, **e)** HP, **f)** PTVP

3.2.7. Kalibrasyon Filmlerinin Işınlanması

Işınlamalara başlamadan önce lineer hızlandırıcının çıkış dozu iyon odası ile belirlendi. Kalibrasyon ışınlamaları, aynı partiden alınan EBT3 filmlerle 6 MV foton enerjisinde yapıldı. Ölçüm protokolü şöyledir:

- 5 cm × 5 cm boyutlarında film parçaları 10 cm derinlikteki katı su fantomu üzerine yerleştirildi,
- Filmler 10 cm × 10 cm alanın merkez eksenine hizalandı,
- Kaynak–yüzey mesafesi 100 cm olarak ayarlandı,
- Her film parçası sırasıyla 35, 75, 150, 225, 300, 450 ve 675 MU ile ışınladı,
- Kaydedilen MU değerleri, linak verimi ve alan dönüşüm faktörü kullanılarak doz birimine dönüştürüldü. Elde edilen doz değerleri Tablo 3.3’te sunulmuştur.

Tablo 3.3. Kalibrasyon filmleri ışınlanan doz değerleri

MU	0	35	75	150	225	300	450	675
Doz (cGy)	0,00	23,77	50,93	101,85	152,78	203,70	305,55	458,33

3.2.8. Hareketli Fantom Film Ölçümleri

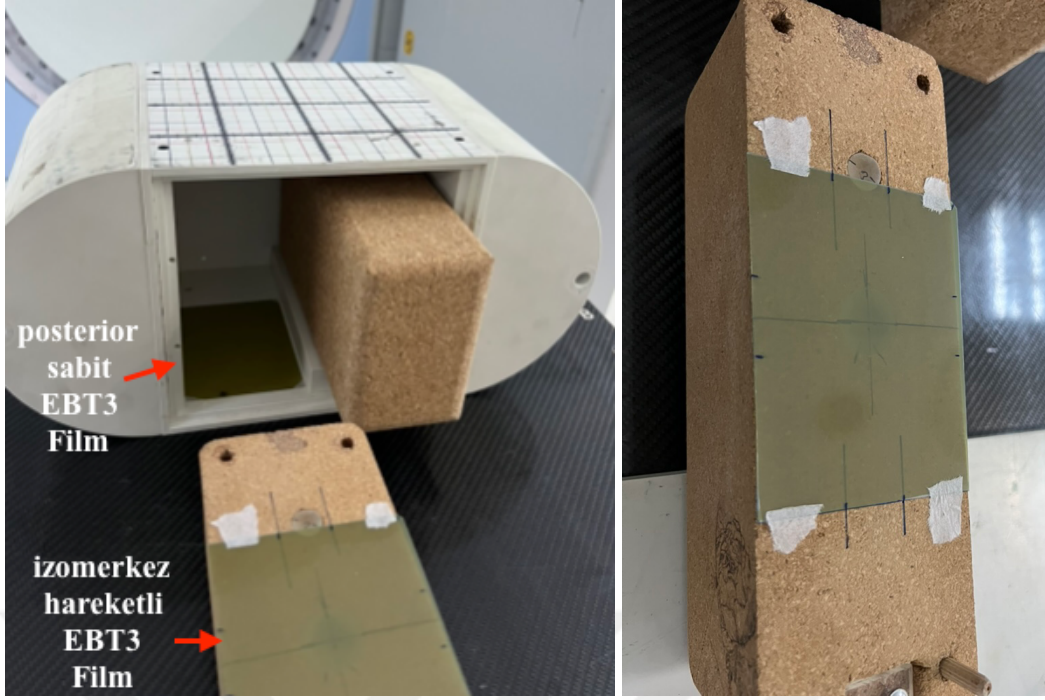
Kalibrasyon filmlerinin ışınlanmasının ardından hareketli fantom ölçümlerine geçilmiştir. Gafchromic EBT3 filminin kırmızı kanaldaki yanıtı 10 Gy'nin üzerindeki dozlarda azaldığından, taramalardaki belirsizlikleri azaltmak amacıyla ışınlama dozu, reçete dozu olan 10 Gy'in üçte birine yeniden ölçeklendirilerek fraksiyon başına 3,33 Gy'ye indirildi. Diğer tüm planlama parametreleri aynı bırakıldı.

Çalışmada kullanılan EBT3 film levhaları 20,3 cm × 25,4 cm boyutundadır. Ölçüm yapılacak alanla uyumlu şekillerde film parçaları kesildi. EBT3 filminin dozimetrik doğruluğu; üretim partisi, ışınlama ile tarama arasındaki süre ve tarama koşullarından etkilenir. Olası belirsizlikleri en aza indirmek için:

- Tüm filmler aynı partiden temin edildi,
- Işınlamadan taramaya kadar geçen süre en az 24 saat tutuldu,
- Ölçümlere başlamadan önce lineer hızlandırıcı kalibrasyon ve test ölçümleri yapıldı,
- Her film parçasının köşesine yön işaretlemesi yapıldı.

Ölçümlere başlamadan önce fantom, BT cihazında referans noktalarına işaretleme yapılan konuma yerleştirilmiş ve gerekli pozisyon kaydırmaları uygulanmıştır. Uygulanan kaydırmaların ardından linak cihazında 4 boyutlu konik huzmeli BT görüntüleri alınarak fantomun konumu ve ITV'nin GTV hareketini kapsayıp kapsamadığı kontrol edilmiştir.

Her ölçüm seti için Şekil 3.14'te görüldüğü biçimde bir adet izomerkezde hareketli mantar bloğun içerisine ve bir hareketli mantar bloğun altına I'mRT fantomun içerisine sabit EBT3 film yerleştirilerek koronal düzlemde iki farklı yerde ölçüm alınmıştır. Ayrıca referans olması için gantry açısı 0 derecede 10 cm x 10 cm bir alanda 200 MU hareketli ve hareketsiz olarak ölçüm alınmıştır.



Şekil 3.14. Hareketli fantom film ölçüm örneği

3.2.9. GafChromic EBT3 Filmlerinin Taranması

GafChromic EBT3 filmleri EPSON Expression 12000 XL Pro düz yataklı tarayıcı ile yansıma modunda tarandı. Film taramaları her zaman aynı yönde yapıldı. Bunun nedeni, aktif tabakadaki parçacıkların filmin kısa kenarı boyunca hizalanma eğiliminde olması ve bu durumun tarama sırasında anizotropik ışık saçılmasına yol açmasıdır. Üretici, filmin kısa kenarının tarama yönüne paralel olacağı yatay (landscape) konumunu önermektedir. Bu çalışmada da aynı tarama yönü tercih edilmiştir.

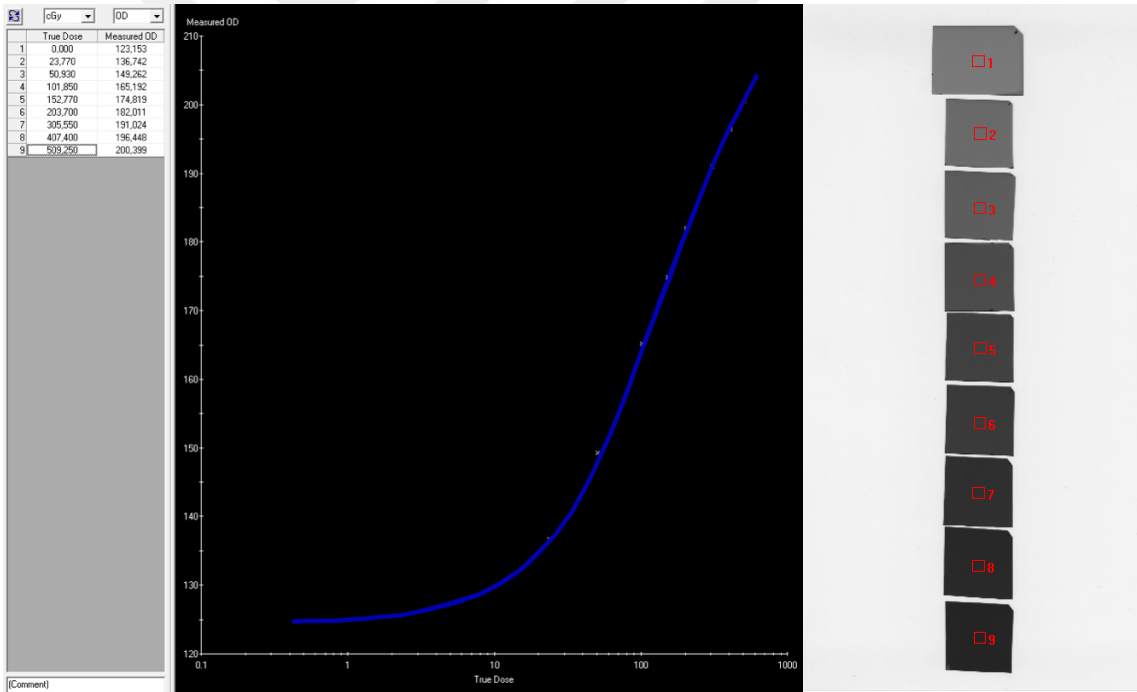
Tarayıcının ışık kaynağı tarama alanının merkezinde hareket etmesi nedeniyle merkez eksenenden uzaklaştıkça filmin tarama yanıtı değişir. Bu etkiyi azaltmak amacıyla taramalar merkezi eksen boyunca yapılmıştır.

“Epson Scan 2” yazılım paketi, Epson Expression 12000XL Pro modeli ile tarama yapılırken kullanılmıştır. Film taramaları yapılmadan önce, ışık kaynağının kararlı hale gelmesi için beş adet ön ısınma taraması gerçekleştirilmiştir. Program profesyonel modda, 48-bit renk derinliğine, yansıma moduna, tüm resim geliştirme ayarları kapalı konuma ve 150 dpi çözünürlüğe ayarlanmıştır. Bu çözünürlük, yüksek çözünürlük ve düşük gürültü

arasında bir denge sağlamak için önerilmektedir (Ferreira ve ark., 2009). Tarama, ham dosya olarak TIFF formatında kaydedilmiş ve Matlab yazılımı kullanılarak kırmızı kanal ayırımı ve görüntüdeki gürültü ve düzensizlikleri azaltmak amacıyla 3x3 piksel boyutunda Wiener görüntü filtresi uygulaması yapılarak işlenmiştir.

3.2.10. Kalibrasyon Eğrisinin Oluşturulması ve Doz Haritalarının Elde Edilmesi

Film yanıt eğrisi, PTW FilmCal 2.4 yazılımı kullanılarak oluşturuldu. Kalibrasyon filmleri tarayıcı merkezi boyunca tarandı ve her filmin merkezinde, ortalama piksel değerini belirlemek için merkezi bir ilgi alanı seçildi. Daha sonra, kırmızı kanal için ortalama piksel değerlerinden doza dönüştürülerek elde edilen tablodan üretildi. PTW FilmCal 2.4 yazılımı Şekil 3.15'te görüldüğü gibi, veri noktalarına üstel bir eğri oluşturdu. Oluşturulan üstel eğri, kalibrasyon dosyası olarak kaydedildi ve her bir film ölçümünü doz dosyasına dönüştürmek için kullanıldı.

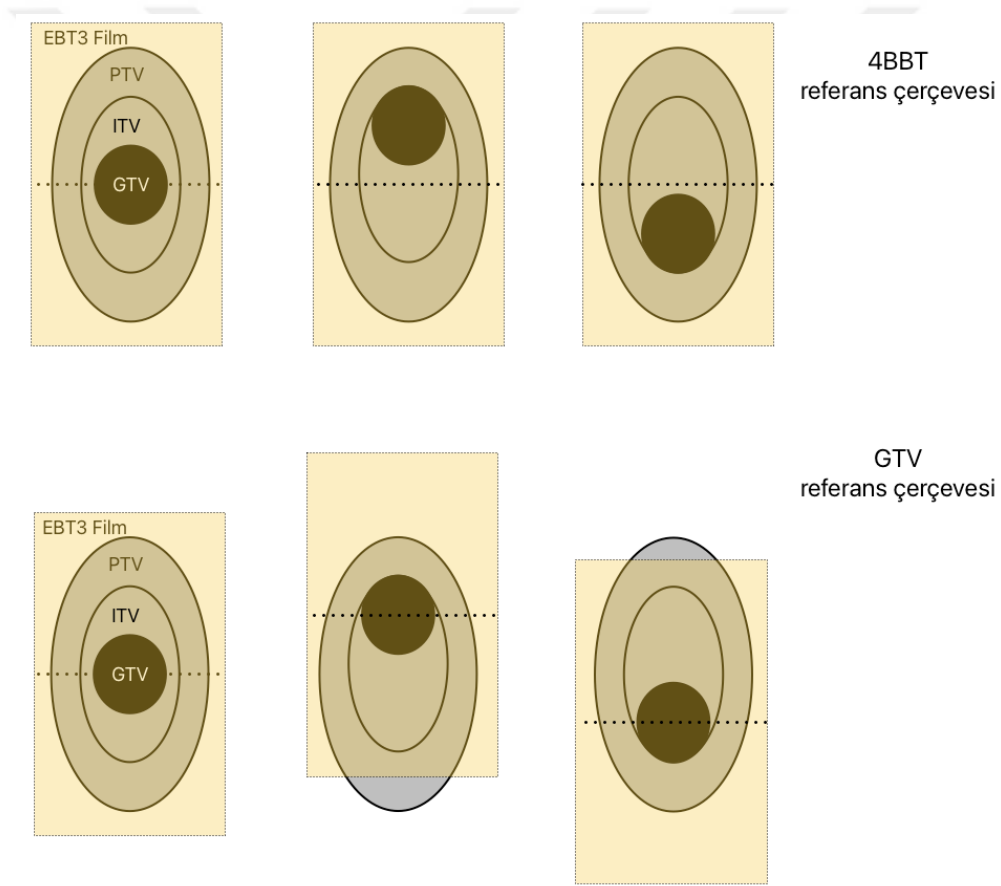


Şekil 3.15. FilmCal 2.4 Film kalibrasyon eğrisi

Ölçüm filmleri, PTW FilmAnalyze 1.8 yazılımı ile kalibrasyon eğrisi kullanılarak doz haritalarına dönüştürülmüştür.

3.2.11. Doz Haritalarının Analizi ve Karşılaştırılması

Hareketli bir fantom içerisine yerleştirilen filmlerin, fantomla birlikte hareket etmesi ve GTV hareketini takip etmesi amaçlanmıştır. Bu yaklaşımda, Şekil 3.16’da şematik olarak gösterimi yapılan hareketli film üzerindeki ölçülen doz dağılımının, tedavi planlama sistemi tarafından 4B BT sabit referans çerçevesine göre hesaplanan doz dağılımı ile doğrudan karşılaştırılması, referans çerçevelerindeki farklılıktan dolayı zorluklar ortaya çıkarmaktadır. Bu durumu düzeltmek amacıyla, literatürde, GTV’nin bilinen sinüzoidal hareketi kullanılarak doz haritasına yazılımsal olarak bir düzeltme uygulanmaktadır (Healy ve ark., 2018). Ancak bu düzeltme oldukça karmaşıktır ve GTV’nin aldığı dozu tam olarak temsil etmez.



Şekil 3.16. 4B BT ve GTV referans çerçevesi şematik gösterimi

Bu tez çalışmasında ise, hareketli fantom içerisindeki film ölçümlerindeki referans çerçevesi düzeltmesinin karmaşıklığından kaçınmak ve GTV’nin aldığı dozu değerlendirmek için alternatif bir yaklaşım benimsenmiştir. Hareketli tümör fantomunun

hareketli kısmına yerleştirilen film haricinde, hareketli fantomun alt kısmındaki sabit bir bölgeye ikinci bir film yerleştirilmiştir. Sabit film hesaplanan doz haritası ile ölçülen doz haritasının doğruluğunu karşılaştırmak için kullanılmıştır. Hareketli film ise GTV'nin aldığı dozu değerlendirmek için kullanılmıştır.

3.2.12. Planların Değerlendirilmesi ve Ölçümlerle Karşılaştırılması

Plan karşılaştırması sürecinde, her bir tedavi planı için hedef hacimler ve OAR değerlendirmeleri detaylı bir şekilde analiz edilmiştir. PTV için medyan doz ($D_{50\%}$), maksimum doz ($D_{\max}$) ve minimum doz ($D_{\min}$) değerleri ile standart Doz-Hacim Histogramı (DVH) metriklerine ek olarak, tedavi dozunun hedef hacmi ne şekilde kapsadığını belirlemek amacıyla Paddick Konformite İndeks ($CI_{Paddick}$) ve Gradyan indeks ($R_{50\%}$) değerleri hesaplanmıştır. Koruyucu yapılar olarak belirlenen iki mantar blok için ise V_5 , V_{20} ve ortalama doz değerleri karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

$$R_{50\%} = \frac{V_{\%50\text{reçete dozu}}}{V_{PTV}} \quad CI_{Paddick} = \frac{TV_{PIV}^2}{(TV \times V_{RI})}$$

Plan kalitesini etkileyen pratik parametreler arasında, her bir plandan elde edilen MU değeri ile tedavi süresi parametreleri incelenerek verimlilik ve uygulanabilirlik açısından analiz yapılmıştır. Doz doğruluğu analizi amacıyla, fantomun sabit kısmına yerleştirilen filmlerden elde edilen doz haritaları, gama analizi yöntemiyle karşılaştırılmış ve uygulanan elektron yoğunluğu tanımlama yöntemlerinin doz doğruluğuna etkileri incelenmiştir.

Son olarak, hareketli kısımda yer alan filmde elde edilen doz haritalarında izomerkez profilleri değerlendirilerek GTV'nin aldığı doz ölçülmüştür. Tüm bu analizler, elektron yoğunluğu tanımlama yöntemlerinin hem doz doğruluğu hem de GTV'nin aldığı doz üzerinden bütüncül bir şekilde değerlendirilmesini amaçlamıştır.

4. BULGULAR

4.1. Tedavi Planlarının Dozimetrik Değerlendirmesi

Standart yaklaşımlar (Sabit 3B BT, SS BT, Ave BT) ve yoğunluk tanımlama yöntemleri (ITVP, HBP, PTVP) ile oluşturulan tedavi planlarından elde edilen dozimetrik değerler hedef hacimler ve OAR'lar açısından değerlendirilmiştir.

4.1.1. Hedef Hacim (PTV) Dozimetrik Sonuçları

Tablo 4.1'de oluşturulan tedavi planlarında, PTV için elde edilen dozimetrik değerler verilmiştir.

Tablo 4.1. PTV dozimetrik sonuçları

	PTV D50% (cGy)	PTV D_{max} (cGy)	PTV V95 (%)	CI_{Paddick}	R50%
Sabit 3B BT	5164,50	5438,10	99,91	0,90	5,13
SS BT	5175,90	5486,40	99,98	0,88	5,05
Ave BT	5180,10	5463,60	99,95	0,89	4,96
ITVP	5149,50	5479,50	99,99	0,88	5,15
HBP	5239,50	5559,90	99,72	0,90	5,00
PTVP	5146,50	5382,60	99,79	0,89	4,51

Tüm planlarda PTV'nin V95 değerleri tüm yöntemler için %99,7'nin üzerindedir.

PTVP elektron yoğunluğu tanımlama yöntemi, en düşük PTV D_{max} (5382,6 Gy) ve R50% (4,51) değerine sahiptir.

Tüm planlar benzer konformite indeksi değerlerine sahiptir.

4.1.2. Risk Altındaki Organların (OAR) Dozimetrik Sonuçları

Tablo 4.2 ve 4.3'te oluşturulan tedavi planlarında, OAR'lar için elde edilen dozimetrik değerler verilmiştir.

Tablo 4.2. Sağ mantar blok dozimetrik sonuçları

	Sağ Mantar Blok V5 (%)	Sağ Mantar Blok V20 (%)	Sağ Mantar Blok Ortalama Doz (cGy)
Sabit 3B BT	41,98	12,04	810,00
SS BT	40,86	12,51	806,10
Ave BT	40,62	12,22	799,80
ITVP	41,20	12,75	820,80
HBP	41,74	12,53	821,10
PTVP	39,93	11,31	766,20

PTVP elektron yoğunluğu tanımlama yöntemi, V5 (%39,93), V20 (%11,31) ve ortalama doz (766,2 cGy) açısından en düşük değerlere sahiptir.

Tablo 4.3. Sol mantar blok dozimetrik sonuçları

	Sol Mantar Blok V5 (%)	Sol Mantar Blok V20 (%)	Sol Mantar Ortalama Doz (cGy)
Sabit 3B BT	28,07	0,00	301,8
SS BT	28,83	0,00	303,0
Ave BT	30,00	0,00	303,9
ITVP	30,15	0,00	309,3
HBP	25,61	0,00	286,2
PTVP	23,67	0,00	274,2

Tüm planlarda sol mantar blok V20 değeri %0'dır.

PTVP elektron yoğunluğu tanımlama yöntemi, en düşük V5 (%23,67) ve ortalama doz (274,2 cGy) değerine sahiptir. Standart yöntemler (Sabit 3B BT, SS BT, Ave BT) ve ITVP, V5 değerleri için daha yüksek oranlara sahiptir.

4.1.3. Plan Verimliliği Parametreleri

Tablo 4.4. Tedavi planlarının MU ve ışınlama süreleri

	MU	İşinlanma Süresi (s)
Sabit 3B BT	1438,80	81,85
SS BT	1569,86	80,04
Ave BT	1418,17	78,04
ITVP	1510,94	82,60
HBP	1209,10	76,13
PTVP	1058,05	74,05

PTVP elektron yoğunluğu tanımlama yöntemi, 1058,05 MU ile en düşük MU değerine ve 74,05 s ile en kısa ışınlama süresine sahiptir. SS BT yöntemi ise, 1569,86 MU ile en yüksek MU değerine sahiptir.

4.2. Dozimetrik Doğruluk ve Hareketli Fantom Ölçüm Sonuçları

Standart yaklaşımlar (Sabit 3B BT, SS BT, Ave BT) ve yoğunluk tanımlama yöntemleri (ITVP, HBP, PTVP) ile oluşturulan tedavi planlarının dozimetrik doğrulukları ve GTV'nin aldığı doz GAFChromic EBT3 film ile değerlendirilmiştir. Ayrıca 10 cm x10 cm alan gantry açısı 0 derecede 200MU uygulanan sabit ve hareketli fantoma ait izomerkezdeki filmler sabit 3B BT ve Ave BT görüntülerinde doz hesaplaması yapılarak dozimetrik doğrulukları değerlendirilmiştir.

4.2.1. Sabit Film Ölçümleri ve Gama Analizi

Tablo 4.5'te fark Gama analizi kriterleri için gama geçme oranları verilmiştir.

Tablo 4.5. Sabit film Gama analizi sonuçları

	2 mm / %2 DD	2 mm / %3 DD	3 mm / %3 DD
Sabit 3B BT	90,60%	93,30%	96,60%
SS BT	84,70%	89,80%	94,40%
Ave BT	90,00%	91,60%	95,40%
ITVP	89,10%	91,70%	95,80%
HBP	87,00%	90,50%	94,50%
PTVP	83,20%	89,40%	95,30%
10x10 Sabit 3B BT	87,70%	99,10%	99,40%
10x10 Ave BT	82,60%	91,50%	94,60%

Tüm planlama stratejileri için 3 mm / %3 DD kriterinde yüksek gama geçiş oranları (%94,4 ile %96,6 arasında) elde edilmiştir.

3 mm / %3 DD kriteri en yaygın kullanılan ve toleransın en yüksek olduğu kriterde, Sabit 3B BT planı %96,6 ile en yüksek geçiş oranına sahiptir. ITVP (%95,8) ve Ave BT (%95,4) de bu kriterde oldukça iyi performans göstermiştir. En düşük oran SS BT'ye (%94,4) aittir.

2 mm / %3 DD daha sıkı kriterde, ITVP (%91,7) ve Ave BT (%91,6) en yüksek değerleri vermiştir. Sabit 3B BT (%93,3) de yüksek bir orana sahiptir.

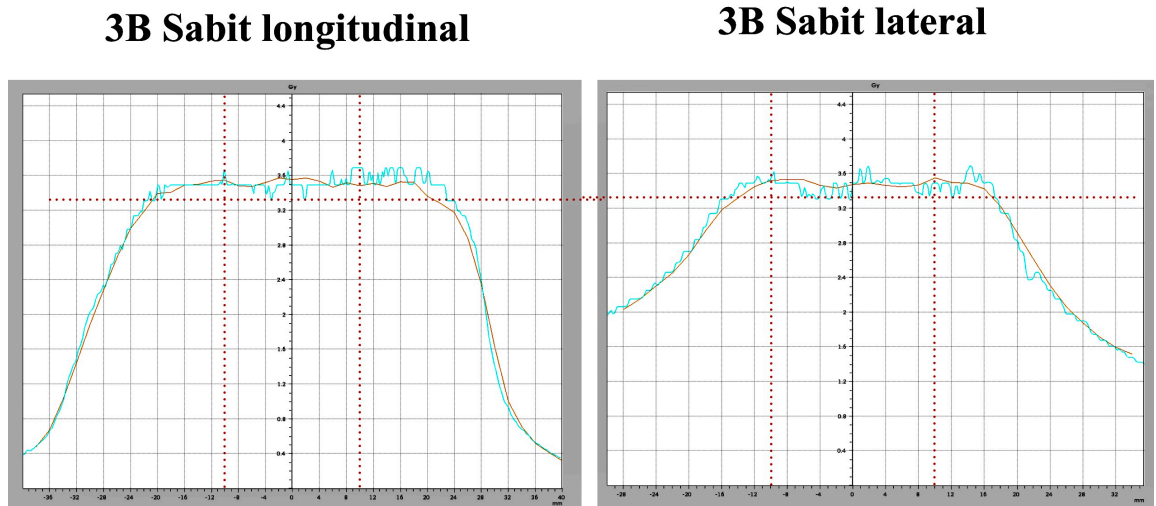
2 mm / %2 DD en sıkı olan bu kriterde, geçiş oranları daha düşüktür. Sabit 3B BT (%90,6) ve Ave BT (%90,0) bu kriterde en iyi performans gösterirken, PTVP (%83,2) ve SS BT (%84,7) en düşük oranlara sahiptir.

4.2.2. Hareketli Film Ölçümleri ve GTV Doz Değerlendirmesi

Hareketli fantom içindeki filmlerden elde edilen doz haritalarından çıkarılan izomerkez profilleri analiz edilmiştir. Bu profiller, simüle edilmiş solunum hareketi altında GTV'ye verilen gerçek doz dağılımını görsel olarak göstermektedir.

Her bir planlama stratejisi için GTV bölgesindeki alınan doz grafiklerde görsel olarak belirlenmiştir. Grafiklerdeki kırmızı noktalı çizgiler tümörün olduğu bölgeyi ve reçete edilen dozu temsil etmektedir. Mavi profil film ölçümlerini ve sarı profil TPS hesaplarını göstermektedir.

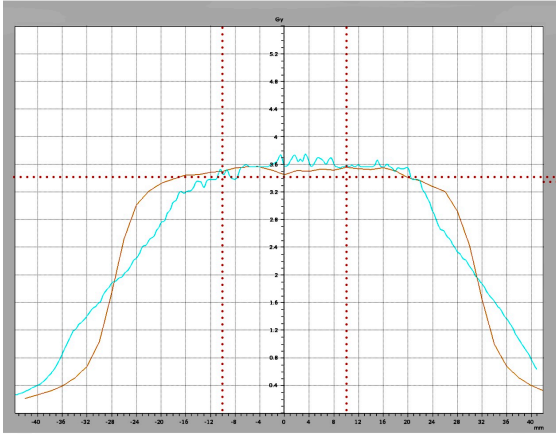
3B Sabit Plan için Şekil 4.1'de GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller verilmiştir. Hesaplanan ve ölçülen profiller uyumlu bulunmuştur.



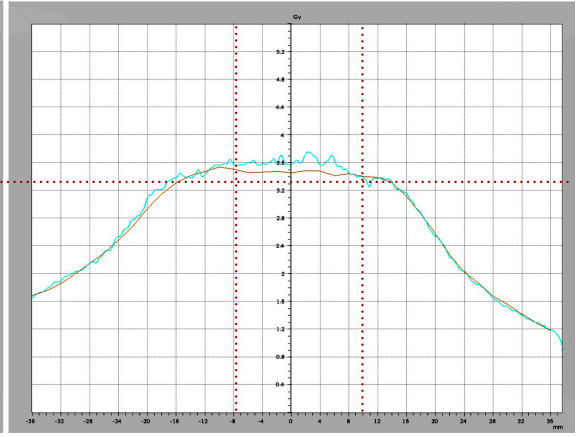
Şekil 4.1. 3B Sabit Plan GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller

SS BT planı için hareketli film ile elde edilen GTV merkezindeki için longitudinal ve lateral profiller Şekil 4.2'de verilmiştir. GTV'nin yaklaşık olarak hesaplanan dozu aldığı ve GTV dışındaki alanda dozun hareketin olduğu yönde yayıldığı görülmüştür.

SSBT longitudinal



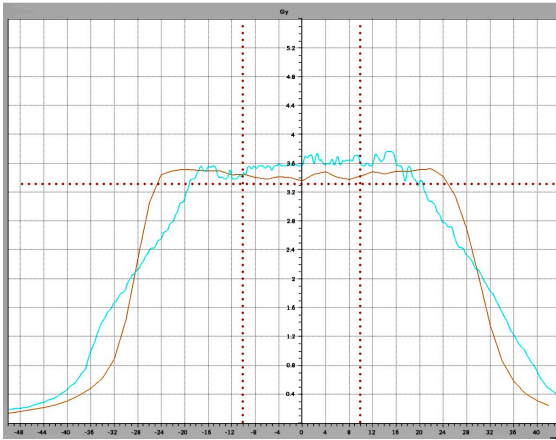
SSBT lateral



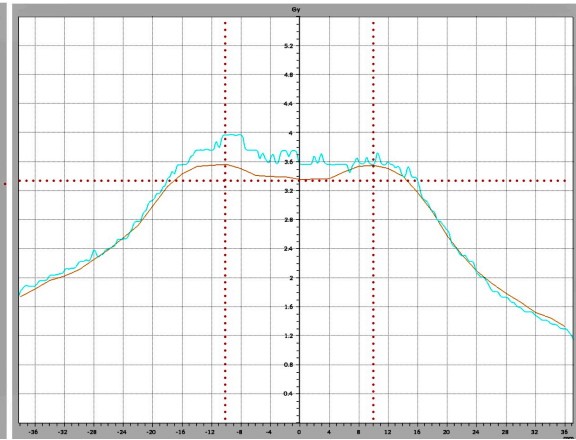
Şekil 4.2. SS BT Planı hareketli film GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller

Ave BT planı için hareketli film ölçümü ile elde edilen longitudinal ve lateral profiller Şekil 4.3'te verilmiştir. GTV'nin TPS'de yapılan hesaplamadan daha yüksek doz aldığı görülmüştür. Ayrıca longitudinal profilde hareketin olduğu yönde penumbra bölgesinin genişlediği görülmüştür.

AveP longitudinal



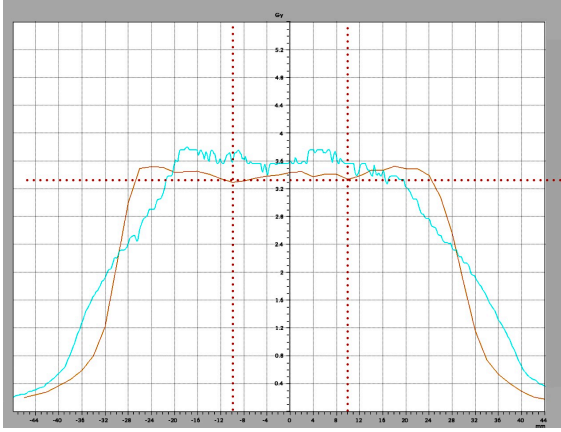
AveP lateral



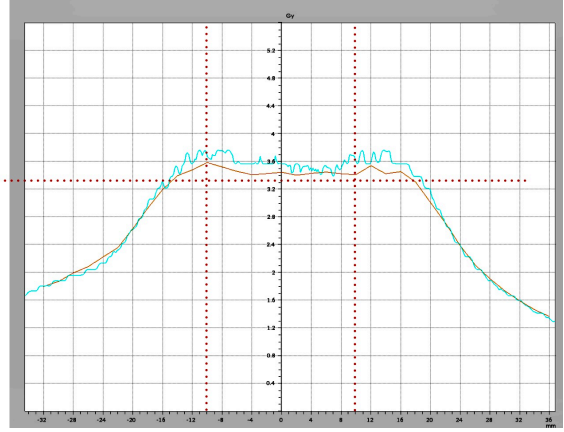
Şekil 4.3. Ave BT Plan hareketli film GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller

ITVP planı için hareketli film ölçümü ile elde edilen longitudinal ve lateral profiller Şekil 4.4'te verilmiştir. GTV'nin TPS'de yapılan hesaplamadan daha yüksek doz aldığı görülmüştür. Ayrıca longitudinal profilde hareketin olduğu yönde penumbra bölgesinin genişlediği görülmüştür.

ITVP longitudinal



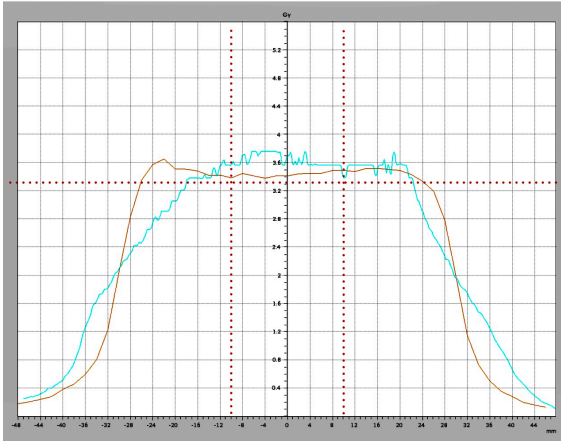
ITVP lateral



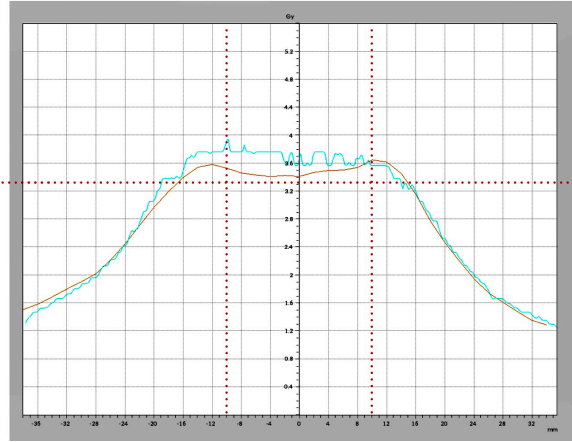
Şekil 4.4. ITVP Planında hareketli film GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller

HBP planı için hareketli film ölçümü ile elde edilen longitudinal ve lateral profiller Şekil 4.5'te verilmiştir. GTV'nin TPS'de yapılan hesaplamadan daha yüksek doz aldığı görülmüştür. Ayrıca longitudinal profilde hareketin olduğu yönde penumbra bölgesinin genişlediği görülmüştür.

HBP longitudinal



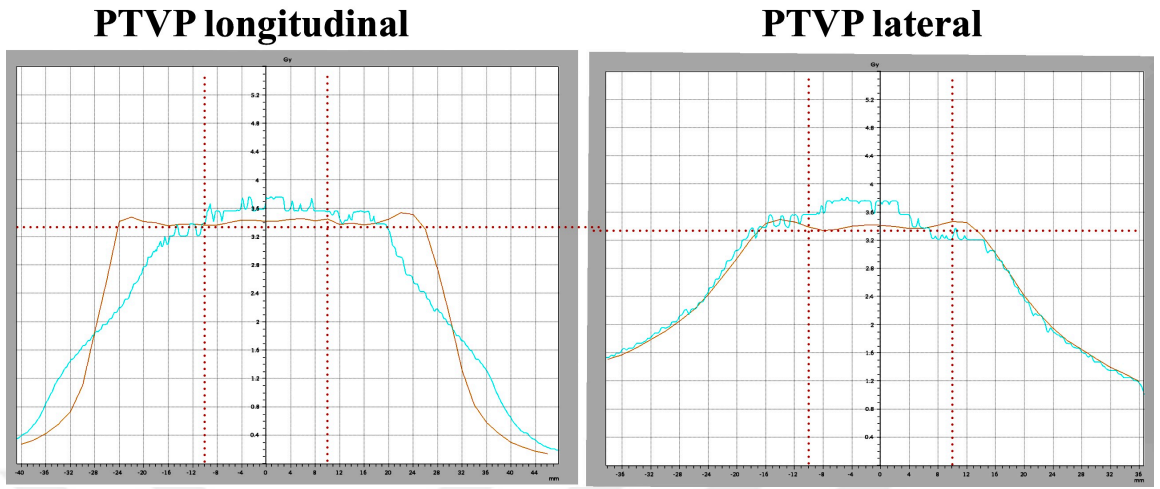
HBP lateral



Şekil 4.5. HBP Planında hareketli film GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller

PTVP planı için hareketli film ölçümü ile elde edilen longitudinal ve lateral profiller Şekil 4.6'da verilmiştir. Longitudinal yönündeki ölçülen profilde GTV'nin hesaplanandan daha yüksek bir doz aldığı görülmüştür. Lateral profilde ise GTV'nin için ölçülen doz, genel olarak hesaplanan profilden daha yüksek bir seyir izlemiş, bir kısmında daha düşük dozlar

gözlendi. Ancak, bu dalgalanmalara rağmen, GTV'nin aldığı doz reçete edilen dozun %96'sının altına düşmemiştir.



Şekil 4.6. PTVP Plan hareketli film GTV merkezindeki longitudinal ve lateral profiller

5. TARTIŞMA

KHDAK en yaygın akciğer kanseri türüdür ve tüm akciğer vakalarının yaklaşık %89'unu oluşturmaktadır (Zhang ve ark., 2023). Cerrahi, erken evre KHDAK için mevcut öneri olmaya devam etmektedir; ancak, hastaların önemli bir kısmının çeşitli ek hastalıklar nedeniyle cerrahi tedaviye uygun olmadığı kabul edilmektedir (Robinson ve ark., 2010). Özellikle periferik yerleşimli tümöre sahip, cerrahi tedaviye uygun olmayan veya cerrahi tedaviyi kabul etmeyen erken evre KHDAK hastalarında stereotaktik SBRT, cerrahi tedaviye alternatif ve oldukça etkili bir tedavi tekniğidir (Timmerman ve ark., 2018).

Akciğer SBRT'sinde amaç, akciğer tümörüne ablatif bir doz verirken çevre akciğer dokusunu mümkün olduğunca korumaktır. Bu hedeflere etkili ve güvenli bir şekilde ulaşmak; hedef lezyonun kesin olarak lokalize edilmesini, adaptif radyasyon planlarını, tedavi boyunca hedef pozisyonunun sürekli olarak yönetilmesini ve sağlam bir kalite güvencesini gerektirir (Price ve ark., 2019).

Bu tez çalışmasında, VMAT tekniği kullanılarak hazırlanan akciğer SBRT planlarında hedef hacimlerde yoğunluk değeri tanımlama yöntemlerinin plan kalitesi ve dozimetrik doğruluğa etkisi, özel olarak tasarlanmış hareketli fantom ile kapsamlı bir şekilde değerlendirilmiştir.

Çalışma kapsamında elde edilen bulgular, yoğunluk tanımlama yöntemlerinin hem planlama sisteminde oluşturulan planlardan elde edilen dozimetrik parametreler açısından hem de bu planların hareketli fantom ölçümleri aracılığıyla ölçülen gerçek doz dağılımları üzerindeki etkilerini ortaya koymuştur.

5.1. Plan Kalitesi ve Dozimetrik Sonuçların Değerlendirilmesi

Çalışmamızda tüm planlarda PTV'ye yüksek düzeyde doz kapsamı sağlamıştır. V95 değerleri tüm yöntemler için %99,7'nin üzerindedir.

Doz homojenliği açısından, PTVP yöntemi en düşük PTV Dmax değeri (5382,6 cGy) ile hedef hacim içinde daha az sıcak nokta oluştuğunu ve doz dağılımının daha homojen olduğunu göstermiştir. Savanovic ve arkadaşlarının 2021 yılında yaptığı çalışmada, PTV

yoğunluğunun $0,5 \text{ g/cm}^3$ 'den düşük olduğu durumlarda maksimum doz değerlerinin arttığı bulmuşlardır. Çalışmamız da düşük yoğunluktaki hedef hacimlerinin maksimum doz değerini arttırdığı yönündeki bu bulguları desteklemektedir.

PTVP yöntemi hem sağ hem sol “mantar blok” akciğer eşdeğeri hacimlerde V5, V20 ve ortalama doz parametrelerinin en düşük olduğu yöntem olmuştur. Bu bulgu, PTV düşük yoğunluklu akciğer dokusu yerine tümör yoğunluğunda modellendiğinde, TPS'in hedef yapı çevresine gereksiz MU akısı tanımlama ihtiyacının ortadan kalkması ile açıklanabilir ve Savanovic ve arkadaşlarının 2021 yılında yaptıkları çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur.

MU değerleri açısından PTVP planlarının en düşük MU değerine sahip olması (1058,05 MU), Fu ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptığı çalışma ile uyumludur. Bu durum, plan karmaşıklığını ve tedavi süresini azaltarak hasta konforu ve hareket belirsizliklerini azaltma açısından fayda sağlayabilir.

En yüksek MU değeri (1570 MU), override uygulanmamış SS BT planında elde edilmiştir. Bu artışın temel nedeni, hedef hacmin düşük yoğunlukta modellenmesi sonucu tedavi planlama sisteminin yeterli doz dağılımı sağlamak için daha fazla MLC modülasyonu ve ışınlama süresi gerektirmesi olabilir.

5.2. Dozimetrik Doğruluk ve Film Ölçümleri

Sabit film ile dozimetrik doğruluğu test etmek için yapılan gama analizi testlerinde 3 mm / %3 DD gama geçme kriterleri için tüm planlarda gama geçme oranı %94,4 değerinin üzerindedir. Bu çalışmada sonucunda elde edilen gama analizi sonuçları, literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırıldığında kabul edilebilir sınırlar içerisinde.

Hareketli film ile GTV'nin aldığı dozu değerlendirmek amacıyla yapılan ölçümlerin sonucunda, elektron yoğunluğu tanımlanmayan (SS BT, Ave BT) ve elektron yoğunluğu tanımlanan tüm yöntemlerde (ITVP, HP, PTVP) GTV'nin ölçülen dozu hesaplanandan daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, Zhao ve arkadaşlarının 2012 yılında belirttiği, solunum hareketi sırasında GTV'nin yüksek yoğunluklu hacim olarak ITV içinde düşük

dozlu akciğer bölgesine hareket etmesi nedeniyle yüksek doz bölgesi oluşması durumu ile uyumludur.

Hareketli filmler ile yapılan analizlerde GTV dozu değerlendirildiğinde SS BT planı GTV dozunu en iyi öngören yöntem gibi görünse de planda OAR dozu, MU değerleri ve sabit film ile gama analiz sonuçları açısından diğer planlardan dezavantajlı durumdadır. Ayrıca SS BT görüntülerinde soluma bağlı görüntü artefaktlar ve tutarsızlık oluşabilmektedir.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının bulguları, VMAT tekniğiyle yapılan akciğer SBRT planlarında, özellikle PTVP yoğunluk tanımlama yönteminin önemli avantajlar sunduğunu ortaya koymuştur. PTVP elektron yoğunluğu tanımlama yöntemi, hedef hacim içinde daha homojen bir doz dağılımı ve çevredeki sağlıklı dokularda daha keskin bir doz düşüşü sağlamıştır. Risk altındaki organların korunmasında ise PTVP, hem sağ hem de sol mantar bloklar için en düşük V5, V20 ve ortalama doz değerlerine ulaşarak sağlıklı akciğer dokusunu en iyi şekilde koruduğunu göstermiştir. Plan verimliliği açısından PTVP, en düşük MU değeri ve en kısa ışınlanma süresine sahiptir. Bu durum, plan karmaşıklığını ve tedavi süresini azaltarak hasta konforu ve hareket belirsizliklerini azaltma açısından fayda sağlayabilir. Dozimetrik doğruluk değerlendirmesi, sabit film gama analizi ile yapılmış ve tüm planlama stratejileri için yüksek gama geçiş oranları elde edilmiştir. Hareketli film ölçümlerinde, PTVP planının GTV'ye reçete edilen dozun %96'sının altına düşmediği gözlemlenmiştir, bu da tümör hareketine rağmen GTV'nin yeterli doz alabileceğini desteklemektedir. Sonuç olarak, bu çalışma, PTVP'nin tedavi planı kalitesini, OAR korumasını ve klinik verimliliği artırma potansiyeline sahip olduğunu göstermektedir.

Bu çalışma VMAT tekniğiyle sınırlı kaldığından, yoğunluk tanımlama yöntemlerinin Helikal Tomoterapi gibi diğer radyoterapi teknikleri üzerindeki etkileri incelenerek bilgi boşluğu doldurulabilir. Bu tez çalışmasında kullanılan fantomun ile basit tümör hareketleri ve geometrileri ele alınmıştır ancak gerçek hasta tedavileri genellikle daha komplekstir. Bu nedenle yoğunluk tanımlama yöntemlerinin farklı tümör boyutları ve solunum hareket genlikleri üzerindeki etkileri araştırılabilir. Fantom ile elde edilen bulguların gerçek hasta verileriyle doğrulanması, sonuçların klinik genellenebilirliğini arttırabilir.

KAYNAKLAR

- Amin NP, Nalichowski A, Campbell S, Hyder J, Spink R, Konski AA , ve ark. Helical therapy is safe for lung stereotactic body radiation therapy despite limitations in achieving sharp dose gradients. *Technol Cancer Res Treat*. 2017; 16: 1173-1178.
- Bade BC, Dela Cruz CS. Lung cancer 2020: Epidemiology, etiology, and prevention. *Clin Chest Med*. 2020; 41: 1-24.
- Bethesda M. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement, Report 44 of the International Commission On Radiation Units And Measurements. *Journal*. 1989.
- Bezjak A, Paulus R, Gaspar LE, Timmerman RD, Straube WL, Ryan WF , ve ark. Safety and efficacy of a five-fraction stereotactic body radiotherapy schedule for centrally located non-small-cell lung cancer: NRG oncology/RTOG 0813 trial. *J Clin Oncol*. 2019; 37: 1316-1325.
- Bray F, Laversanne M, Sung H, Ferlay J, Siegel RL, Soerjomataram I , ve ark. Global cancer statistics 2022: Globocan estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA Cancer J Clin*. 2024; 74: 229-263.
- Cai J, Chang JY, Yin F-F. Principles and practice of image-guided radiation therapy of lung cancer. 1st ed.: CRC Press; 2017. p.
- Cavedon C. Real-time control of respiratory motion: Beyond radiation therapy. *Phys Med*. 2019; 66: 104-112.
- Chang KP, Hung SH, Chie YH, Shiau AC, Huang RJ. A comparison of physical and dosimetric properties of lung substitute materials. *Med Phys*. 2012; 39: 2013-2020.
- Das IJ. Radiochromic film : Role and applications in radiation dosimetry. Boca Raton: CRC Press; 2017. p: 34-56.
- Devic S. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. *Phys Med*. 2011; 27: 122-134.
- Ferreira BC, Lopes MC, Capela M. Evaluation of an epon flatbed scanner to read gafchromic EBT films for radiation dosimetry. *Phys Med Biol*. 2009; 54: 1073-1085.
- Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy. Sixth edition. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2020. p: 6-7.
- Halperin EC, Halperin EC, Wazer DE, Perez CA, Brady LW, Ebook Central Academic C. Perez & Brady's principles and practice of radiation oncology. Seventh edition. ed. Philadelphia, Pennsylvania: Wolters Kluwer; 2019. p.

Healy GEA, Marsh SH, Cousins AT. The dosimetric effect of electron density overrides in 3DCRT lung SBRT for a range of lung tumor dimensions. *J Appl Clin Med Phys*. 2018; 19: 79-87.

Hoyer M, Thor M, Thornqvist S, Sondergaard J, Lassen-Ramshad Y, Paul Muren L. Advances in radiotherapy: From 2D to 4D. *Cancer Imaging*. 2011; 11 Spec No A: S147-152.

Kaplan LP, Korreman SS. A systematically compiled set of quantitative metrics to describe spatial characteristics of radiotherapy dose distributions and aid in treatment planning. *Phys Med*. 2021; 90: 164-175.

Kataria T, Sharma K, Subramani V, Karrthick KP, Bisht SS. Homogeneity index: An objective tool for assessment of conformal radiation treatments. *J Med Phys*. 2012; 37: 207-213.

Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys*. 2006; 33: 3874-3900.

Khan FM, Sperduto PW, Gibbons JP. *Khan's treatment planning in radiation oncology*. Lippincott Williams & Wilkins; 2021. p.

Korreman SS. Image-guided radiotherapy and motion management in lung cancer. *BR J Radiol*. 2015; 88: 20150100.

Lemjabbar-Alaoui H, Hassan OU, Yang YW, Buchanan P. Lung cancer: Biology and treatment options. *Biochim Biophys Acta*. 2015; 1856: 189-210.

Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998; 25: 656-661.

Lu L. Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*. 2013; 1.

Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, Reckwerdt P, Deasy JO, Yang J, et al. Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys*. 1993; 20: 1709-1719.

Meghzifene A, Van der Merwe D, International Atomic Energy Agency A. Roles and responsibilities, and education and training requirements for clinically qualified medical physicists. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2013. p: 71 pages : illustrations (black and white).

Negoro Y, Nagata Y, Aoki T, Mizowaki T, Araki N, Takayama K, et al. The effectiveness of an immobilization device in conformal radiotherapy for lung tumor: Reduction of respiratory tumor movement and evaluation of the daily setup accuracy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001; 50: 889-898.

Palma D, Visser O, Lagerwaard FJ, Belderbos J, Slotman B, Senan S. Treatment of stage I NSCLC in elderly patients: A population-based matched-pair comparison of stereotactic radiotherapy versus surgery. *Radiother Oncol.* 2011; 101: 240-244.

Podgoršak EB, International Atomic Energy A. Radiation oncology physics : A handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005. p.

Podgoršak EB, SpringerLink. Radiation physics for medical physicists. 3rd 2016. ed. Cham: Springer International Publishing : Imprint: Springer; 2016. p.

Price A, Chen J, Chao E, Schnarr E, Schreiber E, Lu L , ve ark. Compensation of intrafractional motion for lung stereotactic body radiotherapy (SBRT) on Helical Tomotherapy. *Biomedical Physics & Engineering Express.* 2019; 5: 025043.

Prokop M, Galanski M, Van Der Molen AJ, Schaefer-Prokop C, Engelke C, Jörgensen M , ve ark. Spiral and multislice computed tomography of the body. Thieme Verlag; 2003. p: 1-13.

Robinson CG, Bradley JD. The treatment of early-stage disease. *Semin Radiat Oncol.* 2010; 20: 178-185.

Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, Shimizu S, van Herk M, Lebesque JV , ve ark. Precise and real-time measurement of 3d tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2002; 53: 822-834.

Timmerman RD, Paulus R, Pass HI, Gore EM, Edelman MJ, Galvin J , ve ark. Stereotactic body radiation therapy for operable early-stage lung cancer: Findings from the NRG oncology RTOG 0618 trial. *JAMA Oncol.* 2018; 4: 1263-1266.

Tino R, Yeo A, Brandt M, Leary M, Kron T. The interlace deposition method of bone equivalent material extrusion 3d printing for imaging in radiotherapy. *Materials & Design.* 2021; 199: 109439.

Wild CP, Weiderpass E, Stewart BW. IARC world cancer reports. In CP Wild, E Weiderpass, BW Stewart (Eds.), *World cancer report: Cancer research for cancer prevention.* Lyon (FR): International Agency for Research on Cancer; 2020, p. 299-310.

Wilke L, Andratschke N, Blanck O, Brunner TB, Combs SE, Grosu AL , ve ark. ICRU Report 91 on prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams : Statement from the DEGRO/DGMP working group stereotactic radiotherapy and radiosurgery. *Strahlenther Onkol.* 2019; 195: 193-198.

Zhang Y, Vaccarella S, Morgan E, Li M, Etxeberria J, Chokunonga E , ve ark. Global variations in lung cancer incidence by histological subtype in 2020: A population-based study. *Lancet Oncol.* 2023; 24: 1206-1218.

Zhao B, Yang Y, Li T, Li X, Heron DE, Huq MS. Dosimetric effect of intrafraction tumor motion in phase gated lung stereotactic body radiotherapy. Med Phys. 2012; 39: 6629-6637.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Mustafa	Uyruğu	T.C.
Soyadı	ÖZKAN	Tel no	
Doğum tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Antalya Akdeniz Lisesi	2010
Lisans	Akdeniz Üniversitesi Fizik	2016
Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi Fizik	2019
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	YÖKDİL	77,5

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)
FYL-2019-4771	Akdeniz Üniversitesi	2018-2019

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler: