



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI
TIBBİ RADYASYON FİZİĞİ (RADYOTERAPİ)

[Yüksek Lisans Tezi]

**STEREOTAKTİK BEDEN RADYOTERAPİSİ (SBRT) YAPILAN BÖBREK ÜSTÜ
BEZİ METASTAZLARINDA HELİKAL RADYOTERAPİ İLE HACİMSEL
AYARLI ARK TERAPİ (VMAT) TEDAVİ TEKNİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Kazım SEÇER
ORCID:0000-0002-2604-6707

Danışman
Prof. Dr. Gül KANYILMAZ
ORCID: 0000-0003-2333-353X

Konya – 2025

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanmasında, bilgi ve deneyimlerini bana en iyi şekilde sunan, yol gösteren, destek ve görüşleri ile tezime büyük katkı sağlayan değerli danışmanım Prof. Dr. Gül KANYILMAZ hocama, bilgi, birikim ve deneyimlerini esirgemeyen N.E.Ü Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarım Prof. Dr. Meryem AKTAN ve Doç. Dr. Berrin BENLİ YAVUZ'a; ve beni her anımda destekleyen aileme sonsuz teşekkür ederim.

Kazım SEÇER

Ocak 2025

İÇİNDEKİLER

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
TEZ ONAY SAYFASI	v
TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU	vi
BİLİMSEL ETİK BEYANNAMESİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
TABLolar LİSTESİ	x
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kanserin Tanımı	3
2.2. Kanser Hücresinin Genel Özellikleri.....	3
2.2.1. Klonal orjin.....	3
2.2.2. İmmortalite	4
2.2.3. Genetik instabilite	4
2.2.4. Kontakt inhibisyonun kaybı	4
2.2.5. Proliferasyonun devamlı artışı	4
2.3. Kanser Tedavisi	5
2.4. Böbrek Üstü Bezleri.....	5
2.4.1. Zona glomerulosa	7
2.4.2. Zona fasciculata.....	7
2.4.3. Zona retikularis.....	7
2.5. Hedef Volüm ve Kritik Yapıların Konturlanması	8
2.5.1. Gros tümör volümü (GTV)	8
2.5.2. Klinik hedef volüm (CTV)	8
2.5.3. Planlana hedef volüm (PTV)	8
2.5.4. Risk altındaki organlar (RAO)	8
2.5.5. Planlanan risk altındaki organ volümü (PVR)	9
2.5.6. Geride kalan risk altındaki organlar (RVR)	9
2.5.7. Tedavi edilen volüm (TV).....	9
2.6. Fotonların Madde İle Etkileşimi.....	9
2.6.1. Fotoelektrik Etkisi	10
2.6.2. Compton etkisi.....	11

2.6.3. Çift oluşumu	12
2.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniği (YART)	13
2.8. Hacimsel Ayarlı Ark Tekniği (VMAT)	13
2.9. Stereotaktik Radyoterapi Tekniği	14
2.10. Helikal Tedavi Yöntemi	14
2.11. Konformite İndeks (CI).....	15
2.12. Homojenite İndeks (HI)	15
2.13. Gradyent İndeks.....	16
2.14. Lineer Hızlandırıcı Cihazı	16
2.15. Tomoterapi Cihazı	20
2.16. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	25
3.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler	27
3.1.1. GE optima 520 bilgisayarlı tomografi	27
3.1.2. Tomoterapi-HDA helikal tedavi cihazı.....	28
3.1.2. Elekta versa hd lineer hızlandırıcı tedavi cihazı.....	29
4. BULGULAR	30
4.1. Planlanan Hedef Hacim Ve Kritik Organ Dozları.....	42
5.TARTIŞMA	43
6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	45
6.1. SONUÇ	45
6.2. ÖNERİLER	45
7.KAYNAKLAR.....	46
8. EKLER.....	48
8.1. EK 1 Etik kurul kararı.....	48

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Yüksek Lisans Öğrencisi **KAZIM SEÇER**'in “**Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT) Yapılan Böbrek Üstü Bezi Metastazlarında Helikal Radyoterapi İle Hacimsel Ayarlı Ark Terapi (VMAT) Tedavi Tekniklerinin Karşılaştırılması**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya /20/01/2025

Tez Danışmanı	Prof. Dr. Gül KANYIMAZ N.E.Ü Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı	İmza
Jüri Üyesi	Doç. Dr. Berrin Benli YAVUZ N.E.Ü Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojii Anabilim Dalı	İmza
Jüri Üyesi	Dr. Öğrt. Üyesi Osman Vefa GÜL Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	İmza

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 29/01/2025 tarih ve 03/12 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Hasibe VURAL

Enstitü Müdürü

TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT) Yapılan Böbrek Üstü Bezi Metastazlarında Helikal Radyoterapi İle Hacimsel Ayarlı Ark Terapi (VMAT) Tedavi Tekniklerinin Karşılaştırılması başlıklı tez çalışmamın toplam elli iki (52) sayfalık kısmına ilişkin, 23/01/2025 tarihinde tez danışmanım tarafından **Turnitin** adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı **%15** olarak belirlenmiştir.

Uygulanan filtrelemeler:

1. Tez kabul sayfası hariç
2. Tez çalışması orijinallik raporu sayfası hariç
3. Bilimsel etik beyannamesi sayfası hariç
4. Önsöz hariç
5. İçindekiler hariç
6. Simgeler ve kısaltmalar hariç
7. Materyal ve metot hariç
8. Kaynaklar hariç
9. Alıntılar dahil
10. 7 kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

Necmettin Erbakan Üniversitesi Tez Çalışması Orijinallik Raporu Uygulama Esaslarını inceledim ve tez çalışmamın, bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranının (%30) altında olduğunu ve intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

23/01/2025

İmza

Kazım SEÇER

İmza

Prof. Dr. Gül KANYILMAZ

BİLİMSEL ETİK BEYANNAMESİ

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar tüm aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini, tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez hazırlama kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel kurallara uygun olarak atıf yapıldığını ve bu kaynakların kaynaklar listesine eklendiğini beyan ederim.

20/01/2025

İmza

KAZIM SEÇER

SİMGELER VE KISALTMALAR

KISALTMALAR

AAPM: American Association of Physicists in Medicine (Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği)

ABC: Active Breathing Coordinator (Aktif Solunum Koordinatörü)

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CI: Konformite İndeks

CTV: Klinik Tümör Volümü

DC: Doğru Akım

DICOM: Dijital İmaging And Communications in Medicine (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)

DHEA: Dehidroepiandrosteron

DNA: Deoksiribo Nükleik Asit

FFF: Flattening Filter Free (Düzleştirme Filtresiz)

GFR: Glomerulosa Fasciculata Reticularis

GI: Gradyentk İndeks

GTV: Gros Tümör Volümü (Gerçek Tümör Hacmi)

Gy:Gray

HI: Homojenite İndeks

ICRU: International Committee For Radiological Units (Uluslararası Radyolojik Birimler Komitesi)

IGRT: İmage Guide Radiotherapy (Görüntü Eşliğinde Radyoterapi)

KeV: Kilo Elektron Volt

Mev: Milyon Elektron Volt

Mhz: Megahertz

MLC: Multileaf Colimator (Çok Yapraklı Kolimatör)

MRG: Manyetik Rözanans Görüntüleme

MU: Monitör Unit

MV: Milyonvolt

PET: Pozitron Emisyon Tomografisi

PNMT: Feniletanolamin N Metiltransferans

PTV: Planlanan Tümör Volümü

RAO: Risk Altındaki Organlar

PVR: Planlanan Risk Altındaki Organlar

RF: Radyo Frekans

RT: Radyoterapi

RVR: Remaining Volume of Risk (Geride Kalan Riskli Organlar)

SBRT: Stereotaktik Beden Radyoterapi

TV: Tedavi Volümü

VMAT: Hacimsel Ayarlı Ark Terapi

YART: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

TABLULAR LİSTESİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1. Kritik organların doz kriterleri.	26
Tablo 4.1. Planlanan hedef hacim için doz istatistikleri	30
Tablo 4.2. Renal hillus için doz istatistikleri.....	31
Tablo 4.3. Renal korteks için doz istatistikleri.....	32
Tablo 4.4. İnce bağırsak için doz istatistikleri	33
Tablo 4.5. Mide için doz istatistikleri.....	34
Tablo 4.6. Spinal kord için doz istatistikleri.	35
Tablo 4.7. Büyük damalar için doz istatistikleri.	36

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Normal ve kanserli hücre bölünmesi.	3
Şekil 2.2. Böbrek, adrenal bez, retro peritoneal boşlukta; ventral görünüş	6
Şekil 2.3. Kurşun ve aliminyum için yarı değer kalınlık katman gösterimi.....	10
Şekil 2.4. Fotoelektrik olayın şematik gösterimi.	11
Şekil 2.5. Compton etkisinin şematik gösterimi	12
Şekil 2.6. Çift oluşum şematik gösterimi.....	13
Şekil 2.7. Lineer hızlandırıcı iç yapısı.	17
Şekil 2.8. Kolimatörün iç yapısı.....	18
Şekil 2.9. Tomoterapi ünitesinin genel düzenini gösterimi.	20
Şekil 2.10. Hızlandırıcı ve kolimasyonun lateral görünümü.	21
Şekil 2.11. MLC'nin bir diyagramını ve bir fotoğrafını göstermektedir.	22
Şekil 2.12. Matris şekilleri.	23
Şekil 2.13. Küçük bir alanın görselleştirilmesi için piksel büyütme	24
Şekil 2.14. Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsünde piksel ve voksel arasındaki farklar.	24
Şekil 3.1. GE optima 520 bilgisayarlı tomografi cihazı..	27
Şekil 3.2. Tomoterapi-hda-helikol tedavi cihazı.	28
Şekil 3.3. Elekta versa hd lineer hızlandırıcı.	29
Şekil 3.4. PTV için doz hacim grafiği.	36
Şekil 3.5. Renal hillus için doz hacim grafiği.....	37
Şekil 3.6. Renal korteks için doz hacim grafiği.	37
Şekil 3.7. İnce bağırsak için doz hacim grafiği.....	38
Şekil 3.8. Mide için doz hacim grafiği.	38
Şekil 3.9. Spinal cord doz hacim grafiği.....	39
Şekil 3.10. Büyük damarlar için doz hacim grafiği.....	39
Şekil 3.11. Homojenite indeks için dağılım grafiği.....	40
Şekil 3.12. Komfomite indeks için dağılım grafiği... ..	40
Şekil 3.13. Gradyent indeks için dağılım grafiği.	41

ÖZET

Necmettin Erbakan Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı
Tıbbi Radyasyon Fiziği (Radyoterapi)
[Yüksek Lisans Tezi]

STEREOTAKTİK BEDEN RADYOTERAPİSİ (SBRT) YAPILAN BÖBREK ÜSTÜ BEZİ METASTAZLARINDA HELİKAL RADYOTERAPİ İLE HACİMSEL AYARLI ARK TERAPİ (VMAT) TEDAVİ TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Kazım SEÇER

Konya-2025

Bu tez çalışmamızda sol böbrek üstü bezi metastazlı 15 hastanın radyoterapi öncesi çekilen tomografi görüntüleri üzerinden hem helikal tedavi; hem volümetrik ark tedavisi için planlamaları yapılmıştır. Elde edilen veriler üzerinden her iki planlama sistemleri arasında hedef hacim, homojenite indeks, konformite indeks ve kritik organ dozları açısından fark olup olmadığı araştırıldı. Her bir hasta için günlük 6Gy'den 5 günde toplam 30Gy doz verilecek şekilde tedavi planları oluşturuldu. Bu verilere göre renal hillus, renal korteks, ince bağırsak, mide, spinal kord, büyük damarlardan oluşan kritik yapılarda her iki tedavi tekniği için istatistiksel anlamlı fark saptanmadı. Benzer şekilde her iki planlama sistemleri arasında hedef hacim için D_{95} , D_{mean} , homojenite indeks değerlerinde (sırası ile $p=0.082$, $p=0.137$, $p=0.499$) istatistiksel açıdan anlamlı farklar gözlenmemiştir. Konformite indeks için ($p<0.01$) helikal tedavi yöntemi volümetrik ark tedavi yönteminden anlamlı olarak üstün gelse de planlama açısından tek başına üstünlük sağlamamıştır. Yapılan bu çalışmada iki teknik arasında dozimetrik açıdan herhangi bir farklılık saptanmamış olup; her iki tekniğin de böbrek üstü bezi metastazları radyoterapisinde uygulanabilir olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Böbrek üstü bezleri metastazları, helikal radyoterapi, stereotaktik beden radyoterapi.

ABSTRACT

Necmettin Erbakan University, Graduate School of Health Sciences
[Department of Radiation Oncology
Medical Radiation Physics (Radiotherapy)
Master Thesis]

COMPARISON OF HELIICAL RADIOTHERAPY AND VOLUME MODULATED ARC THERAPY (VMAT) TREATMENT TECHNIQUES FOR ADRENAL GLAND METASTASES TREATED WITH STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY (SBRT)

Kazım SEÇER

Konya-2025

In this thesis, 15 patients with left adrenal gland metastases were planned for both helical treatment and volumetric arc treatment on tomography images taken before radiotherapy. The differences between the two planning systems in terms of target volume, homogeneity index, conformity index and critical organ doses were investigated. Treatment plans were created for each patient with a daily dose of 6Gy for a total dose of 30Gy in 5 days. According to these data, no statistically significant difference was found for both treatment techniques in critical structures consisting of renal hilus, renal cortex, small intestine, stomach, spinal cord and large vessels. Similarly, no statistically significant differences were observed in D95, Dmean, homogeneity index values for target volume ($p=0.082$, $p=0.137$, $p=0.499$, respectively) between both planning systems. Although the helical treatment method was significantly superior to the volumetric arc treatment method for the conformity index ($p<0.01$), it did not provide superiority in terms of planning alone. In this study, no dosimetric difference was found between the two techniques and both techniques were found to be applicable in the radiotherapy of adrenal gland metastases.

Keywords: Adrenal gland matastases, helical radiotherapy, stereotactic body radiotherapy.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kötü huylu tümörler insanlık tarihi boyunca her çağda gözlemlenmiştir. Milattan önce de varlığı bilinen bu hastalık eski mısır yazılı kaynaklarında tanımlanmıştır. Yunan hekimleri, tarafından da "carcinoma" ve "carcinoma" olarak adlandırılan neoplazmaların varlığını fark etmişlerdir. Yunancada yengeç anlamına gelen tümör ifadesi, yengeç şeklindeki birincil tümörün parmak benzeri yayılan çıkıntıları nedeniyle bu şekilde tanımlanmıştır. Sonraları; Romalı hekim Celsius (MÖ 28-50) Yunanca olan bu terimi "kanser" olarak tercüme etmiştir. Yine bir Romalı hekim olan Galen (MS 130-220); tümörleri tanımlamak için "oncos" (şişlik) terimini kullanmıştır. Bununla birlikte, tümörler hakkında daha ayrıntılı bilgiler 20. yüzyılın başlarında toplanmıştır. Kanser, 1900'lerde Amerika Birleşik Devletleri'nde tüm ölüm nedenleri arasında sekizinci sırada yer alırken; geçen yüzyılın ikinci yarısında, dört ölüm vakasından birinin nedeni olarak tüm ölüm nedenleri arasında dördüncü sırada yer almıştır. Günümüzde kanser, birçok ülkede tüm ölüm nedenleri arasında birinci (Kuzey Amerika, Avrupa, Avustralya, vb.) veya ikinci (Brezilya, Rusya Federasyonu, vb.) sırada yer almaktadır. Dünya genelinde her yıl 100.000 kişi başına yaklaşık 246 yeni kanser vakası (melanom dışı cilt kanseri hariç) teşhis edilmektedir (Bayramov, 2022).

Objektif nedenler göz önüne alındığında gerçek sayıların daha yüksek olabileceği ileri sürülebilir. Kanser, tüm dünya ülkelerinde yaşam beklentisinin artması konusunda ciddi bir engeldir. Kötü huylu hastalıklar sadece kanser hastalarının hayatını etkilemekle kalmamakta, aynı zamanda aileleri ve toplumun tamamı için de ciddi bir yük teşkil etmektedir (Bayramov, 2022).

Birçok kanser türünün metastaz yapma özelliğine sahip olduğu bilinmektedir. Böbrek üstü metastazları sıklıkla karşılaşılan metastaz bölgesidir (Tatlı, 2012).

Surrenal metastazlı hastaların tedavi yöntemi kimyasal ablasyon cerrahi, arteriyel embolizasyon, radyofrekans ablasyon ve radyoterapidir. Tedavi cihazlarındaki güncel gelişmelerden sonra radyoterapi böbrek üstü metastazlarında primer tedavi ya da cerrahi sonrası adjuvan tedavi olarak uygulanabilmektedir. Hastalarda yalnızca adrenal metastaz olması durumunda öncelikli olarak cerrahi operasyon tercih edilirken, aynı anda çok sayıda metastazın olması durumunda radyoterapi primer tedavi olarak tercih edilmektedir (Tatlı, 2012).

Bu çalışmada radyoterapide güncel teknik olan stereotaktik beden radyoterapisi yönteminin sol surrenal metastazlı hastalarda iki farklı planlama yöntemi olan helikal tedavi ve volumetrik

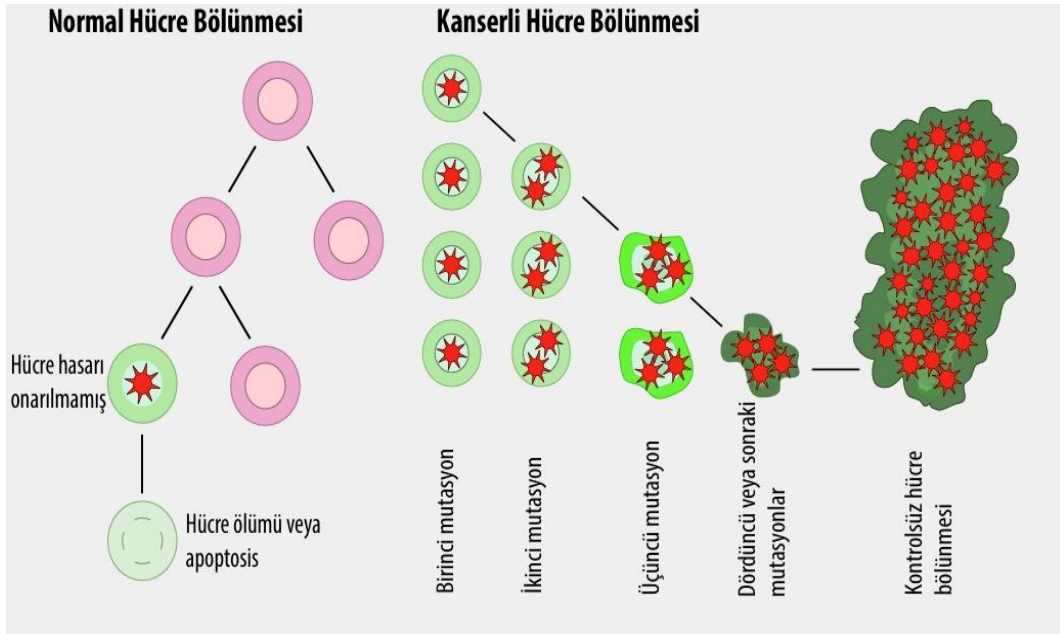
arc tedavileri kullanılması durumunda tümör ve çevresindeki kritik yapılar arasındaki dozimetrik farklılıklar olup olmadığını saptamak amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kanserin Tanımı

Kanser sürekli olarak belirli bir hücre grubunun birikmesi ile karakterize bir düzen bozukluğu oluşmasıdır. Sürekli ve aşırı miktarda artan hücre sayısının, normal olarak gerçekleşen ideal miktarda hücre kaybı ile dengelenememesi sonucu doğar. Dolaşıma karışarak etraftaki yapılara invazyon yaparak organizma içerisindeki diğer dokuları hasara uğrattıkları (Bilge ve ark., 2013).

Kanser hücreleri oluştukları normal hücrelere göre daha kısa zamanda yok olmalarına rağmen; yeni hücre oluşumu o kadar hızlıdır ki, oluşan hücreler de sürekli birikir. Bu dengesizlikler kanser hücrelerindeki düzensizlikten hem de içinde bulunduğu organizmanın bu hücreleri tanımada ve ortadan kaldırmada ki başarısızlıklarından dolayı kaynaklanmaktadır (Bilge ve ark., 2013).



Şekil 2.1. Normal ve kanserli hücre bölünmesi.
(www.bilimteknik.tubitak.gov.tr/sites/default/files/posterler/kanser_poster.pdf)

2.2. Kanser Hücresinin Genel Özellikleri

2.2.1. Klonal orjin

Bir çok kanser hücresi tek bir anormal yapıya sahip hücreden doğar. Bazı kanser türleri birden fazla sayıda malign klonlardan meydana gelir. Bu yapılar ya bir alan sonucu ya da bazı genlerin kalıtsal defekleri sonucu oluşur (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008).

2.2.2. İmmortalite

Bir çok normal hücre sınırlı sayıda çoğalır. Kanser hücreleri ise sınırsız sayıda bölünebilme ve sınırsız sayıda hücre oluşturma özelliğine sahiptirler. İmmortalitenin mekanizmalarından bir tanesi kromozom uçları olan telomerlerdir. Hücre diferansiyede iken, çoğu normal hücre tipinde telomerler gittikçe kısılır. Stem ve kanser hücrelerinde telomerler telomeraz enziminin etkisiyle yenilenir. Kanser hücreleri telomerazın etkisi ile de sınırsız sayıda çoğalmaya devam edebilmektedir (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008).

2.2.3. Genetik instablite

DNA tamirindeki ve DNA 'mismatch'lerini tanımadaki kusurlardan dolayıdır ve kötü huylu kanser hücrelerinin heterojen olmasını sağlar. Kanser hücreleri proliferasyon kontrol mekanizmasına gittikçe daha az yanıt veren gruplar oluşturur. Bu oluşan gruplar, başka yabancı ortamlarda yaşama kabiliyeti kazanır ve çoğalarak metastaz yaparlar (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008).

2.2.4. Kontakt inhibisyonun kaybı

Kültür ortamında çoğalan normal hücreler, hücrelerin normalde yapıştığı alt tabakaya yapışamazlarsa bölünme olayı gerçekleşemez. Bu durum, normal hücrelerin çoğalıp üzerinde büyüebildikleri, bütün yüzeyi tek bir tabaka halinde doldurduklarında da bölünme özelliklerini yitirmesine sebep olur. Hatta besi yerleri bölünmeleri için gerekli tüm büyüme faktörlerini ve diğer besi bileşenlerini barındırırsa bile bölünemezler. Fakat kanser hücreleri, herhangi bir besi yerinde alt tabakaya yapışmaksızın kendiliğinden bölünebilir. Hücre kültürü ortamında birden çok tabaka oluşsa dahi büyümeye aralıksız devam eder (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008).

2.2.5. Prosliferasyonun devamlı artışı

Kültür içindeki kanser hücrelerinin bir özelliğidir. Bu hücreler beslenmeleri için besin faktörlerini tüketmelerine rağmen büyümeyi sürdürür ve bu durum kendi kendilerini yok etmelerine neden olmaktadır (Beyzadeoğlu ve Ebruli, 2008).

2.2.6. Metastaz

Kanser hücrelerinin, substratında hareket ederek çevre dokularda lokal invazyon yapmasına, lenfatik kanallar yoluyla lenf bezlerine, kan damarları yoluyla da uzak organlara yayılarak üreyip çoğalabilme özelliği kazanmasına denir (Bilge ve ark, 2013).

2.3. Kanser Tedavisi

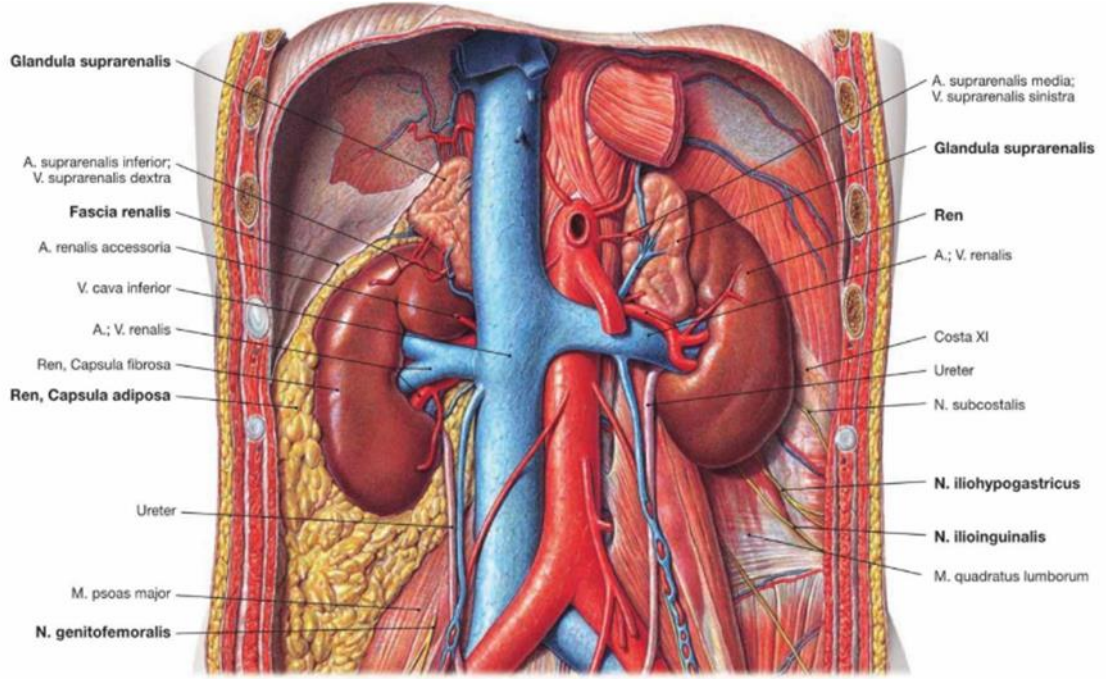
Kanser tedavisi için dört ana prosedür vardır. Bunlar cerrahi, radyoterapi, kemoterapi ve biyolojik terapidir (Arora ve ark., 2022).

Cerrahi, kanserin teşhis ve tedavisinde kullanılan en eski yöntemdir. Genellikle erken teşhis edilen solid tümörler için önerilmektedir. Radyasyon ilk kez 1800'lü yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Cerrahi ve radyasyon lokal tedaviler olarak bilinmektedir. Günümüzde çoğu hasta metastatik hastalığa sahiptir ve bu lokal tedaviler kanser hücrelerini tamamen ortadan kaldırmaya yetmeyebilir. Bu nedenle üçüncü tedavi olan kemoterapi ile sistematik tedavinin dolaşıma ulaşarak hem ilk tümöre hem de ve metastaza etki etmesi amaçlanır. Sonuncusu ise immünoterapi veya hedefe yönelik tedaviler olarak da adlandırılan biyolojik tedavidir. Temel olarak kanserle savaşmak için konağın bağışıklık sisteminin etkinleştirilmesini içerir. Genellikle rekombinant DNA teknolojisi ile üretilen ve doğal olarak oluşan sitokinleri kullanır (Arora ve ark., 2022).

Cerrahi veya radyoterapiden sonra kanserin nüksetme olasılığı, primer tümörlerin bazılarının teşhis edilmeden önce metastaz yapma olasılığından kaynaklanmaktadır. Dahası, bu erken metastazlar çok küçüktür ve standart görüntüleme yöntemleri ile tespit edilemeyebilir. Bu nedenle mikrometastazlar olarak adlandırılır. Bu nedenle, radyoterapi veya cerrahi ya da her ikisi gibi izole tedavileri takiben mikrometastatik hastalıkları ortadan kaldırmak için adjuvan tedaviler uygulanmaktadır. Sistemik tıbbi tedavinin kullanılmasının başlıca amacı nüks rakamlarını en aza indirmek ve sağ kalımı uzatmaktır. Örneğin, kolorektal ve meme kanserlerinde lokal tedavilere ek olarak sistemik tedaviler kullanılmaktadır. Kanseri tedavilerinin birçoğunda, (örneğin meme kanseri durumunda,) sıklıkla kombine yöntemler kullanılmaktadır (Arora ve ark., 2022).

2.4. Böbrek Üstü Bezleri

Böbrek üstü bezleri olarak da adlandırılan yapılar, endokrin sistemin önemli bir parçasıdır. Bu bezler vücudun savaş ya da kaç tepkisinde hayati bir rol oynar ve dış ortamdaki değişikliklere karşı koyabilmek için gereken fizyolojik adaptasyonları aktive eden stres hormonları üretir. Böbreküstü bezleri ayrıca vücudun bağışıklık sistemini, metabolizmasını ve tuz ve su dengesini önemli ölçüde düzenleyen birkaç temel hormon salgılar.



Şekil 2.2. Böbrek, adrenal bez, retro peritoneal boşlukta; ventral görünüş (Paulsen ve Waschko, 2013).

2.4.1. Yapı ve işlevi

Böbreküstü bezlerinin kritik konumu vardır, damar ve organlara yakın komşuluk göstermektedir. Her iki bezde vücudun kendi tarafındaki böbreklerin üzerinde yer alır (Şekil. 2.2). Üst renal fasya ve perirenal boşluk içinde bulunurlar. Böbreküstü bezleri doğum esnasında kabaca böbreğin üçte biri büyüklüğünde iken, yetişkinlikte böbreğin yalnızca otuzda biri büyüklüğündedir. Her bir böbreküstü bezi epigastriumda, omur boşluğunun 11. interkostal ucu ve 12. kaburganın karşısında böbreğin üst kısmında bulunur. Sağ böbrek üstü bezi piramidal, sol böbrek üstü bezi ise hilal şeklindedir. Her bir bezin yüksekliği 50 mm, genişliği 30 mm ve kalınlığı 10 mm'dir. Her bir bez yaklaşık 5 gram ağırlığındadır. Sağ adrenal bez, karaciğerin altında, inferior vena kavanın posteriorunda ve diyaframın anteriorunda yer alır. Sol adrenal bez dalağın medialinde, splenik arter ve venin superiorunda, abdominal aortun lateralinde ve diyaframın anteriorunda yer alır (National Library of Medicine National Center for Biotechnology Information, 2024).

2.4.2. İç yapısı

Böbreküstü bezi 2 farklı dokudan meydana gelir: dış korteks ve iç medulla. Adrenal korteks daha yağlı olma eğilimindedir. Bundan dolayı daha sarı bir tona sahiptir. Adrenal medulla daha çok kırmızımsı kahverengi bir renktedir. Bağ dokusundan oluşan kalın bir kapsül

tüm adrenal bezi çevreler. Adrenal korteks, daha küçük olan medulladan çok daha büyüktür ve bezin sadece yaklaşık %15'ini oluşturur. Adrenal korteks 3 farklı bölgeden oluşur (National Library of Medicine National Center for Biotechnology Information, 2024).

2.4.3. Zona glomerulosa

Zona glomerulosa (dış tabaka), en önemli işlevi aldosteron olan mineralokortikoidleri sentezler. Bu sentezlenen hormon, elektrolit dengesini ve kan basıncının düzenlenmesinde önemli bir rol oynar (National Library of Medicine National Center for Biotechnology Information, 2024).

2.4.4. Zona fasciculata

Zona fasciculata (orta katman), baskın olan hormon kortizol olmak üzere glukokortikoidler üretir. Bu hormon glukoneogenez vasıtası ile kan şekerini düzenler, bağışıklık sistemini modüle eder ve protein, yağ ve karbonhidrat metabolizmasını düzenler. Kortizol salgılanması, hipofiz bezinden salınan adrenokortikotropik hormon tarafından düzenlenir (National Library of Medicine National Center for Biotechnology Information, 2024).

2.4.5. Zona retikularis

Zona retikularis (iç bölge) androjenler üretir ve ikincil cinsel özelliklerin gelişiminde rol oynar. Zona retikulariste üretilen birincil androjen, vücutta en bol bulunan hormon olan dehidroepiandrosterondur (DHEA). Adrenal bezin ürettiği progesteron, östrojen, kortizol ve testosteron gibi diğer birçok hormonun sentezlenmesinde öncü görevi görür.

Bu 3 bölgenin işlevi, adrenal korteksin her bir katmanında üretilen hormonların işleviyle ilişkili oldukları için “Tuz, Şeker, Seks” anımsatıcısıyla hatırlanabilir. Bu bölgelerin isimleri glomerulosa, fasciculata ve reticularis için “GFR” hatırlanarak da hatırlanabilir.

Adrenal medulla katekolaminleri sentezler. Katekolaminler dopamin öncülünden yapılır ve tirozin ile birleştirilerek norepinefrin elde edilir. Norepinefrin oluşturulduktan sonra, sadece adrenal medullada bulunan feniletanolamin N-metiltransferaz (PNMT) aracılığıyla metillenir (National Library of Medicine National Center for Biotechnology Information, 2024).

2.5. Hedef Volüm ve Kritik Yapıların Konturlanması

ICRU 83 raporu tedavi planlamasında ana hatları oluşturarak çeşitli volümleri geliştirmiş ve tanımlamıştır. Bu tanımlanan volümler üç tipte doku içerir. Malign lezyonlar, aslında normal görünüp, mikroskopik hastalıkla infiltre olmuş veya olma ihtimali olan tümörün yakınındaki doku; daha uzaktaki organ ve dokular (Chao, 2014).

2.5.1. Gros tümör volümü (GTV)

Tümörün makroskopik boyuttaki gösterilebilir tüm yaygınlığı ve yerleşimidir. GTV primer tümörden, metastatik bölgesel lenf nodundan, ve uzak metastazlardan oluşabilmektedir. GTV bilgisayarlı tomografi ile saptanan anatomik görüntülerle belirlenmekte, magnetik rezonans görüntüleme (MRG) ve pozitron emisyon tomografi (PET) ile desteklenmektedir (Chao, 2014).

2.5.2. Klinik hedef volüm (CTV)

CTV, GTV ile ilişkili olduğu düşünülebilen, var olma ihtimali yüksek olan subklinik malign hastalığın varsayıldığı doku bölgesidir. Şuan ki tanım, her bir tümör için hastalık yayılımının niteliklerine dayanan fizyolojik boyutları vurgulamaktadır (Chao, 2014).

2.5.3. Planlana hedef volüm (PTV)

PTV tedavi planlamalarında ve bu planları değerlendirmede geliştirilmiş geometrik bir kavramdır. Verilmek istenen dozun, organ hareketleri ve set-uplarda oluşabilecek değişkenlerden, verilmek istenen dozun tüm CTV parçalarına tam olarak uygulanmasını sağlamak için oluşturulan yapıdır (Chao, 2014).

2.5.4. Risk altındaki organlar (RAO)

Işınlandığı zaman morbidite oluşturabilecek yapılardır. Tedavi planlarını veya absorbe edilen dozu etkileyebilir. Tanım olarak ifade edilirse hedef hacim dışında kalan tüm yapılar RAO olabilir. RAO olarak düşünülen normal yapılar çoğunlukla CTV'nin konumuna veya reçete edilen absorbe doza bağlıdır. Hasta tedavi edilirken radyasyona maruz kalan tüm yapılar risk altındadır. PTV'nin hemen yakınındaki korunması gereken RAO daha özel algılanmalıdır (Chao, 2014).

2.5.5. Planlanan risk altındaki organ volümü (PVR)

PTV'de olduğu gibi ciddi yan etkileri önlemek amacı ile tedavi esnasında RAO'nun konumundaki belirsizlik dikkate alınmalıdır. Bu değişken ve belirsizlikler denkleştirmek için PTV'de olduğu gibi RAO'lara emniyet marjı verilir (Chao, 2014).

2.5.6. Geride kalan risk altındaki organlar (RVR)

Hastanın eksternal konturu ile çevrelenmiş olan hacim ile görüntülenmiş kesitlerindeki CTV'ler ve risk altındaki organlar arasındaki fark olarak adlandırılır. Bunun tanımlanması bize yapılan planlarda konturlanmamış dokuların daha az doz almasını sağlayacaktır (Chao, 2014).

2.5.7. Tedavi edilen volüm (TV)

Kabul gören komplikasyon sınırları içerisindeki tümörün yok edilmesini yada palyasyonu sağlamak için uygun görülen absorbe dozun belirlenmesiyle birlikte, belirli bir doz eğrisinin içinde kalan doku hacmidir (Chao, 2014).

2.6. Fotonların Madde İle Etkileşimi

X-ışınları ve γ -ışınları foton adı verilen enerji demetleri olarak düşünülebilir. Bir X-ışını fotonu ince bir madde tabakasına girerse, etkileşime girmeden geçmesi veya (genellikle atomik elektronlarla, ancak bazen atom çekirdekleriyle) birkaç yoldan biriyle etkileşime girmesi mümkündür. Bir fotonun belirli bir malzeme kalınlığından geçtiğinde etkileşime girme olasılığı, üç sürecin (fotoelektrik, Compton, çift oluşum) her biri için bireysel etkileşim olasılıklarının çarpımıdır. Zayıflama süreci matematiksel olarak aşağıdaki denklemlerle tanımlanabilir.

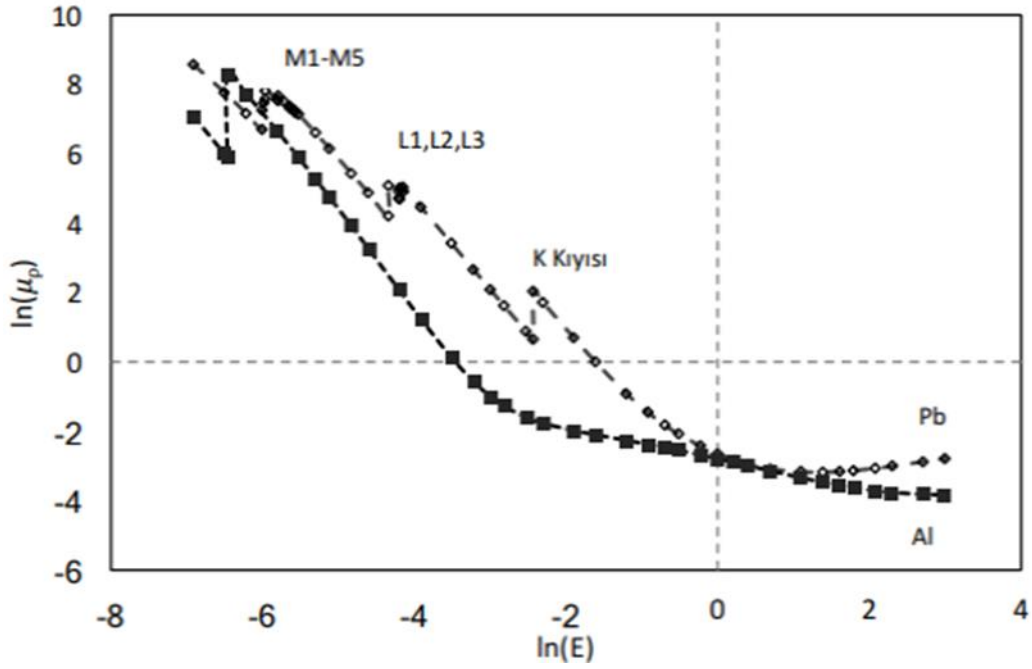
$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

Denklem 2-1

Burada N_0 , x kalınlığındaki bir soğurucuya çarpan ışındaki foton sayısıdır, e doğal logaritmanın tabanıdır ve μ doğrusal zayıflama katsayısıdır. μ miktarı aslında beş işlem için bireysel zayıflama katsayılarının toplamıdır. Sayısal değeri fotonun enerjisine ve zayıflatan malzemenin türüne bağlıdır.

Her madde için ayrı bir zayıflama katsayısı vardır, bunlar arasında doğrusal zayıflama katsayısı (μ), kütle zayıflama katsayısı (μ/ρ), kütle enerji transfer katsayısı (μ_t/ρ) ve kütle enerji emilim katsayısı (μ_{en}/ρ) bulunur. Her katsayı türü, farklı zayıflama veya enerji emilim

problemlerinin çözümünde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Ortamın fiziksel yoğunluğu olan ρ 'ye bölme, katsayısını ortamdaki bağımsız hale getirir. Şekil 2.3.'de, kurşun ve alüminyum için kütle zayıflama katsayısını, foton enerjisinin bir fonksiyonu olarak gösterir. Zayıflama katsayısının aniden arttığı süreksizliklere emilim kenarları denir ve belirli bir elektron kabuğunun bağlanma enerjisine tam olarak eşit foton enerjilerinde meydana gelir.



Şekil 2.3. Kurşun ve alüminyum için yarı değer kalınlık katman gösterimi (Bircan ve ark, 2017).

İletilen foton sayısını yarıya düşüren malzeme kalınlığına denir. Yarı değer kalınlık katmanı (YDK), doğrusal zayıflama katsayısıyla aşağıdaki denklemle ilişkilidir.

$$YDK = 0,693/\mu$$

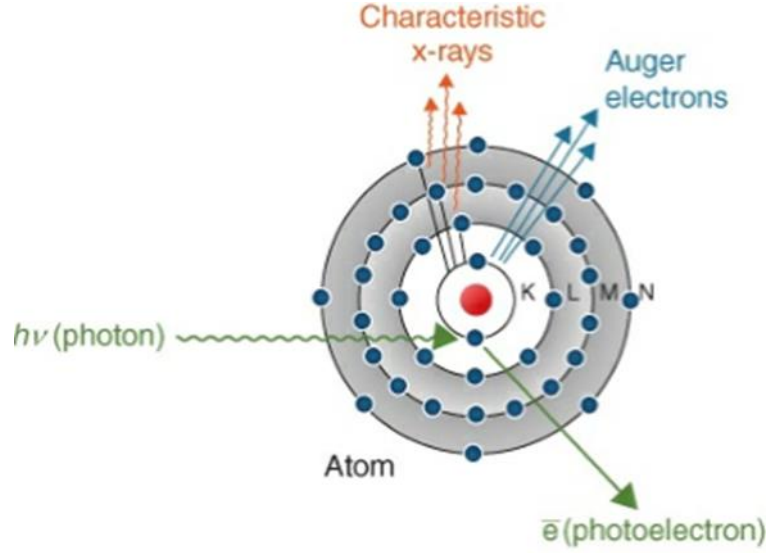
Denklem 2-2

Bu parametre radyasyonun kalitesini veya nüfuz edilebilirliğini tanımlamak için kullanılır (Brady ve ark, 2008).

2.6.1. Fotoelektrik Etkisi

Fotoelektrik etkide, fotonun toplam enerjisi genellikle çekirdeğe yakın bir yörünge elektronuna aktarılır ve foton kaybolur. Daha sonra elektron, fotonun enerjisinden elektronun bağlanma enerjisinin çıkarılmasıyla elde edilen enerjiye eşit bir enerjiyle atomdan dışarı atılır (Şekil 2.4.). Elektronun yayıldığı yön, gelen fotonun enerjisine bağlıdır. Düşük enerjili fotonlar (örneğin, 50 keV) için, fotoelektron gelen fotonun yönüne göre büyük bir açıyla dışarı atılır ve fotonun enerjisi arttıkça ileri yönde artar. Elektronun dışarı atılmasından sonra, nötr atom,

doldurulması gereken bir iç kabuktaki boşluğa sahip pozitif yüklü bir iyon haline gelir. Atom, daha az sıkı bir şekilde çekirdekten, daha uzakta; bağlı elektron ve karakteristik X ışınları veya bir Auger elektronu yayılır.



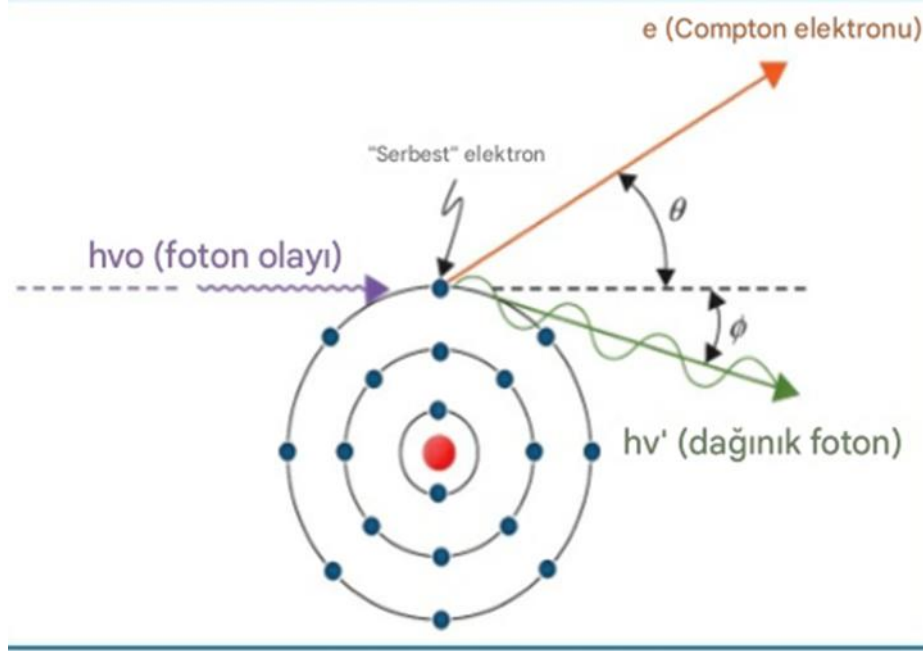
Şekil 2.4. Fotoelektrik olayın şematik gösterimi (Gibbons, 2019).

Belirli bir fotonun fotoelektrik süreç (τ/ρ ile gösterilir) aracılığıyla etkileşime girme olasılığı hem fotonun enerjisinin hem de hedef atomun atom numarasının bir fonksiyonudur. İşlemin gerçekleşmesi için, fotonun enerjisi, ilgili yörünge elektronunun bağlanma enerjisinden daha büyük olmalıdır. Genel olarak, bir fotonun fotoelektrik etkileşime girme olasılığı, fotonun enerjisinin üçüncü kuvvetiyle ters orantılı ve hedef atomun atom numarasının üçüncü kuvvetiyle doğru orantılıdır (Brady ve ark, 2008).

2.6.2. Compton etkisi

Compton etkisi, bir fotonun gevşek bağlı bir yörünge elektronuyla etkileşimidir. Bu etkileşimde gelen fotonun enerjisinin bir kısmı elektrona kinetik enerji olarak aktarılır ve kalan enerji başka bir foton tarafından taşınır (Şekil 2.5). Elektronun bağlanma enerjisi, gelen fotonun enerjisiyle karşılaştırıldığında önemsizdir ve bu nedenle göz ardı edilebilir. Compton olayında saçılmış fotonun enerjisi, gelen fotonun enerjisi ile elektrona aktarılan enerji arasındaki oluşan farka eşittir. Gelen fotonun enerjisi düşükse (örneğin, 100 keV), elektrona çok az enerji aktarılır. Fotonun enerjisi arttıkça, enerjinin daha büyük bir kısmı elektrona aktarılır. Bu nedenle saçılmış foton enerjisinin daha küçük bir kısmını zorunlu olarak korunur. Foton, gelen fotonun yönüne göre herhangi bir açıda saçılabilir, ancak Compton elektronu gelen fotonun yönüne göre sıfır ile 90 derece arasındaki açılarla sınırlıdır. Gelen fotonun enerjisi düşükse, saçılan fotonların dağılımı izotropiktir (her yönde eşit). Saçılma açıları, gelen fotonun enerjisi

arttıkça fotonlar ve elektronlar için azalır (örneğin, megavoltaj foton enerjilerinde, her ikisi de baskın olarak ileri yönde saçılır).



Şekil 2.5. Compton etkisinin şematik gösterimi (Gibbons, 2019).

Enerji ve momentumun korunumu sonucunda, gelen fotonun $h\nu_0$, saçılan fotonun $h\nu'$ ve saçılan elektronun E enerjileri aşağıdaki ilişkilerle verilir (Brady ve ark, 2008).

$$E = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - \cos\theta)}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)}, \quad \text{Denklem 2-3}$$

$$h\nu' = h\nu_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)}, \quad \text{Denklem 2-4}$$

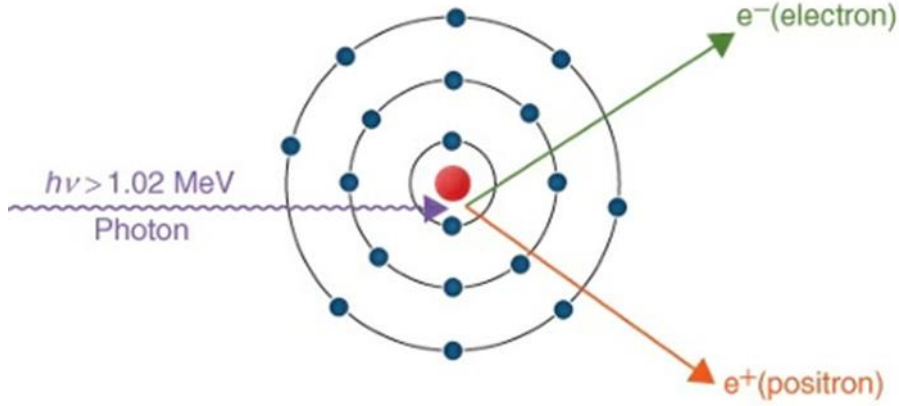
$$\cot(\phi) = (1 + \alpha) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad \text{Denklem 2-5}$$

(Brady ve ark, 2008).

2.6.3. Çift oluşumu

Çift oluşum (Şekil 2.6) yalnızca 1,02 MeV'den büyük enerjilere sahip fotonlarla mümkündür. Böyle enerjik bir foton hedef atomun çekirdeğine yeterince yaklaştığında, gelen fotonun enerjisi doğrudan bir elektron-pozitron çiftine dönüştürülebilir. Fotonun sahip olduğu 1,02 MeV'den fazla enerji, elektron ve pozitron arasında herhangi bir oranda dağıtılabilen kinetik enerji olarak görünür. Pozitron durduğunda, bir elektronla birleşir ve her iki parçacık da karşılıklı yok olmaya uğrar ve zıt yönlerde hareket eden 0,511 MeV enerjili iki foton ortaya

çıkar. Çift oluşumun (π/ρ) meydana gelme olasılığı, gelen foton enerjisi 1,02 MeV'lik enerji eşliğinin üzerinde olduğunda hızla artar ve atom başına Z^2 , elektron başına Z ve yaklaşık olarak gram başına Z ile orantılıdır (Brady ve ark, 2008).



Şekil 2.6. Çift oluşum şematik gösterimi (Gibbons, 2019).

2.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniği (YART)

IMRT teknikleri, yüksek konformal doz dağılımlarının oluşturulmasına yol açan çoklu radyasyon ışınları boyunca değişken yoğunluk kullanır. Bu, her radyasyon demetinin daha da küçük radyasyon ışınlarına bölerek ve bu ışınların bireysel yoğunluklarını değiştirerek elde edilir. Bu tekniğin avantajları, özellikle karmaşık içbükey şekillere sahip hacimlerde hedef hacim uyumluluğunun iyileştirilmesi ve risk altındaki normal dokuların ve organların (OAR'ler) daha iyi korunmasıdır ve bu da akut ve geç toksisitelerin azalmasıyla sonuçlanır. IMRT ayrıca, hedef hacim içindeki ayrı alanlara fraksiyon başına farklı dozların eş zamanlı olarak verilmesine olanak tanıyan homojen olmayan doz dağılımları üretme yeteneğine sahiptir. Bu, toplam tedavi süresini artırmadan lokalize doz artırma stratejilerini kolaylaştırabilir (Teoh ve ark., 2014).

2.8. Hacimsel Ayarlı Ark Tekniği (VMAT)

Hacimsel ayarlı ark terapi tekniği diğer adı ile volumetrik modüle edilmiş ark tedavisi (VMAT), geleneksel radyoterapi tekniklerine kıyasla iyileştirilmiş hedef hacim kapsamı ve normal dokuların korunmasıyla son derece uyumlu doz dağılımları elde edebilen yeni bir radyasyon tekniğidir. VMAT ayrıca, geleneksel statik alan yoğunluklu modüle edilmiş radyoterapiye (IMRT) kıyasla azaltılmış tedavi uygulama süresi gibi ek avantajlar sunma potansiyeline sahiptir. Ark terapisinin temel konsepti, radyasyon kaynağının sürekli bir dönüşünden radyasyonun iletilmesidir ve hastanın tam 360° ışın açısından tedavi edilmesine olanak tanır. Ark terapileri, son derece uyumlu doz dağılımları elde etme yeteneğine sahiptir ve

esasen IMRT'nin alternatif bir biçimidir. Bununla birlikte, sabit gantry IMRT'ye göre önemli bir avantaj, tedavi uygulama süresindeki azalma ve MU kullanımındaki azalma ile vücudun geri kalanına verilen integral radyasyon dozunun daha sonra azaltılması sonucunda tedavi uygulama verimliliğindeki iyileşmedir (Teoh ve ark., 2014).

2.9. Stereotaktik Radyoterapi Tekniği

Stereotaktik radyoterapi hastaya çok hassas bir şekilde uygulanan, birden fazla küçük ışın alanları kullanılan radyoterapi tekniğidir. Bu tedavi, çoğunlukla hastada hedeflenen tedavi alanını lokalize etmek için kullanılan üç boyutlu bir dış koordinat sisteminin kullanılmasıyla elde edilir. Tedavi öncesi hasta pozisyon doğruluğunu sağlamak ilk önceliktir. Genellikle 1mm mertebesinde konumlandırma doğruluğu sağlayan üç boyutlu bir referans sistemi içeren özel bir baş çerçevesinin kullanılması ile elde edilir. Brown-Roberts-Wells cihazı gibi bir stereotaktik baş çerçevesi, anestezi altında sabitlenebilen kendiliğinden klavuzlanan kranial vidalar aracılığı ile doğrudan baş kısmına takılırdı. Ancak birkaç gün gibi uzun sürebilecek tedavi teknikleri için çok da kullanışlı değildi. Bunun yerine artık bu tedavi tekniklerinde daha kullanışlı olan maskeler kullanılmaktadır.

Stereotaktik radyoterapi teknikleri ayrıca diğer yerlerde örneğin toraks, karın, pelvis, vertebra, abdomen gibi bölgelerde de kullanılmaya başlanmıştır. Ancak organ hareketleri bu bölgelerdeki hedef hacimlerin doğruluğunu zora sokabilir. Stereotaktik vücut ışınlamalarında vücudu hareketsizleştirme ile birlikte organ hareketlerini minimum seviyeye indirmek için ABC (Active Breathing Coordinator) ve abdomen kompresyon cihazları aletler kullanılır. Stereotaktik radyoterapide, bir lezyonun hassas bir şekilde ışınlanmasını içerir ve çok sıkı marjlara sahip oldukça uyumlu bir doz dağılımı tercih edilir. Bu tedavi yönteminde klasik radyoterapi yöntemine göre günlük olarak daha yüksek dozlara çıkılır (Örneğin akciğer SBRT'si için fraksiyon başına 11 Gy gibi.) (Cherry ve Duxbury, 2020).

2.10. Helikal Tedavi Yöntemi

Helikal tomoterapi, lineer hızlandırıcı ve bilgisayarlı tomografi (BT) cihazlarının özelliklerini aynı anda kullanılan bir tedavi yöntemidir. Tomografi benzeri bir gantrye, 6MV FFF X-ışını üretebilen bir linak monte edilerek 360° dönerek ışın gönderebilen bir cihazdır. Gantry dönüşü esnasında tedavi masası yavaşça içeri doğru hareket eder. Bu yavaş masa hareketleri sayesinde planlanan tedavi hastaya helikal olarak verilmiş olur. Çok yapraklı kolimaör (MLC)'ler yardımı ile ışın demetinin yoğunluğu ayarlanır. Bu tedavide masa hareketi uzunlamasına düzlemde olduğu için kesitler arası çakışma sorunu görülmez.

Tomoterapi (yani "dilim tedavisi") makineleri, sürekli dönerek hareket bir radyasyon kaynağına sahip BT görüntülemesine benzer şekilde, radyasyonu yelpaze biçiminde bir dağılımla verebilen bir BT tarayıcısı ve doğrusal bir hızlandırıcının birleşimi olarak düşünülebilir ve hasta makine içinde hareket ettirilir (Becerir ve Alkaya, 2020).

2.11. Konformite İndeks (CI)

RTOG belirlediği kriterlere göre konformite indeks 1'e eşit olduğunda tedavi planları ideal doz dağılımındadır. Konformite indeks değeri 1'den büyük ise tedavi edilen hacim, hedef hacimden büyük olduğu ifade eder. Konformite indeks 1'den küçük ise hedef hacim kısmi olarak tedavi ediliyor anlamına gelir. RTOG verileri konformite indeksi tedavi planının uygunluğunu ifade etmede kullanır. Konformite indeks 1 değeri nadir olarak elde edilir. İndeks 1-2 arasında ise tedavi plan ile uyumludur. 2-2.5 arası ise veya 0.9-1 arası ise küçük sapma mevcuttur. İndeks değeri 0.9 dan küçük veya 2.5 değerinden büyük olduğu durumda sapma olduğundan bahsedebiliriz. İki hacmin uzaysal ayrımını veya şekillerini hesaba katamayacağı için konformite indeks tek başına çok bir şey ifade etmez. Tedavi planları uygunluğu için doz volüm histogramları ile planlanan tedavinin kesitsel analizine de bakmak gerekir (Onay ve ark., 2014).

$$\text{Konformite İndeks} = V_{RI}/TV$$

Denklem 2-6

V_{RI} =Referans izodozun hacmi

TV =Tedavi edilmek istenen hedef hacim

2.12. Homojenite İndeks (HI)

Homojenite indeks, hedeflenen planlama hacimdeki doz dağılımının homojenliğini veren nesnel bir objedir. Bir çok formülasyon yöntemi bulunmaktadır. RTOG'ye göre bunlardan bir tanesi;

$$HI = I_{maks}/RI$$

Denklem 2-7

I_{maks} : maksimum izodoz,

RI : referans izodoz

Eğer formülden bulunan homojenite indeks değeri ≤ 2 ise tedavi, protokol ile uyumludur, eğer bulunan indeks 2 ile 2.5 arasında ise çıkıyor ise protokolden minör olarak sapma vardır, eğer homojenite indeks 2.5 değerini geçiyor ise protokolden büyük ölçüde uzaklaşmayı göstermektedir. Homojenite indeks için değişik formülasyonlar mevcuttur. Farklı tedavi planlarını veya ışınlama tekniklerini karşılaştırırken hedef hacme bağlı olduğundan dolayı aynı formülasyonu kullanmak gereklidir. Bir başka formül ise;

$$HI = \frac{D_{\%2} - D_{\%98}}{D_{\%50}} \quad (\text{ICRU 83}) \quad \text{Denklem 2-8}$$

$D_{\%2}$ =Hedef hacmin (PTV)'nin %2 sinin aldığı doz

$D_{\%98}$ =Hedef hacmin (PTV)'nin %98'in aldığı doz

$D_{\%50}$ =Hedef hacmin (PTV)'nin %50'nin aldığı doz

İdeal HI değeri ise 0'a en fazla yaklaşan değer olarak kabul edilir. HI için farklı formüller olsa bu formül çoğu tedavi planlamasında kullanılmaktadır (Onay ve ark., 2014).

2.13. Gradyent İndeks

Gradyent indeks terimi düşük GI değerlerinin ($GI < 3$), hedef hacmin dışında kalan daha düşük ve hedef hacimde daha iyi doz uyumluluğunu veren parametredir. Tek hedef hacimli SRC planları için ≤ 3.0 GI değeri ideal olarak kabul edilmektedir. Birden fazla hedeften oluşan planlar için ideal bir GI değeri mevcut değildir. Birden fazla hedef için yapılan planlarda %50 izodoz değerleri birbirinin üstüne binme ihtimali olduğu için daha yüksek bir GI değeri çıkma ihtimali yüksektir.

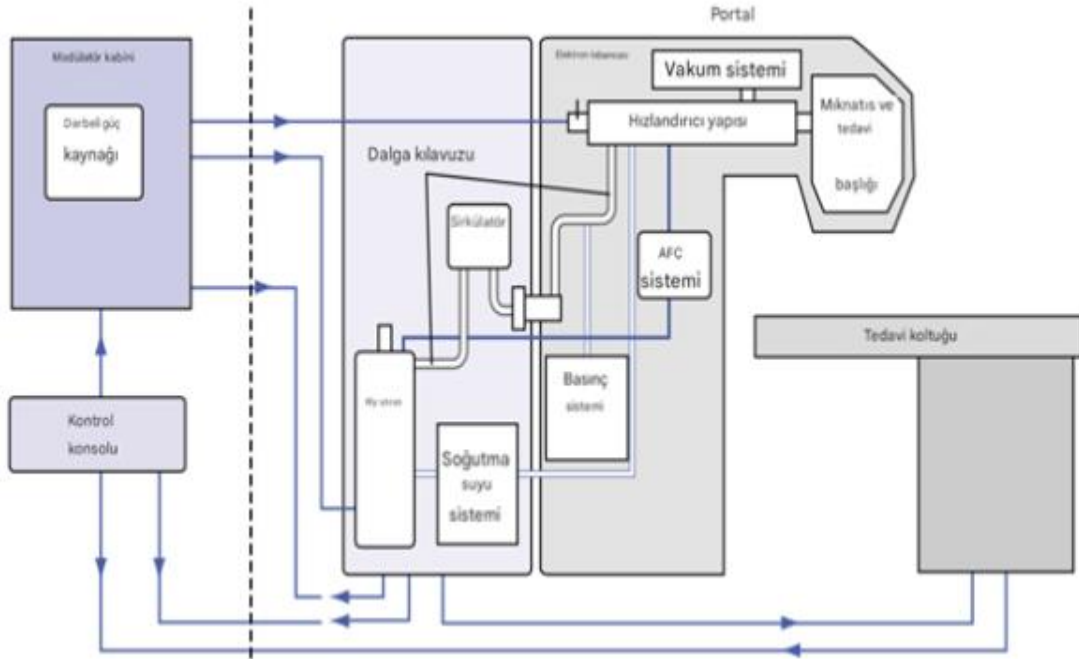
$$GI = V_{\%50} / V_{\%100} \quad \text{Denklem 2-9}$$

GI değeri tanım olarak reçete edilmekte olan izodozun yarısının hacminin, reçete edilen izodoz hacmine oranı şeklinde ifade edilir (Tosun ve ark., 2021).

2.14. Lineer Hızlandırıcı Cihazı

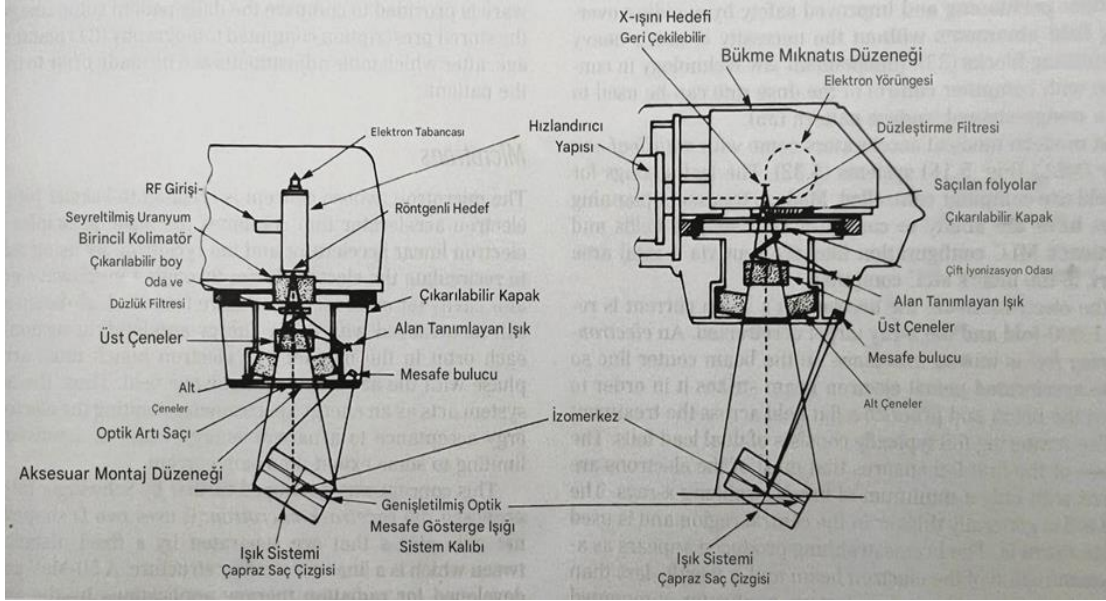
Tıbbi amaçlı ilk mikrodalga elektron doğrusal hızlandırıcısı (8MV) 1953 yılında Londra'daki Hammersmith Hastanesi'ndeki Tıbbi Araştırma Konseyi Radyasyon Araştırma Merkezi'nde faaliyete geçmiştir. Hızlandırıcı için izosentrik bir gantry montajı tasarımı ilk

olarak P. Howard-Flanders tarafından tasarlanmıştır. Kısa bir süre sonra ise, Stanford'daki Ginzton ve arkadaşları 6-MV izosentrik tıbbi doğrusal hızlandırıcı (LİNAK) geliştirilmiştir. O zamandan şu anki zamana kadar hızlandırıcı tasarımı ve inşasında devamlı ilerlemeler olmuştur. Günümüzdeki tıbbi doğrusal hızlandırıcılar (linak olarak adlandırılır) klinik uygulamada olan operasyonel megavoltaj tedavi ünitelerinin çoğunu oluşturmaktadır. Şekil 2.7. ana yapılarını gösteren yüksek enerjili, eğik ışınli tıbbi doğrusal hızlandırıcının blok diyagramıdır. Lineer hızlandırıcı, bir elektrik alanı oluşturmak için S-bant mikrodalga bölgesinde (2.856 megahertz [MHz]) frekanslarda elektromanyetik dalgalar kullanır. Mikrodalga radyasyonu, hızlandırıcı yapı adı verilen bir cihaz aracılığıyla yayılır ve yapıya enjekte edilen elektronlar, elektrik alanı tarafından düz bir çizgide hızlandırılır. Hızlandırıcı yapı, hızlandırılmış elektronların geçtiği aksenal bir deliğe sahip silindirik metal boşlukların bir yığından oluşur. Mikrodalgalar tarafından üretilen hızlandırıcı yapının elektrik alanı, hareket eden bir dalga veya duran dalga tasarımında olabilir. Hareket eden bir dalga tasarımında, elektronlar, alan zamanla yapı boyunca yayılırken elektrik alanıyla birlikte hareket eder, bu bir okyanus dalgasının tepesinde sörf yapan bir sörfçüye benzer. Duran dalga hızlandırıcısında, yansıyan mikrodalga gücü, duran dalga elektrik alanı üretmek için kullanılır. Bu durumda, mikrodalga gücü, hızlandırıcı yapısının aksenal boşluk açıklıkları yerine, yan bağlantı boşlukları aracılığıyla hızlandırıcı yapısına bağlanır.



Şekil 2.7. Lineer hızlandırıcı iç yapısı. (Brady ve ark., 2008).

Düşük enerjili (4 ila 6 MV) doğrusal hızlandırıcılardaki hızlandırıcı yapısı genellikle tedavi başlığına paralel olarak dikey olarak monte edilir. X-ışını demetini üretme, kontrol etme ve izleme ile ilişkili bileşenlerle birlikte (Şekil.2.8.)’de gösterilmiştir. Yüksek enerjili (15 ila 18 MV) doğrusal hızlandırıcılar, demet bükme mıknatıs sistemine sahip yatay olarak monte edilmiş bir hızlandırıcı yapısı kullanır (Şekil.2.8). Hızlandırıcı yapı teknolojisi artık geniş aralıklı enerjilere sahip birden fazla yüksek doz oranlı foton demetini mümkün kılmaktadır.



Şekil 2.8. Kolimatörün iç yapısı (Brady ve ark., 2008).

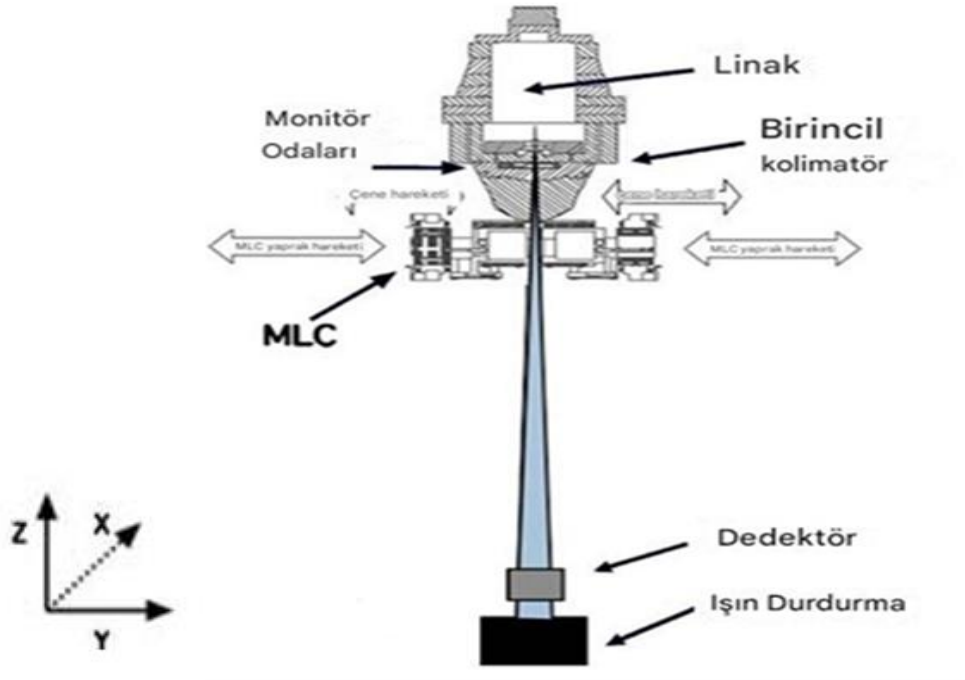
Bir doğrusal hızlandırıcının diğer önemli bileşenleri modülatör, mikrodalga güç kaynakları, elektron tabancası ve ışın işleme bileşenleridir. Modülatör, mikrodalga gücünün üretimi için gereken darbeli DC (doğru akım) gücünün kaynağıdır. Darbeli DC gücü ayrıca elektron tabancasına (hızlandırılmış elektronların kaynağı olarak hizmet eden sıcak tel filamanı) da sağlar. Elektronlar, bir demetleyici adı verilen bir cihaz tarafından hızlandırılmadan önce bir araya getirilir. Böylece elektron demeti, dar bir kalem ışını biçimindeki demetlenmiş elektron darbelerinden oluşur. Magnetron, hem mikrodalgaların kaynağı hem de bir güç amplifikatörü olarak hizmet eden bir cihazdır. Klystron, ayrı bir mikrodalga kaynağından (RF Sürücüsü) üretilen mikrodalga gücünü yükseltmek için kullanılan bir cihazdır. Magnetron'dan veya klystron'dan gelen mikrodalga gücü, metalik bir boru sayesinde hızlandırıcı yapıya taşınır. Bu yapıya dalga kılavuzu olarak adlandırılır. Sirkülatör adı verilen bir cihaz, klystron/magnetronu yansıyan mikrodalga gücünden izole etmek için kullanılır.

Bir LİNAK'taki diğer önemli bileşenler tedavi başlığında bulunur. Bunlara x-ışını hedefi, sabit birincil kolimatör, saçılma folyoları, düzleştirme filtresi, monitör iyon odası, hareketli ikincil kolimatör çeneleri, ışık alanı lokalizatörü ve optik mesafe göstergesi dahildir: Ek olarak, tedavi başlığı sızıntı radyasyonunu en aza indirmek için önemli miktarda koruyucu malzeme içerir.

Hızlandırıcı yapının içinde bulunan çıkış penceresinde, yüksek enerjili elektronlar yaklaşık 2 ila 3 mm çapında bir kalem ışını biçiminde ortaya çıkar. Düşük enerjili (4 ila 6 MeV) bir doğrusal hızlandırıcıda, hızlandırılan bu elektronlar düz bir çizgide ilerler ve foton konumundayken bir x-ışını hedefine çarparak bremsstrahlung x-ışınları üretir. Yüksek enerjiye sahip doğrusal hızlandırıcılarda, hızlandırıcı yapı çok daha uzun olduğundan ve yatay olarak veya yataya göre bir açıyla yerleştirildiğinden, elektronlar genellikle hızlandırıcı yapı ile hedef arasında 90 veya 270 derecelik uygun bir açıyla bükülmelidir. Bu, akromatik odaklama ve bükme mıknatısı ile yönlendirme ve odaklama bobinlerinden oluşan ışın taşıma sistemi tarafından sağlanır. Birincil kolimatör, tam olarak aşağıda bulunan sabit bir kolimatördür. Birincil kolimatör, x-ışını hedefinin hemen altına yerleştirilen ve x-ışını demetini hasta tedavisi yönünde kolime etmek ve x-ışını kaynağından gelen sızıntı radyasyonunu azaltmak için kullanılan sabit bir kolimatördür. Bir hedef üzerine düşen megavoltaj elektronları tarafından üretilen bremsstrahlung x-ışınlarının açısal dağılımı ileri tepelidir. X-ışını demeti yoğunluğunu alan boyunca tekdüze hale getirmek için demete konik bir metal düzleştirme filtresi yerleştirilir. Filtreler, x-ışını enerjisine bağlı olarak kurşun, tungsten, uranyum, çelik ve alüminyumdan (veya bunların bir kombinasyonundan) yapılmıştır. Düzleştirilmiş x-ışını demeti daha sonra bir monitör iyonizasyon odasından geçer. Çoğu durumda, bu sistem tüm demeti kaplayan birkaç iletim tipi paralel plaka iyonizasyon odasından oluşur. Bu iyon odaları, alan simetrisini, doz oranını ve monitör birimi başına entegre dozu izlemek için kullanılır.

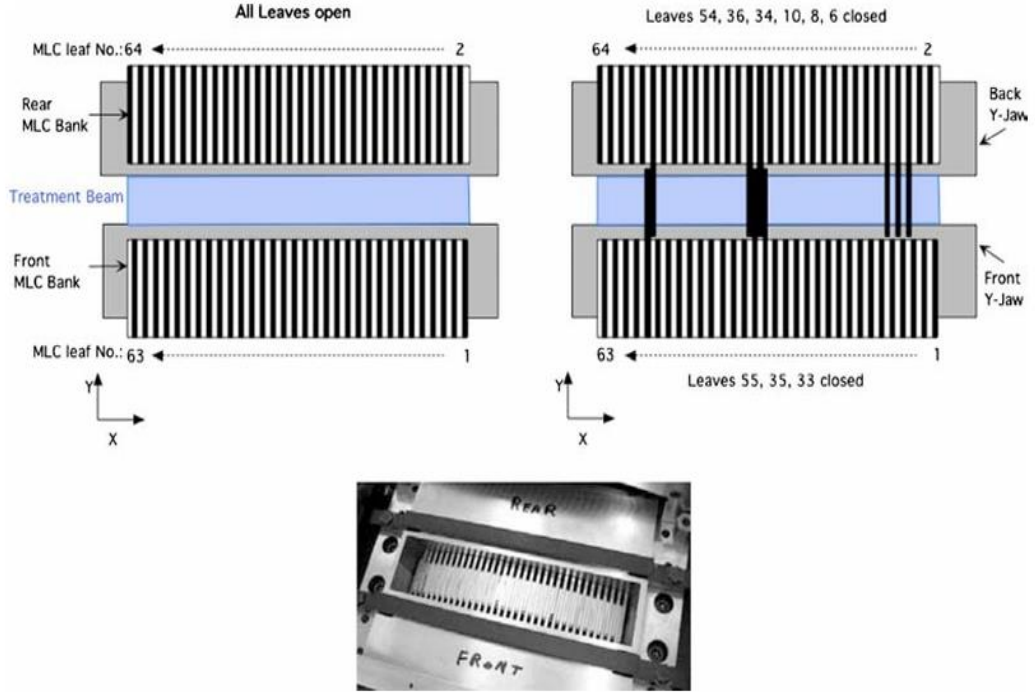
Monitör odasından geçtikten sonra ışın, sıfırdan tipik olarak 40 x 40 cm'ye kadar değişen dikdörtgen alan boyutları sağlayan iki çift kurşun veya tungsten çeneden oluşan sürekli hareket edebilen x-ışını kolimatörleri tarafından daha fazla kolime edilebilir. Alan boyutu, bir ışık lokalizatörü ve bir ayna düzeneği tarafından tanımlanır. Modern ünitelerde bağımsız çene yeteneği mevcuttur. Bu esneklik, ağır ışın bölme blokları kullanma zorunluluğu olmadan üst üste binen alan dayanaklarından kaçınılarak basitleştirilmiş hasta konumlandırma ve gelişmiş güvenlik sağlar. Doz oranının bilgisayar kontrolü ile birlikte bağımsız çene teknolojisi, kama şeklinde bir izodoz deseni oluşturmak için kullanılabilir.

çenesi ışını 5 cm'den küçük veya ona eşit herhangi bir boyuta kolime edebilir, ancak tipik olarak, klinik kullanım için tedavi planlama sisteminde yalnızca üç ayrı tedavi dilimi genişliği devreye alınır. Bu alanlar, y yönünde izomerkezde 1,0, 2,5 ve 5,0 cm'lik bir uzantıya sahiptir.



Şekil 2.10. Hızlandırıcı ve kolimasyonun lateral görünümü (American Association of Physicists in Medicine, 2010).

Tomoterapi ünitelerinde alanı düzleştirmek için filtre kullanılmaz. İkili 64 yapraklı kolimatör, tedavi ışınını doğrusal hızlandırıcı saat 12 konumunda olacak şekilde x yönünde bölmek için kullanılır. MLC yaprakları Şekil 2.10'da gösterildiği gibi y yönünde hareket eder. Her MLC yaprağı ya kapalıdır ya da açıktır ve yoğunluk modülasyonu yaprak özgül açılma süreleri aracılığıyla elde edilir. MLC'ler pnömatik olarak çalıştırılır. İki ayrı MLC bloğundan oluşur. Yapraklar kapalıysa, tüm tedavi dilimi genişliği boyunca hareket eder ve karşı çenenin altındaki tedavi alanının ötesinde bir konumda dururlar. Bu, yaprağın yaklaşık 20 ms'lik hızlı bir geçişine izin verir. Yapraklar %95 tungstenden yapılmıştır ve 10 cm kalınlığındadır. MLC yalnızca yanal yönde odaklanır.



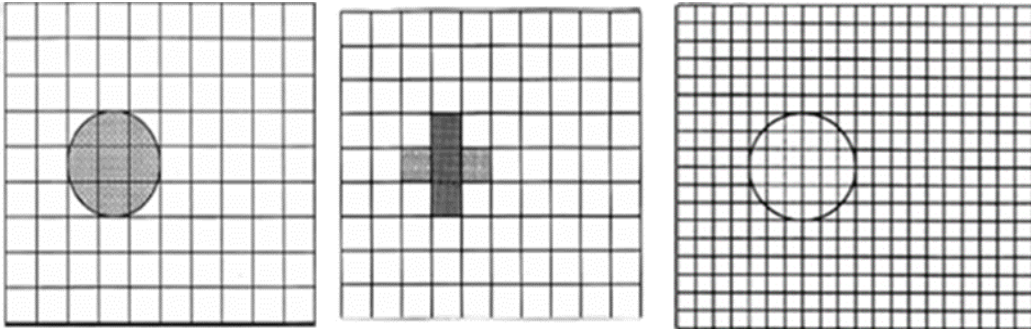
Şekil 2.11. MLC'nin bir diyagramını ve bir fotoğrafını göstermektedir (American Association of Physicists in Medicine, 2010).

Diyagram ayrıca MLC yaprak numaralandırma kuralını da göstermektedir. Tüm çift sayılı yapraklar, izomerkez MLC bölümünden +Y yönünde yeniden konumlandırılanlara ve tek sayılı yapraklar izomerkez MLC bölümünde -Y yönünde konumlandırılan ise ön tarafa aittir. Bir ışın demeti, bir MLC yaprağının kapladığı tedavi ışınının bir parçası olarak tanımlanır. Her bir ışın demetinin izomerkezdeki y boyutu, y çene ayarına bağlıdır; her bir ışın demetinin x yönündeki boyutu 0,625 cm'dir (izomerkezdeki 64 yaprağa bölünen 40 cm) Tedavi planlaması amacıyla her rotasyon 51 bölüme ayrılır. Bunlara projeksiyon denir. Her projeksiyon için, her MLC yaprağının benzersiz bir açılma süresi vardır. Bir yaprak, projeksiyonun süresinin çoğunda, bir kısmında yaprak geçiş süreleri için ayarlamalarla açık olabilir veya belirli bir projeksiyon sırasında asla açılmayabilir (American Association of Physicists in Medicine, 2010).

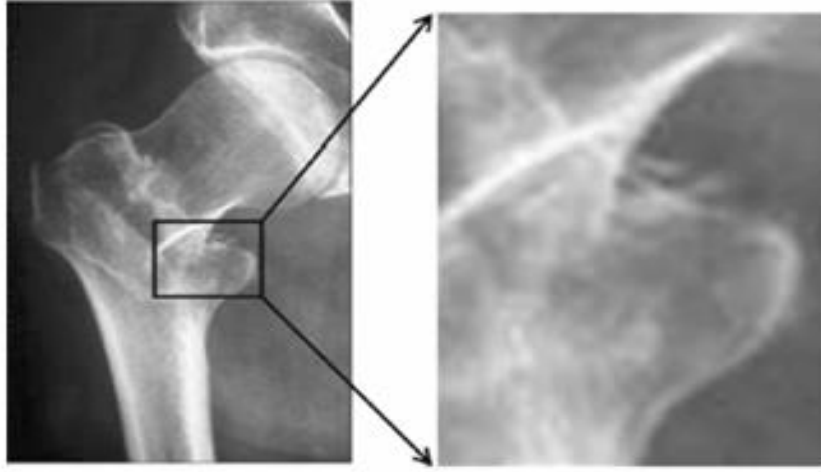
2.16. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

BT, vücudun seçili düzlemleri boyunca görüntü dilimleri üretmek için X ışınları kullanan bir görüntüleme yöntemidir. Bu, görüntülerin doğası gereği kesitsel olduğu ve vücuttaki standart anatomik düzlemlerden herhangi biri (aksiyel, koronal ve sagittal) boyunca yönlendirilebileceği anlamına gelir. Gelişmiş bilgisayar teknolojisi sayesinde, BT tarayıcıları artık görüntüleri herhangi bir yönde yeniden oluşturabilir. BT, uzun süredir RT ve onkoloji

görüntülemesinde kullanılmaktadır ve RT planlamasında en sık kullanılan yöntem olmaya devam etmektedir. Dijital görüntüde gördüğümüz ayrıntı, görüntüyü oluşturmak için kullanılan matrisin boyutu tarafından kontrol edilir. Bu, bir 'satranç tahtası' benzetmesi kullanılarak açıklanabilir. Görüntüde görülen karelere 'resim öğeleri' veya pikseller denir. Dijital görüntü ayrıntısı, bu 'satranç tahtasındaki' piksel sayısı tarafından kontrol edilir. Bir alandaki piksel sayısı arttıkça, ayrıntıyı görselleştirme potansiyeli de artar. Bu nedenle, matrisler boyut olarak arttıkça daha fazla bilgi ortaya çıkarabilirler (Tablo 2.12). Buna artan çözünürlük denir. Matristeki her piksel bir 'renge' temsil eder. Bu genellikle siyah ve beyaz arasında bir gri tonudur. Gri tonunu temsil etmek için 'ikili kodlama' kullanan sayısal kavramlarla ifade edilir. Dijital bir sistem kullanılarak görüntünün büyütülmesi, ekrandaki piksellerin 'gerilmesiyle' elde edilir. 'Pikselleştirilmiş' terimi, bu piksel çevresinin görülebileceği kadar büyük olduğunda kullanılır. Bir matristeki piksel sayısı ne kadar fazlaysa, pikseli daha küçük öğeleri görünür hale getirmek için gerebiliriz ancak pikselleştirilmiş bir görüntü oluşturma şansını azaltırız. (Şekil 2.13). Beyazdan siyaha spektrum bu gri tonlama boyunca gerilir ve kontrastı değiştirmek için gradyanı yükselterek veya düşürerek görüntüyü değiştirebiliriz. Ayrıca, daha fazla görünürlük için parlaklık ve kontrast seviyelerini değiştirmek de mümkündür; bu da hastanın tekrar ışına maruz kalmasına gerek kalmadan zayıf bir pozlamanın bilgiyi ortaya çıkarmasına olanak tanır. Görüntüyü işleyen monitörler sıvı kristalden yapılmıştır. Kristallere elektrik akımı uygulandığında, şekilleri değişir ve her biri farklı miktarda ışığın geçmesine izin verir; bu da gri ve renk tonlarının gösterilmesini sağlar.

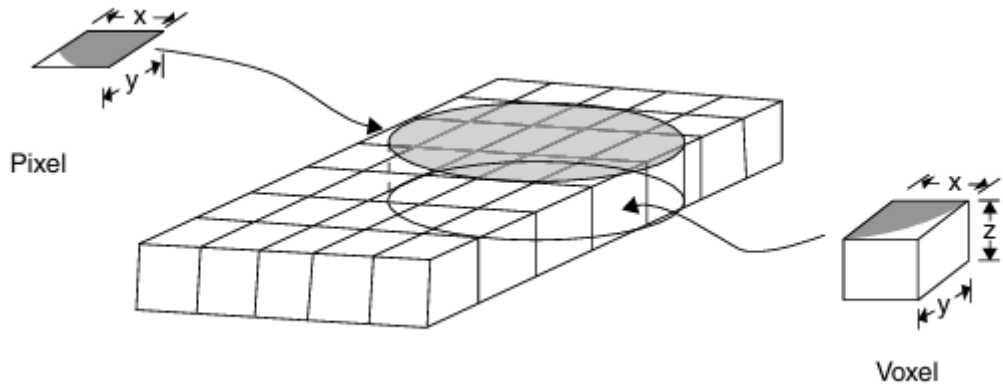


Şekil 2.12. Matris şekilleri (Cherry ve Duxbury, 2020).



Şekil 2.13. Küçük bir alanın görselleştirilmesi için piksel büyütme (Cherry ve Duxbury, 2020).

Bir BT tarayıcısı bir masadan, bir X-ışını tüpü barındıran bir gantryden, X-ışını filtrelili bir dizi dedektörden ve kaynak ile dedektörler arasında kolimatörlerden oluşur. Görüntüyü yeniden oluşturmak için büyük bir bilgisayar kullanılır. Bu sistemler ayrıca, tüm görüntüleme biçimlerinin özelliklerinin RT planlama amaçları için kullanılabilirdiği görüntü birleştirme ve eş kaydın ortaya çıkmasına da olanak sağlamıştır. BT görüntüsü, anatomik ayrıntıları geliştirmek ve tedavi planlaması için hedefin belirlenmesine yardımcı olmak için diğer görüntüleme biçimleriyle birleştirilebilir (Cherry ve Duxbury, 2020).



Şekil 2.14. Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsünde piksel ve voksel arasındaki farklar (Cherry ve Duxbury, 2020).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada Necmettin Erbakan Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisine baş vurarak sol surrenal bezi bölgesine radyoterapi endikasyonu konmuş 15 hastanın verileri kullanıldı. Bu 15 hastanın planlama amaçlı kontrastlı ve kontrastsız tomografi görüntüleri çekildi. Planlama tomografisi sırasında tüm hastalarda oluşabilecek organ hareketlerini en aza indirmek için abdomen kompresyon aleti kullanıldı. Konturlama için sisteme gönderilen 2 iki ayrı DICOM görüntüleri üzerinden, kontrastsız tomografi görüntüsü üzerinden uzman bir radyasyon onkoloğu hedef hacim ve kritik organ konturlamalarını gerçekleştirdi. Hedef hacim belirlenirken PET-CT ve MRI gibi diğer görüntüleme tekniklerinden yararlanılarak GTV oluşturuldu. Oluşabilecek tüm organ hareketleri de göz önünde bulundurularak GTV'ye her bir yönde 2 ila 3mm bir genişleme yapılarak CTV, CTV'ye 2 ila 3 mm verilerek PTV oluşturuldu. Her hastaya günlük 6Gy'den fraksiyon süresi gün aşırı 5 fraksiyon olacak şekilde hedef volüme 30 Gy doz tanımlandı. İki planlama sisteminde de 6MV foton enerjisi kullanıldı. Helikal tedavi planması için 850MU/Dk, Vmat planları için 600MU/dk doz hızı kullanıldı. Her hasta için kritik yapı olarak medula spinalis, büyük damarlar, mide, ince bağırsak, renal korteks ve renal hillus belirlendi. Hedef hacim ve kritik yapıların çizim işlemi bittikten sonra hasta planlama işlemine geçildi. Helikal tedavi yöntemi için Accuray Presicion 3.3.1.2 planlama sistemi kullanıldı. Her hasta için en uygun şartları sağlayacak optimum tedavi planları aynı medikal fizik uzmanı tarafından yapıldı. Daha sonra bu oluşturulan DICOM verileri Konya Şehir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde bulunan Monaco 6.1.2 sistemine aktarıldı. Yine aynı doz kriterleri referans alınarak optimum tedavi planları yapıldı. Tedavi planlarında hedef hacmin %95'i istenilen dozun %95'ini alacak şekilde yapıldı. Örnek olarak organ dozlarına bakılırken D_{max} maksimum alınan doz, D_{mean} ortalama doz, 5 cm^3 'ün ($D_{5\text{cm}^3}$) aldığı dozlara bakılırken; renal hillus ve renal korteks için ayrıca hacim olarak (V_{20} , V_{30} , V_{66} , V_{100} gibi) aldığı dozlara bakıldı.

Bu çalışmada GE marka Optima CT 520 model bilgisayarlı tomografi cihazı, Accuray TomoTherapy-HDA cihazı ve Elekta Versa HD tedavi cihazı kullanılmıştır. Tüm veriler Statistical Package for Social Sciences (SPSS) yazılımında (sürüm 25.1, IBM) kaydedilmiş ve analiz edilmiştir. İki farklı tedavi planı için ortalama ve standart sapma hesaplanmış ve aralarındaki ilişkiyi değerlendirmek için Paired Samples t-testi kullanılmıştır. $P<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Tablo 3.1. Kritik organların doz kriterleri.

Büyük Damar		Spinal Kord	
Dmax 0,03cm ³	<53Gy	Dmax≤0,035cm ³	<30Gy (6Gy/Frk)
Dmax 0,03cm ³ (Aort)	<60Gy	Dmax (0,1cm ³)	<23Gy
		D1cm ³	<14,5Gy
Mide		İnce Bağırsak	
Dmax≤0,035cm ³	<32Gy	Dmax≤0,035cm ³	<32Gy
D5cm ³	<25Gy	Dmax(0,5cm ³)	<35Gy
D<10cm ³	<10Gy	D10cm ³	<25Gy
Renal Hillus		Renal Korteks	
Hacmin<2/3	<23Gy	Mean	<10Gy
		D200cm	<17,5Gy

Kaynak: Hanna, J.J., Murray, L., Patel, R., Jain, S., Aitken, K.L., et al. (2018). UK Consensus on Normal Tissue Dose Constraints for Stereotactic Radiotherapy, Clinical Oncology, Volume 30, Issue I P5-14.

3.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler

3.1.1. GE optima 520 bilgisayarlı tomografi

Ge Optima marka tomografi cihazı 70 cm gantry açıklığına sahip 16 slice 32 dedektörden oluşan hasta masası tedavi cihazları ile uyumlu bilgisayarlı tomografi cihazıdır.



Şekil 3.1. GE optima 520 bilgisayarlı tomografi cihazı.

3.1.2. Tomoterapi-HDA helikal tedavi cihazı

Tomografi cihazlarından esinlenerek, 6 MV tek enerjili bir linak yardımı ile enerji üreterek hastaya kesitsel olarak ışın gönderen bir cihazdır. Tedavi öncesi enerji düzeyini düşürerek hastadan kesitsel görüntüler alarak aldığı bu görüntüleri referans tomografi görüntüsü ile eşleştirerek verilecek ışının doğru yere iletilmesini sağlar. Hasta masası longitudinal olarak ilerlediği için ışın hastaya kesit kesit aktarılır.



Şekil 3.2. Tomoterapi-hda-helikal tedavi cihazı.

3.1.2. Elekta versa hd lineer hızlandırıcı tedavi cihazı

Elekta Versa HD cihazı 5 foton (6MV,10MV,15MV,6FF,10FFF) ve 5 elektron (6,9,10,12,15MeV) enerji seviyelerine sahip, 160 adet lif ve her bir lifin kalınlığı 0,5 cm olan kurşun yapıdan oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir. Kaynak cilt mesafesi 100 cm'dir. Entegre olarak bir combeam CT görüntüleme aygıtı ve bu ışını yakalayacak şekil karşısında bir panel bulunmaktadır. Bu sayede Görüntü Eşliğinde Radyoterapi (IGRT) tedavisi yapılmaktadır.



Şekil 3.3. Elekta versa hd lineer hızlandırıcı.

4. BULGULAR

Yapılan bu çalışmamızda Necmettin Erbakan Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniğimizde 2021-2024 yılları arasında sol sürrenal metastaz nedeni SBRT uygulanmış 15 hastanın verisi Konya Şehir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde de yeniden planlandıktan sonra elde edilen veriler birbirleri ile karşılaştırılmıştır. İki planlama arasında saptanan bilgiler Tablo.4.1. ve Tablo.4.7.' de değerleri özetlenmiştir.

Tablo 4.1. Planlanan hedef hacim için doz istatistikleri.

Parametre	TOMO T (n=15)	VMAT (n=15)	P* Değeri
PTV D ₉₅	2913 (2881;2972)	2896 (2807;2979)	0,082
PTV D _{mean}	3107 (3046;3213)	3130 (3018;3202)	0,137
Conformite indeks	1,03 (1,01;1,04)	0,92 (0,82;1,03)	<0,001
Homojenite indeks	1,14 (1,11;1,26)	1,13 (1,09;1,17)	0,499
Gradyant indeks	4,02 (3,45;5,8)	4,22 (3,6;6,3)	0,008

P*=<0,05 altı anlamlı kabul edildi, D₉₅=Hacmin %95ini alan doz, D_{mean}=Ortalama doz.

Tablo 4.2. Renal hillus için doz istatistikleri.

Parametre	TOMO T (n=15)	VMAT (n=15)	P* Değeri
V ₂₀	577,93 (123;1390)	581,66 (107;1222)	0,881
V ₃₀	482,20 (84;1232)	482,46 (72;1125)	0,988
V ₆₆	212,4 (93;850)	191,5 (87;768)	0,317
V ₉₅	66,73 (19;155)	50,53 (16;94)	0,031
V ₁₀₀	51,86 (19;95)	36,80 (12;60)	<0,001
D _{Mean}	385,66 (104;834)	357,40 (102;755)	0,160

P*=<0,05 altı anlamlı kabul edildi. V₂₀=Hacmin %20'sini alan doz, V₃₀=Hacmin %20'sini alan doz, V₃₀ =Hacmin %30'unu alan doz, V₆₆=Hacmin %66'sını alan doz, V₉₅=Hacmin %95'ini alan doz, V₁₀₀=Hacmin %100'ünü alan doz, D_{mean}=Ortalama alınan doz

Tablo 4.3. Renal Korteks için doz istatistiği.

Parametre	TOM T (n=15)	VMAT (n=15)	P* Değeri
V ₂₀	688 (146;1126)	702 (157;1051)	0,492
V ₃₀	459 (98;811)	476 (92;859)	0,232
V ₆₆	153,6 (109;306)	139,7 (63;263)	0,323
V ₉₅	29,60 (15;57)	22,73 (8;38)	0,006
V ₁₀₀	20,93 (10;38)	13,93 (7;26)	<0,001
D _{Mean}	392,60 (170;625)	382,66 (82;558)	0,440
17,5Gy Alan Hacim	5,35 (3,83;8,36)	4,68 (2,68;8,13)	0,219

P*=<0,05 altı anlamlı kabul edildi. V₂₀=Hacmin %20'sini alan doz, V₃₀=Hacmin %20'sini alan doz, V₃₀ =Hacmin %30'unu alan doz, V₆₆=Hacmin %66'sını alan doz, V₉₅=Hacmin %95'ini alan doz, V₁₀₀=Hacmin %100'ünü alan doz, D_{mean}=Ortalama alınan doz, 17,5 Gy alan hacim cm³ cinsinden alan hacim olarak bakıldı.

Tablo 4.4. İnce bağırsak için doz istatistiği.

Parametre	TOMO T(n=15)	VMAT (n=15)	P* Değeri
0,035cm ³	2455,06 (963;3166)	2437,53 (963;3086)	0,666
0,5cm ³	2120,26 (951;2863)	2045,73 (846;3366)	0,127
10cm ³	1296,26 (685;2074)	1302,01 (556;3081)	0,943
Min	45,9 (1;224)	33,4 (1;153)	0,41
Mean	382,53 (98;566)	379,20 (100;562)	0,688
Max	2587,60 (1084;3423)	2585,2 (1023;3424)	0,938

P*=<0,05 altı anlamlı kabul edildi. 0,035 cm³=Hacmin 0,035cm³lük kısmının aldığı doz, 0,5 cm³=Hacmin 0,5cm³lük kısmının aldığı doz, 10 cm³=Hacmin 10 cm³'lük kısmın aldığı doz, Min=İnce bağırsağın minimumun aldığı doz, Mean=İnce bağırsağın aldığı ortalama doz, Max=İnce bağırsağın aldığı maksimum doz.

Tablo 4.5. Mide için doz istatistiği.

Parametre	TOMO T (n=15)	VMAT (n=15)	P* Değeri
0,035cm ³	1456,6 (24;3077)	1506,1 (27;3123)	0,244
5cm ³	828,60 (18;2068)	755,33 (18;2068)	0,357
10cm ³	653,13 (16;1635)	755,33 (21;1636)	0,290
Min	32,73 (3;126)	26,26 (3;109)	0,04
Mean	248,13 (8;873)	237,46 (8;873)	0,720
Max	1525,06 (24;3033)	1686,8 (27;3285)	0,135

P*=<0,05 altı anlamlı kabul edildi. 0,035 cm³=Hacmin 0,035cm³lük kısmının aldığı doz, 5 cm³=Hacmin 5cm³lük kısmının aldığı doz, 10 cm³=Hacmin 10 cm³lük kısmın aldığı doz, Min=Midenin minimumun aldığı doz, Mean=Midenin aldığı ortalama doz, Max=Midenin aldığı maksimum doz.

Tablo 4.6. Spinal kord için doz istatistiği.

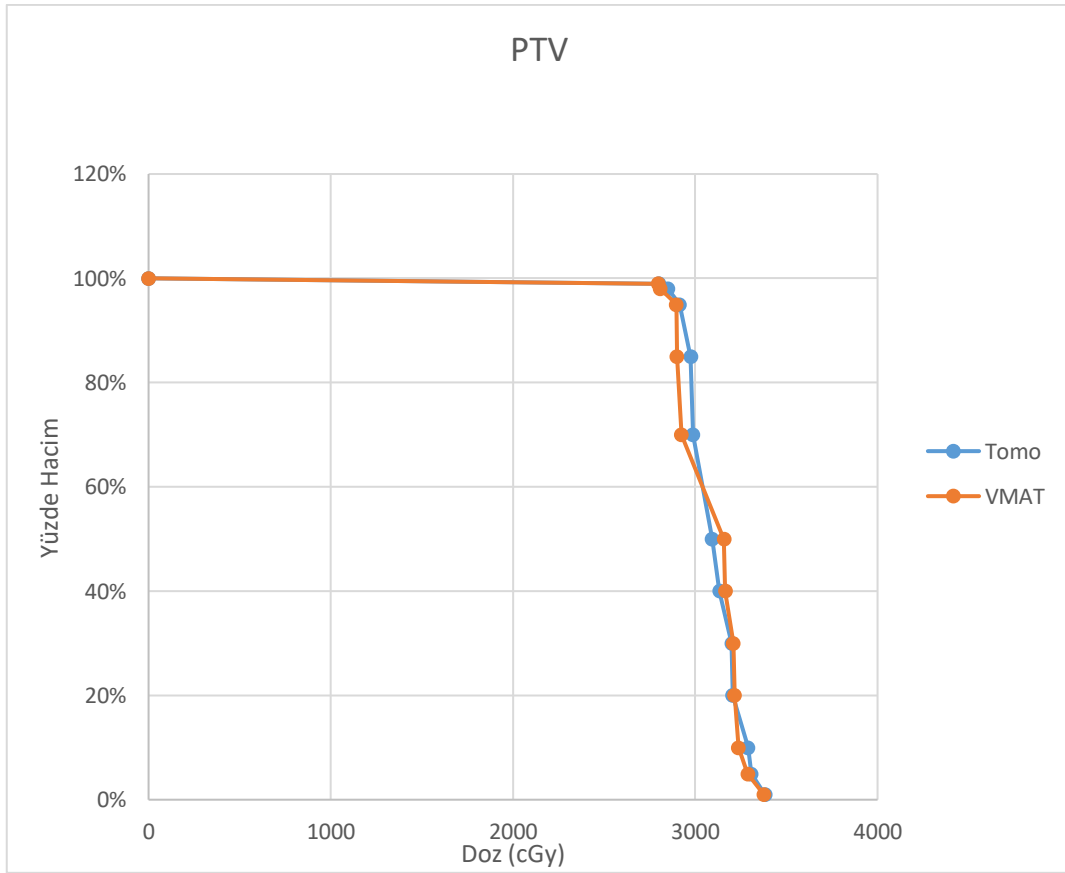
Parametre	TOMO T (n=15)	VMAT (n=15)	P* Değeri
0,035cm ³	730,9 (482;1232)	799,4 (546;1325)	0,017
0,1cm ³	728,4 (471;1217)	789,66 (542;1300)	0,038
1cm ³	665,6 (431;1110)	730,46 (515;1202)	0,020
Min	8,2 (1;22)	7,2 (1;66)	0,837
Max	770 (493;1362)	819 (555;1357)	0,106

P*=<0,05 altı anlamlı kabul edildi. 0,035 cm³=Hacmin 0,035cm³lük kısmının aldığı doz, 0,1 cm³=Hacmin 0,1 cm³lük kısmının aldığı doz, 1 cm³=Hacmin 1 cm³'lük kısmın aldığı doz, Min=Spinal kordun minimumun aldığı doz, Max=Spinal kordun aldığı maksimum doz.

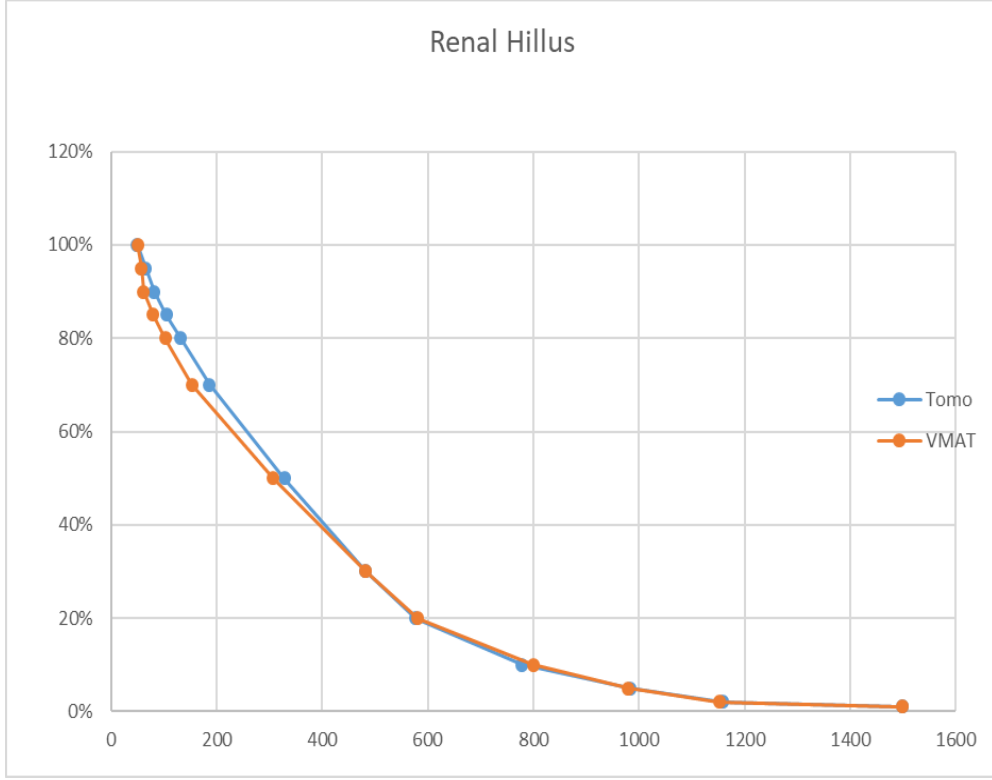
Tablo 4.7. Büyük damar için doz istatistiği.

Parametre	TOMO T (n=15)	VMAT (n=15)	P* Değeri
0,035cm ³	2275 (1039;3177)	2264 (898;3212)	0,664
Min	111,46 (2;2789)	72,73 (1;200)	0,037
Mean	879,66 (349;1616)	878,33 (285;1581)	0,964
Max	2298 (1069;32224)	2345 (935;3222)	0,418

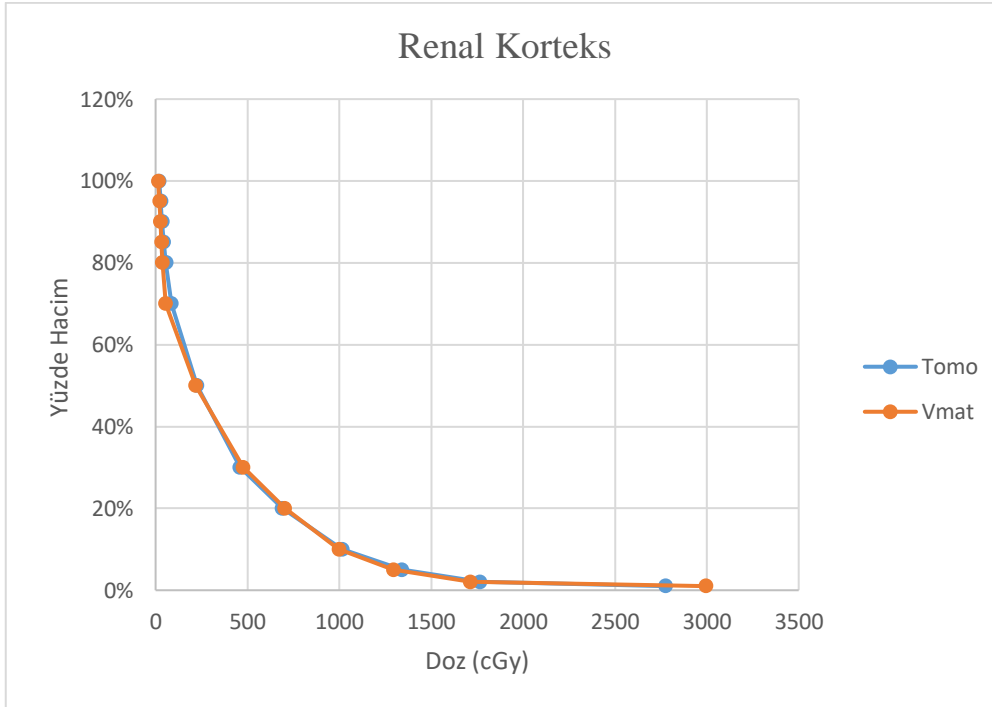
P*=<0,05 altı anlamlı kabul edildi. 0,035 cm³=Hacmin 0,035cm³lük kısmının aldığı doz, Min=Büyük damarın minimum aldığı doz, Mean=Büyük damarın aldığı ortalama doz, Max=Büyük damarın aldığı maksimum doz.



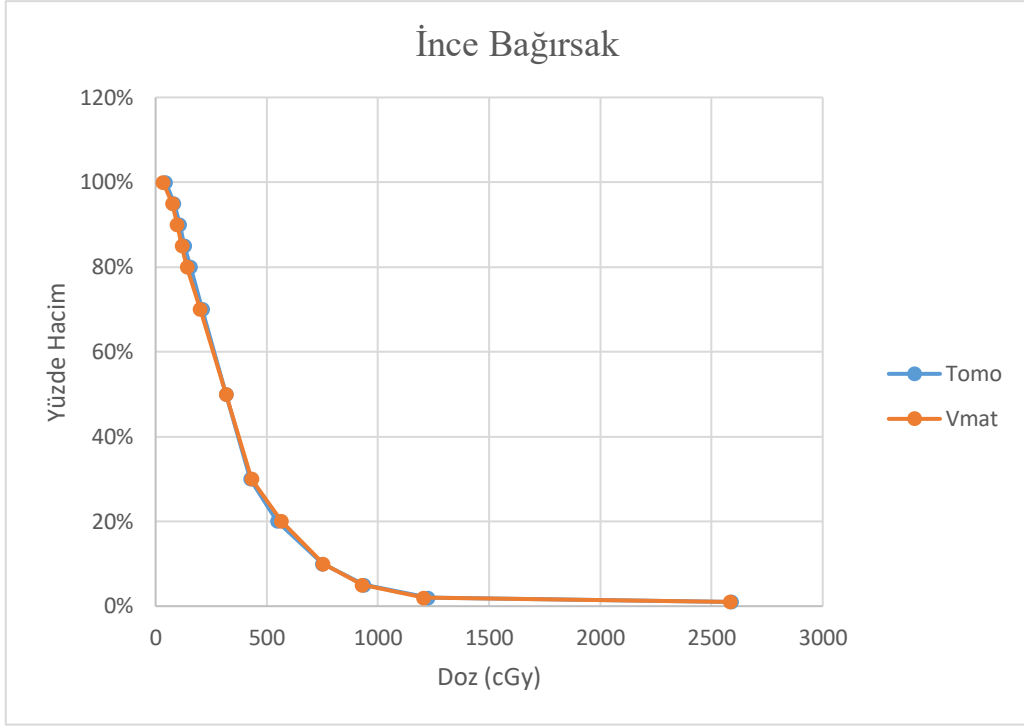
Şekil 3.4. PTV için doz hacim grafiği.



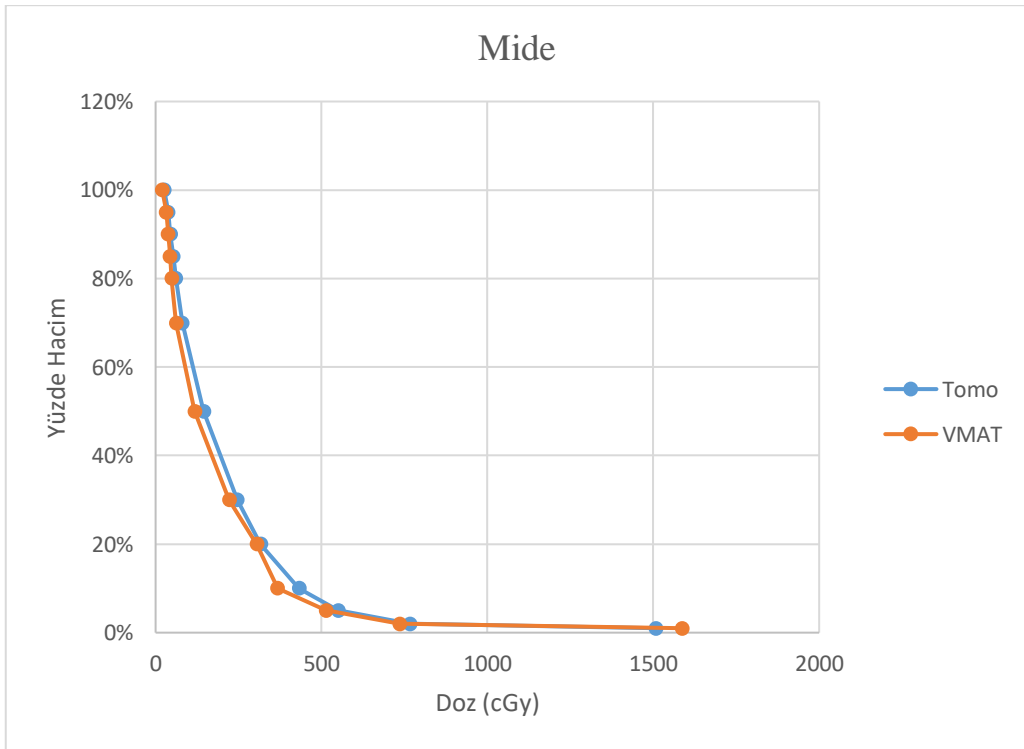
Şekil 3.5. Renal hillus için doz hacim grafiği.



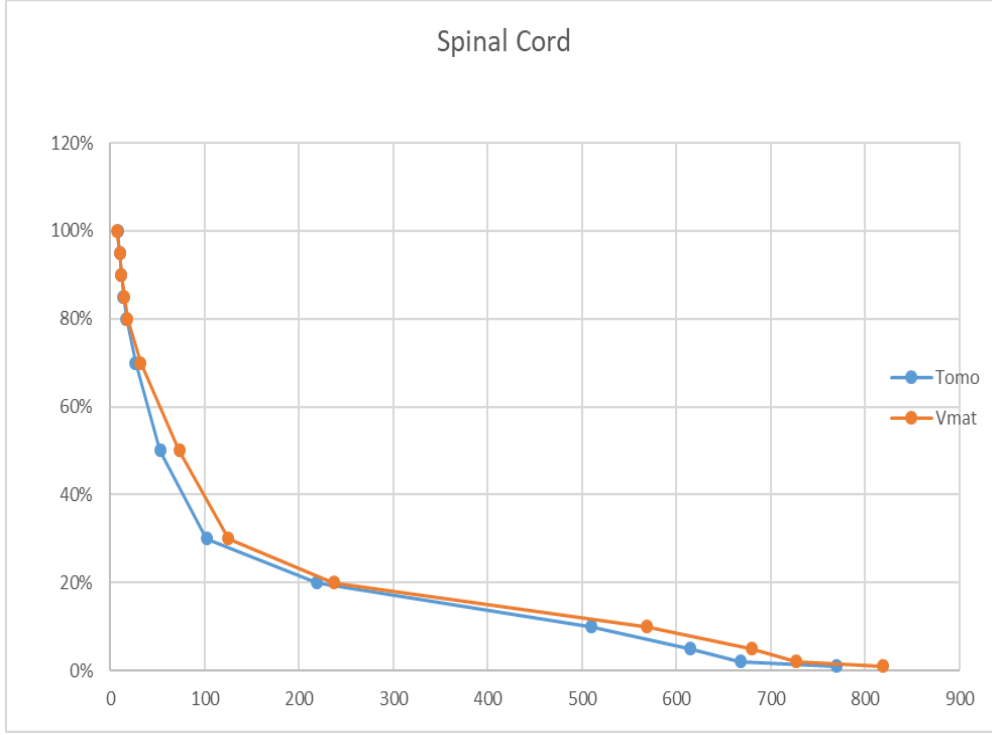
Şekil 3.6. Renal korteks için doz hacim grafiği.



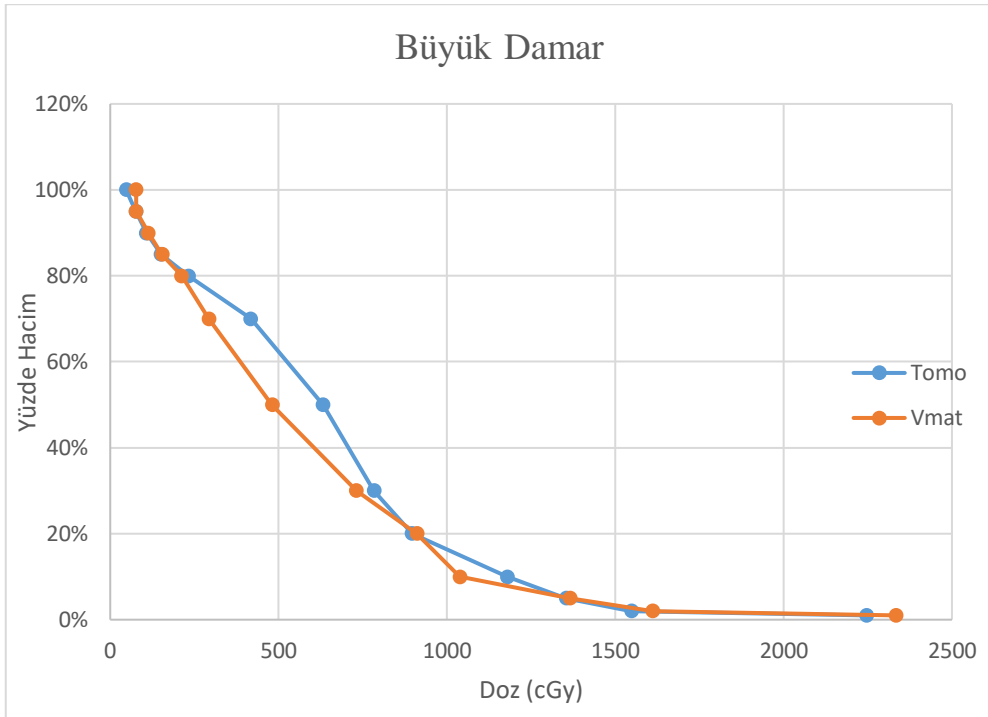
Şekil 3.7. İnce bağırsak için doz hacim grafiği.



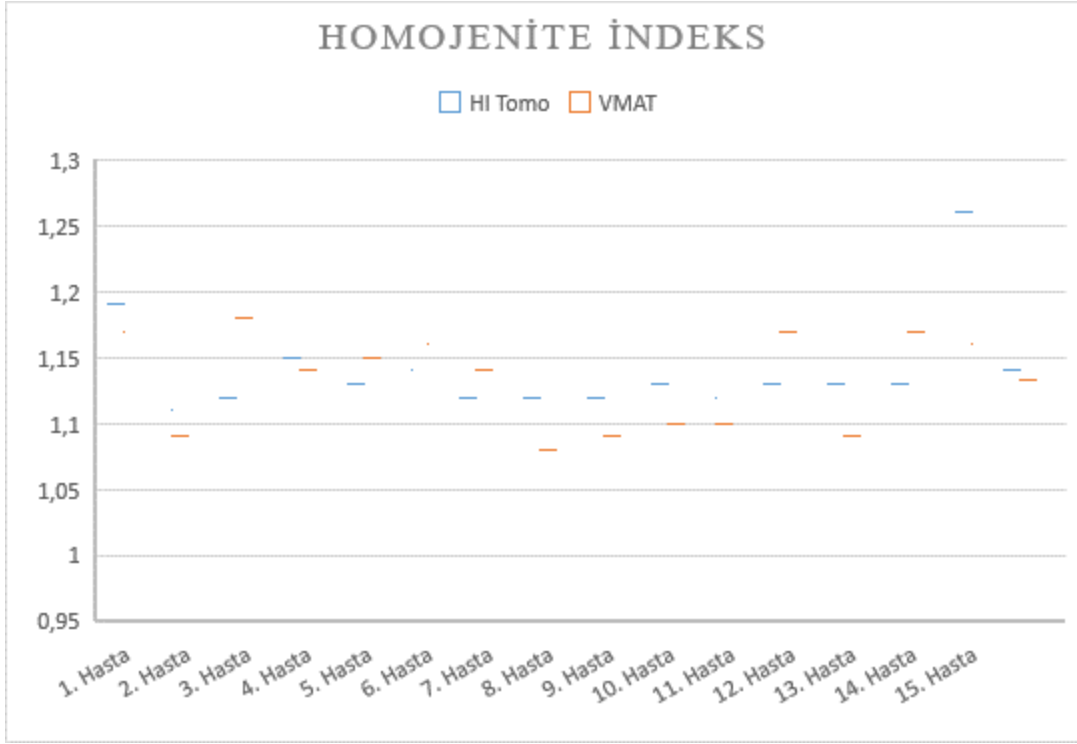
Şekil 3.8. Mide için doz hacim grafiği.



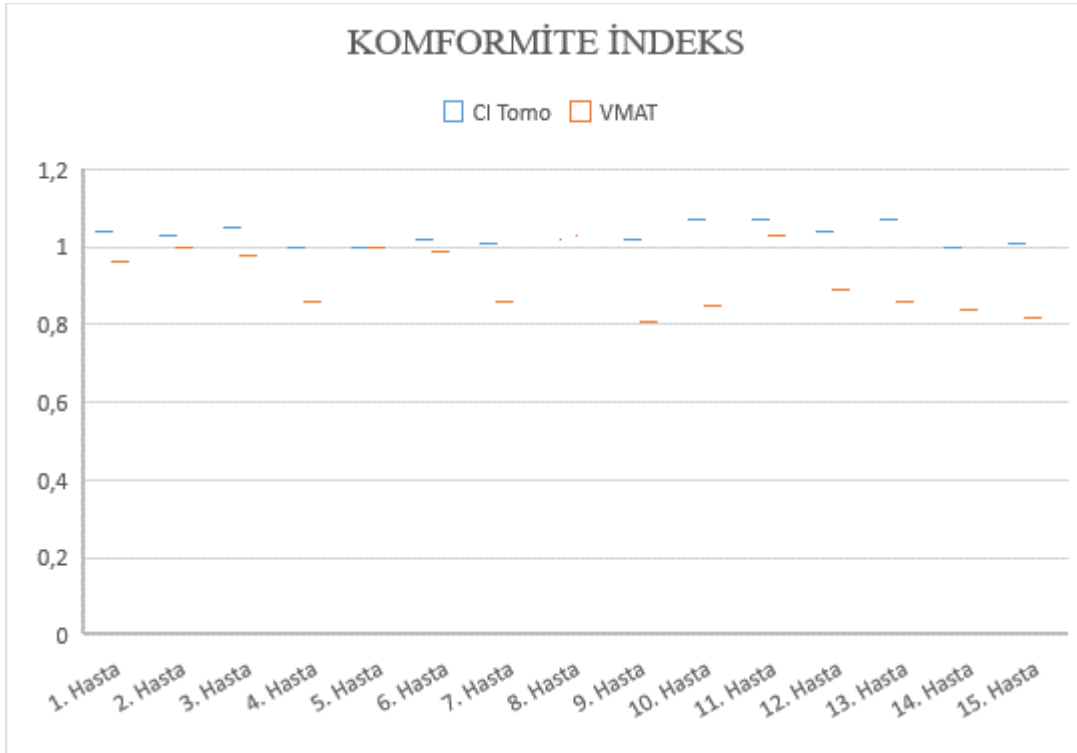
Şekil 3.9. Spinal cord doz hacim grafiği.



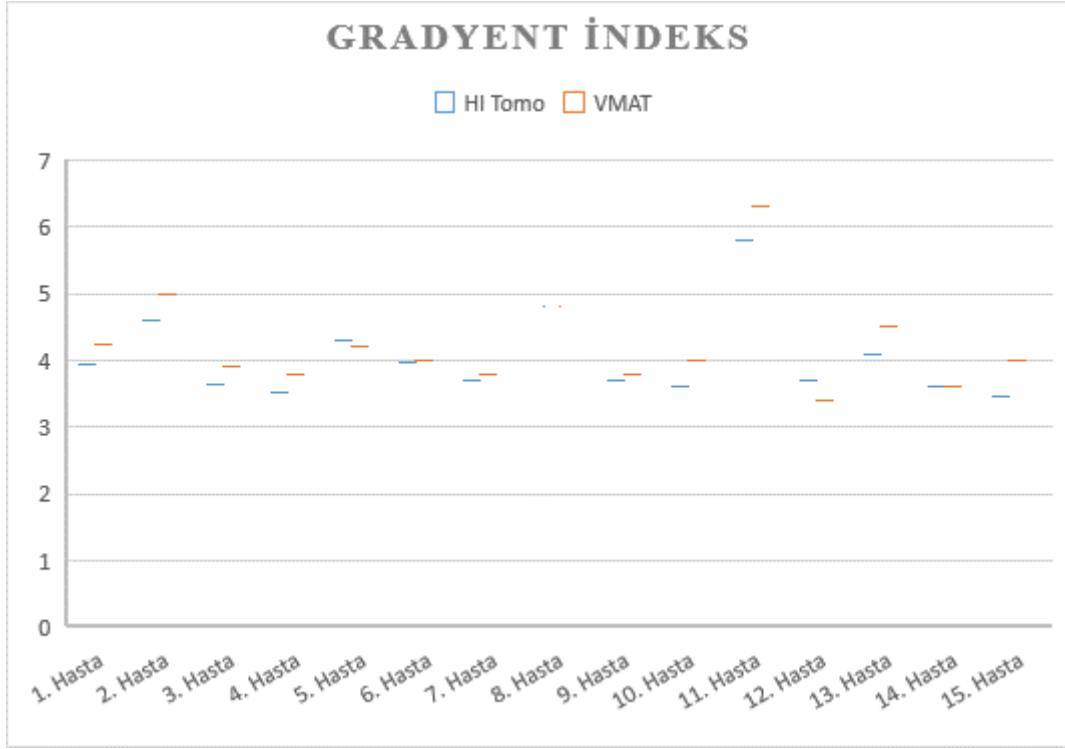
Şekil 3.10. Büyük damarlar için doz hacim grafiği.



Şekil 3.11. Homojenite indeks için dağılım grafiği.



Şekil 3.12. Konformite için dağılım grafiği.



Şekil 3.13. Gradyent indeks için dağılım grafiği.

4.1. Planlanan Hedef Hacim Ve Kritik Organ Dozları

Sol sürrenal metastazlı 15 hasta için her iki planlama sisteminde yapılan planlarda hedef hacim (PTV), conformite indeks (CI), homojenite indeks (HI), gradyent indeks (GI); kritik organlar için renal hillus, renal korteks, ince bağırsak, mide, spinal kord ve büyük damarlar için belirlenen doz kriterlerine bakılarak karşılaştırmalar yapıldı.

PTV için D_{95} ($p=0,082$), D_{mean} ($p=0,137$), homojenite indeks ($p=0,499$) değerlerinde anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir. Fakat conformite indeks ($p<0,001$) ve gradyent indeks ($p=0,008$) helikal tedavi yöntemi açısından, volimetrik ark tedavi yöntemine üstünlük sağlamıştır.

Renal hillus için hacmin; V_{20} ($p=0,3179$), V_{30} ($p=0,988$), V_{66} ($p=0,317$) ve D_{mean} ($p=0,160$) açısından istatistiksel anlamlı fark saptanmamıştır. V_{95} ($p=0,031$) değeri volümetrik tedavi yönteminde trend bir düşüş göstermiştir. Hacmin V_{100} ($p<0,001$) değerinde VMAT yöntemi helikal tedavi yöntemine göre istatistiksel anlamlı düşüş sağlamıştır.

Renal korteks için Renal hillus için V_{20} ($p=0,492$), V_{30} ($p=0,232$), V_{66} ($p=0,323$), D_{mean} ($p=0,0440$) ve 17.5Gy doz alan hacim ($p=0,219$) değerleri istatistiki olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Hacmin V_{95} ($p=0,006$) ve V_{100} ($p<0,001$) hacimlerindeki dozlar açısından VMAT yöntemi helikal tedavi yönteminden üstün olarak karşımıza çıkmaktadır.

İnce bağırsağın $0,035\text{cm}^3$ ($p=0,666$), 5cm^3 ($p=0,802$), 10cm^3 ($p=0,943$) hacimlerin aldığı dozlarda istatistiksel anlamlı farklılık saptanmadı. Benzer şekilde ortalama ve maksimum dozlarda da ($p=0,688$, $p=0,938$) anlamlı farklılıklar görülmedi.

Mide için $0,035\text{cm}^3$ ($p=0,244$), 5cm^3 ($p=0,357$), 10cm^3 ($p=0,296$) hacimlerin aldığı dozlarda istatistiksel anlamlı farklılık bulunmadı. Minimum dozda ($p=0,04$) VMAT yöntemi düşük olarak bulundu. Ortalama ve maksimum ($p=0,720$, $p=0,135$) dozlarda ise istatistiksel anlamlı fark bulunmadı.

Spinal kord için $0,035\text{cm}^3$ ($p=0,017$), $0,1\text{cm}^3$ ($p=0,038$), 1cm^3 ($p=0,020$) değerleri helikal tedavi yöntemi ile istatistiksel anlamlı olarak düşük bulundu.

Büyük damarlar için $0,035\text{cm}^3$ ($p=0,064$) mean doz ($p=0,964$) ve maksimum doz ($p=0,418$) değerleri istatistiksel anlamlı fark saptanmadı. Minimum doz ($p=0,037$) değerinde az da olsa anlamlı bir fark VMAT tekniğinin düşüklüğü yönünde oluşmuştur.

5.TARTIŞMA

Son yıllarda teknolojinin ilerlemesi ile radyoterapi teknikleri gelişmiş; hasta tedavileri kısalarak hastaların daha güvenilir ve konforlu tedavi almaları mümkün hale gelmiştir. Tekniklerinin gelişmesi ile böbreküstü metastazlarının tedavisinde radyo cerrahi önemli bir yer edinmeye başlamıştır. Yapılan literatür taramasına göre böbreküstü bezlerinin stereotaktik radyoterapisinde riskli organların dozimetrik değerlendirmesini ve tekniklerin karşılaştırmasını inceleyen bir çalışma bulunamamıştır. Ancak hacimsel ayarlı ark terapi ve helikal radyoterapiyi vücudun farklı bölgelerindeki tedavilerinde inceleyen çalışmalar mevcuttur.

Can ve arkadaşları (2021) yaptıkları hacimsel ark terapi ve helikal radyoterapi tekniği karşılaştırmasında endometrium tümörleri ve ilgili organları incelemiştir. Buna göre iki teknik arasında D_{95} , D_{98} ve D_{107} arasında anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir. Plan kalitesi değerlendirmesinde CI ve HI değerlerini incelemiştir. Helikal teknik sonuçları her ne kadar daha konformal doz vermiş gibi görünse de aradaki farkın %1den az olduğunu gözlemlemiştir. İki teknikte de rektal dozlar arasında istatistiksel anlamlı bir farka ulaşamamışlardır. Mesane için her iki teknik arasındaki D_2 ve V_{40} karşılaştırmasında %1 gibi ihmal edilebilir bir farka ulaşırken, D_{ort} ve $D_{40\%}$ değerlendirmesinde hacimsel ark terapi planları 3 Gy , 4 Gy gibi farkla daha düşük ve istatistiksel anlamlı bir doz dağılımı vermiştir. Femur başları için hacimsel ark terapi planlarındaki D_{5} değeri helikal tedavi planlarından 7 Gy daha düşük çıkararak daha iyi bir koruma sağlamıştır. Femur başlarındaki maksimum dozlarda hacimsel ark terapi tekniği sağ için 6 Gy, sol için 3 Gy daha düşük d_{max} vermiştir (Can, 2021).

Khalifa ve arkadaşları (2014) non-anaplastik tiroid kanseri hastalarında hacimsel ark terapi tekniği ve helikal tedavi tekniğini dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında düşük risk ve yüksek riskli bölgeleri olmak üzere iki hedefleri vardır. Buna göre helikal tedavi yöntemi düşük riskli hedef için hacimsel ark tedavi yöntemine göre hedefi daha iyi doz dağılımı gösterirken ve daha iyi homojenite saptamıştır. Ancak helikal tedavi tekniği konformite yönünden daha zayıf ve sağlıklı dokuyu koruma konusunda daha yetersiz olarak bildirilmiştir. Riskli organ koruma ile ilgili olarak spinal kanalın aldığı doz helikal teknikte $D_{2\%}$ hacimsel ark terapiye göre anlamlı daha iyi sonuçlar bulunmuştur (25,3 Gy vs 32,6 Gy). Bunun yanında, helikal tedavi tekniği; kontralateral parotis ve kontralateral submaksilar bez için anlamlı düzeyde düşük dozlar bildirilmiştir (Khalifa, 2014).

Dandekar ve arkadaşları (2013) aynı iki tekniği omurga radyocerrahi hastalarında karşılaştırmışlardır. Minimum PTV kapsama helikal yöntemle daha üstün gibi saptansa da sonuç istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak helikal tedavi planlarındaki PTV deki $D_{1\%}$ ve $D_{5\%}$ anlamlı olarak daha düşüktü. Konformite ve homojenite index anlamlı olarak helikal tedavi tekniğinde daha üstün bulunmuştur (CI:1.11 vs 1.33). Spinal kord dozlarında D_{mean} ve D_{max} helikal tedavi tekniği için anlamlı olarak daha düşük bildirilmiştir. Bu çalışmada hacimsel ark tedavi tekniği planının 10880 MU ve 19,2dk ışınlama süresine sahipken, helikal tedavi tekniğinin ise 136717 MU ve 156,4dk ortalama ışınlama süresine sahip olduğu belirtilmiştir (Dandekar, 2013).

Literatür çalışmalarına bakıldığında iki teknik arasından birini öne çıkaracak kadar dozimetrik olarak fark bildirilmemiştir. Helikal tekniğin daha iyi sonuçlar verdiği makalelerde ise; çoğu kriterde fark anlamlı olmadığından, herhangi bir teknik öne çıkarılmamıştır. Dandekar'ın çalışmasında ise her ne kadar helikal tekniğe ait tedavi planı daha iyi doz dağılımları sağlasa da ışınlama süresi göz önünde bulundurulduğunda hem hasta konforu hem de klinik meşguliyet açısından uygulanabilir olmadığı düşünülmektedir.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1. SONUÇ

Biz bu çalışmada; Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde sol surrenal metastaz tanısı SBRT uygulanması planlanmış 15 hastada helikal yöntem ile volimetrik ark tedavi yöntemi arasındaki dozimetrik farkları saptamaya çalıştık. PTV için D_{95} , konformite indeks, gradyent indeks değerlerinin istatistiksel olarak helikal tedavi yönteminin, Vmat tedavi yöntemine göre daha üstün olduğu görülmüştür. Gradyent indeks bakımından helikal yöntem daha hızlı ve keskin doz düşüşü sağlamaktadır. Mide ve büyük damarların düşük doz bölgelerinde Vmat tedavi yöntemi, helikal yöntemle göre daha az doz almaktadır. İnce bağırsak da ise her iki yöntemde birbirine üstünlük sağlayamamış olup; yakın sonuçlar elde edilmiştir. Spinal kord üzerinde küçük hacimlerde istatistiksel olarak helikal yöntem Vmat yöntemine göre daha düşük doz noktaları oluşturmuştur.

6.2. ÖNERİLER

Klinik açıdan iki tekniğin de böbreküstü bezlerinin stereotaktik tedavisinde dozimetrik açıdan uygulanabilir olduğu görülmüştür. Literatürde böbrek üstü metastazlarının tedavisinde kullanılan bu iki yöntemin karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Bulgularımızı destekleyecek daha geniş hasta sayılı çalışmalara ihtiyaç vardır.

7.KAYNAKLAR

- Arora, S., Behl, T., Singh, S., Sharma, N., Gupta, S. (2022). *Metastatic Diseases Novel Approaches in Diagnosis and Therapeutic Management*. Apple Academic Press Inc.
- Bayramov, R. B. (2022). *Textbook of Oncology of Medical Student*. Apostrof-A.
- Becerir, H. B., Alkaya, F. (2020). *Radyoterapi Fiziği*. Nobel Akademik Yayıncılık Eğitim Danışmanlık Ticaret Limited Şirketi.
- Beyzadeoğlu, M. M., Ebruli, C. C. (2008). *Temel Radyasyon Onkolojisi*. Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi.
- Bilge, H., Gökçe, Ş. Ç., Özyiğit, G., Yıldız O. G. (2013). „Temel ve Klinik Radyoterapi. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Yayınları.
- Bircan, H., Manisa, K., Atan, A. S., Erdoğan, M. (2017). Gama ve X-Işını Radyasyonu Yarı Değer Kalınlık Değerinin Hesaplanması için Yeni Bir Denklem, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fen Dergisi, 12(1), 23-29
- Brady, L.W., Perez, C. A., Halperin, E., C. (2008). *Principles and Practice of Radiation Oncology (Fifth Edition)*. Lippincott Williams &Wilkins. (Original work published 1987)
- Can, S., Harmankaya, İ., Atilla, Ö., Balkanay, A. Y., Karaçetin, D. (2021). Monte Carlo-Based Volumetric Arc Radiation Therapy vs Helical Tomotherapy in Terms of Tumor Control Probability and Normal Tissue Complication Probability for Endometrium Cancers, Cam and Sakura Medical Journal, 1(1), 28-36
- Chao, K. S. C. (2014). *Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Uygulamalı Esasları* (Çev: Gökhan Özyiğit). Ankara: Dünya Tıp Kitabevi.
- Cherry, P., Duxbury, A.M. (2020). *Practical Radiotherapy: Physics and Equipment (3rd Edition.)*. Blackwell Publishing Ltd. (Original work published 2009)
- Dandekar, V.K., Young, J.L., Turian, J., Diaz, A., Sher, D.J. 2013. Dosimetric Comparison of Volumetric Modulated Arc Therapy and Helical Tomotherapy for Spine Stereotactic Body Radiation Therapy, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 87(2), 725
- Gibbons, J.P. (2019). *Khan's The Physics of Radiation Therapy (6th edition)*. Lippincott Williams &Wilkins (Original work published 1984)
- Khalifa, J., Vieilleveigne, L., Boyrie, S., Ouali, M., Filleron, T., et al. (2014). Dosimetric comparison between helical tomotherapy and volumetric modulated arc-therapy for non-anaplastic thyroid cancer treatment, Radiation Oncology, 9, 247, <https://ro-journal.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13014-014-0247-x>
- Leaver, D., Washington, C. M. 2015. *Principles and Practice of Radiation Therapy (4th edition)*. Elsevier Inc. (Original work published 1996)
- Hanna, J.J., Murray, L., Patel, R., Jain, S., Aitken, K.L., et al. (2018). UK Consensus on Normal Tissue Dose Constraints for Stereotactic Radiotherapy, Clinical Oncology, Volume 30, Issue 1 P5-14
- Onay, Ö., Karabey, A.Ü., Morgül, Y., Karabey, M.S. (2014). A Comparative Planning Study of Step -and -Shoot IMRT versus Helical Tomotherapy IMRT in the Treatment of Craniospinal Tumor, Türk Onkoloji Dergisi, 29(2), 46-52.
- Paulsen, F., Waschke J. (2013). *Sobotta Atlas of Human Anatomy (15th Ed.)*, Urban & Fisher.
- Tatlı, H. (2012). Böbrek Üstü Bezi Metastazlarında Stereotaktik Beden Radyoterapisinin Hedef Hacim Doz Homojenitesine Etkisinin Değerlendirilmesi [Yüksek Lisans Tezi]. Ankara Üniversitesi
- Teoh, M., Clark, C. H., Wood, K., Whitaker, S., Nisbet, A. (2011). Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice , An International Journal of Radiology Radiation Oncology And All Related Sciences, 84(1007), 967-996
- Tosun, M., Çetintaş, S.K., Kılıç, H.M., Zorlutuna, M., Kahraman, S. Et al. (2021). CyberKnife Sisteminde IRIS ve MLC Tabanlı Kolimatörler için Beyin Metastazlı Olgularda SRT Tedavi Planlarının Dozimetrik Karşılaştırması, Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi, 47(3), 431-437
- National Library Of Medicine National Center For Biotechnology Information. (2024, Kasım), *Anatomy, Abdomen And Pelvis: Adrenal Glands (Suprarenal Glands)*.

(<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482264/>)

American Association of Physicists in Medicine, 2010, QA for Helical Tomotherapy (Report of AAPM Task Group 148) : <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=128>

8. EKLER

8.1. EK 1 Etik kurul kararı

T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŐTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Toplantı Sayısı:179

Toplantı Tarihi: 07 Temmuz 2023

Karar Sayısı:2023/4425:(Başvuru ID:14944) N.E.Ü. Meram Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Gül KANYILMAZ'ın "Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT) Yapılan Böbrek Üstü Bezi Metastazlarında Helikal Radyoterapi ile Hacimsel Ayarlı Ark Terapi (VMAT) Tedavi Tekniklerinin Karşılaştırılması" başlıklı yüksek lisans tez çalışması ile ilgili dilekçesi ve ekleri görüşüldü. Öğrenci Kazım SEÇER'in yüksek lisans tez çalışmasının N.E.Ü. Meram Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Gül KANYILMAZ'ın sorumluluğunda yürütülmesinin uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiştir.

Not: Çalışma ile ilgili gerekli izinlerin alınması ve yasal sorumluluk araştırmacılara aittir.

Sorumlu Araştırmacı: Doç. Dr. Gül KANYILMAZ

Yardımcı Araştırmacılar: Yüksek Lisans Öğrencisi Kazım SEÇER

ASLI GİBİDİR
07.07.2023

Prof. Dr. Saim AÇIKGÖZOĞLU
İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurul Başkanı