

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

**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALINDA
HASTAYA ÖZGÜN YOĞUNLUK AYARLI
RADYOTERAPİ PLAN DOĞRULAMA VERİLERİNİN
RETROSPEKTİF ANALİZİ VE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Lütfü ŞAHİN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2024-ANTALYA

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

**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALINDA
HASTAYA ÖZGÜN YOĞUNLUK AYARLI
RADYOTERAPİ PLAN DOĞRULAMA VERİLERİNİN
RETROSPEKTİF ANALİZİ VE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Lütfü ŞAHİN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Nina TUNÇEL

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir”

2024-ANTALYA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma, jürimiz tarafından Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Radyoterapi Fiziği Programında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. .../.../2024

İmza

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Nına TUNÇEL
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN
Akdeniz Üniversitesi

Üye :Dr. Öğr. Üyesi Erdi BİLGİÇ
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.

Prof. Dr. Melike CENGİZ

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.

Lütfü ŞAHİN

İmza

Doç. Dr. Nına TUNÇEL

İmza

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim ve tez dönemimdeki çalışmam boyunca bilgi, deneyim, öneri ve yardımları ile bana yol gösteren ve benden desteğini esirgemeyen danışmanım Sayın Doç. Dr. NİNA TUNÇEL' e sevgi, saygı ve minnet ve şükranlarımı sunuyorum.

Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda eğiti ve öğretimimde katkıları olan tüm değerli hocalarıma ve tezimde veri analizi konusunda deneyim ve önerilerini aktaran Fizik Mühendisi Sayın Ali TORTOP'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Kliniğimizde bulunan bilgi, deneyim ve yardımlarını esirgemeyen tüm öğretim görevlileri ve asistan doktorlarımıza çok teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimim sürecinde kliniğimizde, bilgi ve tecrübesinden yararlandığım; Öğr. Gör. Yılmaz BİLEK, Öğr. Gör. Hande ÜNAL ve medikal fizik uzmanları Ertuğrul DÜNDAR, Özlem Yaşar TOYKAN ÇİFTLİKLİ ve İsmail KARAKUŞ' a ve Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğindeki sağlık çalışanlarına ayrı ayrı çok teşekkürlerimi sunarım.

Eğitim sürecimde desteklerini, sevgilerini, ilgilerini ve güvenlerini her an hissettiğim aldığım her kararda arkamda duran çok değerli aileme; babam Hasan ŞAHİN, annem Zeynep ŞAHİN, ablam Gül ŞAHİN ÇAKMAK ve kardeşim A. Arif ŞAHİN' e; uzakta veya yakında olsalar dahi desteklerini, sevgilerini ve güvenlerini her zaman yanımda hissettiğim arkadaştan öte insanlara en içten duygularıyla teşekkür ediyorum.

ÖZET

Amaç: Bu tezde, Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 2017-2023 yılları arasında YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) ve VMAT (Hacimsel Ayarlı Ark Terapi) gibi farklı Yoğunluk-Ayarlı Radyoterapi teknikleri ile tedavi görmüş hastaların kalite kontrol formlarında yer alan doz ve doz dağılımlarının uyumluluğunun belirlenmesi ve çeşitli sınıflandırılmalar yapılarak elde edilen bulguları istatistiksel olarak incelenmesi amaçlandı.

Yöntem: Belirtilen yıllar arasında YART ve VMAT teknikleri ile tedavi planları yapılmış hastaların kalite kontrol formları incelendi. Planların dozimetrik hesaplanması ve tedavi uygulanması iki farklı tedavi planlama sistemi (TPS) ve lineer hızlandırıcı (LINAC) cihazları ile yapıldığı tespit edildi. Kalite kontrol için MatriXX cihazı kullanılarak doz-doz dağılımları ölçülmüş, Gama indeks değerlendirmesi kliniğin kabul gördüğü kriterlerle yapılmıştır. Veriler "Google E-Tablolar" ve "Google Looker Studio" yazılımları kullanılarak çeşitli hastalıklar, tedavi cihazları, TPS'leri vb. bilgilere göre sınıflandırıldı ve istatistiksel olarak değerlendirildi. Özet analiz verileri kullanarak anlaşılabilir görseller elde edildi.

Bulgular: Çalışmanın ele alındığı süreçte toplam 1078 hastalara ait 1574 tedavi planının Gama indeks kalite kontrol verileri incelendi. 2021 yılında tedavi cihazının güncellenmesi nedeniyle YART ve VMAT gibi tedavi planları yapılmamıştır ve bu nedenle Gama indeks verileri bulunmamaktadır. Bölgeye göre plan dağılımları 496 baş-boyun, 492 pelvis, 542 torakal, 31 abdomen, 10 vertebra ve 2 femur şeklindeydi. En çok uygulanan tedavi teknikleri sırasıyla: 9 Alan YART (%31,9), iki Ark VMAT (%23,3) ve tek Ark VMAT (%19,4) olarak tespit edildi.

Sonuç: Çalışmada hastaya özgün kalite kontrollerde, tedavi planları Statik YART tekniği için PRECISE TPS'i ve Dinamik YART-VMAT tekniği için MONACO TPS kullanılmış olup Gama indeks verisinin ortalaması ve standart sapması (%3/3 mm kriteri) sırasıyla $97,29 \pm 1,60$ (356 plan) ve $99,13 \pm 1,10$ (1012 plan) olarak bulundu. TPS'ler arasında kayda değer bir fark görülmedi. Yüksek Gama indeks verileri sayesinde VMAT tekniğinin ilerleyen yıllarda sıkça kullanımı, tedavi planlarının yüksek doğrulukla uygulanabildiğini, tedavi cihazı ile uyumlu bir şekilde çalıştığını ve bu sayede tedavilerin güvenilirliğinin arttığını gösterdi.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi), VMAT (Hacimsel Ayarlı Ark Terapi), Kalite Kontrol (QC), Gama Analizi yöntemi

ABSTRACT

Objective: This thesis aimed to statistically analyze and classify the data obtained from the quality-control forms of patients treated with various Intensity-Modulated Radiotherapy techniques, such as Intensity-Modulated Radiotherapy(IMRT) and Volumetric Modulated Arc Therapy(VMAT), with a focus on dose and dose distributions at Akdeniz University Department of Radiation Oncology between 2017 and 2023.

Method: Quality-control forms of patients whose treatment plans were made with IMRT and VMAT techniques during the specified years were examined. It was defined that the dosimetric calculations and treatment applications were performed by two different treatment planning systems(TPS) and linear accelerator(LINAC) devices. Dose-dose distributions were measured using the MatriXX device for quality-control, and the Gamma index evaluation was performed according to the clinic's accepted criteria. Data were classified and statistically analyzed based on various factors such as disease types, treatment devices, TPSs, etc. using "Google Sheets" and "Google Looker Studio" software. Visuals were created using summary analysis data.

Results: A total of 1574 treatment plans for 1078 patients were examined in terms of Gamma index quality-control data during the study period. Due to the update of the treatment device in 2021, plans like IMRT and VMAT were not performed, no Gamma index data were available. The distribution of plans by region was 496-head-neck, 492-pelvis, 542-thoracic, 31-abdomen, 10-vertebra, and 2-femur. The most applied techniques were as follows: 9-field IMRT(31.9%), dual-arc VMAT(23.3%), and single-arc VMAT(19.4%).

Conclusion: In patient-specific quality-controls, plans were created using PRECISE-TPS for Static-IMRT technique and MONACO-TPS for Dynamic-IMRT/VMAT technique. The average and standard-deviation of the Gamma index data(%3/3 mm criterion) were found to be $97.29\% \pm 1.60$ (356 plans) and $99.13\% \pm 1.10$ (1012 plans), respectively. No significant differences were observed between the TPSs. The frequent use of the VMAT-technique in subsequent years, along with high Gamma index data, indicated that plans could be applied with high accuracy, worked harmoniously with treatment device, and thus enhanced treatment reliability.

Keywords: Radiotherapy, IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy), VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy), Quality-control (QC), Gamma Analysis method

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. Radyoterapi	3
2.2. Radyoterapinin Tarihi	4
2.3. Lineer Hızlandırıcı (LINAC)	5
2.4. Radyoterapide Kullanılan Tedavi Teknikleri	8
2.4.1. 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi (3DCRT)	8
2.4.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)	8
2.4.3. Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi (IGRT)	11
2.4.4. Hacimsel Ayarlı Ark Terapi (VMAT)	13
2.5. Hedef Tümör Hacimler ve Tanımları	14
2.5.1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)	15
2.5.2. Klinik Hedef Hacim (CTV)	16
2.5.3. Planlanan Hedef Hacim (PTV)	16
2.5.4. İç Marjin (IM)	16
2.5.5. İç Hedef Hacim (ITV)	16
2.5.6. Set-up Marjini (SM)	16
2.5.7. Tedavi Hacmi (TV)	17
2.5.8. Işınlanan Hacim (IV)	17
2.5.9. Risk Altındaki Organlar (OAR)	17

2.5.10. Planlanan Risk Altındaki Organ Hacmi (PRV)	17
2.6. Tedavi Planlama Sistemleri	18
2.6.1. Tedavi Planlarının Karşılaştırma Parametreleri	19
2.7. Doz Ölçüm Cihazları ve Sistemleri	21
2.7.1. İyon Odası	21
2.7.2. Elektrometre	22
2.7.3. RW3 Katı Su Fantomu	22
2.7.4. İki Boyutlu İyon Odası	22
2.8. Gama Analizi ve Değerlendirme Kriterleri	23
2.8.1. Doz Farkı (DD)	25
2.8.2. DTA (Doz- Mesafe Uyumu)	25
2.9. Radyoterapide Dozimetrik Kalite Kontrol	26
2.9.1. Makine Tabanlı Dozimetrik Kalite Kontrol	28
2.9.2. Hasta Tabanlı Dozimetrik Kalite Kontrol	29
3. GEREÇ ve YÖNTEM	30
3.1. Gereçler	30
3.1.1. Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı Cihazı	31
3.1.2. Elekta Synergy Agility Head Lineer Hızlandırıcı	31
3.1.3. Elekta PRECISE Tedavi Planlama Sistemi	31
3.1.4. Elekta MONACO Tedavi Planlama Sistemi	32
3.1.5. PTW 30001 Model Farmer Chamber İyon Odası	32
3.1.6. İki Boyutlu İyon Odası	33
3.1.7. PTW Weblin Model UNIDOS Elektrometre	33
3.1.8. RW3 Katı Su Fantomu	34
3.1.9. IBA I'mRT MatriXX ve IBA OmniPro I'mRT Yazılımı	34
3.1.10. Google E-Tablolar	36
3.1.11. Google Looker Studio	36
3.2. Yöntem	37
3.2.1. Verilerin Toplanması ve Sınıflandırılması	37
3.2.2. Planların QA İşlemi Süreci	37
3.2.3. Planların Kalite Kontrol Verileri ve Sınıflanması	40

3.2.4. Yazılımların Kalite Kontrol Verilerini Değerlendirmesi	40
4. BULGULAR	41
5. TARTIŞMA	51
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	54
KAYNAKLAR	56
ÖZGEÇMİŞ	63



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. PTW 30012 Model Farmer Chamber İyon Odasının özellikleri (PTW Farmer Ionization Chambers).	32
Tablo 3.2. PTW 30012 Model Farmer Chamber İyon Odasının çalışma aralıkları (PTW Farmer Ionization Chambers).	33
Tablo 4.1. 2017-2023 yılları arasında Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarındaki Gama sonuçlarının ortalaması ve standart sapması.	48
Tablo 4.2. 2022-2023 yılları arasında Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarındaki Gama sonuçlarının ortalaması ve standart sapması.	48
Tablo 4.3. Tedavi planlarının hastalık bölgesi, tedavi tekniği, tedavi planlama sistemi, tedavi cihazı ve enerji kriterlerine göre istatistik sonuçları.	49
Tablo 4.4. Tedavi planlama sisteminin Gama indeks verisi üzerine etkisi.	50
Tablo 4.5. Tedavi tekniğinin Gama indeks verisi üzerine etkisi.	50

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Bir medikal lineer hızlandırıcıya ait blok şema (Çakır ve Bilge, 2012).	6
Şekil 2.2. Medikal lineer hızlandırıcının çalışma diyagramı (Khan ve ark., 2014).	6
Şekil 2.3. Radyoterapi alanında kullanılan modern medikal lineer hızlandırıcılar (ELEKTA VERSA, ACCURAY, VARIAN).	7
Şekil 2.4. IGRT, pelvik bölgeye yönelik tedavi planlanan hastada her fraksiyon öncesi alanların kontrol edilmesi (Dawson LA, 2007).	12
Şekil 2.5. Herhangi bir planlama bilgisayarından alınan görüntülerin, tedavi sırasında elde edilen görüntülerle karşılaştırması yöntemiyle elde edilen görüntülerle karşılaştırılması ve bu yöntem sayesinde alanlar kontrol edilmektedir (Dawson ve Jaffray, 2007).	13
Şekil 2.6. ICRU tarafından belirlenen hacim tanımlamaları (ICRU 83).	15
Şekil 2.7. Gama değerlendirme yönteminin teorik kavramının şematik gösterimi. (Depuyt ve ark., 2002).	25
Şekil 2.8. a) YART’de dozimetrik Kalite Temininin farklı seviyelerini gösteren kavramsal piramit. b) Her seviye için kullanılması uygun görülen metot ve araçlar (Mijnheer ve Georg, 2008).	28
Şekil 3.1. PTW Weblin UNIDOS elektrometre (Radiation Medicine QA Solutions Catalog 2008/2009).	34
Şekil 3.2. IBA marka I’ mRT MatriXX.	35
Şekil 3.3. IBA OmniPro I’ mRT Yazılımı.	35
Şekil 3.4. Kalite Kontrol Formu Örneği.	39
Şekil 4.1. 2017 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.	41
Şekil 4.2. 2018 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.	42
Şekil 4.3. 2019 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.	43
Şekil 4.4. 2020 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.	44
Şekil 4.5. 2022 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.	45

Şekil 4.6. 2023 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.	46
Şekil 4.7. 2017-2023 yılları arasında Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.	47



SİMGELER ve KISALTMALAR

3DCRT	: Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy (Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi)
AAPM	: American Association of Physicists in Medicine (Amerikan Medikal Fizik Derneği)
BED	: Biyolojik Etkin Doz (Biologically Effective Dose)
BRT	: Brakiterapi (Brachytherapy)
CT	: Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
CTV	: Clinical Target Volume (Klinik Hedef Hacim)
DVH	: Dose Volume Histogram (Doz Hacim Histogramı)
ERT	: Eksternal Radyoterapi (External Beam Radiation Therapy)
FFF	: Flattening Filter Free (Düzleştirici Filtresiz)
GTV	: Gross Tumor Volume (Görüntülenebilir Tümör Hacmi)
Gy	: Gray
HI	: Homojenite İndeks (Homogeneity Index)
ICRU	: The International Commission on Radiation Units and Measurements (Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi)
IGRT	: Image-Guided Radiation Therapy (Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi)
IM	: Internal Margin (İç Marjin)
IMRT	: Intensity Modulated Radiation Therapy (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi)
ITV	: Internal Target Volume (İç Hedef Hacim)
IV	: Irradiated Volume (Işınlanan Hacim)
LINAC	: Linear Accelerator (Lineer Hızlandırıcı)
MEV	: Mega Elektron Volt
MHz	: Megahertz
MRI	: Magnetic Resonance Imaging (Manyetik Rezonans Görüntüleme)
MV	: Megavolt
OAR	: Risk Altındaki Organ (Organ at Risk)
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi (Positron Emission Tomography)

PRV	: Planning Organs at Risk Volume (Planlanan Risk Altındaki Organ Hacmi)
PTV	: Planning Target Volume (Planlanan hedef hacim)
RF	: Radyo Frekans
s	: Saniye
SM	: Set-up Marjı (Set-up Margin)
SS	: Standart Sapma
SSD	: Source Skin Distance (Cilt Kaynak Mesafesi)
TCP	: Tumor Control Probability (Tümör Kontrol Olasılığı)
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi (Treatment Planning System)
TV	: Treated Volume (Tedavi Hacmi)
US	: Ultrasonografi (Ultrasonography)
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
VMAT	: Volumetric Modulated Arc Therapy (Hacimsel ayarlı ark terapi)

1. GİRİŞ

Radyasyon tedavisinde, iyonlaştırıcı radyasyon kullanılarak kanser hücrelerinin kontrol altına alınması veya yok edilmesi amaçlanır. Oluşturulan tedavi planı, hedef tümöre maksimum dozu iletirken, aynı zamanda sağlıklı çevre dokulara minimum hasar verecek şekilde tasarlanmalıdır (Tsang, 2019).

Gelişen teknoloji radyoterapi uygulamalarında da pek çok yeniliği beraberinde getirmiştir. Bununla birlikte, daha karmaşık ve hassas tedavi tekniklerinin geliştirilmesini zorunlu kılmıştır. Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (YART) ve hacimsel ayarlı ark tedavisi (VMAT) gibi tedavi teknikleri modern radyoterapinin başlıca teknikleri arasında yer almaktadır. Yüksek teknolojiyle beraber, tedavi planlarının oluşturulmasındaki hassasiyet artırılarak tümöre yönelik yüksek dozların verilmesiyle beraber komşu sağlıklı doku ve hücrelerin optimum düzeyde korunmasına imkan sağlamaktadır (Khan, 2003; Chen ve ark.,2023).

Radyoterapide tedavi planlaması ve uygulaması sürecinde, hastanın tedavi sürecini güvence altına almak için kalite güvencesi kullanılarak güvenilirlik ve geçerlilik ölçütleri belirlenmelidir. Tedavi kalitesinin değerlendirilmesi temel olarak kalite güvencesinin temelini oluşturmaktadır. Kalite temini, farklı cihaz ve sistemlerin kalite kontrol işleyiş adımlarını içermektedir. Bir takım prosedür ve kontrol adımı kapsar (Knös, 2015).

Kalite kontrol işlemlerinin ana amacı, tedavi planlama sisteminin dozimetrik hesaplamalarında istenilen modülasyonla radyoterapi uygulamasını tedavi cihazında doğru bir biçimde sağlamak ve aynı zamanda veri aktarımının da doğrulanmasını kapsamaktır (Granville ve ark., 2019).

Yoğunluk ayarlı teknikleriyle tasarlanan tedavi planlarının kalite kontrol aşamasında nokta doz ölçümleri için iyon odası, termoluminesans dozimetre veya diyot dedektörü kullanılmaktadır. Ancak YART tekniğinde saha genelinde homojen doz dağılımının olmaması ve küçük mesafelerde yüksek doz değişim bölgelerinin bulunması nedeniyle nokta doz ölçümü yetersiz kalabilmektedir. İyon odaları veya diyot dedektörlerinden oluşan 2 boyutlu (2D) sıralı ölçüm sistemleri, doz akısı haritalarını 2 boyutlu olarak değerlendirmek için kullanılır. Tedavi planlarının kontrolü, öncelikle her hastanın

planı su eşdeğeri fantomun bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri üzerinde yeniden oluşturularak doz dağılımları hesaplanarak yapılmaktadır. Daha sonra tedavi cihazında bu kalite kontrol planlarına ait 2 boyutlu alan dedektör sistemi kullanılarak doz dağılım verileri elde edilir. Genellikle 2D ve 3D karşılaştırmalar için Gama analizi yöntemi kullanılır. Gama analiz yöntemi, doz dağılımlarını karşılaştırmaya yönelik bir yazılımdır ve genellikle doz farkı (DD) ve doz-mesafe uyumu (DTA) kriterlerinin birleştirilmesiyle kullanılır (Low ve ark., 2003; Chen ve ark., 2023).

Bu çalışmada, Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 2017-2023 yılları arasında YART veya VMAT teknikleri ile tedavi olmuş hastaların kalite kontrol formundaki değerlendirme kriterleri olan DD (Doz Farkı) ve DTA (Doz-Mesafe Uyumu) incelendi; hastalık bölgesi, hastalık tanısı, tedavi tekniği gibi gruplara sınıflandırılarak istatistiksel olarak değerlendirildi.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoterapi

İyonize edici radyasyon tedavisi veya radyoterapi hem kötü huylu hem de iyi huylu tümörlerin tedavisinde sıklıkla kullanılan bir teknik olarak karşımıza çıkmaktadır. Radyoterapi, cerrahi müdahale veya kemoterapi ile kullanılabileceği gibi, lokal veya ileri evredeki tümörlerin tedavisinde doğrudan kullanılabilen bir tekniktir (Lanzetti ve ark., 2023).

Kanser tanısı konulduktan sonra cerrahi müdahale, kemoterapi ve radyoterapi gibi çeşitli uygulamaların ayrı ayrı ya da birlikte kullanılmasını barındıran sistematik bir yaklaşım gerekebilir (WHO, 2018). Günümüzde, ortalama her iki kanser hastasından biri radyasyon tedavisi alması gerekir (ASTRO, 2016).

Radyoterapinin temel amaçları, tümörde lokal ve bölgesel kontrolün sağlanması veya semptomlarda iyileşmenin desteklenmesini sağlamak, aynı zamanda sağlıklı dokunun bütünlüğünü ve fonksiyonlarını korumaktır. Dolayısıyla, cerrahi operasyonla alınması hedeflenen bölgenin daha büyük bir alanının iyonize edici radyoterapi ile tedavi edilebilir. Radyoterapi tedavisi ile lokal ve bölgesel kontrolün sağlanmasının yanında tümörlerdeki metastazların oluşumunun önüne geçilerek hayatta kalma olasılığının yükseltilebilmesi sağlanabilmektedir (Öztürk ve ark., 2022).

Radyoterapi, kanser hücrelerine veya dokusuna hasar vererek hücre yaşamının durmasını veya bölünme kabiliyetinin kaybolmasını sağlayan yüksek enerjili radyasyon kullanılan bir çeşit tedavi yöntemidir. Kanser hücrelerinin yaşamının durması veya bölünme yeteneğini kaybetmesi, kanserin kontrol altına alınması anlamını taşır (Khan ve Gibbons, 2014).

Radyoterapi, çoğunlukla fraksiyonlar şeklinde uygulanır. Fraksiyon, radyoterapi tedavisi sonuçları üzerinde etkilidir ve uygulanan dozun zaman içindeki yayılımı anlamına gelir. Bu yaklaşım, sürecin en az yan etki ile sonuçlanması adına yüksek dozu fraksiyonlar şeklinde uygulamayı hedefler. Uygun fraksiyon planlaması, tedavinin maksimum etkinliğini artırırken çevre dokuların hasarını en aza indirir (Alterio ve ark., 2019).

Radyoterapinin etkisi gözetilerek tedavi planlanmalı ve hastanın durumuna ilişkin en uygun tedavi yöntemi uygulanmalıdır. Bu aşamalar, alan uzmanlarınca yapılan değerlendirmelerle takımca desteklenmelidir (Lanzetti ve ark., 2023).

Hastaya verilen iyonize edici radyasyon dozunu birimi gray (Gy) birimi ile belirlenmektedir. Hastaya verilen iyonize edici radyasyon dozu Gray (Gy) birimi ile belirlenir. Bir Gray, bir kilogram dokunun bir joule enerjiyi absorbe etmesiyle ölçülür ve 100 rad veya 100 santigray (cGy) eşittir.) Radyasyon, dokudan geçerek soğurulur ve ışın enerjisi arttıkça daha derinlere ulaşabilir (Alfouzan, 2021).

2.2. Radyoterapinin Tarihi

Radyoterapinin temelleri yaklaşık iki yüzyıl önce Wilhelm Röntgen'in X-ışınlarını keşfetmesiyle atılmıştır. Röntgen'in keşfetmesinden hemen sonra eksternal radyasyon tekniğiyle X-ışınlarının kanser tedavilerinde kullanılması ilk kez Chicago'da meme kanseri teşhisi konulan bir hastanın tedavi edilmesiyle başladı. Fakat, bu tedavinin etkinliği kısıtlıydı ve sağlıklı dokuların aldığı dozlar ile oluşan komplikasyonlar gibi sorunlar ortaya çıktı (Khan, 2007).

Brakiterapi tekniği, 1910 yılında tümörün tekrardan oluşması ve normal doku komplikasyonlarında fazla artış gözlemlenmesi sebebiyle geliştirildi. Brakiterapi tümörlü bölgenin içine radyum kaynağı konulması ile tedavi sağlandı. 1920'lerin ortalarında, Coolidge tarafında vakumlu X-ışını tüpünü keşfetmesiyle (200-250 kilo voltaj), vücudun daha derin bölgelerinde bulunan tümörlerin tedavisinde ciltte oluşan reaksiyonların azalması gibi önemli gelişmeler elde edildi. 1940'ların başlarında ise, parçacık betatronun üretimi ile Mega Voltaj (MV) X-ışınları kullanılmasını mümkün kıldı. Böylelikle radyoterapide önemli bir adım atılmış oldu. ⁶⁰Co cihazı, 1950'li yıllarda kullanılmasına başlandı ve radyoterapide daha ileriye gidildi. Ancak, radyoterapide en önemli gelişme 1960'lı yıllarda yaşandı. Yüksek enerjili X-ışınları ve farklı enerjilerde elektron üreten lineer hızlandırıcılar bu dönemde geliştirildi ve bu cihazlar halen günümüzde kullanılmaya devam etmektedir. Gelişen teknoloji, radyasyon onkolojisinde, günümüze kadar milyonlarca kanser hastasının tedavisinde önemli bir paya sahiptir (Khan, 2007; Perez ve ark., 2008).

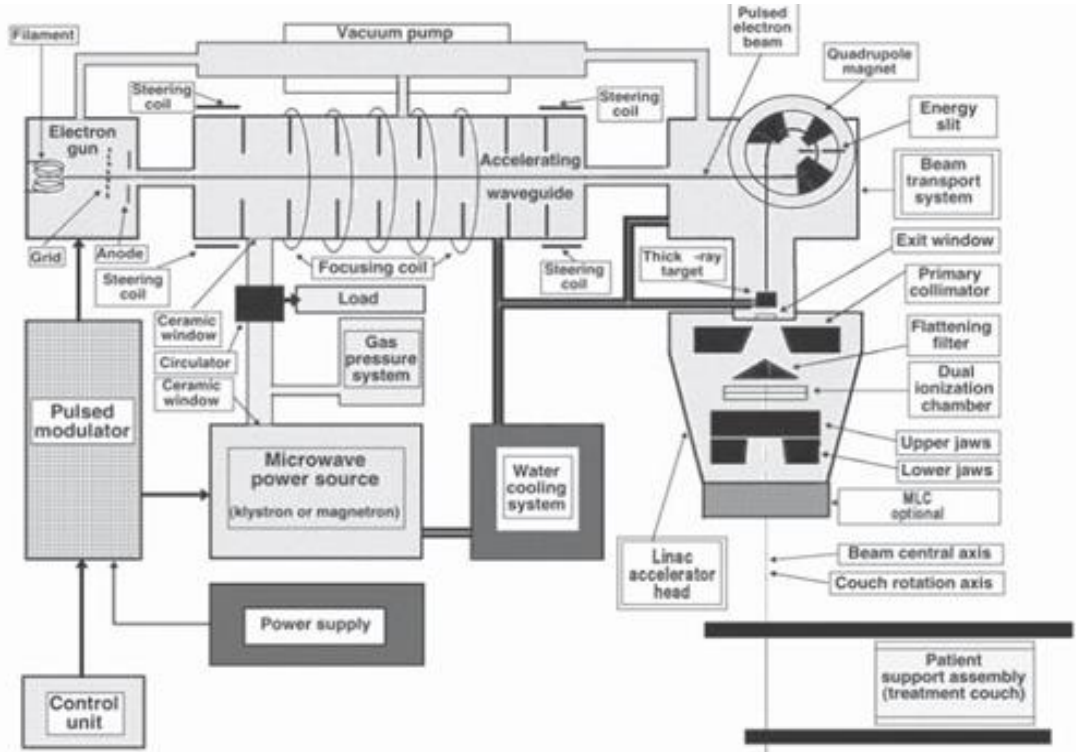
2.3. Lineer Hızlandırıcı (LINAC)

Lawrence tarafından 1930 yılında yüksek kinetik enerjiye sahip iyonları hızlandırmaya yönelik siklotron cihazı keşfedildi. Böylece ilk defa temel nükleer fizik araştırmalarında kullanılmış olup takiben radyoterapide ve nükleer tıp alanında önemli fırsatlar sunmuştur. Radyoterapi için kullanılan elektron lineer hızlandırıcılar, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak elektronları lineer bir tüp içinde yüksek enerji seviyelerine hızlandırma işlevini yerine getirmektedir. Elektronları kinetik hale getiren bu cihazlar, 103 MHz (L bandı) ve 104 MHz (X bandı) frekans aralığında mikrodalga (RF; Radyo Frekansı) kullanarak elektronları 4-25 MeV enerji seviyelerine hızlandırmaktadır (Podgorsak 2005).

Radyoterapide genelde ciltte veya cilt yüzeyine yakın hedef hacimlerin tedavisi için yüksek enerjiye sahip elektronlar tercih edilirken, tedavi hacmi daha derinlerden olanlarda ise X-ışınları tedavi için kullanılmaktadır (Khan ve Gibbons, 2014).

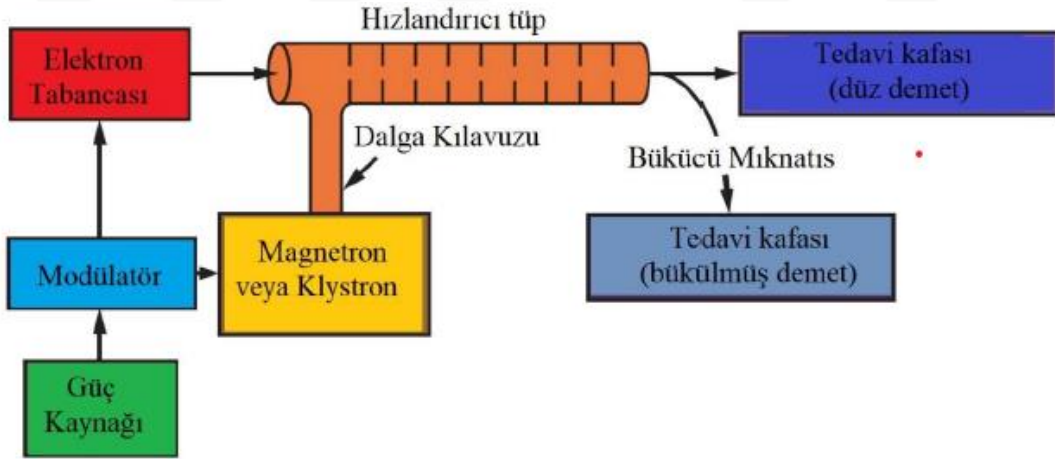
Medikal lineer hızlandırıcıların (lineer akseleratör) temel çalışma prensibi: Güç kaynağından alınan akım modülatörlere iletilir ve burada saklanır. Depolanan akımdan bir kontrol sistemi aracılığıyla pulslar (salınımlar) üretilir. Elde edilen yüksek voltajlı darbeler daha sonra elektron tabancasına, klistrona ve magnetrona iletilir. Elektronlar yüksek vakumlu hızlandırıcı tüpe alınırken, magnetron ve klistron tarafından üretilen elektromanyetik dalgalar güçlendirilir ve hızlandırıcı tüpe yönlendirilir. Frekansı 3 GHz olan mikrodalgalar, bir dalga kılavuzu sistemi aracılığıyla hızlandırıcı tüpe gönderilir. Elektron tabancasındaki 50 keV enerjili elektromanyetik dalgaların ürettiği elektronların etkileşimi sayesinde elektronlar hızlandırıcı tüpe doğru hızlanır. Hızlandırılmış elektronlar, vakum tüpünün içindeki bükülme mıknatısları nedeniyle bir yol boyunca saçılmadan doğrusal olarak hareket eder. Bremsstrahlung X-ışınları, çok yüksek hızlı elektronların yüksek atom numaralı tungstenden yapılmış ince bir hedefle çarpışmasıyla üretilir (Khan ve Gibbons, 2014).

İlk defa 1953 yılında İngiltere’de kanser tedavisinde kullanılan medikal lineer hızlandırıcılar, şu anda radyoterapide büyük bir öneme sahiptir. Tipik bir medikal lineer hızlandırıcı blok diyagramı Şekil 2.1’de gösterilmiştir (Çakır ve Bilge, 2012).



Şekil 2.1. Bir medikal lineer hızlandırıcıya ait blok şema (Çakır ve Bilge, 2012).

Şekil 2.2’de ise medikal lineer hızlandırıcının çalışma diyagramı verilmiştir (Khan ve ark., 2014).



Şekil 2.2. Medikal lineer hızlandırıcının çalışma diyagramı (Khan ve ark., 2014).

Günümüzde çok yapraklı kolimatörler radyoterapi uygulamalarındaki radyasyon demetini şekillendirilmek, kritik organların alabileceği dozu minimize etmek ve sağlıklı dokuları korumak için kullanılmaktadır (Jeraj ve Robar, 2004). İlk kez 1960’lı yıllarda dizaynı Takahashi tarafından yapılmış ve o zamandan günümüze kadar birçok

kez gelişime uğramıştır. Böylelikle YART, VMAT gibi ileri radyoterapi tekniklerinin gelişmesine ve kullanılmasına neden olmuştur (Sykes ve William, 1998).

Çok yapraklı kolimatör, 80 veya 80'den daha fazla, karşılıklı olarak dizilmiş, birbirinden bağımsız hareket edebilen küçük yaprakçıklardan meydana gelmektedir. Yüksek yoğunluğa sahip, işlenmesi basit fakat sert yapıda, küçük esneklik katsayısına ve uygun maliyete sahip tungsten materyali, çok yapraklı kolimatörlerin üretiminde sıklıkla kullanılmaktadır. Tungsten materyalinin özkütlesi 19.3 g/cm^3 'tür. Tungsten alaşımlarının özkütlesi 17 g/cm^3 ile $18,5 \text{ g/cm}^3$ arasında değişmektedir (Boyer ve ark., 2001).

Modern medikal lineer hızlandırıcıların bazı örnekleri ise Şekil 2.3'te bulunmaktadır (David, 2006).



Şekil 2.3. Radyoterapi alanında kullanılan modern medikal lineer hızlandırıcılar (ELEKTA VERSA, ACCURAY, VARIAN).

2.4. Radyoterapide Kullanılan Tedavi Teknikleri

2.4.1. 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi (3DCRT)

Radyoterapide önemli bir dönüm noktası 1970'li yıllarda, bilgisayarlı tomografi (BT) ve Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) tekniklerinin bulunması ve geliştirilmesi sayesinde olmuştur. Bu teknikler aracılığı ile hedef bölge ve bu bölgenin çevresinde konumlanan kritik organların yerlerini belirlemeyi kolaylaştırarak tedavi süreci daha kolay hal almıştır. Konformal doz dağılım faktörü, tümör kontrol olasılığını (TCP) artırmak için ve normal doku yan etki ihtimalini azaltmak gibi birçok kliniklerin hedefleri açısından önemli bir yer tutar (Schelegel ve ark., 2006).

Üç Boyutlu (3D) konformal radyoterapi, önceden belirlenen dozun hedef volüm ve diğer sağlıklı dokular için noktasal-volümetrik doz hesabını yaparak üç boyutlu anatomik bilgi sunmaktadır. Bu teknik, eksternal radyoterapi (ERT) esnasında dozun hedef alanı boyunca homojen olarak dağıtılmasını sağlamış olur. Bu amaçla, cihaz için kullanılması gereken bir takım fiziksel parametre bulunmaktadır, bunlar arasında radyasyon tipi, alan boyutu, kaynak yüzey mesafesi (KYM) ve derinlik gibi faktörler bulunmaktadır. Kama (wedge) ve kompensatörlerin kullanılması, kontur düzensizliğinden kaynaklanan ve homojen olmayan doz dağılımlarını homojen olmasını sağlamak için gereklidir. Bilgisayarlı TPS, İleri Planlama (forward planning) yöntemiyle doz hesabı yapılabilir. Bu süreçte, demet parametreleri (yönü, hedef hacim marjı ve ağırlığı) daha önceden saptanır ve bu parametreler göz önünde bulundurularak doz dağılımının hesabı yapılır. Bu teknikler, radyoterapinin etkinliğini artırmada ve yan etkileri en aza seviyeye indirmede önemli bir rol oynar (Khan 2007; Bortfeld ve ark., 1994).

2.4.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT), Türkçe'ye çevrilmiş haliyle "Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)", günümüzde kullanılan lineer hızlandırıcılarla birlikte önemli teknolojik avantajlar sunan bir tedavi tekniğidir. Klinik açıdan, YART ile konveks olmayan konformal doz dağılımlarının uygulanması oldukça mümkündür. YART, bilgisayar kontrollü optimizasyon teknikleriyle elde edilen homojen olmayan doz dağılımının üç boyutlu konformal radyoterapinin geliştirilmiş bir çeşididir (Palta ve ark., 2003). Ayrıca, tedavi sahası içinde dinamik

doz değişimleri yapabilme kabiliyetine sahip olması ve hedef dokular dışındaki sağlıklı komşu dokulara en az dozu vererek tümör dozunu ayarlayabilme olanağı sunmasıyla dikkat çekmektedir (Agulnik, 2012).

Çok yapraklı kolimatör sistemi YART tekniğinin temelinde bulunur. Bu sistem doz bölünmesini sağlamaktadır. Ayrıca, sadece hedeflenen alanın ışınlanmasını sağlar ve gerektiğinde diğer sağlıklı bölgelerin en az dozu almasına imkan tanır. YART'ın sunduğu teknik avantajlar sayesinde, kanser hastalarının tedavi süreçlerinde daha etkili ve hassas bir şekilde radyasyon dozajı ayarlamaları yapılabilir. Bu da hastaların tedavi sürecinde oluşabilen yan etkilerin minimize edilmesine yardımcı olabilir (Clifford ve Chao, 2004).

YART tekniğinde, planlama ve ışınlama basamaklarında, istenilen doz dağılımını elde etmek için farklı yoğunluklarda demetler kullanılırken, tümör çevresindeki kritik organların dozları belirlenen tolerans değerlerinde tutulmaya çalışılır. Çoğu planlama sisteminde, ileri "Forward" yaklaşımıyla YART planlaması yapılabilirken, ters "Inverse" yaklaşımıyla da hedef hacim ve kritik organlar için istenen doz değerleri, iteratif (tekrarlanan döngü) şekilde bir hesaplama fonksiyonu aracılığıyla yaklaşık olarak hesap edilebilir (Galvin ve ark., 2004).

YART tekniği, gantrinin sabit pozisyonunda kullanılan çok yapraklı kolimatörlerin durumuna göre farklı iki tekniğe ayrılabilir. Bunlardan biri durgun çok yapraklı kolimatör yöntemi olan "dur ve ışınla" (step and shoot tekniği) tekniğidir. Diğer bir yöntem ise hareketli çok yapraklı kolimatör yöntemi olan "kayan alan" (sliding window) tekniğidir (Podgorsak, 2005). Statik YART (SIMRT) ve dinamik YART (DIMRT) tekniği biçiminde de adlandırılmaktadır.

2.4.2.1. Statik YART Tekniği

"Dur ve ışınla" YART tekniği diğer adıyla "Step and Shoot" ilk kez 1994'te Bortfeld ve arkadaşları tarafından önerilmiştir. Bu teknikte tedavide kullanılan her bir alan, homojen demet şiddetine sahip küçük alt alanlardan meydana gelmektedir. Bahsedilen bu alt alanlar veya segmentler, çok yapraklı kolimatör ile şekillendirilir ve herhangi bir operatör yardımı gerekmeden üst üste binmesiyle, sonuçta homojen olmayan demetler oluşturulmaktadır (Webb, 2001).

Durgun çok yapraklı kolimatör yönteminde, yoğunluk ayarlı alanlar sıralı olarak küçük segmentlere bölünür. Bu tekniğin “dur ve ışınla” anlamını içermesinin nedeni, yalnızca çok yapraklı kolimatörler durgun olduğunda, ışın aktif konumdadır; ışınlanma esnasında çok yapraklı kolimatör hareket etmezler (Podgorsak, 2005).

Dur ve ışınla tekniğinde, belirli sayıda düzensiz alanlardan doz verilir ve bu kısmi alanların üst üste gelip birleşmesiyle yoğunluk ayarı gerçekleştirilmektedir. Bu kısmi alanların her birine “segment” denilmektedir. Işınlama sırasında, her bir segment için çok yapraklı kolimatör kendi pozisyonunu otomatik olarak alınır ve hesaplanan doz verilir, daha sonra, demet kapatılarak çok yapraklı kolimatör yeni pozisyonuna geçer ve bu bölge için hesaplanan doz verilmektedir. Bu işlem tüm segmentler için sırasıyla tekrarlanarak tedavi tamamlanır (Khan, 2003).

2.4.2.2. Dinamik YART Tekniği

Dinamik YART diğer adıyla “sliding window” (kayan alan) tekniği, yoğunluk ayarlı alanlar oluşturmak için kullanılan bir tekniktir. Bu teknikte, çok yapraklı kolimatörlerin hareketleri sayesinde ışınlama esnasında alanın yoğunluğu ayarlanır (Podgorsak, 2005).

Dinamik YART tekniği, liflerin farklı hızlarda art arda hareket ettiği hareketli ÇYK tekniğinden faydalanır. Her bir lif çifti, tek boyutlu ayarlamayı temsil eder ve bu ayarlamalar lif çiftleri arasında değişebilir. Ayrıca, tüm lif çiftleri bir araya gelerek, iki boyutlu şiddet ayarlaması sağlarlar ve bu şekilde şiddeti değiştirilmiş bir demet meydana gelmiş olur. Bu teknikte, lifler arası açıklık süresi, alan içinde birbirinden farklı akı şiddetleri oluşturmak için kullanılan birtakım algoritmalar tarafından yönetilir. Bu ayarlamalar, radyasyon dozunun hastanın belirli bir alanına maruz kalmasını sağlamak ve istenen doz dağılımını elde etmek için yapılan hesaplamalar yardımıyla belirlenmiş olur. Böylelikle, tedavi sırasında hassas bir şekilde kontrol edilen radyasyon dozajı elde edilmiş olur (Schelegel ve ark., 2006).

YART, 3DCRT yöntemine karşı kıyaslandığında toksisiteyi azaltmada daha üstün olduğu görülmektedir. Bu üstünlük, YART’nin ters planlama yöntemini başarılı bir şekilde yapması sayesinde risk altındaki organların doz dağılımlarını kontrol altında tutmasından dolayı kaynaklanmaktadır. Bir tedavi planı oluşturulması sırasında, planlanan tedavi volümü (PTV) içerisinde homojen bir doz dağılımının sağlanması

istenir. Ayrıca bu kritik bir öneme sahiptir. Hedef hacminin alan kenarlarındaki doz gradyentinin hızlı bir şekilde düşürülmesi, bu homojen dağılımın elde edilmesinde büyük öneme sahiptir. (Marinetti ve Dong, 2003).

YART tekniği, radyasyon demetinin şeklini ve yoğunluğunu ayarlayarak kritik organlara verilen dozu en aza indirir ve hedef hacime verilmek istenen reçete dozun titizlikle aktarılmasında büyük rol oynar. Sonuçta, radyasyona bağlı toksisitenin düşürülmesi ve tedavi kontrol oranının (TCP) artırılması beklenir (Jadon ve ark., 2014).

2.4.3. Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi (IGRT)

Bu kavram, günümüzdeki radyasyon tedavisi öncesi, eşlik eden veya takip eden farklı görüntüleme araçları ile iki boyutlu, üç boyutlu veya dört boyutlu görüntülerle konformal tedavi tekniklerinin uygulanmasında önemli bir gereksinim olmuştur. IGRT, terminolojideki karmaşadan dolayı hızla gelişen teknolojinin getirdiği ayrı bir teknik olarak sunulmaktadır. Ancak, bu teknik aslında tümör ve risk organları açısından konformal radyoterapi tekniklerinin daha hassas bir şekilde uygulanmasını olanak tanıyan görüntüleme sisteminin etkin kullanımını ifade etmektedir (Verellen, 2007).

Toraks, üst abdomen, pelvis, rektum ve mesane bölgesindeki tümörlerin tedavisinde karşılaşılan; solunum hareketleri, bağırsak hareketleri, rektum ve mesanenin doluluk dereceleri gibi zorluklar, tedavi alanlarının belirlenmesi için dikkat edilmesi gereken en önemli faktörlerdir.

IGRT'deki amaç, tedavi edilecek hedef bölgenin aynı kalmasını sağlayarak "setup" hatalarını ve organ hareketlerini gözlemleme ile planlamaktır. Böylelikle, PTV'de küçülmeler ve daha az sağlıklı dokunun radyasyona maruz kalınması sağlanmış olur. Bunun için, elektronik portal görüntüleme (EPID) sistemleri ve ultrasonografi (USG) gibi teknikler sıklıkla kullanılmaktadır. Planlama sırasında, dijital rekonstrükte grafipler (DRR) ile elektronik ortamda karşılaştırılarak "setup" hataları bulunur ve hasta doğru pozisyona getirilerek tedaviye başlanır. Şekil 2.4'te IGRT'de, pelvik bölgeye yönelik tedavi planlanan hastada her fraksiyon öncesi alanların kontrol edilmesi gösterilmiştir (Dawson ve Jaffray, 2007).



Şekil 2.4. IGRT, pelvik bölgeye yönelik tedavi planlanan hastada her fraksiyon öncesi alanların kontrol edilmesi (Dawson LA, 2007).

Son yıllarda, teknolojik gelişmelerle beraber, lineer akseleratör cihazlarına entegreli BT veya kV (kilo volt) görüntüleme sistemlerinden yararlanılmaktadır (Dawson LA, 2007). Günümüzde, solunum hareketlerinin takip edilmesi ve tedavinin solunumun belirli zamanlarında verilmesi dahi mümkün hale gelmiştir (Chang ve ark., 2008; Shimuzu ve ark., 2001).

IGRT’de, pelvik bölgeye yönelik tedavi planı oluşturulan hastalarda, her fraksiyon öncesi, tedavi cihazına entegre edilmiş BT ile alanların kontrol edilmesi gerekmektedir. Şekil 2.5’te herhangi bir planlama bilgisayarından alınan görüntülerin, tedavi sırasında elde edilen görüntülerle karşılaştırması yöntemiyle elde edilen görüntülerle karşılaştırılması ve bu yöntem sayesinde alanlar kontrol edilmektedir (Dawson ve Jaffray, 2007).



Şekil 2.5. Herhangi bir planlama bilgisayarından alınan görüntülerin, tedavi sırasında elde edilen görüntülerle karşılaştırması yöntemiyle elde edilen görüntülerle karşılaştırılması ve bu yöntem sayesinde alanlar kontrol edilmektedir (Dawson ve Jaffray, 2007).

2.4.4. Hacimsel Ayarlı Ark Terapi (VMAT)

İlk defa 2007 yılında tanıtımı yapılan VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy), hastaya radyoterapi uygulanırken (radyasyon verilirken) gantrinin dönüş hızı, çok yapraklı kolimatörün hareketleri ve doz hızı parametrelerinin eş zamanlı bir şekilde değiştirilmesine imkan tanıyan bir tedavi tekniğidir. Bu teknik, tedavi sürecinde hedef volümü saran dozun daha da iyileştirilmesini sağlarken, komşu dokuların korunmasını da üst düzeyde tutar. VMAT aynı zamanda hastanın tedavi masasındaki tedavi süresini önemli ölçüde azaltarak hasta konforunu ve tedaviye olan uyumunu üst düzeye çıkarmaktadır. Bu açıdan, VMAT, radyasyon tedavisinin verimliliğini ve hastanın memnuniyetini artıran önemli bir teknik olarak öne çıkmaktadır (Teoh ve ark., 2011).

Tedavi planlama işlemleri göz önüne alındığında, YART ve VMAT gibi modern radyoterapi teknikleri benzer süreçleri kapsar. Bu tekniklerde, ters planlama yaklaşımı kullanılır. Bu yaklaşım ile tedaviye başlamadan önce hedeflenen doz dağılımı elde edilebilir. Bu işlem sırasında, hedef volüm ve kritik organların maruz kalacağı dozlar için radyasyon demetinin nasıl biçimlendirileceği belirlenir. Ark yoğunluğu, bu planlamanın merkezinde bulunur. Böylelikle radyasyon hüzmelerinin doğru şekilde biçimlendirilmesi sağlanmış olur (Khan ve Gibbons, 2014).

YART ve VMAT tedavi planlarında, radyasyon huzmesinde çok sayıda demet vardır ve her demet daha küçük alt segmentlere bölünmüştür. Bu segmentler, hedeflenen bölgenin tedavi esnasında homojen bir şekilde doz almasını sağlamaktadır. Ancak, bu küçük alanlarda elektronik denge şartları genelde sağlanamamaktadır. Bu durum doz dağılımını hesaplamak için kullanılan algoritmaların doğruluğunun zorlanmasına yol açar (Khan ve Gibbons, 2014).

VMAT yöntemi ile, tedavi esnasında (radyasyon açık iken) gantrinin hastanın etrafında dönerek dozun hedef alana odaklanması istenir. Bu dönüş hareketi, tedavi planına bağlı değişkenlik göstererek tek veya çoklu arkların kullanılmasını gerekli kılabilir. Böylelikle, VMAT tekniği ile tedavi süresi ciddi derecede kısaltılırken, hedef bölgedeki dozun iyileşmesi ve komşu dokuların korunması sağlanmaktadır (Rao ve ark., 2010).

VMAT, sunduğu şu avantajlar ile öne çıkmaktadır: dik doz gradiyenti, optimum düzeyde hassasiyet sunması, toksisiteye bağlı sağlıklı doku sayısında düşüş ve tedavi süresindeki belirgin azalış başlıca parametrelerdendir (Yoosuf ve ark., 2021).

VMAT tekniği, YART tekniği ile karşılaştırıldığında daha üstün bir performans sergilemektedir. VMAT' ta gantrinin rotasyonel hareket etme kabiliyeti ve bu hareketi esnasında ışınlamanın aksamaması VMAT'ı YART' dan ayıran en kritik özellikler arasındadır. Bu rotasyonel hareket, dinamik YART sistemine benzer bir yapıya sahiptir. VMAT'taki rotasyon hareketi sırasında gantry dönüş hızı, doz hızı ve MLC'nin sürekli olarak değişmesi, VMAT'ı YART'dan daha kompleks ve aynı zamanda gelişmiş hale getirmiştir (Ren ve ark., 2016).

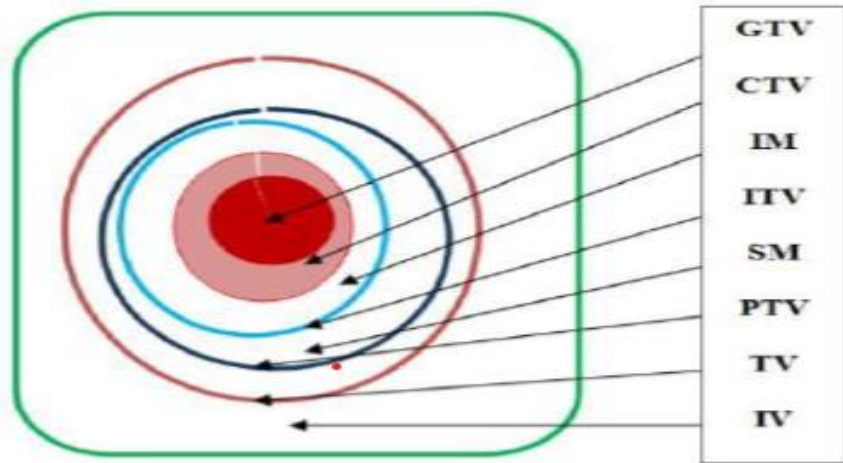
Özetlemek gerekirse, YART ve VMAT gibi tekniklerin kullanılmasıyla, radyoterapi tedavi planlaması daha hassas hale gelir ve tedavinin etkinliği artar ve bu teknikler, modern tıpta kanser tedavisinde önemli bir ilerleme sağlamaktadırlar.

2.5. Hedef Tümör Hacimler ve Tanımları

Tedavi planlama işlemi yapılırken hedef hacim tanımlamalarının yapılması planlama sürecinde büyük önem arz etmektedir. Hedef hacme verilecek dozun etkili bir şekilde dokulara iletilmesi ve riskli organların alacağı dozları minimum seviyeye indirilerek korunması bakımından büyük önem derecesine sahiptir. Hedef hacim

tanımlamalarının doğru bir şekilde yapılması tedavi esnasında oluşabilecek riskleri düşük seviyeye indirgeyecektir (Güngör, 2019).

Hedef hacim tanımlamaları yapılma aşamasında belirli bir standardın oluşması için ICRU (Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi) tarafından bir hacim tanımlama prosedürü oluşturulmuştur. Prosedürler belirli raporlar haline getirilerek ICRU 50, ICRU 62 ve ICRU 83 raporları şeklinde ortaya çıkmıştır. Bu raporlar oluşabilecek belirsizlikleri ortadan kaldırmak amacıyla sırasıyla 1993, 1999 ve 2010 yıllarında yayımlanmıştır. Raporlar sayesinde hedef hacmin belirli marjlarda alacağı doz seviyeleri belirlenmeye çalışılıp sağlıklı organların aldığı doz seviyesini düşürmektedir. Bu sayede doktor tarafından reçete edilen dozun hedef hacmi ne kadar sardığının belirlenmesini sağlar (Hodapp, 2012). Şekil 2.6'da hedef hacim tanımlamaları gösterilmiştir (ICRU 83).



Şekil 2.6. ICRU tarafından belirlenen hacim tanımlamaları (ICRU 83).

2.5.1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)

GTV çoğunlukla tümürlü hücrenin en yoğun şekilde meydana geldiği bölgeyi ifade etmektedir. Tümürlü hücrenin dışarıdan elle dokunulduğunda fark edilebilir, somut bir biçimde tespit edilebileceği hacmi ifade etmektedir. GTV'nin tespit edilebilmesi için BT, MRGI ve pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi farklı görüntülenme teknikleri ile tespit edilebilmektedir (ICRU 50, 1993).

2.5.2. Klinik Hedef Hacim (CTV)

CTV; GTV'nin kendisi ve GTV'ye marj verilerek büyütülmüş haline denir. Bu marj verilirken GTV'nin yayılma potansiyeline sahip mikroskobik boyuttaki kötü huylu hücreleri içermektedir. Bu tür dokular genellikle sub-klinik malign hastalıklardan meydana gelmektedir. Özetlenecek olursa CTV GTV ve sub-klinik hacmin toplamı şekilde ifade edilmektedir (ICRU 50, 1993).

2.5.3. Planlanan Hedef Hacim (PTV)

PTV; CTV tanımlamasının iç kısmına CTV'yi tam olarak kapsayacak biçimde çizilmektedir. PTV geometrik bir kavramdır. Reçete edilen dozun tümünü CTV'ye verecek şekilde kullanılmaktadır. CTV, iç marj (IM) ve set-up marjından (SM) oluşan yapıların toplamına PTV denilmektedir. IM; vücuttaki organların meydana getirdiği hareket veya değişimden kaynaklanan belirsizlikleri ifade etmek için kullanılmaktadır. SM ise tedavi esnasında hastanın oluşturabileceği muhtemel hareketleri ve konumlandırma ile sabitleme cihazlarının kısıtlamalarından kaynaklanan belirsizlikleri ortaya koymaktadır. Dolayısıyla PTV; CTV, IM ve SM hacimlerinin toplanmasıyla ifade edilmektedir (ICRU 50, 1993).

2.5.4. İç Marjin (IM)

CTV'ye ek olarak tedavi aşamasında solunum, mesanedeki doluluk miktarı, kalp atışı gibi farklı fizyolojik hareketlerden kaynaklanabilecek herhangi bir sorun sebebiyle ek bir marj eklenir. Bu marj iç marj olarak tanımlanmaktadır (ICRU 62, 1999).

2.5.5. İç Hedef Hacim (ITV)

İç hedef hacim olarak da bilinen bu ifade CTV ve IM'nin birleşimi biçiminde tanımlanmaktadır (ICRU 62, 1999).

2.5.6. Set-up Marjini (SM)

SM, tedavinin gerçekleşme esnasında tedavi cihazında oluşabilecek mekanik hata paylarına ilaveten hastanın konumlandırılmasıyla ilgili alakalı bir dizi hata payını içermektedir. Herhangi bir klinikte spesifik bir SM değeri belirlenip kullanılabilmektedir (ICRU 62, 1999).

2.5.7. Tedavi Hacmi (TV)

Hedef dokuya verilecek olan reçete edilen doz miktarının kapladığı hacim, referans izodozunun kapsadığı hacmi temsil eder (ICRU 62, 1999). Komplikasyon olma potansiyeli düşük ihtimallidir. Genel olarak incelendiğinde tedavi hacminin hedef hacim ile aynı olması gerekmektedir. Tedavi sırasında gerçekleşebilecek herhangi bir olay durumundan kaynaklı olarak bu durum her zaman gerçekleşmeyebilir. TV boyutunun hedef hacme göre incelendiğinde genellikle daha büyük bir hacme sahip olduğu gözlemlenmektedir (ICRU 50, 1993).

2.5.8. Işınlanan Hacim (IV)

Işınlanan hedef hacim tanımlaması referans sınır değerine göre kritik olmayan hücrelerden alınan doz miktarının anlamlı bir şekilde ifade edilmesidir (ICRU 50, 1993).

2.5.9. Risk Altındaki Organlar (OAR)

Tedavi planlama esnasında; tedavi alanı dahilinde bulunan ve hedef hacmin dışında veya sınırında kalan yapıların yüksek seviyede radyasyon hassasiyetine sahip olmasından kaynaklı olarak radyasyona maruz kalan organlardır. Kritik organların tedavi planına başlanmadan önce hedef hacimle olan yakınlığı, sınır değerlerinin nerede olduğu iyi gözlemlenmelidir. Reçete edilecek dozun tayin edilmesinde hedef hacmin yanı sıra kritik organların hedef hacme yakınlığı da göz önünde bulundurulmalıdır. OAR genel olarak üç kategoride ele alınabilir. Bu organlar seri, paralel veya seri-paralel olacak şekilde değişkenlik göstermektedir. Bu sınıflandırma düzenine göre hedef ya da kritik organ dozlarının aldığı ya da alacağı doz miktarının hacim fraksiyon ilişkisi açısından dozun incelenmesi amaçlanmaktadır (ICRU 50, 1993).

2.5.10. Planlanan Risk Altındaki Organ Hacmi (PRV)

Kritik organlar tedavi planı yapılırken diğer hacim tanımlamalarının değişiminde etkili faktörlerdendir. CTV, IM ve SM hacim tanımlamaları üzerindeki etkisi yadsınamaz. Tedavi planlama oluşturulma aşamasında kritik organların sınır kenarlarında bir güvenlik marjı oluşturularak oradaki anatomik yapının daha iyi korunması sağlanır. PRV iki farklı hacim tanımlamasının birleşerek meydana gelmesinden oluşmaktadır.

IM ve SM hacim tanımlamalarının toplamı ile elde edilir. Kritik organlara yüksek seviyede doz verilmesine engel olmak amacıyla PTV/PRV ifadesi ile değerlendirilme yapılmaktadır (ICRU 62, 1999).

Ayrıca konturlama işlemi radyasyon onkologları tarafından yapılmaktadır. Konturlama işlemi BT cihazından elde edilen kesitsel görüntüler kullanılarak gerçekleşir. Elde edilen BT görüntüsü üzerinde hedef hacim yani tümörlü dokunun konumlandığı bölge ve kritik organların yerleşimi görülmektedir. Organların hedef hacimlerin lokalizasyonunu yumuşak dokunun kontrastı neticesinde gözlemlenebilmektedir. Bu işlemin tamamlanması sonucu TPS’i kullanılarak hastaya en uygun tedavi planlama tekniği kullanılarak tedavi planı oluşturulacaktır (Podgorsak, 2005).

2.6. Tedavi Planlama Sistemleri

Gelişen teknoloji sayesinde Tedavi Planlama Sistemleri (TPS) farklı değişimlere uğramakta olup halen değişim süreci devam etmektedir. 1970 yılları öncesinde tedavi planları meydana getirilirken standart izodoz çizelgeleri kullanılarak veya hastaların anatomik düzeni, elle yani manuel bir biçimde kurşun tel yardımıyla çizilerek belirli bir izodoz kartlarıyla kullanılmasıyla gerçekleşmektedir. Daha sonra 1970’ten itibaren BT’deki gelişmelerin sayesinde de hastanın aksiyal anatomisinde doz dağılım bölgesinin gözlemlenmesini sağlayan BT tabanlı bilgisayarlı tedavi planlaması meydana gelmiştir. TPS kullanılırken ERT dozunun dağılımının gösterilmesi, ışın şekillerinin tanımlanarak tümör üstündeki kontrol etkinliğini arttırmayı amaçlarken sağlıklı doku üzerinde ise meydana gelebilmesi muhtemel komplikasyonları minimum seviyeye indirmeyi hedeflemektedir. TPS’ler üzerinde hastaların anatomik yapısı iki ve üç boyutlu şekilde modeller halinde gösterilebilmektedir. Tedavi planlama aşaması belirli aşamaların gerçekleşmesiyle tamamlanmaktadır. Dozların hedef hacimde ve kritik organ dozlarının üzerinde yayılımının incelenmesi, tedavi planı yapılırken hastanın planında kullanılacak olan teknik doz gibi değerlendirilmelerin yanı sıra tedavi planlama aşamasının her bir aşamasında sorumlu olan kişiye medikal fizikçi denilmektedir ve onun yönetiminde her aşama gerçekleştirilmektedir (Podgorsak, 2005).

TPS’deki planlama aşamaları birçok farklı durumdan meydana gelmektedir. Başlangıç aşamasında ışın verilerinden faydalanılır. Daha sonra hasta ile alakalı gereken

bilinmesi gerekli bilgiler elde edilir. Tedavi planları; tümörün lokalizasyonuna göre, reçete edilen doz miktarına göre bir plan plan kurgusu gerçekleştirilir. Bu kurgunun planlama sisteminde aktarılmasıyla tedavi planı oluşturulur. Oluşturulan tedavi planları tedavi cihazlarına iletilerek hasta üzerinde uygulanması gerçekleşir. TPS üzerinde plan hazırlanırken birçok teknik bulunur. Bu teknikler 3DCRT, YART ve VMAT gibi teknikler bulunmaktadır. TPS’de kullanılacak olan teknik belirlendikten sonra belirlenen doz hesaplama algoritması belirlenir. Belirlenecek doz hesaplama algoritması seçilirken kullanılacak enerji seviyesi, alan boyutu, foton ya da elektron enerji seviyesi, bolus, çok yapraklı kolimatör ve kama filtre gibi çeşitli nicelikler göz önünde bulundurulmalıdır. Doz-Hacmi Histogramları (DVH) planlama sistemi çalıştırıldıktan sonra elde edilen sonuçların hedef hacim ve kritik organ dozları için aldığı doz miktarının grafiksel şekilde ifade edilmesidir. DVH eğrileri ne kadar dik olursa hazırlanan planın o kadar iyi olduğunu ifade etmektedir (Podgorsak, 2005).

2.6.1. Tedavi Planlarının Karşılaştırma Parametreleri

Hazırlanan tedavi planları farklı şekillerde kıyaslanabilmektedir. Tedavi planları dozimetrik olarak, radyobiyojik şekilde ve geometrik biçimde karşılaştırılabilir. Planlar hazırlanırken bu aşamalar göz önüne alınarak gerçekleştirildiğinden en ideal planı oluşturulması sağlanmaktadır. İdeal plan olarak kullanılan plan türü hedef hacimdeki doz dağılımının hedef hacim sınırlarında homojen şekilde dağılmasıyla meydana gelmekte olup; kritik organların aldığı dozların belirli doz tolerans limitleri altında tutulacak şekilde yapılması gerekmektedir. Hedef hacmin ve kritik organların lokalizasyonu ve birbirlerine olan yakınlığı planın kalitesini etkiler. Reçete edilen dozun hedef hacmi sarımı ve kritik organ dozlarının sınır değerlerinin altında kalması ideale en yakın planı vermektedir (Ceylan, 2019).

2.6.1.1. İzodoz Eğrileri ve Yüzeyleri

Tedavi planı karşılaştırma parametrelerinden birisi olan izodoz eğrileri ve yüzeyleri; hazırlanmış olan planın kesitler etrafında detaylı bir biçimde değerlendirilmesiyle gerçekleşmektedir. TPS’de üç farklı kesitsel görüntü bulunmaktadır. Bunlar aksiyel, sagittal ve koronal kesitler biçiminde tanımlanmaktadır. Bu kesitlerde herhangi bir kesitteki anatomik yapıyı ve aldığı dozu göstermektedir. TPS içerisinde bulunan “colour wash” olarak isimlendirilen ve bir renk skasıyla ifade edilen doz miktarının yayılımını göstermektedir. Her bir renk tonu farklı doz seviyesini gösterdiğinden

alınan doz miktarını ifade ederken yüksek ve düşük doz bölgelerini ayırt etmek çok rahat bir şekilde sağlanır. Uluslararası Radyasyon Birliği (ICRU) tarafından belirlenen sınırlamalara göre gerçekleştirilir. Bu planlarda, PTV için hedeflenen doz miktarının %5 daha azını ve %7 fazlasını içermesi gerekmektedir (Ceylan, 2019).

2.6.1.2. Doz-Hacim Histogramı (DVH)

TPS’de elde edilen üç boyutlu tedavi planının verilerinin doz hacim şeklinde ifade edilirken ki grafiksel gösterimine Doz-Hacim Histogramları (DVH) denir. Bu DVH’ler tedavi planın kalitesini gösteren bir parametredir. Ayrıca iki farklı tedavi planının karşılaştırılmasında büyük önem arz etmektedir. Her bir vokselin aldığı doz miktarını temsil ederek DVH eğrisi meydana gelmektedir (Ceylan,2019). DVH ölçümleri sayesinde tümör kontrolü ve normal dokunun korunması arasındaki ilişki belirgin şekilde ifade edilmektedir (Wang ve ark., 2019).

DVH’ler iki farklı türde oluşmaktadır. Diferansiyel DVH ve kümülatif olarak ayrılmaktadır. Plan değerlendirilmesi amacıyla kullanılan kümülatif DVH’ler öncelikle kullanılmaktadır. Diferansiyel DVH ise herhangi bir hacim için her doz aralığındaki değerin grafiksel olarak gösterilmesine denilmektedir. Bu sayede, hedef hacindeki düşük doz bölgeleri ve sağlıklı dokulardaki yüksek sıcaklık bölgeleri belirlenebilmektedir (Ceylan, 2019).

2.6.1.3. Konformite İndeksi (CI) ve Homojenite İndeksi (HI)

CI, hazırlanmış tedavi planlarının değerlendirilmesi ve analiz edilmesinde kullanılan indekslerdendir. CI, reçete edilen dozun hedef hacime ne kadar ulaştığını belirtmek için kullanılmaktadır. CI, reçete edilen izodoz hacminin hedef hacmi kapsama oranını hesaplayarak belirlenir. CI=1 olduğunda, PTV’nin tamamının reçete edilen dozu aldığı anlamını taşır. CI>1 olduğunda, ışın alan hacmin hedef hacmi aştığı ve hedef hacmin gerekenden daha fazla doz aldığı anlamına gelir. CI<1 ise, hedef hacmin tamamının doz almadığı bazı bölgelerde soğuk noktalar olduğu durumunu belirtir. En ideal durumun CI=1 olması tercih edilir, ancak genellikle bu değeri de elde etmek zordur ve CI=1’e en yakın değere sahip plan tercih edilir.

$$CI = \frac{TV_{PIV}}{PIV} \times \frac{TV_{PIV}}{TV} \quad (1)$$

(1)'de verilen formüle göre; TV_{PIV} reçete edilen izodoz volümünün kapsadığı hedef volümdür. PIV; reçeteli izodoz volümü, TV ise hedef volümünü temsil etmektedir (Paddick, 2000).

HI ise, hedef volüme verilecek olan dozun homojen bir şekilde dağılıp dağılmadığını belirten bir indekstir. ICRU 83 raporunda önerilen homojenlik indeksi, hedef hacmin belirli bir yüzdesinin aldığı doz değeri anlamına gelen $D\%i$ kullanarak hesaplanır. HI, hedef hacim içerisindeki doz dağılımının homojenliğini belirtmek anlamına gelmektedir.

$$HI = \frac{D\%2 - D\%98}{D\%50} \quad (2)$$

(2)'deki eşitlikte, $D\%2$ hedef volümün %2'sinin, $D\%98$ hedef volümün %98'inin, $D\%50$ volümün %50'sinin aldığı doz miktarını temsil eder (ICRU 83, 2010).

2.7. Doz Ölçüm Cihazları ve Sistemleri

2.7.1. İyon Odası

Radyoterapi ve radyoloji alanlarında iyon odaları, radyasyon ışınlarının doz ölçümünde kullanılan sistemlerdir. İyon odaları farklı malzemelerden yapılabilmekte ve farklı uygulamalar için farklı hacimlerde tasarlanabilmektedir. Ancak genelde çoğu iyon odaları şu özelliklere sahiptir:

Bir iyon odası esas olarak iletken bir dış duvar ve merkezi bir toplama elektrotu ile çevrelenmiş gazla dolu bir boşluktan oluşmaktadır. İyon odasına bir polarizasyon voltajı uygulandığında, duvar ve toplama elektrotu (dış ve merkezi elektrot), kaçak akımı önlemek için yüksek kaliteli bir yalıtkanla ayrılmıştır. İyon odasında oluşan kaçakları azaltmak için, koruyucu elektrotlar vardır. Bu elektrotlar, kaçak akımları tutarak toprağa gitmesine izin verir. Bununla birlikte, iyon odalarının hacminde alan bütünlüğü ve şarj toplama kazanımı elde edilir. İyon odası ile açık alanda ölçüm yapmak için basınç ve sıcaklık parametrelerinin ayarlanması gerekmektedir (Podgorsak, 2005).

İyon odaları iki çeşit olarak sınıflandırılabilir. Bunlar silindirik ve paralel düzlem iyon odalarıdır. Paralel tasarımlı iyon odalarında yapılan ölçümlerde açığa bağımlılık

bulunmamaktadır. Bundan dolayı paralel iyon odaları radyasyon hedefine doğru yönlendirilmelidir (Öztürk, 2019).

İyon odalarının içerisindeki gaz, iyonize edici radyasyon ile reaksiyona girmesi sonucu iyonize hale gelmektedir. Bunun sonucunda pozitif ve serbest elektronlar açığa çıkar ve tekrar bir araya gelme eğilimindedirler. Fakat elektrotlar arasındaki uygulanan akım ile pozitif ve serbest elektronlar dedektörün zıt kutuplarında (anot ve katot) toplanırlar. Ortaya çıkan bu elektrik akımının ölçülmesi ile iyonlaşma belirlenir.

2.7.2. Elektrometre

İyon odalarında oluşan elektriksel yükün belirlenmesini ölçen sistemdir. Bu sistemler çok küçük (10^9 A) akımları dahi ölçebilecek kapasitededirler. Elektrometrelerin ve iyon odalarının doğru bir ölçüm yapabilmeleri için beraber kalibre edilmesi ve kullanılması gerekmektedir (Khan ve Gibbons, 2014).

2.7.3. RW3 Katı Su Fantomu

Ölçümler için kullanılan RW3 model katı su fantomu; malzeme olarak beyaz polyester bir malzemedен üretilmiştir. RW3 model katı su fantomu farklı kalınlıklarda olup fiziksel olarak yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$ 'tür. Kalınlıkları sırasıyla 1, 2, 5 ve 10 mm genişliğindedir. Alan boyutu olarak $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ plakalar olarak üretilmiştir. Elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23} \text{ e}^-/\text{cm}^3$ 'tür. Plakalar üzerinde ölçüm yapılabilmesi için silindirik iyon odalarının girebileceği tarza uygun yapılmış bir delik bulunan, adaptör plakaları da bulunmaktadır.

2.7.4. İki Boyutlu İyon Odası

VMAT ve YART planlarının kalite kontrolü sırasında kullanılan iki boyutlu iyon odası IBA marka MatriXX modeldir. Ölçüm yapılırken alan boyutu olarak aktif ölçüm alanının $24 \text{ cm} \times 24 \text{ cm}$ olduğu bilinmektedir. Kalite kontrolleri için kullanılan bu cihaz içerik olarak toplam 1020 tane iyon odasından meydana gelmektedir. İyon odalarının merkezi arası uzaklığı 7,62 mm olup, her birinin çapı 4,5 mm ve hava hacmi miktarı $0,08 \text{ m}^3$ 'tür. Etkin ölçüm derinliği yüzeyden 3 mm daha aşağıda bulunmaktadır. Cihaz yazılımı ile tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımları MatriXX ile ölçülen dağılımlarla karşılaştırılabilir. Karşılaştırmalar renklendirme skalası sayesinde hem gözle görülebilir hem de Gama analiz fonksiyonu

ile matematiksel olarak değerlendirilebilir. İki boyutlu izodoz dağılımları ve bir boyutlu profil eğrilerini elde edilebilen Omni Pro-MatriXX yazılımı ile desteklenmiştir (IBA Dosimetry I'mRT OmniPro-MatriXX, user's guide 2008).

2.8. Gama Analizi ve Değerlendirme Kriterleri

Ölçüme dayalı hastaya özgün kalite kontrolü, radyoterapi klinik iş akışının kritik bir bileşeni olarak bilinmektedir. Hastaya özgün kalite kontrolü, veri aktarımının doğruluğunu sağlamak ve lineer hızlandırıcı iletimi ile TPS hesaplamaları arasındaki tutarlılığı sağlamak için kullanılır. Genellikle hastaya özgün kalite kontrolü değerlendirmelerinde yaygın olarak benimsenen yöntem Gama analizidir; bu yöntem hastaya özgün kalite kontrolü tahmin edilmesini mümkün kılmıştır (Potter ve ark., 2020).

Radyoterapide hastaya özgün kalite kontrolü için tedavi cihazında ölçülen ve planlamada hesaplanan toplam doz ve doz dağılımlarını ilgili bölgede uyumunu belirlemede yaygın olarak Gama analizi kullanılmaktadır (Chen ve ark., 2023; Xu ve ark., 2022).

YART planlarının kalite kontrol aşamasındaki nokta doz ölçümlerinde iyon odası, termoluminesans dozimetre veya diyot dedektörü kullanılır. Ancak, YART tekniğinde saha genelinde homojen doz dağılımı olmadığı ve küçük mesafelerde yüksek doz değişim bölgeleri bulunduğu için nokta doz ölçümü yetersiz olabilir. İyon odaları veya diyot dedektörlerinden oluşan 2 boyut (2D) dizilimli ölçüm sistemleri ile doz akı haritalarının 2 boyutlu olarak değerlendirilmesi yapılır. Tedavi planlarının kontrolündeki iş akışında ilk olarak her bir hastanın planı, su eşdeğeri fantomun BT görüntüleri üzerinde tekrar oluşturulmasıyla doz dağılımları hesaplanır. Takiben, tedavi cihazında bu kalite kontrol planlarına ait 2D alan dedektör sistemi ile doz dağılım verileri elde edilir. Yaygın olarak Gama analiz yöntemi 2D ve 3D karşılaştırmalar için kullanılır. Doz dağılımlarının karşılaştırılması için Gama analizi yöntemi bir yazılımdır ve genellikle doz farkı (DD) ve doz-mesafe uyumu (DTA) kriterleri birleştirilerek kullanılır (Low ve Dempsey, 2003; Chen ve ark., 2023).

AAPM (Amerikan Medikal Fizik Derneği) TG 218 raporunda, yüzde doz farkı/doz mesafe uyumunda %3/2mm Gama kriteri çerçevesinde eylem toleransını %95 veya %90 olarak önermektedir. Bu ifade, doz dağılımının değerlendirilmesi için bir rehber

oluşturmuştur (Miften ve ark., 2018, Valdes ve ark., 2021). Ancak, pratikte AAPM TG 119 raporundaki değerlendirmelere dayanarak %3/3mm Gama kriteri çerçevesinde %95 eylem toleransı etkin olarak kullanılmaktadır (Ezzell ve ark., 2009). Eylem toleransı, tedavi planının güvenilirliğini ve doz dağılımının hasta için etkili ve güvenli olup olmadığını değerlendirmek amacıyla kullanılır.

Gama analizi, planlanan ve uygulanan doz dağılımları arasındaki farkları belirli bir tolerans değeri içinde değerlendirir. Bu hesaplama yöntemi, Low ve arkadaşları tarafından, iki doz dağılımının karşılaştırılması için tasarlanmış, bir tanesi referans ($D_r(r)$), diğeri ise değerlendirilen ($D_c(r)$) verilerin karşılaştırılması olarak ortaya çıkmıştır (Low ve Dempsey, 2003).

Şekil 2.10’de, iki boyutlu doz dağılımı değerlendirmeleri için Gama analizinin şematik gösterimi yer almaktadır. Kabul tolerans değeri doz farkı için ΔDM ve uyum mesafesi için ΔdM ile gösterilmektedir. Bir r_r pozisyonundaki referans noktası için D_r alınan doz iken, bu kabul kriterlerini temsil eden yüzey ise (3) tarafından tanımlanan bir elipsoittir.

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d^2 M} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D^2 M}} \quad (3)$$

(3)’de var olan Δr referans nokta ile karşılaştırılan ölçüm noktası arasındaki uzaklık (4)’te verilmiştir.

$$\Delta r = |r_r - r_c| \quad (4)$$

r_r referans noktasındaki D_r dozuna göre r_c noktasındaki doz farkı (5) ile bulunur.

$$\Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r) \quad (5)$$

Karşılaştırılan dağılımın r_r noktasında referans doz ile eşleşmesi için, kabul elipsoidinde kalan en azından bir noktayı (r_c, D_c) içermelidir. (6), eşleşmenin doğruluğunun nicel ölçüsü, referans noktasından minimal sapma ile ($r_r(D_c, r_c)$)’nin minimum olduğu nokta ile belirlenir.

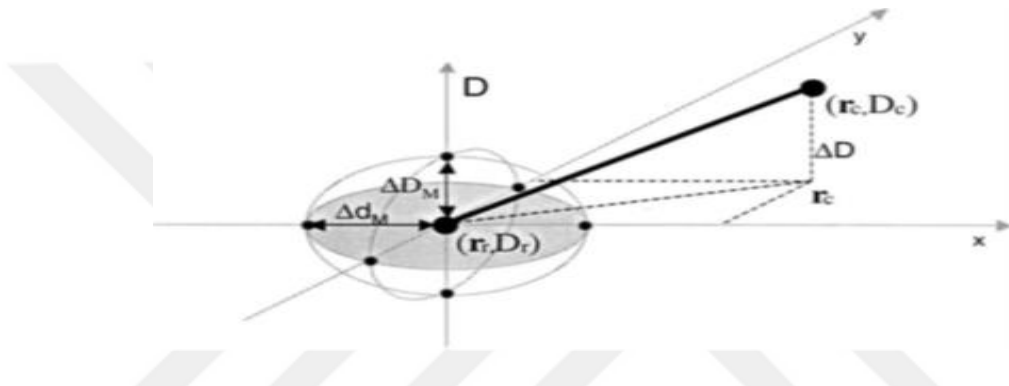
$$\gamma_r(r_c, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d^2 M} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D^2 M}} \leq 1 \quad (6)$$

Bu minimum değere referans noktasının Gama indeksi denir. Böylece, geçer-kalır kriterleri şu şekilde ifade edilebilir:

$\gamma(r_r) \leq 1$, belirlenen kriterler içerisindedir,

$\gamma(r_r) > 1$, belirlenen kriterler içerisinde değildir (Depuydt ve ark., 2002).

Şekil 2.7’de Gama değerlendirme yönteminin teorik kavramının şematik gösterimi verilmiştir. Referans ve karşılaştırılmış doz dağılımları sırasıyla (r_r, D_r) ve (r_c, D_c) ile gösterilir. Kabul elipsoidini tanımlayan ölçütler, doz farkı toleransı ΔD_M ve Δd_M ’ye uyacak maksimum mesafe ile gösterilir (Depuydt ve ark., 2002).



Şekil 2.7. Gama değerlendirme yönteminin teorik kavramının şematik gösterimi. (Depuydt ve ark., 2002).

2.8.1. Doz Farkı (DD)

Bu yöntem TPS’den gelen dozlar ile ölçüm yapıldıktan sonra alınan dozların karşılaştırma yapmak için kullanılır. Bu ölçülen değerler izodoz eğrileri üzerinde üst üste getirilerek belirlenmiş kabul edilebilir aralıkta değerlendirilir. Bu değerlendirme sonucunda uyumsuz olan doz alanları belirlenir. Düşük hızlı değişen bölgeler (genellikle birkaç cm) düşük doz gradyentli bölge olarak adlandırılırken, yüksek hızlı değişen bölgeler (genellikle birkaç mm) yüksek doz gradyentli bölge olarak adlandırılır. Yüksek gradyentli bölgelerde hassasiyet bulunmaktadır. Böylece bu yöntemin tek başına kullanılması bir noktadaki doz farkının doğruluğu açısından kabul edilebilir olmayabilir (Harms ve ark., 1998).

2.8.2. DTA (Doz- Mesafe Uyumu)

Bu yöntem ise, referans dağılımının içindeki herhangi bir nokta ile bu nokta ile aynı doz değerlerine sahip değerlendirmeye alınacak olan dağılımdaki en yakın olan nokta

arasındaki mesafenin ölçülmesidir. Ayrıca bu yöntem, yüksek doz gradyentinin bulunduğu bölgelerdeki doz farkı için tanımlayıcı olup aynı zamanda doz hesabının doğruluğunu tespit etmek için sıklıkla kullanılır (Harms ve ark., 1998).

Δ_{dm} parametresi genellikle 2 mm ile 5 mm arasında tercih edilir ve bu maksimum kabul edilebilir fark olarak tanımlanır. Sonuç olarak Δ_{dm} değeri DTA dan büyükse bu noktadaki ölçüm kabul edilemez fakat Δ_{dm} değeri DTA dan küçükse karşılaştırma sonucu onaylanabilir (Harms ve ark., 1998).

DTA yönteminin olumsuz tarafı düşük doz bölgelerinde hassasiyetinin fazla olmasıdır. Düşük doz bölgelerinde oluşan küçük farklar DTA sonuçlarında büyük bir değişime sebep olabilmektedir. Bundan dolayı DD ve DTA tek başına kullanılması tavsiye edilmez, onun yerine ölçüm sonucunun doğruluğu açısından ikisinin birlikte kullanılması önerilir (Low ve Dempsey, 2003).

2.9. Radyoterapide Dozimetrik Kalite Kontrol

Radyoterapi, iyonlaştırıcı radyasyon kullanarak kanser hücrelerini kontrol altına almayı veya yok etmeyi amaçlayan bir tıbbi tedavi yöntemidir. Tedavi planı oluşturulurken hedef tümöre istenilen en yüksek dozu vermek ve aynı zamanda çevresindeki sağlıklı dokuların etkilenmesini en aza indirmek büyük bir öneme sahiptir (Tsang, 2019).

Radyoterapide tedavinin planlanması ve uygulanması sürecinde, hastanın tedavi sonuçlarını güvence altına almak için kalite temini kullanılarak güvenilirlik ve geçerlilik standartlarının belirlenmesi gerekmektedir. Tedavi niteliğinin değerlendirilmesi temel olarak kalite temini prensibine dayanmaktadır. Kalite temini, farklı cihazlar ve sistemlerin kalite kontrol işleyiş basamaklarını içerir; bir dizi prosedürü ve kontrol basamağını kapsamaktadır. (Knöös, 2015).

Günümüzde, yüksek teknolojinin radyoterapi uygulamalarındaki ilerlemeleri, daha karmaşık ve hassas tedavi tekniklerinin geliştirilmesine yardımcı olmaktadır (Khan, 2003; Chen ve ark., 2023).

Planın karmaşıklık derecesi, tedavi dozunun doğru iletme olasılığını etkileyen önemli bir faktör olarak kabul edilir. Bu bağlamda, daha düşük düzeyde plan karmaşıklığı, daha yüksek kalitede ve reçete edilen tedavi dozunun doğru iletilmesiyle ilintilidir (Viola ve ark., 2022).

YART ve VMAT gibi tedaviler modern radyoterapinin en sık kullanılan tekniklerindendir. Yüksek teknoloji, tedavi planlarının oluşturulmasında hassasiyeti artırarak tümöre yönlendirilmiş yüksek dozların uygulanmasına olanak sağlar (Khan, 2003; Chen ve ark., 2023).

YART planlarının dozimetrik açıdan doğrulanması, radyoterapi sürecinin güvenilirliği ve etkinliği açısından kritik bir adım olup dozun doğru verilmesini en üst düzeyde tutar (Smilowitz ve ark.,2015; Van ve ark., 2011).

Hastaya özgün yüksek oranda modüle edilmiş radyasyon, hedef tümöre en uygun doz dağılımını sağlarken çevre yapıları korumak için keskin doz gradyanları kullanır. TPS'nin plan tasarımında ve tedavi cihazının uygulanışındaki karmaşıklıklar göz önüne alındığında kalite kontrolünün yapılmasını daha fazla zorunlu hale getirir (Ezzell ve ark., 2003; Miften ve ark., 2018).

Bu aşamadaki kalite kontrol işlemlerinin amacı, TPS'nin dozimetrik hesaplamalarında istenilen modülasyonla radyasyon uygulamasını tedavi cihazında doğru bir şekilde sağlamak olduğu gibi, aynı zamanda veri aktarımının doğrulanmasını da içerir. (Granville ve ark., 2019).

2008 yılında Estro tarafından yayınlanan “YART teknikleri için doğrulama kılavuzu” kitapçığındaki radyoterapi sürecinin Kalite Kontrol Piramidini sunarak çeşitli aşamalar ve düzeyler için önerilerde bulundu. Bu piramit tedavi planlaması, uygulanması ve değerlendirilmesi süreçlerinde belirli seviyelerde kullanılması gereken metot ve araçları içerir (Mijnheer ve Georg, 2008).

Piramidin alt seviyelerinin doğruluğu, üst seviyelere de yansır. Piramidin altındaki sağlam temeller, piramidin üstündeki karmaşık adımların başarıyla gerçekleştirilmesine katkıda bulunur (Mijnheer ve Georg, 2008). Şekil 2.8'de a bloğundaki resimde YART'da dozimetrik Kalite Temininin farklı seviyelerini gösteren kavramsal piramit gösterilmiştir. Diğer blok şema olan b blok şemasında her seviye için kullanılması uygun görülen metot ve araçlar gösterilmiştir (Mijnheer ve Georg, 2008).

Radyoterapide dozometrik kalite kontrol, tedavi güvenliğini ve etkinliğini sağlamak için kritik öneme sahiptir. Bu kontrol iki ana kategoriye ayrılır: makine tabanlı ve hasta tabanlı.

Görüntüleme Sistemleri: Tedavi sırasında kullanılan görüntüleme sistemlerinin (CT, MRI, PET) doğruluğunu ve kalitesini kontrol etmek.

2.9.2. Hasta Tabanlı Dozimetrik Kalite Kontrol

Hasta tabanlı kalite kontrol, her bir hastanın aldığı radyoterapi tedavisinin planlandığı gibi uygulandığını doğrular. Bu kontroller, tedavi planlamasından tedavi uygulamasına kadar tüm süreçte gerçekleştirilir:

Tedavi Planlama: Her hasta için bireysel tedavi planlarının doğruluğunu ve optimizasyonunu sağlamak. Bu, doz dağılımının hedeflenen tümör bölgesine ve çevre dokulara nasıl dağıldığını kontrol etmeyi içerir (Kumar ve ark, 2007).

Hasta Konumlandırma: Tedavi sırasında hastanın doğru konumda olmasını sağlamak için yapılan doğrulamalar. Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (IGRT) kullanarak yapılan kontroller.

Doz Dağılımı Doğrulama: Tedavi sırasında gerçek zamanlı doz ölçümleri yaparak planlanan dozun doğru bir şekilde verildiğini doğrulamak.

Günlük Kontroller: Her tedavi seansı öncesi yapılan kontrollerle, cihazın ve tedavi planının her gün tutarlı bir şekilde uygulandığını sağlamak.

Verifikasyon Filmleri ve Görüntüler: Tedavi süresince alınan verifikasyon görüntüleri ile tedavi planının doğruluğunu kontrol etmek.

Bu kontroller, hasta güvenliğini ve tedavi etkinliğini en üst düzeye çıkarmak için düzenli ve dikkatli bir şekilde yapılmalıdır (Ezzel, 2009).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Gereçler

Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında 2017-2023 yılları arasında Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı cihazı ve ilgili cihazın güncellenmiş hali olan Agility kolimatörü ile hastaların tedavi planları Elekta marka PRECISE ve MONACO model tedavi planlama sistemleri kullanılarak oluşturulmuştur. Belirtilen yıllar arasında YART ve VMAT teknikleri ile tedavi olmuş hastaların planlarının kalite kontrolleri, iki boyutlu-dizilimli iyon odası (2D-Array) IBA marka MatriXX cihazı ile yapılmıştır. 2020 yılına kadar kliniğimizde TPS olarak PRECISE kullanılmıştır fakat 2020 yılından sonra MONACO TPS'den yararlanılmıştır. Belirtilen yıllar arasında 2021 yılında lineer hızlandırıcı cihazında gerçekleşen güncelleme nedeniyle YART tekniği ile plan yapılmamış olup dolayısıyla kalite kontrol ölçümü alınmamıştır. Bu nedenle 2021 yılında Gama indeksi verisi bulunmamaktadır. Ayrıca bu tarihten sonra cihazda güncelleme ile birlikte VMAT tedavi tekniği ile tedaviler başlanmış olup Gama indeksi verisi bulunmamaktadır. Hasta bazında her bir planın kalite kontrol formlarındaki yüzde doz farkı/doz mesafe uyumu ve Gama kriteri verileri kullanıldı. Ayrıca çeşitli hastalıklar, tedavi cihazları ve tedavi planlama sistemlerinin sınıflarına ve yıllara göre doğrulama kriterlerinin dağılımı elde edildi. Bu 6 yılı kapsayan retrospektif çalışma toplam 1058 hastaya ait 1574 planın kayıtlı kalite kontrol verisi incelendi.

Belirtilen yıllar arasında toplamda 496 plan baş-boyun bölgesi, 492 plan pelvis bölgesi, 542 plan torakal bölgesi, 31 plan abdomen bölgesi, 10 plan vertebra bölgesi ve 2 plan femur bölgesi hastalığının tedavi planı incelendi. Ayrıca bu yıllar arasında en fazla 314 meme kanseri tedavi planı, 262 prostat kanseri tedavi planı, 192 akciğer kanseri tedavi planı ve bunu takiben 153 larenks kanseri tedavi planı incelendi. Bu bilgiler arşivden alınan hasta kalite kontrol kağıdındaki verilerden yararlanılarak hazırlandı.

Bu tez çalışmasında, belirlenen sınıflandırmalara göre yazılımlar vasıtasıyla kabul edilen Gama indeksinin ilişkisi istatistiksel olarak incelendi.

3.1.1. Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde hastaların tedavisi için Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmaktadır. Cihazın teknik özelliklerine bakıldığında; 6, 10 ve 18 MV foton enerjilerine sahip olduğu görülmektedir. 6 ve 10 MV enerjileri için düzleştirici filtresiz (FFF) seçeneği mevcuttur. Kolimatör, izomerkez üzerinde 0,5 cm/yaprak izdüşüm genişliğine sahip 80 çift yapraklara sahiptir. Kaynaktan yüzeye olan uzaklık 100 cm’de, minimum alan boyutu 0,5×0,5 cm² ve maksimum alan boyutu 40×40 cm²’ye kadar çıkılabilmektedir. Tedavi teknikleri olarak 3DCRT, YART ve VMAT gibi yöntemler sıklıkla uygulanmaktadır. Ayrıca, radyasyon tedavisinden önce hasta konumlandırma işleminin kontrol ve denetimi için elektronik bir portal görüntüleme sistemi mevcuttur. Ek olarak, cihaz konik huzmeli BT çekebilme özelliğine sahiptir (<https://ir.elekta.com/investors/press-releases/2012/agility-elektas-innovative-beam-shaping-solution-for-cancer-treatment-ships-globally/>).

3.1.2. Elekta Synergy Agility Head Lineer Hızlandırıcı

Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde kullanılan bir diğer lineer hızlandırıcı ise Agility kafa yapısına sahip Elekta markalı bir Synergy Platform modelidir. Bu cihaz 6 ve 15 MV’de fotonların yanı sıra 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV’de elektron enerjileri yayma kapasitesine sahiptir. Çok yapraklı kolimatörü, her biri 0,5 cm genişliğinde, eşmerkezli olarak düzenlenmiş 160 yapraktan oluşur. İzomerkezde ulaşılabilen maksimum alan boyutu 40x40 cm²’dir. Yaprak konumlandırma hassasiyeti “Rubicon” optik teknolojisi kullanılarak sağlanır. Yaprakların iletim ve sızıntı oranları yaklaşık %0,5’tir. Etkin yaprak hızı 65 mm/s’dir.

3.1.3. Elekta PRECISE Tedavi Planlama Sistemi

Elekta PRECISE (versiyon 2.16) tedavi planlama sistemi, Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazının radyasyon tedavisi uygulama parametrelerine göre dozu hesaplayabilmektedir. Bu sistem Linux işletim sistemi üzerinde çalışır ve bilgi aktarımı DICOM RT protokolüne sahip IMPACT yazılımı aracılığıyla gerçekleştirilir. Tedavi planlama yazılımı, kullanıcının görüntü tarayıcılarından sisteme hasta verilerini girmesini, bu verileri kullanarak bir tedavi planı oluşturmasını ve oluşturulan planı değerlendirmesini sağlar. Hassas planlama sistemi, doz hesaplamalarında

fotonlar için “Full Area Integration” algoritmasını, elektronlar için "Hogstrom’s Pencil Beam" algoritmasını ve YART için “aperture based inverse planning” algoritmasını kullanır.

3.1.4. Elekta MONACO Tedavi Planlama Sistemi

Elekta MONACO tedavi planlama sistemi hastaların tedavi planlarını tasarlamak için kullanılmaktadır. Windows işletim sistemi ile çalışması mümkündür. Arayüzü ve kullanımı oldukça basittir ayrıca network sistemi için ImPACT kullanılıp DICOM radyoterapi ile bütünleşmiş bir biçimde data transferi yapılabilir. Doz hesaplamalarında kullanılabilen iki farklı doz algoritması mevcuttur. Bu doz hesaplama algoritmaları; “Collapsed Cone” ve “Monte Carlo” olarak adlandırılır. Elekta MONACO TPS, 3B-KRT, YART ve VMAT gibi farklı radyoterapi tekniklerinde kullanıma uygundur. Çalışmamızdaki hastaların VMAT planları yapılırken Monte Carlo yazılımı kullanılmaktadır.

3.1.5. PTW 30001 Model Farmer Chamber İyon Odası

Bu iyon odaları yüksek enerjilerdeki elektron, foton ve proton tipindeki radyasyon ışınlarının mutlak doz ölçümlerinde sıklıkla kullanılmaktadır. 0,6 cc hacme sahip olan iyon odası fantomda ya da hava da ölçüm yapabilme kabiliyeti bulunmaktadır. İçerisinde bulunan grafit duvarın kazandırmış olduğu özellik ile iyon odasını su eşdeğeri gibi davranmasını sağlar. Foton ışınlarına karşı duyarlılığı 60 kV ila 50 MV iken, elektronlara karşı 10 MeV ila 45 MeV arasındadır (PTW Farmer Ionization Chambers). Tablo 3.1’de PTW 30012 Model Farmer Chamber İyon Odasının özellikleri verilmiştir.

Tablo 3.1. PTW 30012 Model Farmer Chamber İyon Odasının özellikleri (PTW Farmer Ionization Chambers).

Parametre	Değer
Hassas hacmin duvarı	0,425 mm grafit; 1,85 g/cm ³
Toplam duvar alanı yoğunluğu	79 mg/cm ²
Hassas hacmin boyutları	Yarıçap: 3,05 mm; Uzunluk: 23,0 mm
Merkezi elektrot	Al 99,98; Çap: 1,0 mm
Build-up Cap	PMMA: 4,55 mm kalınlığında

Tablo 3.2’de PTW 30012 Model Farmer Chamber İyon Odasının çalışma aralıkları verilmiştir.

Tablo 3.2. PTW 30012 Model Farmer Chamber İyon Odasının çalışma aralıkları (PTW Farmer Ionization Chambers).

Parametre	Değer
Voltaj	$\pm$ (100-400) V
Alan boyutları	5x5-40x40 cm ²
Sıcaklık	10-40 °C
Nem	% (10-80), 20g/m ³ maksimum
Hava basıncı	700-1060 hPa

3.1.6. İki Boyutlu İyon Odası

İki boyutlu iyon odaları bu çalışma içerisinde VMAT ve YART planlama tekniği ile hazırlanan planların kalite kontrolü esnasında kullanılmıştır. Kullanılan iki boyutlu iyon odasının modeli ise IBA marka MatriXX modeldir. Yapılacak QA ölçümü esnasında ölçüm için kullanılacak alan boyutu aktif şekilde ölçülecek alan boyutunun 24 cm x 24 cm kullanılmaktadır. QA esnasında kullanılan bu alet, içerisinde 1020 adet iyon odasından oluşmaktadır. İyon odalarının merkezi arası uzaklık 7,62 mm olup hava hacmi miktarı ise 0,08 m³’tür. Yüzey bölgesi üzerinden 3 mm daha altında ölçüm bölgesi bulunmaktadır. Cihaz yazılımı ile tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımları MatriXX ile ölçülen dağılımlarla karşılaştırılabilir. Karşılaştırmalar renklendirme skalası sayesinde hem gözle görülebilir hem de Gama analiz fonksiyonu ile matematiksel olarak değerlendirilebilir. İki boyutlu izodoz dağılımları ve bir boyutlu profil eğrilerini elde edilebilen Omni Pro-MatriXX yazılımı ile desteklenmiştir (IBA Dosimetry I’mRT OmniPro-MatriXX, user’s guide 2008).

3.1.7. PTW Webline Model UNIDOS Elektrometre

PTW Webline UNIDOS elektrometre çok hassas, ölçüm doğruluğu gelişmiş, uzun dönem kararlılığı ve düşük derecede istenmeyen akımı ile güvenilirliği yüksek ve sıklıkla kullanılır. Ekranında, iyon odasının çeşidi, sıcaklık değerleri, basınç değerleri ve birçok fonksiyon modu bulunur. Değerler, operatörün isteğine göre değiştirebilmektedir. Bu değerler, hava yoğunluğu ile kalibre parametresi kullanılarak

radYOlojik veya elektriksel birimde değiştirilebilir. Bunlar; sudaki mutlak doz (Gy), havadaki doz hızı (Gy/dak), ışınlama (R) ve ışınlama hızı (Gy/dak) olabilmektedir. Elektrometre yüksek çözünlüğe ve aynı zamanda çalışma aralığı çok geniştir. Aynı anda doz ve doz hızını ölçmek için kullanılabilirler (Radiation Medicine QA Solutions Catalog 2008/2009). şekil 3.1’de PTW WeblinE UNIDOS elektrometre gösterilmiştir.



şekil 3.1. PTW WeblinE UNIDOS elektrometre (Radiation Medicine QA Solutions Catalog 2008/2009).

3.1.8. RW3 Katı Su Fantomu

Çalışmamızda QA ölçümleri için kullanılması gereken RW3 model katı su fantomu; malzeme türü olarak beyaz polyester bir yapıdan meydana gelmiştir. Katı su fantomları kalınlık ağıısından birbirinden farklı olabilmektedir. Kalınlık boyutları 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlığında olabilmektedir. Fiziksel yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$ olarak bilinmektedir. Alan genişliği $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ plakalardan meydana gelmektedir. Elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23} \text{ e}^-/\text{cm}^3$ ’tür.

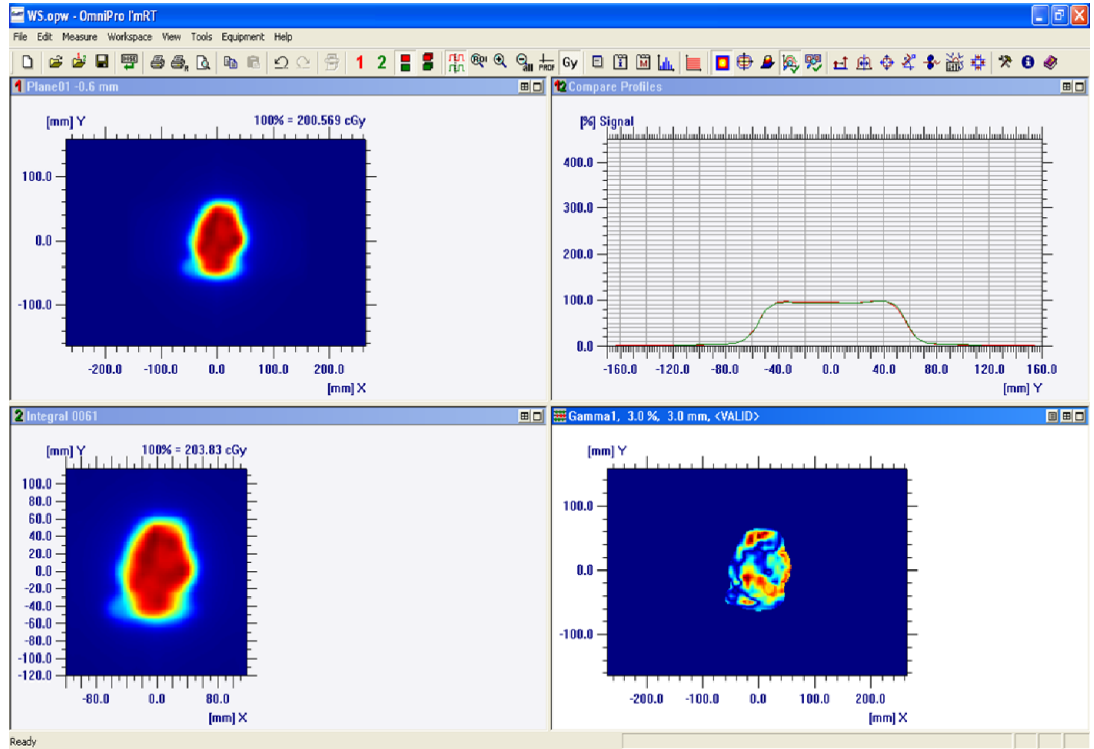
3.1.9. IBA I’mRT MatriXX ve IBA OmniPro I’mRT Yazılımı

Yapılan çalışmamızda doz dağılım ölçümlerinin gerçekleştirilmesi amacıyla iyon odası olarak 2D dizilimine sahip olan IBA marka I’mRT MatriXX model kullanılmıştır. $24 \text{ cm} \times 24 \text{ cm}$ ’lik aktif ölçüm alanına sahiptir. Aynı zamanda, içerisinde 1020 adet paralel iyon odasından meydana gelmektedir.



Şekil 3.2. IBA marka I'mRT MatriXX

TPS'de hazırlanan tedavi planlarındaki doz dağılımının, I'mRT MatriXX ile ölçülen ve ölçüm sonunda elde edilen verilerin kıyaslanması IBA OmniPro I'mRT yazılımı sayesinde sağlanmıştır. Kullanılan yazılım sayesinde ölçüm işlemi gerçekleşirken; düzlem üzerindeki doz dağılımının ortaya çıkması ve hesaplanmasıyla elde edilen doz dağılımı ile kıyaslanmaktadır.



Şekil 3.3. IBA OmniPro I'mRT Yazılımı

Kıyaslanma işlemi gerçekleştirilirken Gama indeksi yardımıyla bulunarak elde edilir ve kıyaslanma sonucunda elde edilen sonuçlar renklendirme skalası yardımıyla görsel bir biçimde verilirken, ayrıca matematiksel olarak da değerler ortaya çıkmaktadır. Kullanılan yazılım sayesinde düzlem üzerindeki herhangi bir lokasyondan doz profilleri oluşturulmakla beraber kıyaslanabilmektedir (IBA Dosimetry I'mRT OmniPro-MatriXX, user's guide). İnsan dokusuna neredeyse eş değer olan fantomun hazırlanan tedavi planlarının kalite kontrol işlemlerinin yapılmasında bu araç ve gereçler kullanılmıştır.

3.1.10. Google E-Tablolar

Google E- Tablolar, aynı MC Excel uygulaması gibi verileri toplamak, veri analizi yapmak, verileri düzenlemek, karmaşık matematiksel hesaplamalar yapmak, geniş bir veri havuzunu yönetmek ve görselleştirmek için kullanılan bir elektronik tablo programıdır.

Yapılan çalışmada, hasta tedavi planındaki Gama indeksi verileri Google E-Tablolar yazılımı vasıtasıyla toplanıp, çeşitli kriterlere göre sınıflandırılıp analizi yapılmıştır.

Tez çalışmamızda hazırlanan hasta kalite kontrol kayıt formundaki bilgiler hasta adı-soyadı, tedavi tarihi, hastalık tanısı ve hastalık bölgesi, tedavi tekniği, TPS'nin yazılımı, ölçümlerin hangi kriterlerde yapıldığı (DD ve DTA parametreleri) ve hangi tedavi cihazında yapıldığı gibi veriler Google E- Tablolar içerisinde detaylıca belirtilmiştir.

3.1.11. Google Looker Studio

Google Looker Studio; Google şirketinin sunmuş olduğu, çeşitli kaynaklardan gelen veri kümelerini tek bir konumda birleştiren bir raporlama ve veri görselleştirme aracıdır.

Looker Studio ile çok fazla çaba harcanmadan aynı zamanda yazılım ve kodlama bilgisi gerektirmeden verilerin analizi, değerlendirilmesi ve görselleştirilmesi; bilgilendirici, kolay anlaşılabilir ve özelleştirilebilir bir şekilde rapor oluşturma sürecini kullanıcının hizmetine sunar.

Çalışmamızda hazırlanmış olan hasta planı verileri, Google Looker Studio ile entegreli bir biçimde çalışan Google E-Tablolar uygulamasına aktarılıp görselleştirilmesi ve kolay anlaşılabilir hale getirilmesi sağlanmıştır.

3.2. Yöntem

"Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda hastaya özgün YART plan doğrulama verilerinin retrospektif analizi ve değerlendirilmesi" adlı Yüksek Lisans Tez çalışması için Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 29.02.2024 tarihli TBAEK-110 Karar numarasıyla onay almıştır. Akdeniz Üniversitesi Hastanesi tarafından ilgili çalışma için cihaz ve veri kullanım izni 12.03.2024 tarihinde verilmiştir.

3.2.1. Verilerin Toplanması ve Sınıflandırılması

Bu çalışmada, Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında 2017-2023 yılları arasında YART ve VMAT teknikleri ile tedavi edilmiş hastaların tedavi planlarının toplamda 1575 fazın kalite kontrol formları arşivden alınarak kalite kontrolleri retrospektif olarak incelenmiştir. Ardından hastaların; hastalık tanısı, hastalık bölgesi, ışın enerjisi, tedavi tekniği, kullanılan TPS türü ve Gama indeksi sonucuna göre sınıflandırılmıştır. Kalite kontrol formlarında belirtilen “1vs2” ifadesindeki 1 rakamı tedavi planlama sistemindeki doz haritasını belirtirken 2 rakamı ölçüm sonucu elde edilen doz haritasını ifade etmektedir. Kalite kontrol formlarındaki bilgiler Google E-Tablolar yazılımında satır ve sütunlara yazılmıştır. Sütunlarda yıl, faz kodu, hasta adı, hastalık tanısı, hastalık bölgesi, tedavi tarihi, fazlar, tedavi tekniği tedavi planlama sistemi, enerji türü, Gama ölçüm değerlendirme sonuçları ve hangi tedavi cihazı olduğu bilgileri bulunmaktadır.

3.2.2. Planların QA İşlemi Süreci

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda YART tedavi tekniği ile yapılan planların hasta tedaviye alınmadan önce tedavi planlarının kalite kontrol ve belirli testlerden geçmesi süreci gerçekleştirilmiştir. Bu sürecin akışı aşağıda verilmiştir. Bu süreçte kullanılan yöntem, araç, gereç ve cihazların türleri kliniklerin kendi içerisinde almış olduğu kararlardan oluşmaktadır. Ayrıca bu parametreler klinikten kliniğe değişiklik gösterebilmektedir.

QA işlemi ile, hastanın TPS'de (MONACO 5.51.10 sürümü); YART ve VMAT tekniği ile oluşturulmuş tedavi planlarını kalite kontrol fantomu üzerinde reçete edilen dozu ışınlaması sonucu iki boyutlu doz haritası elde edilmiştir. Sonra bu işlem lineer hızlandırıcı cihazında fantom üzerinde ışınlamak için gerekli kurulumlar (set-up işlemi) yapılmıştır. Bu kurulumlar; Gantry, kolimatör ve masa açısı sıfır derece olacak şekilde olup kaynak-izomerkez uzaklığı (SAD) 100 cm ayarlanmıştır. MatriXX cihazında iyon odalarının üstünde yaklaşık 3 mm kalınlık bir katman bulunmakta, üstüne ise 9,7 cm katı su fantom plakaları konularak toplamda 10 cm derinlikte ölçüm koşulu ayarlanmıştır. Bu düzenek, tedavi masasının üzerine konularak ölçüm derinliği 10 cm olup kaynak yüzeye uzaklığı (SSD) 90 cm'e ayarlanmıştır. Standart bu QA düzeneğinin bilgisayarlı tomografi kesitsel görüntüsü üzerinde TPS'de hasta planın QA'leri reçete edilen doz ile hesaplanıp düzlemsel doz haritası elde edilmiştir. Daha sonra tedavi cihazında MATRİXX sistemi kullanılarak QA planların ölçümleri uygulanmıştır. Böylece TPS'den gelen doz haritası ile MATRİXX ile ölçülen doz haritaları IBA OmniPro I'mRT yazılımı ile kıyaslanmıştır. Burada DD ve DTA kriteri olan %3/3mm sınırları içerisinde karşılaştırılma yapılır. Bu kriterler ile Gama analiz sonucu %95 ve üzerindeki sonuçlar kliniğimizde geçerli şart olarak kabul edilir. Gama analiz sonucu %95'in altında çıkan plan sonuçları, planının tekrar TPS'de yapılması ya da ölçümlerin tekrarı istenilmektedir. Her bir hastanın YART ve VMAT tekniklerinin tedavi planı için kalite kontrol formları oluşturulmuştur.

T= P=

İyon Odası Ölçüm Tarihi:/...../.....

OUT PUT:.....cGy

(Alan=10x10 cm², MU=123, SSD=90 cm)

← Matrix Ölçüm Tarihi:/...../.....

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ RADYASYON ONKOLOJİSİ A.B.D. IMRT Planlama ve Dozimetri Kontrol Formu			
Hasta Adı		Dosya No	
Tanı		Tedavi Bölgesi	
Linac		Tedavi Başlama Tarihi	
Doktor		Fizik Uzmanı	
IMRT PLAN ONAYI		Fizik Uzmanı	
		Doktor	
IMRT Plan Dozimetrik Değerlendirme			
1. Nokta Doz Ölçümü TPS Dozu İyon Odası Ölçüm Dozu % Fark			
2. 2D Ölçümü 2. a) Doz TPS QA Plan Dozu Matrix Ölçüm Dozu % Fark			
2. b) Orantısal TPS QA Plan Doz Haritası Matrix Ölçüm Doz Haritası Gama Değerlendirmesi: Değerlendirme Koşulu: % mm			
IMRT Plan Dozimetrik Onayı		Fizik Uzmanı	
		Fizik Uzmanı	
IMRT Plan Uygulama Onayı		Fizik Uzmanı	
		Doktor	
Set-Up Koordinat Değerlendirme			
1. XVI 2. IVIEW		Fizik Uzmanı	
		Doktor	

Şekil 3.4. Kalite Kontrol Formu Örneği

3.2.3. Planların Kalite Kontrol Verileri ve Sınıflanması

Her bir hastanın tedavi planı için bulunan doğrulama kriterleri, ilgili kalite kontrol formlarında kayıt altında tutulan veriler kullanıldı. 2017- 2023 yılları arasında kalite kontrol formlarında bulunan yüzde doz farkı/doz mesafe uyumu ve Gama kriteri verilerinin yanı sıra hastalık türleri, kullanılan tedavi cihazları ve tedavi planlama sistemleri gibi bilgileri incelendi.

Kalite kontrol formlarında her bir plan için hesaplanan doz ve ölçülen doz karşılaştırmaları, kabul edilmiş DTA ve DD ölçütleri çerçevesinde temel olarak Gama indeks verileri kullanılarak değerlendirildi.

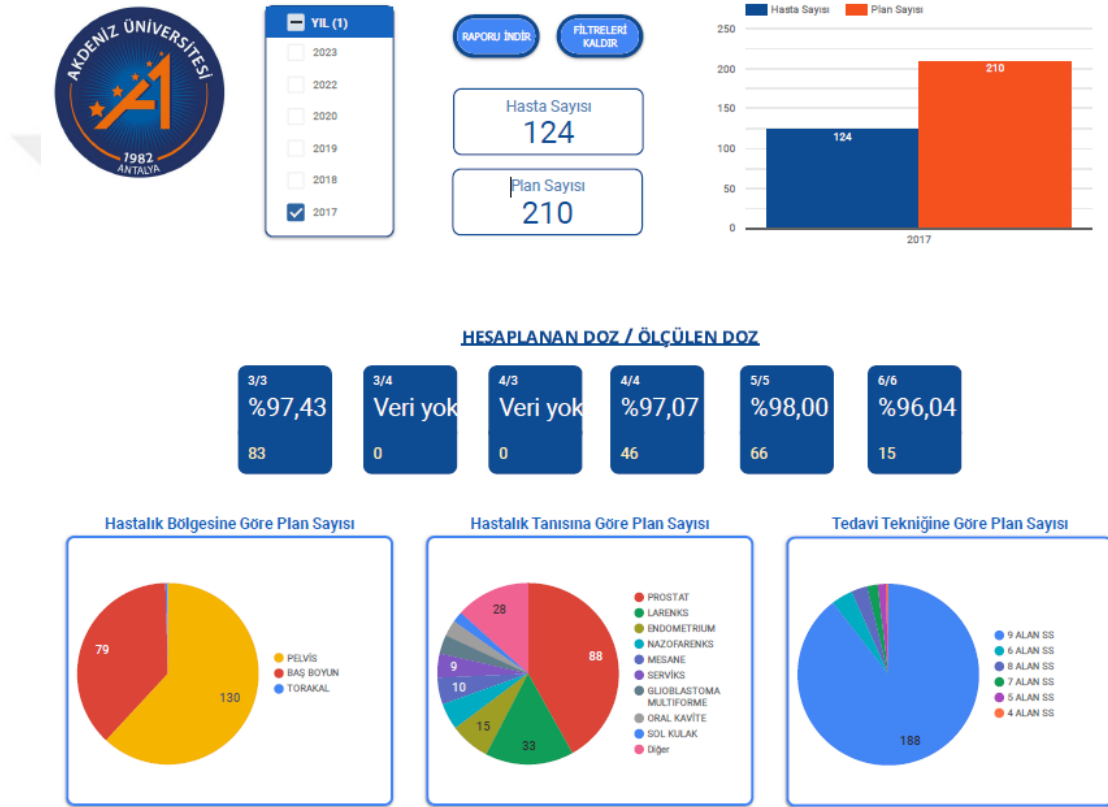
3.2.4. Yazılımların Kalite Kontrol Verilerini Değerlendirmesi

Google E- Tablolar tabanlı bir yazılım kullanılarak veri girişi yapıldı ve analiz edildi. Daha sonra bu veriler, çeşitli hastalıklar, tedavi cihazları, tedavi planlama sistemleri ve benzeri bilgilere göre sınıflandırıldı. Bu sınıflandırmalar Bu sınıflandırmaya bağlı olarak doğrulama kriterlerinin, özellikle Gama indeks verisinin dağılımı elde edilerek istatistiksel değerlendirmesi yapıldı. Ardından bulunan sonuçlar, Google Looker Studio programı aracılığı ile grafik haline getirilmesi, tablolaştırılması verilerin daha kolay bulunabilir, görülebilir ve anlaşılabilir olmasını sağlamıştır.

Bu yazılımlar vasıtasıyla, tedavi planlarının doğruluğunu ve güvenilirliğini değerlendirmek için sistematik bir yaklaşım sunuldu.

4. BULGULAR

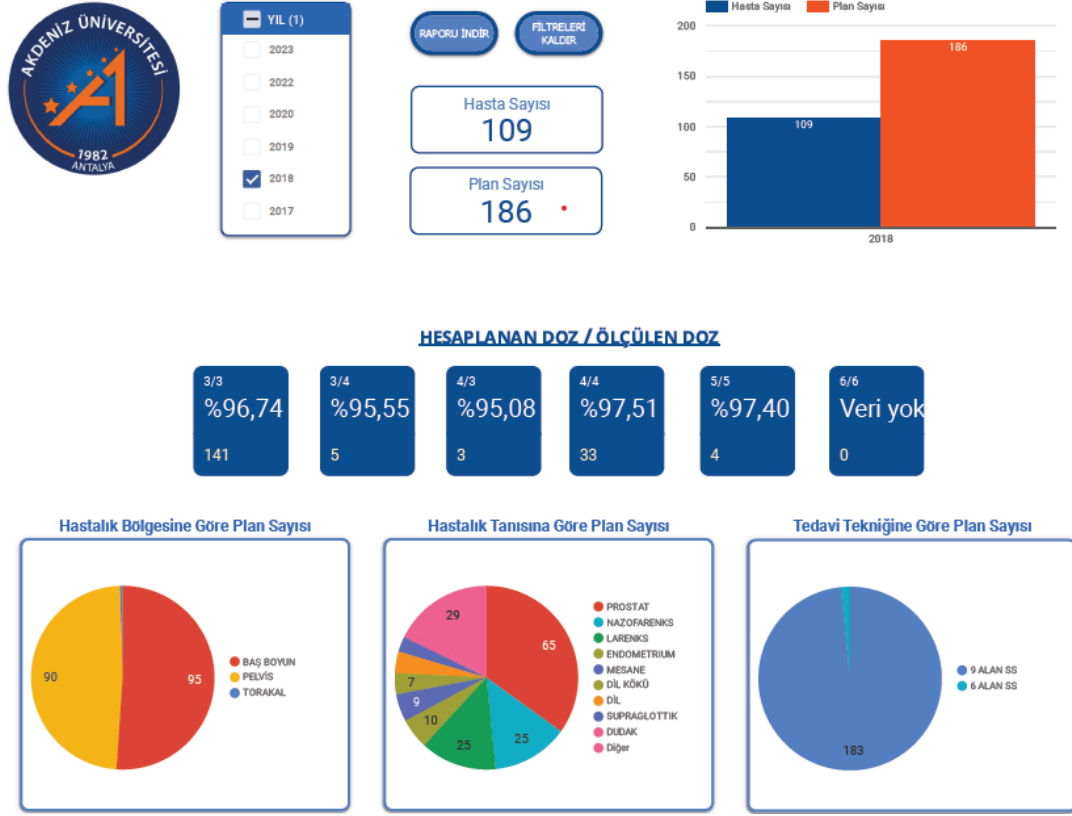
2017-2023 yılları arasında Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Kliniğinde YART ve VMAT tekniği ile tedavi olmuş toplamda 1574 tedavi planının kalite kontrol formu incelenmiş ve sınıflandırılması yapılmıştır. Belirtilen yıllar arasında 2021 yılında lineer hızlandırıcı cihazında gerçekleşen güncelleme nedeniyle plan yapılmamış olup dolayısıyla ölçüm alınmamıştır. Bu nedenle 2021 yılında ölçüm verisi kullanılmamıştır. Bu sınıflandırmalar aşağıda açıklanmıştır.



Şekil 4.1. 2017 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.

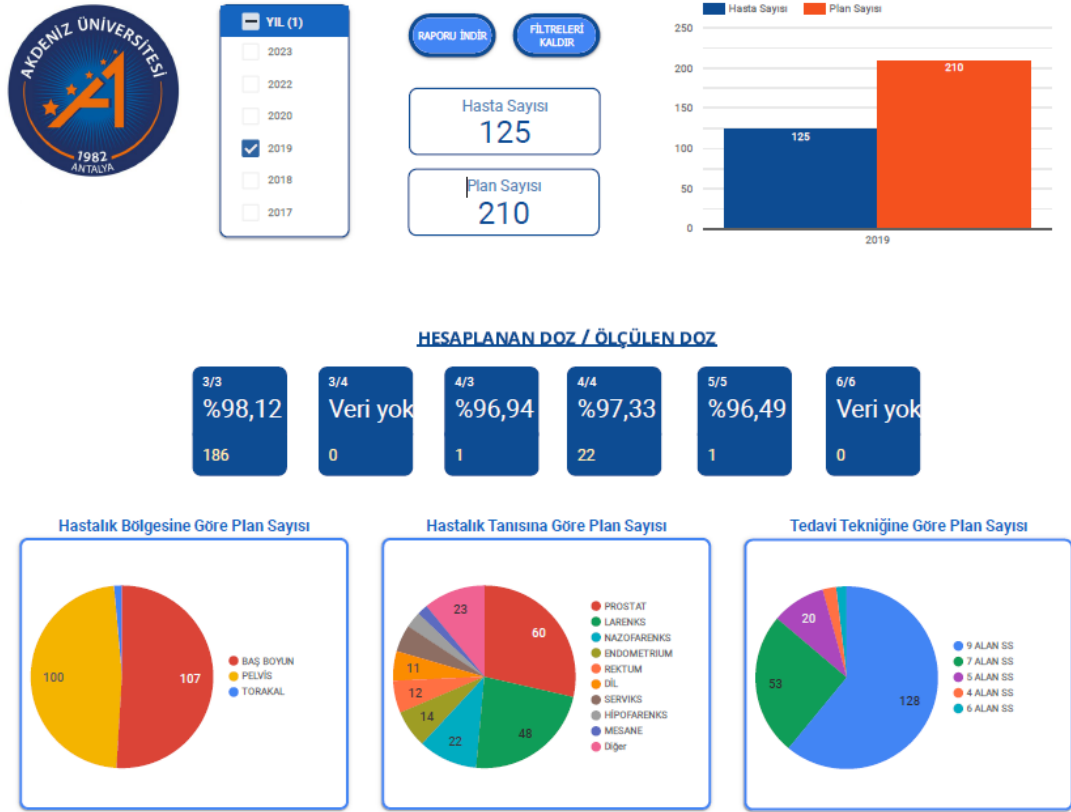
Şekil 4.1’de 2017 yılında Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde tedavi edilen ve Gama analizi yapılan toplam 210 tedavi planının dağılımı şu şekildedir: 130 plan hasta pelvis bölgesi, 79 plan hasta baş-boyun bölgesi ve 1 plan hasta torakal bölge hastalığı tedavi planı incelenmiştir. Hastalık tanısına göre toplam plan sayısı incelendiğinde prostat kanseri 88, larenks 33 ve endometrium 15 plan içermektedir. Diğer tanılar en fazla 10 plan içermektedir. Tedavi tekniğine göre plan sayısı incelendiğinde toplam 188 plan ile 9 Alan Statik YART tekniği %89,50’luk paya sahiptir. %3,8’lik payla en çok kullanılan tedavi tekniği 6 Alan Statik YART’tır.

Dolayısıyla planların büyük bir çoğunluğu 9 Alan Statik YART tekniği ile oluşturulmuştur. İlgili yılda, Gama değerleri incelendiğinde (%3/3) %97.43, (%4/4) %97.07, (%5/5) %98.00 ve (%6/6) %96.04 olduğu bulunmuştur. (%3/4) ve (%4/3) için 2017 yılına ait Gama değerleri bulunmamaktadır.



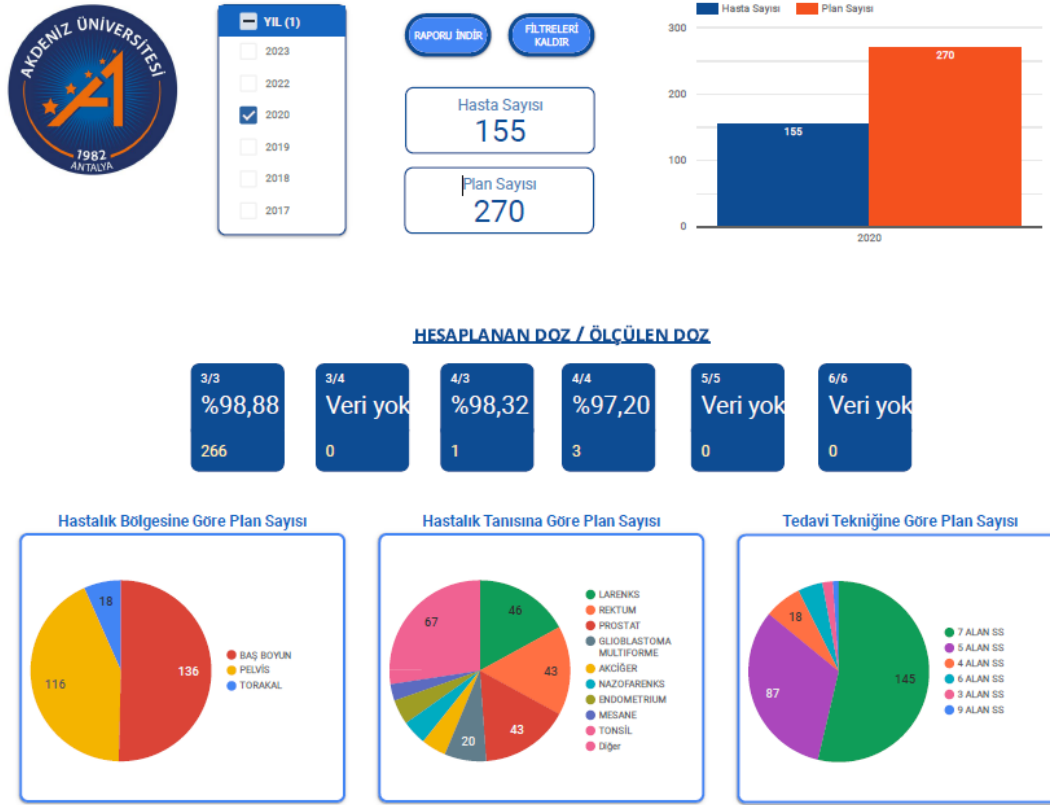
Şekil 4.2. 2018 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.

Şekil 4.2’de 2018 yılında Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde tedavi edilen ve Gama analizi yapılan toplam 186 tedavi planının dağılımı şu şekildedir: 95 plan hasta baş-boyun bölgesi, 90 plan hasta pelvis bölgesi ve 1 plan hasta torakal bölge hastalığı tedavi edilmiştir. Hastalık tanısına göre toplam plan sayısı incelendiğinde prostat kanseri 65, larenks kanseri 25 ve nazofarenks kanseri 25 adet plan içermektedir. Tedavi tekniğine göre plan sayısı incelendiğinde toplam 183 plan ile 9 Alan Statik YART tekniği %98,40’luk paya sahiptir. %1,6’lık payla en çok kullanılan ikinci tedavi tekniği 6 Alan Statik YART’tır. Dolayısıyla planların büyük bir çoğunluğu 9 Alan Statik YART tekniği ile oluşturulmuştur. İlgili yılda, Gama değerleri incelendiğinde (%3/3) %96.74, (%3/4) %95.5, (%4/3) %95.08, (%4/4) %97.51 ve (%5/5) %97.40 olduğu bulunmuştur. (%6/6) için 2018 yılına ait Gama değerleri bulunmamaktadır.



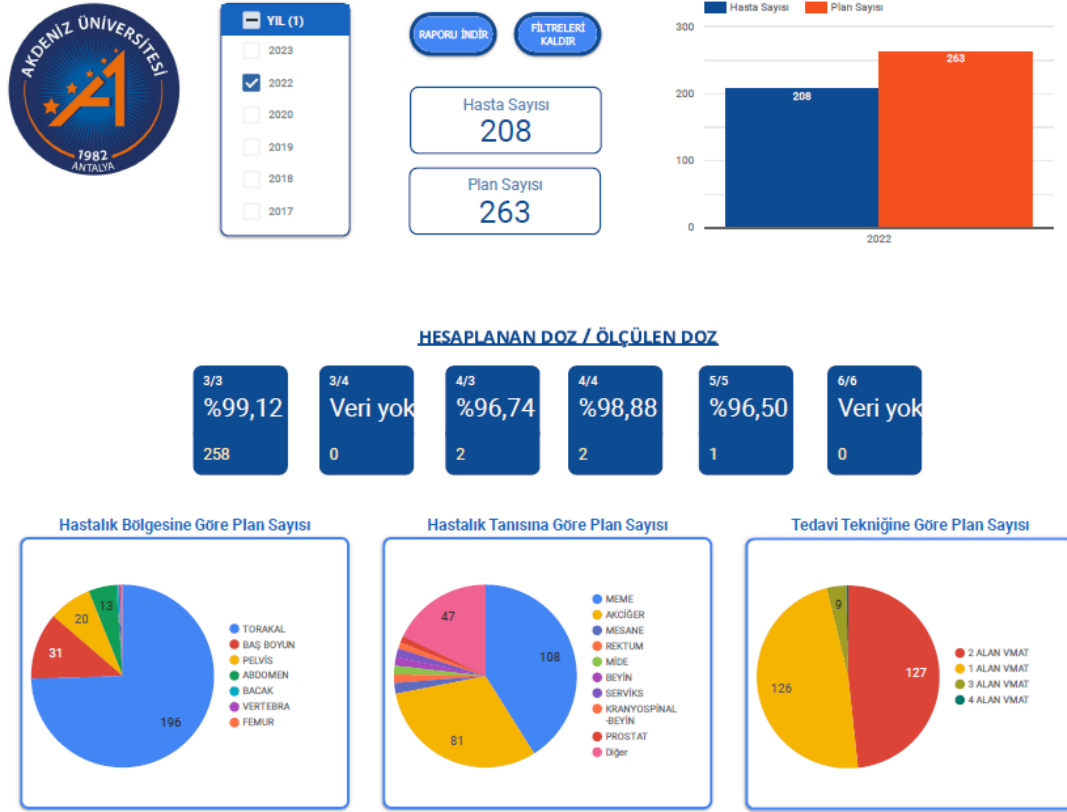
Şekil 4.3. 2019 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.

Şekil 4.3'te 2019 yılında Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde tedavi edilen ve Gama analizi yapılan toplam 210 tedavi planının dağılımı şu şekildedir: 107 faz hasta baş-boyun bölgesi, 100 faz hasta pelvis bölgesi ve 3 faz hasta torakal bölge hastalığı tedavi edilmiştir. Hastalık tanısına göre toplam plan sayısı incelendiğinde prostat kanseri 60, larenks kanseri 48, nazofarenks kanseri 22 ve endometrium kanseri 14 adet plan içermektedir. Tedavi tekniğine göre plan sayısı incelendiğinde toplam 128 plan ile 9 Alan Statik YART tekniği %61,00'luk paya sahiptir. %25,2'lik payla en çok kullanılan ikinci tedavi tekniği 7 Alan Statik YART'tır. En çok kullanılan üçüncü tedavi tekniği %9,5 payla 5 Alan Statik YART'tır. Dolayısıyla planların büyük bir çoğunluğu 9 Alan Statik YART tekniği ile oluşturulmuştur. İlgili yılda, Gama değerleri incelendiğinde (%3/3) %98.12, (%4/3) %96.94, (%4/4) %97.33 ve (5/5) %96.49 olduğu bulunmuştur. (%3/4) ve (%6/6) için 2019 yılına ait Gama değerleri bulunmamaktadır.



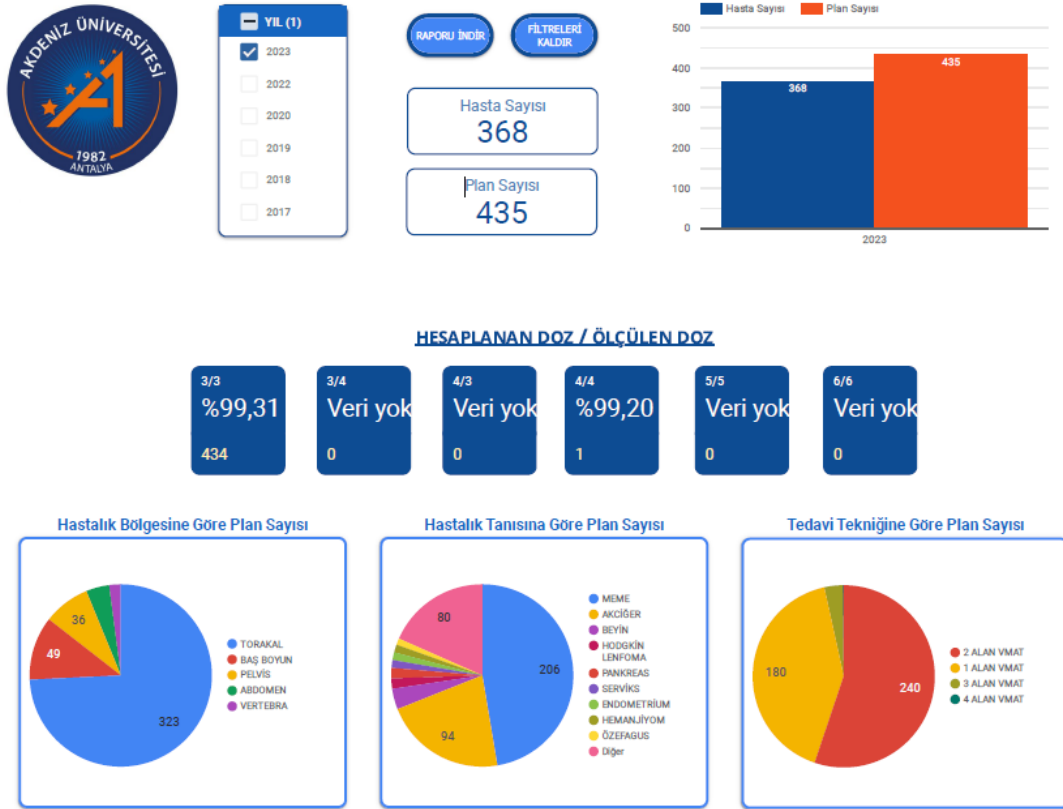
Şekil 4.4. 2020 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.

Şekil 4.4'te 2020 yılında Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde tedavi edilen ve Gama analizi yapılan toplam 270 faz hastanın dağılımı şu şekildedir: 136 faz hasta baş-boyun bölgesi, 116 faz hasta pelvis bölgesi ve 18 faz hasta torakal bölge hastalığı tedavi edilmiştir. Hastalık tanısına göre toplam plan sayısı incelendiğinde larenks kanseri 48, rektum kanseri 43, prostat kanseri 43 ve gliblastoma multiforme kanseri 20 adet plan içermektedir. Tedavi tekniğine göre plan sayısı incelendiğinde toplam 145 plan ile 9 Alan Statik YART tekniği %53,70'lik paya sahiptir. %32,2'lik payla en çok kullanılan ikinci tedavi tekniği 5 Alan Statik YART'tır. En çok kullanılan üçüncü tedavi tekniği %6,7 payla 4 Alan Statik YART'tır. Dolayısıyla planların büyük bir çoğunluğu 9 Alan Statik YART tekniği ile oluşturulmuştur. İlgili yılda, Gama değerleri incelendiğinde (%3/3) %98.88, (%4/3) %98.32 ve (%4/4) %97.20 olduğu bulunmuştur. (%3/4), (%5/5) ve (%6/6) için 2020 yılına ait Gama değerleri bulunmamaktadır.



Şekil 4.5. 2022 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.

Şekil 4.5'te 2022 yılında Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde tedavi edilen ve Gama analizi yapılan toplam 263 faz hastanın dağılımı şu şekildedir: 31 faz hasta baş-boyun bölgesi, 20 faz hasta pelvis bölgesi, 196 faz hasta torakal bölgesi, 13 faz hasta abdomen bölgesi, 2 faz hasta femur bölgesi ve 1 faz hasta vertebra bölge hastalığı tedavi edilmiştir. Hastalık tanısına göre toplam plan sayısı incelendiğinde meme kanseri 108, akciğer kanseri 81, mesane kanseri 5, serviks kanseri 4 ve 4 rektum kanseri planı içermektedir. Tedavi tekniğine göre plan sayısı incelendiğinde toplam 127 plan ile 2 Ark VMAT tekniği %48,30'luk paya sahiptir. %47,9'luk payla en çok kullanılan ikinci tedavi tekniği 1 Ark VMAT'tır. Son olarak kullanılan üçüncü tedavi tekniği %3,4 payla 3 Ark VMAT'tır. Dolayısıyla planların büyük bir çoğunluğu 1 Ark ve 2 Ark VMAT tekniği ile oluşturulmuştur. İlgili yılda, Gama değerleri incelendiğinde (%3/3) %99.12, (%4/3) %96.74, (%4/4) %98.88, (%5/5) %96.50 olduğu bulunmuştur. (%3/4) ve (%6/6) için 2022 yılına ait Gama değerleri bulunmamaktadır.

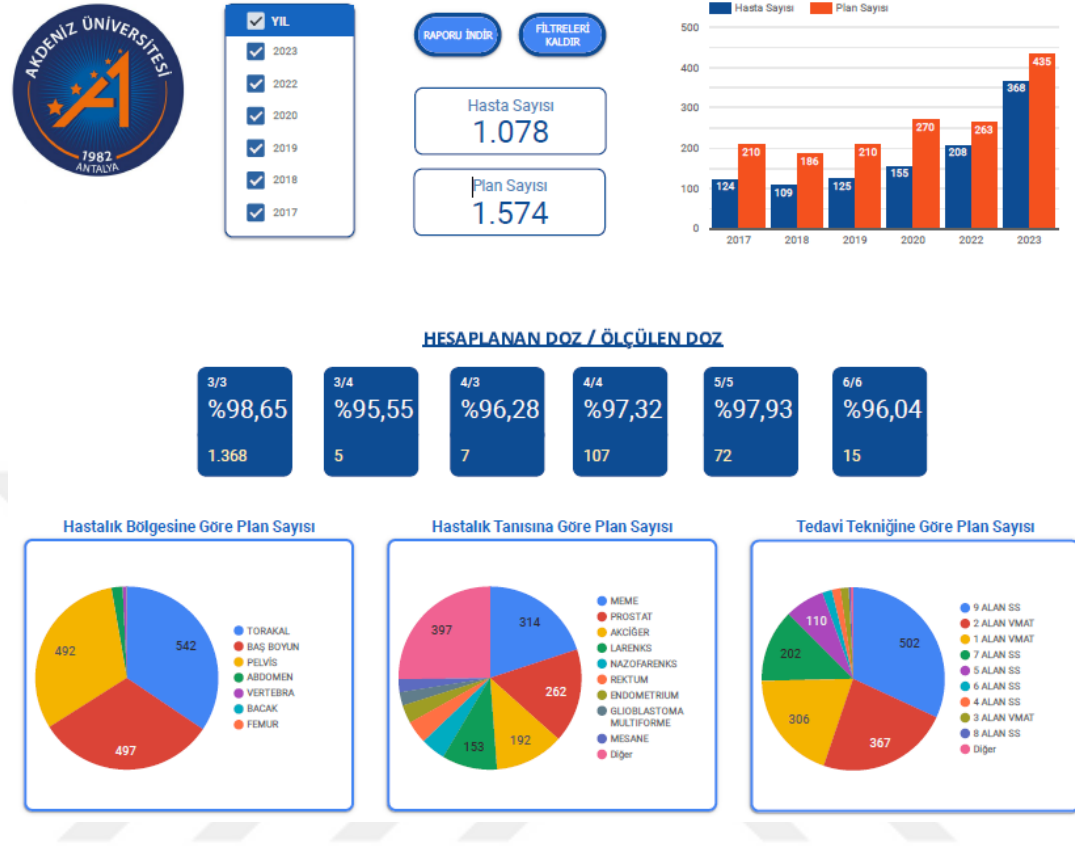


Şekil 4.6. 2023 yılı Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.

Şekil 4.6’da 2023 yılında Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde tedavi edilen ve Gama analizi yapılan toplam 435 faz hastanın dağılımı şu şekildedir: 49 faz baş-boyun bölgesi, 36 faz pelvis bölgesi, 323 faz torakal bölgesi, 18 faz abdomen bölgesi ve 9 faz vertebra bölge hastalığı tedavi edilmiştir. Hastalık tanısına göre toplam plan sayısı incelendiğinde meme kanseri 148, akciğer kanseri 94, beyin kanseri 16, pankreas kanseri 8 ve 8 adet hodkin lenfoma kanseri planı içermektedir. Tedavi tekniğine göre plan sayısı incelendiğinde toplam 240 plan ile 2 Ark VMAT tekniği %55,20’lik paya sahiptir. %41,4’lük payla en çok kullanılan ikinci tedavi tekniği 1 Ark VMAT’tır. Son olarak kullanılan üçüncü tedavi tekniği %3,2 payla 3 Ark VMAT’tır. Dolayısıyla planların büyük bir çoğunluğu 1 Ark ve 2 Ark VMAT tekniği ile oluşturulmuştur. İlgili yılda, Gama değerleri incelendiğinde (%3/3) %99,31, (%4/4) %99,20 olduğu bulunmuştur. (%3/4), (%4/3), (%5/5) ve (%6/6) için 2023 yılına ait Gama değerleri bulunmamaktadır.

Çalışmadaki toplam verilerin incelemesinde ise, 2017-2023 yılları arasında toplamda 496 plan baş-boyun bölgesi, 492 plan pelvis bölgesi, 542 plan torakal bölgesi, 31 plan

abdomen bölgesi, 10 plan vertebra bölgesi ve 2 plan femur bölgesi hastalığı tedavi planı ve ölçümü yapılmıştır (Şekil 4.7).



Şekil 4.7. 2017-2023 yılları arasında Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarının Dağılımı.

Hastalık tanısına göre toplam plan sayısı incelendiğinde meme kanseri 314, prostat kanseri 262, akciğer kanseri 192, larenks kanseri 153, nazofarenks kanseri 69, endometrium kanseri 51, 37 glioblastoma multiforme kanseri, 36 mesane kanseri ve 63 adet rektum kanseri planlarını içermektedir. Tedavi tekniğine göre plan sayısı incelendiğinde 2017-2023 yılları arasında toplam 502 plan 9 Alan Statik YART tekniği %31,9 oranı ile en fazla uygulanan teknik olmuştur. 367 plan ile 2 Ark VMAT tekniği %23,3'lük paya sahip olarak en fazla uygulanan ikinci teknik olmuştur. 306 plan ile %19,4'lük paya sahip olan en çok kullanılan üçüncü tedavi tekniği 1 Ark VMAT'tır. Altı yıl kapsamında, Gama değerleri incelendiğinde (%3/3) %98.65, (%3/4) %95.55, (%4/3) %96.28, (%4/4) %97.32, (%5/5) %97.93 ve (%6/6) %96.04 olduğu bulunmuştur.

Tablo 4.1'de 2017-2023 yılları arasında Radyasyon Onkoloji Kliniğinde tedavi planlarındaki Gama sonuçlarının hesaplanmış ortalaması ve standart sapması belirtilmiştir.

Tablo 4.1. 2017-2023 yılları arasında Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarındaki Gama sonuçlarının ortalaması ve standart sapması.

Ölçüm Kriteri (%/mm)	(3/3)	(3/4)	(4/3)	(4/4)	(5/5)	(6/6)
Gama İndeks Verisi Ortalaması (%)	98,65%	95,55%	96,28%	97,32%	97,93%	96,04%
Standart Sapma ($\pm$)	1,486	0,905	1,842	1,508	1,358	3,065
Gama Analiz Sayısı	1358	5	7	107	72	15
Farklı Kriterdeki Gama Analiz Sayısının Toplam Gama Analiz Sayısına Oranı (%)	86,91%	0,31%	0,44%	6,80%	4,58%	0,96%

Tüm Gama indeks verileri incelendiğinde ortalama ve standart sapmalar sırasıyla; %3/3mm kriteri için %98,65 $\pm$ %1,486, %3/4mm kriteri için %95,55 $\pm$ %0,905, %4/3mm kriteri için %96,28 $\pm$ %1,842, %4/4mm kriteri için %97,32 $\pm$ %1,508, %5/5mm kriteri için %97,93 $\pm$ %1,358 ve %6/6mm kriteri için 96,04 $\pm$ %3,065 olduğu hesaplandı.

Standart kriter olarak önerilen %3/3mm için Gama analiz verisinin yüzde oranı ise %86,91 olarak bulunmuştur. Bu önerilen kriteri tablo 4.2’de de görüldüğü gibi 2022-2023 yılların incelemesinde %99,14’e ulaştığı tespit edilmiştir.

Tablo 4.2. 2022-2023 yılları arasında Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Tedavi Planlarındaki Gama sonuçlarının ortalaması ve standart sapması.

Ölçüm Kriteri (%/mm)	(3/3)	(3/4)	(4/3)	(4/4)	(5/5)	(6/6)
Gama İndeks Verisi Ortalaması (%)	99,24%		96,74%	98,98%	96,50%	
Standart Sapma ($\pm$)	0,939		$\approx$ 0	0,342	$\approx$ 0	
Gama Analiz Sayısı	692		2	3	1	
Farklı Kriterdeki Gama Analiz Sayısının Toplam Gama Analiz Sayısına Oranı (%)	99,14%		0,28%	0,43%	0,15%	

Tablo 4.3’te Tedavi planlarının hastalık bölgesi, tedavi tekniği, tedavi planlama sistemi, tedavi cihazı ve enerji kriterlerine göre istatistik sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Tedavi planlarının hastalık bölgesi, tedavi tekniği, tedavi planlama sistemi, tedavi cihazı ve enerji kriterlerine göre istatistik sonuçları.

HASTALIK BÖLGESİ	TOPLAM PLAN	YÜZDE
ABDOMEN	31	1,97%
BACAK	1	0,06%
BAŞ BOYUN	497	31,58%
FEMUR	1	0,06%
PELVİS	492	31,26%
TORAKAL	542	34,43%
VERTEBRA	10	0,64%
TPS	TOPLAM PLAN	YÜZDE
PRECISE	550	34,94%
MONACO	1024	65,06%
TEDAVİ TEKNİĞİ	TOPLAM PLAN	YÜZDE
YART	876	55,65%
VMAT	698	44,35%
TEDAVİ CİHAZI	TOPLAM PLAN	YÜZDE
ELEKTA SYNERGY	876	55,65%
ELEKTA SYNERGY AGILITY	698	44,35%
ENERJİ	TOPLAM PLAN	YÜZDE
6 MV	1531	97,28%
10 MV	42	2,66%
18 MV	1	0,06%

Tablo 4.4'te tedavi planlarının PRECISE ve MONACO tedavi planlama sistemine bağlı Gama analiz değerlendirmelerinin %3/3mm kriterlerine göre istatistik sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Tedavi planlama sisteminin Gama indeks verisi üzerine etkisi.

TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ	PRECISE	MONACO
Ölçüm Kriteri (%/mm)	(3/3)	(3/3)
Gama Ölçüm Sayısı	356	1012
Gama Ölçümlerinin Ortalaması (%)	%97,29	%99,13
Standart Sapma ($\pm$)	$\pm 1,60$	$\pm 1,10$

Genel olarak tedavi planları Statik YART tekniği ile PRECISE tedavi planlama sistem (TPS)'inde oluşturulmuşken Dinamik YART ve VMAT tekniği ile MONACO tedavi planlama sisteminde yapılmıştır. Tablo 4.5'te tedavi planlarının YART ve VMAT tekniğine bağlı Gama analiz değerlendirmelerinin %3/3mm kriterlerine göre istatistik sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Tedavi tekniğinin Gama indeks verisi üzerine etkisi.

TEDAVİ TEKNİĞİ	YART	VMAT
Ölçüm Kriteri (%/mm)	(3/3)	(3/3)
Gama Ölçüm Sayısı	676	692
Gama Ölçümlerinin Ortalaması (%)	%98,05	%99,24
Standart Sapma ($\pm$)	$\pm 1,69$	$\pm 0,94$

5. TARTIŞMA

Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 2017-2023 yılları arasında YART ve VMAT gibi farklı YART teknikleri ile tedavi görmüş hastaların kalite kontrol formlarında yer alan doz ve doz dağılımlarının uyumluluğunun belirlenmesi ve çeşitli sınıflandırılmalar yapılarak elde edilen bulguların istatistiksel olarak incelenmesini kapsar. Tez çalışmamızda, belirtilen yıllarda farklı TPS sistemleri, farklı lineer hızlandırıcı cihazı, farklı tedavi teknikleri ve farklı enerjilerde tedavi planı uygulanmıştır.

YART planı, hedef hacme yüksek oranda konformal doz dağılımları sunarken, hedef alan etrafında dik doz gradyanlarını korur. Planlama ve uygulama karmaşıklığı göz önüne alındığında, hastaya özgü kalite kontrol ölçümleri, YART ve VMAT tedavilerinin ilk fraksiyonu öncesinde düzenli olarak uygulanır ve önemli bir klinik uygulaması olarak kabul edilir (Ezzell ve ark., 2003; Miften ve ark., 2018). Bu ölçümler, dozimetrik hesaplamaların doğrulanması, verilerin doğru aktarımının onaylanması ve cihazla tedavi edilebilirliğin sağlanması gibi birçok önemli amaca hizmet eder (Granville ve ark., 2019). TG 218 raporu, %3/2mm Gama kriteri altında eylem sınırları için %95 veya %90 kabul oranını önermektedir. Çalışmamızda, veri dağılımları Gama analizlerinde %3/3mm kriterine göre %95 kabul oranıyla değerlendirilmiştir.

Literatür taraması yapıldığında çalışmamıza benzer olan az sayıda çalışmalar gözlemlenmiştir.

Childress ve arkadaşları (2005), Kasım 2002'den Nisan 2004'e kadar 18 ay süresince Kodak EDR2 film tipi kullanarak iki boyutlu olarak 858 hasta özgün tedavi planının YART doğrulamasını gerçekleştirmiştir. Ölçümler, iki farklı tedavi planlama sisteminden elde edilen hesaplanmış dozlarla karşılaştırılmıştır. Hem normalize edilmiş uyum test (NAT) indeksi hem de Gama indeksi kriterlerini karşılamayan piksel yüzdesi için seçilen doz ve mesafe kriterlerine göre Gama değerleri tüm doğrulamalar için hesaplanmıştır. Doğrulama verilerinin tedavi bölgelerine, ışın enerjisine, tedavi planlama sistemine ve kalite kontrol fantomlarına göre dağılımı incelenmiştir. Küçük fantom ölçümleri daha iyi uyum gösterdi çünkü bu film yalnızca PTV bölgelerini ölçmek için yeterince büyük bir alana sahipti. İki farklı X-ışın demeti enerjisi ve

kullanılan yedi farklı makine arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. CORVUS ve PINNACLE TPS'ler için doğrulama arasındaki fark, tüm üç ölçüt-NAT indeksleri, Gama kriterini karşılamayan piksel sayısı ve film normalizasyonu için anlamlı bulunmuştur. CORVUS daha düşük NAT indeksleri (yani "daha iyi" uyum) göstermiştir, ancak Gama kriterini karşılamayan daha fazla piksel sayısına (yani "daha kötü" uyum) sahip olmuştur. Hastaya özgün kalite kontrolünde kullanılan çeşitli lineer hızlandırıcılar arasında bazı istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmasına rağmen, genel olarak önemli bir farklılık gözlemlenmemiştir. Bizim çalışmamızda da farklı tedavi planlama sistemlerinin Gamma değeri üzerindeki etkisi incelenmiştir. Kullanılan yazılımların etkisi göz önüne alındığında, %3/3 mm kriteri kapsamında PRECISE TPS (356 plan) için %97,29 ve MONACO TPS (1012 plan) için %99,13 bulunmuştur. Bu sonuç, MONACO TPS'in daha iyi performans gösterdiğini ortaya koymaktadır.

Hirashima ve arkadaşları (2020) tarafından yapılan çalışmada, Ekim 2015 ile Şubat 2019 tarihleri arasında VMAT tedavisi gören 888 hastanın 1255 planı çalışmaya dahil edilmiştir. ArcCHECK (3D) ölçüm cihazı kullanılarak hasta spesifik kalite kontrolünde elde edilen Gama indeks verileri, üç farklı kriterle (%5/1 mm, %2/2 mm ve %3/2 mm) %90 kabul oranı kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışmada, radyoterapi planlarındaki Gama kabul oranlarının tahmin ve sınıflandırmasını, plan karmaşıklığı ve dozimetrik özellikler kullanarak iyileştirmek amaçlanmıştır. Tüm veri setlerinde ölçülen Gama kabul oranlarının ortalama $\pm$ SD (min–maks) değerleri sırasıyla %5/1 mm kriteri için $94,7 \pm 6,5$ (58,0-100%), %2/2 mm kriteri için $90,0 \pm 7,4$ (50,3-100%), ve %3/2 mm kriteri için $94,9 \pm 4,8$ (72,7-100%) şeklinde bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise MatriXX planar (2D) ölçümler yapılmıştır. Çalışmamızın, Gama analiz verilerinin %95 (%3/3mm) kabul oranıyla elde edilen planlarının, onların %90 (%3/2mm) kabul oranına sahip planları ile kıyaslanabilmiştir. Çalışmamızda 2022-2023 yılları arasında VMAT planları için Gama kabul oranlarının ortalama $\pm$ SD değerleri $99,24 \pm 0,939$ bulunurken Hirashima ve arkalarının çalışmasında %90 kabul oranı %3/2mm kriteri için $94,9 \pm 4,8$ olarak bildirilmiştir. Böylece, çalışmamızda %4,5 (99,24/94,9) oranında daha yüksek düzeyde uygun planların bulunduğu görülmüştür.

Chan ve arkadaşları (2021) tarafından, 2018 yılında Kanada'nın Ontario eyaletindeki 15 kanser merkezinde YART ve VMAT uygulamalarında, hastaya özgün kalite

kontrol güvenilirliğine ilişkin mevcut radyoterapi uygulamaları hakkında bir anket yürütülmüştür. Ankete katılan merkezlerin çoğunda, gerçek bileşik geometrisine sahip sahte-3D dizilimli dedektörler kullanılmıştır. YART ve VMAT plan ölçümlerinde farklı cihazların kullanıldığı ve IBA MatriXX 2D cihazının sırasıyla merkezlerin %13'ünde ve %7'sinde tercih edildiği tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda tüm yoğunluklu ayarlı planların ölçümünde ilgili cihaz kullanılmıştır. Gama analizi gerçekleştirilirken, %3/3 mm kriteri ve %95 kabul oranının (%10 düşük doz eşiği) hem tolerans hem de etki seviyeleri için en yaygın olarak kullanıldığı görülmüştür. Bizim çalışmamızda da aynı tanımlamalar kullanılmış olup, %5 düşük doz eşiği tercih edilmiştir.

Chen ve arkadaşları (2023) tarafından yapılan çalışmada, Mart 2022 ile Nisan 2023 tarihleri arasında enstitülerinde VMAT ve YART teknikleri ile tedavi gören 687 hastanın radyoterapi planları incelenmiştir. Hastaya özgü planların kalite kontrolünde, %3/2mm kriterine göre %90 kabul oranı kapsamındaki Gama indeks verilerini, homojenite ve konformite indeks parametrelerini transformatör tabanlı derin öğrenme yazılımı ile değerlendirmişlerdir. Bulgularında, kalite kontrolde kullanılan Gama analiz kriteri kabulü kapsamında planların oranı %72,8 (500/687) olarak bulunmuştur. İlgili çalışmada %95 (%3/2mm) kabul oranı için ise %55,3 planın bulunduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ise, 1078 hastaya ait 1574 planın %3/3mm kriterine göre %95 kabul oranı kapsamındaki Gama analiz verisinin oranı %86,91 (1368/1574) olarak saptanmıştır. Çalışmamızda, Gama analiz verilerinin %95 (%3/3mm) kabul oranıyla elde edilen planlarının, onların %90 (%3/2mm) kabul oranına sahip planları ile kıyaslandığında %19 (86,91/72,8) oranında daha yüksek düzeyde uygun bulunduğu belirlenmiştir. Böylece, tedavi planlarının uygulanabilirliği ve güvenilirliğinin daha iyi olduğu gösterilmektedir. Ayrıca, bizim çalışmamızda da Gama değerlendirme sonuçlarının istatistiksel karşılaştırılması için Google Looker Studio ile Google E-Tablolar gibi benzer yazılımlar kullanılmıştır. Bu sayede, hızlı değerlendirmeler ve etki parametrelerine bağlı veri analizleri yapılabilmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Radyoterapi alanında ilerleyen teknoloji sayesinde yeni ve gelişmiş teknikler ve güncel tedavi planlama sistemleri ortaya çıkmıştır. Tedavi teknikleri eskiden günümüze ulaşana kadar, hedef hacimde sarım kabiliyeti artarken kritik organlara ise minimum dozu vermeye çalışarak gelmektedirler.

Tez çalışmamızda, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nın lineer hızlandırıcı cihazında YART tekniği ile tedavi olmuş hastaların planlarının mevcut doğrulama verilerinden yararlanıldı. Bu kapsamda, 2017-2023 yıllarındaki arşivden alınan YART ve VMAT gibi planlar için düzenlenen kalite kontrol formundaki doğrulama kriterlerinin kayıtları incelendi. Her bir plan için hesaplanan doz ve ölçülen doz karşılaştırmasının kabul edilmiş DTA (doz-mesafe uyumu) ve DD (doz farkı) ölçütleri çerçevesinde Gama indeks verileri kullanıldı.

Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 2017 ile 2023 yılları arasında toplamda 1078 hasta ve 1574 tedavi planı incelenip “Google E-Tablolar” yazılımı ile tablolaştırılıp hastalık türleri, hastalık bölgesi, tedavi cihazı, tedavi tekniği ve doz ölçüm parametreleri sınıflandırıldı. “Google Looker Studio” yazılımı ile “Google E-Tablolar”dan alınan verilerin grafik ve görselleştirmeleri yapıldı.

Hastaya özgün kalite kontrollerde, tedavi planları Statik YART tekniği için PRECISE tedavi planlama sistem (TPS)'i ve Dinamik YART-VMAT tekniği için MONACO TPS kullanılmış olup Gama indeks verisinin ortalaması ve standart sapması (%3/3 mm kriteri) sırasıyla $97,29 \pm 1,60$ (356 plan) ve $99,13 \pm 1,10$ (1012 plan) olarak bulundu. Çalışma sonucunda MONACO tedavi planlama sistemi ile oluşturulan tedavi planları PRECISE tedavi planlama sistemi ile oluşturulan tedavi planlarına göre farkının büyük bir oran olmadığı görüldü. Tedavi tekniği olarak VMAT YART'a göre Gama değerlendirme oranı açısından tedavi planlarında daha başarılı sonuç çıkarmıştır.

MONACO TPS ve güncellenmiş lineer hızlandırıcı tedavi cihazıyla 2022 yılında 258 VMAT planı için oluşturulan tedavi planların %3/3 mm kriteriyle Gama indeks verilerinin ortalama ve standart sapma değerleri $99,12 \pm 1,09$ olarak hesaplanırken, 2023'te 434 VMAT planı için $99,31 \pm 0,83$ bulundu. Bu sonuç, VMAT planlarının MONACO TPS ile yüksek doğrulukla uygulanabildiğini, MONACO TPS ile

güncellenmiş tedavi cihazının uyumlu şekilde çalıştığını ve bu sayede tedavilerin güvenilirliğinin arttığını göstermektedir.

Çalışmanın sonuçları, kalite kontrol süreçlerinde iki boyutlu doğrulamalar için gerekli kriterlerin belirlenmesi ve bu doğrulamaların çeşitli sınıflandırma öğelerine göre nasıl davrandığının analiz edilmesinde, özellikle ileri tedavi planlama tekniklerinin tasarımında faydalı olabilir. Aynı zamanda, benzer kalite kontrol prosedürleri uygulayan veya benzer öğelerle karşılaştırmalar yapan diğer klinikler için bu bilgiler değerli bir kaynak oluşturabilecektir.

Bu retrospektif tez çalışması, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda hastaya özgün YART tekniği ile tedavi edilmiş hastaların planlarının güvenilirlik ve etkinlik açısından bir ölçüt oluşturacaktır.

KAYNAKLAR

Accuray. Products, <https://www.accuray.com/> 2019, Erişim tarihi: 26.05.2024.

Agulnik M. Head and Neck Cancer. Editor: Puataweepong P, Advanced Radiation Therapy for Head and Neck Cancer: A New Standard of Practice, 1st Edition, Intech, Thailand, pp; 2012; 232-235.

Alfouzan AF. Radiation therapy in head and neck cancer. Saudi Medical Journal. 2021; 42(3), 247-254.

Alterio D, Marvaso G, Ferrari A, Volpe S, Orecchia R, & Jereczek-Fossa BA. Modern radiotherapy for head and neck cancer. In Seminars in oncology. 2019; 46(3), 233-245.

ASTRO. Unmet Need for Radiation Therapy Found Among Nearly Half of Eligible Cancer Patients in Nine Developing Countries. 2016.

Bortfeld TR, Kahler DL, Waldron TJ, Boyer AL. X-ray field compensation with multileaf collimators. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1994; 1, 28(3):723-30.

Boyer, A., Biggs, P., Galvin, J., Klein, E., LoSasso, T., Low, D., Mah, K. and Yu, C. Basic Applications of Multileaf Collimator: Report of Task Group No. 50 Radiation Therapy Committee. American Association of Physicists in Medicine. AAPM Task Group-50, 10. AAPM Report No. 72. 2001; 24-41.

Ceylan C. Radyoterapide plan değerlendirme yntemleri ve kriterleri. Becerir HB, Alkaya F. ed. Radyoterapi Fiziği. Ankara: Nobel Yayın; 2019, p: 513-536.

Chang JY, Dong L, Liu H, Starkschall G, Balter P, Mohan R, Liao Z, Cox JD, Komaki R. Image-guided radiation therapy for non-small cell lung cancer. J Thorac Oncol. 2008; 3(2):177-86.

Chan, G. H., Chin, L. C. L., Abdellatif, A., Bissonnette, J. P., Buckley, L., Comsa, D., Granville, D., King, J., Rapley, P. L., & Vandermeer, A. Survey of patient-specific quality assurance practice for IMRT and VMAT. Journal of applied clinical medical physics, 2021; 22(7), 155–164.

Chen L, Luo H, Li S, Tan X, Feng B, Yang X, Wang Y, Jin F. Pretreatment patient-specific quality assurance prediction based on 1D complexity metrics and 3D planning dose: classification, gamma passing rates, and DVH metrics. *Radiat Oncol.* 2023; 20; 18(1):192.

Childress NL, White RA, Bloch C, Salehpour M, Dong L, Rosen II. Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications. *Med Phys.* 2005; 32(4):838-850.

Clifford KS, Chao MD. *Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy.* Williams&Wilkins, 2nd Edition, Lippincott. 2004; 1-28.

Çakır A, Bilge H. Çok Yapraklı Lineer Hızlandırıcılarda Kolimatör Tasarımlarının Klinik Önemi, *Türk Onkoloji Dergisi.* 2012; 27: 46-54.

David T. Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator, *Physics In Medicine and Biology.* 2006; 51, 343–362.

Dawson LA, Jaffray DA: Advances in imageguided radiation therapy. *J Clin Oncol,* 2007; 25:938-946.

Depuydt T, Van Esch A, Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother Oncol.* 2002; 62(3):309-19.

Esch AV, C, Clermont M, Devillers M, Iori DP, Huyskens. OnLine Quality Assurance Of Rotational Radiotherapy Treatment Delivery By Means Of A 2D Ion Chamber Array And The Octavius Phantom. *Med. Phys.* 2007; 34 (10).

Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D, Molineu A, Palta JR, Ramsey CR, Salter BJ, Shi J, Xia P, Yue NJ, Xiao Y. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys.* 2009; 36(11): 5359-5373.

Elekta. Elekta Versa HD™, <https://www.elekta.com/products/radiation-therapy/versa-hd/> 2019., Erişim tarihi: 26.05.2024.

Galvin JM, Ezzell G, Eisbrauch A, Yu C, Butler B, Xiao Y. Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American Society for Therapeutic radiology

and Oncology and the American Association of physicists in Medicine. *Int. J. Radiat Oncol Biol Phys.* 2004; 58(5), 1616-1634.

Granville DA, Sutherland JG, Belec JG, La Russa DJ. Predicting VMAT patient-specific QA results using a support vector classifier trained on treatment plan characteristics and linac QC metrics. *Phys Med Biol.* 2019; 29, 64(9): 095017.

Güngör, G. Hedef hacim ve kritik organ tanımlamaları. Becerir HB, Alkaya F. ed. *Radyoterapi Fiziği.* Ankara: Nobel Yayın. 2019; 499-510.

Harms WB, Low DA, Wong JW, Purdy JA. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Medical Physics.* 1998; 25(10): 1830-1836.

Hirashima, H., Ono, T., Nakamura, M., Miyabe, Y., Mukumoto, N., Iramina, H., & Mizowaki, T. Improvement of prediction and classification performance for gamma passing rate by using plan complexity and dosiomics features. *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology,* 2020; 153, 250-257.

Hodapp N. ICRU Report No 83. Prescribing, recording and reporting photon-beam-intensity-modulated radiation therapy (IMRT), *Journal of ICRU.* 2012; 10: (1).

ICRU. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy, Report No. 50, ICRU, Bethesda, MD. 1993.

ICRU. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), Report No.62, ICRU, Bethesda, MD. 1999.

IBA Dosimetry I'mRT OmniPro-MatriXX, User's Guide 2008.

Jadon R, Pembroke CA, Hanna CL, Palaniappan N, Evans M, Cleves AE, Staffurth J. A systematic review of organ motion and image-guided strategies in external beam radiotherapy for cervical cancer. *Clin Oncol (R Coll Radiol).* 2014; 26(4): 185-196.

Jeraj, M., & Robar, V. Multileaf collimator in radiotherapy. *Radiology and Oncology,* 2004; 38(3).

Khan F, Gibbons JB. The Physics of Radiation Therapy, 5th ed., Lippincott Williams & Wilkins, Çin, ISBN: 2014; 978-1-4511-8245-3.

Khan FM. The Physics of radiation therapy. 3rd ed. Minnesota: Williams&Wilkins. 2003.

Khan FM. Treatment Planning in Radiation Oncology. Second Edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins. 2007.

Klein, E.E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F.-F., Simon, W., Dresser, S., Serago, C., Aguirre, F., Ma, L., Arjomandy, B., Liu, C., Sandin, C. and Holmes, T., Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med. Phys., 2009, 36: 4197-4212.

Kumar A, Mukherjee G, Yadav G, Pandey V, Bhattacharya K. Optimized point dose measurement: An effective tool for QA in intensity-modulated radiotherapy. J Med Phys. Oct.2007; 32(4):156-60.

Knöös T. QA procedures needed for advanced RT techniques and its impact on treatment outcome J. Phys.: Conf. Ser. 2015; 573, 1-9.

Lanzetti J, Finotti F, Savarino M, Gassino G, Dell'Acqua A, & Erovigni, FM. Management of oral hygiene in head-neck cancer patients undergoing oncological surgery and radiotherapy: a syctematic review. Dentistry Journal. 2023; 11(3), 83.

Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. Med Phys. Sep. 2003; 30(9):2455-64.

Marinetti T, Dong L. Delivery of precision radiation therapy: IMRT, IGRT, proton beam therapy. Chao C, Wang TJC, Marinetti T. ed. Practical essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy. Phidelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2003; 1-32.

Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, Li H, Wijesooriya K, Shi J, Xia P, Papanikolaou N, Low DA. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med Phys. 2018; 45(4): e53-e83

Mijnheer B, Georg D. Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO Booklet No.9 2008.

Öztürk S, Karakaş Ü, Kızıl HE, & Uysal H. Kanser hastalarına uygulanan farklı tedavi süreçlerinde fiziksel egzersizlerin etkisi. Anatolia Sport Research. 2022; 3(2): 9-16.

Öztürk N. İyonlaştırıcı radyasyonun ölçülmesi ve radyasyon doz birimleri. Becerir HB, Alkaya F. ed. Radyoterapi Fiziği. Ankara: Nobel Yayın; 2019, p: 85-90.

Palta JR, Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Rosen I, Sharpe MB. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. Med Phys. 2003; 30 (8).

Paddick, I. A simple scoring ratio index to conformity of radiosurgical treatment plans. Technical note. J Neurosurg, 2000; 93(3), 219-222.

Perez CA, Halperin EC, Brady LW. Perez and Brady's. Principles and Practice of Radiation Oncology. Fifth Edition. Philadelphia, USA: Lippincott Williams and Wilkins. 2008.

Podgorsak EB. Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency. 2005.

Poppe B, Ruehmann A, Willborn K, Allgaier B, Harder D. Three Dimensional Gamma-Index Analysis And Considerations Of The Reference Level Definition For Dosimetric IMRT Plan Verification With 2D Ionisation Chamber Arrays. 2009; 248-249.

Potter NJ, Mund K, Andreozzi JM, Li JG, Liu C, Yan G. Error detection and classification in patient-specific IMRT QA with dual neural networks. Med Phys. 2020; 47(10):4711-4720.

PTW Farmer Ionization Chambers. Online: http://www.ptw.de/farmer_chambers0.html, Erişim tarihi: 30.05.2024.

Radiation Medicine QA Solutions Catalog 2008/2009 - PTW-Freiburg - #13

Rao M, Yang W, Chen F, Sheng K, Ye J, Mehta V, Shepard D, Cao D. Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT: plan quality, delivery efficiency and accuracy. *Med Phys*. 2010; 37(3): 1350-1359.

Ren W, Sun C, Lu N, Xu Y, Han F, Liu YP, Dai J. Dosimetric comparison of intensity-modulated radiotherapy and volumetric-modulated arc radiotherapy in patients with prostate cancer: a meta-analysis. *J Appl Clin Med Phys*. 2016; 17(6): 254-262.

Schegel W, Bortfeld T, Grosu AL. *New Technologies in Radiation Oncology*. Verlag Berlin: Springer. 2006; 257-266.

Shimizu S, Shirato H, Ogura S, Akita-Dosaka H, Kitamura K, Nishioka T, Kagei K, Nishimura M, Miyasaka K. Detection of lung tumor movement in real-time tumor-tracking radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001; 1;51(2): 304-310.

Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, Fraass BA, Kry SF, Marshall IR, Mihailidis DN, Ouhib Z, Ritter T, Snyder MG, Fairbrent L; AAPM Medical Physics Practice Guideline Task Group. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams. *J Appl Clin Med Phys*. 2015; 8, 16(5):14–34.

Sykes JR, Williams PC. An experimental investigation of the tongue and groove effect for the Philips multileaf collimator. *Phys Med Biol*. 1998; 43(10):3157-65.

Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *Br J Radiol*. 2011; 84(1007): 967-996.

Tsang YM. *Radiotherapy in Practice External Beam Therapy*, Ed:Hoskin P. Third Edition Chapter 3 Oxford Press. UK. 2019; 27-52.

Van Esch A, Clermont C, Devillers M, Iori M, Huyskens DP. On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom. *Med Phys*. 2007; 34(10):3825-37.

Valdes G, Adamson J, Cai J. Artificial intelligence for prediction of measurement-based patient-specific quality assurance is ready for prime time. *Med Phys*. 2021; 48(6): 2701-2704.

Varian, TrueBeam® Radiotherapy System, 2019
<https://www.varian.com/products/radiotherapy/treatment-delivery/truebeam>, Erişim
tarihi: 26.05.2024.

Verellen D, De Ridder M, Linthout N, Tournel K, Soete G, Storme G. Innovations in image-guided radiotherapy. *Nat Rev Cancer*. 2007; 7(12):949-960.

Viola P, Romano C, Craus M, Macchia G, Buwenge M, Indovina L, Valentini V, Morganti AG, Deodato F, Cilla S. Prediction of VMAT delivery accuracy using plan modulation complexity score and log-files analysis. *Biomed Phys Eng Express*. 2022; 8(5).

Yoosuf AM, Ahmad MB, AlShehri S, Alhadab A, Alqathami M. Investigation of optimum minimum segment width on VMAT plan quality and deliverability: A comprehensive dosimetric and clinical evaluation using DVH analysis. *J Appl Clin Med Phys*. 2021; 22(11): 29-40.

Wang H, Cooper BT, Schiff P, Sanfilippo NJ, Wu SP, Hu KS, Das IJ, Xue J. Dosimetric assessment of tumor control probability in intensity and volumetric modulated radiotherapy plans. *Br J Radiol*. 2019; 92(1094):20180471.

Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol: Institute of Physics Publishing. 2001; 270-278.

World Health Organization. Cancer, <https://www.who.int/news-room/factsheets/detail/cancer>. 2018.

Xu Y, Zhang K, Liu Z, Liang B, Ma X, Ren W, Men K, Dai J. Treatment plan prescreening for patient-specific quality assurance measurements using independent Monte Carlo dose calculations. *Front Oncol*. Nov. 2022; 7,12,10 51-110.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Lütfü	Uyruğu	
Soyadı	ŞAHİN	Tel no	
Doğum tarihi		E-posta	

Eğitim Bilgileri

	Mezun olduğu kurum	Mezuniyet yılı
Lise	Orgeneral Eşref Bitlis Anadolu Lisesi	2015
Lisans	Sinop Üniversitesi, Nükleer Enerji Mühendisliği	2020
Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği (Tezli)	2024

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Sağlık Fizikçisi	Sakarya Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi	2024-Devam Ediyor

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler: