



ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI ANATOMİK BÖLGELERE GÖRE MR TABANLI  
ADAPTİF RADYOTERAPİ TEDAVİLERİNİN CANLI PARALEL  
İŞ AKIŞINA GÖRE ZAMAN ANALİZİ**

BERKAY KARALI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANA BİLİM DALI

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Enis Özyar

İKİNCİ TEZ DANIŞMANI  
Dr. Görkem Güngör

İSTANBUL-2024





ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI ANATOMİK BÖLGELERE GÖRE MR TABANLI  
ADAPTİF RADYOTERAPİ TEDAVİLERİNİN CANLI PARALEL  
İŞ AKIŞINA GÖRE ZAMAN ANALİZİ**

BERKAY KARALI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANA BİLİM DALI

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Enis Özyar

İKİNCİ TEZ DANIŞMANI  
Dr. Görkem Güngör

İSTANBUL-2024

## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda 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, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

15.01.2025

Berkay Karali

## ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tezimin uygulama ve yazım sürecinde benden deneyimlerini asla esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, tez yazım sürecim boyunca yardımları ile yol gösteren, almış olduğum eğitim hayatımda desteğini her zaman arkasında hissettiğim, kendisini her zaman örnek alacağım çok değerli danışman hocam Dr. Görkem GÜNGÖR'e

Tezimin yazım aşaması boyunca destek ve deneyimleri ile yardımlarını esirgemeyen, aldığım eğitim süresi boyunca vermiş olduğu dersler ile radyasyon onkolojisi ve klinik bilgilerini bizimle paylaşan değerli danışman hocam Prof. Dr. Enis ÖZYAR'a

Yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgilerini hiçbir zaman bizimle paylaşmaktan çekinmeyen ve tüm süre boyunca yanımızda olan, eğitimim ve ilerideki mesleğimiz ile ilgili yardımlarını esirgemeyen, süreç boyunca desteğini her zaman hissettiğim, değerli hocam Gökhan AYDIN'a

Yüksek lisans eğitimim boyunca mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, değerli hocam Bülent YAPICI'ya

Yüksek lisans eğitimim boyunca mesleki bilgi ve deneyimleri ile klinikte bulunduğumuz zaman içerisinde her zaman yanımızda olan, özellikle klinik uygulamalarda yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, çok değerli medikal fizik uzmanları Anatolia SERKİZYAN ve Melih ULUER'e

Vermiş oldukları radyasyon onkolojisi, klinik dersleri ile değerli bilgiler edindiğimiz, mesleki bilgi ve deneyimlerini bizimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Banu ATALAR ve Prof. Dr. Gamze UĞURLUER SÜMER'e

Tez uygulama sürecimde birlikte vakit geçirmiş olduğum ViewRay MRIdian Linak konsolunda bulunan, benimle deneyimlerini paylaşan değerli teknikerler İlkey SERBEZ, Sena TURGUT, Batuhan Şenel ALACA ve Hasan CEYLAN'a

Mesleğe ilk adımı atmamdaki destek ve yardımlarını her zaman hissettiğim, tez yazım sürecinde bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, bu süreçte çalışabilmem için imkan sunan ve tez yazım sürecimi her zaman ön planda tutmamı sağlayan medikal fizik uzmanı çok değerli hocam Hande AYATA'ya

Tez yazım sürecimde yardımlarını eksik etmeyen, meslekteki ilk adımlarımı atarken desteğini hep arkamda hissettiğim, çalışma hayatımda her zaman yanımda olan çok değerli çalışma arkadaşım medikal fizik uzmanı Yaren ERGİN'e

Lisans ve sonrasında yüksek lisans hayatına birlikte başladığım, her zaman yanımda olan ve birbirimizin yanında olmaya devam edeceğimiz güzel dostum, gelecekteki meslektaşım Göker AKDAĞ'a

Bana olan güvenlerini hiçbir zaman kaybetmeyen, en büyük destekçim olan aileme

Teşekkür ederim...

# İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	iii
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER .....	vi
KISALTMA VE SİMGELER LİSTESİ .....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
RESİMLER LİSTESİ.....	x
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	1
ABSTRACT .....	2
1 GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
2 GENEL BİLGİLER .....	6
2.1 Kanserin Oluşumu.....	6
2.1.1 Kanseri oluşturan risk faktörleri.....	6
2.1.2 Kanserin tanısı.....	6
2.1.3 Kanserin tedavi yöntemleri .....	6
2.2 Radyoterapi.....	8
2.2.1 Küratif radyoterapi.....	8
2.2.2 Palyatif radyoterapi .....	8
2.2.3 Profilaktik radyoterapi .....	9
2.2.4 Sterotaktik vücut radyoterapisi .....	9
2.2.5 Görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT).....	9
2.2.6 Adaptif radyoterapi.....	10
2.3 Radyoterapide Tedavi Planlamaları ve Hedef Hacim Tanımlamaları.....	11
2.3.1 Brüt tümör hacmi (GTV: gross tumor volume) .....	12
2.3.2 Klinik hedef hacim (CTV: clinical target volume) .....	12
2.3.3 Planlanan hedef hacim (PTV: planning target volume) .....	13
2.3.4 İç hedef hacmi (ITV: internal target volume).....	13
2.3.5 Risk altındaki organ hacmi (OAR).....	13
2.3.6 Simultane integre boost (SIB) .....	14
2.4 Radyasyon Tedavilerinde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri .....	14
2.4.1 Bilgisayarlı tomografi.....	14
2.4.2 Pozitron emisyon tomografisi (PET).....	15
2.4.3 Manyetik rezonans görüntüleme (MR) .....	15
2.5 Modern Lineer Hızlandırıcı Cihazları (Linak).....	18
2.6 MR-Linak .....	18

2.7	Linaklarda Radyoterapi Fraksiyon Süresi ve Hasta Üzerindeki Önemi ...	21
2.7.1	Fraksiyon süresini etkileyen parametreler .....	21
2.7.2	Hareket kontrolü için nefes kontrolü .....	22
2.7.3	Monitor unit (MU) ve fraksiyon dozu .....	22
2.7.4	IMRT kullanılan alan sayısı .....	23
2.7.5	Segment sayısı .....	23
3	GEREÇ VE YÖNTEM .....	24
3.1	Çalışma Grubu.....	24
3.2	İstatistik .....	24
3.3	ViewRay MR-Linak Tedavi Planlamaları .....	24
3.4	ViewRay MR-Linak İş Akışı ve Zaman Analizi .....	25
3.4.1	Setup .....	26
3.4.2	Görüntüleme .....	26
3.4.3	Konturlama .....	26
3.4.4	Yeniden planlama.....	27
3.4.5	Işınlama .....	27
3.5	A3İ Güncellemesi.....	27
4	BULGULAR .....	29
4.1	Zaman Analizi Verileri .....	29
4.2	Hasta ve Tedavi Özellikleri.....	29
4.3	İstatistik .....	30
4.3.1	Analiz.....	34
5	TARTIŞMA.....	39
6	SONUÇ .....	44
7	KAYNAKLAR.....	46
8	EKLER .....	47
EK 1.	Etik Kurul Kararı .....	47
EK 2.	Tıbbi Araştırmalar Değerlendirmeler Kurul Onayı.....	48
9	ÖZGEÇMİŞ .....	49

## KISALTMA VE SİMGELER LİSTESİ

<b>CT</b>	Bilgisayarlı Tomografi
<b>CTV</b>	Clinical Target Volume
<b>DVH</b>	Doz Hacim Histogramı
<b>GTV</b>	Gross Tumor Volume
<b>IGRT</b>	Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi
<b>IMRT</b>	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
<b>ITV</b>	Internal Target Volume
<b>MLC</b>	Çok Yapraklı Kolimatör
<b>MRG</b>	Manyetik Rezonans
<b>MU</b>	Monitor Unit
<b>OAR</b>	Risk Altındaki Organ Hacmi
<b>PET</b>	Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)
<b>PTV</b>	Planning Target Volume
<b>RF</b>	Radyofrekans
<b>SBRT</b>	Stereotaktik Vücut Radyoterapisi
<b>SIB</b>	Simultane Integre Boost
<b>3BKRT</b>	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
<b>VMAT</b>	Volümetrik Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavisi

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Tüm fraksiyonlar için MR-Linak tedavileri sırasındaki iş akışı adımlarının zaman dağılımı..... 31

Şekil 2. Çevrimiçi adaptif iş akışı adımlarının abdomen, toraks ve pelvis anatomik bölgelerine göre zaman dağılımı..... 36



## RESİMLER LİSTESİ

Resim 1. Radyoterapide hacim tanımlamaları .....	13
Resim 2. Tanı amaçlı kullanılan MR cihazı.....	17
Resim 3. ViewRay MRIdian MR-Linak (ViewRay, MountainView, CA).....	20



## TABLULAR LİSTESİ

Tablo 1. Tüm fraksiyonlar için MR-Linak tedavileri sırasında iş akışı adımlarının zaman dağılımları.....	30
Tablo 2. Hasta tedavisi özelliklerine göre iş akışı adımlarının ortalama zaman analizi .....	32
Tablo 3. Işınlanan anatomik bölgelere göre iş akışı adımlarının zaman dağılımları .....	33



## ÖZET

### **Farklı Anatomik Bölgelere Göre MR Tabanlı Adaptif Radyoterapi Tedavilerinin Canlı Paralel İş Akışına Göre Zaman Analizi**

Bu tez çalışmasında amaç, MR tabanlı radyoterapi linak cihazındaki iş akışları olan; setup, görüntüleme, konturlama, yeniden planlama, ve ışınlama adımlarını zaman analizinde incelenmesi ve gerekli istatistiksel analizler yapılarak, hasta özellikleri ve planlama parametreleri ile ilgili oluşan farklılıkların zamana etkisini araştırılmasıdır. Radyoterapide tedavinin süresi hastanın psikolojik, fiziksel sağlığını ve yaşam kalitesini etkilememesi açısından önemli bir parametredir. Bu nedenle radyoterapi tedavilerinin sürelerinin uzamasının üzerindeki engeller tespit edilerek uygun çözümler tanımlanmalı ve en uygun tedavi süresine ulaşılması amaçlanmalıdır. Çalışmada, 15 Ağustos 2023 ile 12 Aralık 2023 tarihleri arasında toplam 84 hasta ve 401 fraksiyonun zaman analizi çalışması yapılmıştır. Fraksiyonların genel olarak %85'i 60 dakikadan kısa sürede, %19,7'si ise 30 dakikadan kısa sürede tamamlanmıştır. MR Linak adaptif radyoterapi iş akışı adımları için ortalama süreler şu şekildedir; Setup süresi: 4,32 dakika, görüntüleme süresi: 5,81 dakika, konturlama süresi 10,58 dakika, yeniden planlama süresi: 5,96 dakika, ışınlama süresi 18,50 dakikadır. Net toplam süre ortalaması 42,83 dakika olarak raporlanmıştır. Sonuç olarak, bu araştırma Viewray MR Linak cihazının paralel iş akışında gerçekleştirilen ilk geniş tedavi süresi analizlerinden biridir. Fazla iş akışı adımlarından kaynaklı olarak tedavi süreleri diğer linaklara göre uzun olsa da MR Linak teknolojisinin sunduğu faydalar klinik açıdan çok önemli bir yere sahiptir. Gelecekte, MR Linak cihazlarındaki doz oranında artış, MLC ve gantry hızlarının arttırılması, VMAT tedavi seçeneğinin eklenebilmesi gibi güncellemelerle birlikte tedavi sürelerinin daha kısa sürede gerçekleşebilmesi mümkün olabilir.

**Anahtar Sözcükler:** MR linak, Radyoterapi zaman analizi, Online adaptif radyoterapi, MR linak iş akışı, Radyoterapi süresine etki eden faktörler

## **ABSTRACT**

### **Time Analysis of MR-Based Adaptive Radiotherapy Treatments for Different Anatomical Regions According to Live Parallel Workflow**

The aim of this thesis is to analyze the workflows of the MR-based radiotherapy linac device; setup, imaging, contouring, replanning, and irradiation steps and investigate the effect of differences in patient characteristics and planning parameters on time analysis by performing the necessary statistical analysis. The duration of radiotherapy treatment is an important parameter affecting the patient's psychological and physical health and quality of life. Therefore, the obstacles on the prolongation of the duration of radiotherapy treatments should be identified, appropriate solutions should be defined and it should be aimed to reach the optimal treatment duration. In this study, a total of 84 patients and 401 fractions were analyzed in terms of time of each workflow steps between August 15, 2023 and December 12, 2023. In general, 85% of the fractions were completed in less than 60 minutes and 19.7% in less than 30 minutes. The average times for MR Linac adaptive radiotherapy workflow steps are as follows; setup time: 4.32 minutes, imaging time: 5.81 minutes, contouring time: 10.58 minutes, replanning time: 5.96 minutes, irradiation time: 18.50 minutes. The net total time average was reported as 42.83 minutes. In conclusion, this study is one of the first large treatment time analyses performed in the parallel workflow of Viewray MR Linac. Although treatment times are longer than other linacs due to the extra workflow steps, the benefits offered by MR Linac technology are clinically significant. In the future, it may be possible to realize shorter treatment times with updates such as increasing the dose rate in MR Linac devices, increasing MLC and gantry speeds, and adding VMAT treatment option.

**Keywords:** MR linac, Radiotherapy time analysis, Online adaptive radiotherapy, MR linac workflow, Factors affecting radiotherapy time

# 1 GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi teknolojisi, geçmişten bugüne büyük gelişimlere uğrayarak günümüze ulaşmıştır. Görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT) teknolojisi ile hastaya özgü organ hareketleri ve setup hataları her fraksiyon için düzeltilir hale gelmiştir. Böylelikle 2 veya 3 boyutlu görüntülemeler ile tedavi alanının doğruluğunun kontrol edilerek ve sonrasında alan doğruluğunun düzeltilmesi ile tedavi belirsizliği düşürülmüştür. Fakat, radyoterapinin tüm fraksiyonları boyunca hastaların kilo değişimi, tümör küçülmesi ve tümörün yer değiştirmesi gibi durumlarda tek başına sağlıklı bir düzeltme işleminin uygulanması pek mümkün değildir (1,2).

Tedavi öncesi görüntüleme ve pozisyon düzeltme teknikleri, dozimetrik hataları gidermeye yardımcı olamazlar. Bu gibi değişimlerin sonucu olarak, planlama dozuna göre tedavi sırasında kritik organ ve hedefte potansiyel doz değişimleri meydana gelebilir. Tüm bu nedenlerden ötürü 'adaptif radyoterapi' tekniği ihtiyacı doğmuştur (2). Adaptif radyoterapinin temel amacı tedaviye girecek hastanın doz dağılımının, planlanan tedavi doz dağılımına eşit hale getirmektir. Hastanın kilo değişimi, tümör değişimi gibi etkenleri hesaba katarak tedavi planının değiştirilmesidir. Adaptif radyoterapi, online adaptif radyoterapi, offline adaptif radyoterapi olarak ikiye ayrılır (1).

Radyoterapi tedavilerinin süresi, birkaç faktöre bağlı olarak değişebilen bir durumdur. Radyoterapide tedavilerinde tedavi süresini etkileyen faktörler arasında genel olarak kanserin türü, yerleşim bölgesi, hastanın genel sağlık durumu, kullanılan radyasyon dozu, tedavi planı ve monitor unit (MU) yer alır. Tedavi süresi kullanılan lineer hızlandırıcı cihazlarının türüne göre değişkenlik gösterir. Adaptif radyoterapi cihazlarında ise bu faktörlere ek olarak daha fazla iş akışı adımları bulunmasından dolayı, tedavi süresini etkileyen faktörlerin sayısı klasik lineer hızlandırıcı sistemlerine göre daha fazladır (3).

MR-Linak sistemleri, geleneksel lineer hızlandırıcı sistemlerinden farklı olarak manyetik rezonans (MRG) teknolojisinin birleştiği özel bir adaptif radyoterapi

cihazıdır. Bu sistemler aynı anda radyoterapi uygulaması yapabilen ve gerçek zamanlı olarak tümör ve çevre dokuların görüntülenmesine olanak tanıyan bir teknoloji sunar (3).

MR-Linak sistemleri, MR tabanlı görüntüleme üzerine kurulu olan tedavi sistemleridir. Diğer klasik lineer hızlandırıcı sistemlerine göre birçok avantajları bulunmaktadır.

Üstün yumuşak doku görüntülemesi, intrafraksiyonel anlık adaptif radyasyon işlevselliği, gerçek zamanlı hedef takibi gibi özellikler diğer lineer hızlandırıcı sistemleri ile karşılaştırıldığında büyük avantajlara sahiptir (3).

Radyoterapide tedavinin süresi de hastanın konforu açısından oldukça büyük bir etkidir. Hastanın psikolojik, fiziksel sağlığını, yaşam kalitesini etkilememesi açısından ve kliniğin genel işleyişinin, iş akışının sekteye uğramaması için tedavi süresi mümkün olduğunca kısa olmasına önem verilir.

Radyoterapide belirsizlik faktörünün en aza indirilmesi amacı ile kullanılan ve birçok iş akışına sahip olan MR-Linak sistemleri, doğal olarak klasik lineer hızlandırıcı sistemlerine göre daha uzun tedavi sürelerine sahiptirler.

MR-Linak sistemlerinde karmaşık iş akışı adımları ve çevrimiçi adaptif radyoterapiye sahip olması, uzun tedavi sürelerine yol açmaktadır. Tedavinin doğruluğu ve tedavi süresi arasında bir denge sağlanmalıdır (3). Bu denge ancak doğru iş dağılımı ve ekip çalışması ile sağlanabilir.

Bu araştırmada, MR-Linak radyoterapi cihazında gerçekleşen tedavi adımları zaman analizi metodu ile incelenecektir. Bununla birlikte hasta tedavilerindeki diğer tüm parametrelerin tedavi süresine olan etkisi araştırılacaktır. MR-Linak cihazında tedaviye giren tüm hastalar anatomik bölgelerine göre raporlanarak, detaylı veri analizleri sonucunda incelenecektir. Tedavi süresinin tedaviye olan etkisinin

araştırılması ve tedavi sürelerini uzatan etkenlerin tespit edilerek, hastalar için en uygun tedavi sürelerine ulaşılması amaçlanmaktadır (4,5).

ViewRay MRIdian MR Linak sistemlerinde iş akışı, yakın zamanda gerçekleştirilen bir güncelleme ile, sıralı iş akışından paralel iş akışına geçmiştir. Güncelleme öncesi sıralı iş akışı ile gerçekleştirilen tedavilerin zaman analizi araştırmaları ile, paralel iş akışı ile gerçekleştirilen tedavilerin zaman analizinin raporlanacağı bu araştırma karşılaştırılarak iki iş akışı arasındaki tedavi süresi farkı incelenecektir (3,6).



## **2 GENEL BİLGİLER**

### **2.1 Kanserin Oluşumu**

Kanser, vücuttaki hücrelerin kontrolsüz ve anormal bir şekilde büyümesi sonucunda oluşan bir grup hastalığı temsil eder. Normalde vücut hücreleri belli bir düzen ve denge içinde çoğalır, büyür ve ölürlür. Ancak kanser, bu normal düzenin bozulduğu durumları ifade eder (1).

#### **2.1.1 Kanseri oluşturan risk faktörleri**

Kanser oluşumunun nedenleri genellikle karmaşıktır ve birkaç faktörün bir araya gelmesi sonucu ortaya çıkar. Genetik faktörler, çevresel faktörler, virüs ve enfeksiyonlar, bağışıklık sistemi zayıflığı, hormonal faktörler, yaş ve cinsiyet kanserin oluşturan risk faktörleri arasında yer almaktadır (2). Bu faktörlerin kombinasyonu kişiden kişiye farklılık gösterir ve kanserin tam olarak nasıl ortaya çıktığını saptamak genellikle karmaşık bir süreçtir. Kanser araştırmaları, kanserin oluşumunu anlamak, önlemek ve tedavi etmek konularında yeni bilgiler edindikçe bu alandaki bilgiler güncellenmektedir (2).

#### **2.1.2 Kanserin tanısı**

Kanser tanısı genellikle birçok farklı yöntemin bir araya gelmesi ile kararlaştırılır. Bunlar; hikâye ve fizik muayene, görüntüleme testleri, laboratuvar testleri, biyopsi, patoloji değerlendirmesi, genetik testler yöntemleridir. Kanser tanısı, belirli bir hastanın durumuna, semptomlarına ve bulgularına bağlı olarak çeşitli yöntemlerin bir kombinasyonunu gerektirebilir (2).

#### **2.1.3 Kanserin tedavi yöntemleri**

Kanser tedavisi, kanserin türüne, evresine ve hastanın genel durumuna göre değişkenlik gösterir. En uygun tedavi hastanın taramaları sonucunda belirlenir (2).

### **2.1.3.1 Cerrahi**

Kanserli dokunun cerrahi olarak çıkarılması işlemidir. Tümörün yapısına ve bulunduğu bölgeye bağlı olarak bazı durumlarda tümörün tamamı alınabilmirken bazı durumlarda ise bir kısmı çıkarılabilir (2).

### **2.1.3.2 Kemoterapi**

Kanser hücrelerini öldürmek ve/veya büyümelerini yavaşlatmak amacıyla kullanılan güçlü ilaçlardır. Bu ilaçlar vücudun her yerine ulaşabilir ve genellikle damar yolu ile verilir. Nadiren ağız yolu ile veya kas içi enjeksiyon ile uygulanabilen kemoterapi türleri de mevcuttur (2).

### **2.1.3.3 İmmünoterapi**

Vücudun bağışıklık sistemini güçlendirerek kanser hücreleri ile savaşmasını amaçlar. İmmünoterapi üç farklı yöntemle uygulanabilir. Bunlar; monoklonal antikolar, T hücre tedavisi, onkolitik tedavi yöntemleridir (2).

### **2.1.3.4 Hormon tedavisi**

Hormon tedavisi hormonlara duyarlı kanser türlerinde (örneğin meme ve prostat kanserleri) hormon seviyesini kontrol ederek kanserin büyümesini durdurur veya yavaşlatır (2).

#### **2.1.3.4.1 Kök hücre tedavisi**

Yaygın olarak lösemi ve lenfoma gibi kan kanserlerinde bu tedavi yöntemi kullanılır. Kemoterapi ve radyoterapi sonrasında sağlıklı kan hücrelerini yenilemek amacı ile bu tedavi yöntemi tercih edilir (2).

## 2.2 Radyoterapi

Radyoterapi, kanserin lokal kontrolünü sağlamak için kullanılan bir tedavi yöntemidir. Genellikle belli bir bölgede yoğunlaşmış tümörleri hedefler. Radyasyon tedavisi planlamalarında, kanser hücrelerini hedef alırken sağlıklı dokuların zarar görmesini en aza indirmeye çalışılır. Radyoterapi, eksternal ve internal olmak üzere ikiye ayrılır. Radyoterapi tedavilerinde hastalar hareketsiz ve sabit durmalıdırlar. İmmobilizasyon (sabitleme) aletleri tedavinin başarısı, hastanın konforu açısından önemlidir. Radyoterapinin yan etkileri olabilir ve bu etkiler, tedavi gören bölgenin konumuna, tedavi süresine ve kullanılan dozlara bağlı olarak değişebilir.

Hasta, radyasyon onkolojisi kliniğine refere edildiğinde radyasyon onkolojisi uzmanı tarafından değerlendirilir. Uzman hekim anamnez, fizik muayene, klinik bilgiler ile hastanın radyoterapi alıp almayacağına karar verilir. Radyoterapi temel olarak 5 aşamadan oluşur. Bunlar; Simülasyon, tedavi planlama, set-up doğrulama, tedavi ve tedaviye yanıtın değerlendirilmesidir (7).

### 2.2.1 Küratif radyoterapi

Küratif radyoterapi, kanseri tamamen ortadan kaldırmak veya kontrol altına almak amacı ile kullanılan radyoterapi endikasyonudur. Küratif radyoterapi, hastalığın nüks etmesini önleyecek şekilde kullanılır. Radyasyonun etkisini arttırmak için çeşitli kemoterapi ilaçları ile kombine edilebilir (7).

### 2.2.2 Palyatif radyoterapi

Palyatif radyoterapi, genellikle ileri evre kanser hastalarında kullanılan bir radyoterapi endikasyonudur. Palyatif radyoterapi, hastalığın semptomlarını hafifletmeyi amaçlar, ancak hastalığı tamamen iyileştirmeyi hedeflemez. Palyatif radyoterapi, kanserli hastalarda ağrı, kanama, tıkanıklık veya diğer semptomları azaltmak veya kontrol altına almak amacı ile kullanılır. Hastanın yaşam kalitesini artırmayı, semptomları kontrol altına almayı ve rahatlamayı amaçlar (7).

### **2.2.3 Profilaktik radyoterapi**

Profilaktik radyoterapi, bir kişinin kanser gelişme riskini azaltmak veya önlemek amacı ile uygulanan bir radyoterapi endikasyonudur. Genellikle belirli bir risk faktörüne maruz kalmış bireylerde kanser oluşma, metastaz olasılığını düşürmeyi hedefler. Profilaktik radyoterapi, kanser hücrelerini ortadan kaldırmak yerine, potansiyel olarak kanser gelişme riski yüksek olan hücreleri kontrol etmeye veya zararsız hale getirmeye odaklanır (7).

### **2.2.4 Stereotaktik vücut radyoterapisi**

Stereotaktik Vücut Radyoterapisi (SBRT) çok yüksek dozlardaki radyasyonun çeşitli yoğunluklarda birçok ışın demetleri kullanılarak ve farklı açılardan milimetrik hassasiyetle vücuttaki hedefe yönlendirildiği bir tedavi biçimidir. Farklı açılardan gönderilen ışın demetleri hedefte birleşerek burada en yüksek dozu oluştururken çevrede yer alan normal dokuların aldığı dozun en az olması sağlanır. Böylece radyoterapiye bağlı istenmeyen yan etkileri görme riski düşer. SBRT tedavileri için en etkili hasta grubu, küçük ve iyi sınırlı tümör olgularına sahip hasta gruplarıdır (8).

### **2.2.5 Görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT)**

Radyoterapi tedavisi alması gereken hasta, tedaviye başlamadan önce simülasyon ismi verilen bir süreçten geçer. Bu süreçte hastanın hareketsiz ve tedavi boyunca rahat olması için immobilizasyon işlemi uygulanır. Ardından tümörün yerini belirlemek için görüntüleme yapılır ve bu görüntüler kullanılarak tedavi planı oluşturulur. Tedavi sürecinin başlamasıyla birlikte ilerleyen fraksiyonlarda, tümörün konumu, tümörün şekli, hastanın pozisyonu ve tümör etrafındaki kritik organların şekli gibi faktörler planın yapıldığı simülasyon görüntüsünden farklılık gösterebilirler. Bir düzeltme işlemi yapılmadıkça gerçekleşen bu anatomik değişimler tedaviyi olumsuz yönde etkileyebilir ve sağlıklı dokuların zarar görmesine neden olabilir. Radyoterapi süreci boyunca her fraksiyonda alınan görüntülemeler ile tümör ve etrafındaki kritik organların takip edilmesi sağlanır bu görüntülemeler düzlemsel kv radyografi, CBCT,

MR görüntülemesi ile sağlanabilir. Gerekli düzeltmeler füzyon ile gerçekleştirilir ve hasta pozisyonu uygun hale getirilir. Tedavi belirsizliğinin minimum seviyeye düşürülmesiyle birlikte tedavi başlar (1,2,9).

### **2.2.6 Adaptif radyoterapi**

Adaptif radyoterapi, tümördeki boyut ve yer değişimleri, çevre organ hareketi veya vücuttaki diğer anatomik değişikliklere bağlı olarak tedavi planının güncellenmesine olanak sağlayan bir radyoterapi tekniğidir. Geleneksel radyoterapi teknikleri, hastanın ilk taramaları ve tümörün konumunun belirlenmesine dayanır. Ancak kanserli dokuların, tedavi süresince boyut ve yeri değişebilir ve bu değişiklikler tedavi planının etkinliğini azaltabilir. Adaptif radyoterapi ise bu değişikliklere cevap vermek için radyoterapi planını sürekli olarak güncellenmesidir. Bu şekilde tümör ve etrafındaki tüm anatomik hareketlere uyum sağlayarak daha hassas bir tedavi sağlar. Adaptif radyoterapi tekniğinde tedavi belirsizliğinin düşürülmesiyle birlikte daha yüksek dozlarda tedaviler daha güvenli olabilirken, sağlıklı dokuların hasarını minimize etmeye yardımcı olabilir. Bu nedenlerle adaptif radyoterapi, günümüzde radyoterapi tedavilerinde hassas ve etkili bir seçenek olarak kabul edilir. Adaptif radyoterapi offline radyoterapi ve online radyoterapi olarak ikiye ayrılır (1,5,10).

Offline Adaptif Radyoterapi, tedavi planının tedavi süresince belirli aralıklarla yeniden değerlendirilmesi ve gerektiğinde yeniden plan hazırlanması sürecidir. Tedavinin başlangıç fraksiyonundan itibaren hastanın anatomik değişimleri her tedavi fraksiyonunda kontrol edilir. Hastanın anatomik yapısında meydana gelen değişiklikler, tümör boyutunda değişim veya kritik organların pozisyonel değişimleri gibi etkenler sebebi ile fraksiyon öncesinde IGRT füzyonu ile yapılan düzeltmenin yetersiz kaldığı durumlarda gerçekleştirilir. En sık kullanıldığı bölge baş boyun kanserleridir. Tümörlerde hızlı küçülme, hasta kilosunda hızlı düşüş, özellikle tükürük bezlerinin küçülüp planlanandan yüksek doz aldığı durumlarda uygulanır. Diğer taraftan meme dokusundaki simülasyon CT'sine göre gerçekleşen değişiklikler, bir prostat tedavisinde mesanenin simülasyon CT'sindeki kadar doldurulamama durumu adaptif radyoterapiye ihtiyaç gerektirebilir. Bu yöntemde tedavi sırasında anlık bir

düzeltilme yapılamaz, sonraki fraksiyonlar için tedavi planı güncellenir. Offline radyoterapi hastanın toplam tedavi süresine, tümör türüne ve büyüklüğüne, tedavi sürecinde vermiş olduğu aralara göre değişkenlik gösterebilir. Offline adaptif radyoterapi IGRT ile her fraksiyon öncesinde füzyon işlemi yapabildiğimiz, her fraksiyonda tedavi alanını takip edebileceğimiz tüm modern linak sistemlerinde gerçekleştirilebilir.

Online Adaptif Radyoterapi, her tedavi fraksiyonu öncesinde veya tedavi sırasında hasta tedavi masasında iken hastanın kritik organ ve tümör yapılarının günün anatomisine göre tedavi planının yeniden uyarlanmasıdır. Online adaptif radyoterapi daha hassas bir tedavi sağlar ve tümörün, her fraksiyonda etrafındaki kritik organların en iyi şekilde korunarak en hassas şekilde hedeflenmesini sağlar. Online radyoterapi sıklıkla abdomen toraks ve pelviste hareketli tümör ve kritik organların bulunmuş olduğu tüm bölgelerde tercih edilir.

Online adaptasyon hastanın günlük değişikliklerine göre planının her fraksiyonda sürekli olarak güncellenmesini sağlayarak tedavinin en yüksek doğrulukta gerçekleşmesini amaçlar. Her fraksiyon öncesi veya sırasında gerçekleştirilebilir.

Online adaptif radyoterapi offline adaptif radyoterapiye göre daha hassas ve yüksek doğrulukta tedavi sunar. Günün anatomisine uyum sağlamasıyla birlikte tedavi belirsizliğini büyük ölçüde düşürür.

Günümüzde online adaptif radyoterapi teknolojisine sahip CT tabanlı olarak çalışan cihazlar; Varian Ethos, Elekta Evo cihazlarıdır. MR tabanlı online adaptif radyoterapi cihazları ise ViewRay MRIdian ve Elekta Unity radyoterapi cihazlarıdır (1,3,5,6,10).

### **2.3 Radyoterapide Tedavi Planlamaları ve Hedef Hacim Tanımlamaları**

Radyoterapide; radyasyon onkologları, medikal fizikçiler ve tıbbi dozimetristlerden oluşan bir ekibin eksternal veya internal olmak üzere radyoterapi

tedavisini planladığı sürece radyasyon tedavisi planlaması denir. Radyoterapi planlamalarında asıl amaç; tümöre maksimum dozu verirken, tümör etrafındaki kritik dokuların iyi bir şekilde korunmasıdır. Gelişen teknolojiyle birlikte IMRT (yoğunluk ayarlı radyoterapi) ve VMAT (volümetrik yoğunluk ayarlı ark tedavisi) radyoterapi yöntemleri, daha iyi doz dağılımları ve kritik organ korumaları sağlayarak radyoterapi tedavilerinde büyük gelişmeler sağlamıştır (8,11).

Radyoterapi planlamaları hesaplamaları için bilgisayarlı tomografi (CT) taraması primer görüntü setidir ve tedavi planlamalarının hesaplamaları CT tabanlıdır. Yani CT görüntüler üzerinden elde edilen veriler referans olarak alınır ve planlama gerçekleştirilir. Hedef hacim ve kritik organ tanımlamaları CT, MR, PET füzyon görüntülemeleri üzerinden yapıldıktan sonra, optimizasyon süreci ile hedefe gerekli doz verilirken kritik organların korunması sağlanır. Planlarda tümör kontrolü ve sağlıklı yapılar doz hacim histogramı (DVH) adı verilen histogramlar yardımı ile değerlendirilir.

Radyoterapi tedavi planlamasında hedef hacimler, kanserli hücrelerin yerleşmiş olduğu ve radyoterapi dozunun verileceği belirlenmiş alanları tanımlar. Klinikte küresel bir dil kullanılması amacı ile ICRU 50 ve ICRU 62 protokollerinin kullanılması önerilmektedir (8).

### **2.3.1 Brüt tümör hacmi (GTV: gross tumor volume)**

GTV; tümörün fiziksel olarak, klinik değerlendirme, elle hissedilebilen ve görüntüleme teknikleri ile belirlendiği tümörün en yoğun olduğu alandır (8).

### **2.3.2 Klinik hedef hacim (CTV: clinical target volume)**

CTV, muayene veya görüntüleme ile tespit edilemeyen fakat varlığından klinik çalışmalar sayesinde emin olunan subklinik hücreleri içeren alandır (8).

### 2.3.3 Planlanan hedef hacim (PTV: planning target volume)

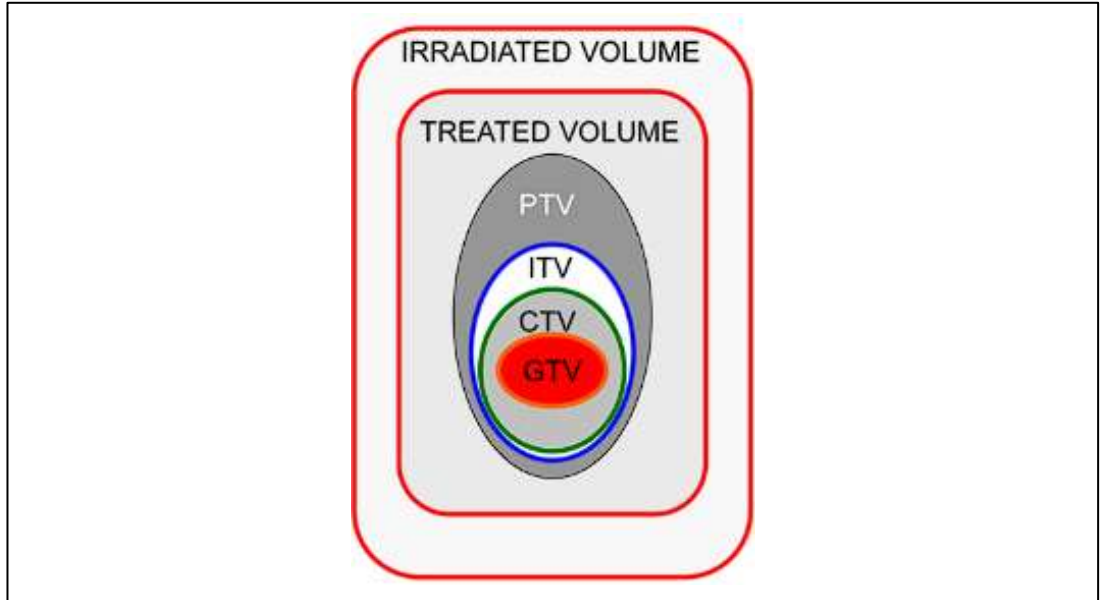
PTV, planlanan radyoterapi dozunun; tümör hareketi, hasta pozisyonundaki değişiklikler, setup belirsizliğinin eklendiği marj anatomik organ hareketleri gibi faktörlerin etkilenmesi durumunda CTV'yi tam olarak hedefleyebilmek için ek bir marj eklenerek belirlenen tedavi hacmidir. Genellikle ışınlanan hedef PTV olarak belirlenir (8).

### 2.3.4 İç hedef hacmi (ITV: internal target volume)

ITV, solunum organ hareketi veya diğer tedavi belirsizlikleri nedeni ile değişebilen hacimdir. Tümörün farklı konumlarını içerir (8).

### 2.3.5 Risk altındaki organ hacmi (OAR)

Tedavi planlamalarında, tedavi alanı içerisinde yer alan, mümkün olan en düşük doza maruz kalarak korunması gereken normal dokulardır (8).



Resim 1. Radyoterapide hacim tanımlamaları

### **2.3.6 Simultane integre boost (SIB)**

Radyoterapide SIB tekniği, radyasyon tedavisinde farklı hedef bölgelerine eş zamanlı olarak farklı doz seviyelerinde tedavi etme imkânı sunan bir tekniktir. SIB tekniğinde genellikle primer tümör bölgesine yüksek bir doz verilirken etrafındaki diğer riskli bölgelere veya metastaz gerçekleşen lenfatiklere daha düşük dozlar verilerek tedavinin uygulanması amaçlanır. Tedavi bölgesinde daha yüksek dozlara aynı fraksiyon içinde çıkılması, hastanın daha yüksek dozlara ulaşması gereken bölgelerde boost adı verilen ek fraksiyonlara geçmesine gerek duymamasını sağlar. Bu durum toplam tedavi süresini kısaltarak hastaların yaşam kalitelerini arttırmaya yardımcı olur (12).

## **2.4 Radyasyon Tedavilerinde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri**

Radyoterapi planlamalarında görüntüleme yöntemleri; doğru hedef tespiti, tedavi planlaması ve doz hesaplaması, kaliteli görüntüleme teknikleri ile sağlıklı dokuların daha iyi bir şekilde korunmasını sağlar. Görüntüleme yöntemlerinin planlamaya olan etkileri sayesinde tedavinin başarısı ve hastanın yaşam kalitesini arttırmak bakımından kritik öneme sahiptir (4).

### **2.4.1 Bilgisayarlı tomografi**

Bilgisayarlı tomografi (CT) cihazında, bir x-ışını tüpü ve karşı tarafında bu x-ışınlarını algılayan dedektörler bulunmaktadır. Tüp ve dedektörler eş zamanlı hareket ederek hasta etrafında döner. Cihazda x-ışını tüpü x-ışınlarını yaymaya başlar. Vücuttan geçen x-ışınları dedektörler tarafından algılanır. Vücudun farklı dokularında farklı derecelerde x-ışını absorbe olur. Örneğin kemik dokuları daha fazla x-ışını absorbe ederken yumuşak dokular daha az seviyede x-ışını absorbe eder. Bu durum, dedektörlerin farklı yoğunluklardaki dokuları ayırt edilmesinde olanak tanır. Bilgisayarlı tomografi, radyoterapi tedavi planlamalarında hayati rol oynayan görüntüleme yöntemidir. Günümüzde tedavi sistemlerinin genel çoğunluğu CT tabanlı planlama özelliğine sahiptirler ve tedavi planlamaları CT görüntülemelerdeki verilerin

referanslığında gerçekleştirilir. Hedef bölgenin belirlenmesi, üç boyutlu görüntüleme ve planlama, radyasyon dozunun hesaplanması planlama tomografisinden alınan görüntüler ile sağlanır. Fraksiyonlar arası tedavi izlenimi gibi tüm adımlar bilgisayarlı tomografi ile güvenilir bir şekilde sağlanır. Birçok klinikte her fraksiyon başında hastanın tomografi görüntüleri elde edilerek, fraksiyonlar arasında hastanın tedavi bölgesindeki tümör ve çevre dokuların değişimleri gözlemlenir, planlama CT görüntüsü ile uyumlu hale getirilir ve hasta tedavisinde doğru takip sağlanır (12).

#### **2.4.2 Pozitron emisyon tomografisi (PET)**

PET, kanserin tanı ve görüntülemesinde kullanılan, genellikle MR ve CT görüntülemeleri ile füzyon edilerek kontrolü sağlanan görüntüleme aracıdır. Bir şeker türevi olan flor-18 ile işaretlenmiş fdg molekülünün hastaya damardan enjekte edilerek, radyoaktif ajanların biriktiği normal veya patolojik dokuları ayırt edilmesini sağlayan görüntüleme yöntemidir (11).

#### **2.4.3 Manyetik rezonans görüntüleme (MR)**

Manyetik rezonans görüntüleme, özellikle yumuşak dokular olmak üzere anatomik bölgeyi detaylı bir şekilde incelemek için kullanılan bir görüntüleme tekniğidir. MR, güçlü manyetik alanlar ve radyo dalgalarının kombinasyonu ile çalışma prensibine dayanır. Hasta bir mıknatıs içine yerleştirilir, ardından içeriye bir radyo dalgası (RF) yollar. Radyo dalgası sonlandırıldıktan sonra hastadan bir sinyal yayarak görüntülemenin elde edilmesi sağlanır. Kaydedilen bu sinyaller sayesinde bölgenin kesit görüntülerini elde edilir.

Günümüzde MR, özellikle yumuşak doku görüntülemelerinde, beyin ve omurilik tümörlerinin teşhisinde sıkça kullanılır.

MR, manyetik bir alanda elektromanyetik dalgaların vücuda gönderilmesi ve geri dönen sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi temeli ile çalışır, MR sistemi 3 kısımdan oluşur. Bunlar; Sinyal toplama bölümü, recon sistemi, görüntüleme birimidir (8).

### **2.4.3.1 Magnet**

Bir MR cihazının en önemli parçası, sinyal toplama birimi olan 'Magnet'dir. Magnet, dış manyetik alanı oluşturan kocaman bir mıknatıstır (12).

### **2.4.3.2 Coil (sargı)**

Hem uyarı göndermek hem de oluşan sinyali almak için kullanılan parçasına ise 'Coil (sargı)'dir. Coil'ler iletken tellerden oluşan yapılardır. Üç çeşit coil vardır. Bunlar; Shim coil, gradiyent coil ve RF coilleridir.

Shim coiller ana magnetin iç kısmında bulunurlar ve magnetik alan homojinetisini düzenleyebilmek için kullanılırlar.

Gradyent coiller görüntüleme esnasında kesit ve düzlem seçmek için kullanılırlar. Gradyent sargılar sayesinde hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesitleri aksiyel, koronal ve sagittal veya oblik görüntü oluşturulabilir.

RF coiller hem alıcı hem de uyarıcı olarak görev yapan coillerdir. RF sargılarına volüm sargı denir. MR cihazının sabit bir parçasıdır ve bütün MR cihazlarında mevcuttur. Vücudu çepeçevre sarar ve vücut bölgelerinin görüntülenmesinde bu sargılar kullanılır (12).

### **2.4.3.3 Faraday kafesi**

Faraday kafesi, elektriksel iletken metal ile kaplanmış veya iletkenler ile ağ biçiminde örülmüş içteki hacmi dışarıdaki elektrik alanlardan koruyan bir muhafaza mekanizmasıdır. Çekim odasının duvarları bu tipte iletken tel ve levhalar ile sarılmıştır (12).

#### 2.4.3.4 Manyetik rezonans (MR) görüntülemenin avantajları ve dezavantajları

MR görüntülemenin diğer görüntüleme yöntemlerine göre en büyük avantajları;

- MR görüntüleme sırasında iyonlaştırıcı radyasyon kullanılmaz. Diğer görüntüleme tekniklerine daha güvenli olarak kabul edilir. MR görüntülemenin insan üzerinde kanıtlanmış hiçbir zararı yoktur.
- Yumuşak dokuları daha iyi görüntüleyebilme özelliğine sahiptir. Bu da görüntülenen anatomik bölgenin daha ayrıntılı bir şekilde incelenmesine olanak tanır.
- Damar içi kontrast madde kullanımı ile karaciğerde bulunan lezyonların daha belirgin hale gelmesini mümkün kılar.

MR görüntülemenin dezavantajları arasında ise;

- MR görüntülemenin tarama süresi uzundur. Bundan dolayı ağırlı, kapalı olan korkusu olan hastalar için görüntüleme aşaması zor bir süreçtir. MR görüntüleme incelemesi yapılacak bölgeye, görüntülenecek kesit aralığı ve sayısına göre değişkenlik gösterebilmekle birlikte 15 dakika ile 75 dakika arasında sürebilir.
- Vücudunda metal protez, kalp pili, kalıcı dövme gibi metal cisimler bulunan hastalar için MR görüntüleme sağlık açısından uyumsuzluk yaratabilir (3).



Resim 2. Tanı amaçlı kullanılan MR cihazı

## 2.5 Modern Lineer Hızlandırıcı Cihazları (Linak)

Radyasyon tedavisinin temeli, madde ve radyasyon arasındaki ilişkiye dayanır. Bu etkileşim esnasında iyonize radyasyon üretilir. Hücreler yeterince iyonize radyasyon ile karşılaştığında DNA zincirlerinde gerçekleşen bozulmalar ile yok olurlar.

Modern lineer hızlandırıcı cihazları, kanserli dokulara gerekli iyonize radyasyonun sağlanması için yüksek enerjili x-ışınları ve elektron demetleri üreten radyoterapi cihazlarıdır. Metal telin ısınması ile serbestleşen elektronların daha yüksek kinetik enerjiye ulaşmaları için elektromanyetik alanda hızlandırılarak, hızlandırılmış yüksek enerjili elektronların direkt elektron enerjisi olarak hastaya tedavi bölgesine gönderilerek veya elektronların bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x-ışını üretilmesi ile kullanılır (6).

Radyasyon tedavilerinin başarısı, linaklardaki geometrik ve dozimetrik ölçümlerin, tedavi planlama sistemlerindeki kullanılan ışın verilerin doğruluğu ile ilişkilidir. Bu veriler linaklar ilk kullanıma sunulması ile elde edilir. Bu verilerin doğruluğu medikal fizikçilerin gerçekleştirdiği periyodik olarak yapılması gereken kalite kontroller ile sağlanır. Değişimler kayıt altına alınır ve düzeltme işlemleri gerçekleştirilir.

Linaklar temel olarak; modülatör, elektron tabancası, radyofrekans (RF) güç kaynağı (magnetron veya klystron), hızlandırıcı tüp ve kolimatör sistemlerinden oluşur (3).

## 2.6 MR-Linak

Entegre bir şekilde manyetik rezonans görüntüleme (MRI) sistemine sahip linak sistemleri IGRT teknolojisinde çok büyük bir ilerlemedir. MR-Linak teknolojisinin bulunmadığı kliniklerde, görüntü kılavuzluğunda radyasyon tedavisinde düzlemsel kv radyografiler, CBCT gibi görüntülemeler ile hastanın pozisyon ve görüntüleme

doğrulaması sağlanır. MR görüntülemenin entegrasyonu ile üretilen MR-Linaklarda ise, tümör ve etrafındaki kritik organları tedavi öncesinde ve tedavi sırasında gerçek zamanlı olarak görüntüleme mümkün hale getirilmiştir.

Radyoterapinin en büyük temel sorunlarından ve belirsizliklerinden biri hedefin fraksiyon içi değişkenliğidir. MR-Linaklarda doz verilmeye başladığı anda ışınlanan bölge içerisindeki tüm fizyolojik vücut hareketlerinin kontrol edilmesi olayı devam etmektedir. Özellikle hareketli bölgelerdeki tümörler için bu durum çok önemlidir. Radyasyon olmadan görüntü oluşturması ve yumuşak doku görüntülemelerindeki avantajı sayesinde MR-Linak diğer geleneksel radyoterapi cihazlarına göre önemli avantajlara sahiptir. Diğer geleneksel linaklardan çok daha düşük tedavi belirsizliğine sahip olması sebebiyle MR Linaklarda gerçekleştirilen planlamalarda geleneksel linaklara göre hasta hareketinden kaynaklı oluşturulan emniyet marjı genellikle daha küçük tutulur, tedavi dozları, düşük belirsizliğin sağladığı avantaj ile hareketli bölgelerde de dahil olmak üzere yüksek tutulmaktadır (3,6,13).

Günümüzde kullanılan üç farklı MR-Linak cihazı mevcuttur. Bu cihazlar manyetik alan gücü ve kullanılan tedavi ışını açısından farklı özelliklere sahiptirler. Cihazların isimleri Elekta Unity 1.5 T MR-Linak, ViewRay MR-Kobalt 60 ve Viewray MRI dian cihazları radyoterapide kullanılan MR-Linak cihazlarıdır (6).

Viewray MRIdian MR-Linak cihazları 0,35 T manyetik alana sahiptirler. Üç Co-60 kafası bulunan ViewRay MRI-Kobalt 60 cihazı kullanıma giren ilk ViewRay modelidir (3).

Yenilenen linak modelinde (ViewRay, MountainView,CA) ise 6 MV düzleştirici filtresiz (FFF) lineer hızlandırıcıya sahiptir, doz hızı >600 cGy/dak'dır. Cihazda 138 çok yapraklı kolimatör bulunmaktadır. MR Linak'ta tedavi planlaması 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi ve step and shoot IMRT kullanılmaktadır. MR Linakta çevrimiçi adaptif radyoterapi gerçekleştirilebilir. Tedavi planlamalarında, günün anatomisine göre uyumlu değişiklikler her plan başında yapılabilir. Gerçek zamanlı adaptif planlama özelliği ile hasta tedavi masasındayken plan optimizasyonu

yenilenebilir. Doz hesaplamaları Monte Carlo algoritması ile yapılır. Doz hesaplamaları sırasında manyetik alanı hesaba katma seçeneği eklenir. Orijinal plan ve ikinci plan doz-hacim histogramında (DVH) karşılaştırılır ve uygun plan her fraksiyon başında seçilir. Işınlanan hedef hacim marj dışına çıktığında ışınlama otomatik olarak kesilir. Hedef hacim reçete dozunu alırken, çevre dokularda istenilen koruma maksimum doğrulukta sağlanır. Yüksek doğruluğu ve tedavi belirsizliğini düşürmede yüksek tedavi başarısından dolayı SBRT tedavilerinde MR Linaklar sıkça kullanılır (3).

MR Linaklarda genellikle SBRT tedavileri ve/veya hareketli tümörler tedavi edildiklerinden dolayı tedavilerde nefes tutma uygulaması tercih edilir. Hasta tedavi odasındaki ekran yardımı ile hem görsel hem de işitsel olarak nefes takibini sağlayabilir. Doğru nefes fazında olduğunda cihaz ışınlama işlemini başlatır. Nefes tutamayan hastalar için ITV oluşturma tekniği devam etmektedir (3).

Tedavi sırasında anlık görüntünün olması ve hedef dışına çıktığında ışının aniden kesilebilmesi, hastanın günlük anatomisine göre planın yeniden optimizasyon yapılarak online adaptif planlama imkânı, MR-Linakları klasik lineer hızlandırıcılardan ayıran en büyük özellikleridir (3,6).



Resim 3. ViewRay MRIdian MR-Linac (ViewRay, MountainView, CA)

## 2.7 Linaklarda Radyoterapi Fraksiyon Süresi ve Hasta Üzerindeki Önemi

Radyoterapide fraksiyon süresi hastalar üzerinde birçok farklı etki bırakabilir. Hastaların tedavi sürelerini kısaltmak günlük yaşamlarına daha hızlı bir şekilde dönmelerine yardımcı olmalarını sağlar. Uzun süren fraksiyonlar hastaların psikolojik, fiziksel sağlığını yaşam kalitesini etkileyebilir. Bu sebepten dolayı fraksiyon süreleri ve toplam tedavi süreleri hastaların genel sağlık durumu için mümkün sınırlar içerisinde kısa bulundurulmalıdır (3,6).

Hastalar fraksiyon esnasında hareketsiz ve sabit bir şekilde yatmalıdırlar. Fraksiyon süresinin uzunluğu tedavi esnasında hastaların hareket etmelerine, pozisyon değişikliklerine, hedef etrafındaki organların hareketlerine yol açarak tedavide belirsizliğin artmasına yol açabilmektedir.

Tedavi süresinin uzunluğu bazı hastalarda yüksek heyecan ve anksiyete seviyelerini arttırabilir ve hastaların ani hareketlerine sebep olarak tedavinin başarıya ulaşmasını engelleyebilir (3,6).

MR-Linaklarda tedavi süresi klasik linaklara göre daha uzundur. Bu farkın en büyük sebebi, MR-Linakların gerçek zamanlı görüntüleme özelliği, hedef alandan çıktığı durumda ışının otomatik olarak kesilmesi, her fraksiyon başında ve/veya gerekli durumlar halinde fraksiyon sırasında yeniden adaptif planlama özelliğinin bulunmasından kaynaklanır. Tedavinin hassaslığı arttıkça tedavi süresinin artması kaçınılmaz bir durumdur. Tedavinin en doğru şekilde sağlanması ve mümkün olabilecek en kısa sürede tedavinin gerçekleşmesi, hastanın psikolojik ve fiziksel olmak üzere olası yan etkilerini azaltmak için en büyük etkenlerden olacaktır (3).

### 2.7.1 Fraksiyon süresini etkileyen parametreler

Radyoterapide her hastanın tedavi sürecini ve tedavi süresini etkileyen önemli bileşenler bulunmaktadır. Bunlar kabaca nefes tutma ve kontrolü, fraksiyon dozu,

IMRT karmaşıklığı, alan sayısı ve segment sayısı olarak ifade edilebilir. Hastalar için en uygun tedavi yöntemi seçilirken tedavi süresi de dikkate alınır (3).

### **2.7.2 Hareket kontrolü için nefes kontrolü**

Radyoterapi hastalarında nefes kontrolü tedavinin doğruluğu ve başarısı açısından önemli bir yöntemdir. Akciğer, karaciğer, mide gibi organların hedeflenmeleri sırasında nefes kontrolü yöntemi nefesini tutabilen hastalarda sıklıkla tercih edilir.

Tedavi belirsizliğinin düşürülmesiyle birlikte hedefe verilen emniyet marjının düşürülmesini sağlayarak daha az sağlıklı doku ışınlamasına olanak sağlar. Nefes kontrolü hedeflenen tümörün hareketini azaltır ve kontrol edilebilmesini kolaylaştırır. Bu sayede daha hassas bir tedaviyi mümkün kılar.

Hastaların planlama sırasındaki nefes fazı ile aynı nefes fazında olması gerekir. Bunun için nefes takip sistemleri, yüzey takip sistemleri, gerçek zamanlı görüntüleme yöntemleri ile nefes kontrolünün doğru fazda olup olmadığı kontrol edilir. Işınlama bu fazlar içinde gerçekleşir (3,6).

Viewray MR-linak sistemlerinde, gerçek zamanlı görüntüleme özelliği bulunduğu için hasta tedavi içerisinde doğru nefes fazında olup olmadığını görsel olarak kendisi takip edebilir. Doğru nefes fazında olduğunda, yani hedef planlanan alanın içerisinde bulunduğu bir emoji (gülen yüz işareti) hastanın ekranında gözükür ve ışınlama gerçekleşir. Hastaların nefeslerini her an aynı fazda tutmaları hastalar için çok zordur. Özellikle bazı hastalar nefes tutmakta güçlük çeker ve sürekli dinlenmek isteyebilirler. Bu durumlardan ötürü tedavi süresi nefes tutma tekniği ile tedavi edilen hastalarda daha da uzundur (3,14).

### **2.7.3 Monitor unit (MU) ve fraksiyon dozu**

Hastaya verilmek istenen radyasyon dozu miktarı monitör unit adı verilen birimle ölçülür. MU değeri tedavi alanının boyutu ve şekli, kullanılan enerji seviyesi, tedavi

tekniki, kullanılan doz ve bazı dozimetrik parametrelere göre değişir. MU değerinin artmasıyla birlikte tedavi süresinin de artması beklenen bir durumdur. Hastaya reğetelenen fraksiyon dozunun artması doğal olarak MU değerinin artmasına yol açacaktır. Genellikle fraksiyon başına çok yüksek dozlara çıkılan SBRT tedavilerinin MU değerleri konvansiyonel radyoterapi tedavilerine göre daha yüksektir.

MR-Linak cihazlarının yüksek doğruluğa sahip olmaları ve düşük belirsizliklerinin getirdiği avantajlar sayesinde SBRT tedavileri sıkça tercih edilmektedir (3,6).

#### **2.7.4 IMRT kullanılan alan sayısı**

IMRT tedavilerinde daha fazla alan kullanmak tedavi süresini doğrudan etkileyen bir parametredir. IMRT tedavilerinde alan sayısını arttırmak, planlamalarda daha fazla alan kullanmak tümörün daha keskin bir şekilde reğetelendirilen doz ile çepeçevre sarılmasını sağlar. Fakat bu durum ışınlama süresini arttırır. Alan sayısı ne kadar fazlaysa her bir alan için gantry'nin tekrardan pozisyon alması ve yeniden hizalanması, MLC'lerin her alan için tekrardan istenen açıklığın şeklini alması ve yoğunluk ayarlı olarak hareket değişimlerinin yaşanması gerektiğinden tedavi süresi uzun olur (3,6).

#### **2.7.5 Segment sayısı**

IMRT tedavilerinde segment sayısı, her bir alandaki dozun verildiği açıklıklar olarak ifade edilebilir. Her bir alanda MLC yapılarının hareket ederek farklı pozisyonlarda ışınlama yapması segment sayısını ifade eder. Segment sayısını arttırmak ışının tümör üzerinde daha hassas bir şekilde dağıtılmasını sağlayan bir parametredir. Fakat segment sayısının artması da ışınlama süresini arttırır (3,6).

## **3 GEREÇ VE YÖNTEM**

### **3.1 Çalışma Grubu**

Çalışma için Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan (2023-19/634) onay alınmıştır. Bu çalışmada Acıbadem Maslak Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde ViewRay MR-Linak (ViewRay Inc., Oakwood, ABD) cihazında 15/08/2023 ve 01/12/2023 tarihleri arasında tedavi gören hastalar seçildi. Tedavilerindeki tüm fraksiyonların zaman analizi raporlandı. Toplamda 84 hastanın tedavi fraksiyonları çalışmaya dahil edildi. Çalışma amacıyla elde edilen hiçbir veri hastaların tedavi süreçlerinde kullanılmadı ve tedavi süreçlerini etkilemedi.

### **3.2 İstatistik**

Elde edilen verilerde istatistik testleri Kolmogorov-Smirnov, Mann-Whitney, Kruskal-Wallis ve Spearman testleri kullanılarak yapılmıştır.

Sırası ile normal dağılım, anlamlılık ve parametrelerin korelasyon test analizlerini test etmek için SPSS 27 (IBM, New York NY) programı kullanılmıştır. İstatiksel anlamlılık düzeyi  $p < 0,05$  olarak belirlenmiştir.

### **3.3 ViewRay MR-Linak Tedavi Planlamaları**

ViewRay MRIdian MR Linak, Monte Carlo tabanlı tedavi planlama sistemini kullanır. Sistem ters planlama ile planlama gerçekleştirir. 3BKRT veya step and shoot IMRT yöntemlerinde tedavi planlaması yapılabilir. Monte Carlo algoritması madde içerisinde gerçekleşen iyonize radyasyonun bütün etkileşimlerini simüle eder. Elektron ve fotonun tüm etkileşimlerini saptamak için temel fizik yasalarını kullanır.

MR-Linak sisteminde diğer geleneksel modern linaklardan farklı olarak BT ve MR olarak 2 adet simülasyon gerçekleştirilir. Simülasyonda MR görüntüsü hedef ve

kritik organları oluşturmak için kullanılır. BT taraması ile yapılan simülasyon ise elektron yoğunluğunu belirlemek için yapılır ve planlama hesaplamasına yardımcı olur. MR taramasına kaydedilir. Simülasyon işleminden sonra elde edilen görüntülemeler üzerinden planlama işlemi gerçekleştirilir.

Tedavi planlamaları 7-33 alan step and shoot IMRT tekniği ile gerçekleştirildi. Alan sayıları PTV hacminde homojen doz dağılımı sağlanması amacıyla değişkenlik gösterdi. Kritik organ ve sağlıklı dokuların, tolerans sınırlar içerisindeki uygunluğu gözlemlenerek değerlendirmeleri yapıldı. Her fraksiyon için adaptif plan değerlendirmeleri sağlandı, gerekli durumlarda yeniden optimizasyon gerçekleştirilerek tedaviler her fraksiyonda günün anatomisine tamamen uyumlu hale getirildi.

Adaptif planlamaların verileri arasından zamana etkisi olabilecek parametreler her fraksiyon için ayrı ayrı olarak zaman analizi raporlamalarına eklendi. Bu parametreler; monitör unit (MU) değeri, toplam doz, fraksiyon dozu, fraksiyon sayısı, alan sayısı, tedavi bölgesi, nefes kontrolü, planların SIB tekniği ile yapılıp yapılmadığı, segment sayısı, IMRT dağıtım verimliliği, yaş, cinsiyet, tedaviye girecek hastanın ilk tedavisi olup olmadığı başlıkları altında raporlamalara dahil edildi.

### **3.4 ViewRay MR-Linak İş Akışı ve Zaman Analizi**

Zaman analizi, belirli bir zaman aralığı içerisinde gerçekleşen olayların, belirli zaman tiplerine göre ele alınarak olayın bir içgörüyeye dönüşmesine katkı sağlayan sistem olarak tanımlanır. ViewRay MR-Linak cihazında 15/08/2023 ve 01/12/2023 tarihleri arasındaki tüm fraksiyonlar zaman analizi metodu ile raporlanmıştır. Zaman analizi raporlamalarına ViewRay MR-Linak cihazında tedavi gören hastaların tedavi odasına girmesi ile başlanılarak iş akışına göre beş aşamaya ayrılmıştır.

Hastanın tedavi odasında girmesinden itibaren beş aşama gerçekleşir. Araştırmada bu aşamalar; setup, görüntüleme, konturlama, yeniden planlama ve ışınlama olarak isimlendirilmiştir.

### **3.4.1 Setup**

Hastanın tedavi odasına girişiyle birlikte tedavi masasına yatırılması ve tedavi pozisyonunun sağlanması aşamasıdır. Setup aşamasında, hastanın simülasyonda gerçekleştirilen pozisyonu ile aynı pozisyonda olması sağlanır. Hastaların her fraksiyonda aynı pozisyonda olması gerektiğinden rahat ve tekrarlanabilir pozisyonda bulunmaları gerekir. Hastaların genel sağlık durumu ve ağrılarının varlığı, setup kurulumunu etkileyen parametrelerdir.

Tüm bu parametreler göz önünde bulundurularak hastalara en uygun setup pozisyonu simülasyon esnasında sağlanmalıdır. Örneğin toraks ışınlamalarında genellikle hasta sırtüstü yatar ve kolları başının üzerine kaldırılır. Doğru pozisyon için gerekli akciğer board, meme board gibi immobilizasyon eşyaları kullanılır. Batın ışınlamalarında genellikle hasta ellerini göğsünün üzerinde sarar veya kollarını başının üzerine kaldırılır. Pelvis ışınlamalarında ise hasta genellikle sırt üstü yatar, diz ve ayak immobilizasyon aparatları tercih edilir. Araştırmada, hastaların tedavi odasına girişi itibari ile zaman analizi raporlamasına bu aşamada başlanmıştır.

### **3.4.2 Görüntüleme**

Hastanın tedavi pozisyonunun sağlanmasıyla MR görüntüsünün alınıp, simülasyon görüntüsü ile füzyonlama işleminin gerçekleştiği aşamadır. Alan doğruluğunun ilk olarak sağlandığı aşamadır. MR-Linak cihazlarında her fraksiyondan önce alınan yeni MR görüntüleri kullanılarak tedavi planı günün anatomisi referanslığında güncellenir. Bu özellik tümöre en etkili tedaviyi sağlarken, sağlıklı dokulara verilen zararın minimuma indirilmesini amaçlar.

### **3.4.3 Konturlama**

MR-Linak sistemlerinin, adaptif tedavi özellikleri sayesinde, günlük alınan görüntülerin tekrardan konturlanması ve günün anatomisine uygun hale getirilmesi aşamasıdır. Hastanın günlük anatomisine göre organ hareketleri ve değişimleri tespit

edilir. Kritik organ ve hedef konturlamalarını yeniden belirleme olanağı tanıyarak tedavi belirsizliğini önemli ölçüde düşürür. Medikal fizik uzmanları, radyasyon onkologları ve teknikerlerin paralel iş akışında bulunmaları ile günün anatomisine göre konturlamaları sağlanır.

#### **3.4.4 Yeniden planlama**

MR-Linak sistemlerinin getirdiği bir diğer özellik olan yeniden planlama, gerçek zamanlı adaptif radyoterapi sırasında günün anatomisine planın yeniden optimize edilerek istenen kabul kriterlerine ulaşma işlemi aşamasıdır. Günün anatomisine göre yapılan konturlama işlemi sonrasında orijinal plan hesabının kabul kriterlerine uymadığı noktada tekrardan bir optimizasyon işleminin yapılmasına olanak sağlayarak hedef hacim ve kritik organ doz sınırlamalarının her fraksiyonda yeniden adapte edilmesine ve değerlendirilmesine olanak sağlayan aşamadır. Böylelikle her tedavi fraksiyonunda yeniden optimizasyon yapılarak günün anatomisine göre en uygun yeni tedavi planı elde edilmektedir.

#### **3.4.5 Işınlama**

Yeniden planlama aşamasında yeniden optimizasyon işleminin gerçekleşmesinden sonra planın, doktor tarafından hedef ve kritik organlar sınır değerlerinin kontrolü sağlanarak kabul edilmesiyle birlikte ışınlamanın başladığı ve ışınlamanın sonlandığı zaman aralığındaki aşamadır. Işınlama süresini etkileyen plan parametrelerinin başında MU değeri, IMRT alan sayısı ve segment sayısı yer almaktadır.

### **3.5 A3İ Güncellemesi**

Viewray MR-Linak cihazına gelen a3i güncellemesi, tedavi cihazına çeşitli yenilik ve iyileştirmeler getirmiştir. Tek düzlemde (sagittal) tümör takibi yapabilen cihaz, güncelleme sonrasında 3 düzlemde de sine mod takibi yapabilme özelliğine

sahip olmuştur. Bu yenilik sayesinde, tümör hareketinin daha iyi izlenmesi ve tedavi planlarının daha hassas uygulanması sağlanmıştır.

Güncelleme öncesinde adaptif radyoterapi iş akışı adımı olan konturlama adımını tedaviden sorumlu olan dozimetrist, medikal fizik uzmanı ve radyasyon onkoloğu sıralı olarak gerçekleştirirken; güncelleme sonrasında konturlama adımı, sorumlu olan personellerin aynı anda düzeltmelerini yapmasına olanak sağlayabilen paralel iş akışı adımına güncellenmiştir. Günün anatomisine bağlı değişikliklere dayalı olarak adaptif tedavi planlarının daha hızlı bir şekilde hazırlanabilmesini sağlayan daha hızlı ve verimli adaptif radyoterapi süreci amaçlanmıştır.

Güncelleme öncesinde pozisyon doğrulaması ve füzyon işlemlerinin yapılabilmesi için düşük ve yüksek çözünürlüklü 2 görüntü alınması gerekirken, güncelleme sonrasında sadece yüksek çözünürlüklü görüntü alınarak pozisyon düzeltimi ve füzyon işlemi sağlanabilir hale getirilmiştir. Görüntüleme adımı tedavisi bakımından oldukça yararlı bir yenilik olmuştur (3).

Bu araştırma, paralel iş akışı uygulamasında gerçekleştirilmiş bir zaman analizi araştırmasıdır. Bu çalışmada analiz edilen paralel iş akışı ile elde edilen tedavi süresinin, sıralı iş akışına göre avantaj sağlayıp sağlamadığı eski bir çalışmamızla karşılaştırılarak incelenmiştir (3).

## 4 BULGULAR

### 4.1 Zaman Analizi Verileri

Zaman analizinde kullanılan iş akışı adımları; setup, görüntüleme, konturlama, yeniden planlama ve ışınlama olarak beş başlığa ayrılmıştır ve süreleri raporlanmıştır. Tedavi süresine etki edebilecek faktörler olan; yeniden optimizasyon, kontrast madde kullanımı, fraksiyon dozu, solunum kontrolü (derin nefes, serbest nefes), plan MU değeri, hasta cinsiyeti, hasta yaş aralığı, IMRT plan alan sayısı ve segment sayısı, tedavi planında SIB tekniği kullanımı faktörleri zaman analiziyle birlikte ayrıca raporlanmıştır ve bu parametrelerin tedavi süresine etkisi de incelenmiştir. Tedavi süreleri tüm fraksiyonlar için tedavi bölgelerine ayrılarak (abdominal, toraks, pelvis) analiz edilmiştir.

### 4.2 Hasta ve Tedavi Özellikleri

Gerçekleştirilen zaman analizinde, toplam 401 fraksiyon radyoterapi tedavisi takip edilmiştir. Fraksiyonların 280 (%69,8) tanesi erkek hastalardan, 121 (%30,2) tanesi ise kadın hastalardan oluşmaktadır. Tedavilerde 195 (%48,6) fraksiyon yaşlı ( $\geq 65$  yaş) hastalarda, 204 (%50,9) fraksiyon yetişkin hastalarda (25-64 yaş aralığı), 2 fraksiyon ise genç ( $\leq 24$  yaş) hastalarda gerçekleştirilmiştir. Yeniden optimizasyon kullanılarak gerçekleştirilen fraksiyon sayısı 359 (%89,5), yeniden optimizasyon kullanılmadan orijinal plan üzerinden tedavisi gerçekleştirilen fraksiyon sayısı ise 42 (%10,5)'dir.

Fraksiyonları anatomik bölgelere göre dağılımı; 195 fraksiyon abdomen bölgede, 148 fraksiyon pelvis bölgede, 58 fraksiyon toraks bölgede şeklindedir.

Toplamda 401 fraksiyonun 183 fraksiyonu serbest nefes tekniği ile, 218 fraksiyon ise derin nefes tekniği ile gerçekleştirilmiştir. Serbest nefes tekniği ile tedavi edilen hastaların büyük çoğunluğunda pelvik lezyonlar, nefes ile hareket etmeyen lezyonlar veya nefes tutmakta zorlanan hastalar bulunmaktadır. Simülasyon sırasında ve tüm

tedavi fraksiyonlarında karaciğer lezyonlarını daha iyi tanımlamak ve izlemek için 84 fraksiyonda kontrast madde kullanıldı. 317 fraksiyonda kontrast madde kullanılmadı. SIB tekniği 90 fraksiyonda kullanılmış, kalan 311 fraksiyonda ise kullanılmamıştır. Tedaviye giren hastalarda 77 fraksiyon hastanın ilk tedavi fraksiyonudur. 324 fraksiyon ise ilk tedavi sonrası gerçekleşen tedavi fraksiyonlarıdır.

Gerçekleştirilen tüm tedavi fraksiyonları ortalama 3122 MU'ya sahiptir. Ortalama 24 alanda 92 segment sayısı kullanılmıştır.

### 4.3 İstatistik

Gerçekleştirilen zaman analizi sonucunda elde edilen veriler ile oluşturulmuş olan MR-Linak tedavilerinin iş akışı adımlarının zaman dağılımları Tablo.1'de gösterilmiştir.

Tablo 1. Tüm fraksiyonlar için MR-Linak tedavileri sırasında iş akışı adımlarının zaman dağılımları

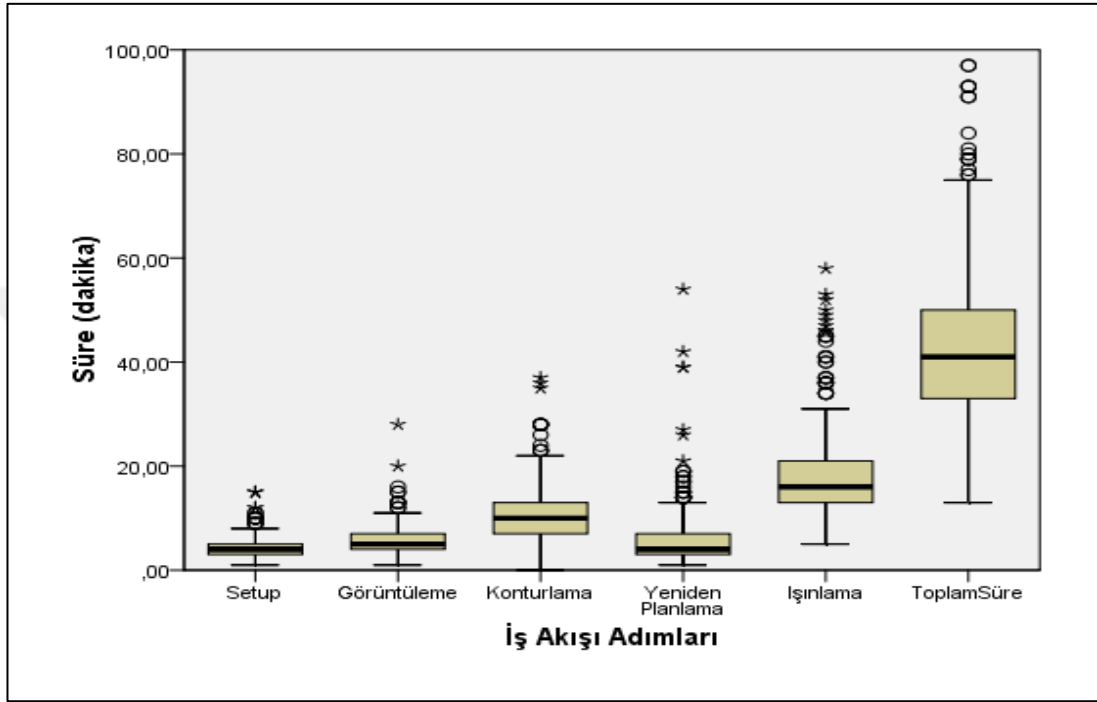
	Setup	Görüntüleme	Konturlama	Yeniden Planlama	Işınlama	Toplam Süre
Toplam Fraksiyon	401	401	359	359	401	401
Ortalama (dk)	4,32	5,81	10,58	5,96	18,50	42,83
Standart Sapma	1,94	2,71	5,61	5,78	8,83	16,08
Medyan	4,00	5,00	10,00	4,00	16,00	41,00

Çevrimiçi Adaptif Radyoterapi iş akışının farklı bileşenleri için medyan, ortalama süre ve standart sapma değerleri şu şekildedir:

1. Setup (Ortalama:  $4,32 \pm 1,94$  dk, Medyan: 4 dk)
2. Görüntüleme (Ortalama:  $5,8 \pm 2,71$  dk, Medyan: 5 dk)
3. Konturlama (Ortalama:  $10,57 \pm 5,61$  dk, Medyan: 10 dk)

4. Yeniden planlama (Ortalama:  $5,96 \pm 5,78$  dk, Medyan: 4 dk)
5. Işınlama (Ortalama:  $18,5 \pm 8,83$  dk, Medyan: 16 dk)

Toplam Süre (Ortalama:  $42,83 \pm 16,08$  dk, Medyan: 41 dk)



Şekil 1. Tüm fraksiyonlar için MR-Linac tedavileri sırasındaki iş akışı adımlarının zaman dağılımı

Tedavi fraksiyonlarının 58 tanesi 60 dakikadan yüksek sürede, 109 tanesi 45-60 dakika arasında bir sürede, 155 tanesi 30 ile 45 dakika arasında bir sürede, 79 tanesi ise 30 dakikadan daha az bir sürede tamamlanmıştır.

Genel olarak, tedavilerin %85,5 'i 60 dakikadan kısa sürede tamamlanmıştır. Ayrıca %19,7'si ise 30 dakikadan daha kısa bir sürede tamamlanabilmiştir. 45 ile 60 dakika arası sürede tamamlanan fraksiyonlar %27,18 iken, 30 ile 45 dakika arası sürede tamamlanan fraksiyonlar %38,65'dir.

Fraksiyonların %6,5'i 70 dakikadan daha uzun süren tedaviler olmuştur. 80 dakikadan uzun süren tedavilerin oranı ise %2,5 olarak gerçekleşti.

Tablo 2. Hasta tedavisi özelliklerine göre iş akışı adımlarının ortalama zaman analizi

Zaman Analizi	İş Akışı Adımları İçin Ortalama Süre						
	Toplam Fr.	Setup (dk)	Görüntüleme (dk)	Konturlama (dk)	Yeniden planlama (dk)	Işınlama (dk)	Toplam Süre (dk)
Yeniden Optimizasyon Yapılan Tedaviler	359	4,31	5,80	10,57	5,96	19,14	45,80
Yeniden Optimizasyon Yapılmayan Tedaviler	42	4,42	5,70	-	-	13,00	19,96
Serbest Nefes Kontrolünde Tedaviler	183	4,27	6,39	9,83	6,51	15,38	37,19
Derin Nefes Kontrolünde Tedaviler	218	4,36	5,42	11,05	5,60	21,11	47,56
SIB Tekniği Kullanılan Tedaviler	90	4,42	6,33	15,79	9,23	19,97	46,35
SIB Tekniği Kullanılmayan Tedaviler	311	4,29	5,69	9,46	5,26	18,07	41,81
Kontrast Madde Kullanılan Tedaviler	84	4,07	5,04	9,75	5,45	23,07	47,39
Kontrast Madde Kullanılmayan Tedaviler	317	4,39	6,03	10,82	6,11	17,31	41,63
Fraksiyon Dozu $\leq 7,25$ Gy	215	4,46	5,90	9,91	5,43	15,15	36,72
Fraksiyon Dozu $> 7,25$ Gy	186	4,16	5,71	11,18	6,45	22,36	49,89
Abdomen	195	4,34	5,53	11,27	6,15	21,23	48,54
Toraks	58	3,98	5,68	10,41	6,34	17,63	44,06
Pelvis	148	4,43	6,36	9,37	5,39	15,24	34,81
Erkek	280	4,41	5,98	10,73	6,24	18,57	42,50
Kadın	121	4,12	5,45	10,26	5,41	18,33	43,58
İlk Fraksiyon Tedavileri	77	4,09	6,07	10,85	7,50	21,48	50,01
Sonraki Fraksiyon Tedavileri	324	4,37	5,73	10,50	5,54	17,79	41,12

MR-Linak tedavileri için detaylı zaman analizi iş akışı bileşenleri Tablo.2’de gösterilmektedir. Hasta ve tedavi özelliklerine göre fraksiyon süreleri detaylandırılarak raporlanmıştır.

En kısa görüntüleme süresi kontrast madde kullanılan fraksiyonlarda gerçekleştirilmiştir. En uzun görüntüleme süresi ise pelvis alan ışınlamaları gerçekleştirilecek olan fraksiyonlarda yaşanmıştır.

En kısa yeniden konturlama süresi pelvis alan ışınlamaları gerçekleştirilecek fraksiyonlarda gerçekleşirken, en uzun yeniden konturlama süreleri SIB tekniği kullanılan, abdomen alan ışınlamalarında, derin nefesli tedavi tekniğinde ve ilk fraksiyonlarda gerçekleşmiştir.

En kısa yeniden planlama (yeniden optimizasyon) süresi SIB tekniği kullanılmayan fraksiyonlarda gerçekleşmiştir. Yeniden planlama aşamasında en uzun süreler ise SIB tekniği kullanılan fraksiyonlarda gerçekleşmiştir.

En kısa ışınlama süresi yeniden optimizasyon yapılmayan fraksiyonlar olurken, en uzun ışınlama süresi ise kontrast madde kullanılan tedavi fraksiyonları olmuştur.

Tablo 3. Işınlanan anatomik bölgelere göre iş akışı adımlarının zaman dağılımları

<b>Işınlanan Alan</b>	<b>Setup</b>	<b>Görüntüleme</b>	<b>Konturlama</b>	<b>Yeniden Planlama</b>	<b>Işınlama</b>	<b>Toplam Süre</b>
Fraksiyon Sayısı	195	195	195	195	195	195
Abdomen Ortalama Süre (dk)	4,34	5,53	11,27	6,15	21,23	48,54
Standart Sapma	1,93	2,37	6,26	6,87	10,97	16,62
Fraksiyon Sayısı	58	58	58	58	58	58
Toraks Ortalama Süre (dk)	3,98	5,68	10,41	6,34	17,63	44,06
Standart Sapma	1,70	3,49	6,06	4,19	6,48	12,00
Fraksiyon Sayısı	148	148	148	148	148	148
Pelvis Ortalama Süre (dk)	4,43	6,36	9,37	5,39	15,24	34,81
Standart Sapma	2,02	2,74	3,49	4,06	4,04	13,20

Abdomen bölgesinde gerçekleştirilen tedavi fraksiyonları, ortalama en uzun süren fraksiyonlar olmuştur. 195 fraksiyonda abdomen ışınlaması gerçekleştirilirken, tedaviler ortalama 48,54 dakika sürmüştür. Setup, konturlama, ışınlama adımları abdomen bölgesindeki tedavilerde diğer bölgelere göre en uzun süren adımlar olmuştur (Sırasıyla; 4,34 dk, 11,27 dk, 21,23 dk).

Toraks bölgesinde gerçekleştirilen tedavi fraksiyonları, toplam ortalama 44,06 dakika sürmüştür. Yeniden planlama adımı toraks bölgesindeki tedavilerde diğer bölgelere göre en uzun süren adım olmuştur (6,34 dk).

Pelvis bölgesinde gerçekleştirilen tedavi fraksiyonları toplam ortalama 34,81 dakika sürmüştür ve diğer bölgelere göre tedavi süresi ortalaması en düşük olan anatomik bölgedir. Setup ve görüntüleme adımları pelvis bölgesindeki tedavilerde diğer bölgelere göre en uzun süren adımlar olmuştur (Sırasıyla; 4,43 dk, 6,36 dk).

#### **4.3.1 Analiz**

##### **4.3.1.1 Derin nefes tutma tekniği kullanılan fraksiyonlar ile serbest nefes tekniği kullanılan fraksiyonların karşılaştırması**

Fraksiyonlar içerisindeki iş akışı adımlarının serbest nefes tekniği ile derin nefes tutma tekniği kullanılarak gerçekleşen tedavi süreleri için normallik analizi yapılmıştır. Gerçekleştirilen Kolmogorov-Smirnov normallik analizi sonucunda normal dağılım elde edilmemiştir ( $p < 0,05$ ). Mann-Whitney anlamlılık testi uygulanarak ortalama fark sonuçları istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Setup, konturlama ve yeniden planlama adımlarına ait sürelerin ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). Buna karşın görüntüleme, ışınlama ve toplam süre ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Süre ortalamaları Tablo 2’de verilmiştir.

#### **4.3.1.2 SIB tekniği kullanılan fraksiyonlar ile SIB tekniği kullanılmayan fraksiyonların karşılaştırması**

Fraksiyonlar içerisindeki iş akışı adımlarının SIB tekniği kullanılan tedaviler ile SIB tekniği kullanılmayan tedavi süreleri için normallik analizi yapılmıştır. Gerçekleştirilen Kolmogorov-Smirnov normallik analizi sonucunda normal dağılım elde edilmemiştir ( $p < 0,05$ ). Mann-Whitney anlamlılık testi uygulanarak ortalama fark sonuçları istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Setup, görüntüleme, ışınlama ve toplam süre adımlarına ait sürelerin ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). Buna karşın ışınlama konturlama ve yeniden planlama süre ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Süre ortalamaları Tablo 2’de verilmiştir.

#### **4.3.1.3 Kontrast madde kullanılan fraksiyonlar ile kontrast madde kullanılmayan fraksiyonların karşılaştırması**

Fraksiyonlar içerisindeki iş akışı adımlarının kontrast madde kullanılan tedaviler ile kontrast madde kullanılmayan tedaviler için normallik analizi yapılmıştır. Gerçekleştirilen Kolmogorov-Smirnov normallik analizi sonucunda normal dağılım elde edilmemiştir ( $p < 0,05$ ). Mann-Whitney anlamlılık testi uygulanarak ortalama fark sonuçları istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

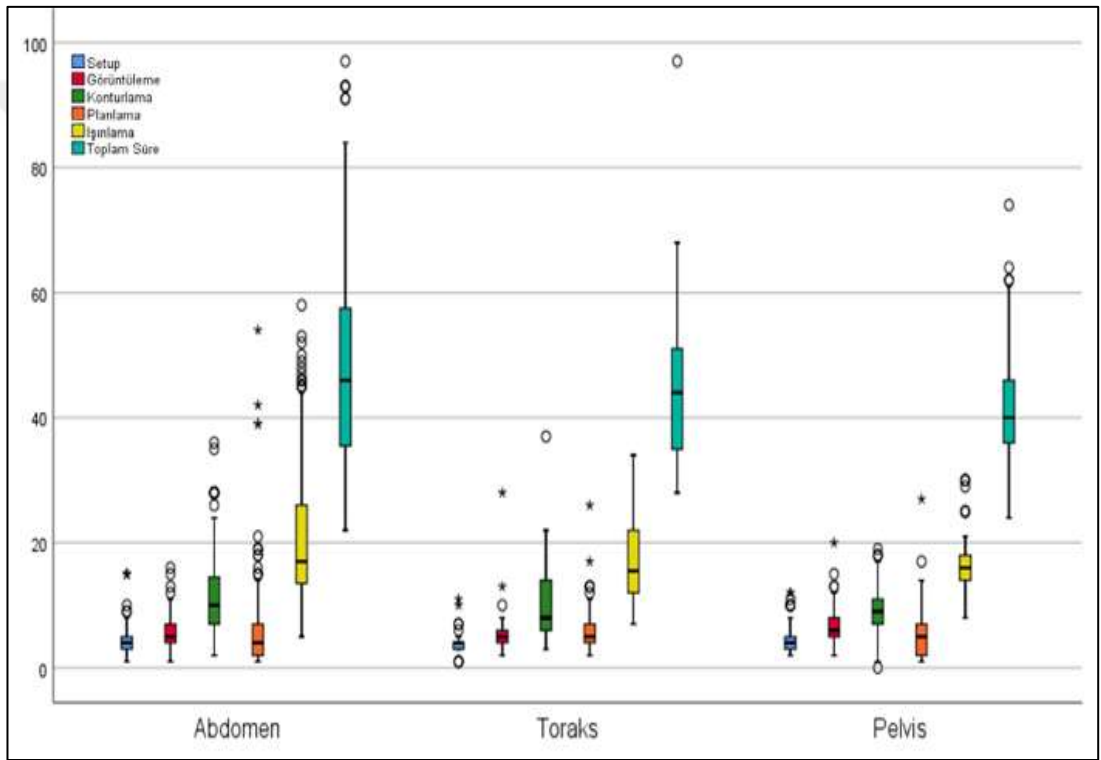
Setup, konturlama, yeniden planlama adımlarına ait sürelerin ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). Buna karşın görüntüleme ışınlama ve toplam süre ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Süre ortalamaları Tablo 2’de verilmiştir.

#### **4.3.1.4 Işınlanan anatomik bölgeye göre fraksiyon sürelerinin karşılaştırılması**

Fraksiyonlar içerisindeki iş akışı adımlarının ışınlanan anatomik bölgelere göre normallik analizi yapılmıştır. Gerçekleştirilen Kolmogorov-Smirnov normallik analizi

sonucunda normal dağılım elde edilmemiştir ( $p < 0,05$ ). Gerçekleştirilen Kruskal-Wallis anlamlılık testi uygulanarak ortalama fark sonuçları istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Setup, görüntüleme, konturlama ve yeniden planlama adımlarına ait sürelerin ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). Buna karşın ışınlama süresi ve toplam süre ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Süre ortalamaları Tablo 2’de verilmiştir.



Şekil 2. Çevrimiçi adaptif iş akışı adımlarının abdomen, toraks ve pelvis anatomik bölgelerine göre zaman dağılımı

#### 4.3.1.5 Yeniden optimizasyon yapılan ve yeniden optimizasyon yapılmayan fraksiyonların karşılaştırılması

Fraksiyonlar içerisindeki iş akışı adımlarının yeniden optimizasyon gerçekleştirilen tedaviler ile yeniden optimizasyon gerçekleştirilmeyen tedavi süreleri için normallik analizi yapılmıştır. Gerçekleştirilen Kolmogorov-Smirnov normallik analizi sonucunda normal dağılım elde edilmemiştir ( $p < 0,05$ ). Mann-Whitney

anlamlılık testi uygulanarak ortalama fark sonuçları istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Setup adımına ait sürelerin ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). Buna karşın ışınlama ve toplam süre ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Süre ortalamaları Tablo2’de verilmiştir.

#### **4.3.1.6 Fraksiyon dozu $\leq 7,25$ Gy tedaviler ile fraksiyon dozu $>7,25$ Gy tedavilerin karşılaştırılması**

Fraksiyonlar içerisindeki iş akışı adımlarının  $\leq 7,25$  Gy fraksiyon dozuna sahip tedaviler ile,  $>7,25$  Gy dozuna sahip tedavilerin süreleri için normallik analizi yapılmıştır. Gerçekleştirilen Kolmogorov-Smirnov normallik analizi sonucunda normal dağılım elde edilmemiştir ( $p < 0,05$ ). Mann-Whitney anlamlılık testi uygulanarak ortalama fark sonuçları istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Setup, görüntüleme, konturlama ve yeniden planlama adımlarına ait sürelerin ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). Buna karşın ışınlama süresi ve toplam süre ortalama farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Süre ortalamaları Tablo 2’de verilmiştir.

Gerçekleştirilen tüm tedavi fraksiyonlarının ortalama MU değeri 3122’dir. Ortalamadan yüksek MU değerine sahip tedavilerin ortalama ışınlama süresi 22,86 dakikadır. Ortalamadan düşük MU değerine sahip tedavilerin ortalama ışınlama süresi 14,33 dakikadır.

Gerçekleştirilen tüm tedavi fraksiyonlarının ortalama alan sayısı 24’dür. Ortalama alan sayısından büyük değere sahip tedavilerin ortalama ışınlama süresi 19,96 dakikadır. Ortalama alan sayısından düşük değere sahip tedavilerin ortalama ışınlama süresi 15,80 dakikadır.

Gerçekleştirilen tüm tedavi fraksiyonlarının ortalama segment sayısı 92'dir. Ortalama segment sayısından büyük değere sahip tedavilerin ortalama ışınlama süresi 20,33 dakikadır. Ortalama segment sayısından düşük değere sahip tedavilerin ortalama ışınlama süresi 16,90 dakikadır.



## 5 TARTIŞMA

Bu çalışmada 0,35 Tesla Viewray MR Linak cihazında paralel iş akışı adımlarının zaman analizi araştırması yapıldı.

MR-Linak radyoterapi cihazlarında gerçekleştirilen tedavilerin süresi, günümüz klasik linak radyoterapi cihazları ile karşılaştırıldığında daha uzun sürmektedirler. MR-Linak cihazlarının tedavi süresinin diğer modern linaklara göre uzun olmasının sebepleri arasında MR-Linak cihazlarının iş akışı adımlarının fazla olması gelir.

MR kılavuzlu setup ve yüksek çözünürlüklü görüntüleme, günün anatomisine göre hasta hedef ve kritik organlarını günün anatomisine göre konturlama, çevrimiçi yeniden planlama ve yeniden optimizasyon, sine mod özelliği ile tümör ve kritik organları ışınlama esnasında takip edebilme özelliklerinin varlığı, klasik linaklar ile karşılaştırıldığında toplam tedavi sürelerini uzatmaktadır. Bu özelliklerin bulunması, tedavi belirsizliğini büyük ölçüde düşürdüğünden dolayı modern linaklarda hasta yan etkisi düşünüldüğünde kullanılmayan birçok SBRT doz reçetesinin kullanılmasına olanak sağlamaktadır.

Zaman analizi sonucunda tüm iş akışı adımları arasında en uzun süre ışınlama adımına aitti (ortalama 18 dk). Işınlama adımını sırasıyla konturlama (ortalama 10,58 dk), yeniden planlama (ortalama 5,96 dk), görüntüleme (ortalama 5,81 dk) ve setup (ortalama 4,32 dk) adımları takip etmiştir.

Işınlama süresi, IMRT alan sayısı, IMRT segment sayısı, MU, ve fraksiyon dozu değerlerine bağlıdır.

Çalışmada hastaların büyük bir çoğunluğunun tedavileri; yeniden optimizasyon kullanılan, derin nefes tekniğinde, SIB kullanılmayan, kontrast madde kullanılmayan tedavilerdi. Derin nefes tekniği ile tedavi edilen hastaların, serbest nefes kontrolünde tedavi edilen hastalara göre ışınlama sürelerinde anlamlı bir fark olduğu gözlemlendi.

Derin nefes tekniği ile tedavi edilen hastalar, ışınlama süresince tedavide etkin bir rol oynamaktadırlar. Kendi nefes fazlarını bir ekran yardımı ile görerek, tümörün ışınlanması gereken alan içinde bulunmasına yardımcı olmaktadır. Tümör belirlenen emniyet marj alanından çıktığında ise ışınlama otomatik olarak kesilmektedir.

Özellikle bu hastalarda ilk fraksiyonların daha zorlu geçtiği ve uzun sürdüğü, ilerleyen fraksiyonlarda ise, akışa alışmalarıyla birlikte ışınlama sürelerinin büyük ölçüde azaldığı gözlemlendi.

SIB tekniği kullanılan tedavilerde, SIB tekniği kullanılmayan tedavilere göre konturlama ve yeniden planlama sürelerinde anlamlı bir fark olduğu gözlemlendi. Bu farkın başlıca sebebi SIB'li hastaların tedavi alanlarının, SIB'siz hastaların tedavi alanlarından daha geniş olmalarıdır. Daha geniş alanların ışınlanmış olmasından dolayı, daha uzun görüntüleme, konturlama, yeniden planlama ve ışınlama sürelerine ihtiyaç duyulmuştur.

Net tedavi süresinin en uzun sürdüğü anatomik bölge abdomen bölgesidir. Karmaşık hedef alanı, hedef alanının etrafındaki kritik organların çok olması sebebi ile konturlama ve ışınlama süreleri diğer anatomik bölgelere göre daha uzun sürmüştür.

Kliniğimizde, Temmuz 2023 itibari ile Viewray MRIdian Linak sisteminde bir güncelleme gerçekleştirilmiştir. Sıralı iş akışına sahip olan sistemin, güncelleme sonrası paralel iş akışına geçilmesi tamamlanmıştır.

Sistemin paralel iş akışına geçişinden hemen sonra gerçekleştirilen bu araştırma, sıralı iş akışında gerçekleştirilen en detaylı zaman analizlerinden biri olan Görkem Güngör ve arkadaşlarının çalışmasındaki sıralı iş akışı çalışmasındaki sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Karşılaştırılan bu iki araştırma aynı klinikte yapılmış ve aynı tedavi ekibi ile gerçekleştirilmiştir.

Güngör ve arkadaşlarının gerçekleştirmiş olduğu zaman analizinde, setup aşaması tüm fraksiyonlar için ortalama 5,44 dk olarak saptanmıştır. Bu çalışmada ise setup süresi tüm fraksiyonlar için ortalama 4,32 dk saptanmıştır. Aradaki bu farkın setup hazırlığından sorumlu teknikerlerin zamanla daha fazla tecrübe kazanmalarından dolayı elde ettikleri hızlanmadan kaynaklı olduğunu düşündürmektedir.

Güngör ve arkadaşlarının gerçekleştirmiş olduğu zaman analizinde tüm fraksiyonlar için düşük çözünürlüklü tarama ortalama 1,88 dk, yüksek çözünürlüklü tarama ortalama 3,29 dk saptanmıştır. Bu çalışmada ise görüntüleme süresi tüm fraksiyonlar için ortalama 5,81 dk saptanmıştır. Gerçekleştirilen güncellemeyle birlikte düşük çözünürlüklü görüntülemeye gerek duyulmaması sağlandığından pozisyon doğrulaması ve eşleştirme işleminin yüksek çözünürlüklü görüntüleme ile sağlanması, aynı görüntüleme üzerinden eşleştirme ve konturlama aşamasına geçiş ile zaman açısından avantaj sağlayacağı beklenmektedir.

Güngör ve arkadaşlarının gerçekleştirmiş olduğu zaman analizinde tüm fraksiyonlar için ortalama konturlama süresi 10,08 dk olarak saptanmıştır. Bu çalışmada ise tüm fraksiyonlar için ortalama konturlama süresi 10,58 dk olarak saptanmıştır. Sıralı iş akışından paralel iş akışına geçilmesiyle birlikte, konturlamadan sorumlu olan dozimetrist, medikal fizik uzmanı ve radyasyon onkologlarının sırası ile aynı sistem üzerinden çalışması sonlandırılmış, üç farklı sistemden aynı zamanda konturlama yapabilme özelliği getirilmiştir. Bu özellikle birlikte zamandan büyük avantaj sağlanması beklenmesine karşın araştırma sonucunda anlamlı bir fark elde edilmemiştir. Bu durumun sebebi iki araştırma arasında tedavi edilen hastaların tedavi alan büyüklükleri, ışınlanan anatomik bölgenin etrafındaki kritik organların sayısı, günün anatomisindeki değişikliklerin fazlalığı, tedavi ekibini ve yeni iş akışının özelliği nedeni ile konturlamaya daha geniş zaman ayırması olarak sıralanabilir. Güngör ve arkadaşlarının gerçekleştirmiş olduğu çalışmada SIB'li planlar tüm fraksiyonlar içerisinde %9,35 oranında yapılmıştır. Gerçekleştirmiş olduğumuz bu çalışmada ise SIB'li planlar tüm fraksiyonlar içerisinde %22,44 oranında yapılmıştır. Aynı hastalarda bir zaman analizinin yapılamamış olması, farklı anatomik bölgeler ve farklı hedef büyüklükleri sebebi ile güncelleme sonrası görülmesi beklenen süre farkı

konturlama aşamasında görülememiştir. Nefes kontrolü ve ışınlanan anatomik bölgelerin dağılımı da konturlama zaman farkı üzerinde etkilidir.

Güngör ve arkadaşlarının gerçekleştirmiş olduğu zaman analizinde tüm fraksiyonlar için ortalama yeniden planlama süresi 5,91 dk iken gerçek hedef süresi 3,22 dk'dir. Bu çalışmada ise tüm fraksiyonlar için ortalama yeniden planlama süresi 5,96 dk'dir. Planlama süresi ve çevrimiçi adaptif QA aşamalarının getirilmiş olan güncelleme ile zaman bakımından çok daha kısa sürmüştüğü saptanmıştır.

Işınlama sürelerinin planlama tekniği ile ilgili parametrelere bağlı olmasından dolayı iki araştırma arasındaki ışınlama süreleri arasında herhangi bir anlamlı fark saptanmamıştır (18,55 dk'ye karşı 18,50 dk).

Görkem Güngör ve arkadaşlarının yapmış olduğu sıralı iş akışında gerçekleştirilen zaman analizinde net tedavi süresi 48,48 dk. olarak bulunmuştur. Gerçekleştirilen bu çalışmada ise net tedavi süresi 42,83 dk. olarak bulunmuştur. Net tedavi sürelerine bakıldığında, paralel iş akışının sıralı iş akışına göre ciddi bir süre avantajı sağlamış olduğunu yorumlayabiliriz.

MR-Linak cihazının paralel iş akışı güncellemesiyle birlikte yapılmış olan bir diğer detaylı zaman analizi olan Claudio Votta ve arkadaşlarının çalışması ile gerçekleştirdiğimiz araştırma karşılaştırılmıştır.

Votta ve arkadaşları 254 tedavi fraksiyonu üzerinden toplam tedavi süresi ortalaması 34 dakika bulunmuştur. Buna karşın gerçekleştirdiğimiz araştırma toplam süre ortalaması 42,83 dakikadır. Bu farkın sebebi planlama özellikleri karşılaştırıldığında görülebilmektedir. Votta ve arkadaşlarının IMRT alan sayısı ortalaması 22 iken gerçekleştirdiğimiz araştırmanın fraksiyonlarının ortalama IMRT alan sayısı 24'dür. Votta ve arkadaşlarının ortalama IMRT segment sayısı 69 iken, gerçekleştirdiğimiz araştırmanın IMRT segment sayısı ortalaması 92'dir. Votta ve arkadaşlarının incelenmiş toplam ADP fraksiyonları içerisinde %82,7'si SBRT tedavileri iken, gerçekleştirdiğimiz araştırmanın toplam fraksiyonlar içerisindeki

SBRT tedavi oranı %89,52'dir. Fraksiyon dozu yüksekliği ışınlama süresini etkilemektedir.

Votta ve arkadaşlarının derin nefes tekniği ile tedavi edilen fraksiyon sayısı araştırmadaki toplam fraksiyonların %44,1'ini kapsamaktadır. Gerçekleştirdiğimiz araştırmada ise derin nefes ile tedavi edilen fraksiyonlar toplam fraksiyonların %54,36'sını kapsamaktadır. Derin nefes kontrolünün görüntüleme ve ışınlama süresini arttırıcı etkisi bulunmaktadır.

Votta ve arkadaşlarının gerçekteştirmiş olduğu araştırmadaki fraksiyonların %30,6'sı 30 dakikadan daha kısa süren tedavilerdir. Gerçekleştirdiğimiz araştırmadaki incelenen fraksiyonların %19,7'si 30 dakikadan daha kısa süren tedavilerdir. Farkın temel sebebinin iki araştırmada da en uzun süren tedavi anatomik bölgesi olan abdomen bölgesindeki tedavilerin farkından kaynaklanmış olabileceği düşünölmektedir (Votta ve arkadaşlarının abdomen alanı ışınlama oranı %24,40 iken, gerçekteştirdiğimiz araştırmada bu oran %48,62'dir).

Setup, görüntüleme, konturlama, yeniden planlama, ışınlama ve toplam süre farklarının ışınlanan anatomik bölgelerin toplam incelenen fraksiyonlar üzerindeki dağılımlarının iki araştırma sonucunda farklı olmasından kaynaklanması olarak yorumlanabilir (sırasıyla setup aşaması 3,21 dk'ye karşı 4,32 dk, görüntüleme süresi 3,30 dk'ye karşı 5,81 dk, konturlama süre 6,00 dk'ye karşın 10,58 dk, yeniden planlama süresi 4,23 dk'ye karşın 5,96 dk, ışınlama süresi 14,23 dk'ye karşın 18,50 dk'dir). Ayrıca, klinikten kliniğe göre değişen tedavi protokolleri toplam tedavi süresine etki edebilmektedir.

Hasta özellikleri ve tedavi planlama teknikleri açısından iki araştırma karşılaştırıldığında aradaki süre farkının birbirilerine yakın olduğu anlaşılmaktadır. İki araştırmanın sonucuyla birlikte paralel iş akışı güncellemesinin sıralı iş akışına göre tedavi süresi açısından büyük fayda sağladığı görölmüşür. Toplam tedavi süresinde bir avantaj sağlanamasa bile paralel iş akışı tedavi ekibinin sıralı iş akışına göre daha stressiz çalışmasına neden olmaktadır.

## 6 SONUÇ

Günümüzde MR-Linak sistemlerini, diğer modern radyoterapi linak sistemlerinden ayıran büyük farklar mevcuttur. Üstün yumuşak doku kontrastı, hedef ve kritik organların günün anatomisine göre tüm tedavi fraksiyonlarında konturlanarak yeniden anlık adaptif planlama özelliğine sahip olması, ışınlama esnasında sine mod özelliği sayesinde 3 farklı düzlemden çevrimiçi tümör takibi yapılabilmesi MR-Linak sistemlerinin diğer modern linak sistemlerinden ayıran en önemli farklardır.

Viewray MR-Linak cihazında gerçekleştirilen son güncellemeyle çevrimiçi radyoterapi tedavi adımları sıralı iş akışından paralel iş akışına geçmiştir. Sıralı iş akışında gerçekleştirilen zaman analizi çalışması ile yapmış olduğumuz paralel iş akışı zaman analizi süreleri karşılaştırıldığında toplam tedavi süresinin azaldığını tespit ettik. Teknolojinin gelişmesi ve yeni güncellemelerle birlikte MR-Linak toplam tedavi süreleri daha kısılacaktır.

Bu araştırma, Viewray MR-Linak sisteminin sıralı iş akışından paralel iş akışına geçişi sonrası yapılan literatürdeki ilk tedavi analizleri arasında yer almaktadır.

MR-Linac sistemlerinde tedavi sürelerinin uzunluğu teknoloji ve personel kaynaklıdır. Ancak tedavi belirsizliğini büyük ölçüde azalttığından dolayı hastaların büyük çoğunluğu az sayıda toplam fraksiyonda tedavilerini tamamlama avantajına sahiptirler. MR-Linak sistemlerinin klinik açıdan sunduğu faydalar gelecekteki radyoterapi tedavilerinin gelişimi açısından önemlidir.

Gelecekte yapay zekanın planlama sistemlerinin içerisine daha fazla entegre edilmesi, doz hızındaki artış, ve daha yüksek hıza sahip MLC, gantry teknolojisi, ile birlikte MR-Linak tedavilerinin daha kısa sürede gerçekleşmesi mümkün olabilecektir.

MR-Linak teknolojisinin radyoterapideki geleceği, daha hassas ve etkili tedavi yöntemleri sunarak tedavi sonuçlarını iyileştirmek ve hastaların yan etkilerini azaltmak üzerine odaklanmaktadır. MR-Linak teknolojisindeki gelişmeler devamında

elde edilecek deneyimlerle birlikte radyoterapi alanında önemli bir yeri olacağı beklenmektedir.



## 7 KAYNAKLAR

1. Mutic S, Dempsey JF. The viewray system: magnetic resonance guided and controlled radiotherapy. *Semin Radiat Oncol.* 2014;24
2. Temel Ve Klinik Radyoterapi. Editör Çetingöz R, 4. Baskı, Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği, 2018.
3. Gungor G, Serbez İ, Be T, Gür G, Kayalilar N, Zoto T, et al. Time analysis of online adaptive magnetic resonance guided radiotherapy workflow according to anatomical sites. *Practical Radiation Oncology* 2020;11. Doi: 10.1016/j.prro.2020.07.003. [PubMed]
4. Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure (JNC). The Seventh report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure (NIH Publication No. 03-5233). Washington, DC: U.S. Department of Health and Human Services 2003
5. Li XA, Qi XS, Pitterle M, et al. Interfractional variations in patient setup and anatomic change assessed by daily computed tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;68:581-591.
6. Cladio Votta, Evaluation of clinical parallel workflow in online adaptive MR-guided Radiotherapy: A detailed assessment of treatment session times,2024
7. Luca Boldrini, Davide Cusumano, Francesco Cellini1, Luigi Azario, Gian Carlo Mattiucci, Vincenzo Valentini, Online Adaptive Magnetic Resonance Guided Radiotherapy For Pancreatic Cancer:State Of The Art, Pearls And Pitfalls
8. ICRU 62, International Commission On Radiation Units And Measurements Report 62. 1999.Prescribing, Recording, And Reporting Photon Beam Therapy
9. Ian Paddick 1, Bodo Lippitz, A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index
10. Podgorsak Eb. *Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students*, Vienna, 2003
11. Kataria T, Narang K, Gupta D, et al. Analysis of intrafraction motion in CyberKnife-based stereotaxy using mask based immobilization and 6D-skull tracking. *J Radiosurg SBRT.* 2016;4:203.
12. Li G, Wei J, Huang H, et al. Characterization of optical-surface imaging-based spirometry for respiratory surrogating in radiotherapy. *Med Phys.* 2016;43:1348-1360.
13. Cusumano D, Dhont J, Boldrini L, et al. Predicting tumour motion during the whole radiotherapy treatment: A systematic approach for thoracic and abdominal lesions based on real time MR. *Radiother Oncol.* 2018;129:456-462.
14. Radiation Oncology Therapy Group. RTOG0915 (NCCTG N0927) A randomized phase II study comparing 2 stereotactic body radiation therapy (SBRT) schedules for medically inoperable patients with stage I peripheral non-small cell lung cancer

## **8 EKLER**

### **EK 1. Etik Kurul Kararı**



## **EK 2. Tıbbi Araştırmalar Değerlendirmeler Kurul Onayı**



## 9 ÖZGEÇMİŞ



