



BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SOL MEME KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE KULLANILAN
FARKLI TEKNİKLER İLE DOZ HESAPLAMADA
KULLANILAN ALGORİTMALARIN VE GRİD SİZE
DEĞERLERİNİN DOZİMETRİK ETKİLERİNİ
KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELEMESİ**

Kaan GÜZSOY

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ
Bursa 2025



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



**SOL MEME KANSERLİ HASTALARDA RADYOTERAPİDE
KULLANILAN DOZ HESAPLAMA ALGORİTMALARININ VE
FARKLI GRID SIZE DEĞERLERİNİN TEDAVİ PLANINA
ETKİLERİNİN DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ**

KAAN GÜZSOY

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

DANIŞMAN:

Doç. Dr. Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ

BURSA-2025

T.C.
BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ETİK BEYANI

Yüksek Lisans/Doktora tezi olarak sunduğum tezin adı “Sol Meme Kanserli Hastalarda Radyoterapide Kullanılan Doz Hesaplama Algoritmalarının ve Farklı Grid Size Değerlerinin Tedavi Planına Etkilerinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi” adlı çalışmanın, proje safhasından sonuçlanmasına kadar geçen bütün süreçlerde bilimsel etik kurallarına uygun bir şekilde hazırlandığını ve yararlandığım eserlerin kaynaklar bölümünde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir ve beyan ederim.

Kaan GÜZSOY

//_

TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU

...../...../.....

Adı Soyadı: Kaan Güzsoy

Anabilim Dalı: Radyasyon Onkolojisi

Tez Konusu: Sol Meme Kanseri Hastalarda Radyoterapide Kullanılan Doz Hesaplama Algoritmalarının ve Farklı Grid Size Değerlerinin Tedavi Planına Etkilerinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi

ÖZELLİKLER	UYGUNDUR	UYGUN DEĞİLDİR	AÇIKLAMA
Tezin Boyutları	☒	☐	
Dış Kapak Sayfası	☒	☐	
İç Kapak Sayfası	☒	☐	
Kabul Onay Sayfası	☒	☐	
Sayfa Düzeni	☒	☐	
İçindekiler Sayfası	☒	☐	
Yazı Karakteri	☒	☐	
Satır Aralıkları	☒	☐	
Başlıklar	☒	☐	
Sayfa Numaraları	☒	☐	
Eklerin Yerleştirilmesi	☒	☐	
Tabloların Yerleştirilmesi	☒	☐	
Kaynaklar	☒	☐	

DANIŞMAN ONAYI:

Unvanı Adı Soyadı: Doç. Dr. Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ

İmza:

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYANI.....	II
KABUL VE ONAY SAYFASI.....	III
TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU	IV
TÜRKÇE ÖZET	VII
İNGİLİZCE ÖZET	VIII
BUĞ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ TEZ KONUSUNUN KÜRESEL SÜRDÜRÜLEBİLİR KALKINMA HEDEFLERİ İLE İLİŞKİSİ.....	IX
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Meme Anatomisi	4
2.2. Meme Kanseri	5
2.3. Memenin Lenfatik Sistemi	6
2.4. Meme Epidyolojisi	7
2.5. Meme Kanseri Evrelemesi	9
2.6. TNM Evrelemesi	9
2.7. Meme Kanseri Risk Faktörleri	11
2.8. Meme Kanseri Tedavi Yöntemleri	11
2.9. Meme Koruyucu Cerrahi	12
2.9.1. Lumpektomi (tümörektomi):.....	12
2.9.2. Kadranektomi (kısmi mastektomi):.....	12
2.9.3. Mastektomi.....	12
2.9.4. Total mastektomi:	12
2.9.5. Modifiye radikal mastektomi:	12
2.9.6. Radikal mastektomi:.....	12
2.10. Radyoterapi	13
2.10.1 Meme kanserinde radyoterapi	13
2.11. Meme Kanserinde Toksisite	14
2.11.1. Kalp toksisitesi	14
2.11.2. Cilt ve meme toksisitesi	15
2.11.3. Yağ nekrozu	16
2.11.4. RT pnömonisi ve pulmoner fibrozis	16
2.11.5. Brakiyal pleksopati.....	17
2.12. İkincil Tümörler	17
2.13. Tüm Meme Işınlamasında Radyoterapi Yöntemleri	18
2.14. Lineer Hızlandırıcı (LİNAK)	18
2.15. Konvansiyonel RT	19
2.16. Konformal RT	20
2.17. Field in Field (FIF).....	20
2.18. Intensity Modulated Arc Therapy (IMRT)	21
2.19. Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT).....	22
2.20. Doz Hesaplama Algoritmaları.....	22
2.20.1. Düzeltme tabanlı algoritmalar.....	23
2.20.2. Model tabanlı algoritmalar	23
2.21. Pencil Beam Algoritması	25
2.22. Collapsed Cone Algoritması	25
2.23. Monte Carlo Algoritması	27
2.24. Grid Size	27

2.25. Hacim Tanımlamaları	28
2.25.1. Makroskopik hedef hacim (GTV)	29
2.25.2. Klinik hedef hacim (CTV)	29
2.25.3. İç hedef marjı (ITV)	30
2.25.4. Set-up marjı (SM)	30
2.25.5. Planlanan hedef hacim (PTV)	30
2.25.6. Tedavi hacmi (TV)	30
2.25.7. Işınlanan hacim (IV)	30
2.25.8. Risk altındaki organlar (OARs)	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Gereç	31
3.1.1. GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazı	31
3.1.2. Elekta synergy lineer hızlandırıcı	31
3.1.3. Tedavi planlama sistemi (TPS)	32
3.1.4. Monaco TPS	32
3.1.5. Doz hacim histogramı (DVH)	32
3.2. Yöntem	33
3.2.1. Hastaların seçilmesi	33
3.2.2. Etik kurul onayı	33
3.2.3. Planların hazırlanması	33
3.2.4. FIF tekniği için planların hazırlanması	33
3.2.5. VMAT tekniği için planların hazırlanması	34
3.2.6. İstatiksel analiz	34
4. BULGULAR	35
4.1. Hedef Hacimler	35
4.2. Riskli Organlar	51
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	79
6. KAYNAKÇA	87
7. SİMGELER ve KISALTMALAR	93
8. EKLER	95
9. TEŞEKKÜR	98
10. ÖZGEÇMİŞ	99

TÜRKÇE ÖZET

Bu çalışma, lokal ileri evre sol meme kanseri radyoterapisinde farklı doz hesaplama algoritmaları (Monte Carlo, Pencil Beam ve Collapsed Cone) ile grid size değerlerinin (1,5 mm, 3 mm ve 5 mm) tedavi planlama doğruluğu üzerindeki etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektedir. Planlama sürecinde, her hasta için Field-in-Field FIF ve Volumetric Modulated Arc Therapy VMAT teknikleri kullanılarak, algoritma ve grid size kombinasyonlarıyla toplam 15 farklı plan oluşturulmuştur. Monte Carlo algoritması ve 1,5 mm grid size kullanılarak oluşturulan plan, referans plan olarak kabul edilmiş; diğer planlar bu referans plan ile dozimetrik açıdan karşılaştırılmıştır.

Çalışmada referans plan olarak kabul edilen Monte Carlo algoritmasına göre en düşük hesaplama doğruluğu Pencil Beam algoritmasında elde edilmiş; Collapsed Cone algoritması ise Pencil Beam'e kıyasla referans algoritmaya daha yakın sonuçlar verdiği ancak buna rağmen doz hesaplamalarında belirgin farklılıklar olduğu gözlenmiştir. Grid size değerinin artması planlardaki doz hesaplamalarında önemli farklara yol açtığı görülmüştür.; 5 mm grid size, daha kısa hesaplama süresine rağmen 1,5 mm'ye göre doz dağılımında önemli sapmalara yol açmıştır. 3 mm grid size ise 1,5 mm'ye daha yakın sonuçlar sağlamış olsa da, hesaplamalarda yine de önemli farklar gözlenmiştir. Planlar arasındaki bu doz farklılıkları, tedavi sırasında hedef hacimlerin istenen dozu almamasına, riskli organların beklenenden daha yüksek dozlara maruz kalmasına neden olabilmektedir.

Sonuç olarak bu çalışma, kullanılan algoritma ve grid size parametrelerinin hem hedef hacimlerde hem de kritik organlarda elde edilen doz dağılımlarını belirgin şekilde etkilediğini ortaya koymuştur. Bu durum, her iki parametrenin de plan doğruluğu açısından kritik öneme sahip olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Lokal ileri evre sol meme kanseri, radyoterapi, FIF, VMAT, algoritma, grid size

İNGİLİZCE ÖZET

DOSIMETRIC INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF DOSE CALCULATION ALGORITHMS AND DIFFERENT GRID SIZE VALUES ON THE TREATMENT PLAN IN RADIOTHERAPY FOR PATIENTS WITH LEFT BREAST CANCER

This study comparatively evaluates impact of different dose calculation algorithms (Monte Carlo, Pencil Beam, and Collapsed Cone) and grid sizes (1.5 mm, 3 mm, and 5 mm) on treatment planning accuracy in radiotherapy for locally advanced left breast cancer. A total of 15 plans were generated per patient using combinations of algorithm and grid size across two techniques: Field-in-Field (FIF) and Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). The plan created with the Monte Carlo algorithm and a 1.5 mm grid size was set as the reference, and other plans were dosimetrically compared to it.

Compared with the Monte Carlo algorithm, accepted as the reference plan in this study, the lowest calculation accuracy was obtained with the Pencil Beam algorithm. Although the Collapsed Cone algorithm produced results closer to the reference than Pencil Beam, notable discrepancies in dose calculations were still observed. Increasing grid size caused significant differences in dose estimations; the 5 mm grid size provided shorter calculation times but led to considerable deviations in dose distribution compared to 1.5 mm. The 3 mm grid size produced results closer to 1.5 mm; however, measurable discrepancies remained. These differences between plans may result in target volumes receiving less than the prescribed dose and critical organs being exposed to higher-than-expected doses during treatment.

In conclusion, this study shows that the algorithm and grid size parameters significantly influence dose distributions in both target volumes and critical organs. This indicates that both parameters play a crucial role in treatment accuracy.

Key Words: Locally advanced left breast cancer, radiotherapy, FIF, VMAT, algorithm, grid size

BUÜ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ TEZ KONUSUNUN KÜRESEL SÜRDÜRÜLEBİLİR KALKINMA HEDEFLERİ İLE İLİŞKİSİ

1 YOKSULLUĞA SON	2 AÇLIĞA SON	3 SAĞLIK VE KALİTELİ YAŞAM	4 NİTELİKLİ EĞİTİM	5 TOPLUMSAL CİNSİYET EŞİTLİĞİ	6 TEMİZ SU VE SANİTASYON
☐	☐	☒	☐	☐	☐
7 ENERJİLERLİK VE TEMİZ ENERJİ	8 İNSANA YAKINIRIS VE EKONOMİK BÜYÜME	9 SANAYİ, YENİLİKÇİLİK VE ALTYAPI	10 EŞİTSİZLİKLERİN AZALTILMASI	11 SÜRDÜRÜLEBİLİR ŞEHİRLER VE TOPLULUKLAR	12 SORUMLU ÜRETİM VE TÜKETİM
☐	☐	☐	☐	☐	☐
13 İKLİM EYLEMİ	14 SUDAKİ YAŞAM	15 KARASAL YAŞAM	16 BARIS, ADALET VE GÜÇLÜ KURUMLAR	17 AMAÇLAR İÇİN ORTAKLIKLAR	KÜRESEL AMAÇLAR
☐	☐	☐	☐	☐	☐

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum “Sol Meme Kanserli Hastalarda Radyoterapide Kullanılan Doz Hesaplama Algoritmalarının ve Farklı Grid Size Değerlerinin Tedavi Planına Etkilerinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi” başlıklı tez 3. Küresel Sürdürülebilir Kalkınma Hedefleri ile ilişkilidir.

1. GİRİŞ

Meme kanseri, dünya genelinde kadınlar arasında en sık teşhis edilen kanser türüdür ve erken tanı ile uygun tedavi yaklaşımları, sağkalım oranlarını önemli ölçüde artırmaktadır. 2022 verilerine göre meme kanseri, kadınlarda tüm kanserler arasında %11,6 oranla yaklaşık 2,3 milyon yeni vaka ile ikinci sırada yer almaktadır. Bu yüksek yaygınlık, etkili ve multidisipliner bir tedavi yaklaşımını zorunlu kılmaktadır. Bu bağlamda cerrahi, radyoterapi ve kemoterapi meme kanseri tedavisinde yaygın olarak kullanılan temel yöntemler arasındadır (Bray ve ark., 2024).

Yapılan çalışmalar, radyoterapinin sağkalım oranlarını artırdığını ve kanserin tekrar etme olasılığını azalttığını göstermektedir (National Cancer Institute [NCI], 2018). Radyoterapide temel hedef, tümör bölgesine yeterli doz uygulanırken, çevredeki sağlıklı dokuların da maksimum korunmasıdır (Choi & Cho, 2016).

Tedavi planlaması, hasta anatomisine bağlı olarak farklılık gösterebilir. Başarılı bir radyoterapi uygulaması için uygun teknik seçilmeli ve tümör bölgesine yeterli doz uygulanmalıdır. Meme radyoterapisinde, tümörlü alan homojen şekilde ışınlanırken; kalp, akciğerler ve karşı meme gibi kritik organların aldığı dozun en aza indirilmesi gerekmektedir (Darby ve ark., 2013; Sardaro ve ark., 2012). Bu amaç doğrultusunda geliştirilen tekniklerden biri de Field-in-Field (FIF) yöntemidir. Bu teknikte, ana ışın alanının açısı değiştirilmeden eklenen daha küçük alt alanlar (subfields) sayesinde istenmeyen yüksek doz bölgeleri (sıcak noktalar) engellenir; böylece hem hedef hacim içerisinde daha homojen bir doz dağılımı elde edilir hem de normal dokuların gereksiz doz alımı en aza indirilir. Özellikle sol meme radyoterapisinde, hem etkili tümör kontrolü hem de kritik öneme sahip kalp ve akciğer gibi sağlıklı organların korunması açısından FIF tekniği, klinik uygulamada yaygın olarak tercih edilen güvenilir bir seçenektir. (Tanaka ve ark, 2017; Sasaoka & Futami, 2011).

FIF tekniği gibi yöntemlerin ardından, gelişen teknolojiyle birlikte farklı radyoterapi yaklaşımları da klinikte uygulanmaya başlanmıştır. Bu gelişmelerin en önemli örneklerinden biri olan VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy), daha dinamik ve yüksek hassasiyetli doz dağılımı sağlayarak modern radyoterapide etkili bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (Taqaddas, 2013; Otto, 2008).

VMAT, gantrinin hasta etrafında rotasyonel olarak sürekli dönerek ışınlama yapabildiği; bu sırada çok yapraklı kolimatörlerin (MLC) dinamik olarak hareket

edebildiği ve doz hızı ile gantri dönüş hızının eşzamanlı olarak değiştirilebildiği bir sisteme sahiptir. VMAT, ışının tümörün şekline göre yönlendirilmesini sağlar ve farklı açılardan ışınlama yaparak hedef hacimde yüksek doz sağlarken, çevre dokularda ise hızlı bir doz düşüşü elde edilmesine olanak tanır (White, Chan, Cheng, Chan, & Chau, 2013).

Özellikle hassas doz dağılımı gerektiren tedavilerde olmak üzere, birçok anatomik bölgedeki malignitelerin tedavisinde sık tercih edilen bir teknik haline gelen VMAT, yüksek hassasiyet ve kompleks yapısı nedeniyle radyasyon dozunun hesaplanmasını daha önemli hale getirmektedir (Teoh, Clark, Wood, Whitaker, & Nisbet, 2011).

Reynaert ve ark. (2007), yaptıkları çalışmada doz hesaplama algoritmalarının doz hesaplama doğruluğu ve sağlıklı dokuların korunması üzerinde doğrudan etkili olduğunu belirtmiştir. Algoritmalar, radyasyonun doku içerisindeki etkileşimlerini fiziksel olarak modelleyerek, hedef hacmin ve riskli organların aldığı dozun daha güvenilir biçimde hesaplanmasını sağlar. Çalışmada, farklı algoritmaların doku geçiş bölgelerinde (hava-doku veya kemik-yumuşak doku arayüzlerinde) önemli hesaplama farkları yarattığı vurgulanmıştır. Bu bağlamda, algoritma seçiminin özellikle heterojen yapıya sahip anatomik bölgelerde plan doğruluğu üzerinde etkili bir değişken olduğu ortaya konmuştur.

Plan doğruluğunu direkt olarak etkileyen bir diğer planlama parametresi grid size'dır. Tedavi planlama sistemlerinde (TPS) kullanılan doz hesaplama algoritmaları, radyasyon dozunu hesaplamak amacıyla Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinden elde edilen doku yoğunluk bilgilerini kullanır. Bu süreçte, görüntü verileri Hounsfield Unit (HU) değerlerine dönüştürülerek, fotonların ve/veya parçacıkların hasta anatomisi içindeki etkileşimleri fiziksel modeller aracılığıyla simüle edilir. Grid size, TPS yazılımının BT görüntüsündeki her bir voksel (3 boyutlu piksel) üzerinde yaptığı doz hesaplamaları sırasında kullanılan üç boyutlu hesaplama birim hacminin boyutunu ifade eder ve dozun hangi aralıklarla hesaplanacağını belirler (Tulip, Manolopoulos, Richmond, & Walker, 2023; Park, Kim, Park, Lee, Kim, & Suh, 2014)

Bu çalışmanın amacı, FIF ve VMAT teknikleri kullanılarak oluşturulan meme kanseri radyoterapi planlarında, farklı doz hesaplama algoritmaları ile grid size değerlerinin plan doğruluğu üzerindeki dozimetrik etkilerini karşılaştırmalı olarak

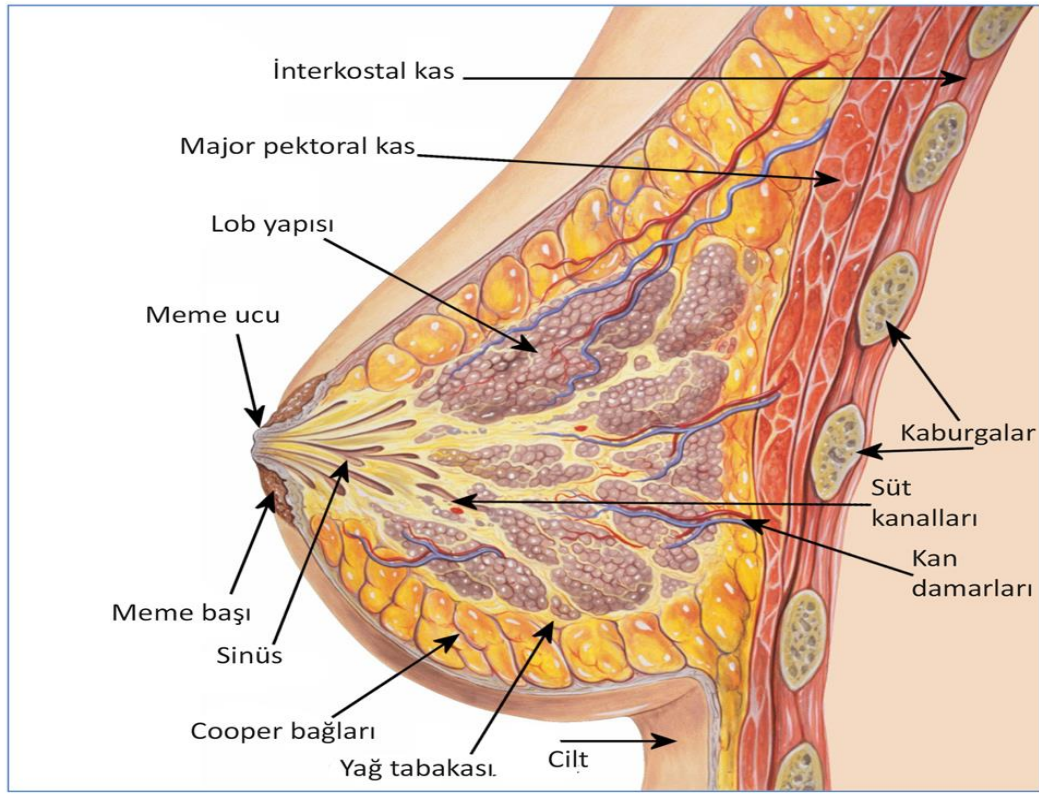
değerlendirmektir. Bu kapsamda, her iki teknikle oluşturulan planlarda algoritma ve grid size kombinasyonlarının hedef hacim ve riskli organ dozları üzerindeki etkileri analiz edilmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Meme Anatomisi

Meme dokusu (*glandula mammaria*), vücuttaki ter bezlerinden türeyen ve apokrin bez yapısına sahip çift taraflı bir organdır. Meme, majör pektoral kasın üzerinde yer alır ve dış yüzeyi deri ile kaplıdır. Memenin iç yapısı kadınlarda; süt üretiminden sorumlu loblar, lobüllerden sütü taşıyan ince kanallar ve bağ doku, yağ dokusu, kan damarları ile lenf damarlarını içeren stromadan meydana gelir (Drake, Vogl, Tibbitts, & Gray, 2005).

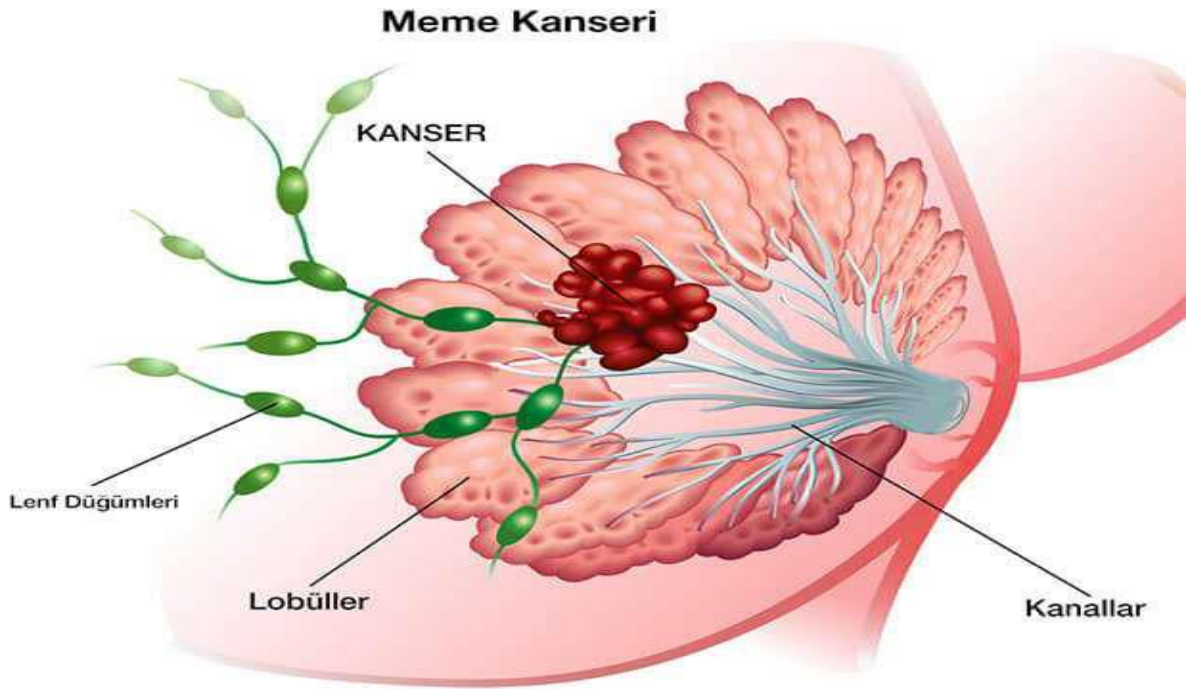


Şekil 1. Meme anatomisi (Lynch & Jaffe, 2006)

Meme dokusunun lenfatik ağı ve toplardamar drenaj sistemi, kanser hücrelerinin yayılımında oldukça önemlidir. Lenf damarlarının yaklaşık %75'i, koltuk altındaki aksiller(koltukaltı) lenf düğümlerine yönelirken, bir kısmı meme dokusunun içindeki lenf düğümlerine (iç meme düğümleri) ulaşır. Bunun dışında, diğer lenf düğümleri klavikula kemiğinin üzerinde veya altında yer alan supraklaviküler ve infraklaviküler düğümlerle bağlantı kurar (McGuire, Brown, Malone, McLaughlin, & Kerin, 2015)

2.2. Meme Kanseri

Meme kanseri, Memenin yapısında yer alan, süt bezlerini ve süt kanallarını oluşturan hücrelerin anormalleşmesi sonucu ortaya çıkan bir hastalıktır. Bu durum, memede düzensiz yapıya sahip, sert kitlelerin (tümörlerin) oluşmasına yol açar. kontrolsüz bir şekilde çoğalan bu anormal hücreler zamanla çevredeki diğer dokulara yayılıp vücudun farklı bölgelerine de metastaz yapabilir (Anderson, Jatoui, Tse, & Rosenberg, 2010). Meme kanserleri gelişim gösterdiği dokuya bağlı olarak adlandırılır. En sık görülen ve tüm meme kanseri vakalarının %75'ini oluşturan, memenin süt kanallarında gelişen duktal kanserlerdir. Daha nadir rastlanan ve memenin süt salgılayan dokusunda meydana gelen kanser ise lobüller meme kanseri olarak adlandırılmaktadır (Rakha & Ellis., 2011)



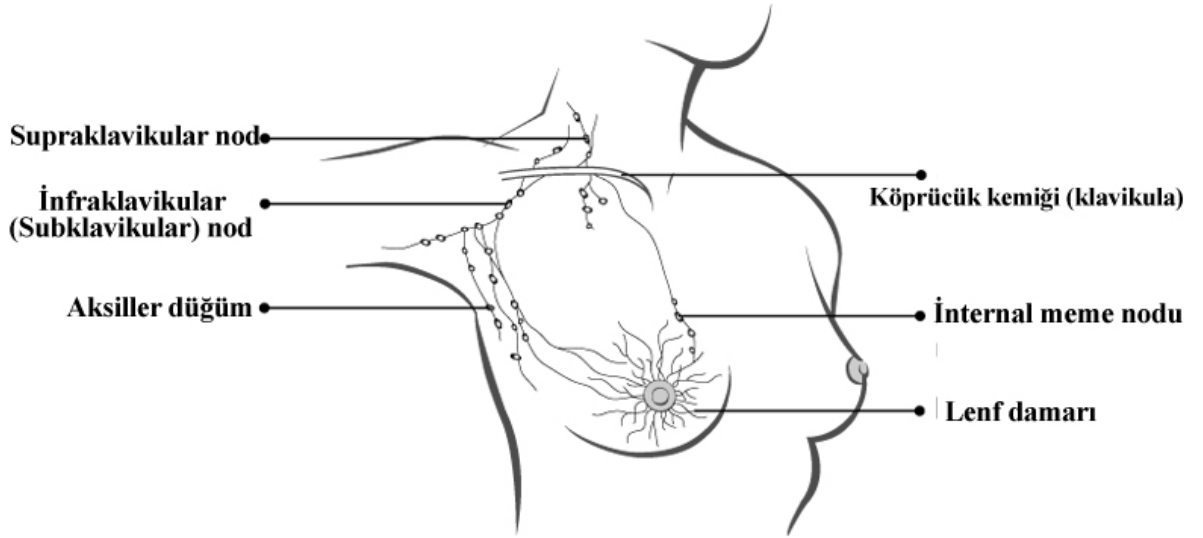
Şekil 2. Meme kanseri tipleri (Aziz Sumer, 2024)

Meme kanseri çoğunlukla kadınlarda görülen bir hastalık olsa da bütün meme kanseri vakaların yaklaşık %1'ini erkek hastalar oluşturmaktadır. (Anderson ve ark., 2010) Erkeklerde bu hastalığa seyrek rastlanmasının temel sebepleri arasında, erkeklerde meme dokusunun daha az gelişmiş olması ve hormon (östrojen ve progesteron) seviyelerinin kadınlara oranla daha düşük olması yer almaktadır (Severi & Baglietto, 2009).

2.3. Memenin Lenfatik Sistemi

Memenin lenfatik sistemi yüzeysel ve derin olmak üzere iki grupta incelenir. Yüzeysel lenf damarları, ağırlıklı olarak derin lenfatikler yoluyla koltuk altı(aksiller) lenf nodlarına, daha az oranda ise mamma interna ve subklaviküler lenf nodlarına drenaj sağlar. Meme lenfatik sistemi ile ilgili yürütülen araştırmalar, lenf drenajının %80-97 oranında öncelikli olarak aksiller lenf düğümlerine, %20-25 oranında aksillaya ve aynı zamanda mamma interna lenf düğümlerine, %3-6 oranında ise yalnızca mamma interna lenf düğümlerine yöneldiği bildirilmiştir (Cody, 2010).

Meme Lenf Nodları



Şekil 3. Meme dokusundaki lenf damarları ve lenf nodları şematik gösterimi (Martini ve ark., 2009)

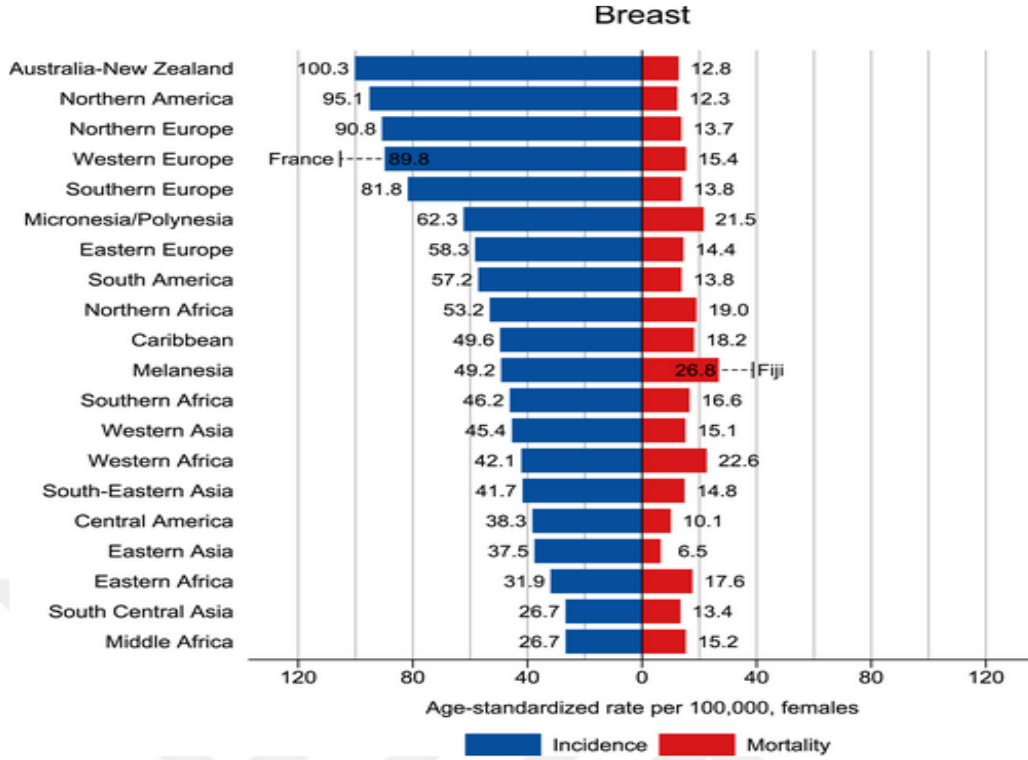
Eğer kanser hücreleri lenf düğümlerine ulaşırsa, bu hücrelerin kan dolaşımına karışarak vücudun farklı bölgelerine metastaz riski artar. Bu durumda uygulanacak tedavi süreci doğrudan etkilenir. Lenf düğümlerinde kanser hücrelerinin bulunmaması, hastalığın diğer organlara metastaz ihtimalini yükseltse de, her hastada metastaz gelişmez. Buna karşın, lenf düğümlerinde kanser hücresi tespit edilmeyen bazı hastalarda ilerleyen dönemlerde metastaz görülebilir (Rizwan ve ark., 2015).

2.4. Meme Epidyolojisi

Uluslararası Kansere Araştırmaları Ajansı'nın (IARC) tahminlerine göre, 2022 yılında dünya genelinde yaklaşık 20 milyon yeni kanser vakası bildirilmiş ve 9,7 milyon kişi kanser nedeniyle yaşamını yitirmiştir. Bu sayılar, melanom dışı cilt kanserlerini de içerecek şekilde hesaplanmıştır. Elde edilen veriler, her beş kişiden birinin hayatı boyunca kansere yakalandığını; erkeklerde her dokuz kişiden birinin ve kadınlarda ise her on iki kişiden birinin kanser nedeniyle yaşamını yitirdiğini ortaya koymaktadır. Verilere göre 2050 yılına kadar yeni kanser vakalarının 35 milyona ulaşabileceği tahmin edilmektedir.

2022 yılı verilerine göre, kadın meme kanseri yaklaşık 2,3 milyon yeni vaka ile küresel kanser insidansında ikinci sırada yer almakta ve tüm kanser vakalarının %11,6'sını oluşturmaktadır. Meme kanseri kadınlarda en sık rastlanan kanserdir. Bu hastalığa bağlı 666,000 ölüm gerçekleşmiştir ve bu kanserden gerçekleşen tüm ölümlerin yaklaşık %6,9'unu oluşturmaktadır. Meme kanseri, dünya genelinde kansere bağlı ölümler arasında dördüncü sırada yer almaktadır (Bray ve ark., 2024).

Meme kanseri, dünyanın farklı bölgelerinde değişen insidans ve mortalite oranlarına sahiptir. Avrupa ve Kuzey Amerika gibi gelişmiş ülkelerde, tarama programları ve sağlık hizmetlerine erişimin yaygın olması nedeniyle hastalığın görülme oranı yüksek, buna karşın ölüm oranı düşüktür. Bu durum, erken tanı ve etkili tedavinin sağkalım üzerindeki olumlu etkisini yansıtmaktadır.



Şekil 4. Ülkeler arasında yapılan karşılaştırmada en yüksek insidansa sahip ülkenin Fransa (yüz binde 105.4) olduğu, en yüksek mortalite oranının ise Okyanusya'daki Fiji (yüz binde 38.9) olduğu belirtilmektedir.

Ülkeler arası karşılaştırmalara göre, meme kanseri insidansının en yüksek olduğu ülke Fransa olup, yüz binde 105,4 oranıyla ilk sıradadır. Buna karşın en yüksek mortalite oranı ise, yüz binde 38,9 ile Fiji olarak görülmektedir. (Uluslararası Kanser Araştırmaları Ajansı, 2024)

Yapılan çalışmalara göre, dünya genelinde her 8–10 kadından biri yaşamı boyunca meme kanseri tanısı almaktadır. Meme kanseri hastalarının hayatta kalma oranı gelişmiş ülkelerde genel olarak %73 civarında iken, gelişmekte olan ülkelere ise yaklaşık %53 olarak kaydedilmiştir. Bu oranların arasındaki farkın sebebi, refah düzeyi yüksek ülkelere erken tanı olanakları, etkili tedavi yöntemleri ve sağlık hizmetlerine daha kolay erişim sağlanabilmesiyle açıklanabilir. Ayrıca, gelişmiş ülkelere erken tanı oranları yüksekken mortalite düşüktür buna karşın gelişmekte olan ülkelere ise erken tanı oranları düşükken mortalite oranı yüksektir. (Uluslararası Kanser Araştırmaları Ajansı, 2024; Gençtürk, 2013).

Yapılan çalışmalara göre her 8-10 kadından biri meme kanseri ile karşı karşıyadır. Dünya Sağlık Örgütü ve Uluslararası Kanser Araştırma Ajansı elimizdeki bilgi, girişimler ve teknoloji ile gelecek 20 yılda en azından tüm kanser olgularının 1/4'inin

önlenebileceğini, 3/4'ünün de tedavi edilebileceğini bildirmektedir. Az gelişmiş ülkelerde görülen birkaç kanser türü (mide, karaciğer, yemek borusu) kötü sonuçlar gösterirken, gelişmiş ülkelerde görülen bazı kanser türlerinin (meme, prostat, kolorektal) sıklık oranları oldukça yüksek olmasına karşın görülen sağ kalım oranları yüksektir. Varılan bu sonuç, gelişmiş ülkelerde erken tanı-tarama programlarına önem verildiğinin bir göstergesi olarak kabul edilebilir (Aksoy ve ark., 2015).

2.5. Meme Kanseri Evrelemesi

Kanser evrelemesinde temel olarak, tedavi sürecini belirlemek, uygulanan tedavilerin etkinliğini karşılaştırmak ve hastalığın ilerleyişi ile prognozu hakkında öngöründe bulunmak hedeflenmektedir. Klinikte muayene yaparak hastalığın evresi saptanır. Meme dokusu, deri, bölgesel lenf düğümleri kontrol edilir. Ancak bu muayene sonrası elde edilen bilgiler kanserin evresini saptamak için yeterli olmayabilir bu yüzden akciğer grafisi, BT, mammografi, ultrasonografi, intraoperatif bulgular primer tümör ve aksiller lenf düğümlerinin patolojik incelemesi gibi ek değerlendirme yöntemlerine de başvurulmaktadır.

AJCC'nin 2003 değerlendirmesine göre meme kanseri evrelemesi: Meme kanserinin sınıflandırmak ve evresini belirlemek amacıyla en yaygın kullanılan sistem TNM sistemidir. Bu sınıflama, Uluslararası Kanserle Mücadele Birliği (UICC) ve Amerikan Kanser Komitesi (AJCC) tarafından kabul edilmiştir. TNM sisteminde, primer tümör "T", lenf nodu tutulumu "N" ve metastaz durumu "M" harfleriyle ifade edilir (Ferahman, 2006).

AJCC'nin 2017 yılındaki değerlendirmesine göre meme kanseri TNM evrelemesi:

2.6. TNM Evrelemesi

Primer tumor = T; tümörün büyüklüğü, göğüs duvarına ve cilde yayılım durumu

Tx-Primer tumor değerlendirilemedi.

T0-Primer tumor izlenmedi

Tis -Duktal karsinoma in situ veya Paget hastalığı

T1-Tumor < 2 cm

T1mic-<0,1 cm

T1a->0,1cm ancak <0,5 cm

T1b->0,5 cm ancak <1 cm

T1c->1 cm ancak <2 cm

T2-Tumor > 2 cm ancak < 5 cm

T3-Tumor > 5 cm

T4-Tumor herhangi bir boyutta, göğüs duvarı veya deriye yayılım mevcut
(İnflamatuvar meme kanserleri de dâhil)

T4a-göğüs duvarına yayılım var ancak pektoral kası tutmamış

T4b-deride ödem, ulserasyon veya aynı memede dokusunda satellit nodul

T4c-T4a ve T4bnin birlikte bulunması

T4d-İnflamatuvar meme kanseri bulunması

Bölgesel lenf düğümü tutulumu N, lenf bezlerini; tümörün lenf düğümlerine yayılma durumu, etkilenen lenf düğümü sayısı ve lenf düğümlerinin konumunu ifade eder.

Nx-Tutulmuş değerlendirilemiyor

N0-Bölgesel lenf düğümü tutulumu yok

N1- Aynı tarafta 1–3 lenf nodunda metastaz vardır.

N2- Aynı tarafta 4–9 lenf nodunda metastaz vardır.

N2b- Aksiller lenf düğümü metastaz olmaksızın klinik olarak tespit edilen internal mammaryan lenf düğümü metastazı

N3- 10 veya daha fazla lenf nodu metastaz vardır veya köprücük altı (infraklaviküler), köprücük üstü (supraklaviküler) ya da internal mammaryan lenf nodlarında yayılım görülür.

N3a- Aynı tarafta bulunan infraklaviküler lenf düğümünde metastaz.

N3b-Aynı tarafta bulunan aksiller ve internal mammaryan lenf düğümü metastazı

N3c-Aynı tarafta bulunan supraklaviküler lenf düğümü metastazı.

Uzak metastaz = M; uzak organlara metastaz durumunu göstermektedir

Mx- Belirlenemiyor

M0-metastaz bulunmuyor

M1: Uzak organlarda metastaz vardır.

(Edge & Compton, 2006).

Tablo 1. AJCC Meme Kanseri Evreleme Sistemi (AJCC 2017)

Evre 0	Tis	N0	M0
Evre IA	T1	N0	M0
Evre IB	T0	N1	M0
	T1	N1	M0

Evre IIA	T0 T1 T2	N1 N1 N0	M0 M0 M0
Evre IIB	T2 T3	N1 N0	M0 M0
Evre IIIA	T0 T1 T2 T3 T3	N2 N2 N2 N1 N2	M0 M0 M0 M0 M0
Evre IIIB	T4 T4 T4	N0 N1 N2	M0 M0 M0
Evre IIIC	T(1-2-3-4)	N3	M0
Evre IV	Herhangi T	Herhangi N	M1

Meme kanserinde 5 yıllık sağkalım oranları evreye göre farklılık göstermektedir: Evre 0’da %92, Evre I’de %87, Evre II’de %75, Evre III’de %46 ve Evre IV’de yaklaşık %13’tür (Tavassoli, 1992).

2.7. Meme Kanseri Risk Faktörleri

Meme kanseri risk faktörleri; çevresel faktörler, bireyin kendisinde ya da ailesinde meme veya over kanseri öyküsü bulunması; BRCA1 ve BRCA2 gibi kalıtsal gen mutasyonları nedeniyle oluşan genetik yatkınlık; ayrıca yaşın ilerlemesi ve cinsiyetin kadın olması. Adetin 12 yaşından önce başlaması, menopozun 55 yaşından sonra gerçekleşmesi, hiç doğum yapmamış olmak ve ilk gebeliğin 30 yaş sonrası yaşanması gibi durumlar, östrojen hormonuna uzun süreli maruziyet nedeniyle meme kanseri riskini arttırabilir. 2003 yılında gerçekleştirilen randomize kontrollü bir araştırmada, hormon replasman tedavisinin (HRT) meme kanseri gelişme riskini arttırabileceği ve mamografi ile tanının konulmasını zorlaştırabileceğini gösterilmiştir (Apostolou & Fostira, 2013; Makki, 2015)

2.8. Meme Kanseri Tedavi Yöntemleri

Meme kanserinde Cerrahi, kemoterapi, hormon tedavisi ve radyoterapi gibi çeşitli tedavi yöntemleri kullanılmaktadır. Bu multidisipliner tedavilerinin hangisinin uygulanacağı veya beraber kullanılacaksa hangi sırayla veya eş zamanla uygulanacağı hastanın durumuna göre değişiklik göstermektedir. Hangi tedavinin kullanılacağı; hastalığın histapolojisine, evresine, tümörün çapına ve hastanın tedaviye verdiği yanıt verdiği yanıtı bağlıdır.

Vücutta yalnızca belirli bir bölgede yer alan kanser hücrelerini yok edilmesi amacıyla cerrahi müdahale ya da radyoterapi gibi yöntemlerin uygulandığı tedaviler lokal tedavilerdir. Sistemik tedavi olarak adlandırılan tedavilerde ise hastanın sağ

kalımını arttırıp tümörün mikrometastazını minimuma indirmek hedeflenmektedir. Bu sistematik tedaviler endokrin tedavi, kemoterapi ve akıllı ilaç uygulamalarıdır (Trayes & Cokenakes, 2021).

Radyoterapi meme kanserinde, lokal kontrolü artırmak ve nüksü önlemek amacıyla genellikle cerrahi sonrası uygulanır. Meme koruyucu cerrahiden sonra mikroskobik hastalığın giderilmesinde etkilidir. Özel durumlarda ise cerrahi öncesi uygulanan Neoadjuvan radyoterapi, cerrahiden önce uygulanarak tümör hacmini küçültmeyi ve böylece meme koruyucu cerrahi işleminin başarısını artırmayı amaçlayan bir tedavi yaklaşımıdır (Thompson & Moulder-Thompson, 2012).

Meme kanserinde cerrahi tedavi genellikle, kanserli dokunun ameliyatla çıkarılması ve aksiller lenf nodlarının temizlenmesiyle başlar.

2.9. Meme Koruyucu Cerrahi

Tümör dokusunun temizlendiği ancak meme dokusunun tamamının alınmadığı ve ardından da radyoterapinin tedavi yöntemi olarak uygulandığı cerrahi işlemlerdir

2.9.1. Lumpektomi (tümörektomi): Tümör ve çevresindeki az miktardaki sağlıklı meme dokusunun birlikte alındığı cerrahi işlemidir.

2.9.2. Kadranektomi (kısmi mastektomi): Tümörün yanı sıra, çevresindeki geniş bir meme dokusu bölümü ve bazı durumlarda da memenin altındaki kasların çıkarıldığı cerrahi işlemidir.

2.9.3. Mastektomi: Memenin tamamen çıkarıldığı ve memenin estetiği dikkate alınmaksızın yapılan cerrahi işlemlerdir.

2.9.4. Total mastektomi: Tümörle beraber memedeki tüm dokunun çıkarıldığı cerrahi işlemlerdir.

2.9.5. Modifiye radikal mastektomi: Tümörle beraber, tüm meme dokusunun, aksiller lenf nodlarının büyük bölümünün ve göğüs ön duvarı kaslarının bir kısmının alındığı cerrahi işlemlerdir.

2.9.6. Radikal mastektomi: Tümörle beraber meme dokusunun tamamının, aksiller lenf bezleri ve göğüs ön duvarı kaslarının tümünün alındığı cerrahi işlemidir (Bulak, 1999).

2.10. Radyoterapi

Radyoterapi, tümör bölgesine iyonlaştırıcı radyasyon uygulayarak kanser hücrelerine maksimum zarar vermeyi amaçlarken, aynı zamanda da normal dokuların minimum seviyede hasar almasını hedefleyen bir tedavi uygulamasıdır (Hodges, 1965; Wang, 2013).

Radyoterapi, tümörün lokal ve bölgesel nüks riskini azaltarak sağ kalım oranlarını yükseltir. Uygulama gerekliliği; cerrahi yöntem, hasta özellikleri ve tümörün yapısal özelliklerine göre değişiklik gösterebilir. Kanser tedavisinde palyatif radyoterapide amaç hastanın yaşam kalitesini artırmakken, küratif ve adjuvan radyoterapinin temel hedefi lokal kontrol sağlamaktır. Bu kapsamda, hedef hacme yüksek dozda radyasyon verilerek Tümör Kontrol Olasılığı'nın (TCP) artırılması ve aynı zamanda normal dokuların mümkün olduğunca korunarak Normal Doku Komplikasyon Olasılığı'nın (NTCP) en aza indirilmesi hedeflenir. Bu doğrultuda amaç, radyasyon dozunun homojen bir şekilde dağıtılması sağlanarak hedef bölgeye en yüksek dozun verilmesi ve aynı zamanda çevrede yer alan kritik organların ise en düşük radyasyon dozuna maruz kalmasını sağlamaktır (National Comprehensive Cancer Network [NCCN], 2023).

2.10.1 Meme kanserinde radyoterapi

Radyasyonun kanseri tedavi etmek amaçlı ilk uygulandığı, 1949 yılında bir tıp öğrencisi olan Emile Grubbe'un, kendi tasarladığı röntgen cihazını nüks eden meme kanseri vakaların tedavisinde kullanmasıyla başlamıştır.(Hodges, 1965; Wang, 2013)

Günümüzde ise dünyanın önde gelen ülkelerinde radyoterapi, meme kanseri tedavisinde hastaların yaklaşık %50 si için öncelikli tedavi yöntemi olarak değerlendirilmektedir. Yapılan çalışmalar, radyoterapinin sağ kalımı arttırdığı ve kanserin nüks etme oranını azalttığını ortaya koymuştur (Taylor & Kirby, 2015).

Radyoterapi memeye, meme kanserinin farklı evrelerinde farklı bölgelere uygulanmaktadır. Örneğin, 0, I ve IA evrelerinde olan hastalara meme koruyucu cerrahi (MKC) sonrası tüm bütün memeye radyoterapi uygulanırken, I, II, IIIA ve IIIC evresindeki hastalara ise MKC sonrası bütün meme dokusuna ve kanserin yayılım gösterdiği lenfatik alanlara uygulanır. Mastektomi işlemi yapılmış hastalara ise, evre IIIB ve cerrahi olarak çıkarılması mümkün olmayan IIIC meme kanseri vakalarında ise hem göğüs duvarına hem de lenfatik bölgelere radyoterapi uygulanmaktadır. IV.

Evre meme kanseri vakalarında ise radyoterapi tedavi amacıyla değil, hastanın yaşadığı semptomları hafifletmek ve yaşam kalitesini arttırmak amacıyla palyatif olarak uygulanır. (Beyzadeoğlu, 2019).

2.11. Meme Kanserinde Toksisite

2.11.1. Kalp toksisitesi

Meme radyoterapisinde en önemli kaygılardan biri, uzun vadede ortaya çıkabilecek kardiyak toksisitedir. Sol memenin ışınlamasında en büyük problem kalp dokusunun memeye yakın olmasıdır. Kalbin radyasyona maruz kalması, ilerleyen zamanlarda kardiyak hasara, hastalık gelişimine ve ölüm riskine yol açabilmektedir (Hurkmans, Borger, Bos, van der Horst, Pieters, Lebesque, & Mijnheer, 2000).

1970 yıllarında uygulanan radyoterapi teknikleriyle kalbin maruz kaldığı doz ortalama 13 Gy kadarken, modern radyoterapi teknikleri sayesinde bu değer yaklaşık 2 Gy'ye kadar düşmüştür. Günümüzde tavsiye edilen ortalama kalp dozu, sağ meme kanseri hastalarda 1-5 Gy iken sol meme kanseri hastalarda ise 2-7 Gy aralığında değişmektedir. Bu düşüşten dolayı günümüzde radyoterapi uygulanan hastalarda radyoterapiye bağlı kardiyak ölüm oranlarında bir artış olmadığı çeşitli araştırmalarda kayda geçilmiştir (Gyenes ve ark.,1998; Zambetti ve ark., 2001; Taylor ve ark., 2009).

Ancak bu düşüşe rağmen, sol meme ve özellikle göğüs duvarının ışınlaması sırasında kardiyotoksik ilaçların kullanımı ve uygun olmayan radyoterapi teknikleri kullanılması, kalp üzerindeki toksik etki(kardiyak) riskini yükseltebilir. Kronik yan etkilerin başında sol ventrikül işlev bozukluğu (aritmî) ve kardiyomiyopati yer almaktadır.

Sol meme kanserli hastaların radyoterapisinde, lokalizasyonundan dolayı kalpte radyasyona maruz kalmaktadır ve bu sebeple miyokardiyal enfarktüs ve koroner arter hastalığı riski, sağ meme radyoterapisine göre daha fazladır. Sol meme RT'sinde önemli olan bir diğer konu ise, bu hastalarda kalp üzerinde toksik etkisi olan sistemik ajanların da(kemoterapi) uygulanmış olmasıdır. (Fidaner, Eser, & Parkin, 2001)

Kalbin ortalama dozu ve 30Gy radyasyon dozu alan hacminin(V30) değeri, kardiyak komplikasyon riskinin önemli göstergelerindendir. Dort kalp dozundaki artış, uzun vadede ciddi komplikasyon riskini yükseltir ve yapılan çalışmalar, kalpte her 1 Gy'lik ortalama doz artışının %7,4 oranında ek risk oluşturduğunu ortaya koymuştur.

Yapılan bir diğer araştırmada ise, 1958-2001 yıllarında radyoterapi uygulanan hastaların ana koroner hastalıkları incelenmiştir. Meme kanseri tedavisinde uygulanan radyoterapi esnasında kalbin maruz kaldığı dozun, iskemik kalp hastalığı riskini artırdığı tespit edilmiştir. Bu artış, kalbin aldığı ortalama dozla doğru orantılı olup, radyoterapi sonrası ilk birkaç İlk birkaç yıl içinde ortaya çıkmış ve en az yirmi yıl etkisini sürdürmüştür. Ayrıca, kardiyak risk faktörü bulunan kadınlarda bu riskin daha da fazla olduğu tespit edilmiştir (Darby ve ark.,2013).

Sol meme radyoterapisinde en fazla etkilenen damar, LAD'dır (sol ön inen koroner arter (Feng ve ark., 2011).

2.11.2. Cilt ve meme toksisitesi

Meme kanseri radyoterapisinde ışınlamanın etkisiyle uzun dönemde ciltte meydana gelen toksisiteler, göğüs estetiğini ve uzun süre hayatta kalan hastaların yaşam kalitesini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Waljee, Hu, Ubel, Smith, Newman, & Alderman, 2008).

Radyoterapiye bağlı cilt toksisiteleri çeşitli faktörlere bağlı olarak gelişir. Bunlar; eş zamanlı veya önceki tedaviler (kemoterapi, cerrahi ve hormonal tedavi), radyoterapiden kaynaklanan (ışınlanan alanın büyüklüğü ve toplam tedavi süresi) ve bireysel etkenler (cilt yapısı, eşlik eden hastalıklar ve yaşam tarzı alışkanlıkları) olarak sınıflandırılabilir. (Collette ve ark., 2008).

Radyoterapiye bağlı olarak iltihabi maddelerin salgılanmasının artması ve damar geçirgenliğinin yükselmesi sonucunda, meme ödemi ve cilt kalınlaşması genellikle tedaviden sonraki 4 ila 8 hafta içinde ortaya çıkar. Dermis tabakasının ve mamma interna lenf damarlarının kalınlaşması bu süreçte gerçekleşir. Aksiller bölgenin ışınlanması, meme ve lenf ödem riskini arttıran oldukça önemli bir faktördür.

Cilt reaksiyonları, meme kanseri nedeniyle radyoterapi (RT) uygulanan hastaların %90'ından fazlasında görülen en yaygın yan etkidir. Cilt, dıştaki epidermis ve alttaki dermis olmak üzere iki ana tabakadan oluşur. Epidermin en alt katmanında yer alan bazal hücre tabakası, hücre bölünmesinin en yoğun olduğu bölgedir ve radyasyonun ilk etkilediği yapıdır. Bu nedenle radyasyonun erken dönem etkileri genellikle bu hücre tabakasında ortaya çıkar (White & Joiner, 2006).

Hastaların %5 -15 civarında görülen yaş deskuamasyon, genellikle meme altı kıvrım bölgelerinde meydana gelir. Radyoterapinin ciltte oluşturduğu erken reaksiyonları

hafifletmeye yönelik araştırmalarda, ışınlanan alanların sabun ve su ile temizlenmesinin yanı sıra, hyalüronik asit ve steroid içeren kremlerin uygulanmasının bu tür reaksiyonları hafiflettiğini göstermiştir (Campbell & Illingworth, 1992; Liguori ve ark., 1997; Roy ve ark., 2001).

223 hasta üzerinde yapılan bir çalışmada, 3. ay kontrollerinde yapılan değerlendirmede, hastaların %32'sinde hareket kısıtlılığı, %55'inde ağrı, %82'sinde bilateral kolda rahatsızlık ve koldaki rahatsızlığın ise %24'ü kol ödemi olduğu kayıtlara geçilmiştir (Maunsell, Brisson, & Deschênes, 1993).

Başka bir araştırmada ise, aksiler diseksiyon uygulanmayan hastalarda meme ödemi oranı %20 olarak belirlenirken, diseksiyon yapılan hastalarda bu oran %80'e yükseldiğı belirtilmiştir. (Clarke, Martinez, Cox, & Goffinet, 1982).

En yaygın görülen yan etkiler arasında ödem, omuz hareketlerinde kısıtlanma, pektoral kas fibrozisi, hareket esnasında ağrı, duysal veya motor fonksiyon kaybı yer almaktadır. (Erickson, Pearson, Ganz, Adams, & Kahn, 2001).

2.11.3. Yağ nekrozu

Yağ nekrozu, radyoterapi uygulandıktan haftalar veya aylar sonra, hatta kimi zaman yıllar sonra bile ortaya çıkabilir. Bu durum, uygulanan cerrahi yönteme ve radyoterapinin doz-teknik gelişimine bağıdır. İrin içermeyen (pürülan olmayan) bir iltihaplanma ve emilim (absorbsiyon) sonucu oluşur. Genellikle deri altında kalınlaşmaya neden olan, ağrısız bir kitle halinde kendini belli eder. Bu kitle, düzensiz sınırlara sahip görünen ve içerisinde geniş kalsifikasyonlar barındıran bir yapı olarak izlenir. Bu nedenle malign (kötü huylu) bir lezyonla karıştırılma olasılığı fazladır. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), yağ dokusu sinyalinin algılayabilme özelliğı sayesinde tercih edilmelidir. Meme tümörlerinde merkezi yağ dokusu bulunmadığı için bu görüntülemeyırt edici bir yöntem olarak öne çıkar. (Boyages, Bilous, Barraclough, & Langlands, 1988).

2.11.4. RT pnömonisi ve pulmoner fibrozis

Genellikle 1 ila 3 ay içinde ortaya çıkmaya başlar. Klinikte, Pnömoni evresi ve ardından gelen fibrozis evresi olmak üzere iki aşamada incelenir. Akciğer grafisi veya BT görüntülemesinde, radyoterapi uygulanan bölgede opasite ve inflamasyon belirtileriyle kendini gösterir. Meme radyoterapisinde geliştirilen modern teknikler

sayesinde, vaka sıklığı azalmış ve fibrozise ilerleme riski düşmüştür. Eğer farklı bir akciğer hastalığı bulunmuyorsa genellikle birkaç gün içinde geriler ve iyileşme görülür. (Recht, 2003)

Akciğer parankimi ve plevranın zarar görmesi sonucu pulmoner fibrozis oluşur ve ilk 12 ay süresince ilerlemeye devam eder, ancak çoğu vakada zamanla gerileme görülür. Radyasyona maruz kalan akciğer hacmi, uygulanan radyoterapi dozu, kullanılan radyoterapi tekniği, akciğere zarar verebilecek kemoterapi ilaçları ve bireysel faktörler (örn. kollajen doku hastalıkları, diyabet gibi) oluşan hasarın şiddetini belirleyen başlıca etkenlerdir. (Guenther, Krishnamoorthy, & Tan, 1997).

Meme kanseri radyoterapisinde ipsilateral akciğer hacminin 20 Gy üzerinde doz alması durumunda, pulmoner komplikasyon riski yükselmektedir (Lind, Wennberg, Gagliardi, & Fornander, 2001; (Lind ve ark., 2002)

2.11.5. Brakial pleksopati

Gerek aksiller diseksiyon uygulaması gerekse aksiler bölgeye RT uygulanması; brakial pleksopati riskini arttıran önemli faktörlerdir. Ancak, aksiller diseksiyon sırasında direkt brakial pleksus hasarına bağlı olarak gelişen pleksopatiler veya nöks lezyonların basısına bağlı olarak gelişen pleksopatiler ile ayırıcı tanıya gidilmesi önemlidir.

Hem aksiller diseksiyon hem de aksiler bölgeye uygulanan radyoterapi, brakial pleksus riskini yükselten önemli etkenler arasındadır. Fakat brakial pleksus, eğer aksiller diseksiyon sırasında zarar görmesi sonucu pleksopatile ya da tekrarlayan lezyonların durumuna göre ilerleyen pleksopatiler ile ayırt edici tanı yapılması oldukça kritiktir (Pierce, Recht, Lingos, Abner, Vicini, Silver, Herzog, & Harris, 1992).

2.12. İkincil Tümörler

En gelişmiş radyoterapi tekniği dahi kullanılsa karşı memeye saçılan radyasyon tamamen engellenememekle beraber bu dozun en aza indirilmesi sağlanabilmektedir. Bir çalışmada, meme koruyucu cerrahi (MKC) ve radyoterapi uygulanan 1029 hasta ve yalnızca mastektomi işlemi uygulanan 1387 hastanın, 15 yıllık süreç boyunca elde edilen bulgular incelenmiştir. İki grup karşılaştırıldığında, hem meme kanseri hem de diğer organ tümörlerinin görülmesi açısından küçük farklılıklar tespit edilmiştir. 45 ve daha genç yaşta radyoterapi uygulanan hastalarda, 15 yıl içinde meme kanseri ve diğer

organ tümörlerinin görülme durumu, meme koruyucu cerrahi yapılanlarda %10 ve %5, mastektomi uygulanan hastalarda ise bu durum %7 ve %4 olarak kaydedilmiştir. (Obedian, Fischer, & Haffty, 2000).

Meme radyoterapisi üzerine yapılan 6 randomize çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalarda radyoterapi alan ve almayan hastalar karşılaştırılmıştır. Bu 6 randomize çalışmadan üç tane çalışmada karşı meme kanseri riskinin azaldığını, iki tanesinde riskin artabileceğinden, diğer üçü ise riskin azaldığını rapor etmiştir. (Unnithan 2001)

Radyoterapi uygulanan bölgede en yaygın görülen kötü huylu tümörler, yumuşak doku sarkomları ve anjiosarkomlardır. Fransa bulunan Gustav-Roussy Enstitüsü tarafından yapılan bir araştırmada, bu tümörlerin görülme sıklığı 10 yıl için %0,2, 20 yıl için %0,4 ve 30 yıl için %0,8 olduğu kaydedilmiştir. (Taghian ve ark., 1991).

Radyoterapi uygulanan 65 yaş ve üzeri kadınlarda en sık görülen hastalık sekonder anjiosarkomdur. Radyasyona bağlı diğer sarkom türlerinden ayrılan bir özellik olarak, kutanöz anjiosarkom radyasyon tedavisinden sonra kısa zaman içinde ortaya çıkabilir (Buatti, Harari, Leigh, & Casadey, 1994).

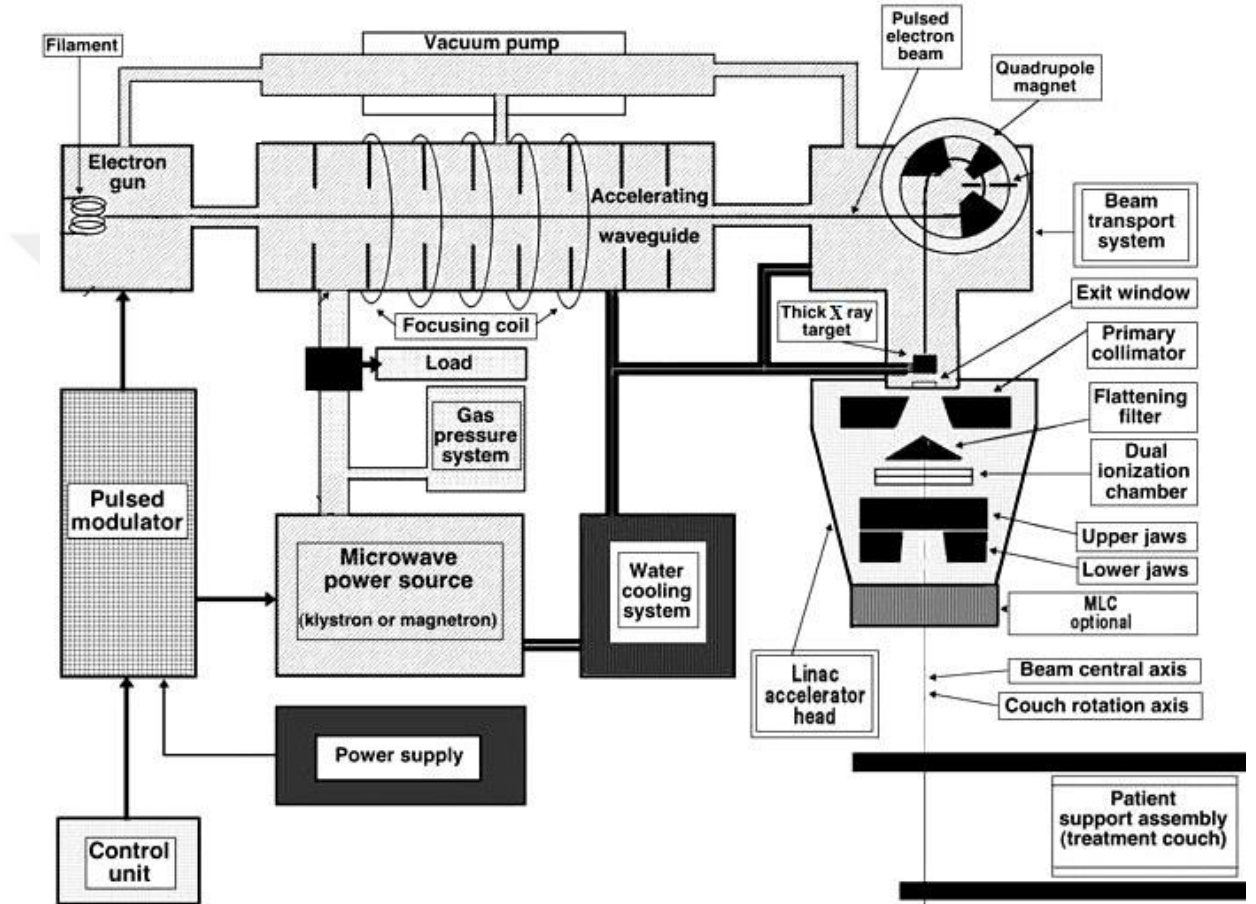
2.13. Tüm Meme Işınlamasında Radyoterapi Yöntemleri

- 2 Boyutlu Konformal Radyoterapi (f-E kombinasyonları)
- Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)
- Alan İçinde Alan (FIF)
- Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)
- Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT)
- Stereotaktik Radyocerrahi (SRS)
- Parsiyel Meme Işınlaması (PMI)

2.14. Lineer Hızlandırıcı (LİNAK)

LİNAK, yüksek enerjili X-ışınları veya elektron demetleri üreterek kanserli dokulara hassas şekilde radyasyon uygulayan bir tıbbi cihazdır. Radyoterapide, tümör hücrelerini yok etmek veya büyümelerini durdurmak amacıyla kullanılır. İlk kez 1953 yılında Londra'daki Hammersmith Hastanesi'nde kullanılmıştır. Ardından zamanla radyoterapi alanında yaygınlaşmıştır (Uzal, 2013).

Röntgen tüplerinin çalışma prensibini temel alan lineer hızlandırıcılar, onlardan farklı olarak elektronları çok daha yüksek enerjilere ulaştırabilir. Standart X-ışını tüplerinde elektronların ulaşabileceği enerji seviyesi maksimum 500 kV ile sınırlıdır ancak LİNAK sistemlerinde anot ile katot arasındaki mesafenin daha uzun olması, elektronların çok daha yüksek enerjilere ulaşmasını sağlar (Podgorsak 2005).



Şekil 5. LİNAK sistem şeması

LİNAK, elektron tabancasından kopan elektronları magnetronun ürettiği yüksek frekanslı EMD (elektromanyetik dalga) kullanarak ışık hızına yakın hızlara kadar çıkarır. Ardından hızlandırılmış bu elektronlar, tungsten materyalden oluşan bir hedefe çarpıtılır ve bunun sonucunda x-ışını üretimi gerçekleşmiş olur (Khan 2014).

2.15. Konvansiyonel RT

İlk olarak 1960’larda kullanılan konvansiyonel radyoterapi, floroskopi ya da simülator cihazlarıyla kaydedilen görüntüyle iki boyutlu (2B) gerçekleştirilen tedavi tekniğidir. Tedavi edilecek bölge hastanın cildi üzerine işaretlenir ve bu tedavi bölgesi

genel olarak kare ya da dikdörtgen şeklindedir. Hazırlanan tedavi planları çoğunlukla birbirine paralel karşılıklı alanlar veya dört farklı açıdan gelen ışın demetlerinin kesişmesiyle oluşturulan kutu modeli teknikleri kullanılarak düzenlenmektedir. Zamanla, standart ya da hastaya özel üretilen bloklar kullanılarak tedavi bölgesi hedef hacmine daha uygun şekillendirme yapılmıştır. Tedavi süresi, hedef alanı ebatına, derinliğine, yüzde derin doz (%DD) değerine, kaynak veya cihaz verim bağlı olarak manuel hesaplanırdı. Ancak tedavi planlamasının iki boyutlu görüntü ile oluşturulması nedeniyle bu tekniğin uygulanabilirliği oldukça sınırlıdır (Bucci, Bevan, & Roach, 2005).

2.16. Konformal RT

Teknolojideki ilerlemelerle birlikte konvansiyonel teknikte kullanılan 2 boyut olan en ve boya, derinlik boyutunun da eklenmesinin ardından radyasyon onkolojisinde 3 boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) dönemi başlar. BT ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tekniklerinin beraber kullanımı sayesinde, hastanın tümör ve anatomik yapısı üç boyutlu olarak detaylı bir şekilde incelenebilmektedir. Bu gelişmiş görüntüleme yöntemleri sayesinde, hastanın hedef hacmi ve etrafında korunması gereken kritik organları her bir kesitte belirleyerek kontur çizilmektedir.

Tedavi boyunca hastaya farklı açılardan, değişik masa pozisyonları ve kompensatörler kullanılarak ışınlama yapılır. İki boyutlu(2B) tekniklere kıyasla en büyük avantajı, hedef hacimde daha homojen doz dağılımı sağlarken çevredeki sağlıklı dokuları daha az radyasyon dozuna maruz bırakarak daha yüksek korunma sunmasıdır (khan 2014).

3B-KRT, her bir ışın demetinin belirlenen gantri açılarında hedef hacme uyum sağlayacak şekilde şekillendirilmesiyle uygulanır. Işın diyaframı, koruma blokları ya da çok yapraklı kolimatör (MLC) kullanılarak istenen şekilde düzenlenir. Tedavi planlaması, bilgisayar ortamında farklı senaryolar denenerek en ideal plan oluşturulana kadar optimize edilir (Fuks & Horwich, 1993).

2.17. Field in Field (FIF)

FIF tekniği, üç boyutlu konformal radyoterapiye 3B-KRT'ye göre geliştirilmiş bir tekniktir. Bu yöntemde, ana ışın alanının açısı değiştirilmeden çok yapraklı

kolimatörler (MLC) kullanılarak oluşturulan daha küçük alt alanlar (subfields) aracılığıyla yüksek doz bölgeleri (hotspot) kapatılır ve hedef hacim içinde daha homojen bir doz dağılımı sağlanır. Böylece hem homojenite artırılır hem de çevredeki kritik organların gereksiz doz alması engellenir. FIF tekniği, özellikle hedef hacmin yakınında radyasyona duyarlı organların bulunduğu anatomik bölgelerde, etkin tümör kontrolü sağlamak ve kritik yapıların korunması açısından klinik olarak büyük önem taşımaktadır. FIF, diğer tekniklere kıyasla daha sade bir planlama ve uygulama süreci sunmasının yanı sıra, daha az sayıda alan ve segment kullanılması nedeniyle düşük monitor unit (MU) gereksinimi duyar; bu özelliği sayesinde ışınlama süresini kısaltarak toplam tedavi süresinin azalmasına olanak tanır. Düşük MU kullanımı ile, uzun dönemde kalıcı doku hasarları ve ikinci kanser gelişme riskinin azalmasına katkıda bulunur (Tanaka ve ark., 2017; Saraç Canbolat, Demircan, Çatlı Dinç, Şentürk, & Bora, 2023).

2.18. Intensity Modulated Arc Therapy (IMRT)

IMRT tekniğinde ışın demeti, demet boyunca farklı doz yoğunluklara sahiptir ve hedef hacim ile normal dokular arasındaki doz dağılımı TPS tarafından optimize edilmektedir. Farklı ışın demet kombinasyonları kullanılarak en uygun doz dağılımı oluşturulabilmektedir. IMRT son zamanlarda, özellikle prostat, meme, baş ve boyun kanserleri radyoterapisinde giderek yaygınlaşmaktadır. (Sanghani & Mignano, 2006).

IMRT tekniğini diğer radyoterapi tekniklerinden ayıran çeşitli özellikler bulunmaktadır. Bunlardan biri, kullanılan ışın alanı sayısının geleneksel radyoterapiye kıyasla daha fazla olmasıdır. Bu sayede IMRT’de ışın demetleri daha çok farklı açıdan uygulanarak, daha kontrollü bir doz dağılımı sağlanır. Ayrıca her ışın alanı kendi içinde küçük alt segmentlere ayrılır ve bu alt segmentler farklı doz yoğunluklarına sahiptirler. Böylece, hedef hacme en yüksek doz uygulanırken, etraftaki normal dokular gereksiz radyasyondan korunmuş olur (Carol ve ark., 1992; Ling ve ark., 1996).

1995 yılında Dr. Cedric Yu, IMRT’in aksine ışınlama sırasında dinamik MLC hareketiyle eş zamanlı olarak gantrinin de rotasyon yaptığı yoğunluk ayarlı ark terapisi (IMAT) konseptini önerdi. Bu teknik, farklı gantri açılarında test edildi ve uygulanabilirliği değerlendirildi (Chen ve ark., 2011).

Araştırmalar, açılal doz dağılımının optimize edilmesiyle ark sayısının ve tedavi süresinin azaltılabileceğini, bunun da modern lineer hızlandırıcılar (LINAK)

kullanılarak gerçekleştirilebileceğini göstermektedir. Zamanla gelişim gösteren IMAT (Intensity-Modulated Arc Therapy) tekniği, günümüzde en gelişmiş haliyle VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) olarak bilinmektedir (Otto, 2008).

2.19. Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)

VMAT'ı IMAT'den ayıran farklar temel olarak; ışınlama boyunca gantri ve doz hızları (dose rate) ile MLC yapraklarının hareket hızının zamanın bir fonksiyonu olarak değişmesidir. Bu da bize 4 boyutlu(4B) daha hassas hesaplama imkanı sunmaktadır. Ayrıca VMAT, IMAT ve IMRT tekniklerine kıyasla ışınlaması daha kısa sürer ve daha az MU kullanması sebebiyle sağlıklı dokular daha az radyasyon dozuna maruz kalır, bu da ikincil kanser(malign) gelişme riskini düşürmesi açısından oldukça önemli bir fayda sağlamaktadır. (Taquad, 2013; Otto, 2008).

Son yıllarda, kanser tedavisinde VMAT tekniğinin kullanımı giderek artmaktadır. Bu tedavi yönteminin temel prensibi, ışınları hedef hacmin şekline uygun yönlendirerek farklı açılardan ışınlama yapmaktır. VMAT, hedef hacmi rotasyonla ışınlamaktadır. Rotasyon eksenini hedef hacmin merkezi olacak şekilde ayarlanır, böylece yüksek doz tümör bölgesinde yoğunlaştırılırken, çevre dokulara gelen doz hızla azaltılır (White ve ark., 2013).

2.20. Doz Hesaplama Algoritmaları

Günümüzde Tedavi Plan Sistemleri (TPS), radyoterapi tekniklerini destekleyebilecek şekilde tasarlanmış olup, üç boyutlu doz dağılımını hesaplayabilen gelişmiş algoritmalar kullanılmaktadır. Algoritmalar radyasyon dozunu hesaplarken, belirli bir doğruluk aralığında güvenilir hesaplamalar yapabilmesi oldukça önemlidir. Bu doğruluğun ise $\pm 5\%$ az, $\pm 2-3\%$ olması önerilmektedir. TPS'de optimum tedavi planını elde etmek için planın optimizasyon süreci sürekli olarak devam etmektedir. Doz hesaplama algoritmaları sürekli hesap yapmaktadırlar ta ki optimum planı oluşturana kadar. Bu sebeple de bir algoritmanın doğru doz hesabı yapması gerektiği kadar hızlı bir şekilde hesap yapması oldukça önemlidir. İdeal bir algoritmadan, dozu doğru hesaplaması ve olabildiğince kısa sürede hesaplaması beklenmektedir.

Algoritmalar temel olarak 3 ana başlık altında incelenir:

Düzeltilme Tabanlı

Model Tabanlı

Monte Carlo

Algoritmalar kendi arasında, doz doğruluğunda ve hesaplama hızında çeşitlilik göstermektedir. Doz doğruluğu açısından model tabanlı veya Monte Carlo algoritmaları tercih edilmektedir.

Algoritmalar, doz doğruluğu ve hesaplama hızı açısından farklılık göstermektedir. Ancak bilgisayar sistemlerindeki gelişmeler sayesinde algoritmanın radyasyon dozunu hesaplama hızı gittikçe artmaktadır, bu sebeple radyasyon dozunu yüksek doğruluk ile hesaplayan algoritmalar aynı zamanda dozu hızlı hesaplamaya da başlamıştır. Doz doğruluğu açısından model tabanlı algoritmalar ya da Monte Carlo algoritmaları daha çok kullanılmaktadır (De Martino, Clemente, Graeff, Palma, & Cella, 2021).

2.20.1. Düzeltme tabanlı algoritmalar

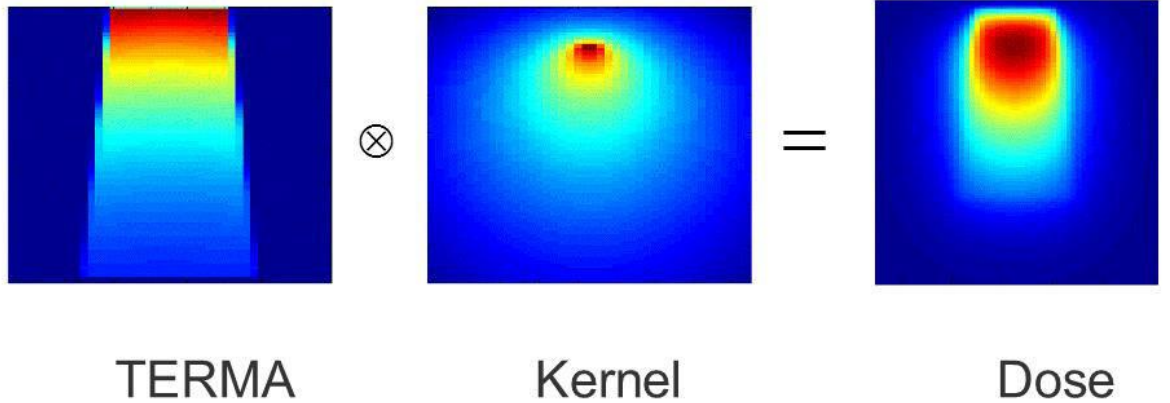
Yüksek enerjili fotonlar için geliştirilen ilk doz hesaplama algoritmaları, fotonların etkileşime gireceği ortamın tamamen homojen ve su ile dolu olduğu varsayımına dayanıyordu. Düzeltme tabanlı algoritmada, düzenli tedavi alanları oluşturabilmek için öncelikle doku-hava oranı (TAR), doku-fantom oranı (TPR), yüzde derin doz (PDD), verim faktörü ve eksen dışı oranlar gibi temel doz parametrelerini, su fantomu içinde, belirlenmiş referans şartlar altında ölçülür. Hastadaki doz dağılımı ise, bu ölçümlerin özel tedavi alanlarına extrapole edilmesi, eksik dokuların yüzeyden hesaplanması ve doku heterojenitelerinin yaklaşık olarak değerlendirilmesini sağlayan birçok düzeltme faktörü uygulanmasıyla belirlenir. Büyük ölçüde ölçümlere dayalı olan bu algoritma doz hesaplanması açısından oldukça hızlıdır. Ancak hızlı olmasına rağmen hastayı ışınlama sırasında meydana gelen ikincil elektronları ve saçılmaları tam olarak tespit edemezler (Oelkfe & Scholz, 2006).

2.20.2. Model tabanlı algoritmalar

Model tabanlı algoritmalar, düzeltme tabanlı algoritmalarla kıyasla daha uzun hesaplama süresine sahiptirler. Bunun nedeni, lineer hızlandırıcıdan çıkan radyasyon alanının daha hassas bir şekilde tanımlanmasını gerektirmesi ve hasta tarafından absorplanan radyasyon dozunun daha yüksek uzaysal çözünürlükle hesaplanmasını mümkün kılmasıdır. Model tabanlı algoritmalarda, radyasyon kaynağından yayılan ışının detaylı bir şekilde simüle edilir ve modellenir. Ayrıca, doz dağılımlarında

penumbra, build-up ve fantom saçılmaları bulunduğundan dolayı, ilave bir modelleme gerekmez.

Model tabanlı algoritmalarda enerjinin hastada absorplanması, birçok aşamaya ayrılarak hesaplanır. Enerji yani radyasyon dozu absorpsiyonundan önce, tedavi cihazının radyasyon üretim kapasitesinin (verim) modellenmesi gerekir. Bu işlem, lineer hızlandırıcıdan yayılan fotonların primer enerji akısının modellenmesiyle gerçekleşir. Hesaplanan primer foton akısı ise, hastada enerji soğurulması ve taşınım hesaplamalarında giriş verisi (input) olarak değerlendirilir. Bellirli doz kernel'lerin kullanılması ile hesaba katılır. Kernel, primer fotonların etkileşimleri ile ortama aktarılan enerjiyi temsil eder. Primer foton akısı, TERMA ve doz kernelleri, homojen ve inhomojen ortamlarda doz hesaplamalarında kullanılırlar. Ardından hastada absorplanmış olan primer fotonlar, Birim Kütle Başına Salınan Toplam Enerji (Total Energy Released Per Unit Mass -TERMA) olarak ifade edilir. Sonrasında saçılmalardan kaynaklanan ikincil elektronlar ve fotonlar aracılığıyla bu enerjinin taşınımı, belirli doz kernel'leri kullanılarak hesaplamalara dahil edilir. Primer foton akısı, TERMA ve doz kernel'leri, hem homojen hem de heterojen ortamlar için doz hesaplamalarında temel bileşenler olarak kullanılır.



Şekil 6. Terma ve kernel ile doz hesaplanması

Radyoterapi Tedavi Planlama Sistemlerinde (TPS) yaygın olarak kullanılan model tabanlı algoritmalar, doz dağılımını yüksek doğrulukla hesaplamaktadır. Bu hesaplamalar, Monte Carlo simülasyonuna yakın bir hassasiyet sunarken, hesaplama süresi daha kısa olmasından dolayı klinik kullanım için daha pratiktir (Oelkfe & Scholz, 2006; (International Atomic Energy Agency [IAEA], 2008).

2.21. Pencil Beam Algoritması

Pencil Beam (PB) algoritması, model tabanlı bir algoritma olup, radyoterapi tedavi planlamalarında yaygın olarak kullanılan analitik bir doz hesaplama yöntemidir. Bu algoritma, geniş bir ışın demetini birbirinden bağımsız ince(kalem) ışınlara ayırarak her bir ışının doku içindeki doz dağılımına katkısını hesaplar. Hesaplamalar sırasında ışınların yalnızca ilerleme yönündeki hareketi dikkate alınmakta olup, lateral saçılma ve sekonder ışın etkileri ihmal edilmekte veya basitleştirilmiş modellerle temsil edilmektedir. Bu nedenle, Pencil Beam algoritması homojen dokular ve büyük alan ışınlamaları için yeterli doğruluk sağlarken, doku geçiş bölgelerinde (örneğin, hava-yumuşak doku veya kemik-yumuşak doku sınırlarında) ve küçük alan ışınlamalarında sapmalar gösterebilir. Büyük ışın alanlarında merkezi ekseninde kabul edilebilir doğruluk sunmasına rağmen, küçük alanlarda ve dokular arası yoğunluk farklılıklarının yüksek olduğu bölgelerde hata oranı artmaktadır.

Pencil Beam algoritmasının en büyük avantajı hızlı hesaplama yapabilmesi olup, bu özelliği sayesinde klinik kullanımda tercih edilen algoritmalarından biridir. Ancak, heterojen dokuların bulunduğu kompleks tedavi alanlarında doğruluğun azalmasından dolayı yüksek hassasiyet gerektiren radyoterapi planlamalarında daha gelişmiş algoritmaların kullanımını gerektirmektedir (Buzdar, Afzal, & Todd-Pokropek, 2010).

2.22. Collapsed Cone Algoritması

Collapsed Cone (CC) algoritması doz hesaplama algoritması temel olarak, primer foton taşınımı ile sekonder fotonların ve elektronların taşınımının ayırımına dayanır

TERMA (Birim kütle başına yayılan toplam enerji), primer fotonların taşınımını temsil eder. TERMA; r konumu, E enerjisi, $\Psi_E(r)$ r konumundaki enerji akısı, ortamın yoğunluğu ise $\rho(r)$ olarak ifade edilir.

$$T_E(r) = (r / r_0) 2 \frac{\mu(E, r)}{\rho(r)} \psi_E(r_0) \exp \left(\int_r^{r_0} -\mu(E, l) dl \right)$$

$\mu(E, r)$, r referans noktasındaki soğurucunun lineer zayıflama katsayısını; $\Psi_E(r_0)$ ise referans düzlemde enerjiye göre tanımlanmış enerji akısını ifade eder.

$h(E, s, r)$ ile gösterilen Point spread kernelleri, fotonlar ve elektronlara ait ikincil radyasyon taşınımını ifade eder. Bu kerneller, su ortamında s konumunda meydana gelen tek bir foton etkileşiminden, r noktasına ulaşan enerji veya doz dağılımını

tanımlar. Point spread kernelleri, genellikle ayrık enerji düzeyleri için Monte Carlo simülasyonları kullanılarak önceden hesaplanmaktadır.

Monoenerjik point-spread kernelleri, belirli bir radyolojik derinlikteki enerji spektrumuna göre uygun şekilde ağırlıklandırılarak (weighing), poli-enerjik point-spread kernelleri dönüştürülebilir; bu işlemde, ışının derinlik arttıkça sertleşmesi ve eksen dışı yumuşama etkileri de dikkate alınır.

Homojen yapıya sahip bir ortamda, poli-enerjik kerneller kullanıldığında point-spread kernel fonksiyonu, uzaysal yönden sabit kabul edilerek, noktasal doza ilişkin analitik ifade $D(r)$ olarak tanımlanır;

$$D(r) = (1/\rho(r)) \int \int \int T_E(s) h(E, s, r) \rho d^3s dE$$

Bu ifadede, s birincil etkileşimin gerçekleştiği konumu, h ise the point-spread kernel fonksiyonunu tanımlar. T_E , denklemde verilen TERMA'yı, ρ ise ortamın kütle yoğunluğunu temsil eder. $D(r)$ denkleminin hesaplanması yüksek düzeyde işlem gücü gerektirir. Collapsed Cone algoritması, bu hesaplama yükünü azaltmak amacıyla kernelleri sınırlı sayıda yöne çökertir (collapse). Enerji ya da dozun tamamı, etkileşim noktasından çıkan doğrusal yönler yönleştirilir. Bu yöntem, saçılma yönlerinin sayısını önemli ölçüde azaltarak süreci basitleştirir ve hesabı hızlandırır.

Collapsed Cone algoritması, doz hesaplamasını üç adımda gerçekleştirir; İlk olarak, ışın spektrumu ve hasta geometrisine bağlı olarak ortamdaki enerji akısı (fluence) belirlenir. Ardından, bu akı bilgisi ve ortamın zayıflatıcı (attenuation) özellikleri kullanılarak TERMA değeri hesaplanır ve son adımda, bu TERMA dağılımı, önceden hesaplanmış point-spread kernel fonksiyonları ile konvülyasyon işlemi uygulanır.

Bu konvölüsyon işlemi, collapsed cone yaklaşımı ile yönsel olarak basitleştirilir; enerji, her bir etkileşim noktasından sabit katı açıya sahip konik hacimlere çökertilerek (collapsed cone), yalnızca koni eksenini boyunca taşıyıp dağıtılır. Böylece hem sekonder foton ve elektron taşınımı doğru şekilde modellenir hem de hesaplama süresi klinik uygulamalara uygun hale getirilir.

Bu üçlü yapı, Ahnesjö (1989) tarafından detaylı biçimde tanımlanmış ve Monte Carlo hesaplamalarıyla karşılaştırılarak yüksek düzeyde doğruluğa ulaştığı gösterilmiştir.

2.23. Monte Carlo Algoritması

Monte Carlo (MC) algoritması, radyoterapide doz dağılımını belirlemek için kullanılan tekniklerin başında gelmektedir. Bu yöntem, foton ve elektron gibi parçacıkların madde içerisindeki hareketlerini ve etkileşimlerini fizik yasalarına dayalı olasılık dağılımları kullanarak simüle eder. Simülasyonda incelenen parçacık sayısı ne kadar fazla olursa, elde edilen doz dağılımının doğruluğu da o kadar artar. Ancak, daha fazla parçacığın hesaplanması, hesaplama süresinin de uzamasına neden olur.

Yüksek hassasiyetli bir tedavi planlaması oluşturabilmek için, sayılarının birkaç yüz milyon ile birkaç milyarla ifade edilen parçacıkların, madde ile etkileşimlerinin simüle edilmesi gerektiği düşünülmektedir. Yeterli sayıda parçacık simüle edildiğinde, istatistiksel belirsizlik azalır ve güvenilir bir doz dağılımı elde edilir.

Süreç, radyoterapi cihazındaki LINAK elektronları yüksek hızlara ulaştırarak tungsten hedefe çarpması ve bremsstrahlung (frenleme radyasyonu) yoluyla geniş spektrumlu fotonlar(x-ışını) üretmesiyle başlar. Üretilen bu fotonlar, gantri'den çıktıktan sonra kolimatörlerden ve çok yapraklı kolimatörlerden (MLC) geçerek şekillendirilir ve belirlenen tedavi alanına yönlendirilir. Hasta dokusuna ulaşan fotonlar, ortamın atomik yapısına bağlı olarak Compton saçılması, fotoelektrik absorpsiyon veya çift oluşumu gibi çeşitli etkileşimlere girer. Her etkileşim, ortamın fiziksel özelliklerine ve tesir kesitine bağlı olarak rastgele sayı üreticileri kullanılarak hesaplanır. Fotonların madde ile etkileşimleri sonucunda, serbest elektronlar üretilir ve bu elektronlar da madde içinde ilerleyerek iyonizasyon ve eksitasyon gibi süreçlere neden olur. Monte Carlo simülasyonu, her bir foton ve sekonder elektronun hareketini tek tek izleyerek, enerjinin nasıl transfer edildiğini belirler. Tüm bu süreçlerin sonucunda, hasta dokusuna verilen doz hesaplanır. Bunun için hasta anatomisi voksel (voxel) adı verilen küçük hacim elemanlarına bölünür ve her bir vokselde biriken enerji belirlenerek, birim kütle başına düşen radyasyon dozu (Gray: Gy) hesaplanır (Khan 2014).

2.24. Grid Size

Tedavi planlama sistemlerindeki (TPS) algoritmaların, radyasyon dozunu hesaplarken kullandığı voksel boyutu ve doz hesaplama ızgarası (grid size) hesap doğruluğu açısından kritik bir rol oynamaktadır. Voksel, BT görüntülerinde üç boyutlu bir doku parçasını temsil eder ve bu voksele karşılık gelen Hounsfield birimi (HU),

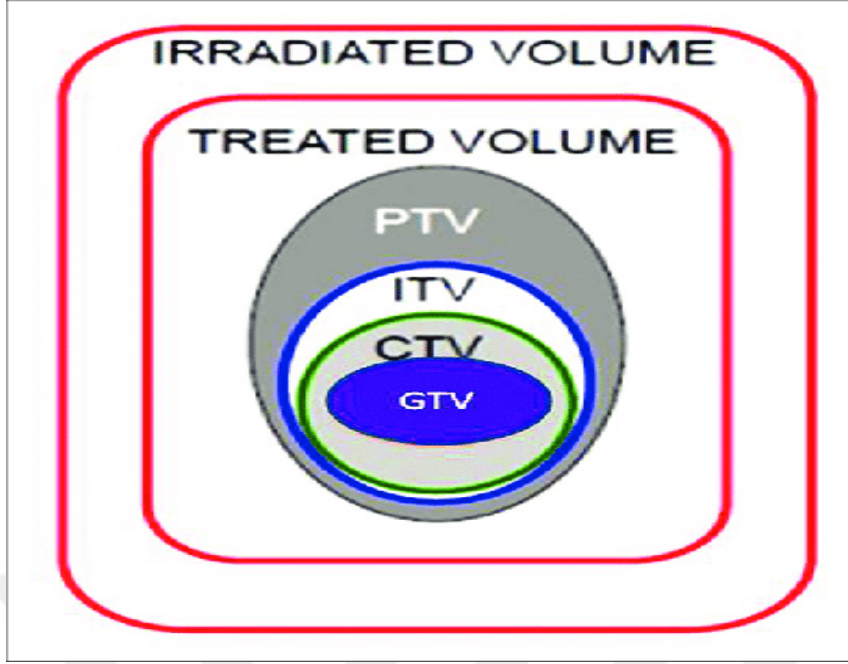
ilgili bölgedeki doku yoğunluğunu ifade eder. Elde edilen bu yoğunluk verileri, ışının doku içindeki zayıflamasını belirlemek ve dolayısıyla doğru doz dağılımını hesaplamak için kullanılır. Grid size ise voksel bilgilerine dayanarak dozun hesaplandığı hacmi tanımlar ve dozun hangi aralıklarla hesaplanacağını belirler. Grid size hesaplama çözünürlüğünü belirleyen bir parametredir ve bu nedenle hem hesabın doğruluğunu hem de süresini doğrudan etkiler.

Özellikle büyük grid boyutları (örneğin 5 mm), hesaplama süresini azaltmasına karşın, BT görüntülerinden gelen HU değerlerinin daha kaba değerlendirmesine yol açarak doz dağılım çözünürlüğünü düşürür. Bu durum, hedef hacimler ve risk altındaki organların hacimsel belirsizliklere ve doz-hacim histogramlarında (DVH) sapmalara neden olabilir. Dolayısıyla, TPS optimizasyonunda kullanılan grid boyutunun, HU değerlerinin örneklenme hassasiyetiyle birlikte değerlendirilmesi, tedavi planı kalite güvencesi açısından büyük önem taşımaktadır.

Litaratürde, küçük grid boyutlarının (örneğin 2 mm) daha yüksek hesaplama doğruluğu sunduğu; buna karşın daha büyük grid boyutlarının (örneğin 5 mm) ise hesaplama süresini kısalttığı ancak doz dağılımında belirgin sapmalara yol açabildiği kaydedilmiştir. Bu nedenle, tedavi planı optimizasyonunda grid size seçimi, yalnızca hesaplama süresi açısından değil, hem hedef hacimlerin (PTV) hem de kritik organların (OAR) doz hesaplamalarının ne derece ayrıntılı yapılabildiği ve doz-hacim histogramlarının (DVH) doğruluğunu da etkilemektedir (Tulip ve ark., 2023; Park ve ark., 2014).

2.25. Hacim Tanımlamaları

Radyoterapi tedavi planlamasının oluşturulabilmesi için, hedef hacimleri ve hassas organların tanımlanması gerekmektedir. Klinikler arasında ortak bir terminoloji sağlamak amacıyla, Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu (ICRU) bu hacimleri tanımlamıştır. Bu tanımlamalar, 1993 yılında ICRU 50, 1999 yılında ICRU 62 ve 2010 yılında ICRU 83 raporlarıyla standart hale getirilmiştir (ICRU, 1993; ICRU, 1999; ICRU, 2010).



Şekil 7. Subramanyam, Palaniswamy, & Numani, 2020

2.25.1. Makroskopik hedef hacim (GTV)

Kanser hücrelerinin en yoğun şekilde bulunduğu alandır. GTV, Tümörün makroskopik olarak belirginleşen yapısını ifade eder. GTV, gözle fark edilebilen, elle hissedilebilen ve farklı görüntüleme teknikleriyle tespit edilebilen tümör hacmi olarak tanımlanır. Görüntüleme yöntemleri ve klinik incelemelerle boyutu, şekli ve lokalizasyonu belirlenebilen, aynı zamanda fiziksel muayene ile algılanabilen tümör hacmidir. GTV, ana tümörün yanı sıra metastaz yapmış lenf düğümlerini ve diğer yayılım bölgelerini de kapsar (ICRU, 2010).

2.25.2. Klinik hedef hacim (CTV)

GTV'nin belirti vermeyen hastalık hacimlerinin de toplanmasıyla elde edilen bir hacimdir. Radikal radyoterapinin hedefine ulaşabilmesi için bu alan yeterli dozda ışınlanması gerekmektedir. Tümörün kendisiyle birlikte, mikroskopik düzeyde yayılım göstermiş hücrelerini de kapsayan hacimdir. CTV'nin belirlenmesinde, klinik gözlemler ve patolojik veriler oldukça önemlidir (ICRU, 2010).

2.25.3. İç hedef marjı (ITV)

Solunum, mesane ve rektumun doluluk durumu, yutma hareketi ve kalp ritmi gibi fizyolojik süreçler, CTV'nin yerini, boyutunu ve şeklini etkileyebilir. Bu hareketler sebebiyle, CTV'ye marj verilerek ITV oluşturulur. (ICRU, 2010).

2.25.4. Set-up marjı (SM)

Tedavi boyunca hasta pozisyonlandırmasındaki değişkenlikler, cihaz ve ekipmanlardaki mekanik belirsizlikler, dozimetrik farklılıklar, set-up hataları ve insan kaynaklı faktörler göz önünde bulundurularak CTV'ye eklenen güvenlik payı set-up marjı olarak adlandırılır (ICRU, 2010).

2.25.5. Planlanan hedef hacim (PTV)

PTV'ye ITV'ye güvenlik payı (SM) eklenerek oluşturulan ve fizyolojik hareketlerden kaynaklanan belirsizlikleri, hasta pozisyonlandırmasındaki değişkenlikleri, mekanik hataları ve dozimetrik belirsizlikleri dikkate alan geometrik bir kavramdır. Aynı zamanda ışın alanının boyutlandırılması ve ışın açılarının düzenlenmesine olanak tanır. (ICRU, 2010).

2.25.6. Tedavi hacmi (TV)

Işınlama yöntemlerindeki kısıtlamalar nedeniyle, PTV reçete edilen dozu genellikle tam olarak alamaz. Bu nedenle, TV (Tedavi Hacmi), PTV'ye kıyasla daha geniş ve daha sade bir yapıya sahiptir. Planlanan tedavi alanında, doz dağılımına bağlı olarak izodoz eğrilerinin kapsadığı hacim olarak ifade edilir (ICRU, 2010).

2.25.7. Işınlanan hacim (IV)

Radyoterapi sırasında hedeflenen tümör dokusu ile birlikte çevresindeki sağlıklı dokuların da anlamlı miktarda doza maruz kaldığı hacmi ifade eder (ICRU, 2010).

2.25.8. Risk altındaki organlar (OARs)

Radyasyona hassas olup, tedavi planını ve reçete edilen dozu önemli ölçüde etkileyen sağlıklı dokular, risk altında bulunan organ ve dokular olarak kabul edilmektedir (ICRU, 2010).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

3.1.1. GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazı

GE Discovery Bilgisayarlı tomografi cihazı, 16 dedektöre ve 80 cm'lik gantri çapına sahip olup, radyasyon tedavi cihazının geometrik, mekanik ve optik gibi fiziksel özelliklerini yansıtan üç boyutlu bir görüntü veri seti oluşturmak amacıyla kullanılmaktadır (GE Healthcare, Discovery RT, & Discovery C., 2018).



Şekil 8. GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi (Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, 2022)

3.1.2. Elekta synergy lineer hızlandırıcı

Elekta Synergy (ELEKTA AB, ABD, 2013) lineer hızlandırıcı cihazı, 6 MV ve 15 MV enerjilerinde foton; 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerjilerinde ise elektron ışınları üretebilen bir radyoterapi sistemidir. Cihaz, her biri 0,5 cm genişliğinde 80 çift yapraktan oluşan, toplamda 160 yapraklı çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemine sahiptir. Bu yapı sayesinde en fazla 40×40 cm²'ye kadar alan boyutları oluşturulabilir. ÇYK sistemindeki her bir yaprak, bağımsız olarak çalışabilen küçük motorlarla hareket eder. Yaprak pozisyonlarının tedavi süresince doğruluğu, Rusican optik teknoloji sistemi ile sürekli olarak optik sensörler aracılığıyla izlenmektedir. Ayrıca cihaz, gantri üzerine yerleştirilmiş optik mesafe göstergesi, aksesuar tutucu, elektronik portal görüntüleme (EPID) ve konik ışın BT (Cone-Beam CT) gibi gelişmiş görüntüleme sistemleri ile donatılmıştır. Cihazın doz hızları 100 MU/dk ile 600 MU/dk arasında sabit aralıklarla değiştirilebilir. Tedavi uygulamaları kapsamında; 3B-KRT, “Step and Shoot” tekniği ve VMAT gibi modern teknikler desteklenmektedir. Ayrıca,

karbon fiberden yapılmış tedavi masası, 0°–360° arasında dönebilme kabiliyetine sahiptir ve hastaya farklı açılardan ışınlama yapılmasına olanak tanır. (Elekta, 2005)

3.1.3. Tedavi planlama sistemi (TPS)

TPS sistemine cihazın fiziksel özellikleri, yapılan doz ölçümleri yüklenir ve doz hesaplama algoritmasıyla modelleme yapılır. Daha sonra ise tümörlü ve sağlıklı yapıları görüntülemek amacıyla diagnostik görüntüler TPS'ye aktarılır. Planlamada BT Hounsfield Unit (HU) değerlerinin kullanılması doz hesaplaması için zorunluluktur ancak MR ve PET görüntüleri hedef ve OAR tanımlanmasında birlikte kullanılabilir (Podgorsak, 2005).

3.1.4. Monaco TPS

Kliniğimizde kullanılan tedavi planlama sistemi, Elekta Synergy lineer hızlandırıcı ile entegre çalışan Monaco 5.1 TPS'dir. Bu sistem, 6 MV ve 15 MV foton enerjileri ile çalışmakta olup, 3B konformal radyoterapi (3B-KRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), Volümetrik Modüle Ark Terapi (VMAT) ve stereotaktik radyocerrahi (SRS) gibi modern radyoterapi tekniklerinin uygulanmasına olanak tanır. Planlama sürecinde, Pencil Beam, Collapsed Cone ve Monte Carlo algoritmalarını kullanır ve bu sayede yüksek hassasiyetle doz hesaplamaları gerçekleştirir. Monaco'nun öne çıkan özelliklerinden biri, biyolojik modellemeye dayalı optimizasyon süreci sunmasıdır. İlk aşamada biyolojik ve fiziksel parametrelerle doz yoğunluğu haritası oluşturularak tümör kontrolü ve normal doku komplikasyonları değerlendirilir. Bu değerlendirme kriterlerini karşılayan planlar, ikinci aşama olan segment şekli oluşturma sürecine geçer. İkinci aşamanın tamamlanmasının ardından TPS, tedavi planını oluşturur ve klinik kullanıma sunar (Synder ve ark., 2019)

3.1.5. Doz hacim histogramı (DVH)

Radyoterapi tedavi planlamasında temel hedef, hedef hacim (PTV) içerisinde homojen bir doz dağılımı sağlarken, aynı zamanda çevrede bulunan kritik organlardaki (OAR) radyasyon hasarını en aza indirmek ve olası maksimum doz noktalarını kontrol altında tutmaktır. Bu hedef doğrultusunda, TPS çok sayıda geçici plan simülasyonu üretir. TPS, her bir plan için hedef hacim ve riskli organlara ait izodoz dağılımlarını ve DVH'ı hesaplar. Oluşturulan geçici planlar, fiziksel ve radyobiyolojik parametrelere

dayalı olarak analiz edilir ve en uygun plan sistem tarafından önerilir (Alfonso, Herrero, & Núñez, 2015).

3.2. Yöntem

3.2.1. Hastaların seçilmesi

Bu çalışmaya, sol meme lokalizasyonlu ileri evre meme kanseri tanısı almış toplam 10 kadın hasta dahil edildi. Tüm hastalarda meme koruyucu cerrahi uygulanmıştır

3.2.2. Etik kurul onayı

Bu çalışma için Bursa Uludağ Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 24/2/2024 tarih ve 67-500/4-22 sayılı karar ile etik onay alınmıştır.

3.2.3. Planların hazırlanması

Tüm hedef hacim ve kritik organ konturları, uzman radyasyon onkoloğu tarafından tanımlanmıştır. Tedavi süresince meydana gelebilecek hasta hareketleri ve pozisyonlama hatalarını telafi etmek amacıyla Klinik Hedef Hacmi'ne (CTV) 5 mm izotropik marj eklenerek Planlama Hedef Hacmi (PTV) oluşturulmuştur; Ayrıca, PTV cilt yüzeyinden 5 mm içeride olacak şekilde sınırlandırılmıştır (ICRU, 1999). Planlar oluşturulurken, hedef hacimlerin en az %95'inin reçete edilen dozun %95'ini alması ve maksimum dozun %110'u geçmemesi hedeflenmiştir. Planlarda, algoritma ve grid size dışındaki tüm parametreler sabit tutulmuş, yalnızca bu iki parametrenin plan doğruluğu üzerindeki dozimetrik etkileri karşılaştırmalı olarak analiz edilmiştir. Her teknik için hastanın referans planı, Monte Carlo algoritması ve 1,5 mm grid size kullanılarak oluşturulmuştur. Diğer planlar ise, referans plan temel alınarak, yalnızca algoritma ve grid size parametreleri değiştirildikten sonra tekrar optimizasyon yapmadan sadece yeniden doz hesaplaması (recalculation) yapılarak oluşturulmuştur.

3.2.4. FiF tekniği için planların hazırlanması

FiF tekniğiyle hazırlanan tedavi planlarında, PTV_{meme} hedef hacmi için iç tanjansiyel alanlarda gantri açıları yaklaşık $305^{\circ} \pm 10^{\circ}$, dış tanjansiyel alanlarda ise $120^{\circ} \pm 10^{\circ}$ olacak şekilde karşılıklı alanlar tercih edilmiştir. Tanjansiyel alanlara ek olarak, $PTV_{supraklavikula}$ hedef hacmi için aynı izomerkezde, gantri açısı $350^{\circ} \pm 5^{\circ}$ arasında tanımlanan bir alan oluşturulmuştur. Planlar, 25 fraksiyonda günlük 2 Gy doz

toplam 50 Gy doz uygulanacak şekilde planlanmıştır. Planlama sürecinde, hedef hacimlerin en az %95'inin reçete edilen dozun %95'ini alması ve maksimum dozun %110'u aşmaması hedeflenmiştir. Tüm planlarda Monte Carlo, Pencil Beam ve Collapsed Cone olmak üzere üç farklı doz hesaplama algoritması ile 1,5 mm, 3 mm ve 5 mm grid size değerleri kullanılmış; böylece her hasta için 9 plan olmak üzere, toplamda 90 plan elde edilmiştir.

3.2.5. VMAT tekniği için planların hazırlanması

VMAT tekniğiyle hazırlanan tedavi planlarında, her hasta için 230 derecelik ark ve 6 MV enerjili foton ışınları kullanılmıştır. Planlar, PTV_{meme} ve $PTV_{supraklavikula}$ hedef hacimlerini kapsayacak şekilde oluşturulmuş ve 25 fraksiyonda günlük 2 Gy doz toplam 50 Gy doz uygulanacak şekilde planlanmıştır. Plan optimizasyonunda, hedef hacimlerin en az %95'inin reçete edilen dozun %95'ini alması ve maksimum dozun %110'u aşmaması hedeflenmiştir. Planlamalar sırasında Monte Carlo ve Pencil Beam olmak üzere iki farklı doz hesaplama algoritması ile 1,5 mm, 3 mm ve 5 mm grid size değerleri kullanılmış; böylece her hasta için 6 plan olmak üzere toplamda 60 plan oluşturulmuştur.

3.2.6. İstatiksel analiz

Bu çalışmada, elde edilen verilerin temel özelliklerini ortaya koymak amacıyla tanımlayıcı istatistikler kullanılmıştır. Bu kapsamda ilgili veriler için ortalama, medyan, minimum ve maksimum değerler ile standart sapmalar hesaplanmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Hedef Hacimler

Tablo 2. FIF planlarında PTV_{meme} D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	5013,0	5007,1	4993,8	4657,2	4649,2	4626,5	4653,6	4648,4	4633,7
2	4975,2	4972,4	4958,6	4659,1	4649,2	4626,0	4638,7	4633,2	4618,8
3	5077,1	5072,1	5052,6	4737,9	4728,1	4705,5	4731,7	4724,9	4709,0
4	5041,8	5037,1	5023,7	4723,3	4713,1	4689,8	4711,5	4704,0	4686,7
5	5051,1	5041,6	5037,5	4726,6	4715,4	4693,5	4692,1	4685,7	4671,3
6	4981,1	4974,0	4967,0	4650,4	4640,0	4619,4	4625,6	4620,3	4609,2
7	5021,4	5014,7	5010,6	4693,7	4683,7	4663,7	4662,5	4657,8	4645,7
8	5040,2	5034,7	5018,9	4701,5	4688,7	4667,4	4681,6	4673,5	4662,3
9	5051,5	5047,9	5038,7	4670,8	4665,0	4643,5	4678,0	4674,4	4665,3
10	5002,7	4998,7	4991,8	4626,8	4619,4	4599,4	4641,1	4638,1	4627,4
Ort	5025,5	5020,0	5009,3	4684,7	4675,2	4653,5	4671,6	4666,0	4652,9
Med	5030,8	5024,7	5014,8	4682,3	4674,4	4656,6	4670,3	4665,7	4654,0
Min	4975,2	4972,4	4958,6	4626,8	4619,4	4599,4	4625,6	4620,3	4609,2
Maks	5077,1	5072,1	5052,6	4737,9	4728,1	4705,5	4731,7	4724,9	4709,0
SD	32,78	32,49	31,17	37,38	36,38	35,89	33,83	32,91	31,65

FIF teknikte PTV_{meme} ortalama D_{ort} değeri, en yüksek 5025,5± 32,78 cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4652,9 ± 31,65 cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 3. FIF planlarında PTV_{SKV} D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	4998,8	4982,9	4980,0	5149,1	5126,2	5086,0	4893,9	4889,5	4872,3
2	5027,2	5030,8	5017,7	5103,1	5080,8	5041,4	4937,9	4934,5	4925,0
3	5048,2	5038,9	5016,4	5159,1	5139,4	5104,9	4954,2	4948,8	4929,9
4	5012,9	5009,5	5002,3	5123,2	5102,7	5065,4	4920,0	4916,2	4929,9
5	5126,3	5116,5	5098	5308,6	5285,3	5252,9	5058,2	5047,9	5035,8
6	5040,1	5042,4	5033,3	5152,3	5130,8	5093,2	4942,0	4940,0	4927,6

Tablo 3. FIF planlarında PTV_{SKV} Dort (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

7	5013,6	5013,7	5003,5	5142,2	5117,4	5078,7	4911,8	4909,3	4908,4
8	5160,6	5160,6	5149,2	5326,3	5303,5	5261,3	5085,5	5074,3	5054,7
9	5002,7	5001,5	4993,8	5130,5	5111,6	5073,4	4893,1	4893,4	4881,5
10	5025,6	5016,3	5019	5155,5	5131,5	5085,2	4921,5	4920,0	4903,8
Ort	5045,6	5041,3	5031,3	5175,0	5152,9	5114,2	4951,8	4947,4	4936,9
Med	5026,4	5023,6	5017,1	5150,7	5128,5	5085,6	4929,7	4927,3	4926,3
Min	4998,8	4982,9	4980,0	5103,1	5080,8	5041,4	4893,1	4889,5	4872,3
Maks	5160,6	5160,6	5149,2	5326,3	5303,5	5261,3	5085,5	5074,3	5054,7
SD	54,40	55,17	52,24	77,08	76,55	77,21	66,52	63,13	60,68

FIF teknikte PTV_{SKV} ortalama D_{ort} değeri en yüksek 5175,0 ± 77,08 cGy ile PB1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4936,9 ± 60,68 cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 4. VMAT planlarında PTV_{meme} Dort (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	5043,4	4966,9	4945,9	4777,2	4763,2	4730,1
2	4954,3	4951,3	4937,7	4748,5	4732,5	4696,2
3	5045,5	5037,4	5018,8	4834,3	4815,9	4779,5
4	4990,5	4980,8	4964,2	4828,2	4811,1	4776,8
5	5069,8	5060,3	5040,0	4893,4	4875,7	4838,7
6	4953,0	4944,3	4925,4	4712,9	4698,2	4665,0
7	4975,3	4976,1	4951,0	4772,6	4757,5	4725,3
8	4944,6	4931,0	4931,7	4715,6	4695,7	4665,1
9	5118,6	5112,2	5106,5	4992,6	4974,9	4939,5
10	4950,1	4841,1	4936,7	4739,1	4723,4	4691,5
Ort	5004,5	4980,1	4975,8	4801,4	4784,8	4750,8
Med	4982,9	4971,5	4948,5	4774,9	4760,4	4727,7
Min	4944,6	4841,1	4925,4	4712,9	4695,7	4665,0
Maks	5118,6	5112,2	5106,5	4992,6	4974,9	4939,5
SD	60,78	75,42	59,78	88,26	87,70	86,36

VMAT tekniğinde PTV_{meme} ortalama D_{ort} değeri en yüksek $5004,5 \pm 60,78$ cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $4750,8 \pm 86,36$ cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 5. VMAT planlarında PTV_{SKV} D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	M1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	4970,5	5029,5	5004,3	4959,9	4939,7	4896,8
2	5028,8	5027,3	4987,8	4945,5	4925,6	4881,2
3	5072,9	5064,1	5043,6	5048,5	5028,6	4986,3
4	5033,9	5027,0	4994,9	4990,8	4969,8	4923,7
5	5128,6	5124,8	5105,9	5076,5	5059,0	5028,1
6	5028,0	5012,8	4978,0	4971,8	4950,9	4910,8
7	5038,9	5024,9	5018,8	4975,3	4954,7	4917,3
8	4985,0	4969,6	4950,6	4927,8	4909,6	4871,5
9	5037,9	5029,8	5020,4	4822,2	4805,9	4772,1
10	5018,4	5014,5	5010,8	4956,2	4932,1	4900,5
Ort	5034,3	5032,4	5011,5	4967,5	4947,6	4908,8
Med	5031,4	5027,2	5007,6	4965,9	4945,3	4905,7
Min	4970,5	4969,6	4950,6	4822,2	4805,9	4772,1
Maks	5128,6	5124,8	5105,9	5076,5	5059	5028,1
SD	43,77	39,89	41,89	68,66	68,18	67,98

VMAT tekniğinde PTV_{SKV} ortalama D_{ort} değeri en yüksek $5034,3 \pm 43,77$ cGy ile M1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $4908,8 \pm 67,98$ cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 6. FIF planlarında PTV_{meme} $D_{\%2}$ (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	5298,2	5288,4	5269,7	4888,1	4868,8	4836,8	4936,6	4924,6	4903,9
2	5258,5	5253,9	5240,5	5008,2	4993,9	4964,1	4887,4	4880,7	4869,0
3	5360,9	5298,0	5339,8	4971,6	4960,6	4935,4	4953,1	4941,9	4925,2
4	5308,1	5301,5	5288,2	49600	4945,4	4912,5	4949,0	4935,3	4906,8

Tablo 6. FIF planlarında PTV_{meme} D_{%2} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

5	5317,9	5319,7	5300,1	4960,4	4944,2	4908,7	4977,8	4965,1	4953,5
6	5243,4	5237,8	5228,3	4882,8	4867,1	4835,5	4869,4	4862,6	4841,0
7	5316,0	5314,2	5293,4	4967,8	4954,0	4928,9	4928,3	4920,2	4899,5
8	5320,4	5400,4	5280,5	4930,6	4914,6	4877,7	4948,5	4935,6	4910,4
9	5355,2	5355,4	5336,7	4959,0	4950,1	4929,7	4969,3	4964,1	4948,9
10	5244,2	5242,8	5229,8	4805,6	4794,5	4762,3	4873,8	4864,6	4842,7
Ort	5302,3	5301,2	5280,7	4933,4	4919,3	4889,2	4929,3	4919,5	4900,1
Med	5312,1	5299,8	5284,4	4959,5	4944,8	4910,6	4942,6	4930,0	4905,4
Min	5243,4	5237,8	5228,3	4805,6	4794,5	4762,3	4869,4	4862,6	4841,0
Maks	5360,9	5400,4	5339,8	5008,2	4993,9	4964,1	4977,8	4965,1	4953,5
SD	41,91	50,7	39,86	58,96	59,25	61,24	39,09	37,8	39,13

FIF teknikte PTV_{meme} ortalama D_{%2} değeri en yüksek 5302,3 ± 41,91 cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4900,1 ± 39,13 cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 7. FIF planlarında PTV_{SKV} D_{%2} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	5251,0	5219,5	5220,8	5363,9	5336,1	5300,5	5121,8	5116,4	5093,1
2	5291,2	5288,0	5245,2	5331,1	5306,9	5264,4	5177,3	5171,5	5154,4
3	5322,4	5362,9	5279,9	5379,3	5354,4	5322,4	5166,9	5161,3	5146,9
4	5248,4	5227,9	5233,6	5324,0	5299,7	5263,1	5126,0	5117,2	5146,9
5	5365,2	5382,0	5367,4	5479,8	5457,3	5427,0	5277,9	5266,9	5263,0
6	5323,9	5310,6	5293,7	5387,8	5368,6	5325,4	5184,2	5179,5	5162,0
7	5261,6	5259,5	5232,6	5325,8	5301,9	5273,7	5129,7	5123,3	5115,1
8	5399,7	5423,0	5403,1	5527,6	5504,8	5469,0	5318,2	5313,4	5292,6
9	5273,4	5258,6	5246,3	5346,6	5323,8	5291,0	5127,1	5118,8	5109,2
10	5302,0	5279,0	5285,8	5401,2	5377,6	5341,5	5192,6	5193,2	5171,6
Ort	5303,9	5301,1	5280,8	5386,7	5363,1	5327,8	5182,2	5176,2	5165,5
Med	5296,6	5283,5	5263,1	5371,6	5345,3	5311,5	5172,1	5166,4	5150,7
Min	5248,4	5219,5	5220,8	5324,0	5299,7	5263,1	5121,8	5116,4	5093,1
Maks	5399,7	5423,0	5403,1	5527,6	5504,8	5469,0	5318,2	5313,4	5292,6

Tablo 7. FIF planlarında PTV_{SKV} D_{%2} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

SD	49,93	67,93	60,79	68,02	68,69	69,31	67,18	67,28	64,53
----	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

FIF teknikte PTV_{SKV} ortalama D_{%2} değeri en yüksek 5386,7 ± 68,02 cGy ile PB1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 5165,5 ± 64,53 cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 8. VMAT planlarında PTV_{meme} D_{%2} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	5242,6	5160,7	5140,0	5002,6	4981,4	4938,9
2	5135,9	5128,8	5117,6	4947,5	4924,5	4882,6
3	5191,3	5180,8	5159,3	5027,8	4998,9	4948,3
4	5248,0	5171,9	5194,1	5052,7	5023,6	4973,6
5	5412,2	5228,8	5199,6	5108,8	5079,8	5020,5
6	5218,0	5128,3	5101,2	4922,6	4895,4	4848,8
7	5130,1	5126,5	5104,7	4951,8	4931,5	4887,1
8	5104,0	5087,2	5086,8	4928,0	4897,5	4857,7
9	5272,9	5265,8	5720,2	5227,0	5201,7	5139,8
10	5119,0	5105,9	5094,2	4934,6	4912,4	4869,3
Ort	5207,4	5158,5	5191,8	5010,4	4984,7	4936,7
Med	5204,7	5144,8	5128,8	4977,2	4956,5	4913,0
Min	5104,0	5087,2	5086,8	4922,6	4895,4	4848,8
Maks	5412,2	5265,8	5720,2	5227,0	5201,7	5139,8
SD	93,74	55,58	189,99	97,97	97,25	90,47

VMAT tekniğinde PTV_{meme} ortalama D_{%2} değeri en yüksek 5207,4 ± 93,74 cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4936,7 ± 90,47 cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 9. VMAT planlarında PTV_{SKV} D_{%2} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	5165,0	5221,7	5186,5	5206,8	5168,9	5111,5

Tablo 9. VMAT planlarında PTV_{SKV} D_{%2} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

2	5201,6	5199,4	5155,6	5225,9	5193,9	5139,8
3	5265,4	5247,2	5221,9	5352,4	5319,3	5249,5
4	5248,0	5234,7	5194,3	5266,3	5234,5	5166,7
5	5303,6	5288,0	5265,2	5341,8	5312,7	5270,6
6	5218,0	5185,9	5157,4	5204,2	5168,7	5112,8
7	5205,6	5177,1	5180,2	5209,7	5178,1	5125,0
8	5195,8	5170,2	5151,4	5216,4	5182,8	5137,9
9	5224,6	5212,6	5194,5	5031,4	5007,3	4966,0
10	5173,0	5154,0	5153,9	5162,7	5127,2	5086,2
Ort	5220,1	5209,1	5186,1	5221,8	5189,4	5136,6
Med	5211,8	5206,0	5183,4	5213,1	5180,5	5131,5
Min	5165,0	5154,0	5151,4	5031,4	5007,3	4966,0
Maks	5303,6	5288,0	5265,2	5352,4	5319,3	5270,6
SD	42,46	40,43	36,06	90,62	89,56	84,72

VMAT tekniğinde PTV_{SKV} ortalama D_{%2} değeri en yüksek 5221,8 ± 90,62 cGy ile PB1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 5136,6 ± 84,72 cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 10. FIF planlarında PTV_{meme} D_{%50} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	5013,5	5006,5	4996,6	4665,5	4658,8	4637,5	4648,7	4645,3	4636,4
2	4969,5	4970,1	4960,0	4648,6	4638,3	4618,7	4637,2	4633,6	4624,6
3	5095,0	5053,8	5073,3	4767,6	4756,4	4733,8	4755,0	4747,8	4736,3
4	5061,1	5056,8	5043,0	4743,6	4733,4	4712,5	4721,0	4714,3	4702,7
5	5071,4	5060,1	5060,9	4733,7	4723,4	4703,3	4699,7	4694,2	4684,5
6	4984,3	4976,9	4970,2	4660,9	4650,5	4630,3	4626,4	4623,4	4615,9
7	5031,7	5026,5	5023,8	4703,2	4694,6	4674,0	4669,6	4666,8	4658,2
8	5053,6	5193,9	5028,2	4715,6	4702,5	4681,1	4694,3	4685,4	4677,2
9	5063,5	5058,5	5052,2	4700,2	4694,2	4670,9	4684,1	4680,4	4674,0
10	5021,0	5018,4	5012,2	4656,1	4647,7	4628,3	4658,1	4657,1	4649,9

Tablo 10. FIF planlarında PTV_{meme} D_{%50} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

Ort	5036,5	5042,2	5022,0	4699,5	4690,0	4669,0	4679,1	4674,8	4666,0
Med	5042,7	5040,2	5026,0	4701,7	4694,4	4672,5	4676,9	4673,6	4666,1
Min	4969,5	4970,1	4960,0	4648,6	4638,3	4618,7	4626,4	4623,4	4615,9
Maks	5095,0	5193,9	5073,3	4767,6	4756,4	4733,8	4755,0	4747,8	4736,3
SD	39,82	62,80	37,72	41,02	40,28	39,61	39,70	38,0	36,88

FIF teknikte PTV_{meme} ortalama D_{%50} değeri en yüksek 5042,2 ± 62,80 cGy ile MC3 planında elde edilirken; en düşük değer 4666,0 ± 36,88 cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 11. FIF planlarında PTV_{SKV} D_{%50} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	5008,4	4995,8	5001,2	5158,4	5134,0	5097,2	4908,0	4905,7	4896,5
2	5038,2	5040,5	5040,9	5119,1	5097,0	5057,5	4953,8	4949,6	4942,8
3	5055,2	5090,7	5020,2	5176,3	5156,4	5123,4	4973,7	4968,4	4947,1
4	5017,2	5017,4	5010,8	5127,2	5107,9	5071,1	4928,1	4924,2	4910,6
5	5151,6	5143,6	5127,0	5338,0	5317,3	5280,0	5072,8	5067,5	5057,5
6	5045,1	5046,1	5038,6	5162,3	5139,7	5104,7	4947,2	4947,7	4939,9
7	5023,5	5031,6	5017,5	5163,3	5136,9	5097,7	4925,6	4924,7	4926,7
8	5193,6	5192,6	5202,2	5375,7	5354,8	5316,3	5102,1	5092,9	5085,3
9	5005,7	5007,2	4997,2	5138,9	5120,9	5084,0	4896,5	4896,3	4891,7
10	5035,2	5031,6	5033,5	5165,5	5142,7	5096,5	4932,7	4933,2	4923,8
Ort	5057,4	5059,7	5048,9	5192,5	5170,8	5132,8	4964,1	4961,0	4952,2
Med	5036,7	5036,1	5026,9	5162,8	5138,3	5097,5	4940,0	4940,5	4933,3
Min	5005,7	4995,8	4997,2	5119,1	5097,0	5057,5	4896,5	4896,3	4891,7
Maks	5193,6	5192,6	5202,2	5375,7	5354,8	5316,3	5102,1	5092,9	5085,3
SD	63,49	63,617	65,164	88,929	89,242	89,376	68,98	66,491	65,844

FIF teknikte PTV_{SKV} ortalama D_{%50} değeri en yüksek 5192,5 ± 88,93 cGy ile PB1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4952,2 ± 65,84 cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 12. VMAT planlarında $PTV_{meme} D_{\%50}$ (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	5061,4	4989,1	4978,8	4794,5	4781,2	4748,9
2	4976,3	4973,5	4968,6	4764,7	4749,6	4716,7
3	5053,3	5047,7	5038,5	4833,5	4816,1	4782,8
4	5050,0	4998,1	4992,0	4836,3	4820,5	4789,0
5	5086,7	5079,8	5070,4	4905,1	4888,8	4856,8
6	5040,5	4963,1	4951,5	4724,5	4710,8	4682,0
7	4982,7	4985,1	4976,3	4781,8	4766,4	4736,0
8	4954,5	4942,4	4952,1	4715,9	4697,8	4667,3
9	5121,8	5116,0	5114,9	4973,6	4955,6	4924,4
10	4965,6	4959,6	4962,3	4760,1	4739,0	4710,9
Ort	5029,3	5005,4	5000,5	4809,0	4792,6	4761,5
Med	5045,3	4987,1	4977,6	4788,2	4773,8	4742,5
Min	4954,5	4942,4	4951,5	4715,9	4697,8	4667,3
Maks	5121,8	5116,0	5114,9	4973,6	4955,6	4924,4
SD	56,42	56,92	55,54	80,82	80,5	79,86

VMAT tekniğinde PTV_{meme} ortalama $D_{\%50}$ değeri en yüksek $5029,3 \pm 56,42$ cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $4761,5 \pm 79,86$ cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 13. VMAT planlarında $PTV_{SKV} D_{\%50}$ (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	4991,6	5050,9	5035,8	4969,4	4951,3	4919,6
2	5044,0	5042,9	5009,8	4944,1	4924,6	4884,6
3	5088,0	5083,6	5075,0	5050,2	5031,9	4997,2
4	5050,0	5047,5	5022,1	4998,7	4980,4	4941,3
5	5137,6	5136,3	5127,4	5070,8	5054,1	5029,2
6	5040,5	4963,1	5008,9	4976,5	4958,5	4928,4
7	5048,0	5038,9	5038,8	4977,8	4959,6	4927,9
8	5004,9	4996,4	4985,5	4985,5	4920,8	4887,8

Tablo 13. VMAT planlarında PTV_{SKV} D_{%50} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

9	5055,8	5050,7	5048,8	4839,3	4824,0	4792,2
10	5023,2	5021,7	5025,8	4954,4	4932,6	4905,3
Ort	5048,4	5043,2	5037,8	4976,7	4953,8	4921,4
Med	5046,0	5045,2	5030,8	4977,2	4954,9	4923,8
Min	4991,6	4963,1	4985,5	4839,3	4824,0	4792,2
Maks	5137,6	5136,3	5127,4	5070,8	5054,1	5029,2
SD	41,39	46,57	39,84	62,64	63,3932	64,37

VMAT teknikte PTV_{SKV} ortalama D_{%50} değeri en yüksek 5048,4 ± 41,39 cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4921,4 ± 64,37 cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 14. FIF planlarında PTV_{meme} D_{%95} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	4771,8	4768,5	4742,8	4397,7	4398,4	4384,6	4420,4	4415,3	4387,4
2	4760,9	4753,0	4737,1	4452,4	4444,0	4422,4	4452,4	4446,4	4415,8
3	4769,7	4779,2	4746,4	4435,3	4431,2	4412,9	4467,5	4463,8	4433,3
4	4750,0	4752,1	4739,2	4462,5	4454,4	4431,3	4465,9	4462,9	4437,9
5	4763,8	4753,4	4740,8	4500,5	4488,4	4466,7	4435,0	4424,7	4385,6
6	4756,5	4756,2	4741,5	4452,0	4443,4	4426,3	4425,9	4418,8	4400
7	4750,1	4739,8	4745,9	4447,0	4441,2	4425,2	4419,3	4417,7	4411,2
8	4753,8	4790,8	4760,6	4463,0	4455,3	4438,0	4412,6	4411,1	4400,6
9	4764,0	4759,1	4758,7	4322,0	4320,5	4314,6	4424,6	4424,1	4408,7
10	4760,5	4754,4	4744,1	43890	4383,6	4365,9	4430,6	4426,2	4403,8
Ort	4760,1	4760,7	4745,7	4432,1	4426,	4408,8	4435,4	4431,1	4408,4
Med	4760,7	4755,3	4743,5	4449,5	4442,3	4423,8	4428,2	4424,4	4406,3
Min	4750,0	4739,8	4737,1	4322,0	4320,5	4314,6	4412,6	4411,1	4385,6
Maks	4771,8	4790,8	4760,6	4500,5	4488,4	4466,7	4467,5	4463,8	4437,9
SD	7,55	14,89	7,89	50,29	47,30	43,19	19,67	19,46	17,21

FIF teknikte PTV_{meme} ortalama D_{%95} değeri en yüksek 4760,7 ± 14,89 cGy ile MC3 planında elde edilirken; en düşük değer 4408,4 ± 17,21 cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 15. FIF planlarında PTV_{SKV} D_{%95} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	4770,1	4756,0	4742,9	4947,6	4927,2	4880,4	4673,0	4661,7	4616,4
2	4773,1	4780,8	4773,3	4876,1	4854,0	4807,4	4672,4	4669,6	4658,9
3	4797,2	4767,3	4750,6	4928,6	4913,0	4871,5	4695,0	4689,7	4665,0
4	4817,8	4808,9	4788,9	4938,7	4918,5	4880,7	4726,3	4720,5	4690,9
5	4790,9	4765,4	4714,2	5045,8	5020,7	5008,7	4799,1	4765,2	4723,9
6	4790,0	4791,6	4781,1	4914,7	4892,8	4854,2	4676,4	4671,7	4653,0
7	4763,2	4762,6	4762,0	4890,9	4868,9	4824,5	4641,3	4639,5	4640,1
8	4794,3	4753,4	4707,5	4972,5	4947,1	4875,5	4768,8	4731,1	4673,7
9	4781,5	4780,6	4782,9	4943,1	4925,8	4879,7	4679,4	4680,0	4651,8
10	4765,0	4746,0	4747,6	4898,7	4871,9	4822,5	4643,9	4636,3	4596,9
Ort	4784,3	4771,3	4755,1	4935,7	4914,0	4870,5	4697,6	4686,5	4657,1
Med	4785,8	4766,4	4756,3	4933,7	4915,8	4873,5	4677,9	4675,9	4656,0
Min	4763,2	4746,0	4707,5	4876,1	4854,0	4807,4	4641,3	4636,3	4596,9
Maks	4817,8	4808,9	4788,9	5045,8	5020,7	5008,7	4799,1	4765,2	4723,9
SD	17,05	19,22	28,15	48,42	47,92	55,86	51,94	41,15	35,84

FIF teknikte PTV_{SKV} ortalama D_{%95} değeri en yüksek 4935,7 ± 48,42 cGy ile PB1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4657,1 ± 35,84 cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 16. VMAT planlarında PTV_{meme} D_{%95} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	4831,8	4740,1	4657,8	4549,1	4537,3	4498,3
2	4758,6	4844,5	4682,6	4556,5	4543,3	4495,8
3	4909,8	4889,8	4815,7	4691,3	4977,0	4639,5
4	4780,8	4760,8	4701,9	4635,6	4621,2	4575,1
5	4902,2	4878,2	4799,5	4717,1	4703,5	4648,2
6	4839,7	4732,8	4673,8	4511,1	4501,2	4459,1
7	4835,6	4832,1	4792,4	4612,7	4600,9	4569,8
8	4796,1	4779,3	4725,9	4566,1	4553,5	4520,0

Tablo 16. VMAT planlarında PTV_{meme} D_{%95} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

9	4992,2	4936,0	4952,8	4850,5	4836,8	4801,2
10	4776,0	4759,7	4712,6	4547,9	4535,9	4493,1
Ort	4842,3	4815,3	4751,5	4623,8	4641,1	4570,0
Med	4833,7	4805,7	4719,3	4589,4	4577,2	4544,9
Min	4758,6	4732,8	4657,8	4511,1	4501,2	4459,1
Maks	4992,2	4936,0	4952,8	4850,5	4977,0	4801,2
SD	73,10	70,73	89,95	103,72	154,81	103,16

VMAT tekniğinde PTV_{meme} ortalama D_{%95} değeri en yüksek 4842,3 ± 73,10 cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4570,0 ± 103,16 cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 17. VMAT planlarında PTV_{SKV} D_{%95} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	4753,0	4814,0	4742,8	4747,5	4725,9	4644,1
2	4853,2	4844,5	4771,5	4751,7	4735,1	4672,2
3	4872,7	4845,6	4770,1	4823,5	4802,2	4723,8
4	4803,9	4760,8	4701,9	4635,6	4621,2	4905,3
5	4973,3	4950,5	4895,3	4884,8	4865,6	4804,0
6	4839,7	4795,7	4696,3	4785,5	4750,8	4654,5
7	4889,4	4864,7	4811,4	4800,9	4781,3	4725,3
8	4764,2	4697,7	4618,3	4696,2	4670,8	4592,8
9	4837,0	4818,0	4762,0	4605,4	4592,1	4549,8
10	4888,4	4885,9	4837,7	4821,1	4796,4	4549,8
Ort	4847,5	4827,7	4760,7	4755,2	4734,1	4682,2
Med	4846,5	4831,3	4766,1	4768,6	4743,0	4663,4
Min	4753,0	4697,7	4618,3	4605,4	4592,1	4549,8
Maks	4973,3	4950,5	4895,3	4884,8	4865,6	4905,3
SD	64,86	69,22	78,19	87,63	85,18	112,33

VMAT tekniğinde PTV_{SKV} ortalama D_{%95} değeri en yüksek 4847,5 ± 64,86 cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4682,2 ± 112,33 cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 18. FIF planlarında PTV_{meme} D_{%98} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	4685,4	4678,7	4632	4238,6	4241,7	4233,9	4331,8	4320,7	4265,0
2	4701,1	4689,8	4652,5	4346,8	4335,9	4297,9	4402,1	4386,6	4299,0
3	4706,4	4722,1	4656,9	4318,3	4319,8	4309,2	4395,1	4386,6	4339,3
4	4684,3	4688,4	4654,1	4369,6	4364,2	4344,7	4405,5	4399,1	4342,0
5	4701,7	4689,0	4664,4	4416,4	4406,8	4376,9	4366,4	4347,9	4283,3
6	4703,9	4702,2	4673,6	4405,2	4396,6	4372,7	4376,4	4361,6	4311,7
7	4691,8	4682,5	4690,9	4307,0	4302,6	4310,9	4360,6	4361,2	4331,2
8	4693,6	4700,9	4701,2	4320,3	4319,7	4316,2	4352	4351,5	4325,5
9	4716,3	4706,5	4692,7	4242,8	4241,7	4233,6	4372,5	4360,6	4316,4
10	4696,6	4687,9	4664,3	4236,6	4245,6	4242,5	4359,0	4342,7	4291,1
Ort	4698,1	4694,8	4668,3	4320,2	4317,5	4303,9	4372,1	4361,9	4310,5
Med	4698,9	4689,4	4664,5	4319,3	4319,8	4310,1	4369,5	4360,9	4314,1
Min	4684,3	4678,7	4632,0	4236,6	4241,7	4233,6	4331,8	4320,7	4265,0
Maks	4716,3	4722,1	4701,2	4416,4	4406,8	4376,9	4405,5	4399,1	4342,0
SD	9,83	13,05	21,47	66,20	61,14	53,34	23,39	23,51	25,45

FIF teknikte PTV_{meme} ortalama D_{%98} değeri en yüksek 4698,1 ± 9,83 cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4310,5 ± 25,45 cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 19. FIF planlarında PTV_{SKV} D_{%98} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	4686,1	4668,6	4620,5	4853,8	4836,5	4780,2	4607,6	4590,6	4507,1
2	4727,4	4734,5	4727,8	4839,6	4817,9	4766,8	4627,5	4626,9	4613,3
3	4736,2	4697	4665,7	4878,5	4864,8	4816,5	4640,4	4631,8	4597,2
4	4762,2	4751,9	4724,2	4891,4	4868,9	4830,3	4683,8	4675,1	4635
5	4595,7	4564,2	4516,2	4833,1	4795,2	4795,5	4619,4	4575,4	4534,7
6	4734,6	4731,3	4716,5	4874,8	4852,1	4810,8	4626,1	4620,3	4585,2
7	4706,8	4708,3	4703	4839,9	4818,8	4773	4588,3	4584,9	4582,8

Tablo 19. FIF planlarında PTV_{SKV} D_{%98} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

8	4635,7	4568,6	4489,7	4778,6	4753,1	4661,6	4628,5	4559,9	4486,8
9	4719,9	4714,8	4701,8	4880,7	4861,1	4801,1	4629,3	4627,5	4562,2
10	4692,0	4656,1	4651,0	4836,1	4804,9	4751,2	4586,3	4568,1	4501,5
Ort	4699,7	4679,5	4651,6	4850,7	4827,3	4778,7	4623,7	4606,1	4560,6
Med	4713,4	4702,7	4683,6	4846,9	4827,7	4787,9	4626,8	4605,5	4572,5
Min	4595,7	4564,2	4489,7	4778,6	4753,1	4661,6	4586,3	4559,9	4486,8
Maks	4762,2	4751,9	4727,8	4891,4	4868,9	4830,3	4683,8	4675,1	4635,0
SD	50,38	66,32	85,74	33,13	36,78	47,79	27,68	36,09	50,80

FIF teknikte PTV_{SKV} ortalama D_{%98} değeri en yüksek 4850,7 ± 33,13 cGy ile PB1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4560,6 ± 50,80 cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 20. VMAT planlarında PTV_{meme} D_{%98} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	4664,9	4576,6	4485,1	4384,1	4370,0	4324,3
2	4596,5	4578,2	4467,8	4386,4	4367,5	4291,3
3	4825,0	4800,8	4716,0	4633,7	4612,8	4554,4
4	4658,5	4631,0	4564,3	4512,0	4489,4	4430,1
5	4747,2	4715,6	4637,2	4570,5	4552,3	4487,1
6	4697,9	4601,7	4522,1	4395,6	4381,7	4322,2
7	4763,1	4744,7	4672,4	4532,8	4520,5	4476,0
8	4712,1	4683,6	4603,5	4453,1	4473,5	4418,6
9	4940,0	4925,0	4855,5	4815,1	4794,0	4737,0
10	4637,2	4616,7	4549,7	4406,9	4391,3	4330,4
Ort	4724,2	4687,4	4607,4	4509,0	4495,3	4437,1
Med	4705,0	4657,3	4583,9	4482,6	4481,45	4424,4
Min	4596,5	4576,6	4467,8	4384,1	4367,5	4291,3
Maks	4940,0	4925,0	4855,5	4815,1	4794,0	4737,0
SD	100,73	112,12	118,03	137,70	134,65	136,09

VMAT tekniğinde PTV_{meme} ortalama D_{%98} değeri en yüksek 4724,2 ± 100,73 cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4437,1 ± 136,09 cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 21. VMAT planlarında PTV_{SKV} D₉₈ (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	4599,0	4639,0	4523,0	4567,9	4549,5	4412,6
2	4719,4	4703,9	4467,8	4616,7	4594,2	4500,9
3	4680,0	4661,8	4595,3	4621,2	4597,6	4519,5
4	4650,3	4625,6	4536,2	4579,9	4546,0	4454,1
5	4849,6	4820,8	4753,6	4771,1	4737,7	4657,7
6	4697,9	4634,0	4528,1	4625,6	4580,5	4479,3
7	4752,0	4725,4	4653,3	4656,6	4630,8	4551,9
8	4521,9	4456,7	4395,3	4470,8	4435,4	4341,2
9	4682,5	4659,1	4593,2	4445,1	4431,2	4381,4
10	4823,0	4806,2	4732,7	4760,1	4720,8	4634,4
Ort	4697,6	4673,3	4577,9	4611,5	4582,4	4493,3
Med	4690,2	4660,5	4564,7	4619,0	4587,4	4490,1
Min	4521,9	4456,7	4395,3	4445,1	4431,2	4341,2
Maks	4849,6	4820,8	4753,6	4771,1	4737,7	4657,7
SD	97,54	102,91	112,42	105,56	101,58	102,75

VMAT tekniğinde PTV_{SKV} ortalama D₉₈ değeri en yüksek 4697,6 ± 97,54 cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer 4493,3 ± 102,75 cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 22. FIF planlarında D_{maks} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	5543,3	5528,4	5471,8	5424,9	5386,6	5372,2	5203,0	5176,6	5146,6
2	5558,1	5602,3	5505,5	5431,2	5403,1	5372,9	5227,1	5225,3	5218,0
3	5565,6	5624,9	5600,6	5447,0	5428,8	5399,1	5233,8	5217,7	5203,4
4	5543,2	5484,5	5465,0	5372,2	5364,9	5335,6	5217,6	5195,9	5161,6
5	5515,9	5543,9	5551,5	5527,6	5526,4	5504,8	5340,4	5313,6	5306,9
6	5548,4	5539,1	5477,6	5458,4	5455,4	5399,9	5241,6	5228,8	5221,4
7	5549,3	5555,4	5492,3	5426,7	5395,4	5355,3	5230,7	5220,9	5184,1
8	5532,9	5662,1	5537,1	5584,7	5555,7	5531,7	5387,4	5384,4	5350,5
9	5564,7	5615,3	5565,3	5427,7	5395,4	5366,3	5181,9	5171,6	5174,4

Tablo 22. FIF planlarında D_{maks} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

10	5558,2	5521,1	5450,8	5505,0	5487,1	5417,0	5272,4	5261,2	5238,8
Ort	5548,0	5567,7	5511,8	5460,5	5439,9	5405,5	5253,6	5239,6	5220,6
Med	5548,9	5549,7	5498,9	5439,1	5416,0	5386,0	5232,3	5223,1	5210,7
Min	5515,9	5484,5	5450,8	5372,2	5364,9	5335,6	5181,9	5171,6	5146,6
Maks	5565,6	5562,1	5600,6	5584,7	5555,7	5531,7	5387,4	5384,4	5350,5
SD	15,3	55,6	49,5	61,7	64,4	64,2	63,7	65,5	64,5

FIF teknikte PTV'ye ait ortalama D_{maks} değeri en yüksek $5567,7 \pm 55,6$ cGy ile MC3 planında elde edilirken; en düşük değer $5220,6 \pm 64,5$ cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 23. VMAT planlarında D_{maks} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	5587,1	5498,6	5388,4	5461,8	5409,4	5318,4
2	5443,5	5395,8	5386,2	5446,7	5409,4	5402,5
3	5520,6	5468,3	5420,3	5537,6	5482,5	5446,9
4	5491,1	5476,1	5371,5	5480,0	5436,2	5328,3
5	5552,5	5451,3	5457,3	5608,5	5603,4	5492,2
6	5573,6	5434,8	5332,2	5431,3	5370,0	5313,0
7	5502,2	5371,6	5504,3	5594,1	5351,4	5293,6
8	5521,1	5412,7	5367,6	5485,3	5435,4	5360,0
9	5552,5	5492,0	5494,1	5438,2	5353,3	5362,0
10	5502,1	5356,3	5307,2	5385,4	5350,1	5308,5
Ort	5524,6	5435,8	5402,9	5486,9	5420,1	5362,5
Med	5520,9	5443,1	5387,3	5470,9	5409,4	5344,2
Min	5443,5	5356,3	5307,2	5385,4	5350,1	5293,6
Maks	5587,1	5498,6	5504,3	5608,5	5603,4	5492,2
SD	42,95	50,11	65,61	72,20	78,04	65,64

VMAT tekniğinde PTV'ye ait ortalama D_{maks} değeri en yüksek $5524,6 \pm 42,95$ cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $5362,5 \pm 65,64$ cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 24. MC1.5 planına normalize edilmiş PTV ortalama değerleri

PTV			MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
PTV _{meme}	FIF	D _{ort}	1,000	0,999	0,997	0,932	0,93	0,926	0,93	0,928	0,926
		D ₂	1,000	1,000	0,996	0,93	0,928	0,922	0,93	0,928	0,924
		D ₅₀	1,000	1,001	0,997	0,933	0,931	0,927	0,929	0,928	0,926
		D ₉₅	1,000	1,000	0,997	0,931	0,93	0,926	0,932	0,931	0,926
		D ₉₈	1,000	0,999	0,994	0,92	0,919	0,916	0,931	0,928	0,917
	VMAT	D _{ort}	1,000	0,995	0,994	0,959	0,956	0,949	-	-	-
		D ₂	1,000	0,991	0,997	0,962	0,957	0,948	-	-	-
		D ₅₀	1,000	0,995	0,994	0,956	0,953	0,947	-	-	-
		D ₉₅	1,000	0,994	0,981	0,955	0,958	0,944	-	-	-
		D ₉₈	1,000	0,992	0,975	0,954	0,952	0,939	-	-	-
PTV _{skv}	FIF	D _{ort}	1,000	0,999	0,997	1,026	1,021	1,014	0,981	0,981	0,978
		D ₂	1,000	0,999	0,996	1,016	1,011	1,005	0,977	0,976	0,974
		D ₅₀	1,000	1,000	0,998	1,027	1,022	1,015	0,982	0,981	0,979
		D ₉₅	1,000	0,997	0,994	1,032	1,027	1,018	0,982	0,98	0,973
		D ₉₈	1,000	0,996	0,99	1,032	1,027	1,017	0,984	0,98	0,97
	VMAT	D _{ort}	1,000	1,000	0,995	0,987	0,983	0,975	-	-	-
		D ₂	1,000	0,998	0,993	1,000	0,994	0,984	-	-	-
		D ₅₀	1,000	0,999	0,998	0,986	0,981	0,975	-	-	-
		D ₉₅	1,000	0,996	0,982	0,981	0,977	0,966	-	-	-
		D ₉₈	1,000	0,995	0,975	0,982	0,975	0,957	-	-	-
D _{maks}	FIF		1,000	1,004	0,993	0,984	0,981	0,974	0,947	0,944	0,941
	VMAT		1,000	0,984	0,978	0,993	0,981	0,971	-	-	-

FIF tekniğiyle yapılan planlarda, PTV_{meme} hedef hacminde referans plana göre en belirgin fark D₉₈ değerinde 0,916 olarak hesaplanmıştır; PB5 planında referans plana kıyasla %8,4 oranında azalma gerçekleşmiştir. VMAT tekniğiyle yapılan planlarda ise PTV_{meme} hedef hacminde en büyük fark D₉₈ değerinde 0,939 olarak hesaplanmıştır; PB5 planında referans plana göre %6,1 oranında azalma meydana gelmiştir.

FIF tekniğiyle yapılan planlarında, PTV_{SKV} hedef hacminde en yüksek sapma D_{95} ve D_{98} değerlerinde 1,032 olarak hesaplanmış; PB1.5 planında referans plana göre %3,2 oranında artış gözlemlenmiştir. VMAT planlarında ise PTV_{SKV} hedef hacminde en belirgin fark D_{98} değerinde 0,957 olarak hesaplanmış; PB5 planında %4,3 oranında azalma gerçekleşmiştir.

D_{maks} açısından değerlendirildiğinde, FIF planlarında CC5 algoritmasıyla hesaplanan değer 0,941 olup referans plana göre %5,9 azalma; VMAT planlarında ise PB5 algoritmasıyla elde edilen 0,971 değeri %2,9 oranında azalma göstermiştir.

4.2. Riskli Organlar

Tablo 25. FIF planlarında kalp D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	485,3	487,4	491,1	279,5	281,5	282,6	413,5	415,5	421,5
2	500,8	501,8	502,4	282,6	284,0	283,0	423,7	425,0	427,1
3	231,4	233,6	237,6	488,0	512,0	532,0	174,6	177,0	183,0
4	336,3	336,3	340,2	127,9	128,3	130,4	268,2	269,2	272,3
5	671,1	677,1	682,4	447,5	452,4	453,4	579,8	584,9	591,7
6	639,2	640,5	644,9	426,1	427,8	429,0	556,4	558,0	564,5
7	330,9	332,5	337,1	122,7	125,0	126,8	268,8	271,6	276,1
8	391,5	391,5	401,1	182,5	186,8	189,3	321,3	325,4	331,9
9	756,0	756,1	761,9	500,1	501,5	500,0	661,6	662,9	666,6
10	548,5	550,7	552,0	336,2	339,3	338,3	471,8	475,5	477,5
Ort	489,1	490,8	495,1	319,3	323,9	326,5	414,0	416,5	421,2
Med	493,1	494,6	496,8	309,4	311,7	310,8	419,0	420,3	424,3
Min	231,4	233,6	237,6	122,7	125,0	126,8	174,6	177,0	183
Maks	756,0	756,1	761,9	500,1	512,0	532,2	661,6	662,9	666,6
SD	168,29	168,71	168,69	143,84	147,0	149,09	156,62	156,7	156,69

FIF teknikte kalp ortalama D_{ort} değeri en yüksek $495,1 \pm 168,69$ cGy ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $319,3 \pm 143,84$ cGy, PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 26. VMAT planlarında kalp D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	512,6	616,2	623,4	346,2	348,9	349,8
2	663,1	665,3	669,1	378,1	379,4	377,7
3	600,2	601,9	605,5	350,3	532,1	352,0
4	671,8	675,4	677,2	466,4	467,7	466,6

Tablo 26. VMAT planlarında kalp D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

5	635,9	641,1	649,6	393,2	396,3	399,0
6	625,3	630,3	637,7	334,4	337,8	338,0
7	590,7	592,4	596,8	336,7	338,1	336,9
8	652,3	654,5	660,8	415,6	418,2	413,1
9	682,7	686,1	692,9	364,6	367,1	365,2
10	622,9	625,0	633,1	348,8	351,4	351,4
Ort	625,8	638,8	644,6	373,4	393,7	375,0
Med	630,6	635,7	643,7	357,5	373,3	358,6
Min	512,6	592,4	596,8	334,4	337,8	336,9
Maks	682,7	686,1	692,9	466,4	532,1	466,6
SD	49,73	31,30	31,14	41,72	63,39	40,91

VMAT tekniğinde kalp ortalama D_{ort} değeri en yüksek $644,6 \pm 31,14$ cGy ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $373,4 \pm 41,72$ cGy, PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 27. FIF planlarında kalp V₂₅ (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	5,35	5,35	5,35	5,01	4,97	4,9	5,03	4,99	4,99
2	5,38	5,38	5,37	5,08	5,06	4,99	5,11	5,09	5,02
3	0,6	0,6	0,08	0,02	0,02	0,02	0,03	0,02	0,02
4	1,99	1,95	1,96	1,77	1,70	1,67	1,79	1,73	1,69
5	8,7	8,78	8,84	8,24	8,23	8,11	8,28	8,25	8,15
6	8,76	8,76	8,75	8,42	8,34	8,21	8,4	8,29	8,18
7	1,36	1,39	1,41	1,1	1,11	1,1	1,13	1,15	1,11
8	2,64	2,74	2,75	2,31	2,37	2,37	2,38	2,42	2,38
9	10,76	10,7	10,69	10,37	10,25	10,05	10,36	10,23	10,06
10	6,78	6,8	6,74	6,49	6,45	6,3	6,49	6,44	6,27
Ort	5,23	5,25	5,19	4,88	4,85	4,77	4,9	4,86	4,79
Med	5,37	5,37	5,36	5,05	5,02	4,95	5,07	5,04	5,01
Min	0,6	0,6	0,08	0,02	0,02	0,02	0,03	0,02	0,02
Maks	10,8	10,7	10,7	10,4	10,3	10,1	10,4	10,2	10,01
SD	3,51	3,51	3,58	3,51	3,48	3,41	3,5	3,46	3,41

FIF teknikte kalp ortalama V_{25} değeri en yüksek $5,25 \pm 3,51\%$ ile MC3 planında elde edilirken; en düşük değer $4,77 \pm 3,41\%$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 28. VMAT planlarında kalp V_{25} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	2,11	2,13	2,15	1,71	1,7	1,67
2	2,78	2,78	2,75	2,28	2,25	2,2
3	0	0	0	0	0	0
4	0,88	0,88	0,86	0,6	0,59	0,57
5	1,8	1,83	1,96	1,35	1,34	1,36
6	0,86	0,86	0,91	0,53	0,52	0,51
7	0,61	0,61	0,15	0,34	0,34	0,33
8	0,77	0,81	0,86	0,61	0,62	0,63
9	1,22	1,26	1,36	0,86	0,87	0,89
10	1,26	1,3	1,34	0,89	0,89	0,88
Ort	1,23	1,25	1,23	0,92	0,91	0,90
Med	1,05	1,07	1,125	0,735	0,75	0,76
Min	0	0	0	0	0	0
Maks	2,78	2,78	2,75	2,28	2,25	2,2
SD	0,81	0,81	0,87	0,68	0,68	0,66

VMAT tekniğinde kalp ortalama V_{25} değeri en yüksek $1,25 \pm 0,81\%$ ile MC3 planında elde edilirken; en düşük değer $0,90 \pm 0,66\%$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 29. FIF planlarında kalp V_{10} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	7,99	8,27	8,83	6,78	6,96	7,31	7,26	7,68	8,37
2	7,84	8,06	8,44	6,73	6,86	7,11	7,11	7,45	8,04
3	0,74	0,87	1,19	0,35	0,4	0,52	0,48	0,63	0,95
4	3,66	3,83	4,22	2,80	2,89	3,12	3,13	3,42	3,79
5	13,94	13,02	12,53	10,7	12,12	11,06	11,36	11,65	13,27
6	12,07	12,42	13,09	10,59	10,83	11,26	11,12	11,68	12,49
7	3,81	3,99	4,34	2,87	2,94	3,09	3,2	3,45	3,87

Tablo 29. FIF planlarında kalp V₁₀ (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

8	5,47	5,75	6,26	4,29	4,43	4,68	4,73	5,1	5,67
9	14,59	14,92	15,65	12,79	13,03	13,46	13,4	13,99	14,8
10	9,62	9,94	10,49	8,34	8,57	8,92	8,79	9,3	9,98
Ort	7,97	8,11	8,5	6,62	6,9	7,05	7,06	7,44	8,12
Med	7,92	8,17	8,64	6,76	6,91	7,21	7,19	7,57	8,21
Min	0,74	0,87	1,19	0,35	0,4	0,52	0,48	0,63	0,95
Maks	14,59	14,92	15,65	12,79	13,03	13,46	13,4	13,99	14,8
SD	4,64	4,54	4,55	4,04	4,26	4,19	4,19	4,3	4,57

FIF teknikte kalp ortalama V₁₀ değeri en yüksek $8,50 \pm 4,55\%$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $6,62 \pm 4,04\%$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 30. VMAT planlarında kalp V₁₀ (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	11,67	11,92	12,44	7,06	7,14	7,29
2	13,43	13,44	13,75	7,47	7,48	4,49
3	11,2	11,38	11,75	4,9	4,92	4,99
4	16,73	17,07	17,28	11,21	11,27	11,33
5	17,19	17,41	17,78	12,6	12,64	12,64
6	15,34	15,65	16,18	9,77	9,89	10,01
7	11,82	11,86	12,01	6,07	6,01	5,74
8	16,63	16,74	17,08	11,67	11,74	11,62
9	15,39	15,59	15,98	10,55	10,6	10,56
10	15,72	15,79	16,26	9,68	9,73	9,68
Ort	14,51	14,69	15,05	9,1	9,14	8,84
Med	15,365	15,62	16,08	9,73	9,81	9,85
Min	11,2	11,38	11,75	4,9	4,92	4,49
Maks	17,19	17,41	17,78	12,6	12,64	2,64
SD	2,284	2,319	2,33	2,58	2,602	2,97

VMAT tekniğinde kalp ortalama V₁₀ değeri en yüksek $15,05 \pm 2,33\%$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $8,84 \pm 2,97\%$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 31. FIF planlarında kalp V₅ (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	13,4	13,63	14,15	8,32	8,54	9,06	10,83	11,22	12,12
2	14,17	14,32	14,54	8,17	8,34	8,71	10,71	10,98	11,65
3	3,64	3,92	4,31	0,90	1,0	1,27	2,10	2,39	3,12
4	8,10	8,25	8,71	3,75	3,89	4,27	5,87	6,23	6,89
5	21,22	20,37	19,88	13,06	16,84	14,15	16,17	13,44	18,31
6	18,57	18,88	19,37	12,52	12,81	13,41	15,52	15,97	17
7	9,16	9,28	9,76	4,22	4,39	4,74	6,3	6,65	7,4
8	10,85	11,17	11,93	5,93	6,19	6,69	8,15	8,69	9,71
9	25,37	25,62	25,85	15,04	15,32	15,88	19,94	20,24	20,93
10	15,72	15,94	16,35	10	10,26	10,76	12,76	13,2	14,03
Ort	14,02	14,14	14,49	8,19	8,76	8,89	10,84	10,9	12,12
Med	13,79	13,98	14,35	8,25	8,44	8,89	10,77	11,1	11,89
Min	3,64	3,92	4,31	0,9	1	1,27	2,1	2,39	3,12
Maks	25,37	25,62	25,85	15,04	16,84	15,88	19,94	20,24	90,93
SD	6,51	6,4	6,25	4,55	5,13	4,74	5,43	5,19	5,58

FIF teknikte kalp ortalama V₅ değeri en yüksek $14,49 \pm 6,25\%$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $8,19 \pm 4,55\%$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 32. VMAT planlarında kalp V₅ (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	39,67	40,21	40,55	18,83	19,01	19,11
2	46,17	46,52	47,25	23,22	23,31	23,15
3	50,44	50,76	51,17	25,81	25,86	25,41
4	50,67	50,92	51,25	32,91	33,04	32,85
5	35,36	36,12	36,79	12,6	23,75	24,09
6	39,6	39,97	39,73	20,07	20,32	20,66
7	46,53	46,97	47,54	20,58	20,76	20,86
8	47,84	47,92	48,78	25,82	25,96	26,08
9	51,7	51,82	52,27	20,58	20,77	20,87
10	39,77	39,89	41,1	22,82	23,02	23,15

Tablo 32. VMAT planlarında kalp V_s (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

Ort	44,78	45,11	45,64	22,32	23,58	23,62
Med	46,35	46,7	47,4	21,7	23,17	23,15
Min	35,36	36,12	36,79	12,6	19,01	19,11
Maks	51,7	51,82	52,27	32,91	33,04	32,85
SD	5,73	5,60	5,6	5,33	4,06	3,94

VMAT tekniğinde kalp ortalama V_s değeri en yüksek $45,64 \pm 5,60\%$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $22,32 \pm 5,33\%$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 33. FIF planlarında LAD D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	2408,0	2418,4	2398,1	2106,3	2117,9	2089,3	2204,6	2202,7	2190,7
2	3112,3	3022,5	2953,4	2844,6	2756,2	2686,9	2893,7	2795,7	2700
3	1273,2	1298,3	1358,2	929,5	944,2	968,4	1097,3	1134,6	1188,1
4	1013,2	1052,7	1106,9	635,2	658,2	710,7	850,4	910,3	955,4
5	2951,4	2942,6	2916,5	2704,1	2723,4	2681,7	2652,4	2624,3	2665,7
6	3293,7	3290,3	3276,1	3040,5	3029,3	3012,1	3038,0	3023,6	3020,8
7	1682,2	1685,2	1502,1	1375,9	1371,5	1376,3	1503,6	1502,5	1502,1
8	2273,6	2302,5	2267,4	1971,9	1979,8	1955,3	2055,2	2071,1	2024,8
9	3613,0	3572,0	3581,5	3328,5	3285,7	3267,7	3351,1	3314,7	3313,9
10	2406,8	2485,8	2466,7	2125,3	2200,7	2183	2200,1	2277,4	2263,0
Ort	2402,7	2407,0	2382,7	2106,2	2106,7	2093,1	2184,6	2185,7	2182,5
Med	2407,4	2452,1	2432,4	2115,8	2159,3	2136,2	2202,4	2240,1	2226,9
Min	1013,2	1052,7	1106,9	635,2	658,2	710,7	850,4	910,3	955,4
Maks	3613,0	3572	3581,5	3328,5	3285,7	3267,7	3351,1	3314,7	3313,9
SD	869,6	843,6	837,9	904,9	885,6	859	833,6	800,1	779,8

FIF teknikte LAD ortalama D_{ort} değeri en yüksek $2407,0 \pm 843,6$ cGy ile MC3 planında elde edilirken; en düşük değer $2093,1 \pm 859,0$ cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 34. VMAT planlarında LAD D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	1509,0	1540,5	1587,6	1205,0	1219,9	1242,7

Tablo 34. VMAT planlarında LAD D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

2	1797,0	1816,3	1846,3	1511,5	1515,1	1530,7
3	1105,2	1139,8	1211,2	741,9	767,1	764,8
4	1389,7	1410,3	1435,8	1113,8	1118,8	1129,6
5	1486,9	1518,9	1560,8	1189,1	1204,5	1211,6
6	1514,1	1565,3	1616,8	1179,9	1217,2	1248
7	1258,6	1261,7	1281,7	969,3	967,5	972,9
8	1096,8	1133,0	1207,9	765,3	783,9	831,9
9	1795,2	1809,3	1847,5	1484,5	1493,1	1499,2
10	1349,2	1399,7	1433,1	1026,6	1038	1072,8
Ort	1430,2	1459,5	1502,9	1118,7	1132,5	1150,4
Med	1438,3	1464,6	1498,3	1146,9	1161,7	1170,6
Min	1096,8	1133,0	1207,9	741,9	767,1	764,8
Maks	1797,0	1816,3	1847,5	1511,5	1515,1	1530,7
SD	244,64	241,49	233,47	258,62	255,56	253,02

VMAT tekniğinde LAD ortalama D_{ort} değeri en yüksek $1502,9 \pm 233,47$ cGy ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $1118,7 \pm 258,62$ cGy, PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 35. FIF planlarında LAD D_{maks} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	4858,5	4780,2	4805,1	4484,0	4451,6	4442,0	4446,0	4444,1	4351,1
2	4720,0	4712,0	4663,9	4405,7	4405,8	4365,9	4397,8	4425,4	4354,0
3	4424,3	4293,5	4222,4	4159,0	4068,1	4008,9	4096,9	3932,1	3663,6
4	4151,0	4090,8	4012,9	3966,3	3843,8	3736,2	3941,0	3755,0	3548,8
5	5013,7	4944,4	4906,2	4594,9	4609,7	4589,7	4596,7	4602,4	4619,7
6	4846,7	4911,5	4820,0	4499,0	4469,4	4489,8	4424,2	4411,7	4394,8
7	4424,7	4410,3	3950,8	4149,8	4155,1	4081,3	4107,7	4083,0	3950,8
8	4778,5	4726,8	4738,6	4455,7	4444,3	4401,9	4352,2	4346,4	4319,3
9	4645,3	4671,6	4741,6	4354,8	4343,4	4329,8	4332,3	4346,9	4343,5
10	4644,1	4613,9	4607,0	4299,6	4289,1	4257,2	4290,4	4285,2	4259,5
Ort	4650,7	4615,5	4546,9	4336,9	4308,0	4270,3	4298,5	4263,2	4180,5
Med	4682,7	4691,8	4701,3	4380,3	4374,6	4347,9	4243,3	4346,7	4331,4

Tablo 35. FIF planlarında LAD D_{maks} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

Min	4151,0	4090,8	3950,8	3966,3	3843,8	3736,2	3941,0	3755,0	3548,8
Maks	5013,7	4944,4	4906,2	4594,9	4609,7	4589,7	4596,7	4602,4	4619,7
SD	255,3	272,6	350,9	194,1	227	258	195,9	260,5	344,7

FIF teknikte LAD ortalama D_{maks} değeri en yüksek $4650,7 \pm 255,3$ cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $4180,5 \pm 344,7$ cGy, CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 36. VMAT planlarında LAD D_{maks} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	3070	3069,5	3030,5	2767,5	2740,5	2668,5
2	3189,5	3203,2	3130,2	3032,5	3001,2	2958,2
3	1887	1927,8	2049,0	1524,0	1562,0	1637,5
4	3140,5	3181,5	3141,5	2647,5	2922,5	2860,5
5	2806,5	2858,0	3000,5	2500,5	2526,3	2634,5
6	3687,5	3692,5	3666,9	3452,5	3432,9	3383,9
7	2915	2962,1	2871,1	2631,5	2629,8	2595,1
8	2339,5	2426,8	2546	2113,5	2151,3	2240,0
9	2964,5	3006,5	3087,5	2686,5	2727,6	2754,5
10	2481,5	2514,5	2616,5	2187,0	2199,5	2242,5
Ort	2848,2	2884,2	2914,0	2554,3	2589,4	2597,5
Med	2939,8	2984,3	3015,5	2639,5	2678,7	2651,5
Min	1887,0	1927,8	2049,0	1524,0	1562,0	1637,5
Maks	3687,5	3692,5	3666,9	3452,5	3432,9	3383,9
SD	504,69	489,91	433,40	527,75	520,58	474,25

VMAT tekniğinde LAD ortalama D_{maks} değeri en yüksek $2914,0 \pm 433,40$ cGy ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $2554,3 \pm 527,75$ cGy, PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 37. FIF planlarında ipsilateral akciğer D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	1312,5	1310,0	1309,9	1053,0	1057,2	1051,7	1145,6	1154,7	1159,6
2	1217,4	1217,8	1215,5	952,9	953,5	946,3	1076,7	1079,1	1082,4
3	1221,3	1221,4	1219,7	905,3	911,7	909,2	1026,6	1045,4	1064,4

Tablo 37. FIF planlarında ipsilateral akciğer D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

4	1616,2	1613,1	1612,0	1269,9	1279,5	1275,4	1368,7	1388,5	1404,5
5	1454,9	1453,4	1454,0	1199,9	1202,0	1195,6	1290,0	1299,0	1304,5
6	1455,9	1456,0	1451,9	1154,7	1164,5	1162,1	1249,6	1281,5	1263,6
7	1357,3	1354,5	1355,1	1075,2	1075,2	1069,1	1189,8	1192,5	1194,6
8	1261,9	1261,4	1262,8	1013,8	1017,4	1012,0	1106,1	1115,4	1111,1
9	1364,4	1216,1	1219,7	1212,0	1361,0	1364,5	1094,3	1087,0	1091,4
10	1081,8	1080,0	1080,5	814,7	815,7	809,4	938,8	945,1	949,2
Ort	1334,4	1318,4	1318,1	1065,1	1083,8	1079,5	1148,6	1158,8	1162,5
Med	1334,9	1285,7	1286,4	1064,1	1066,2	1060,4	1125,9	1135,1	1135,4
Min	1081,8	1080,0	1080,5	814,7	815,7	809,4	938,8	945,1	949,2
Maks	1616,2	1613,1	1612,0	1269,9	1361,0	1364,5	1368,7	1388,5	1404,5
SD	151,3	154,7	151,1	146,6	169,7	171,6	128,7	133,6	133

FIF teknikte ipsilateral akciğer ortalama D_{ort} değeri en yüksek $1334,4 \pm 151,3$ cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $1065,1 \pm 146,6$ cGy, PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 38. VMAT planlarında ipsilateral akciğer D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	1397,5	1395,5	1393	1082,7	1091,3	1088,3
2	1424,9	1428,4	1429,6	1124,3	1127,5	1121,4
3	1284,2	1285,9	1282,8	893,7	908,7	909,4
4	1375,8	1376,1	1374,3	1045,6	1058,5	1057
5	1316,5	1317,8	1318,9	1060,9	1068,5	1064,3
6	1363,3	1261,7	1362,4	972,6	987,3	986,1
7	1338,6	1339,7	1342,6	1038,6	1042,5	1037,5
8	1337,3	1337,5	1343,3	1041,2	1047,3	1044,2
9	1361,2	1360,2	1363,1	1038,2	1043,3	1038,9
10	1368,5	1369,2	1375,1	1066,7	1071,6	1066,7
Ort	1356,8	1347,2	1358,5	1036,5	1044,7	1041,4
Med	1362,3	1350,0	1362,8	1043,4	1052,9	1050,6
Min	1284,2	1261,7	1282,8	893,7	908,7	909,4
Maks	1424,9	1428,4	1429,6	1124,3	1127,5	1121,4

Tablo 38. VMAT planlarında ipsilateral akciğer D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

SD	40,08	49,99	40,26	63,19	59,92	58,23
-----------	--------------	--------------	--------------	--------------	--------------	--------------

VMAT tekniğinde ipsilateral akciğer ortalama D_{ort} değeri en yüksek $1358,5 \pm 40,26$ cGy ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $1036,5 \pm 63,19$ cGy, PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 39. FIF planlarında İpsilateral Akciğer V_{30} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	20,07	19,76	19,76	19,22	19,19	19,02	18,84	18,72	18,34
2	18,42	18,34	18,05	17,66	17,66	17,27	17,74	17,52	16,95
3	16,06	15,99	15,86	15,02	15,2	15,03	13,78	14,06	14,07
4	24,59	24,51	24,3	22,82	23,05	22,78	21,81	21,99	21,9
5	22,89	22,8	22,61	21,95	21,94	21,67	21,7	21,54	21,03
6	22,58	22,45	22,15	21,42	21,55	21,32	19,97	20,11	20,06
7	20,99	20,89	20,66	20,03	20,01	19,62	19,85	19,61	19,06
8	19,45	19,38	19,19	18,45	18,48	18,28	18,28	18,09	17,68
9	21,78	21,73	21,48	20,77	20,62	20,4	21,0	20,59	20,13
10	15,06	14,9	14,62	14,2	14,13	13,81	13,74	13,61	13,16
Ort	20,19	20,08	19,87	19,15	19,18	18,92	18,67	18,58	18,24
Med	20,53	20,33	20,21	19,63	19,6	19,32	19,35	19,17	18,7
Min	15,06	14,9	14,62	14,2	14,13	13,81	13,74	13,61	13,16
Maks	24,59	24,51	24,3	22,82	23,05	22,78	21,81	21,99	21,9
SD	3,01	3,04	3,04	2,87	2,89	2,89	2,92	2,87	2,87

FIF teknikte ipsilateral akciğer ortalama V_{30} değeri en yüksek $20,19 \pm 3,01\%$ ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $18,24 \pm 2,87\%$ ile CC5 planında bulunmuştur.

Tablo 40. VMAT planlarında ipsilateral akciğer V_{30} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	15,9	15,88	15,76	13,78	14,02	13,97
2	15,34	15,39	15,48	13,64	13,71	13,61
3	11,25	11,31	11,25	9,19	9,66	9,78
4	13,99	14,02	14,16	12,2	12,59	12,66

Tablo 40. VMAT planlarında ipsilateral akciğer V_{30} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

5	14,04	14,07	14,03	12,49	12,7	12,65
6	12,24	12,2	12,39	10,1	10,57	10,72
7	15,52	15,5	15,51	13,72	13,85	13,76
8	13,94	13,93	14,05	12,14	12,25	12,2
9	13,8	13,72	13,72	11,67	11,73	11,63
10	12,71	12,72	12,88	10,94	11,09	11,06
Ort	13,87	13,87	13,72	11,99	12,22	12,20
Med	13,97	13,975	14,03	12,17	12,42	12,43
Min	11,25	11,31	11,25	9,19	9,66	9,78
Maks	15,9	15,88	15,51	13,78	14,02	13,97
SD	1,49	1,48	1,38	1,56	1,46	1,40

VMAT tekniğinde ipsilateral akciğer ortalama V_{30} değeri en yüksek $13,87 \pm 1,49\%$ ile MC1.5 ve MC3 planlarında elde edilirken; en düşük değer $11,99 \pm 1,56\%$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 41. FIF planlarında ipsilateral akciğer V_{20} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	23,91	23,95	24,22	22,33	22,53	22,55	22,61	22,86	23,17
2	21,88	22,02	22,34	20,51	20,5	20,52	20,8	21,04	21,39
3	21,11	21,22	21,51	18,66	18,86	18,97	19,2	19,66	20,25
4	30,59	30,69	31,01	27,39	27,55	27,67	27,98	28,5	29,09
5	27,49	27,59	27,99	25,42	25,59	25,74	25,79	26,25	26,73
6	27,89	27,99	28,18	25,56	25,66	25,76	25,95	26,24	26,71
7	25,23	25,3	25,65	23,51	23,51	23,61	23,87	24,13	24,49
8	23,2	23,34	23,66	21,73	21,8	21,9	21,94	22,24	22,59
9	25,7	25,84	26,22	23,99	24,21	24,26	24,34	24,68	25,21
10	19,22	19,33	19,65	17,58	17,56	17,63	17,82	18,17	18,48
Ort	24,62	24,73	25,04	22,67	22,78	22,86	23,03	23,38	23,81
Med	24,57	24,63	24,94	22,92	23,02	23,08	23,24	23,5	23,83
Min	19,22	19,33	19,65	17,58	17,56	17,63	17,82	18,17	18,48
Maks	30,59	30,69	31,01	27,39	27,55	27,67	27,98	28,5	29,09
SD	3,46	3,45	3,45	3,13	3,17	3,19	3,18	3,21	3,27

FIF teknikte ipsilateral akciğer ortalama V_{20} değeri en yüksek $\%25,04 \pm 3,45\%$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $\%22,67 \pm 3,13\%$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 42. VMAT planlarında ipsilateral V_{20} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	25,36	25,28	25,24	21,55	21,57	21,55
2	24,07	24,21	24,42	21,34	21,37	21,35
3	24,06	24,04	23,72	17,75	17,97	17,95
4	25,36	26,37	26,37	21,46	21,65	21,68
5	24,03	24,07	24,13	20,96	21,01	20,99
6	25,24	25,07	24,9	18,79	18,94	18,99
7	23,87	23,9	24,12	20,93	20,97	20,94
8	23,36	23,39	23,65	19,79	19,8	19,84
9	23,4	23,36	23,41	20,1	20,09	20,03
10	23,1	23,13	23,45	19,49	19,54	19,51
Ort	24,19	24,28	24,34	20,22	20,29	20,28
Med	24,05	24,06	24,13	20,52	20,53	20,49
Min	23,1	23,13	23,41	17,75	17,97	17,95
Maks	25,36	26,37	26,37	21,55	21,65	21,68
SD	0,849	1,011	0,934	1,268	1,233	1,229

VMAT tekniğinde ipsilateral akciğer ortalama V_{20} değeri en yüksek $\%24,34 \pm 0,93\%$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $\%20,22 \pm 1,27\%$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 43. FIF planlarında İpsilateral Akciğer V_{10} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	32,66	32,62	32,79	26,93	26,88	26,88	29,37	29,69	30,28
2	29,49	29,58	29,95	24,47	24,48	24,9	26,72	27,07	27,99
3	36,69	36,55	36,09	24,35	24,19	24,19	29,38	29,98	30,67
4	47,09	46,63	46,28	34,07	33,91	33,96	39,84	40,21	40,65
5	38,56	38,44	38,47	30,57	30,48	30,55	34,28	34,58	35,24
6	42,91	42,69	42,18	31,34	31,13	31,1	36,29	36,63	37,15
7	34,88	34,8	35,02	28,15	28,05	28,23	31,21	31,53	32,29

Tablo 43. FIF planlarında İpsilateral Akciğer V₁₀ (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

8	31,5	31,6	31,74	26,07	26,05	26,17	28,54	28,85	29,54
9	34,52	34,46	34,74	28,34	28,35	28,35	31,19	31,51	32,26
10	28,8	28,81	29,01	22,02	22,0	22,14	24,94	26,1	25,33
Ort	35,71	35,61	35,63	27,63	27,55	27,65	31,18	31,62	32,14
Med	34,7	34,63	34,88	27,54	24,47	27,56	30,29	30,75	31,47
Min	28,8	28,81	29,01	22,02	22,0	22,14	24,94	26,1	25,33
Maks	47,09	46,63	46,28	34,07	33,91	33,96	39,84	40,2	40,65
SD	5,83	5,68	5,43	3,65	3,6	3,55	4,51	4,38	4,51

FIF teknikte ipsilateral akciğer ortalama V₁₀ değeri en yüksek %35,71 ± 5,83% ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer %27,55 ± 3,60% ile PB3 planında bulunmuştur.

Tablo 44. VMAT planlarında ipsilateral akciğer V₁₀ (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	43,23	43	42,94	33,02	32,87	32,85
2	44,83	44,87	44,88	33,02	33,04	33,02
3	45,03	44,87	44,49	30,91	30,91	30,85
4	46,55	46,3	45,91	34,45	34,34	34,28
5	40,7	40,67	40,68	33,34	33,3	33,24
6	46,92	46,67	46,31	32,5	32,43	32,31
7	38,55	38,6	38,66	31,09	31,07	31,14
8	41,47	41,41	41,58	31,19	31,18	31,23
9	42,11	42,22	42,35	32,74	32,66	32,6
10	47,53	47,74	47,53	32,9	32,89	32,79
Ort	43,69	43,64	43,53	32,52	32,47	32,43
Med	44,03	43,94	43,72	32,82	32,77	32,70
Min	38,55	38,6	38,66	30,91	30,91	30,85
Maks	47,53	47,74	47,53	34,45	34,34	34,28
SD	2,971	2,938	2,779	1,13	1,102	1,073

VMAT tekniğinde ipsilateral akciğer ortalama V₁₀ değeri en yüksek %43,69 ± 2,97% ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer %32,43 ± 1,07% ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 45. FIF planlarında İpsilateral Akciğer V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	50,84	50,61	50,38	32,22	31,92	31,98	42,32	42,62	42,83
2	45,47	45,51	45,52	29,4	29,32	29,52	39,56	38,68	39,1
3	56,72	56,47	55,6	31,13	30,86	30,67	46,63	46,89	47,06
4	66,52	65,96	65,15	40,93	40,58	40,45	55,76	55,8	55,77
5	52,57	52,41	52,25	36,11	35,86	35,89	46,68	46,71	49,89
6	58,34	58,06	57,7	37,62	37,32	37,25	51,64	51,63	51,71
7	50,28	50,1	50,08	33,67	33,44	33,58	44,2	44,25	44,44
8	45,14	45,11	44,9	30,93	30,79	30,89	39,32	39,51	39,78
9	48,5	48,36	48,34	33,24	33,31	33,38	42,91	43	43,25
10	45,65	45,48	45,3	27,57	27,38	27,5	38,08	38,24	38,48
Ort	52,0	51,81	51,52	33,28	33,08	33,11	44,71	44,73	45,23
Med	50,56	50,36	50,23	32,73	32,62	32,68	43,56	43,63	43,85
Min	45,14	45,11	44,9	27,57	27,38	27,5	38,08	38,24	38,48
Maks	66,52	65,96	65,15	40,93	40,58	40,45	55,76	55,8	55,77
SD	6,83	6,69	6,44	4,0	3,95	3,88	5,64	5,7	5,79

FIF teknikte ipsilateral akciğer ortalama V_5 değeri en yüksek $52,00 \pm 6,83\%$ ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $33,08 \pm 3,95\%$ ile PB3 planında bulunmuştur.

Tablo 46. VMAT planlarında ipsilateral akciğer V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	68,36	68,05	68,21	44,46	44,38	44,29
2	74,01	74,1	74,37	51,19	51,27	50,91
3	63,82	63,63	63,49	25,81	41,37	41,36
4	67,96	67,69	66,92	45,2	45,01	44,8
5	61,01	60,98	60,77	44,62	44,61	44,49
6	69,18	69,27	68,74	44,29	44,12	43,46
7	62,92	62,93	62,6	40,87	40,83	40,78
8	67,83	67,72	67,91	46,08	46,09	45,8
9	73,16	73,07	73,22	47,11	47,08	46,87
10	72,37	72,36	72,56	56,76	56,75	56,39
Ort	68,06	67,98	67,88	44,64	46,15	45,92

Tablo 46. VMAT planlarında ipsilateral akciğer V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

Med	68,16	67,89	68,06	44,91	44,81	44,65
Min	61,01	60,98	60,77	25,81	40,83	40,78
Maks	74,01	74,1	74,37	56,76	56,75	56,39
SD	4,415	4,444	4,618	7,938	4,73	4,65

VMAT tekniğinde ipsilateral akciğer ortalama V_5 değeri en yüksek $68,06 \pm 4,42\%$ ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $44,64 \pm 7,94\%$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 47. FIF planlarında karşı akciğer D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	96,6	96,5	96,5	15,1	14,7	14,2	80,2	80,5	81,4
2	86,1	86,2	86,2	1,9	1,9	1,7	71,7	71,7	71,8
3	107,8	107,8	106,7	14,6	13,4	14	58,9	86,3	87,7
4	85,1	85,1	85,2	4,1	3,8	3,5	70,7	71,7	72,5
5	102,9	102,6	102,7	9,8	9,4	8,8	86,1	86,4	86,7
6	92,3	92,3	92,2	4,1	3,7	3,4	72,8	73,3	74
7	88	87,8	87,6	2,1	2	1,9	71,8	72	71,9
8	94,5	94,5	94,4	6,1	5,8	5,5	78,6	78,7	79
9	117,4	117,2	117,6	9,7	9,2	8,9	94,8	95,2	95,8
10	81,5	81,4	81,8	2,1	2	1,8	64,3	64,5	64,6
Ort	95,22	95,14	95,09	6,96	6,59	6,37	74,99	78,03	78,54
Med	93,4	93,4	93,3	5,1	4,8	4,5	72,3	76	76,5
Min	81,5	81,4	81,8	1,9	1,9	1,7	58,9	64,5	64,6
Maks	117,4	117,2	117,6	15,1	14,7	14,2	94,8	95,2	95,8
SD	11,28	11,24	11,15	5,06	4,81	4,86	10,4	9,2	9,42

FIF teknikte karşı akciğer ortalama D_{ort} değeri en yüksek $95,22 \pm 11,28$ cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $6,37 \pm 4,86$ cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 48. VMAT planlarında karşı akciğer D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	529,7	529,1	528,3	315,5	348,9	316,8
2	443,4	444	442,2	238,8	238,8	235,9

Tablo 48. VMAT planlarında karşı akciğer D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

3	466,3	486	485,6	259	261,8	260,8
4	481,7	675,4	479,6	298,9	302,6	301,7
5	493,7	493,6	493,4	480,1	479,2	476,4
6	854,2	852,2	851,3	603,9	612,8	611,2
7	380,3	380,7	381,8	196,5	186,9	185,7
8	473	473,6	473,2	250,5	252,2	521,2
9	945,5	944,1	944,8	705,1	707,6	703,8
10	473,7	472,9	473,2	266	267,5	265,5
Ort	582,4	575,2	564,9	361,4	365,8	387,9
Med	477,7	489,8	482,6	282,5	285,1	309,3
Min	380,3	380,7	381,8	196,5	186,9	185,7
Maks	945,5	944,1	944,8	705,1	707,6	703,8
SD	203,89	187,21	186,74	173,57	175,28	177,28

VMAT tekniğinde karşı akciğer ortalama D_{ort} değeri en yüksek $582,4 \pm 203,89$ cGy ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $185,7 \pm 177,28$ cGy, PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 49. FIF planlarında karşı akciğer V_{10} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	0,28	0,3	0,32	0,27	0,28	0,28	0,28	0,29	0,33
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0,23	0,23	0,27	0,23	0,22	0,23	0,23	0,23	0,28
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0,529	0,585	0,762	0,373	0,3	0,412	0,473	0,532	0,733
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0,02	0,02	0,03	0,02	0,02	0,03	0,02	0,02	0,04
9	0,1	0,11	0,12	0,08	0,06	0,07	0,07	0,08	0,1
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Ort	0,12	0,12	0,15	0,1	0,09	0,1	0,11	0,12	0,15
Med	0,01	0,01	0,15	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01	0,02
Min	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tablo 49. FIF planlarında karşı akciğer V_{10} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

Maks	0,529	0,59	0,76	0,38	0,3	0,41	0,47	0,53	0,73
SD	0,18	0,2	0,25	0,14	0,13	0,15	0,17	0,18	0,24

FIF teknikte karşı akciğer ortalama V_{10} değeri en yüksek $0,76 \pm 0,25$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $0,09 \pm 0,13$ ile PB3 planında bulunmuştur.

Tablo 50. VMAT planlarında karşı akciğer V_{10} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	11,2	11,37	11,23	4,44	4,7	4,54
2	3,96	3,99	3,75	0,89	0,9	0,8
3	5,47	5,5	5,44	1,5	1,57	1,54
4	6,43	6,3	6,26	2,1	2,77	2,25
5	8,2	8,19	8,2	2,75	2,7	2,63
6	29,81	29,81	29,82	18,79	19,38	19,36
7	0,19	0,17	0,15	0,02	0,02	0,02
8	6,02	6,09	5,85	1,61	1,66	1,63
9	41,37	41,22	41,36	22,36	26,41	26,09
10	5,88	5,76	5,79	1,27	1,35	1,31
Ort	11,85	11,84	11,79	5,57	6,15	6,02
Med	6,23	6,20	6,06	1,86	2,18	1,94
Min	0,19	0,17	0,15	0,02	0,02	0,02
Maks	41,37	41,22	41,36	22,36	26,41	26,09
SD	13,11	13,07	13,14	8,04	9,7	9,03

VMAT tekniğinde karşı akciğer ortalama V_{10} değeri en yüksek $11,85 \pm 13,11$ ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $5,57 \pm 8,04$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 51. FIF planlarında karşı akciğer V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	0,83	0,83	0,85	0,63	0,6	0,59	0,75	0,76	0,85
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0,8	0,8	0,78	0,58	0,54	0,53	0,7	0,72	0,78

Tablo 51. FIF planlarında karşı akciğer V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

4	0,03	0,03	0,04	0,04	0,03	0,03	0,03	0,03	0,06
5	0,03	0,03	0,03	0,04	0,03	0,03	0,03	0,03	0,06
6	0,335	0,451	0,528	0,451	0,001	0,008	0,054	0,108	0,214
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0,15	0,15	0,17	0,09	0,08	0,08	0,12	0,12	0,15
9	0,58	0,57	0,6	0,24	0,19	0,18	0,29	0,31	0,35
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Ort	0,28	0,29	0,3	0,21	0,15	0,15	0,2	0,21	0,25
Med	0,09	0,09	0,11	0,07	0,03	0,03	0,04	0,7	0,11
Min	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Maks	0,83	0,83	0,85	0,63	0,6	0,59	0,75	0,76	0,85
SD	0,34	0,34	0,35	0,25	0,23	0,23	0,29	0,3	0,32

FIF teknikte karşı akciğer ortalama V_5 değeri en yüksek $0,3 \pm 0,35$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $0,15 \pm 0,23$ ile PB3 ve PB5 planlarında bulunmuştur.

Tablo 52. VMAT planlarında karşı akciğer V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	44,68	44,75	44,82	26,06	26,79	26,39
2	36,97	36,99	37,03	12,95	12,94	12,47
3	35,85	35,74	35,64	15,36	15,81	15,62
4	36,43	36,38	36,2	25,25	25,52	25,43
5	38,09	38,09	37,77	35,74	35,57	34,91
6	69,1	68,99	68,92	49,92	50,37	50,25
7	21,8	21,89	22,41	5,25	5,35	5,14
8	33,98	34,08	34,15	14,08	14,27	14,15
9	68,11	68,13	68,4	57,35	57,53	57,5
10	40,55	40,41	40,64	19,82	20	19,71
Ort	42,56	42,55	42,6	26,18	26,42	26,16
Med	37,53	37,54	37,4	22,54	22,76	22,57
Min	21,8	21,89	22,41	5,25	5,35	5,14
Maks	69,1	68,99	68,92	57,35	57,53	57,5

Tablo 52. VMAT planlarında karşı akciğer V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

SD	14,92	14,89	14,869	16,814	16,84	16,88
----	-------	-------	--------	--------	-------	-------

VMAT tekniğinde karşı akciğer ortalama V_5 değeri en yüksek $\%42,6 \pm 14,87$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $\%26,16 \pm 16,88$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 53. FIF planlarında karşı Akciğer V_2 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	5,02	4,95	4,88	3,37	3,39	3,48	1,57	1,5	1,45
2	1,7	1,65	1,73	0	0	0	0,42	0,41	0,45
3	8,48	8,38	8,02	1,43	1,36	1,31	4,77	4,84	5
4	2,12	2,02	2,05	0,3	0,26	0,24	0,64	0,71	0,79
5	6,29	6,07	6,48	0,92	0,86	0,81	3,13	3,19	3,22
6	2,98	2,9	2,92	0,17	0,07	0,03	1,24	1,32	1,37
7	2,11	2,15	2,04	0	0	0	0,73	0,74	0,77
8	5,06	5,08	5,16	0,42	0,35	0,33	2,19	2,21	2,28
9	9,78	9,69	9,75	0,82	0,74	0,71	5,3	5,4	5,45
10	0,86	0,87	0,95	0,01	0,01	0	0,16	0,16	0,18
Ort	4,44	4,38	4,4	0,74	0,7	0,69	2,01	2,05	2,1
Med	4	3,93	3,9	0,36	0,31	0,29	1,41	1,41	1,41
Min	0,86	0,87	0,95	0	0	0	0,16	0,16	0,18
Maks	9,78	9,69	9,75	3,37	3,39	3,48	5,3	5,4	5,45
SD	3,02	2,99	2,97	1,04	1,05	1,07	1,83	1,85	1,88

FIF teknikte karşı akciğer ortalama V_2 değeri en yüksek $\%4,44 \pm 3,02$ ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $\%0,69 \pm 1,07$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 54. VMAT planlarında karşı akciğer V_2 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	84,55	84,33	84,49	50,52	50,42	50,41
2	84,5	84,54	84,52	46,78	46,77	46,58
3	97,02	97,06	97,12	83,56	44,16	44,08
4	94,48	94,53	94,1	43,71	43,88	43,72
5	91,24	91,32	91,36	52,09	52,25	51,96

Tablo 54. VMAT planlarında karşı akciğer V_2 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

6	98,33	98,38	98,19	71,76	71,72	71,64
7	88,56	88,75	88,4	37,09	37,12	37,06
8	91,46	91,64	91,79	45,64	45,78	45,69
9	98,23	98,17	98,26	78,4	72,43	72,34
10	85,6	85,35	85,8	48,72	48,71	48,61
Ort	91,4	91,41	91,40	55,83	51,32	51,21
Med	91,35	91,48	91,58	49,62	47,74	47,6
Min	84,5	84,33	84,49	37,09	37,12	37,06
Maks	98,33	98,38	98,26	83,56	72,43	72,34
SD	5,4	5,55	5,47	16,02	11,69	11,7

VMAT tekniğinde karşı akciğer ortalama V_2 değeri en yüksek $91,41 \pm 5,55$ ile MC3 planında elde edilirken; en düşük değer $51,21 \pm 11,7$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 55. FIF planlarında karşı meme D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	74,6	74,7	74,9	0,6	0,6	0,9	69,2	69,2	69,1
2	77,6	77,8	77,6	5,4	5,9	7,3	71,8	72,3	73
3	69,7	69,7	70	0,5	0,6	1,1	62,1	62	62,3
4	60,8	60,8	60,8	0,1	0,1	0,1	60,4	60,5	60,5
5	126,3	127,8	130,3	18,2	20	22,8	109,5	111,1	114,3
6	90,3	90,7	91,1	6,3	6,8	7,5	83,7	84,2	84,8
7	63,8	63,7	64,1	1,2	1,4	1,6	59,8	59,8	59,8
8	97,3	97,3	98,1	3,3	4,1	5	89,2	89,5	90,1
9	81,1	81,3	82,1	4,7	5,3	6,3	73,6	74	74,5
10	104,9	105,5	107,2	7,4	9	11,2	91,6	92,5	94
Ort	84,64	84,93	85,62	4,77	5,38	6,38	77,09	77,51	78,24
Med	79,35	79,55	79,85	4	4,7	5,65	72,7	73,15	73,75
Min	60,8	60,8	60,8	0,1	0,1	0,1	59,8	59,8	59,8
Maks	126,3	127,8	130,3	18,2	20	22,8	109,5	111,1	114,3
SD	20,35	20,77	21,51	5,4	5,97	6,81	16,18	16,65	17,53

FIF teknikte karşı meme ortalama D_{ort} değeri en yüksek $85,62 \pm 21,51$ cGy ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $4,77 \pm 5,40$ cGy ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 56. VMAT planlarında karşı meme D_{ort} (cGy) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	450,5	451,2	448,4	299,7	300,1	299
2	442,9	442,1	443,6	341,6	341,2	338,5
3	443,1	442,7	442	304,9	304,7	304,2
4	596,6	596	592,9	485,4	484,2	480,2
5	620,2	620	618,6	480,1	479,2	476,4
6	528,9	529,1	256,7	361,2	360,7	358,2
7	284,9	294,7	280	186,2	186,1	184,9
8	525,2	522,6	521,2	362,6	361	359,2
9	458,1	456,5	457,5	323,2	322,7	321,1
10	569,9	595,3	596,6	448,2	447,1	444,4
Ort	492,03	495,02	465,75	359,31	358,7	356,61
Med	491,65	489,55	452,95	351,4	350,95	348,35
Min	284,9	294,7	256,7	186,2	186,1	184,9
Maks	620,2	620	618,6	485,4	484,2	480,2
SD	98,02	98,24	124,43	92,2	91,8	90,97

VMAT tekniğinde karşı meme ortalama D_{ort} değeri en yüksek $495,02 \pm 98,24$ cGy ile MC3 planında elde edilirken; en düşük değer $356,61 \pm 90,97$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 57. FIF planlarında karşı meme V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	1,19	1,36	1,76	0,37	0,49	0,3	0,69	0,9	1,35
6	0,5	0,55	0,65	0,11	0,13	0,17	0,23	0,29	0,39
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0,27	0,32	0,41	0,03	0,03	0,04	0,08	0,11	0,16

Tablo 57. FIF planlarında karşı meme V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

9	0,53	0,57	0,68	0,17	0,19	0,25	0,3	0,36	0,45
10	0,32	0,55	0,69	0,78	0,44	0,26	0,98	0,74	0,45
Ort	0,28	0,34	0,42	0,15	0,13	0,1	0,23	0,24	0,28
Med	0,14	0,16	0,21	0,02	0,02	0,02	0,04	0,06	0,08
Min	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Maks	1,19	1,36	1,76	0,78	0,49	0,3	0,98	0,9	1,35
SD	0,39	0,44	0,57	0,25	0,19	0,13	0,34	0,33	0,42

FIF teknikte karşı meme ortalama V_5 (%) değeri en yüksek $0,42 \pm 0,57$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $0,10 \pm 0,13$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 58. VMAT planlarında karşı meme V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	36,33	36,5	35,99	15,83	15,87	15,65
2	34,92	34,77	34,98	26,37	26,22	25,83
3	37,46	37,43	37,29	18,24	18,09	17,84
4	58,42	58,78	58,92	37,12	36,88	36,22
5	65,39	65,34	64,66	35,74	35,57	34,91
6	39,85	39,92	39,85	18,73	18,65	18,47
7	14,39	14,42	14,35	6,95	6,92	6,85
8	52,24	51,81	51,81	28,35	27,88	27,25
9	32,97	32,73	32,69	14,82	14,71	14,48
10	57,22	57,22	57,22	33,8	33,67	33,15
Ort	42,92	42,89	42,78	23,6	23,45	23,07
Med	38,66	38,68	38,57	22,55	22,435	22,15
Min	14,39	14,42	14,35	6,95	6,92	6,85
Maks	65,39	65,34	64,66	37,12	36,88	36,22
SD	15,26	15,28	15,22	10,17	10,1	9,9

VMAT tekniğinde karşı meme ortalama V_5 değeri en yüksek $42,92 \pm 15,26$ ile MC1.5 planında elde edilirken; en düşük değer $23,07 \pm 9,90$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 59. FIF planlarında karşı meme V_2 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	3,1	3,08	3,36	0	0	0	1,49	1,52	1,56
2	1,7	1,65	1,73	0	0	0	0,42	0,41	0,45
3	8,48	8,38	8,02	1,43	1,36	1,31	4,77	4,84	5
4	0,49	0,49	0,66	0	0	0	0	0	0
5	14,96	15,35	15,16	7,63	7,85	8,04	1,02	1,27	1,71
6	7,45	7,54	7,57	0,3	0,35	0,46	5,94	5,72	5,62
7	2,33	2,34	2,55	0	0	0	0,96	0,95	0,96
8	9,08	9,38	9,57	0,15	0,19	0,28	3,79	3,77	4,01
9	6,99	7	7,14	0,31	0,36	0,47	4,47	4,47	4,48
10	10,4	10,28	10,47	0,5	0,62	0,86	5,55	5,61	5,72
Ort	6,5	6,55	6,62	1,03	1,07	1,14	2,84	2,86	2,95
Med	7,22	7,27	7,36	0,23	0,27	0,37	2,64	2,65	2,86
Min	0,49	0,49	0,66	0	0	0	0	0	0
Maks	14,96	15,35	15,16	7,63	7,85	8,04	5,94	5,72	5,72
SD	4,55	4,65	4,55	2,36	2,42	2,46	2,28	2,24	2,23

FIF teknikte karşı meme ortalama V_2 değeri en yüksek $\%6,62 \pm 4,55$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $\%1,03 \pm 2,36$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 60. VMAT planlarında karşı meme V_2 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	86,08	86,39	86,26	62,14	62,21	61,97
2	64,77	64,77	65,155	53,36	53,38	53,26
3	81,12	81,18	81,52	60,78	60,84	60,82
4	99,6	99,52	99,62	95,93	96,02	96,05
5	100,0	100,0	100,0	97,54	97,56	97,62
6	99,95	99,96	99,95	79,69	79,76	79,41
7	53,72	53,6	53,7	33,61	33,56	33,16
8	89,46	89,34	88,91	72,71	72,7	72,81
9	91,92	91,82	92,28	71,52	71,57	71,32
10	98,49	98,45	98,58	91,71	91,72	91,65
Ort	86,51	86,50	86,6	71,9	71,9	71,81

Tablo 60. VMAT planlarında karşı meme V_2 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

Med	90,69	90,58	90,595	72,115	72,135	72,07
Min	53,72	53,6	53,7	33,61	33,56	33,16
Maks	100,0	100,0	100,0	97,54	97,56	97,62
SD	15,96	15,97	15,91	20,32	20,34	20,45

VMAT tekniğinde karşı meme ortalama V_2 değeri en yüksek $\%86,60 \pm 15,90$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $\%71,81 \pm 20,45$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 61. FIF planlarında body V_{10} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	11,52	11,53	11,84	10,98	10,91	11,19	11,22	11,32	11,74
2	3,4	3,45	3,5	3,08	3,13	3,15	3,28	3,36	3,44
3	9,23	9,34	9,56	8,81	8,86	9,08	8,99	9,17	9,5
4	8,68	8,73	8,97	8,11	8,13	8,32	8,41	8,52	8,84
5	13,94	14,06	14,27	13,34	13,42	13,58	13,6	13,83	14,14
6	12,57	12,65	12,86	11,99	12,02	11,99	12,29	12,44	12,76
7	10,34	10,43	10,62	9,78	9,83	10,0	10,08	10,21	10,5
8	12,5	12,55	12,86	11,9	11,9	12,2	12,16	12,29	12,72
9	9,0	9,13	9,26	8,51	8,59	8,68	8,73	8,94	9,13
10	10,41	10,51	10,77	9,88	9,95	10,15	10,13	10,3	10,64
Ort	10,16	10,24	10,45	9,64	9,67	9,83	9,89	10,04	10,34
Med	10,38	10,47	10,7	9,83	9,89	10,08	10,11	10,26	10,57
Min	3,4	3,45	3,5	3,08	3,13	3,15	3,28	3,36	3,44
Maks	13,94	14,06	14,27	13,34	13,42	13,58	13,6	13,83	14,14
SD	2,94	2,94	3,0	2,96	2,85	2,89	2,88	2,9	2,98

FIF teknikte body ortalama V_{10} değeri en yüksek $\%10,45 \pm 3,00$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $\%9,64 \pm 2,96$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 62. VMAT planlarında body V_{10} (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	15,39	15,255	15,41	13,02	12,91	13,0
2	6,11	6,06	6,15	4,25	4,21	4,2

Tablo 62. VMAT planlarında body V₁₀ (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

3	17,54	17,55	17,58	14,62	14,64	14,62
4	13,09	13,07	13,02	11,23	11,18	11,11
5	21,26	21,23	21,28	18,72	18,08	18,64
6	17,54	17,57	17,7	15,44	15,47	15,55
7	13,1	13,1	13,17	10,78	10,79	10,77
8	18,03	18,11	18,27	15,33	15,39	15,47
9	15,72	15,7	15,77	13,65	13,63	13,62
10	15,79	15,74	15,98	13,43	13,39	13,54
Ort	15,36	15,34	15,43	13,05	12,97	13,05
Med	15,76	15,72	15,88	13,54	13,51	13,58
Min	6,11	6,06	6,15	4,25	4,21	4,2
Maks	21,26	21,23	21,28	18,72	18,08	18,64
SD	4,05	4,07	4,08	3,83	3,75	3,85

VMAT tekniğinde body ortalama V₁₀ değeri en yüksek %15,43 ± 4,08 ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer %12,97 ± 3,75 ile PB3 planında bulunmuştur.

Tablo 63. FIF planlarında body V₅ (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
1	13,96	14,0	14,38	12,2	12,18	12,43	13,3	13,43	13,96
2	4,63	4,69	4,81	3,85	3,91	3,95	4,34	4,44	4,63
3	11,14	11,13	11,53	9,79	9,88	10,03	10,66	10,84	11,27
4	10,99	11,07	11,42	9,33	9,36	9,56	10,35	10,5	11
5	16,65	16,79	17,01	14,76	14,86	14,98	15,99	16,22	16,64
6	15,3	15,36	15,6	13,28	13,32	13,45	14,58	14,72	15,13
7	12,85	12,93	13,17	11,03	11,09	11,19	12,16	12,31	12,67
8	15,2	15,23	15,64	13,15	13,16	13,41	14,38	14,51	15,06
9	11,47	11,6	11,74	9,51	9,62	9,69	10,69	10,9	11,18
10	12,82	12,9	13,2	11,03	11,11	11,31	12,16	12,34	12,77
Ort	12,5	12,57	12,85	10,79	10,85	11,0	11,86	12,02	14,43
Med	12,84	12,92	13,19	11,03	11,1	11,25	12,16	12,33	12,72
Min	4,63	4,69	4,81	3,85	3,91	3,95	4,34	4,44	4,63

Tablo 63. FIF planlarında body V₅ (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Tablo 63. FIF planlarında body V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları (devamı)

Maks	16,65	16,79	17,01	14,76	14,86	14,98	15,99	16,22	16,64
SD	3,36	3,37	3,41	3,03	3,02	3,06	3,24	3,26	3,34

FIF teknikte body ortalama V_5 değeri en yüksek $12,85 \pm 3,41$ ile MC5 planında elde edilirken; en düşük değer $10,79 \pm 3,03$ ile PB1.5 planında bulunmuştur.

Tablo 64. VMAT planlarında body V_5 (%) değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Hasta No	MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5
1	26,83	26,6	26,92	21,05	20,86	21,0
2	15,36	15,27	15,4	10,9	10,8	10,79
3	28,96	28,98	29,1	23,89	23,91	23,84
4	22,94	22,91	22,87	18,49	19,44	18,32
5	35,23	35,17	35,25	29,76	29,68	29,59
6	29,65	29,69	29,88	23,54	23,56	23,61
7	22,89	22,93	23,1	18,27	18,29	18,29
8	32,51	36,63	32,95	24,43	24,5	24,6
9	27,22	27,17	27,31	21,99	21,91	21,84
10	26,04	25,98	26,39	21,22	21,17	21,36
Ort	26,76	27,13	26,92	21,35	21,41	21,32
Med	27,03	26,89	27,12	21,61	21,02	21,6
Min	15,36	15,27	15,4	10,9	10,8	10,79
Maks	35,23	36,63	35,25	29,76	29,68	29,59
SD	5,56	6,17	5,61	4,93	4,9	4,95

VMAT tekniğinde body ortalama V_5 değeri en yüksek $27,13 \pm 6,17$ ile MC3 planında elde edilirken; en düşük değer $21,32 \pm 4,95$ ile PB5 planında bulunmuştur.

Tablo 65. MC1.5 normalize edilmiş riskli organlar ortalama değerleri

Riskli Organlar			MC1.5	MC3	MC5	PB1.5	PB3	PB5	CC1.5	CC3	CC5
Kalp	FIF	D_{ort}	1,000	1,003	1,012	0,653	0,662	0,668	0,846	0,852	0,861
		V₂₅	1,000	1,004	0,992	0,933	0,927	0,912	0,937	0,929	0,916
		V₁₀	1,000	1,018	1,066	0,831	0,866	0,885	0,886	0,934	1,019
		V₅	1,000	1,009	1,034	0,584	0,625	0,634	0,773	0,777	0,864

Tablo 65. MC1.5 normalize edilmiş riskli organlar ortalama değerleri (devamı)

Kalp	VMAT	D _{ort}	1,000	1,021	1,03	0,597	0,629	0,599	-	-	-
		V ₂₅	1,000	1,016	1,000	0,748	0,740	0,732	-	-	-
		V ₁₀	1,000	1,012	1,037	0,627	0,63	0,609	-	-	-
		V ₅	1,000	1,007	1,019	0,499	0,527	0,527	-	-	-
LAD	FIF	D _{maks}	1,000	0,992	0,978	0,933	0,926	0,918	0,924	0,917	0,899
		D _{ort}	1,000	1,002	0,992	0,877	0,877	0,871	0,909	0,91	0,908
	VMAT	D _{maks}	1,000	1,013	1,023	0,897	0,909	0,912	-	-	-
		D _{ort}	1,000	1,02	1,051	0,782	0,792	0,804	-	-	-
İpsilateral akciğer	FIF	D _{ort}	1,000	0,988	0,988	0,798	0,812	0,809	0,861	0,868	0,871
		V ₃₀	1,000	0,995	0,984	0,948	0,95	0,937	0,925	0,92	0,903
		V ₂₀	1,000	1,004	1,017	0,921	0,925	0,929	0,935	0,95	0,967
		V ₁₀	1,000	0,997	0,998	0,774	0,771	0,774	0,873	0,885	0,9
		V ₅	1,000	0,996	0,991	0,64	0,636	0,637	0,86	0,86	0,87
	VMAT	D _{ort}	1,000	0,993	1,001	0,764	0,77	0,768	-	-	-
		V ₃₀	1,000	1,000	0,989	0,864	0,881	0,88	-	-	-
		V ₂₀	1,000	1,004	1,006	0,836	0,839	0,838	-	-	-
		V ₁₀	1,000	0,999	0,996	0,744	0,743	0,742	-	-	-
		V ₅	1,000	0,999	0,997	0,656	0,678	0,675	-	-	-
Karşı akciğer	FIF	D _{ort}	1,000	0,999	0,999	0,073	0,069	0,067	0,788	0,819	0,825
		V ₁₀	1,000	1,000	1,25	0,833	0,75	0,833	0,917	1,000	1,25
		V ₅	1,000	1,036	1,071	0,75	0,536	0,536	0,714	0,75	0,893
	VMAT	D _{ort}	1,000	0,988	0,97	0,621	0,628	0,666	-	-	-
		V ₁₀	1,000	0,999	0,995	0,47	0,519	0,508	-	-	-
		V ₅	1,000	1,000	1,001	0,615	0,621	0,615	-	-	-
Karşı meme	FIF	D _{ort}	1,000	1,003	1,012	0,056	0,064	0,075	0,911	0,916	0,924
		V ₅	1,000	1,214	1,5	0,536	0,464	0,357	0,821	0,857	1,000
		V ₂	1,000	1,008	1,018	0,158	0,165	0,175	0,437	0,44	0,454
	VMAT	D _{ort}	1,000	1,006	0,947	0,73	0,729	0,725	-	-	-
		V ₅	1,000	0,999	0,997	0,55	0,546	0,538	-	-	-
		V ₂	1,000	1,000	1,001	0,831	0,831	0,83	-	-	-

Tablo 65. MC1.5 normalize edilmiş riskli organlar ortalama değerleri (devamı)

Body	FIF	V₁₀	1,000	1,008	1,029	0,949	0,952	0,968	0,973	0,988	1,018
		V₅	1,000	1,006	1,028	0,863	0,868	0,88	0,949	0,962	1,154
	VMAT	V₁₀	1,000	0,999	1,005	0,85	0,844	0,85	-	-	-
		V₅	1,000	1,014	1,006	0,798	0,8	0,797	-	-	-

FIF tekniğiyle yapılan planlarda, kalp için referans plana göre en belirgin fark V₅ değerinde 0,584 olarak hesaplanmış; PB1.5 planında referans plana göre %41,6 oranında azalma gerçekleşmiştir. VMAT tekniğiyle yapılan planlarda ise kalp için en belirgin fark V₅ değerinde 0,527 olarak hesaplanmış; PB1.5 planında referans plana göre %50,1 oranında azalma meydana gelmiştir.

FIF tekniğiyle yapılan planlarda, LAD için referans plana göre en belirgin fark D_{maks} değerinde 0,871 olarak hesaplanmış; PB5 planında referans plana göre %12,9 oranında azalma gerçekleşmiştir. VMAT tekniğiyle yapılan planlarda ise LAD için en belirgin fark D_{ort} değerinde 0,782 olarak hesaplanmış; PB1.5 planında referans plana göre %21,8 oranında azalma meydana gelmiştir.

FIF tekniğiyle yapılan planlarda, ipsilateral akciğer için referans plana göre en belirgin fark D_{ort} değerinde 0,636 olarak hesaplanmış; PB3 planında referans plana göre %36,4 oranında azalma gerçekleşmiştir. VMAT tekniğiyle yapılan planlarda ise ipsilateral akciğer için en belirgin fark V₅ değerinde 0,656 olarak hesaplanmış; PB1.5 planında referans plana göre %34,4 oranında azalma meydana gelmiştir.

FIF tekniğiyle yapılan planlarda, karşı akciğer için referans plana göre en belirgin fark D_{ort} değerinde 0,067 olarak hesaplanmış; PB5 planında referans plana göre %93,3 oranında azalma gerçekleşmiştir. VMAT tekniğiyle yapılan planlarda ise karşı akciğer için en belirgin fark V₁₀ değerinde 0,47 olarak hesaplanmış; PB1.5 planında referans plana göre %53 oranında azalma meydana gelmiştir.

FIF tekniğiyle yapılan planlarda, karşı meme için referans plana göre en belirgin fark D_{ort} değerinde 0,056 olarak hesaplanmış; PB1.5 planında referans plana göre %94,4 oranında azalma gerçekleşmiştir. VMAT tekniğiyle yapılan planlarda ise karşı meme için en belirgin fark V₅ değerinde 0,538 olarak hesaplanmış; PB5 planında referans plana göre %46,2 oranında azalma meydana gelmiştir.

FIF tekniğiyle yapılan planlarda, body için referans plana göre en belirgin fark V₅ değerinde 1,154 olarak hesaplanmış; CC5 planında referans plana göre %15,4 oranında artış gerçekleşmiştir. VMAT tekniğiyle yapılan planlarda ise body için en belirgin fark V₅ değerinde 0,797 olarak hesaplanmış; PB5 planında referans plana göre %20,3 oranında azalma meydana gelmiştir.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Radyoterapi tedavi planlamasında kullanılan algoritma ve grid size parametreleri plan doğruluğunu önemli ölçüde etkilemektedir (Reynaert ve ark., 2007). Meme kanserli hastalarda, hedef hacmin yeterli doz alması ve kalp ile akciğer gibi kritik organların korunması tedavi planlamasında büyük önem taşımaktadır; bu önem özellikle sol meme radyoterapisinde daha da artmaktadır (Finazzi, Nguyen, Zimmermann, & Papachristofilou, 2019). Bu bağlamda algoritma ve grid size seçimi oldukça kritiktir.

Bu çalışmada, lokal ileri sol meme kanseri tanısı almış 10 hastanın meme ve supraklavikular bölgesine yönelik radyoterapi planlaması yapılmıştır. Bu planlar Monte Carlo, Pencil Beam ve Collapsed algoritmalarıyla 1,5 mm, 3 mm ve 5 mm grid size değerleri ile FIF ve VMAT teknikleri kullanılarak oluşturulmuş; planların dozimetrik doğruluğu karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada, tedavi teknikleri arasında bir karşılaştırma yapılmamış; bunun yerine hem FIF hem de VMAT teknikleri içinde kullanılan farklı algoritma ve grid size değerlerinin plan doğruluğu üzerindeki etkileri ayrı ayrı ele alınmıştır. Böylece, her iki teknikte de algoritma ve grid size değişimlerinin hedef hacim ve riskli organlar üzerindeki doz dağılımına olan etkileri kendi içlerinde karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiş ve bu parametrelerin planların dozimetrik doğruluğu üzerindeki etkileri analiz edilmiştir.

Planlar optimize edilmeden, yalnızca yeniden hesaplama (recalculate) yöntemiyle oluşturulması sebebiyle, monitor unit (MU) değerlerinde herhangi bir değişiklik meydana gelmemiştir.

Referans plana göre yapılan normalizasyon, farklı algoritma ve grid size değerleriyle oluşturulan planlar arasındaki doz farklarının daha açık ve karşılaştırılabilir şekilde olmasını sağlamıştır. Bu yöntem sayesinde, hedef hacim ve riskli organlardaki sapmalar yüzdelik olarak değerlendirilerek plan doğruluğu üzerindeki etkiler net şekilde analiz edilebilmiştir.

Çalışmamızda referans algoritma olarak kullanılan Monte Carlo ile diğer algoritmalar karşılaştırıldığında, Pencil Beam ve Collapsed Cone algoritmalarının hem FIF hem de VMAT tekniklerinde doz hesaplamalarında belirgin farklılıklar oluşturduğu gözlemlenmiştir. Pencil Beam algoritması, PB1.5 planında, FIF

teknikleriyle oluşturulan PTV_{meme} hedef hacmi için D_{98} değerinde Monte Carlo MC1.5 referans planına kıyasla %8,4 oranında daha yüksek doz hesaplamıştır. Benzer doz farklılıkları, PTV_{supra} hedef hacminde de kaydedilmiştir. PTV_{supra} hedef hacmi için FIF tekniğinde, PB1.5 planın MC1.5 referans planına göre D_{95} dozunda %3,2 oranında farklı gözlemlenmiştir; bu durum, Pencil Beam algoritmasının sistematik olarak dozu olduğundan farklı hesapladığını göstermektedir. Collapsed Cone algoritması incelendiğinde ise, FIF tekniğinde Monte Carlo algoritmasına kıyasla PTV_{meme} ve PTV_{supra} hedef hacimlerinde doz farklılıkları kaydedilmiştir; ancak bu farklar, Pencil Beam algoritmasında gözlemlenen sapmalar kadar yüksek olmadığı görülmüştür. Bulgularımız literatürle uyumludur. Kim ve ark., (2015), 5 meme ve 5 akciğer kanserli hastanın dahil edildiği çalışmada, IMRT tekniğiyle oluşturulan tedavi planlarında Pencil Beam algoritmasının, Monte Carlo'ya kıyasla önemli dozimetrik sapmalar gösterdiğini bildirmiştir. Collapsed Cone algoritmasının da Monte Carlo ile karşılaştırıldığında doz hesaplamalarında farklılıklar olduğu görülmekte ancak bu farkların Pencil Beam'e göre daha düşük düzeyde olduğu rapor edilmiştir. Çalışmada bu doz farklılıkların, Pencil Beam algoritmasının özellikle meme ve akciğer gibi heterojen doku yapısına sahip bölgelerde lateral saçılma ve sekonder radyasyon taşınımını yeterli düzeyde modelleyememesinden kaynaklandığı belirtilmiştir.

Maksimum doz açısından bakıldığında ise PB algoritmasının hem VMAT tekniğinde hem de FIF tekniğinde MC'ye daha yakın sonuçlar verdiği, CC algoritmasının ise maksimum dozları %5,3 oranında daha düşük hesapladığı tespit edilmiştir.

Cilla ve ark., (2014) 15 sol meme kanseri hastasını dahil ettikleri çalışmada, Pencil Beam ve Collapsed Cone algoritmalarını karşılaştırarak algoritma seçiminin plan doğruluğu üzerindeki etkilerini incelemiştir. Çalışmada, Pencil Beam algoritmasının özellikle akciğer gibi düşük yoğunluklu dokularda dozları olduğundan yüksek hesapladığı, hedef hacim dozunu ise yaklaşık %14 oranında fazla hesapladığı rapor edilmiştir.

Çalışmada elde edilen bulgular, farklı algoritmaların riskli organlara ait doz hesaplamalarında hedef hacimde olduğundan daha yüksek sapmalara neden

olabildiğini göstermektedir. LAD ve kalbe ait doz değerleri incelendiğinde, özellikle Pencil Beam algoritmasının, Monte Carlo referans algoritmasına kıyasla daha düşük doz değerleri hesapladığı görülmektedir. FIF tekniğinde kalp D_{ort} değeri PB1.5 planı ile yapılan hesaplamalarda MC1.5 planına kıyasla dozu %34,7, VMAT tekniğinde ise %40,3 oranında daha düşük bulunmuştur. LAD açısından da benzer dozimetrik farklılıklar görülmüştür. Bu farklar, özellikle kalp korunmasının klinik olarak öncelikli olduğu meme kanseri tedavilerinde oldukça önemlidir. Kalp için D_{ort} ve V_{30} gibi doz-volüm değerleri, kardiyak komplikasyon riskinin değerlendirilmesinde kritik rol oynamaktadır. Literatürde, ortalama kalp dozu ile major kardiyak komplikasyon riskini doğrudan arttırdığı belirtilmektedir; Darby ve ark., (2013) yaptığı çalışmada kalpte her 1 Gy doz artışının yaklaşık %7,4 oranında ek risk oluşturduğu bildirilmektedir.

İpsilateral akciğer açısından değerlendirildiğinde, hem Pencil Beam hem de Collapsed Cone algoritmalarının, özellikle FIF tekniğinde Monte Carlo algoritmasına göre daha düşük doz değerleri hesapladığı gözlemlenmiştir; en yüksek fark, referans plana kıyasla PB1.5 planında V_5 değeri için %36 olarak kaydedilmiştir. Collapsed Cone algoritması ise aynı doz hacminde referans plana kıyasla CC1.5 planında %14 olarak bulunmuştur. Benzer şekilde, VMAT tekniğinde de Pencil Beam algoritması, tüm doz değerlerinde Monte Carlo'dan farklı doz değerleri hesaplamıştır. Bu farklılıklar, kullanılan algoritmaların hesaplama hassasiyetinden kaynaklanmakta olup, özellikle heterojen yapıdaki anatomik bölgelerde doğru doz dağılımı elde edilmesini zorlaştırmaktadır. Akciğerin aldığı dozda meydana gelen %5'lik bir değişikliğin, radyasyon pnömonisi insidansında %20 oranında değişiklik yaratabileceğini bildirmiştir. Bu durum, planlamada kullanılan algoritmanın seçiminden kaynaklanan dozimetrik sapmaların, akciğer toksisitesi gibi ciddi klinik sonuçlara etki edebileceğini göstermektedir (Van Dyk, Keane, Kan, Rider, & Fryer, 1981).

İkincil kanser oluşma riski açısından karşı akciğerin ve karşı memenin aldığı doz oldukça önemlidir (Obedian ve ark. 2000; Grantzau, Thomsen, Væth, & Overgaard, 2014). Bu bağlamda, karşı akciğer ve karşı meme için elde edilen bulgular incelendiğinde, özellikle Pencil Beam algoritmasının D_{ort} değerlerinde hem VMAT hem de FIF tekniklerindeki doz hesaplamalarında belirgin sapmalara

yol açtığı görülmektedir. Bu sapmalar, algoritma ve grid size değişimlerinin yanı sıra alan dışındaki (out-of-field) dozların doğru tahmin edilememesinden de kaynaklanmaktadır. Sardari, Saeedzadeh, Karimkhani ve Mahdavi'nin (2025) tarafından yapılan çalışmada, alan dışı dozlar termolüminesans dozimetreler (TLD) kullanılarak ölçülmüş ve Monaco TPS ile ölçüm sonuçları arasında yaklaşık %60 oranında fark bulunmuştur.

Body için değerlendirilen düşük doz hacimleri, tedavi sürecinde vücut genelinde meydana gelen saçılan dozun yayılımını göstermesi açısından önem taşımaktadır. Çalışmamızda elde edilen bulgular, hem Collapsed Cone hem de Pencil Beam algoritmasının referans algoritmaya kıyasla body için daha farklı doz değerleri hesapladığı gözlenmiştir. Bu fark, V_{10} değeri için, referans plana kıyasla PB1.5 planında %5,1, CC1.5 ise planında %2,7 olarak bulunmuştur. V_5 değeri için ve daha düşük doz alan hacimler için bu farklılık artmaktadır. Bunun sebebi, hem algoritmanın hem de tedavi planlama sistemlerinin düşük doz alan hacimler ve tedavi alanından uzak bölgeler için doz hesaplamasında yaptığı sistematik hatalardır. (Sardari ve ark., 2025; wang 2014). Bu durum, klinik açıdan özellikle önem taşımaktadır; çünkü düşük doz bölgeleri, uzun vadede radyasyona bağlı ikincil kanserlerin gelişme riski ile doğrudan ilişkilendirilmektedir. Bu nedenle bu bölgelerdeki doz hesaplamalarının güvenilirliği, özellikle genç hastalar için kritik önem taşımaktadır (Hall & Wu, 2003).

Grid size, tedavi planlamasında doz hesaplamalarının doğruluğunu doğrudan etkileyen kritik bir parametredir (park ve ark., 2014). Çalışmamızdaki bulgular incelendiğinde, her iki teknikte de grid size değişimine bağlı olarak hedef hacimde hesaplanan doz değerlerinin farklılık gösterdiği görülmektedir. VMAT tekniğiyle oluşturulan planlarda, $PTV_{\text{meme}} D_{98\%}$ değerinde grid size'ın 1,5 mm'den 5 mm'ye çıkarılmasıyla %2,5 oranında azalma göstermiştir. Grid size değerinin artması, algoritmaların kritik organlarda oluşan dozları yeterli hassasiyetle hesaplayamamasına neden olarak planların dozimetrik doğruluğunu düşürmektedir. Özellikle hedef hacmin sınırlarında oluşabilecek keskin doz gradyanlarının doğru hesaplanamaması, hedef hacmin istenen dozu alamamasına ve dolayısıyla tedavi etkinliğinin düşmesine sebep olabilir. Benzer şekilde, maksimum doz değerleri incelendiğinde, grid size değişimine bağlı olarak bu

değerlerde de düşüş olduğu görülmektedir. Bu durum, hedef hacimdeki maksimum dozun olduğundan düşük hesaplanmasına, böylece gerçek dozun tolere edilebilir sınırların üzerine çıkmasına neden olur. Sonuç olarak, hedef hacmin planlanan şekilde ışınlanıp ışınlanmadığına dair belirsizlik artmakta ve bu durum planların dozimetrik doğruluğunu düşürmektedir.

Grid size, tedavi planlamasında yalnızca hedef hacimlerde değil, aynı zamanda kritik organlarda hesaplanan doz dağılımlarının doğruluğunu da etkileyen önemli bir parametre olduğu görülmektedir. Çalışmamızdaki bulgular incelendiğinde, her iki teknikte de riskli organlarda hesaplanan doz değerlerinin grid size değişimine bağlı olarak farklılık gösterdiği gözlemlenmiştir. FIF tekniğiyle oluşturulan planlarda kalp V_{10} değeri, grid size'ın 1,5 mm'den 5 mm'ye çıkarılmasıyla %6,6 oranında farklı hesaplanmıştır. Grid size değerinin artması, algoritmanın kritik organlarda oluşan dozları yeterli hassasiyetle hesaplayamamasına ve buna bağlı olarak önemli doz sapmalarına neden olmaktadır. Bu durum riskli organların, klinik olarak kabul edilen doz sınırlarının aşılmasıyla ilgili belirsizlik taşıması nedeniyle, uzun vadede toksisite ve ikincil kanser riskini artırma potansiyeli taşımaktadır.

Chung, Jin, Palta, Suh ve Kim (2006), baş-boyun bölgesine yönelik IMRT planlarında farklı grid size değerlerinin (1,5 mm – 4 mm) doz dağılımı üzerindeki etkisini araştırmıştır. Çalışmada yapılan karşılaştırmalar sonucunda, küçük grid size (1,5 mm) ile büyük grid size (4 mm) kullanılarak oluşturulan planlar arasında, özellikle yüksek doz gradyanına sahip bölgelerde belirgin doz farkları tespit edilmiştir. Bu farkların en yüksek %5,6 olduğu bildirilmiştir.

Ali ve ark., (2024) çalışmalarında, grid size parametresinin hem doz dağılımının doğruluğunu hem de hesaplama süresini doğrudan etkileyen kritik bir değişken olduğunu ortaya koymuştur. Küçük grid size değerlerinin, daha yüksek doz hesaplama doğruluğu sağladığını; ancak bunun hesaplama süresinde belirgin bir artışa yol açtığı belirtilmiştir. Öte yandan, daha büyük grid size değerlerinin planlama süresini kısalttığı, ancak özellikle heterojen anatomik bölgelerde doz dağılımının hassasiyetini azalttığı ve bu durumun hem hedef hacimlerde hem de riskli organlarda doz belirsizliklerine neden olabileceği rapor edilmiştir.

Tedavi planlamasında grid size değerini belirlerken, hesaplama süresi ile doz doğruluğu arasında bir denge kurulması gerekmektedir. Snyder ve ark., (2017), vertebra stereotaktik radyocerrahisi (SRS) planlarında farklı grid size değerlerinin (1 mm, 1,5 mm, 2,5 mm) doz hesaplama doğruluğu üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir. Çalışmada, 1 mm grid size kullanımı spinal kord dozu açısından en yüksek doğruluğu sağlamış; ancak hesaplama süresini 2,5 mm grid size'a göre %84 oranında artırdığı için klinik uygulamalarda tercih edilmesinin zorlaştığı belirtilmiştir. Buna karşılık, 1,5 mm grid size'ın hız ve doğruluk arasında uygun bir denge sunduğu ifade edilmiştir. Benzer şekilde, çalışmamızın sol meme kanserine yönelik olması, kalp ve akciğer gibi kritik organların hedef hacme olan yakınlığı nedeniyle, doz hesaplama hassasiyetini artırmayı gerekli kılmıştır. Elde edilen bulgular, Monte Carlo algoritmasıyla 3 mm grid size kullanılarak yapılan hesaplamaların, 1,5 mm grid size ile elde edilen değerlere oldukça yakın olduğunu göstermektedir. FIF tekniğinde PTV_{meme} hedef hacminde D_{95} değeri MC3 planında referans plana kıyasla %0, VMAT tekniğinde ise %0,5 oranında düşük hesaplanmış; grid size değişiminin bu hedef hacimde belirgin bir fark yaratmadığı tespit edilmiştir. Benzer şekilde, İpsilateral akciğer Dort değerinde MC3 planında referans plana kıyasla FIF tekniğinde %1,2, VMAT tekniğinde ise %0,7 oranında düşük hesaplanmıştır. Bu veriler, Monte Carlo algoritmasında 3 mm grid size kullanımının, 1,5 mm'ye kıyasla dozimetrik doğruluk açısından önemli bir sapma göstermediği görülmektedir. Doz doğruluğu ile hesaplama süresi dikkate alındığında, Monte Carlo algoritmasında 3 mm grid size, bu iki parametre arasında bir denge sunması nedeniyle, klinik uygulamalar açısından optimum ve uygulanabilir bir seçenek olarak öne çıkmaktadır.

Planlar arasındaki en yüksek dozimetrik farkın, MC1.5 referans planı ile PB5 ve CC5 planları arasında olduğu gözlenmiştir. FIF tekniğinde PTV_{meme} hedef hacmi incelendiğinde, CC5 ve PB5 planlarının her ikisinin de D_{ort} değerini referans plana kıyasla %7,4 oranında düşük hesapladığı belirlenmiştir. Benzer şekilde, ipsilateral akciğerin V_{30} hacmi değerlendirildiğinde, PB5 planı referans plana kıyasla dozu %6,3; CC5 planının ise %9,7 oranında daha düşük hesapladığı kaydedilmiştir. En büyük farklardan biri kalp D_{ort} değerinde gözlemlenmiş; PB5 planı, MC1.5 planına kıyasla kalp dozunu %40,1 oranında az hesaplamıştır. Bu

bulgular doğrultusunda, hem algoritma hem de grid size parametrelerinin birlikte değerlendirilmesinin, planların dozimetrik doğruluğu açısından kritik öneme sahip olduğu görülmektedir.

Bulgularımız literatürü destekler niteliktedir. Kim ve ark., (2018) tarafından yapılan çalışmada, prostat VMAT planlarında Acuros XB (AXB) ve Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) algoritmaları farklı grid size değerleriyle karşılaştırılmıştır. Çalışmada, AAA algoritmasının PTV $V_{95\%}$ değerini AXB'ye göre daha yüksek, riskli organ dozlarını ise daha düşük hesapladığı bildirilmiştir. Ayrıca, her iki algoritmada da grid size değerinin artırılmasıyla birlikte (1–5 mm) hem hedef hacim hem de kritik organlara ait doz değerlerinde belirgin farklılıklar gözlemlenmiştir. Bu bulgular, çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla uyumlu olup, algoritma ve grid size kombinasyonunun tedavi planlarının dozimetrik doğruluğu üzerindeki birlikte etkisini desteklemektedir.

Çalışmamızın, meme bölgesi gibi heterojen doku yapısına sahip bir anatomik alanda gerçekleştirilmiş olması, tedavi planları arasında gözlemlenen dozimetrik farkların belirginliğini artırmıştır. Bu durum, özellikle hava-doku ve kemik-yumuşak doku arayüzlerinde oluşan yoğunluk farklılıklarının doz hesaplama algoritmalarının performansını farklı biçimlerde etkilemesinden kaynaklanmaktadır. Ancak, homojen doku özelliklerine sahip anatomik bölgelerde gerçekleştirilecek ileri çalışmaların, bu farkları daha sınırlı düzeyde göstereceği öngörülmektedir. Ayrıca, bu çalışma yalnızca 10 hasta üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle, elde edilen sonuçlar farklı hasta popülasyonlarında değişkenlik gösterebilir. Bununla birlikte, üç farklı algoritma ve üç grid size değeri incelenmiştir. Daha farklı algoritma ve farklı tedavi teknikleri ile planlama sistemlerinin de dahil edileceği gelecekteki çalışmaların, doz hesaplama doğruluğu üzerindeki etkileri daha kapsamlı biçimde ortaya koyması beklenmektedir.

Bu çalışma, sol meme kanseri radyoterapisinde farklı grid size değerleri ve doz hesaplama algoritmalarının plan doğruluğu üzerindeki etkilerini kapsamlı biçimde değerlendirmiştir. Elde edilen bulgular, hem hedef hacimlerde hem de riskli organlarda gözlemlenen doz dağılımının, kullanılan algoritma ve grid size parametrelerinden önemli ölçüde etkilendiğini ortaya koymaktadır. Pencil Beam

algoritması, Monte Carlo algoritmasına kıyasla en düşük hesaplama doğruluğunu sunarken; Collapsed Cone algoritması Pencil Beam'e göre Monte Carlo'ya daha yakın sonuçlar üretmiş, ancak buna rağmen doz hesaplamalarında yine de önemli farklar olduğu görülmüştür. Grid size değerindeki artışın, planlardaki doz hesaplamalarında belirgin farklara yol açtığı gözlemlenmiştir. 5 mm grid size, daha kısa hesaplama süresi sunmasına rağmen, 1,5 mm grid size'a kıyasla doz dağılımında belirgin farklılıklara neden olmuştur. Buna karşılık 3 mm grid size, 1,5 mm ile hesaplanan planlara daha yakın sonuçlar üretmiş; ancak hesaplamalarda yine de önemli düzeyde farklar gözlenmiştir. Planlar arasındaki doz farklılıkları, algoritmalar arasındaki doz hesaplama yöntemleri ve grid size'ın hesaplama hassasiyetine olan etkisinden kaynaklanmaktadır. Bu nedenle, özellikle farklı doku yoğunluklarına sahip anatomik bölgelerde ve yüksek hassasiyet gerektiren tedavi planlarında, Monte Carlo algoritması ve mümkün olduğunca küçük grid size kullanımı tedavi doğruluğu açısından uygun olacaktır.

6. KAYNAKÇA

- Ahnesjö, A. (1989). Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Medical Physics*, 16(4), 577–592. Doi: 10.1118/1.596360
- American Joint Committee on Cancer. (2017). *AJCC kanser evreleme el kitabı* (8. baskı). Springer International Publishing.
- Aksoy, Y. E., Ceber Turfan, E., Sert, E., & Mermer, G. (2015). Barriers on breast cancer early detection methods. *The Journal of Breast Health*, 11(1), 26–30. doi: 10.5152/tjbh.2014.2296
- Alfonso, J. C. L., Herrero, M. A., & Núñez, L. (2015). A dose-volume histogram based decision-support system for dosimetric comparison of radiotherapy treatment plans. *Radiation Oncology*, 10(1), 263. doi: 10.1186/s13014-015-0569-3
- Ali, A., Rshbek, M., Mohamed, A., Meselhy, M., Attalla, E. M., & Sallam, S. M. (2024). Impact of different grid sizes and different dose calculation algorithms on dosimetric parameters for head and neck IMRT. *Egyptian Journal of Biophysics and Biomedical Engineering*, 25(1), 13–23. doi: 10.21608/ejbbe.2024.233377.1065
- Anderson, W. F., Jatoi, I., Tse, J., & Rosenberg, P. S. (2010). Male breast cancer: A population-based comparison with female breast cancer. *Journal of Clinical Oncology*, 28(2), 232–239. Doi: 10.1200/JCO.2009.23.8162
- Apostolou, P., & Fostira, F. (2013). Hereditary breast cancer: the era of new susceptibility genes. *BioMed Research International* Volume 2013, Article ID 747318 Doi: 0.1155/2013/747318
- Sumer, A. (2024). *Meme kanseri tipleri*. Erişim tarihi: 11 Nisan 2025, Erişim adresi: <https://www.azizsumer.com/sayfalar.861.memekanseri-tipleri.html>
- Becker-Schiebe, M., Stockhammer, M., Hoffmann, W., Wetzel, F., & Franz, H. (2016). Does mean heart dose sufficiently reflect coronary artery exposure in left-sided breast cancer radiotherapy? Influence of respiratory gating. *Strahlentherapie und Onkologie*, 192(9), 624–631. Doi: 10.1007/s00066-016-1011-y
- Beyzadeoğlu MM, Ebruli CC. Temel Radyasyon Onkolojisi. 2. Baskı. Ankara; 2018, s:300-367.
- Boyages, J., Bilous, M., Barraclough, B., & Langlands, A. O. (1988). Fat necrosis of the breast following lumpectomy and radiation therapy for early breast cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 13(1), 69–74. Doi: 10.1016/0167-8140(88)90300-3
- Bray, F., Laversanne, M., Sung, H., Ferlay, J., Siegel, R. L., Soerjomataram, I., & Jemal, A. (2024). Global cancer statistics 2022: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*. doi: 10.3322/caac.21834r
- Buatti JM, Harari PM, Leigh BR, J.R. Casaddy (1994) Radiation-Induced Angiosarcoma of the Breast: Case Report and Review of the Literature. *American Journal of Clinical Oncology* 17(5). s: 444-447.
- Bucci, M. K., Bevan, A., & Roach, M., III. (2005). Advances in radiation therapy: Conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and beyond. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 55(2), 117–134. DOI: [10.3322/canjclin.55.2.117](https://doi.org/10.3322/canjclin.55.2.117)
- Bulak, H. (1999). Meme kanserinin cerrahi tedavisi. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences*, 19(6), s: 352–357.
- Buzdar, S. A., Afzal, M., & Todd-Pokropek, A. (2010). Comparison of pencil beam and collapsed cone algorithms in radiotherapy treatment planning for 6 and 10 MV photon. *Journal of Ayub Medical College Abbottabad*, 22(3), 152–154.

- Campbell, I. R., & Illingworth, M. H. (1992). Can patients wash during radiotherapy to the breast or chest wall? A randomized controlled trial. *Clinical Oncology*, 4(2), 78–82. DOI: [10.1016/s0936-6555\(05\)80971-9](https://doi.org/10.1016/s0936-6555(05)80971-9)
- Chen, F., Rao, M., Ye, J., Shepard, D. M., & Cao, D. (2011). Impact of leaf motion constraints on IMAT plan quality, delivery accuracy, and efficiency. *Medical Physics*, 38(11), 6106–6118. Doi: 10.1118/1.3651698
- Choi WH, Cho J. Evolving Clinical Cancer Radiotherapy: Concerns Regarding Normal Tissue Protection and Quality Assurance. *J Korean Med Sci*. 2016;31(Suppl 1):S75–S81. doi:10.3346/jkms.2016.31.S1.S75
- Chung, H., Jin, H., Palta, J., Suh, T., & Kim, S. (2006). Dose variations with varying calculation grid size in head and neck IMRT. *Physics in Medicine and Biology*, 51(19), 4841–4856. doi: 10.1088/0031-9155/51/19/008
- Cilla, S., Digesù, C., Macchia, G., Deodato, F., Sallustio, G., Piermattei, A., & Morganti, A. G. (2014). Clinical implications of different calculation algorithms in breast radiotherapy: A comparison between pencil beam and collapsed cone convolution. *Physica Medica*, 30(5), 473–481. doi: 10.1016/j.ejmp.2014.01.002
- Clarke, D., Martinez, A., Cox, R. S., & Goffinet, D. R. (1982). Breast edema following staging axillary node dissection in patients with breast carcinoma treated by radical radiotherapy. *Cancer*, 49(11), 2295–2299. Doi: 10.1002/1097-0142(19820601)49:11<2295::aid-cnrcr2820491116>3.0.co;2-g
- Cody, H. S., III. (2010). Clinical significance and management of extra-axillary sentinel lymph nodes: Worthwhile or irrelevant? *Surgical Oncology Clinics of North America*, 19(3), 507–517. Doi: 10.1016/j.soc.2010.04.002
- Collette, S., Collette, L., Budiharto, T., Horiot, J., Poortmans, P. M., Struikmans, H., Van den Bogaert, W., Fourquet, A., Jager, J. J., Hoogenraad, W., Mueller, R., Kurtz, J., Morgan, D. A. L., Dubois, J., Salamon, E., Mirimanoff, R., Bolla, M., Van der Hulst, M., Wárlám-Rodenhuis, C. C., Bartelink, H., *et al.* (2008). Predictors of the risk of fibrosis at 10 years after breast conserving therapy for early breast cancer: A study based on the EORTC Trial 22881-10882 “boost versus no boost”. *European Journal of Cancer*, 44(17), 2587–2599. Doi: 10.1016/j.ejca.2008.07.032
- Darby, S. C., Ewertz, M., McGale, P., Bennet, A. M., Blom-Goldman, U., Brønnum, D., ... Hall, P. (2013). Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. *The New England Journal of Medicine*, 368(11), 987–998. Doi: 10.1056/NEJMoa1209825
- De Martino, F., Clemente, S., Graeff, C., Palma, G., & Cella, L. (2021). Dose calculation algorithms for external radiation therapy: an overview for practitioners. *Applied sciences*, 11(15), 6806. Doi: 10.3390/app11156806
- Drake, R. L., Vogl, A. W., Tibbitts, A. W. M., & Gray, H. (2005). *Gray's Anatomy for Students* (1st ed., s. 353–356. Philadelphia: Elsevier/Churchill Livingstone
- Erickson, V. S., Pearson, M. L., Ganz, P. A., Adams, J., & Kahn, K. L. (2001). Arm edema in breast cancer patients. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 93(2), 96–111. Doi: 10.1093/jnci/93.2.96
- Feng, M., Moran, J. M., Koelling, T., Chughtai, A., Chan, J. L., Freedman, L., ... Pierce, L. J. (2011). Development and validation of a heart atlas to study cardiac exposure to radiation following treatment for breast cancer. *Inte Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 79(1), 10–18. Doi: 10.1016/j.ijrobp.2009.10.058

- Feygelman, V., Latifi, K., Bowers, M., Greco, K., Moros, E. G., Isacson, M., ... Caudell, J. (2022). Maintaining dosimetric quality when switching to a Monte Carlo dose engine for head and neck volumetric-modulated arc therapy planning. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 23(5), e13572. Doi: 10.1002/acm2.13572
- Ferahman, M. (2006). Meme kanserinde güncel TNM evrelemesi. *Meme Kanseri Sempozyum Dizisi*, 54, 87–91.
- Fidaner, C., Eser, S. Y., & Parkin, D. M. (2001). Incidence in Izmir in 1993–1994: First results from Izmir Cancer Registry. *European Journal of Cancer*, 37(1), s:83–92. Doi: 10.1016/S0959-8049(00)00355-5
- Gençtürk, N. (2013). The status of knowledge and practice of early diagnosis methods for breast cancer by women healthcare professionals. *European Journal of Breast Health*, 9(1), s: 5–9.
- GE Healthcare R., Discovery RT, & Discovery C. (2018). Commissioning advanced imaging options on a GE Discovery CT590 RT scanner. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 52, 174. Doi: 10.1016/J.EJMP.2018.06.045
- Grantzau, T., Thomsen, M. S., Væth, M., & Overgaard, J. (2014). Risk of second primary lung cancer in women after radiotherapy for breast cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 111(3), 366–373. Doi: 10.1016/j.radonc.2014.05.004
- Guenther, J. M., Krishnamoorthy, M., & Tan, L. R. (1997). Sentinel lymphadenectomy for breast cancer in a community managed care setting. *Cancer Journal for Scientists and American*, 3(6), 336–340.
- Gyenes, G., Rutqvist, L. E., Liedberg, A., & Fornander, T. (1998). Long-term cardiac morbidity and mortality in a randomized trial of pre- and postoperative radiation therapy versus surgery alone in primary breast cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 48(3), 185–190. Doi: 10.1016/s0167-8140(98)00062-0
- Hall, E. J., & Wu, C. S. (2003). Radiation-induced second cancers: The impact of 3D-CRT and IMRT. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 56(1), 83–88. Doi: 10.1016/s0360-3016(03)00073-7
- Hurkmans, C. W., Borger, J. H., Bos, L. J., van der Horst, A., Pieters, B. R., Lebesque, J. V., & Mijnheer, B. J. (2000). Cardiac and lung complication probabilities after breast cancer irradiation. *Radiotherapy and Oncology*, 55(2), 145–151. Doi: 10.1016/s0167-8140(00)00152-3
- International Atomic Energy Agency. (2008). *Transition from 2D radiotherapy to 3D conformal and intensity modulated radiotherapy* (IAEA-TECDOC-1588). Vienna: IAEA.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. (2010). *ICRU Report 83: Prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT)*. *Journal of the ICRU*, 10(1),
- International Commission on Radiation Units and Measurements. (1999). *ICRU Report 62: Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. Bethesda, MD: ICRU.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. (1993). *ICRU Report 50: Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy*. Bethesda, MD: ICRU.
- Kim, K.-H., Chung, J.-B., Suh, T. S., Kang, S.-W., Kang, S.-H., Eom, K.-Y., ... Kim, J.-S. (2018). Dosimetric and radiobiological comparison in different dose calculation grid sizes between Acuros XB and anisotropic analytical algorithm for prostate VMAT. *PLoS ONE*, 13(11), e0207232. Doi: 10.1371/journal.pone.0207232

- Kim, S. J., Kim, D. H., & Kim, S. K. (2015). Comparison of pencil beam, collapsed cone and Monte Carlo algorithm in radiotherapy treatment planning for 6 MV photon. *Journal of the Korean Physical Society*, 62(3), 494–500. doi: 10.48550/arXiv.1503.03224
- Lind, P. A. R. M., Marks, L. B., Hardenbergh, P. H., Clough, R., Fan, M., Hollis, D., ... Prosnitz, L. R. (2002). Technical factors associated with radiation pneumonitis after local $\pm$ regional radiation therapy for breast cancer. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 52(1), 137–143. doi:10.1016/S0360-3016(01)01715-1
- Lind, P. A., Wennberg, B., Gagliardi, G., & Fornander, T. (2001). Pulmonary complications following different radiotherapy techniques for breast cancer, and the association to irradiated lung volume and dose. *Breast Cancer Research and Treatment*, 68(3), 199–210. doi:10.1023/a:1012292019599
- Ling, C. C., Burman, C., Chui, C. S., Kutcher, G. J., Leibel, S. A., LoSasso, T., ... Fuks, Z. (1996). Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 35(4), 721–730. Doi: 10.1016/0360-3016(96)00174-5
- Makki, J. (2015). Diversity of breast carcinoma: Histological subtypes and clinical relevance. *Clinical Medicine Insights: Pathology*, 8, s: 23–31. Doi: 10.4137/CPath.S31563
- Maunsell, E., Brisson, J., & Deschênes, L. (1993). Arm problems and psychological distress after surgery for breast cancer. *Canadian Journal of Surgery*, 36(4), 315–320.
- McGuire, A., Brown, J. A. L., Malone, C., McLaughlin, R., & Kerin, M. J. (2015). Effects of age on the detection and management of breast cancer. *Cancers*, 7(2), 908–929. Doi: 10.3390/cancers7020815
- National Cancer Institute. (2018, May 6). *Milestones in cancer research and discovery*. National Institutes of Health. Erişim Tarihi: 5 Mayıs 2025, Erişim adresi: <https://www.cancer.gov/research/progress/milestones>
- National Comprehensive Cancer Network (NCCN). (2023). *Clinical practice guidelines in oncology*. (Version 5). Erişim adresi: https://www.nccn.org/professionals/physician_gls/pdf/breast.pdf
- Obedian, E., Fischer, D. B., & Haffty, B. G. (2000). Second malignancies after treatment of early-stage breast cancer: Lumpectomy and radiation therapy versus mastectomy. *Journal of Clinical Oncology*, 18(12), 2406–2412. Doi: 10.1200/JCO.2000.18.12.2406
- Oelkfe, U., & Scholz, C. (2006). Dose calculation algorithms. In W. Schlegel, T. Bortfeld, & A.-L. Grosu (Eds.), *New technologies in radiation oncology*, s: 187–196. Berlin, Heidelberg: Springer. Doi: 10.1007/3-540-29999-8_15
- Otto, K. (2008). Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical Physics*, 35(1), 310–317. doi: 10.1118/1.2818738
- Park, J.-Y., Kim, S., Park, H.-J., Lee, J.-W., Kim, Y.-S., & Suh, T.-S. (2014). Optimal set of grid size and angular increment for practical dose calculation using the dynamic conformal arc technique: A systematic evaluation of the dosimetric effects in lung stereotactic body radiation therapy. *Radiation Oncology*, 9, 5. Doi: 10.1186/1748-717X-9-5
- Patrick J. Lynch; illustrator; C. Carl Jaffe; MD; cardiologist (2006) Breast anatomy Yale University Center for Advanced Instructional Media.
- Lynch, P. J., & Jaffe, C. C. (2006). *Breast anatomy*. Yale University Center for Advanced Instructional Media.

- Pierce, S. M., Recht, A., Lingos, T. I., Abner, A., Vicini, F., Silver, B., Herzog, A., & Harris, J. R. (1992). Long-term radiation complications following conservative surgery (CS) and radiation therapy (RT) in patients with early stage breast cancer. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 23(5), 915–923. Doi: 10.1016/0360-3016(92)90895-o
- Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA).
- Rakha, E. A., & Ellis, I. O. (2011). Modern classification of breast cancer: Should we stick with morphology or convert to molecular profile characteristics? *Advances in Anatomic Pathology*, 18(4), 255–267. Doi: 10.1097/PAP.0b013e318220f5d1
- Recht, A. (2003). Integration of systemic therapy and radiation therapy for patients with early-stage breast cancer treated with conservative surgery. *Clinical Breast Cancer*, 4(2), 104–113. Doi: 10.3816/cbc.2003.n.015
- Elekta. (2005). *Reference material of Elekta Synergy linear accelerator manual*. Elekta.
- Reynaert, N., van der Marck, S. C., Schaart, D. R., van der Zee, W., van Vliet-Vroegindeweij, C., Tomsej, M., Jansen, J., Heijmen, B., Coghe, M., & De Wagter, C. (2007). Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. *Radiation Physics and Chemistry*, 76(4), 643–686. Doi: 10.1016/j.radphyschem.2006.05.015
- Rizwan, A., Bulte, C., Kalaichelvan, A., Cheng, M., Krishnamachary, B., Bhujwalla, Z. M., Jiang, L., & Glunde, K. (2015). Metastatic breast cancer cells in lymph nodes increase nodal collagen density. *Scientific Reports*, 5, 10002. Doi: 10.1038/srep10002
- Sanghani, M., & Mignano, J. (2006). Intensity modulated radiation therapy: A review of current practice and future directions. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 5(5), 447–450. Doi: 10.1177/153303460600500501
- Saraç Canbolat, H., Demircan, N. V., Çatlı Dinç, S., Şentürk, E., & Bora, H. (2023). Dosimetric investigation of FIF, VMAT, IMRT, H-VMAT, and H-IMRT planning techniques in breast cancer radiotherapy. *Turkish Journal of Oncology*, 38(1), 45–51. Doi: 10.5505/tjo.2022.3740
- Sardari, D., Saeedzadeh, E., Karimkhani, L., & Mahdavi, S. R. (2025). Evaluation of Monaco dose calculation errors for out-of-field regions in intensity modulated radiotherapy of nasopharyngeal cancer. *International Journal of Radiation Research*, 23(1), 225–232. Doi: 10.61186/ijrr.23.1.225
- Sardaro, A., Petruzzelli, M. F., D'Errico, M. P., Grimaldi, L., Pili, G., & Portaluri, M. (2012). Radiation-induced cardiac damage in early left breast cancer patients: Risk factors, biological mechanisms, radiobiology, and dosimetric constraints. *Radiotherapy and Oncology*, 103(2), 133–142. Doi: 10.1016/j.radonc.2012.02.008
- Severi, G., & Baglietto, L. (2009). *Breast cancer risk factors: A review of the evidence*. National Breast and Ovarian Cancer Centre.
- Snyder, K. C., Liu, M., Zhao, B., Huang, Y., Ning, W., Chetty, I. J., & Siddiqui, M. S. (2017). Investigating the dosimetric effects of grid size on dose calculation accuracy using volumetric modulated arc therapy in spine stereotactic radiosurgery. *Journal of Radiosurgery and SBRT*, 4(4), 303–313.
- Subramanyam, P., Palaniswamy, S. S., & Numani, S. P. (2020). Precision radiotherapy: 18F-FDG PET-based radiotherapy planning in head and neck cancers. *World Journal of Nuclear Medicine*, 19(3), 197–204. Doi: 10.4103/wjnm.WJNM_91_19
- Taghian, A., de Vathaire, F., Terrier, P., Le, M., Auquier, A., Mouriesse, H., et al. (1991). Long-term risk of sarcoma following radiation treatment for breast cancer. *International*

- Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 21(2), 361–367. Doi: 10.1016/0360-3016(91)90783-z
- Taqaddas, A. (2013). Investigation of VMAT algorithms and dosimetry. *World Academy of Science, Engineering and Technology, International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering*, 8(8), 502-513. Doi: 10.1016/j.prro.2013.01.068
- Taylor, C. W., & Kirby, A. M. (2015). Cardiac side-effects from breast cancer radiotherapy. *Clinical Oncology*, 27(11), 621–629. Doi: 10.1016/j.clon.2015.06.007
- Taylor, C. W., McGale, P., Povall, J. M., Thomas, E., Kumar, S., Dodwell, D., et al. (2009). Estimating cardiac exposure from breast cancer radiotherapy in clinical practice. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 73(4), 1061–1068. Doi: 10.1016/j.ijrobp.2008.05.066
- Teoh, M., Clark, C. H., Wood, K., Whitaker, S., & Nisbet, A. (2011). Volumetric modulated arc therapy: A review of current literature and clinical use in practice. *British Journal of Radiology*, 84(1007), 967–996. Doi: 10.1259/bjr/22373346
- Thompson, A. M., & Moulder-Thompson, S. L. (2012). Neoadjuvant treatment of breast cancer. *Annals of Oncology*, 23(Suppl. 10), x231–x236. Doi: 10.1093/annonc/mds324
- Trayes, K. P., & Cokenakes, S. E. H. (2021). Breast cancer treatment. *American Family Physician*, 104(2), 171–178.
- Tulip, R., Manolopoulos, S., Richmond, N., & Walker, C. (2023). An evaluation of an energy independent CT reconstruction algorithm for use in radiotherapy treatment planning. *British Journal of Radiology*, 96(1152), 20230004. Doi: 10.1259/bjr.20230004
- Uluslararası Kanser Araştırmaları Ajansı. (2024). *Küresel Kanser Gözlemevi: Bugün Kanser*. Erişim tarihi: 9 Nisan 2024, Erişim adresi: <https://gco.iarc.fr/today>
- Unnithan, J., & Macklis, R. M. (2001). Contralateral breast cancer risk. *Radiotherapy and Oncology*, 60(3), 239–246. Doi: 10.1016/s0167-8140(01)00369-3
- Uzal, C. (2013). *Temel ve klinik radyoterapi kitabı* (1. baskı). Ankara: [Yayınevi].
- Van Dyk, J., Keane, T. J., Kan, S., et al. (1981). Radiation pneumonitis following large single dose irradiation: a re-evaluation based on absolute dose to lung. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 7 (4), 461-467. Doi: 10.1016/0360-3016(81)90131-0
- Waljee, J. F., Hu, E. S., Ubel, P. A., Smith, D. M., Newman, L. A., & Alderman, A. K. (2008). Effect of esthetic outcome after breast-conserving surgery on psychosocial functioning and quality of life. *Journal of Clinical Oncology*, 26(20), 3331–3337. Doi: 10.1200/JCO.2007.13.1375
- Wang, W. (2013). Radiotherapy in the management of early breast cancer. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 60(1), 40–46. Doi: 10.1002/jmrs.1
- Wang, L., & Ding, G. X. (2014). The accuracy of the out-of-field dose calculations using a model based algorithm in a commercial treatment planning system. *Physics in Medicine and Biology*, 59(13), N113–N128. Doi: 10.1088/0031-9155/59/13/N113
- White, J., & Joiner, M. C. (2006). Toxicity from radiation in breast cancer. In A. M. M. Eggermont (Ed.), *Cancer treatment and research: Vol. 128. Breast cancer*, s: 65–109. New York, NY: Springer. Doi: 10.1007/0-387-25354-8_5
- White, P., Chan, K. C., Cheng, K. W., Chan, K. Y., & Chau, M. C. (2013). Volumetric intensity-modulated arc therapy vs conventional intensity-modulated radiation therapy in nasopharyngeal carcinoma: A dosimetric study. *Journal of Radiation Research*, 54(3), 532–545. Doi: 10.1093/jrr/rrs11

7. SİMGELER ve KISALTMALAR

3BKRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

AJCC: American Joint Committee on Cancer

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CTV: Clinical Target Volume

D%98: Hacmin %98' nin aldığı doz

D%95: Hacmin %95'inin aldığı doz değeri

D%50: Hacmin %50'sinin aldığı doz değeri

D%2: Hacmin %2'sinin aldığı doz değeri

Dmaks: Maksimum doz

Dort: Ortalama doz

Dmin: Minimum doz

DVH: Doz – Volüm Histogramı

FIF: Field in Field

GTV: Gross Tumor Volume

Gy: Absorbe Doz Birimi, Gray

ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements

IAEA: International Atomic Energy Agency

IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy

ITV: Internal Target Volume

IV: Irradiated Volume

kV: Kilovolt

LAD: left Anterior Descending

LİNAK: Linear Accelerator

M: Metastaz durumu

MeV: Milyon Elektron Volt

MI: Mamaria Interna

MKC: Meme Koruyucu Cerrahi

MLC: Multi Leaf Colimator

MRM: Modifiye Radikal Mastektomi

MU: Monitör Unit

MV: Megavolt
N: lenf nodu tutulumu
NCCN: National Comprehensive Cancer Network
NCI: National Cancer Institute
OAR: Organ at Risk
PMI: Parsiyel Meme Işınlaması
PTV: Planing Target Volume
PTV_{skv}: Planlanan Hedef Hacim Supraklavikula
PTV_{meme}: Planlanan Hedef Hacim Meme
RT: Radyoterapi
SRS: Stereotaktik Radyocerrahi
SM: Set-up Margin
T: Primer Tümör
TPS: Tedavi Planlama Sistemi
TV: Treated Volume
UICC: Uluslararası Kansere Mücadele Birliği
V2: 2 Gy Doz Alan Hacim
V5: 5 Gy Doz Alan Hacim
V10: 10 Gy Doz Alan Hacim
V20: 20 Gy Doz Alan Hacim
V30: 30 Gy Doz Alan Hacim
VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy

8. EKLER



T.C.
BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Araştırmaları Etik Kurulu

Sayı: 67-500/4-22
Konu : Etik kurul kararı

24.02.2025

Doç.Dr.Sibel Kahraman Çetintaş

Bursa Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi AD

Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi İç Hastalıkları AD
Kurulumuza başvurusunu yaptığınız ve sorumlu araştırmacısı” Sol Meme Kanseri Hastalarda Radyoterapide Kullanılan Doz Hesaplama Algoritmalarının Ve Farklı Grid Size Değerlerinin Tedavi Planına Etkilerinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi ” araştırmanız ile ilgili kurulumuzun 19.02.2025 tarih, 2025/ 4/22 nolu kararı ekte gönderilmektedir.

Gereği için bilgilerinize sunulur.

Prof. Dr. Soner CANDER



EK:
-Karar (1 adet)

Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Rektörlük Binası, Görükle Kampüsü 16059 Nilüfer/BURSA
Tel: 0-224-2950021
e-posta: arzukaya@uludag.edu.tr Elektronik Ağ: www.uludag.edu.tr

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ SAĞLIK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Sol Meme Kanseri Hastalarda Radyoterapi Kullanılan Doz Hesplama Algoritmalarının Ve Farklı Grid Size Değerlerinin Tedavi Planına Etkilerinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Bursa Uludağ Üniversitesi Sağlık Araştırmaları Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ	Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Rektörlük Binası Kat.1 Görükle Kampüsü Nilüfer/ Bursa
	TELEFON	0.224. 295 00 21
	E-POSTA	-

SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç.Dr.Sibel Kahraman Çetintaş
SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Bursa Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi AD
YARDIMCI ARAŞTIRMACININ UNVANI/ADI/SOYADI	Yüksek Lisans Öğrencisi Kaan Güzsoy
YARDIMCI ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD
DESTEKLEYİCİ	
ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Retrospektif araştırma
ARAŞTIRMANIN YAPILIŞ AMACI	Yüksek Lisans tez çalışması
ARAŞTIRMANIN BAŞLAMA TARİHİ/ SÜRESİ	05.03.2025 / 6 ay
GÖNÜLLÜ/DOSYA SAYISI	10
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	☒ TEK MERKEZ ☐ ÇOK MERKEZLİ ☒ ULUSAL ☐ ULUSLARARASI

DEĞERLENDİRİLEN İLGİLİ BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Dili
	GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR İÇİN BAŞVURU FORMU	14.02.2025	Türkçe
	Bilgilendirilmiş gönüllü olur formu	-	Türkçe

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Acıklama
	ARAŞTIRMA BÜTÇE FORMU	☒ Tarih: 14.02.2025
	ARAŞTIRICILAR İÇİN TAAHHÜTNAME FORMU	☒ Tarih: 14.02.2025
	PROSPEKTİF ÖZELLİKLİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMA TAAHHÜTNAMESİ	☒
	IKU klavuzunun okunduğuna dair taahhütname	☒
	SONUÇ ÖZET RAPORU	☐
	DİĞER:	☒ Araştırma ilk başvuru üst yazısı (Tarih:13.02.2025), sorumlu araştırmacı özgeçmişi, tüm araştırmacılar tarafından imzalanmış Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi, literatür

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ SAĞLIK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Sol Meme Kanseri Hastalarda Radyoterapide Kullanılan Doz Hesplama Algoritmalarının Ve Farklı Grid Size Değerlerinin Tedavi Planına Etkilerinin Dozimetric Olarak İncelenmesi					
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2025/4-22		Tarih: 19.02.2025			
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelendi. 1-Araştırmanın başvurusu dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna, , 2-Araştırmanın başlama tarihinin bildirilmesi ve araştırma tamamlandığında özet bir sonuç raporunun hazırlanara kurulumuza iletilmesine, 3-Araştırma protokolünde ve başvuru formunda yapılacak tüm değişiklikler için Etik Kuruldan izin alınma gerektiğinin sorumlu araştırmacılara iletilmesine toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile kar verilmiştir.					
	ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ SAĞLIK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU					
ÇALIŞMA ESASI		İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu, BUÜ. Sağlık Araştırmaları Etik Kurul Yönergesi				
BAŞKANIN UNVANI/ADI SOYADI		Prof.Dr.Soner CANDER				
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma İle İlişki	Katılım *	İmza
ÜYELER						
Prof.Dr. Soner CANDER Başkan	Endokrinoloji ve Metabolizma	Bursa UÜ.Tıp Fakültesi İç Hastalıkları AD	☒	☐	☐	☐
Prof.Dr. Fahrettin UYSAL Üye	Çocuk Kardiyoloji	Bursa UÜ.Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD	☒	☐	☐	☐
Doç.Dr.Belkıs Nihan COŞKUN Üye	Romatoloji	Bursa UÜ.Tıp Fakültesi İç Hastalıkları AD	☐	☒	☐	☐
Doç.Dr.Münir Kiper ASLAN Üye	Kadın Hast.ve Doğum	Bursa UÜ.Tıp Fakültesi Kadın Hast.ve Doğum	☐	☐	☐	☐
Doç.Dr.Ayşegül Oruç Üye	Nefroloji Bilim Dalı	Bursa UÜ.Tıp Fakültesi İç Hastalıkları AD	☐	☒	☐	☐
Doç.Dr.Ercüment GÜRLÜLER Üye	Genel Cerrahi	Bursa UÜ.Tıp Fakültesi Genel Cerrahi AD	☐	☐	☐	☐
Doç.Dr.Mustafa ASLIER Üye	Kulak Burun Boğaz	Bursa UÜ. Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz AD	☒	☐	☐	☐
Doç.Dr.Seda PEHLİVAN Üye	Hemşirelik Bölümü	Bursa UÜ. Sağlık Bilimleri Fakültesi	☐	☒	☐	☐
Doç.Dr. Ayşen ÇAKIR Üye	Fizyoloji	Bursa UÜ.Tıp Fakültesi Fizyoloji AD	☐	☒	☐	☐
Doç.Dr. Çiğdem Mine YILMAZ Üye	Hukuk Fakültesi	Bursa UÜ. Hukuk Fakültesi	☐	☒	☐	☐
Doç.Dr.Zeynep Ceren Çelik Üye	Diş Hekimliği Fakültesi	Bursa UÜ Diş Hekimliği Fakültesi	☐	☒	☐	☐

Sayf:

9. TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim ve tez yazım sürecim boyunca bilgi, deneyim ve değerli katkılarıyla her zaman yol gösterici olan, akademik gelişimime büyük katkılar sağlayan danışmanım Doç. Dr. Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmalarımın yönlendirilmesi ve desteklenmesinde emeği geçen Uzm. Fiz. Arda KAHRAMAN'a; öğrenciliğimin her döneminde bilgi ve tecrübeleriyle yanımda olan Uzm. Fiz. Zenciye KIRAY, Uzm. Fiz. Sema GÖZCÜ TUNÇ ve Uzm. Fiz. Ali ALTAY'a teşekkür ederim.

Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'ndaki tüm çalışanlara, tez sürecimde sağladıkları desteklerden dolayı şükranlarımı sunarım.

Ayrıca, manevi destekleriyle her zaman yanımda olan dostlarıma ve hayatımın her aşamasında bana koşulsuz sevgi, anlayış ve destek veren aileme sonsuz teşekkür ederim.



10. ÖZGEÇMİŞ

Kaan Güzsoy, ilk, orta ve lise öğrenimini Balıkesir’de tamamlamıştır. Lisans eğitimini Gebze Teknik Üniversitesi Temel Bilimler Fakültesi Fizik Bölümü’nde tamamlamıştır. 2023 yılında Bursa Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı’na başlamış olup, Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda yüksek lisans çalışmalarına devam etmektedir.

