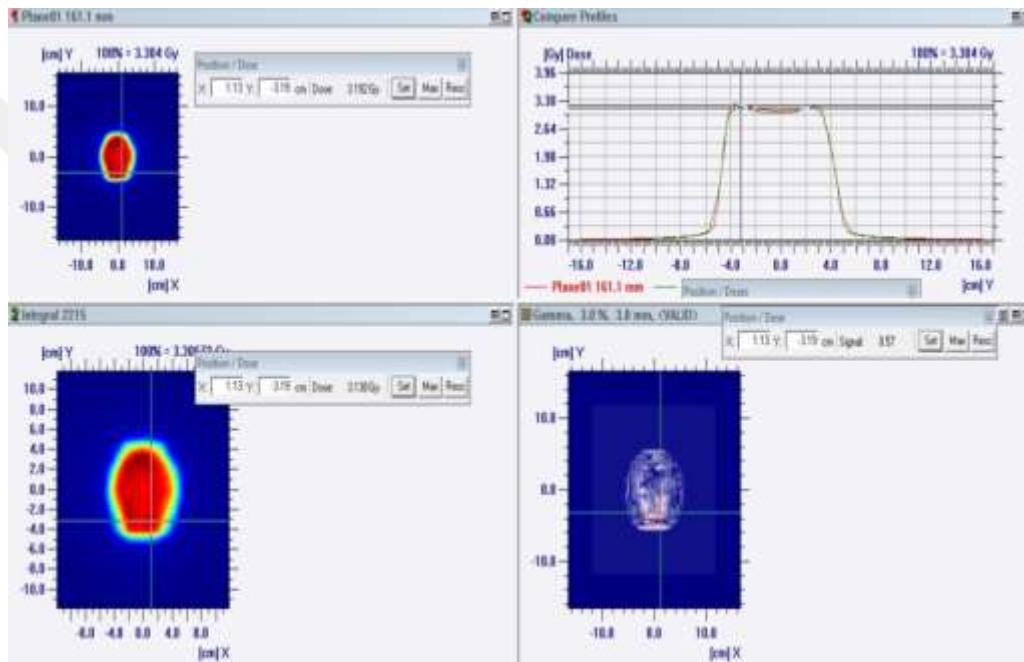


Geniş kapsamlı ve esnek şekilde içe ve dışa aktarma sayesinde TPS'den gelen verilerin 2 boyutlu ölçümlerin, elektronik veya film ışınlaması ile alınan gerçek ışınlama verilerini karşılaştırma olanağı sağlar. Kolay parametre kurulumu, referans ve planlanan tedavi planlarının hızlı, gerçek zamanlı doğrulanmasına olanak tanır.

Çeşitli 1D, 2D ve 3D görselleştirme türleri ve dinamik tedavi teslimatlarına karşı planın matematiksel karşılaştırma teknikleri dahildir. Özelleştirilebilir makro ayarları, iş akışında optimum verimlilik ve entegrasyon sağlar. Şekil 23'de yazılımın arayüzü görülmektedir (Dağ, 2018: 55).



Şekil 23. IBA OmniPro I'mRT Yazılımı Arayüzü (Elekta, 2012)

B. Yöntem

Bu çalışma Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde retrospektif olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışma için sol memede invaziv meme karsinomu tanısı almış ve klinikte daha önce tedavi görmüş hastalardan 17 hastanın verileri kullanılmıştır. Seçilen hastaların yaş aralığı 31 ila 84 arasında değişmektedir.

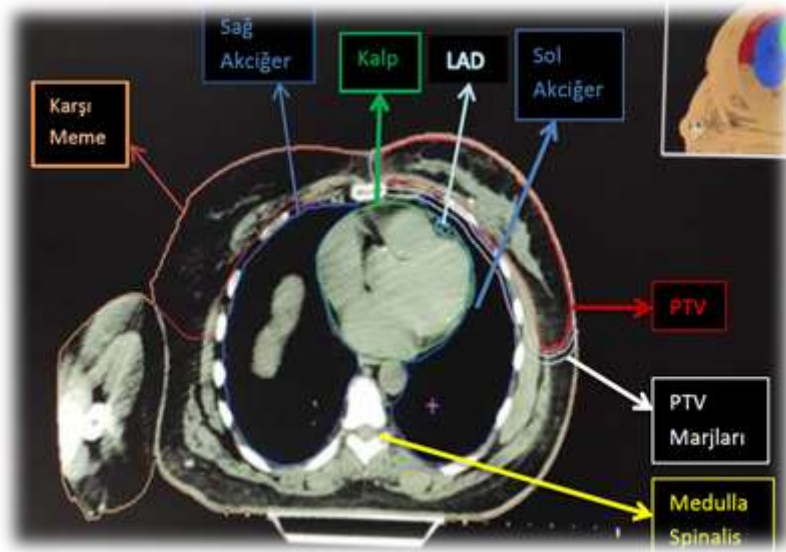
Radyasyon onkolojisine yönlendirilen hastaların biyopsi, PET/CT veya MRG sonuçları klinik hekim tarafından incelenip tedavisinin karar aşamasına geçildikten sonra hasta, tümör lokalizasyonu, yayılımı ve belirli protokoller

çerçevesinde hedef volüm ve risk altındaki organların konturlanması için BT'ye alınmıştır.

Tomografiye gelen hasta ya da hastalar çekimden önce radyoterapi teknikeri tarafından simülasyon hakkında bilgilendirilmiş ve tedavi set-up'u için hastanın bir adet yüz fotoğrafı alınmıştır. Hasta Bionix markalı meme sabitleme tahtasına sırt üstü yatırılmış, tahta hasta anatomisine göre 16-17 derece açıldırılmış, kalça sabitleme ayarı hastanın boyuna göre MQ veya OS olarak ayarlanmıştır. Hedef lokalizasyonuna göre (sol meme) sol kol, kol destekleme aparatına (F) yerleştirilmiş ve hasta konforu göz önüne alınarak kol destekleme aparatının açıları ayarlanmıştır. Baş ve boyun kısmının tedavi alanına girmemesi için hastanın başı sağına yatırılmış ve baş altı yastığının ayarı hastaya özgü ayarlanmış, BT çekimine geçilmiştir. Hastanın BT çekimi alt çeneden en alt kostanın altına kadar 2,50 mm'lik kesit aralıklarıyla gerçekleştirilmiştir. BT çekimi tamamlanan hasta veya hastalar hekim tarafından konturlanması için konturlama sistemine aktarılmıştır.

Konturlama sistemine aktarılan hastaların BT kesitleri üzerinde klinik hekimleri tarafından ICRU 50, 62 ve ICRU 83 protokolleri göz önünde bulundurularak hedef volüm ve diğer yapılar oluşturulmuştur. Çalışma için hasta seçimi yapılırken aynı hekim tarafından tedavisi yapılmış hasta profiline ağırlık verilmişse de yeterli analiz yapmak ve veri elde etmek için diğer hekimler tarafından tedavi edilmiş sol meme invaziv karsinomu tanımlı hastalarda dahil edilmiştir. Klinikteki hekimler tarafından meme kanseri radyoterapisi için PTV (sol meme), sol akciğer, sağ akciğer, karşı meme, medulla spinalis (omurga), kalp, LAD (Left Anterior Descending) ve hasta dış konturu (Patient) oluşturulmuştur. Yanı sıra hasta tedavi kürü, fraksiyon başına (günlük) 2 Gray, 25 fraksiyonda toplam 50 Gray olacak şekilde doz reçetesi tanımlanmıştır.

Build-up bölgesindeki elektron dengesizliğinden kaynaklı doz hesaplama hatalarını azaltmak için PTV ciltten 2 mm içeri çekilmiştir. Konturlaması tamamlanmış bir hasta BT-Simülasyonu şekil 24'te gösterilmektedir.



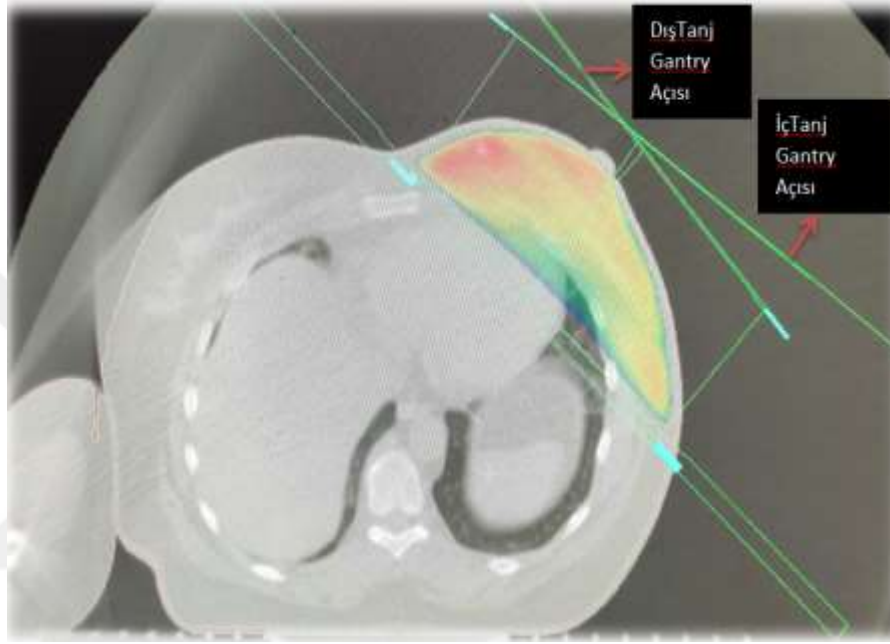
Şekil 24. BT Simülasyonu Üzerinde Konturlanmış PTV ve RAO'lar (AEAH, 2022)

Konturlaması tamamlanmış hastalar tedavi planlama sistemlerine aktarılmış olup IMRT planlarında PTV'ye yakın bölgelerde keskin doz düşüşü sağlamak amacıyla PTV'ye 0,5, 1 ve 1,5 cm olmak üzere marjlar oluşturulmuştur.

Tedavi planlama sistemine gönderilen 3 boyutlu BT kesitleri ve konturlama sisteminde oluşturulmuş yapılar tek tek kontrol edilmiş ve planlamaya başlanmıştır. İlk etapta alan içinde alan (t-FİF) planları oluşturulmuştur. 17 hastanın t-FİF planları hasta anatomisi göz önüne alınarak iç tanjansiyel gantry açıları 308° - 316° arasında dış tanjansiyel gantry açıları 132° - 144° olacak şekilde ayarlanmıştır. Kolimatör açıları ağırlıklı 0° olarak girilmiştir. Yanı sıra 6 MV'lik foton enerjisi kullanılmıştır. Hekim tarafından daha önce kararlaştırılan toplam 50 Gray'lık doz TPS'de tanımlanmıştır. Her iki planlama tekniği için doz hesaplama algoritması Convolution seçilmiştir. Bu algoritmayı seçmemizin nedeni meme gibi yoğun dokularda daha doğru doz hesaplamasıdır. t-FİF tekniğinde iç ve dış tanjansiyel alan ağırlıklarının dozu %50, %50 olacak şekilde seçilmiştir. Doz hesaplandıktan sonra oluşan maksimum sıcak noktaları, protokollerin önerdiği (%107) maksimum sıcaklıklara düşürmek için iç ve dış tanjansiyel alanlar içinde 2'şer segment (ana alan hariç) oluşturulmuştur.

Oluşturulan segmentler yardımıyla düşürülen sıcak nokta dozlardan sonra izodoz eğrileri çizilmiştir. DVH kullanılarak Dr. Emami, RTOG ve QUANTEC doz protokolleri referans alınarak PTV'nin V47.5, V46, D1(cm²), D2(cm²), D50(cm²) ve D98(cm²) gibi değerleri bulunmuştur. Bulunan PTV değerlerinin

bazıları ile konformite ve homojenite indeksleri hesaplanmıştır. Yanı sıra sol akciğer'in V20, V10, V5 ve Dmean değerleri bulunmuştur. Sağ akciğere ait Dmean değeri, kalbe ait V30, V25, V2 ve Dmean değerleri, karşı memeye ait V2, Dmax ve Dmean değerleri, medulla spinalise ait Dmax değerleri ve LAD'a ait V30, V25 ve Dmean değerleri bulunmuştur. Hasta konforunu ve tedavi süresini etkileyen MU (Monitor Unit) değerleri değerlendirilmiştir. Bir t-FiF tedavi planı örneği şekil 25'te gösterilmektedir.



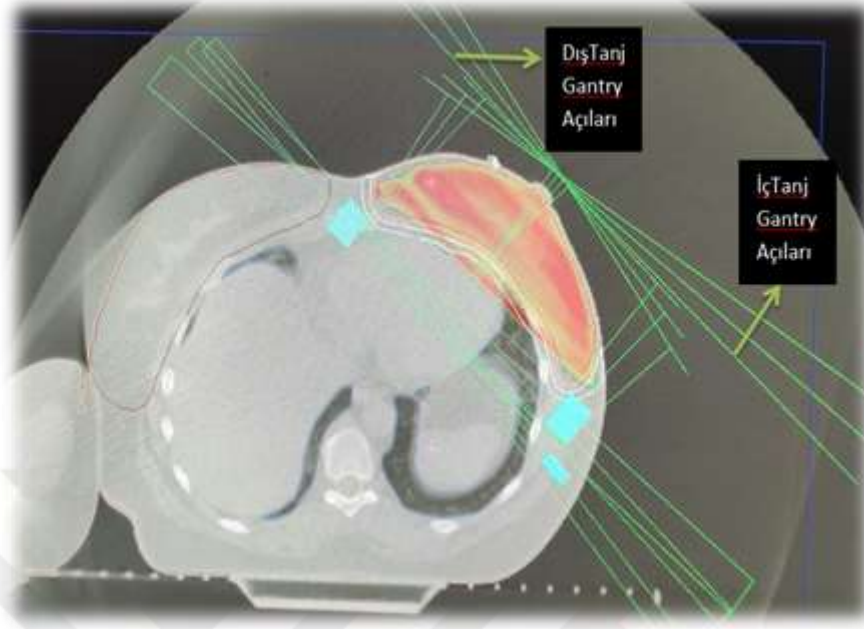
Şekil 25. t-FiF Tedavi Planı ve İzodoz Çiziminin Aksiyel Görünümü (AEAH, 2022)

Tanjansiyel alan içinde alan tedavi planları tamamlanmış ve akabinde tanjansiyel yoğunluk ayarlı (t-IMRT) planları, İnverse (Ters) tedavi planlama tekniği kullanılarak 17 plan tekrarlanmıştır. t-IMRT planlarının iç tanjansiyel gantry açıları ağırlıklı olarak 305°, 310°, 315° olarak girilmiştir.

Dış tanjansiyel gantry açıları ise 130°, 135°, 140° olarak girilmiştir. Kolimatör açıları 0° olarak girilmiştir. Tüm planlarda 6 MV foton enerjisi kullanılmıştır ve Convolution hesaplama algoritması seçilmiştir.

Tüm parametreler tanımlandıktan sonra adım-1 de protokoller dikkate alınarak uygun izodoz ve risk altındaki yapıların optimum korunması sağlanmıştır. Ayrıca adım-2'de de segmentlerin atılması sağlanıp final dozunun hesaplanması ile planlar tamamlanmıştır. DVH değerlendirilmesi, alan içinde alanda olduğu

gibi incelenmiş ve analiz verileri kayıt altına alınmış gerekli hesaplamalar yapılmıştır. Bir t-IMRT tedavi planı örneği şekil 26’da gösterilmektedir.



Şekil 26. t-IMRT Tedavi Planı ve İzodoz Çiziminin Aksiyel Görünümü (AEAH, 2022)

Karşılaştırılacak tedavi tekniklerinin tüm planlamaları bittikten sonra t-IMRT tedavi planları için hasta planı kalite kontrolleri (QA ya da KK) yapılmıştır. t-IMRT planlarının kalite kontrol set-up’u şekil 27’de gösterilmektedir.



Şekil 27. t-IMRT Tedavi Planlarının Kalite Kontrol (QA) Hazırlığı (AEAH, 2022)

Tamamlanan t-IMRT tedavi planlarının kalite kontrol işlemleri başlatılmadan önce ışın alanına konulan iki boyutlu dizilimli iyon odalarına sahip Matrixx cihazının 20 dakikalık ısıtma süreci tamamlandıktan sonra 24x24 cm²'lik kare alan açılıp 6 MV foton enerjisi ile yaklaşık 1000 MU verilerek iyon odalarının ısınması gerçekleştirilmiştir.

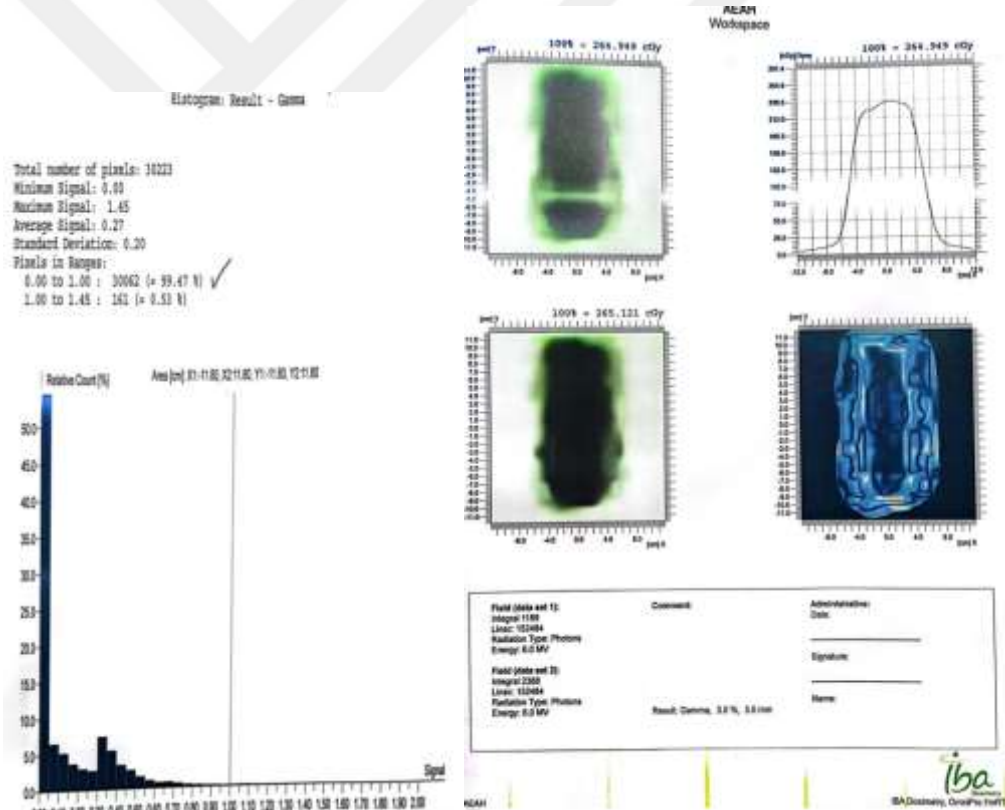
Tasarlanan t-IMRT planlarının alanları tek tek ışınlanmıştır ve gama analizi yaparken DTA ve DD kriterleri sırasıyla 3 mm ve %3 olarak belirlenmiştir. Ayrıca piksel eşitliği de yapılmıştır. Yanı sıra gama analiz sonucu %90 ve üstü çıkan planlar kabul edilmiştir. t-IMRT tedavi planı tamamlanmış bir planın parametreleri ve gama analizi değerlendirme örneği sırasıyla şekil 28 ve şekil 29'da görüldüğü gibidir.

Minimum Segment Size(cm): 2.0
 Segment Weight Optimization
 Convergence Criterion(%): ---
 Minimum Segment MU: ---
 Use Fast Superposition: ---
 SWO Grid Spacing(cm): ---
 Treatment Orientation: Supine, Head Toward Gantry
 Treatment Plan Approved: No

Maximum Iteration:
 Revise Iterations:

Beam Number/ Description	Calculation Algorithm	MLC Segments	MU
1 QG305	Convolution	10	85.60
2 QG310	Convolution	15	98.13
3 QG315	Convolution	18	76.97
4 QG130	Convolution	10	44.04
5 QG135	Convolution	10	61.97
6 QG140	Convolution	10	66.27
Total		73	432.98

Şekil 28. t-IMRT Planlarının Kalite Kontrol Tedavi Alanları (AEAİ, 2022)



Şekil 29. Örnek Bir t-IMRT Planının Gama Analizi Sonucu (AEAİ, 2022)

IV. BULGULAR

A. PTV ve RAO'ların Hacimsel Değerleri

ICRU 50, 62 ve 83 protokolleri referans alınarak oluşturulan hedef volüm ve risk altındaki organlar aşağıdaki çizelgede verilmiştir. Oluşturulan bu yapıların hacimleri alınan doz-hacim ilişkisi açısından önem arz etmektedir. Konturlanan tüm yapıların hacimsel değerleri çizelge 2'de gösterilmektedir.

Çizelge 2. Konturlanmış Yapıların Hacimsel (cc) Değerleri

Hasta No	PTV(cc)	Sol Akciğer(cc)	Sağ Akciğer(cc)	Kalp(cc)
1	1081.43	1388.7	1515.4	495.26
2	3484.28	1442.3	1416.3	628.44
3	2319.11	936.21	1257.8	661.45
4	2016.21	946.45	1055.4	605.29
5	861.66	1098.5	1178.3	415.85
6	1295.63	1114.1	1207.6	811.64
7	1998.04	2894.8	5088.8	640.74
8	1334.84	1072.6	1356.2	704.39
9	1301.42	883.89	1001.5	512.68
10	1509.02	2565.6	3671.3	488.85
11	2061.29	3386.1	2347.9	480.30
12	1035.06	1164.3	1003.3	460.74
13	1215.41	919.92	1032.8	460.64
14	1877.56	1168.0	1121.5	577.07
15	2030.12	854.51	905.83	736.44
16	1011.04	1212.8	1370.7	475.01
17	2564.81	1457.2	2145.4	1127.43
Hasta No	Karşı meme(cc)	MS(cc)	LAD(cc)	Patient(cc)
1	604.05	58.37	4.07	34987.18
2	4617.58	9.89	7.53	54962.79
3	2018.91	58.38	2.40	39108.47
4	1926.70	75.90	1.01	50137.06
5	789.13	57.44	2.30	28411.38
6	1603.14	64.05	2.41	47184.14
7	1520.78	107.77	2.60	41742.46
8	1652.88	36.12	2.30	34220.26
9	1139.57	17.28	2.91	387001.21
10	846.29	116.41	4.17	30677.66
11	1673.05	132.18	2.05	40640.47
12	811.47	11.89	2.00	35221.18
13	998.78	76.37	0.71	34905.23
14	1039.42	36.68	6.92	36928.38
15	1344.90	105.57	4.76	51078.07
16	1167.06	55.92	2.41	28839.48
17	1702.03	31.62	12.08	52858.09

B. t-FİF ve t-IMRT Tedavi Planlarına Ait (PTV) Hedef Volüm DVH Değerleri

- Tedavi planlama sisteminde oluşturulan t-FİF (Tanjansiyel Alan içinde Alan) ve t-IMRT (Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) planlarının PTV'lerine ait D_{max} , V47,5(%), V46(%), D1(cm^2), D2(cm^2), D50(cm^2) ve D98(cm^2) DVH değerleri çizelge 3 ve çizelge 4'te görülmektedir. Yanı sıra bulunan bu değerler formüllerde yerine konularak konformite ve homojenite indeksleri hesaplanmıştır.

Çizelge 3. t-FİF Planlarının Hedef Hacimlerine Ait DVH Değerleri

Hasta No	PTV (t-FİF)						
	$D_{max}(\%)$	V47,5(%)	V46(%)	D1(cm^2) (cGy)	D2(cm^2) (cGy)	D50(cm^2) (cGy)	D98(cm^2) (cGy)
1	108,1	93,55	96,66	5330,0	5321,0	5096,0	4475,0
2	108,9	89,68	95,79	5362,0	5341,0	4993,0	4426,0
3	109,3	95,94	97,53	5393,0	5384,0	5177,0	4538,0
4	108,2	94,63	96,63	5343,0	5325,0	5136,0	4425,0
5	108,0	91,88	95,94	5354,0	5330,0	5165,0	4427,0
6	107,0	86,90	92,73	5285,0	5270,0	5015,0	4313,0
7	108,2	87,48	93,64	5324,0	5306,0	5018,0	4037,0
8	107,2	93,32	95,20	5306,0	5297,0	5117,0	4370,0
9	107,1	90,18	94,76	5304,0	5286,0	5088,0	4404,0
10	107,0	94,94	97,30	5303,0	5332,0	5132,0	4429,0
11	107,4	92,48	94,44	5317,0	5299,0	5140,0	4039,0
12	108,0	91,08	94,99	5330,0	5308,0	5072,0	4182,0
13	108,1	94,58	96,59	5348,0	5321,0	5114,0	4421,0
14	108,2	96,21	97,15	5331,0	5340,0	5160,0	4467,0
15	107,8	81,34	86,99	5318,0	5300,0	5003,0	4175,0
16	107,2	91,42	94,10	5292,0	5283,0	5121,0	4203,0
17	110,1	95,45	97,39	5432,0	5405,0	5063,0	4542,0
Ortalama	108,0	91,83	95,16	5333,6	5320,5	5094,7	4345,5

Çizelge 4. t-IMRT Planlarının Hedef Hacimlerine Ait DVH Değerleri

Hasta No	PTV (t-IMRT)						
	<u>D_{max}(%)</u>	V47,5(%)	V46(%)	D1(cm ²) (cGy)	D2(cm ²) (cGy)	D50(cm ²) (cGy)	D98(cm ²) (cGy)
1	109,1	97,18	98,47	5390	5369,0	5171,0	4658,0
2	111,1	97,02	97,86	5440,0	5403,0	5155,0	4551,0
3	110,0	96,39	97,82	5321,0	5303,0	5110,0	4538,0
4	111,7	96,63	97,85	5452,0	5425,0	5193,0	4456,0
5	110,2	96,08	97,71	5395,0	5377,0	5206,0	4540,0
6	110,1	96,04	97,40	5407,0	5371,0	5180,0	4507,0
7	112,0	95,18	97,47	5414,0	5378,0	5101,0	4496,0
8	110,0	95,02	95,88	5447,0	5301,0	5217,0	4573,0
9	111,8	94,95	97,67	5348,0	5296,0	5002,0	4564,0
10	111,0	94,80	97,15	5354,0	5343,0	5165,0	4506,0
11	110,1	94,67	96,08	5402,0	5342,0	5182,0	4611,0
12	110,6	94,75	96,68	5400,0	5302,0	5190,0	4588,0
13	111,5	94,02	95,12	5331,0	5253,0	5089,0	4491,0
14	110,2	94,00	95,50	5381,0	5298,0	5160,0	4506,0
15	109,0	93,31	96,02	5375,0	5303,0	5015,0	4457,0
16	110,1	93,15	95,02	5381,0	5304,0	5138,0	4562,0
17	111,8	92,81	99,02	5224,0	5200,0	4977,0	4689,0
Ortalama	110,6	95,06	96,95	5380,1	5327,5	5132,4	4562,5

C. t-FİF ve t-IMRT Tedavi Planlarına Ait Sol Akciğer DVH Değerleri

- Tedavi planlama sisteminde oluşturulan t-FİF (Tanjansiyel Alan içinde Alan) ve t-IMRT (Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) planlarının sol akciğer, V20(%),V10(%),V5(%) ve D_{mean} DVH değerleri çizelge 5'te verilmiştir.

Çizelge 5. t-FİF ve t-IMRT Planlarına Ait Sol Akciğer DVH Değerleri

Hasta No	Sol Akciğer (t-FİF)				Sol Akciğer (t-IMRT)			
	V20(%)	V10(%)	V5(%)	<u>D_{mean}(cGy)</u>	V20(%)	V10(%)	V5(%)	<u>D_{mean}(cGy)</u>
1	21,12	23,72	28,03	1128	27,24	34,60	43,98	1275,0
2	26,90	29,63	33,41	1375	28,46	44,65	51,05	1036,0
3	17,57	20,14	24,42	955	27,95	38,56	42,47	1185,0
4	16,63	19,82	24,14	891	23,63	33,60	42,51	1279,0
5	18,20	20,93	24,71	966	24,37	29,83	38,82	1295,0
6	17,80	19,83	22,69	929	28,92	37,64	42,85	1073,0
7	18,17	20,75	25,00	964	28,68	42,30	52,15	1249,0
8	28,95	31,57	34,67	1496	26,66	43,60	54,27	1187,0
9	16,91	18,83	21,23	878	27,03	35,04	39,25	1343,0
10	19,57	21,88	25,03	1042	28,30	44,81	56,43	1237,0
11	20,70	23,11	26,99	1101	28,77	36,98	41,34	1036,0
12	24,40	21,63	19,18	987	29,23	44,67	52,43	1164,0
13	35,77	38,15	41,27	1790	28,83	45,79	61,98	1210,0
14	37,02	40,19	45,30	1892	29,17	43,42	64,87	1341,0
15	11,78	13,97	16,68	638	27,54	33,19	38,67	1217,0
16	21,26	23,56	26,47	1110	29,61	44,11	51,74	1113,0
17	16,43	18,66	22,21	868	28,02	41,51	44,72	1485,0
Ortalama	20,75	23,90	25,72	1118	27,79	41,62	37,81	1219,0

D. t-FİF ve t-IMRT Tedavi Planlarına Ait Sağ Akciğer DVH Değerleri

- Tedavi planlama sisteminde oluşturulan t-FİF (Tanjansiyel Alan içinde Alan) ve t-IMRT (Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) planlarının sağ akciğer, V20(%),V10(%),V5(%) ve D_{mean} DVH değerleri çizelge 6’da verilmiştir.

Çizelge 6. t-FİF ve t-IMRT Planlarına Ait Sağ Akciğer DVH Değerleri

Hasta No	Sağ Akciğer (t-FİF)				Sağ Akciğer (t-IMRT)			
	V20(%)	V10(%)	V5(%)	$D_{mean}(cGy)$	V20(%)	V10(%)	V5(%)	$D_{mean}(cGy)$
1	-	-	-	20,0	-	-	-	31,0
2	-	-	-	25,0	-	-	-	38,0
3	-	-	-	30,0	-	-	-	60,0
4	-	-	-	20,0	-	-	-	34,0
5	-	-	-	21,0	-	-	-	30,0
6	-	-	-	19,0	-	-	-	28,0
7	-	-	-	18,0	-	-	-	54,0
8	-	-	-	21,0	-	-	-	24,0
9	-	-	-	24,0	-	-	-	34,0
10	-	-	-	26,0	-	-	-	35,0
11	-	-	-	28,0	-	-	-	54,0
12	-	-	-	22,0	-	-	-	54,0
13	-	-	-	25,0	-	-	-	35,0
14	-	-	-	26,0	-	-	-	51,0
15	-	-	-	24,0	-	-	-	58,0
16	-	-	-	23,0	-	-	-	25,0
17	-	-	-	17,0	-	-	-	59,0
Ortalama	-	-	-	22,9	-	-	-	41,4

E. t-FİF ve t-IMRT Tedavi Planlarına Ait Kalp DVH Değerleri

- Tedavi planlama sisteminde oluşturulan t-FİF (Tanjansiyel Alan içinde Alan) ve t-IMRT (Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) planlarının kalp, V30(%),V25(%),V2(%) ve D_{mean} DVH değerleri çizelge 7’de verilmiştir.

Çizelge 7. t-FİF ve t-IMRT Planlarına Ait Kalp DVH Değerleri

Hasta No	Kalp (t-FİF)				Kalp(t-IMRT)			
	V30(%)	V25(%)	V2(%)	<u>D_{mean}(cGy)</u>	V30(%)	V25(%)	V2(%)	<u>D_{mean}(cGy)</u>
1	8,97	9,67	26,56	574,0	6,22	7,38	48,42	701,0
2	6,98	7,70	38,69	527,0	6,74	8,90	51,75	1005,0
3	8,20	8,99	38,16	586,0	7,44	9,23	54,22	910,0
4	7,20	7,87	31,22	529,0	6,98	8,08	52,47	969,0
5	5,96	6,50	22,42	445,0	5,81	6,64	39,34	601,0
6	8,93	9,58	33,17	584,0	7,00	9,21	51,37	908,0
7	1,45	1,77	24,66	236,0	5,41	7,08	50,48	870,0
8	7,31	7,97	29,59	510,0	5,93	7,39	38,72	713,0
9	9,23	9,92	32,88	611,0	6,86	8,91	45,74	1002,0
10	13,13	14,09	40,84	801,0	7,70	9,00	45,95	980,0
11	12,39	13,24	39,93	776,0	7,25	11,89	56,30	982,0
12	9,00	9,83	32,77	606,0	7,47	12,36	52,12	982,0
13	14,65	15,64	42,16	869,0	6,91	11,89	66,56	911,0
14	7,56	8,21	32,02	530,0	7,19	8,69	55,80	972,0
15	6,22	6,88	26,76	443,0	6,44	13,03	50,45	867,0
16	9,11	9,75	27,90	599,0	7,67	13,07	52,41	913,0
17	0,02	0,06	20,35	163,0	4,17	6,38	57,50	739,0
Ortalama	8,02	8,69	31,77	552,3	6,66	9,36	51,15	883,8

F. t-FİF ve t-IMRT Tedavi Planlarına Ait Karşı Meme ve Medulla Spinalis DVH Değerleri

- Tedavi planlama sisteminde oluşturulan t-FİF (Tanjansiyel Alan içinde Alan) ve t-IMRT (Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) planlarının karşı meme, V2(%), D_{max} ve D_{mean} ve medulla spinalis'in D_{max} DVH değerleri çizelge 8'de verilmiştir.

Çizelge 8. t-FİF ve t-IMRT Planlarına Ait Karşı Meme ve Medulla Spinalis DVH Değerleri

Hasta No	Karşı Meme(t-FİF)			Karşı Meme(t-IMRT)			Medulla Spinalis(D _{max})	
	V2(%)	<u>D_{max}(cGy)</u>	<u>D_{mean}(cGy)</u>	V2(%)	<u>D_{max}(cGy)</u>	<u>D_{mean}(cGy)</u>	t-FİF (cGy)	t-IMRT(cGy)
1	0,00	94,0	12,0	3,13	605,0	26,0	33,0	40,0
2	0,00	148,0	12,0	5,63	1900,0	63,0	42,0	50,0
3	0,28	945,0	27,0	4,82	2102,0	111,0	44,0	56,0
4	0,00	230,0	16,0	6,28	1886,0	70,0	31,0	41,0
5	0,00	146,0	21,0	2,74	1548,0	38,0	32,0	46,0
6	0,00	180,0	19,0	2,71	1980,0	40,0	34,0	50,0
7	0,00	142,0	15,0	5,13	2104,0	122,0	32,0	53,0
8	0,00	122,0	13,0	0,02	261,0	14,0	37,0	40,0
9	0,00	147,0	22,0	5,61	1864,0	106,0	34,0	48,0
10	0,60	977,0	26,0	2,03	2101,0	37,0	33,0	27,0
11	0,17	995,0	23,0	7,07	1807,0	108,0	38,0	51,0
12	0,00	156,0	17,0	6,58	1503,0	96,0	32,0	65,0
13	0,00	184,0	25,0	6,34	2051,0	96,0	47,0	73,0
14	0,00	167,0	20,0	5,46	1711,0	163,0	55,0	99,0
15	0,00	107,0	13,0	0,75	1062,0	17,0	42,0	58,0
16	0,00	145,0	17,0	0,64	1309,0	25,0	33,0	47,0
17	0,02	92,0	13,0	2,10	1403,0	33,0	29,0	46,0
Ortalama	0,06	292,7	18,3	3,61	1599,8	68,5	36,9	52,3

G. t-FİF ve t-IMRT Tedavi Planlarına Ait LAD DVH Değerleri

- Tedavi planlama sisteminde oluşturulan t-FİF (Tanjansiyel Alan içinde Alan) ve t-IMRT (Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) planlarının LAD, V30(%), V25(%) ve D_{mean} DVH değerleri çizelge 9’da verilmiştir.

Çizelge 9. Çizelge 9 t-FİF ve t-IMRT planlarına Ait LAD DVH değerleri

Hasta No	LAD (t-FİF)			LAD (t-IMRT)		
	V30(%)	V25(%)	D_{mean}	V30(%)	V25(%)	D_{mean}
1	42,37	63,92	3242,0	36,00	54,91	2215,0
2	10,50	13,56	1002,0	17,81	26,51	2012,0
3	30,88	39,57	2013,0	34,33	43,04	2213,0
4	28,33	35,39	1912,0	3,25	8,28	1686,0
5	23,89	30,93	1787,0	51,41	60,03	2309,0
6	44,96	46,71	2279,0	47,91	49,91	2278,0
7	62,98	66,77	3389,0	19,21	24,76	1562,0
8	54,25	58,27	2696,0	39,79	58,62	2255,0
9	34,00	37,48	1199,0	22,81	34,43	2319,0
10	59,17	63,62	3375,0	42,54	55,31	2018,0
11	61,25	67,22	3370,0	12,18	63,97	2236,0
12	27,88	30,91	1673,0	26,35	43,16	2016,0
13	61,57	69,27	3103,0	11,20	20,59	2096,0
14	10,63	13,30	1091,0	2,42	12,87	1839,0
15	17,36	19,64	1203,0	4,22	19,85	2014,0
16	21,24	25,43	1383,0	13,13	20,77	1830,0
17	40,22	42,01	1888,0	40,61	53,71	2178,0
Ortalama	37,14	42,57	1777,8	24,76	39,03	2063,3

H. t-FİF ve t-IMRT Tedavi Planlarının Toplam MU ve Segment Sayısı

- Tedavi planlama sisteminde oluşturulan t-FİF (Tanjansiyel Alan içinde Alan) planlarının segmentleri elle oluşturulmuş ve MU değerleri otomatik hesaplatılmıştır. Ayrıca t-IMRT (Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) planlarının segment ve MU değerleri ters planlama tekniği ile otomatik hesaplatılmıştır. Hesaplatılan değerler çizelge 10’da verilmiştir.

Çizelge 10. t-FİF ve t-IMRT Planlarına Ait Toplam MU ve Segment Sayısı Değerleri

Hasta No	MU ve Segment Sayısı (t-FİF)		MU ve Segment Sayısı (t-IMRT)	
1	229,01	6	492,33	75
2	215,71	6	716,13	107
3	229,81	6	666,19	114
4	225,91	6	630,48	90
5	227,87	6	432,98	73
6	230,51	6	626,53	102
7	220,89	6	589,07	91
8	222,54	6	610,00	89
9	229,56	6	694,99	106
10	221,51	6	844,60	139
11	224,66	6	758,82	124
12	223,26	6	676,59	102
13	224,18	6	594,13	104
14	226,92	6	886,13	152
15	255,61	6	685,25	118
16	229,02	6	677,29	120
17	236,89	6	421,65	87
Ortalama	227,88	6	647,24	105

İ. t-FİF ve t-IMRT Tedavi Planlarının Konformite ve Homojenite İndeksleri

- Tedavi planlama sistemindeki DVH bilgileri incelenerek elde edilen PTV değerleri, ICRU’da belirtilen formüller kullanılarak konformite ve homojenite indeksleri bulunmuştur. Konformite ve homojenite indeks değerleri çizelge 11’de verilmiştir.

Çizelge 11. t-FİF ve t-IMRT Planlarına Ait Konformite ve Homojenite İndeksleri

Hasta No	Konformite İndeksi		Homojenite İndeksi	
	t-FİF	t-IMRT	t-FİF	t-IMRT
1	0,888	0,923	0,166	0,137
2	0,851	0,922	0,183	0,165
3	0,911	0,916	0,163	0,149
4	0,898	0,918	0,175	0,167
5	0,872	0,913	0,175	0,160
6	0,825	0,913	0,192	0,166
7	0,831	0,904	0,253	0,172
8	0,886	0,903	0,181	0,139
9	0,856	0,902	0,173	0,146
10	0,901	0,895	0,175	0,162
11	0,878	0,899	0,245	0,141
12	0,865	0,900	0,222	0,137
13	0,898	0,893	0,176	0,149
14	0,913	0,893	0,169	0,153
15	0,772	0,887	0,225	0,168
16	0,868	0,885	0,211	0,144
17	0,906	0,882	0,170	0,116
Ortalama	0,821	0,850	0,192	0,151

J. t-IMRT Planlarının Kalite Kontrolünün (QA) Gama Analiz Değerleri

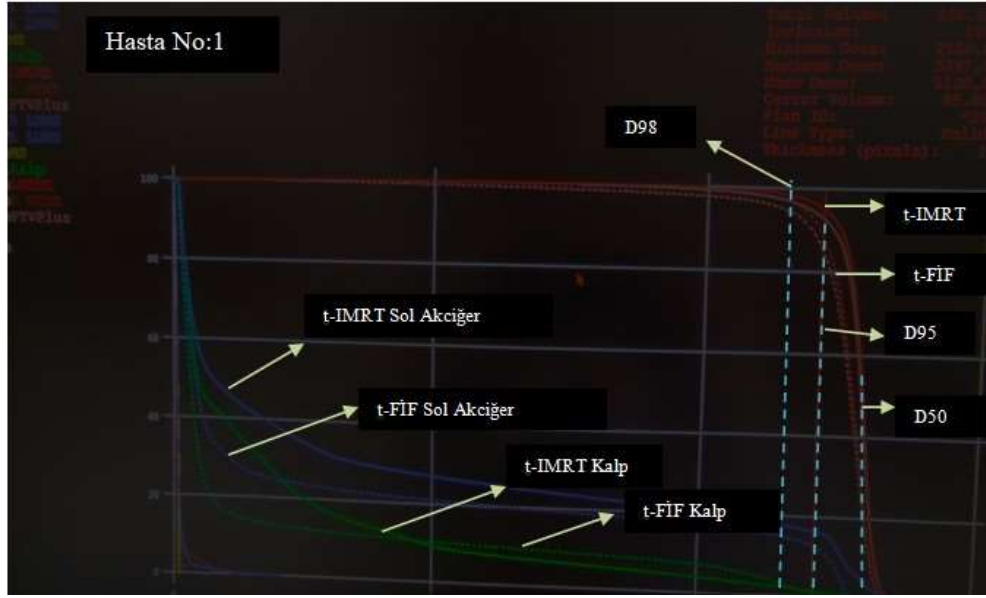
- Tedavi planlama sisteminde oluşturulan t-IMRT (Tanjansiyel Alan içinde Alan) tedavi planlarının gama analizi yapılırken DTA ve DD kriterleri sırasıyla 3 mm ve %3 olarak belirlenmiştir. Oluşturulan planların klinik protokolünün plan geçti oranı %90 ve üzeridir. Kalite kontrol plan geçti-kaldı oranları çizelge 12’de verilmiştir.

Çizelge 12. t-IMRT Tedavi Planlarına Ait Gama Analiz Sonuçları

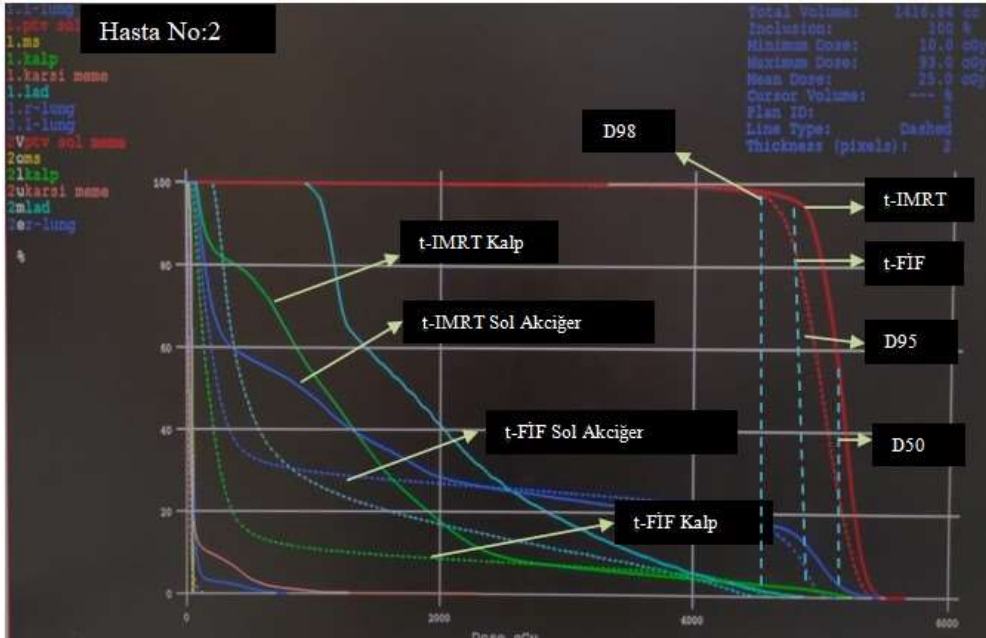
Hasta No	t-IMRT Hasta Planı Kalite Kontrol Sonuçları (QA)
1	% 97,53
2	% 96,19
3	% 97,62
4	% 98,43
5	% 95,93
6	% 99,47
7	% 98,66
8	% 98,16
9	% 99,37
10	% 98,82
11	% 97,60
12	% 91,72
13	% 98,45
14	% 97,76
15	% 98,84
16	% 98,74
17	% 99,62
Ortalama	% 97,82

K. t-FİF ve t-IMRT DVH’lerinin Karşılaştırılması

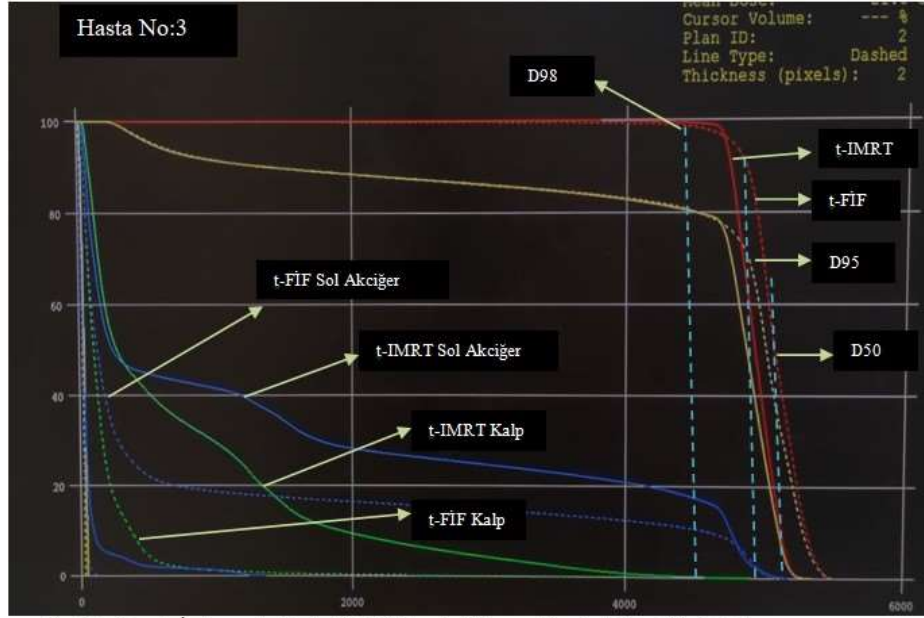
t-FİF ve t-IMRT tedavi planlama tekniklerinin DVH’leri ayrı ayrı değerlendirildi ve tedavi planlama sisteminin çoklu plan karşılaştırma özelliği kullanılarak her iki tekniğin DVH değerleri bir arada karşılaştırıldı. 17 hastanın (17 çift DVH) DVH’leri aşağıdaki gibidir.



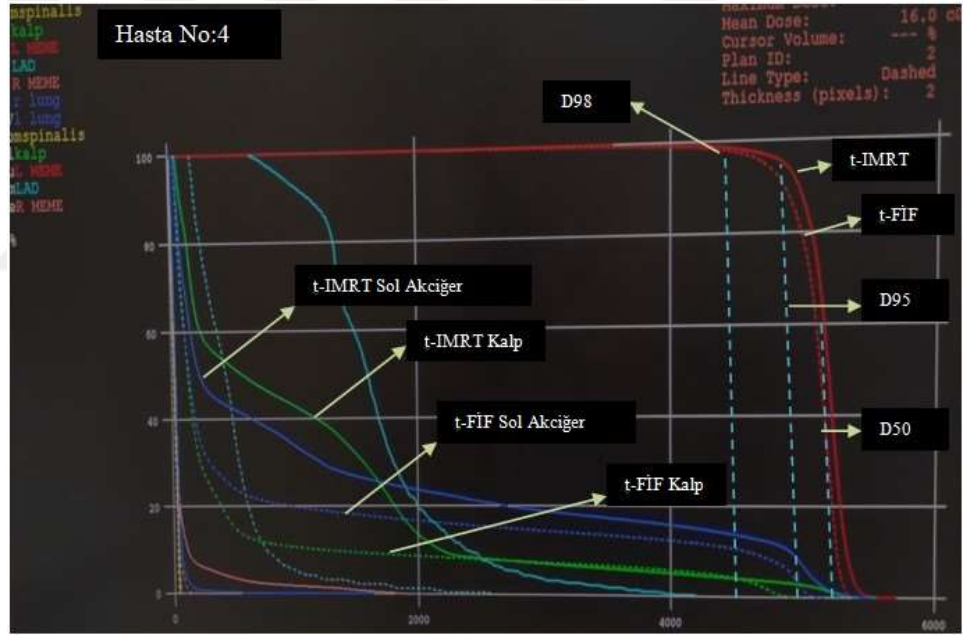
Şekil 30. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:1 (AEAİ, 2022)



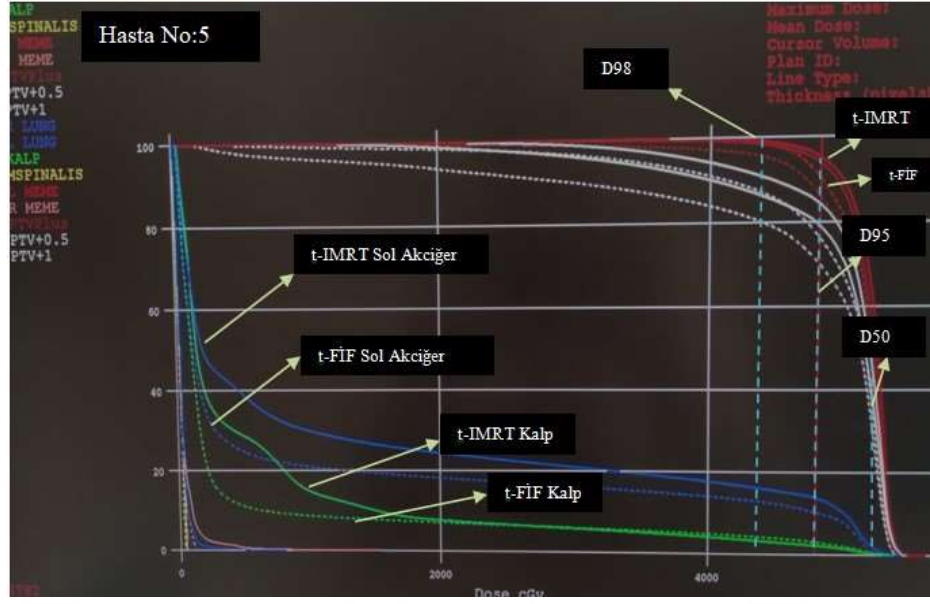
Şekil 31. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:2 (AEAİ, 2022)



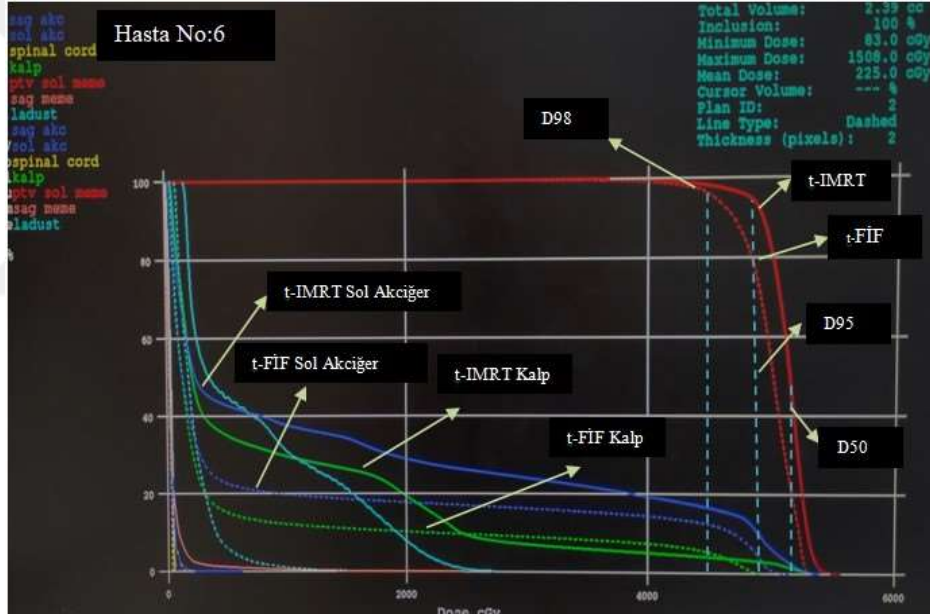
Şekil 32. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:3 (AEAİ, 2022)



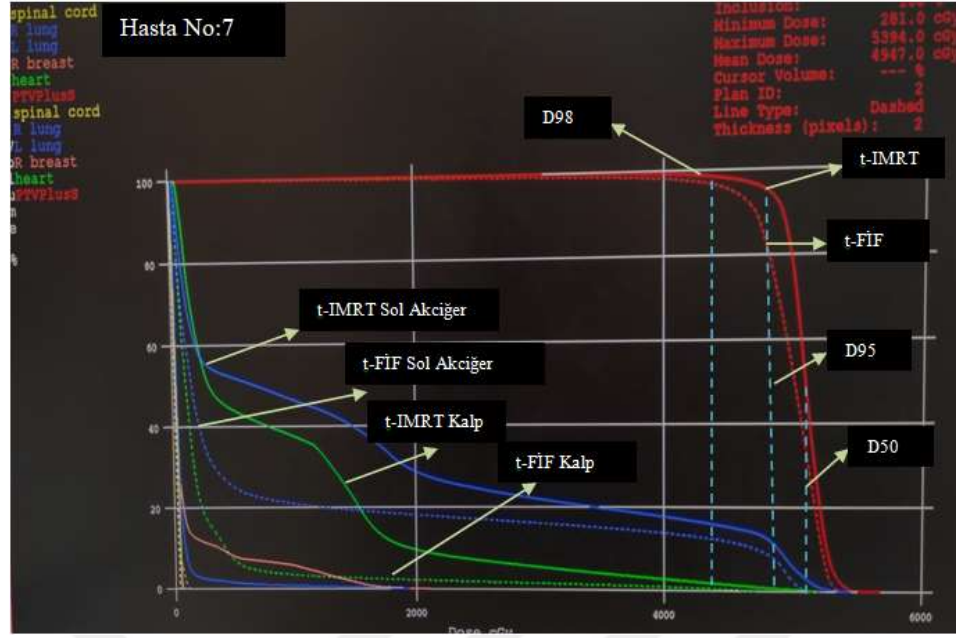
Şekil 33. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:4 (AEAİ, 2022)



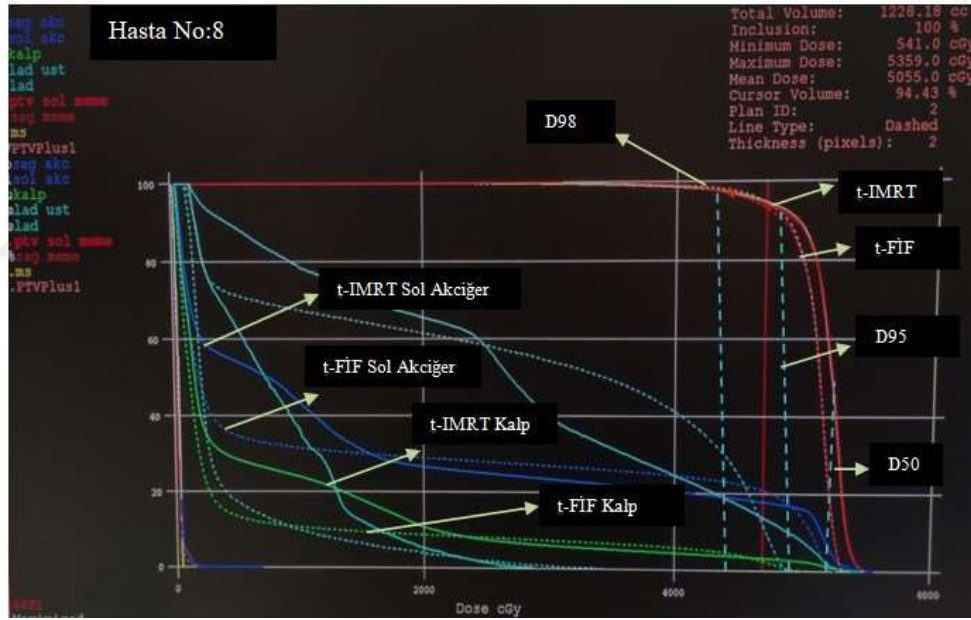
Şekil 34. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:5 (AEAHA, 2022)



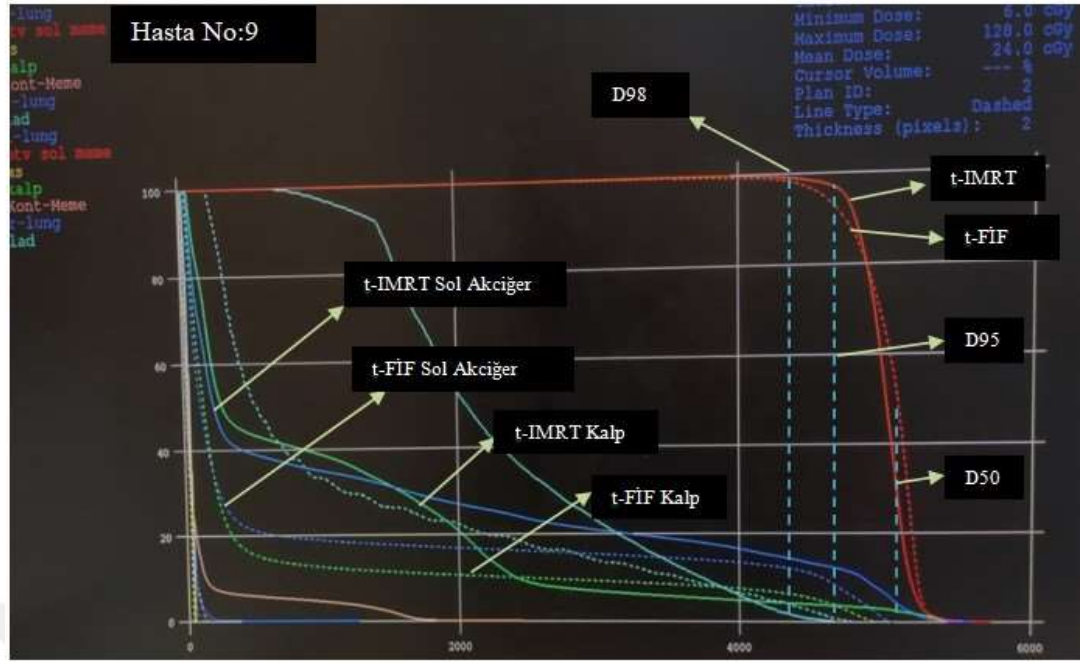
Şekil 35. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:6 (AEAHA, 2022)



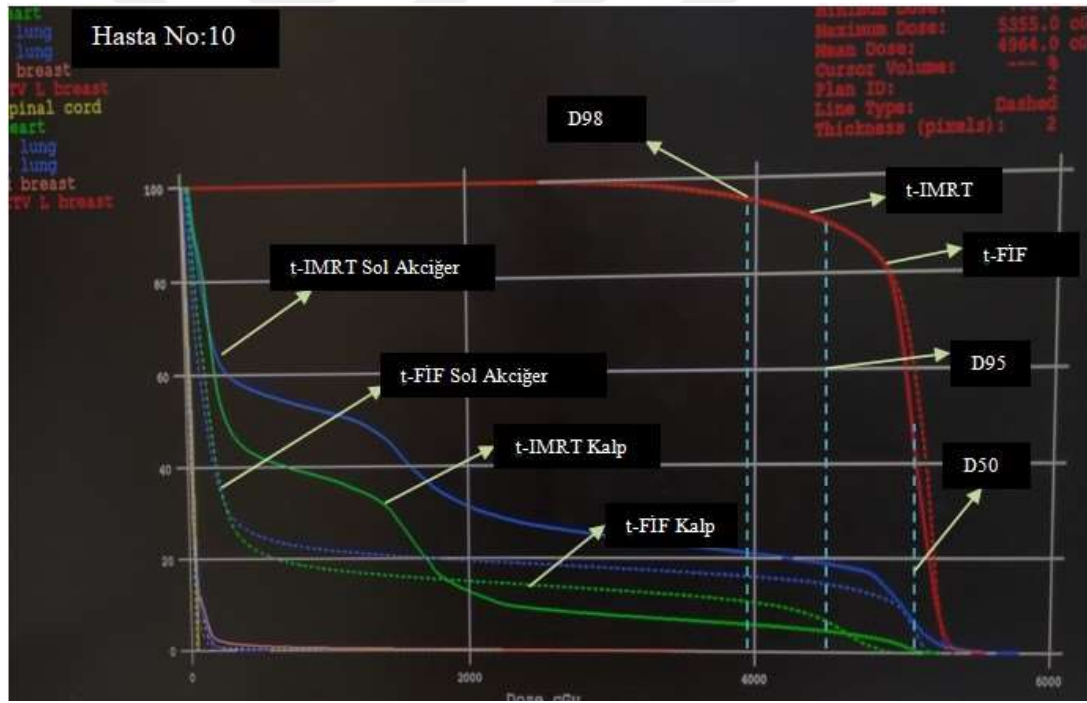
Şekil 36.t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:7 (AEAİ, 2022)



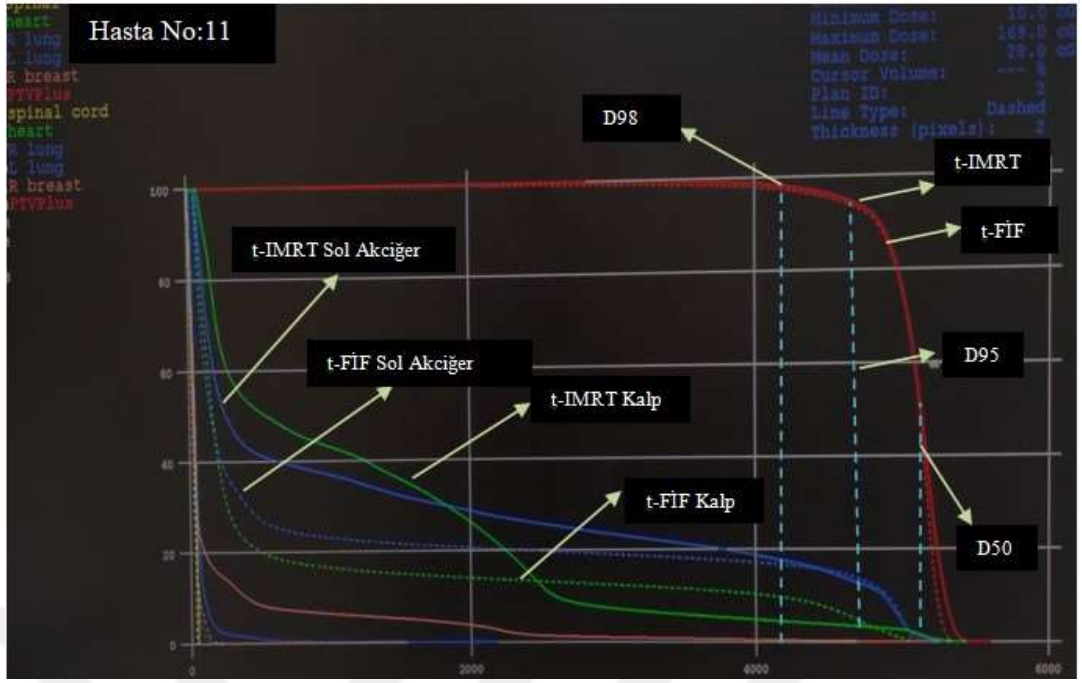
Şekil 37.t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:8 (AEAİ, 2022)



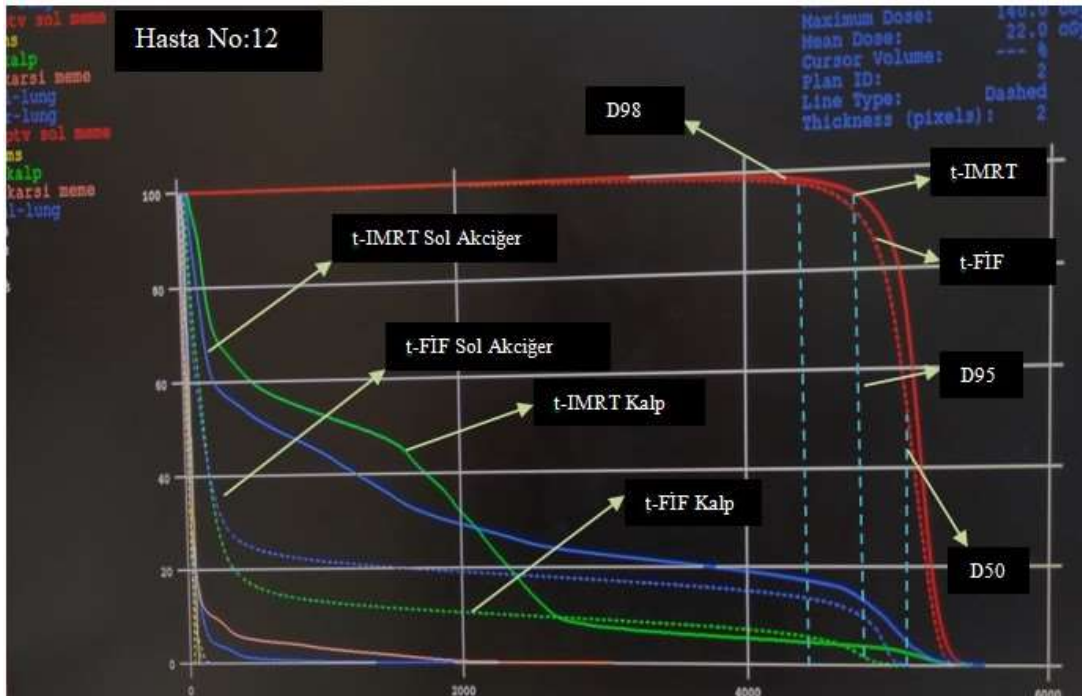
Şekil 38. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:9 (AEAHA, 2022)



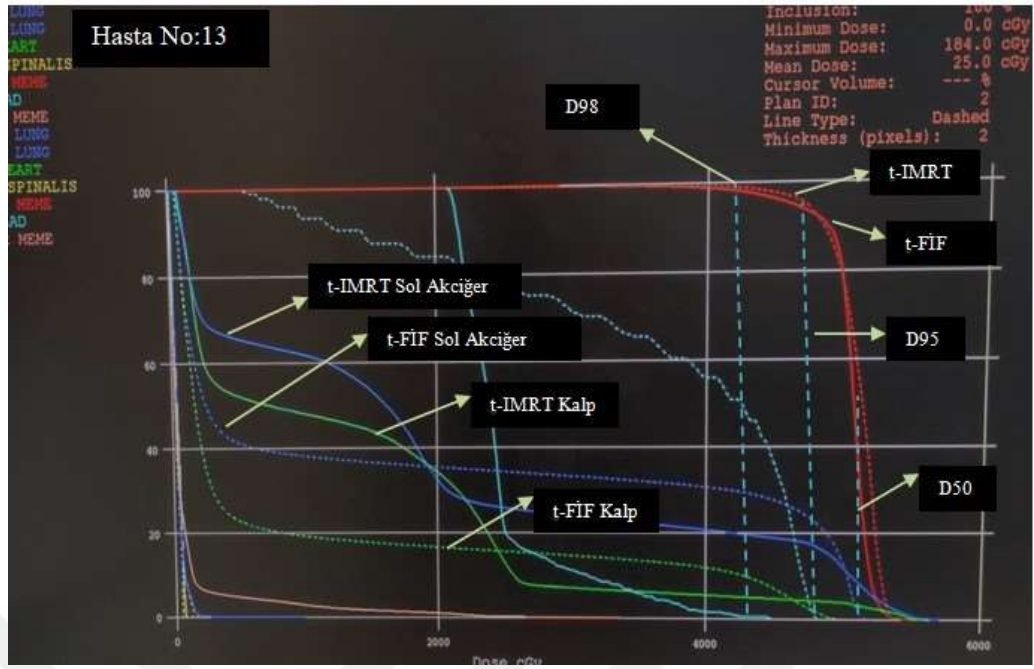
Şekil 39. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:10 (AEAHA, 2022)



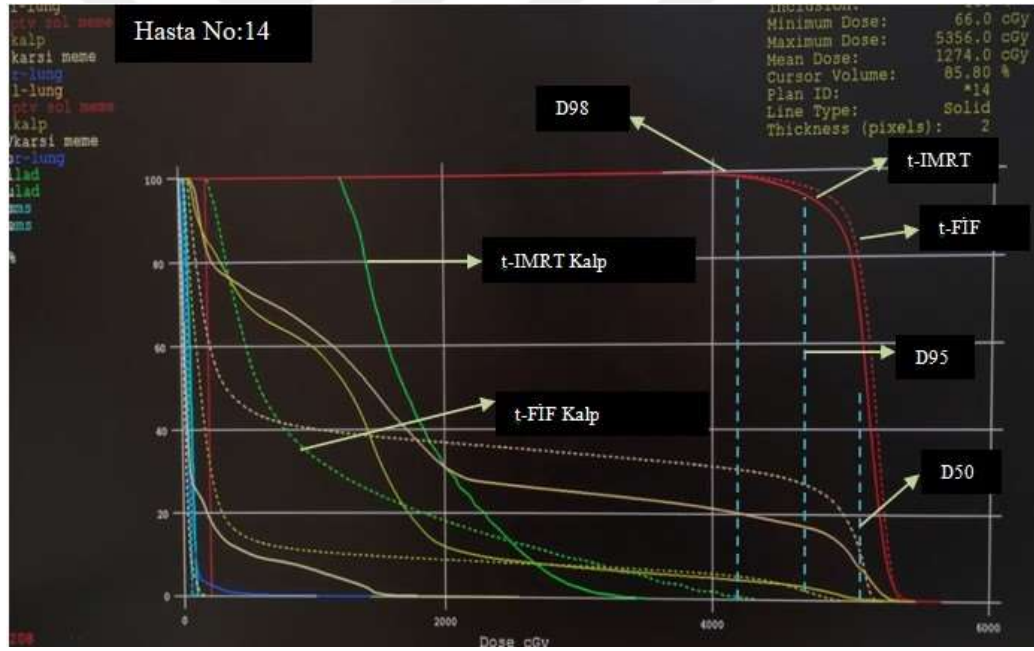
Şekil 40. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:11 (AEAHA, 2022)



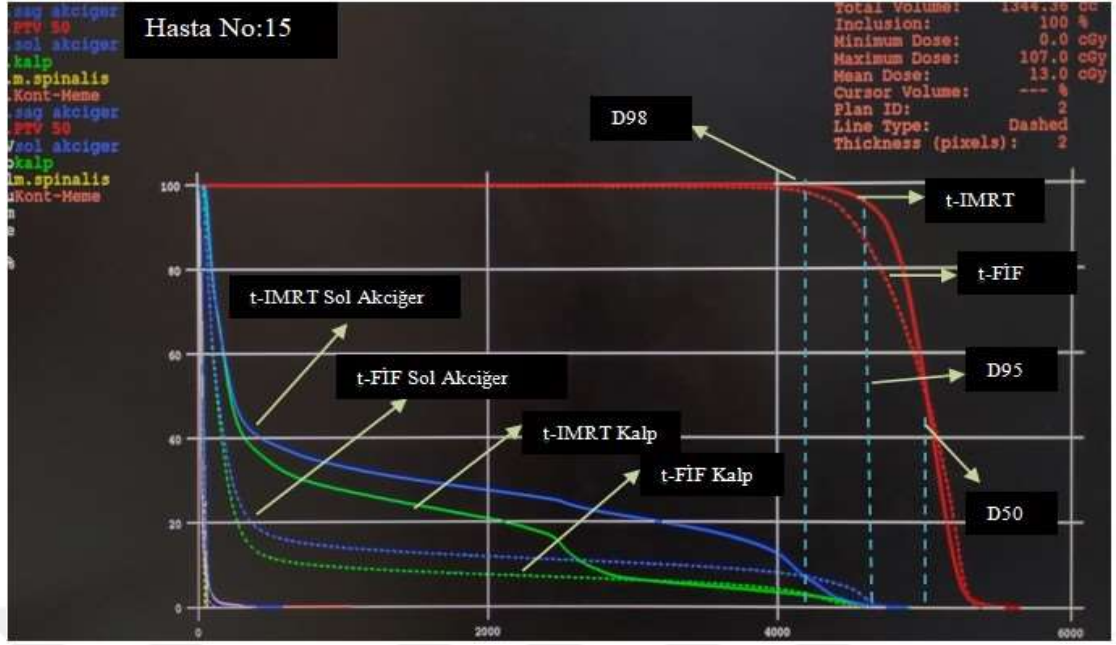
Şekil 41. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:12 (AEAHA, 2022)



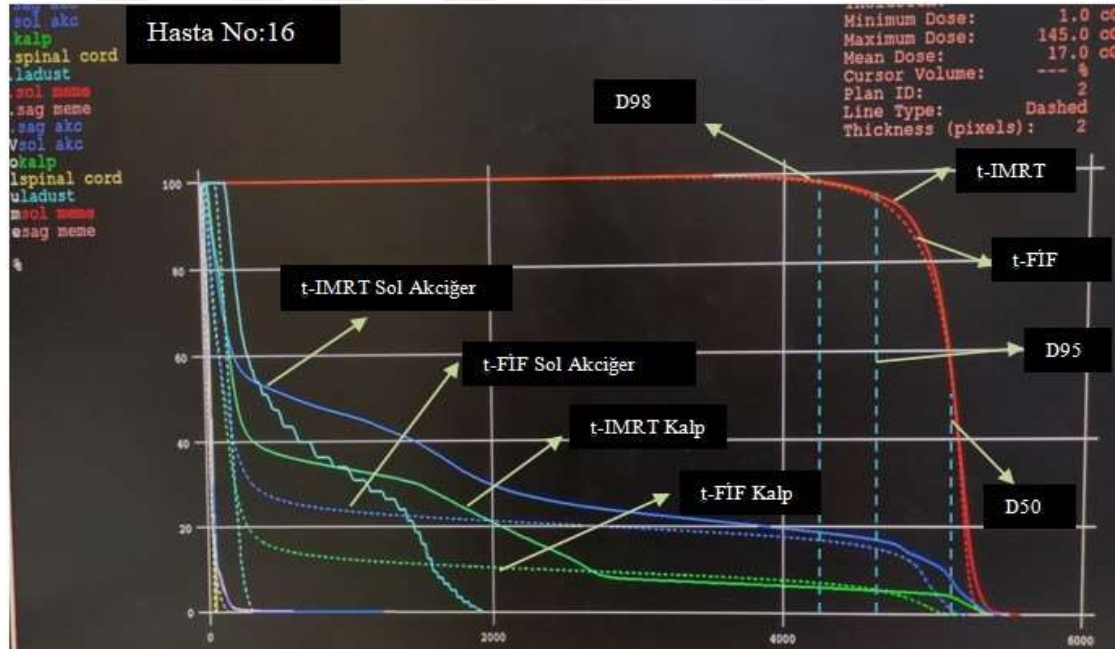
Şekil 42. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:13 (AEAHA, 2022)



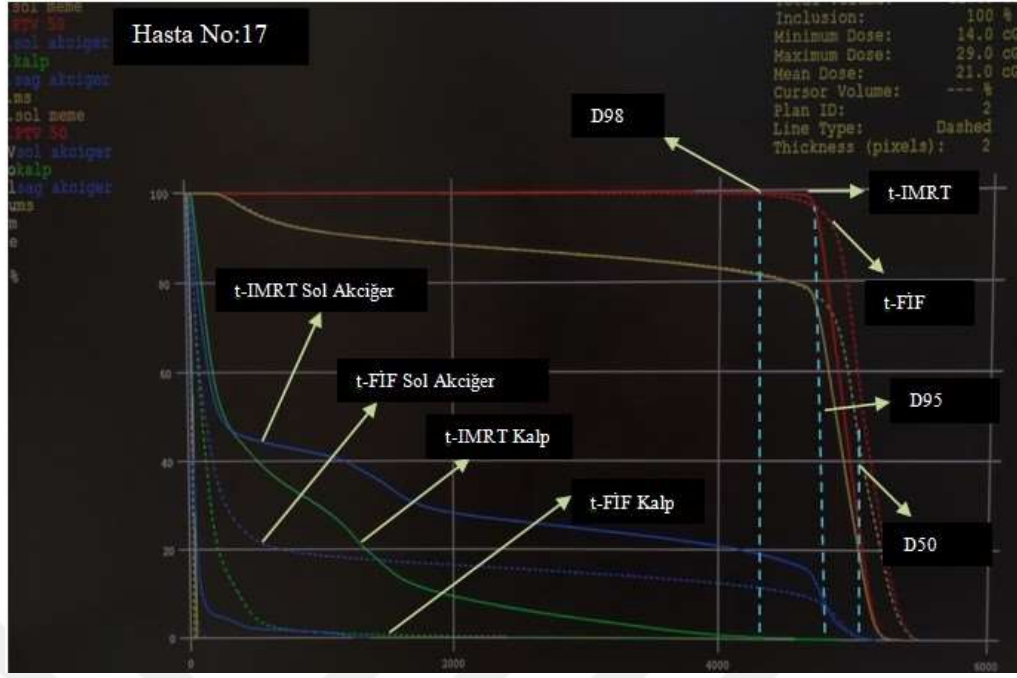
Şekil 43. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:14 (AEAHA, 2022)



Şekil 44. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:15 (AEAİ, 2022)



Şekil 45. t-FİF ve t-IMRT DVH'leri, Hasta No:16 (AEAİ, 2022)



Şekil 46. t-FİF ve t-İMRT DVH'leri, Hasta No:17 (AEAİ, 2022)

V.TARTIŞMA

External radyasyon tedavisi meme kanseri için etkili ve yaygın kullanılan bir tedavi yöntemidir. Radyasyon tedavisinin meme kanseri için faydaları açık olmakla beraber, tedaviden sonraki uzun süreli takip sürecinde bazı komplikasyonlar ortaya çıkabilir (JACC, 2021).

Radyoterapi uygulamalarında hedef hacme ya da tümöre reçete edilen dozu optimum şekilde vermekle beraber çevre kritik organları da en iyi şekilde korumak amaçlanır. Radyoterapi tekniklerinin gelişmesiyle beraber çevre kritik yapıların aldığı dozlar daha düşük değerlere çekilebilirken hedefe yönelik verilen dozlarda istenilen maksimum değerlere çıkılabilmektedir.

Marzieh Salimi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulaması ile hedef hacimde daha iyi bir doz dağılımı ve hedef doz kapsamı elde edildiği gösterilmiştir. Bunun yanı sıra risk altındaki çevre yapıların daha iyi korunduğu belirtilmiştir.

Yaptığımız çalışmada hedef hacim (PTV), t-FİF planları için V47,5 doz değerleri, 81,34 ile 96,21 arasında bulunurken t-IMRT planları için ise 92,81 ile 97,18 arasında bulundu ve t-IMRT planlarının hedef doz kapsamının daha iyi olduğu gözlemlendi. Bunun yanı sıra t-IMRT planlarının doz değerleri QUANTEC, Emami ve diğer çalışma protokolleri ile uyumlu bulundu, t-FİF planlarının birçoğu protokol değerleri ile uyumsuz çıktı.

Radyasyon kaynaklı akciğer hasarı, toraks içindeki ve çevresindeki farklı tümörler için radyoterapi sonrası bilinen bir olaydır ve tipik olarak birbirini izleyen iki farklı klinik faz olan pnömonit ve fibrozis şeklinde kendini gösterir. Radyasyon pnömonisi, alveoler boşlukta akut eksüdasyona ve inflamatuvar hücrelerin göçüne bağlıdır. RT tamamlandıktan 4-12 hafta sonra ortaya çıkar ve klinik olarak sessiz olabilir, ancak bazı hastalarda öksürük, nefes darlığı, ateş ve göğüste rahatsızlık hissedilebilir. Bu değişiklikler gerileyerek tam restitüsyona

dönüşebilir veya daha şiddetli derecede mevcut olduğunda fibrozise evrilebilir (Marco, et al. 2008).

Guan-Hua Jin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 5 farklı tedavi tekniği kullanılarak ipsilateral (aynı taraflı) akciğer, karşı akciğer ve diğer kritik yapıların dozları karşılaştırılmıştır. İpsilateral akciğerin D_{mean} , V5(%), V10(%), V20(%), V30(%) ve V40(%) DVH parametreleri karşılaştırılmış ve t-IMRT tekniğinin daha avantajlı olduğu bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda da benzer şekilde iki tedavi tekniği kullanılarak ipsilateral akciğerin V20(%), V10(%), V5(%) ve D_{mean} DVH parametreleri değerlendirilmiş, referans doz tablolarıyla ve diğer çalışmalarla uyumlu bulunmuştur. Çalışmada t-FIF planlarının akciğer değerleri daha avantajlı bulunmasına rağmen t-IMRT planlarının da akciğer DVH değerleri literatürle uyumlu bulundu. Bunun yanı sıra karşı akciğer dozları her iki teknikte de anlamsız bulundu.

CardioOncology’de yayınlanan yeni bir araştırmaya göre 1985 ile 2008 yılları arasında radyasyon tedavisi gören sol meme kanseri olan kadınlarda 27,5 yıllık uzun süreli takip sürecinde sağ meme kanserli kadınlara kıyasla iki kat daha fazla koroner arter hastalığı riski olduğu ortaya çıkmıştır (JACC, 2021).

Sol meme kanseri radyoterapi uygulamalarında, kalp ve ipsilateral akciğerde radyasyona bağlı bazı riskler olduğuna dair bağlantılar bulunmuştur.

Ortalama kalp dozuna ek olarak, meme kanseri radyoterapi tedavi planlaması LAD gibi kardiyak alt hacimler için kısıtlamalar da içermelidir. Verilen kısıtlamalar, yeterli kalp korumasını sağlamalıdır. Kardiyak yapıların yeterli korunması ile uygun hedef hacim kapsamının kararı klinik hekimine kalmıştır. Meme kanserine özgü mortalite riski ve hastanın kardiyak risk faktörleri, radyasyona bağlı kardiyotoksisite riskine karşı ayrı ayrı değerlendirilmelidir.

Toumas Viren ve arkadaşlarının yaptığı sol meme kanseri radyoterapi çalışmasında 4 farklı tedavi planlama tekniği karşılaştırılmış olup kalbin aldığı V30(%), V25(%), V2(%) ve ortalama doz değerleri incelenmiştir. Yaptığımız çalışma, Toumas Viren ve arkadaşlarının çalışmasıyla kıyaslandığında kalbin aldığı dozlar daha düşük çıkmıştır. Ayrıca t-IMRT planlarında kalbin V30(%) ve

V25(%) doz deęerleri daha dūřuk bulunmuř, V2(%) ve ortalama kalp dozları daha yūksek çıkmıřtır. Bulduęumuz tūm deęerler literatūrle uyumludur.

Adela Poitevin-Chacon ve arkadaşlarının yaptıęı alıřma, LAD'ın maksimum dozunun 53 Gy çıktıęı ve bu dozun yūksek olduęu belirlenmiřtir. Bu durumda kardiyak morbidite riskinin artıęı dūřūnūlmūřtır. Çalıřmada maksimum kardiyak dozlarının azaltılması için nefes tutma teknięinin onemi belirtilmiřtir. Ayrıca daha kūuk BT kesitleriyle LAD gibi yapıların konturlama hatalarının azaltılabileceęi bildirilmiřtir. Bu alıřmada LAD için radyasyon tolerans dozunu belirlemek amacıyla uzun sūre takipli çalıřmaların yapılması gerektięi belirtilmiřtir.

Yaptıęımız alıřma, LAD'ın aldıęı dozlar literatūrle uyumlu olup konturlama hatalarının giderilmesiyle daha tolere edilebilir dozlara dūřūrūlebileceęine inanmakla beraber LAD için t-FİF planlama teknięinin daha avantajlı olduęu grūlmūřtır.

Meme kanseri tedavisi söz konusu olduğunda karşı memenin dozu, daha uzun sūreli takiplerde radyasyona bağlı karşı meme kanserine yol açabileceğinden dikkate alınması gereken çok onemli bir parametredir.

İn vivo çalışmalardan elde edilen onemli sonuçlar, IMRT bazlı tanjansiyel alanların diğer tanjansiyel alan teknikleri ile karşılaştırıldığında iyi bir doz homojenliği ile karşı memedeki dozu azalttığını göstermiştir. Karşı meme şeklinin ve medial tanjansiyel alan sınırına yakınlığının karşı meme dozunu doğrudan etkilediği gözlemlenmiştir (Nanduri, et al. 2007: 1-9).

Toumas Viren ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada karşı memenin aldığı dozlar sırasıyla t-VMAT tedavi tekniğinde V2'si %10,2 iken c-VMAT tedavi tekniğinde V2'si %53 bulunmuştur. Bunun yanı sıra t-IMRT tedavi tekniğinde V2 değeri %11,1 iken FİF tedavi tekniğinde V2 dozu %7 çıkmıştır. Karşı memenin aldığı ortalama dozlar ise sırasıyla 1,2 Gy, 2,6 Gy, 1 Gy ve 1 Gy şeklinde bulunmuştur. Bizim alışmamızda ise karşı memenin aldığı dozlar, t-FİF tedavi planlama tekniğinde V2'si ortalama olarak %0 ile %0,6, t-IMRT tekniğinde ise %0,64 ile %7,07 arasında bulundu ve t-FİF tekniğinin daha avantajlı olduğu gözlemlendi. D_{max} doz değerleri ise t-FİF tekniğinde 0,92 Gy ile 9,95 Gy, t-IMRT tekniğinde ise 2,61 Gy ile 21,04 Gy bulundu. D_{mean} doz değerleri t-FİF tekniğinde

0,13 ile 0,26 Gy, t-IMRT tekniğinde ise 0,17 ile 1,22 Gy bulundu ve değerlerin çoğu literatürle uyumludur ancak t-IMRT tekniğinde bazı D_{max} doz değerleri literatürle uyumsuz bulundu. Bunun sebebinin ise kontur düzensizliği ve hasta anatomisinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda incelediğimiz medulla spinalis dozlarının anlamsız olacak derecede düşük çıktığı gözlemlendi.

Zhenia Gopalakrishnan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yoğunluk ayarlı radyoterapi planlama tekniklerinde meme cilt dozunun daha yüksek çıktığı belirtilmiş olup memede cerrahi işlem geçirmiş hastanın cilt dozu açısından avantaj sağladığı düşünülmektedir. Ayrıca yoğunluk ayarlı radyoterapi tedavi tekniklerinde hedef hacimde homojen bir doz dağılımı elde edildiği belirtilmiştir.

Bunun yanı sıra FİF tekniği yoğunluk modülasyonlu tekniklerle kıyaslandığında MU değerlerinin daha düşük çıktığı ve bunda tedavi süresinin kısalmasına yardımcı olduğu ve hasta planı kalite kontrolü gibi klinik iş yükünü azalttığı bildirilmiştir.

Çalışmamızda t-FİF planlarının ışınlama süreleri 215 ile 255 MU, t-IMRT planlarının ışınlama süreleri ise 421 ile 886 MU olarak bulundu.

Ayrıca t-FİF planlarının segment sayısı, plan başına 6 tane, t-IMRT planlarının segment sayısı ise 73 ile 152 arasında bulundu. t-FİF planlarının konformite indeksleri 0,772 ile 0,913, t-IMRT planlarının ise 0,882 ile 0,923, homojenite indeksleri ise t-FİF planları için 0,166 ile 0,253, t-IMRT planları için ise 0,116 ile 0,172 arasında bulundu. t-IMRT planlarının hasta kalite kontrol plan karşılaştırmalarının hepsi %95 ve üzerindeki oranlarla geçti kriterini karşıladı.

VI. SONUÇ

Retrospektif olarak yapılan çalışma da invaziv karsinom tanılı 17 sol meme kanserli hastanın tanjansiyel alan içinde alan ve tanjansiyel yoğunluk ayarlı radyoterapi planlama teknikleri ile tasarlanan tedavi planları, hedef hacimlerin D_{max} , V47,5, V46, D1, D2, D50 ve D98 doz değerleri incelenerek konformite ve homojenite indeksleri karşılaştırıldı. Bunun yanı sıra her iki planlama tekniğinde ipsilateral akciğer, karşı akciğer, kalp, karşı meme, medulla spinalis ve LAD'nin aldığı dozlar incelenerek karşılaştırılmıştır. Ayrıca tanjansiyel yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarının hasta planı kalite kontrolleri (QA) yapılmıştır.

Çalışma için seçtiğimiz 17 hastanın 16'sında hedef hacim izodoz sarımı, tanjansiyel yoğunluk ayarlı radyoterapi (t-IMRT) tekniğinin tanjansiyel alan içinde alan radyoterapi (t-FİF) tekniğine kıyasla daha kabul edilebilir sonuçlar verdiği gözlemlendi. Yapılan birçok çalışma, hedef hacimlerde izodoz sarımının yetersiz kaldığı durumlarda o bölgede nüks riskinin olduğu belirtilmiştir. Bu açıdan klinik uygulamalarda yoğunluk ayarlı tedavi tekniklerinin kullanılmasının avantaj sağladığını düşünmekteyiz.

Çalışmada elde edilen veriler ışığında ipsilateral akciğer dozları t-FİF tedavi tekniğinde üstünlük sağladı. Karşı akciğerin aldığı dozlar arasında anlamlı bir fark görülmedi. Kalpteki yüksek hacimli dozlar açısından t-IMRT daha avantajlı iken ortalama ve düşük dozlar açısından t-FİF tekniği daha avantajlı bulundu. Karşı meme ve LAD'ın aldığı dozlar karşılaştırıldığında t-FİF tedavi planlama tekniği üstünlük sağladı. Medulla spinalis'in aldığı dozlar arasında fark gözlemlenmedi. Bazı kritik organların aldığı bazı doz değerlerinin literatürle uyumsuz bulunması, konturlama belirsizliğinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Hedef hacim ve diğer yapıların aldığı dozlar, her iki tedavi tekniğinde de QUANTEC, Emami, Toumas Viren ve arkadaşlarının ayrıca literatür çalışmalarıyla uyumlu bulundu. Dolayısıyla hedef hacimdeki izodoz sarımının düşük olduğu durumlarda tanjansiyel yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinin uygulanması tavsiye edilir.

Yaptığımız çalışmada tanjansiyel alan içinde alan tedavi planlama tekniği birçok açıdan daha avantajlı olsa da tanjansiyel yoğunluk ayarlı tedavi tekniği; hedef hacmin doz kapsamı, doz konforu, doz homojenliği açısından klinik uygulamalarda kullanılabilir. Tanjansiyel yoğunluk ayarlı tedavi tekniğinin uygulanması kararlaştırılırken tedavi süresi ve ek kalite kontrol protokolleri de göz önünde bulundurulmalıdır.



VII. KAYNAKÇA

KİTAPLAR

OYAR, O. ve GÜLSOY U. K. (2003). **Tıbbi Görüntüleme Fiziği**, Ankara, Tisamat Basım Sanayi (Erişim Tarihi: 25.08.2022)

GÖKÇE, Ş. Ç. **Radyoterapi Uygulama İlkeleri-2**, Ankara.

MAKALELER

BORGES, C. (2013), “Comparison of Different Breast Planning Techniques and Algorithms for Radiation Therapy Treatment, **Scientific Research An Academic Publisher**, ss.160-170. (Erişim Tarihi: 27.05.2022)

BURNET, N. G., SİMON, S. J., BURTON, K. E. ve SARAH, J. J. (2004), “Defining the tumour and target volumes for radiotherapy”, **International Cancer Imaging Society**, Department of Oncology, University of Cambridge, ss.153-161. (Erişim Tarih: 13.08.2022)

CAİN, E. H. (2018). “Multivariate machine learning models for prediction of pathologic response to neoadjuvant therapy in breast cancer using MRI features: a study using an independent validation set”, **SpringerLink**, ss.455-463. (Erişim Tarihi:12.03.2022)

CARLSON, L. E. (2021), “Left Breast Radiation Therapy Doubles CV Disease Risk vs. Right Breast Radiation Therapy in Young Women”, **AMERICAN COLLEGE of CARDIOLOGY**, (Erişim Tarihi:21.05.2022)

CHACON, A. P. (2018), “Dosimetry of the left anterior descending coronary artery in left breast cancer patients treated with postoperative external

- radiotherapy’’, **PubMed.gov**, cilt 23, sayı 2, ss91-96. (Erişim Tarihi: 04.09.2022)
- ÇAKIR, A. ve BİLGE, H. (2013), ‘‘Quality assurance methods for intensity modulated radiotherapy’’, **İstanbul Türk Onkoloji Dergisi**, ss.81-90. (Erişim Tarihi: 01.08.2022)
- DLER, K. I. (2020), ‘‘3D-Conformal Radiation Therapy and Intensity-Modulated Radiation Therapy Techniques for Laryngeal Cancer Taking Parotid Glands as Organ at Risk’’, **Department of Basics Sciences**, ss.13-15. (Erişim Tarihi:14.04.2022)
- ĞIANFALDONİ, S. (2017), ‘‘An Overview on Radiotherapy: From Its History to Its Current Applications in Dermatology’’, **National Library of Medicine**, ss.521-525. (Erişim Tarihi: 19.07.2022)
- GIULİANO, A. E. (2018). ‘‘Eighth Edition of the AJCC Cancer Staging Manuel: Breast Cancer’’, **Annals of Surgical Oncology**, Sayı 7, ss.1783-1785. (Erişim Tarihi: 13.03.2022)
- GOPALAKRİSHNAN, Z. (2020), ‘‘Comparison of skin doses of treated and contralateral breasts during whole breast radiotherapy for different treatment techniques using optically stimulated luminescent dosimeters’’, **Journal of Radiotherapy in Practice**, cilt 6, sayı 2, ss.1-7 (Erişim Tarihi: 19.09.2022)
- İĞCİ, A. (2002), ‘‘Erken Evre Meme Kanserinde Cerrahi Tedavisi’’, **Türkiye Klinikleri Cerrahi Dergisi**, cilt 7, sayı 2 ss.57-63. (Erişim Tarihi: 13.03.2022)
- KESİKLİ, S. A. (2015), ‘‘Chemotherapeutic Agents in Cancer Treatment and Tryptophan Metabolism’’, **SpringerLink**, ss.292-300. (Erişim Tarihi:15.07.2022)
- KHAN, F. M. (2010), ‘‘**The Physics of Radiation Therapy**’’, Minneapolis, Wolter Kluwer, Sayı 5. (Erişim Tarihi: 19.08.2022)
- KRENGLI, M. (2008), ‘‘Pulmonary Changes After Radiotherapy For Conservative Treatment of Breast Cancer: A Prospective Study’’, **ELSEVIER**, cilt 70, sayı 2, ss.1460-1467. (Erişim Tarihi: 04.09.2022)

- MAHVİ, A. D. (2018). “Local Cancer Recurrence: The Realities, Chanllenges, and Opportunities for New Therapies”, **PubMed.gov**, ss.491-492. (Erişim Tarihi:10.03.2022)
- MELVİN, L. G. (1994), “Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy by International Commission on Radiation Units and Measurements”, **Radiation Research**, ss.146-147. (Erişim Tarihi: 11.08.2022)
- MİFTEN, M., WİESMEYER, M. ve KAPUR, A. (2000), “Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the BEAM Monte Carlo simulation system”, **PubMed.gov**, Sayı 1, ss.24-28. (Erişim Tarihi: 22.08.2022)
- NAROD, S. A. (2018). “Personalised medicine and population health: breast and ovarian cancer”, **Human Genetics**, ss.1-8 (Erişim Tarihi: 12.03.2022)
- OELKFE, U. (2006), “Dose Calculation Algorithms”, **Researchgate.net**, ss.187-196. (Erişim Tarihi: 26.04.2022)
- PETKOVSKAL, S., TOLEVSKAL, C., KRALEVA, S ve PETRESKA, E. (2012), “Conformity Index For Brain Cancer Patients”, **Semantic Scholar**, Sayı 1, ss.56-58. (Erşim Tarihi: 19.08.2022)
- PİZZO, P. A. (2004), “Principles and Praticce of Pediatric Oncology”, **Book reviews/Surgical Oncology**, ss.41-43. (Erişim Tarihi: 20.03.2022)
- PRABHAKAR, R. ve JULKA, P. K. (2007), “Comparison of Contralateral Breast Dose for Various Tangential Field Techniques in Clinical Radiotherapy”, **Technology in Cancer Research and Treatment**, cilt 6, sayı 2, ss.135-138. (Erişim Tarihi: 07.09.2022)
- RAMZAN, A. (2020), “Dosimetric Comparison of Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) and Intensity Modulated Proton Therapy (IMPT) for Anal Cancer”, Department of Physics UNIVERSITY OF OSLO, (Erişim Tarihi: 15.08.2022)
- RUBİN, P (1992), “RTOG Late Effects Working Group. Owerview. Late Effects of Normal Tissues (LENT) scoring system, **PubMed.gov**, (Erişim Tarihi: 28.03.2022)

- SALİMİ, M. (2017), “Assessment and Comparison of Homogeneity and Conformity Indexes in Step –and-Shoot and Compensator-Based Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) and Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy (3D CRT) in Prostate Cancer”, **PubMed.gov**, ss.102-107 (Erişim Tarihi: 02.09.2022)
- ŞAHİN, S. (2011), “Dosimetric control of dose distribution calculated in computerized treatment planning system”, **Türk Onkoloji Dergisi**, ss.167-168. (Erişim Tarihi: 24.07.2022)
- THERATRONİCS, K. (2005), “Advantages of multiple algorithm support in treatment planning system for external beam dose calculations”, **Journal of Cancer Research and Therapeutics**, cilt 1, sayı 1, ss.12-20 (Erişim Tarihi: 22.08.2022)
- WAKS, A. G. (2019), “Breast Cancer Treatment: A Review”, **Clinical Review&Education**, ss.288-289. (Erişim Tarihi:12.07.2022)

ELEKTRONİK KAYNAKLAR

- URL-1 “Introduction to breast cancer”, London Breast Health, <https://londonbreasthealth.com/breast-cancer/introduction-to-breast-cancer/> (Erişim Tarihi: 02.07.2022)
- URL-2 “What is Chemotherapy?”, Cancer.Net, <https://www.cancer.net/navigating-cancer-care/how-cancer-treated/chemotherapy/what-chemotherapy> , (Erişim Tarihi: 15.07.2022)
- URL-3 “The Science Behind Radiation Therapy”, American Cancer Society, <https://www.cancer.org/content/dam/CRC/PDF/Public/6151.00.pdf>, (Erişim Tarihi: 22.07.2022)
- URL-4 “[Tedavi Planlama Sistemleri \(TPS\)](https://www.medikalfizik.net/tag/tedavi-planlama-sistemi-nedir/)”, <https://www.medikalfizik.net/tag/tedavi-planlama-sistemi-nedir/>, (Erişim Tarihi: 27.08.2022)

URL-5 “Mosaiq 2.81 Treatment Fields Training Module”,
<https://www.scribd.com/document/541818701/MOSAIQ-2-81-Treatment-Fields-Training-Module> (Erişim Tarihi: 02.09.2022)

TEZLER

CANTÜRK, E. (2017), “Endometrium, serviks ve larinks kanserlerinin yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde doz homojenite indeksinin kantitatif olarak değerdendirilmesi ve homojenite indeks değerdlerinin karşılaştırılması”, (Yüksek Lisans Tezi), **Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi**, özel sayı, ss.135-140. (Erişim Tarihi: 10.05.2022)

DAĞ, K. (2018), “Lineer Hızlandırıcıda Yoğunluk Ayarlı X Işınlının Göreceli Doz Dağılımlarının İki Boyutlu Dizilimli İyon Odaları ve Gafkromik Filmler Yardımıyla Doz ve Konum Analizleri Bakımından Karşılaştırılması”, Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı, Akdeniz Üniversitesi. (Erişim Tarihi: 22.08.2022)

KÜRKÇÜ, N. (2013), “Tedavi Planlama Sistemlerindeki İnhomojenite Düzeltme Faktörlerinin Akciğer Dokusundaki Doz Dağılımına Olan Etkilerinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi”, (Yüksek lisans tezi), Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı, Trakya Üniversitesi. (Erişim Tarihi: 22.08.2022)

ÖZBAY, Ç. R. (2012), “Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniğiyle Oluşturulmuş Tedavi Planlamalarının Dozimetrik Doğruluklarının Farklı Dozimetrik Sistemleri Kullanılarak Karşılaştırılması”, (Yüksek Lisans Tezi), Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Programı, T.C. Hacettepe Üniversitesi, (Erişim Tarihi: 15.05.2022)

YAMIÇ, F. (2022), “Baş Boyun Kanserlerinin Radyoterapisinde Temporomandibuler Eklem, Konstrüktör Faringeus Kası ve Parotis Dozlarının Farklı Tekniklerle Karşılaştırılması”, (Yüksek Lisans Tezi), Antalya, (Erişim Tarihi: 08.08.2022)

DIĞER KAYNAKLAR

“Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy”, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2008. (Erişim Tarihi: 02.04.2022)

“The International Commission on Radiation Units and Measurements Journal of the ICRU”, Report 83, 2010. (Erişim Tarihi: 13.08.2022)



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad: Kadir DAĞ

ÖĞRENİM DURUMU:

Lisans: 2015, Akdeniz Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü

Yüksek Lisans: 2018, Akdeniz Üniversitesi, Fizik Anabilim Dalı, Fizik

