



T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLARI VE KALİTE KONTROLLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Hikmettin DEMİR

DOKTORA TEZİ

Fizik Anabilim Dalı

Ocak 2020
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

DOKTORA TEZİ

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLARI VE KALİTE KONTROLLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Hikmettin DEMİR

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ

2019, 83 Sayfa

Jüri
Prof. Dr. Rıza OĞUL
Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ
Doç. Dr. Gültekin YEĞİN
Prof. Dr. Aslı KARAKAŞ
Doç. Dr. Gül KANYILMAZ

Günümüzde kanser tedavisi için radyasyon yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu amaçla kliniklerde kullanılan lineer hızlandırıcı cihazları radyasyonun uygulaması açısından farklılıklar göstermekle birlikte uyguladıkları tedavi teknikleri de birbirlerine göre farklılıklar içerir. Bu çalışmada nazofarenks, prostat, glioblastomemultiforme ve pankreas gibi yerleşimleri farklı dört kanser bölgesi için seçilen 10 hastanın farklı lineer hızlandırıcılar ile bunlara bağlı tedavi planlama sistemleri ile farklı tekniklerle yapılan yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarının sonuçları incelenmiştir. Planlar yapılırken hedef tanımlanan dozu alırken kritik organların tolerans değerlerinin altında ve daha az doz alınmasına çalışılarak yapıldı. Hedef doz (PTV) kapsaması nazofarenks, prostat ve pankreas için en iyi tomoterapi sonuçlarında çıkarken, glioblastomemultiforme için VMAT tekniğinde çıkmıştır. Kritik organlar açısından ise her teknik farklı organda farklı üstünlükler göstermiştir. Çıkan sonuçlar literatürle benzerlikler göstermektedir.

Tedavide istenen dozlara ulaşmak için verilen cihazın monitor unit değerleri en yüksekten en düşüğe doğru tomoterapi, kayan pencere, step and shoot ve VMAT tekniklerinde çıkmıştır. Tanımlanan dozun uygulanması için en çok ışınlama yapan cihaz tomoterapi cihazıdır. Hasta tedavi süresi en kısa teknik tedavi uygularken yüksek doz hızlarına da çıkabilen içinde birçok modülasyon yapabilen VMAT tekniği ile elde edilirken her alan için şekillendikten sonra durup ışınlama yapan step and shoot tekniği en uzun tedavi süresi olarak karşımıza çıkmıştır. Nazofarenks ve glioblastomamultiforme bölgeleri için yapılan tedavi planlarında en iyi homojeniti (HI) ve konformiti indeks (CI) değerleri tomoterapi tekniği ile elde edilmiştir. Prostat bölgesi için en iyi homojeniti indeks kayan pencere tekniği ile en iyi konformiti indeks ise step and shoot tekniği ile elde edilmiştir. Pankreas için ise en iyi homojeniti indeks tomoterapi ile elde edilirken en iyi konformiti indeks step and shoot tekniğinde elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: VMAT, Kayan Pencere, Step and Shoot, Homojeniti indeks, Konformiti indeks.

ABSTRACT

Ph.D THESIS

COMPARISION OF INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY PLANS AND THEIR QUALITY ASSURANCE

Hikmettin Demir

THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF SELÇUK UNIVERSITY
THE DEGREE OF DOCTOR OF PHILOSOPHY
IN PHYSICS

Advisor: Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ

2019, 83 Pages

Jury
Prof. Dr. Rıza OĞUL
Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ
Doç. Dr. Gültekin YEĞİN
Prof. Dr.
Prof. Dr.

Nowadays radiation is widely used for cancer treatment. The linear accelerator devices used in clinics for this purpose show differences in terms of the application of radiation, but the treatment techniques they apply also contain differences according to each other. In this study, the results of 10 patients selected for four different cancer sites such as nasopharynx, prostate, glioblastoma multiforme and pancreas were examined with different linear accelerators, treatment planning systems related to them and intensity modulated radiotherapy plans with different techniques. Plans were made by trying to get the dose below the tolerance values of the critical organs while the target was taking the defined dose. The target dose (PTV) coverage was found in the best tomotherapy results for the nasopharynx, prostate and pancreas, while VMAT technique for glioblastoma multiforme was found. In terms of critical organs, each technique has shown different advantages in different organs. The results show similarities with the literature.

In order to achieve the desired doses in the treatment, the monitor unit values of the device given were obtained from the highest to the lowest in tomotherapy, sliding window, step and shoot and VMAT techniques. While the shortest treatment time is achieved with the VMAT technique, which can perform many modulations in high dose rates, the step and shoot technique, which stops and irradiates after forming for each area, has been found to be the longest treatment time. In the treatment plans for the nasopharynx and glioblastoma multiforme regions, the best homogeneity(HI) and conformity index (CI) values were obtained by tomotherapy technique. The best homogeneity index for the prostate region was obtained by sliding window technique and the best conformity index was obtained by step and shoot technique. For the pancreas, the best homogeneity index is obtained by tomotherapy, while the best conformity index is obtained by step and shoot technique.

Keywords:VMAT, Sliding Window, Step and Shoot, Homogeneity İndex, Conformity İndex.

ÖNSÖZ

Çalışmalarım sürecinde bilgi ve tecrübeleri ile bana yol gösteren ve hiçbir zaman desteğini esirgemeyen danışmanım Sayın Prof. Dr. Nihal Büyükçizmeci'ye teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunarım.

Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi Öğretim Üyeleri Nükleer Fizik Anabilim dalı başkanı Sayın Prof. Dr. Rıza Oğul, Öğretim üyeleri, Doç.Dr. Nurettin Eren, Prof. Dr. Mehmet Erdoğan, Prof. Dr. Aslı Karakaş ve Prof. Dr. Gültekin Çelik'e teşekkür ederim. Tez izleme komite üyesi olarak çalışmalarım sürecinde önerilerde bulunan Manisa Celal Bayar Üniversitesi Fizik Bölümünden Doç. Dr. Gültekin Yeğin'e,

Çalışmalarım sürecinde bana destek olan meslektaşlarım Serhat Aras, Abdullah Yeşil, Murat Avşar, Adil Demir ve Kazım Seçer'e, Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü çalışanlarına, Ankara Onkoloji Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümüne teşekkürlerimi sunarım.

Hikmettin DEMİR

Ocak 2020

İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL VE ONAYI ..... **i**
TEZ BİLDİRİMİ ..... **ii**
ÖZET ..... **iii**
ABSTRACT ..... **iv**
ÖNSÖZ ..... **v**
İÇİNDEKİLER ..... **i**
TABLOLAR LİSTESİ ..... **iii**
ŞEKİLLER VE GRAFİKLER LİSTESİ ..... **vi**
SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **viii**
1. GİRİŞ **1**
1.1. Tedavide Kullanılan Cihaz ve Tedavi Planlama Sistemleri 2
1.2. Step and Shoot Tekniği 3
1.3. Sliding Window (Kayan Pencere) Tekniği 4
1.4. Hacimsel Yoğunluklu Ark Terapi 5
1.5. Tomoterapi Tekniği 5
1.6. Bilgisayarlı Tomografi 6
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI **8**
2.1. Lineer Hızlandırıcı 8
2.2. 2D Array Kalite Kontrol Sitemi 10
2.3. Portal Dozimetri 11
3. MATERYAL VE YÖNTEM **13**
3.1. Baş-Boyun Kanseri (Nazofarenks) 13
3.2. Prostat Kanseri 17
3.3. Primer Beyin Tümörü (GBM) 21
3.4. Pankreas Kanseri 25
3.5. Kalite Kontrol 29
3.6. Monitor Unit (MU) Süreleri 31
3.7. Tedavi Süreleri 32
3.8. Homojeniti İndeks (HI) ve Konformiti İndeks (CI) 32
4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA **35**
4.1. Nazofarenks hasta planları için elde edilen grafikler 35
4.2. Prostat Hasta Planları İçin Elde Edilen Grafikler 44
4.3. GBM hasta planları için elde edilen grafikler 49
4.4. Pankreas Hasta Planları İçin Elde Edilen Grafikler 58

4.5. Kalite Kontrol 63
4.6. MU Sayıları 65
4.7. Tedavi Süreleri 66
4.8. HI ve CI İndeklser 67
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 70
5.1. Sonuçlar 70
5.2. Öneriler 77
KAYNAKLAR 79

TABLOLAR LİSTESİ

Çizelge 4.1. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV70 hedefine ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ve hacmin %95 inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 42

Çizelge 4.2. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV56 hedefine ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ve hacmin %95 inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 42

Çizelge 4.3. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen beyin sapı kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ve hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 42

Çizelge 4.4. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen optik kiazma kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ve hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 42

Çizelge 4.5. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ parotis kritik organına ait ortalama doz (Dort), maksimum doz (Dmax) ve 30 Gy doz alan hacim (V30) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 43

Çizelge 4.6. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol parotis kritik organına ait ortalama doz (Dort), maksimum doz (Dmax) ve 30 Gy doz alan hacim (V30) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 43

Çizelge 4.7. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ kohlea kritik organına ait ortalama doz (Dort) ve 55 Gy doz alan hacim (V55) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları..... 43

Çizelge 4.8. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol kohlea kritik organına ait ortalama doz (Dort) ve 55 Gy doz alan hacim (V55) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları..... 43

Çizelge 4.9. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen medulla spinalis kritik organına ait ortalama doz (Dort) ve maksimum doz (Dmax) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları..... 43

Çizelge 4.10. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen hipofiz kritik organına ait ortalama doz (Dort) ve maksimum doz (Dmax) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları..... 43

Çizelge 4.11. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen tiroid kritik organına ait ortalama doz (Dort) ve maksimum doz (Dmax) değerlerinin dört teknik için sonuçları..... 44

Çizelge 4.12. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV76 hedefine ait minimum doz (Dmin), maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ve hacmin %95 inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 48

Çizelge 4.13. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen rektum kritik organına ait sırasıyla 40,50, 60, 65, 70 ve 75 Gy doz alan V_{40} V_{50} V_{60} V_{65} V_{470} veV_{75} hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 48

Çizelge 4.14. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen mesane kritik organına ait sırasıyla 50, 60, 65, 70 ve 75 Gy doz alan V_{50}, V_{60}, V_{65} ve V_{470} ve V_{75} hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 48

Çizelge 4.15. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ femur kritik organına ait maksimum doz (Dmax) ve sırasıyla 30, 40 ve 45 Gy doz alan V_{30}, V_{40}, ve V_{45} hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 48

Çizelge 4.16. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol femur kritik organına ait maksimum doz (Dmax) ve sırasıyla 30, 40 ve 45 Gy doz alan V_{30}, V_{40}, ve V_{45} hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 49

Çizelge 4.17. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen ince bağırsak kritik organına ait maksimum doz (Dmax) ve sırasıyla 30, 40 ve 45 Gy doz alan V_{30}, V_{40}, ve V_{45} hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 49

Çizelge 4.18. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV60 hedefine ait maksimum doz (Dmax), minimum doz (Dmin) ve ortalama doz (Dort) ile hacmin %95'inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 56

Çizelge 4.19. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV54 hedefine ait maksimum doz (Dmax), minimum doz (Dmin) ve ortalama doz (Dort) ile hacmin %95'inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 56

Çizelge 4.20. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen beyin sapı kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 56

Çizelge 4.21. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen optik kiazma kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 57

Çizelge 4.22. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ optik sinir kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 57

Çizelge 4.23. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol optik sinir kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 57

Çizelge 4.24. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ göz kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 57

Çizelge 4.25. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol göz kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 57

Çizelge 4.26. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ kohlea kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 58

Çizelge 4.27. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol kohlea kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 58

Çizelge 4.28. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ hipofiz kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 58

Çizelge 4.29. Pankreas hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV50 hedefine ait minimum doz (Dmin), maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %95'inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 62

Çizelge 4.30. Pankreas hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ böbrek kritik organına ait ortalama doz (Dort) ile sırasıyla 10, 20 ve 30 Gy doz alan V10, V20, V30 hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 62

Çizelge 4.31. Pankreas hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol böbrek kritik organına ait ortalama doz (Dort) ile sırasıyla 10, 20 ve 30 Gy doz alan V10, V20, V30 hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 62

Çizelge 4.32. Pankreas hastaları için yapılan planlardan elde edilen karaciğer kritik organına ait ortalama doz (Dort) ile sırasıyla 10, 20 ve 30 Gy doz alan V10, V20, V30 hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 63

Çizelge 4.33. Pankreas hastaları için yapılan planlardan elde edilen medulla spinalis kritik organına ait ortalama doz (Dort) ile maksimum doz (Dmax) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları 63

Çizelge 4.34. Örnek bir prostat hastası için gama test sonuçları 63

Çizelge 4.35. Örnek bir nazofarenks hastası için gama test sonuçları 64

Çizelge 4.36. Örnek bir gbm hastası için gama test sonuçları 64

Çizelge 4.37. Örnek bir pankreas hastası için gama test sonuçları 64

Çizelge 4.38. Nazofarenks kanserli hastalar için ortalama monitor unitler (MU) 65

Çizelge 4.39. Prostat kanserli hastalar için ortalama monitor unitler (MU) 65

Çizelge 4.40. Gbm kanserli hastalar için ortalama monitor unitler (MU) 65

Çizelge 4.41. Pankreas kanserli hastalar için ortalama monitor unitler (MU) 65

Çizelge 4.42. Nazofarenks kanserli hastaların ortalama tedavi süreleri 66

Çizelge 4.43. Prostat kanserli hastaların ortalama tedavi süreleri 66

Çizelge 4.44. Gbm kanserli hastaların ortalama tedavi süreleri 66

Çizelge 4.45. Pankreas kanserli hastaların ortalama tedavi süreleri 67

Çizelge 4.46. Nazofarenks hastaları için ortalama homojeniti ve konformiti indeksler 67

Çizelge 4.47. Prostat hastaları için ortalama homojeniti ve konformiti indeksler 68

Çizelge 4.48. Gbm hastaları için ortalama homojeniti ve konformiti indeksler 68

Çizelge 4.49. Pankreas hastaları için ortalama homojeniti ve konformiti indeksler 68

ŞEKİLLER VE GRAFİKLER LİSTESİ

Şekil 4.1. Nazofarenks hastalarına ait hedef doku hacminin (PTV70) dört teknik için ortalama grafikleri 35

Şekil 4.2. Nazofarenks hastalarına ait hedef doku hacminin (PTV56) dört teknik için ortalama grafikleri 36

Şekil 4.3. Nazofarenks hastalarına ait beyin sapı organının dört teknik için ortalama grafikleri 36

Şekil 4.4. Nazofarenks hastalarına ait optik kiazma organının dört teknik için ortalama grafikleri 37

Şekil 4.5. Nazofarenks hastalarına ait hipofiz organının dört teknik için ortalama grafikleri 37

Şekil 4.6. Nazofarenks hastalarına ait sağ kohlea organının dört teknik için ortalama grafikleri 38

Şekil 4.7. Nazofarenks hastalarına ait sol kohlea organının dört teknik için ortalama grafikleri 38

Şekil 4.8. Nazofarenks hastalarına ait sağ parotis organının dört teknik için ortalama grafikleri 39

Şekil 4.9. Nazofarenks hastalarına ait sol parotis organının dört teknik için ortalama grafikleri 39

Şekil 4.10. Nazofarenks hastalarına ait medullaspinalis (ms) organının dört teknik için ortalama grafikleri 40

Şekil 4.11. Nazofarenks hastalarına ait tiroid organının dört teknik için ortalama grafikleri 40

Şekil 4.12. Prostat hastalarına ait hedef hacim dokusunun (PTV70) dört teknik için ortalama grafikleri 44

Şekil 4.13. Prostat hastalarına ait rektum organının dört teknik için ortalama grafikleri 45

Şekil 4.14. Prostat hastalarına ait mesane organının dört teknik için ortalama grafikleri 45

Şekil 4.15. Prostat hastalarına ait sağ femur başı organının dört teknik için ortalama grafikleri 46

Şekil 4.16. Prostat hastalarına ait sol femur başı organının dört teknik için ortalamaları 46

Şekil 4.17. GBM hastalarına ait hedef hacim dokusunun (PTV-60) dört teknik için ortalamaları 50

Şekil 4.18. GBM hastalarına ait hedef hacim dokusunun (PTV-56) dört teknik için ortalamaları 50

Şekil 4.19. GBM hastalarına ait beyin sapı organının dört teknik için ortalamaları 51

Şekil 4.20. GBM hastalarına ait optik kiazma organının dört teknik için ortalamaları 51

Şekil 4.21. GBM hastalarına ait sağ kohlea organının dört teknik için ortalamaları 52

Şekil 4.22. GBM hastalarına ait sol kohlea organının dört teknik için ortalamaları 52

Şekil 4.23. GBM hastalarına ait sağ optik sinir organının dört teknik için ortalamaları 53
Şekil 4.24. GBM hastalarına ait sol optik sinir organının dört teknik için ortalamaları 53
Şekil 4.25. GBM hastalarına ait sağ göz organının dört teknik için ortalamaları 54
Şekil 4.26. GBM hastalarına ait sol göz organının dört teknik için ortalamaları 54
Şekil 4.27. Pankreas hastalarına ait hedef hacim dokusunun (PTV) dört teknik için ortalamaları 59
Şekil 4.28. Pankreas hastalarına ait karaciğer organının dört teknik için ortalamaları .. 59
Şekil 4.29. Pankreas hastalarına ait sağ böbrek organının dört teknik için ortalamaları 60
Şekil 4.30. Pankreas hastalarına ait sol böbrek organının dört teknik için ortalamaları 60
Şekil 4.31. Pankreas hastalarına ait medulla spinalis (ms) organının dört teknik için ortalamaları 61

SİMGELER VE KISALTMALAR

Kısaltmalar

BT	: Bilgisayarlı Tomografi
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
VMAT	: Hacimsel Yoğunluklu Ark Terapi
MLC	: Çok yapraklı kolimatör (Multi Leaf Collimator)
Gy	: Gray (Soğrulan Doz Birimi)
Flatness	: Düzgünlük
Ydd	: Yüzde Derin Doz
HI	: Homojeniti indeks
CI	: Konformiti indeks
MU	: Monitor Unit
PTV	: Planning Target Volume (Planlanan Hedef Hacim)
Wedge	: Kama filtre (doz düzenleyici)
DNA	: Deoksiribonükleik Asit
3BKRT	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
MV	: Milyon Volt
EPID	: Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı
DVH	: Doz Hacim Grafiği
PRV	: Planlanan Riskli Alan Hacmi

1. GİRİŞ

1895 yılında x-ışınlarının Wilhelm Conrad Röntgen tarafından Almanya'da keşfinden sonra kanser tedavilerinin önü açılmıştır. 123 yıl önce radyum elementinin keşfi ve radyoaktivite çalışmaları ile Marie Curie'nin bilime yaptığı katkılar ve bilim alanında devam eden gelişmeler, radyoaktif ışınların ve özelliklerinin keşfedilmesi nükleer fizikte ve onu takiben sağlık fiziğinde radyasyonun uygulamalarına yol açmıştır. Günümüzde radyasyon kanser hücrelerini yok etmek için kullanılabilmektedir. Kullanılan ışınlar iyonize radyasyondur ve girdiği dokuda enerji bırakır. Bu bırakılan enerji kanser hücrelerini öldürebilir veya kanser hücrelerinin ölümüne neden olan genetik değişikliklere sebep olur (Baskar ve ark., 2012) .

Yüksek enerjili radyasyon hücrenin genetik materyalinde (DNA) hasara sebep olur ve bu nedenle hücrenin bölünmesi ve daha fazla çoğalması engellenir. Radyasyon hasarı hem kanser hücresinde hem de normal hücrede olur. Burada radyoterapinin önemi kanser hücresine maksimum doz vermeye çalışırken radyasyon yolu boyunca var olan komşu doku hücrelerinin minimum doz almasına çalışılmasındandır. Normal doku hücreleri kanser hücrelerine göre kendilerini daha hızlı tamir edebilir ve normal işlevlerini devam edebilirler. Kanser hücreleri kendilerini radyasyon tarafından oluşturulan hasar karşısında normal doku hücreleri kadar tamir edemezler (Begg ve ark., 2011).

Kanser yerleşimine göre radyasyon iki yolla verilir. Dış (eksternal) radyoterapi yüksek enerjili radyasyonu (foton, proton veya parçacık radyasyonu) kullanarak tümör yerleşimine vücut dışından uygulanır. En çok kullanılan klinik yaklaşım budur. İç (internal) radyasyon veya brakiterapi ise vücudun içine radyoaktif kaynaklar kullanarak uygulanır. Buda tümör bölgesinin içine direk iğne veya kataterler ile kaynakların gönderilmesiyle yapılır (Baskar ve ark., 2012).

Gelişen teknoloji ile kanser tedavi alanında kullanılan lineer hızlandırıcıların tasarım ve uygulama yöntemleri de gelişmiştir. Artık iki boyutlu tedaviler hemen hemen ortadan kalkmış, gelişen görüntüleme tekniklerinin de desteğiyle üç boyutlu tedaviler rutin hale gelmiştir. Yeni gelişen sistemlerle tümör kontrol oranları iyice yükselirken, kritik organlarda daha az doza maruz kalmaktadır. Cihazların daha keskin doz verimi sağlamaları ve bilgisayar destekli tedavi planlama sistemleri ile gelişen algoritmalar hastanın daha doğru, daha kaliteli, daha güvenli ve daha hızlı tedavi

edilmesine olanak sağlamaktadırlar. Günümüzün en popüler tedavi tekniği olan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) bütün dünyada uygulanan gelişmiş bir tedavi tekniğidir. Bu yöntemle tedavi planlama sistemleri (TPS) kullanılarak hedef bölgenin farklı açılardan farklı küçük alancıklar oluşturulup maksimum tedavi dozunu alması sağlanırken, kritik organlar ve normal dokunun daha az doz alması sağlanmaktadır. YART tekniği üç boyutlu konformal radyoterapinin (3BKRT) özel bir formudur. Üç boyutlu konformal radyoterapide tedavi alanları ile hedefi çok yapraklı kolimatör aracılığı ile alanlar oluşturarak ışınlarken, YART ise karşılıklı olmayan alanlardan farklı yoğunluklu foton alancıkları ile hedefi ışınlama temeline dayanır.

Bu çalışmada üç farklı firmaya ait lineer hızlandırıcı cihazı ve bunlara bağlı planlama sistemleri ile nazofarenks (NF), prostat, glioblastomamultiforme (GBM) ve pankreas gibi farklı yerleşimli tümörlerin tedavi planlarını karşılaştırıp sonuçlar doz hacim grafikleri (DVH) kullanılarak analiz edildi. Bunun yanında hastanın tedavi süresi, monitor unit (MU), plan homojeniti indeksi (HI) ve plan konformiti indeksleri (CI) de kullanılarak plan analizleri yapıldı. Ayrıca her tedavi bölgesine ait örnek bir hasta için plan kalite kontrolleri yapılıp sonuçlar değerlendirildi.

1.1. Tedavide Kullanılan Cihaz ve Tedavi Planlama Sistemleri

Prostat, baş boyun, lokal beyin ve pankreas gibi derin yerleşimli tümörler için alınan radyoterapi kararı sonrası ülkemizde ve dünyada bunu uygulamak için ticari amaçlı birçok radyoterapi cihazı piyasada mevcuttur. Ülkemizde kullanılan bütün cihazlarda yüzeysel olmayan tedavilerde 4MV ile 25MV arasındaki X-ışınları kullanılır. Tedavi cihazları ise imalatta kullanılan malzemeler, ışınların hedefe uygun hale getirilmesi, hastaya yakınlık ve hastaya uygulanabilecek cihaz pozisyonları gibi farklılıklara sahiptirler. Sonuçta elde edilecek planlar, kullanılan teknikler ve aralarında oluşan farkların ne kadar olduğu, hangi tedavide hangi cihazın ve tekniğin daha üstün olduğu ve oluşan farkların önem derecesi kullanıcılar, hekimler ve maliyet açısından önem kazanmaktadır.

MV (Milyon Volt) mertebesinde parçacıkları hızlandıran cihazların uygun büyüklük ve uygulanabilirlik ölçülerinde üretilmesi bu alanda birçok yeni tekniğin gelişmesine yol açmıştır. Radyasyonun tedavi alanında kullanılması, verilen dozun doğruluğu, kullanılan materyaller ve bunların kalite kontrolleri medikal fizikçilerin

sorumluluğundadır. Radyasyonun madde ve insan dokusu ile etkileşimi, hasta, çalışan personel ve bunların dışında kalanların radyasyon güvenliği yine fizikçilerin sorumluluğundadır. Üretilen yeni nesil doğrusal hızlandırıcılar radyasyon sızıntısı, doz kararlılığı ve radyasyon güvenliği açısından da farklılıklar gösterir.

Günümüz YART teknolojisi hastaları tedavi etmek için farklı teknikler üzerinde çalışmaktadır. Statik mod, step-and-shoot (dur-ışınla) ve kayan pencere farklı gantri açılarında ışınlama yaparlar. Kayan pencere tekniğinde sürekli ışınlama vardır ve çok yapraklı kolimatörler tedavi hacmi içerisinde bir uçtan diğerine farklı akılarda değişen hızlarda şekiller oluştururlar. Buna karşın step and shoot tekniğinde ise çok yapraklı kolimatörler farklı alanlar oluşturur ve her biri için belirli şekiller alırlar ve ancak bu durumlarda ışınlama yapılır. Bu aşamada kesikli derecelerde oluşturulan sınırlı sayıda alancıkların sayısı durma sayısı kadardır. En modern ve en kompleks teknik ise hacimsel yoğunluklu ark terapi (VMAT) olup burada lineer hızlandırıcının gantrisi hasta etrafında tam veya yarı dönmesi ve bu dönme sırasında sabit veya farklı hızlarda dönmesi söz konusudur. Çok yapraklı kolimatörler dönü boyunca sabit hızlarda hareket ederler ve doz hızı gantrinin kesikli açılarında alan ağırlığına göre sürekli değişmektedir. Benzer şekilde kayan pencere tekniğinde çok yapraklı kolimatörler ile oluşturulan akı şekilleri sürekli fakat hem gantri hem de doz hızı da değişmektedir. Bu tek açı açıklığına göre kısmi veya tam bir halka akısı oluşturur. Prensip olarak bu mod, gelen ışını daha büyük bir hacim üzerinden hacim başına daha az doz olacak şekilde dağıtarak normal doku dozunu azaltır (Herman ve ark., 2013).

Çalışmada kullanılacak dört teknik için üç farklı lineer hızlandırıcı kullanıldı. Her üç cihaz için 6MV enerjili foton enerjileri kullanıldı. Fakat planlama tekniklerinin uygulanması hem cihaz yapısından, hem TPS (Tedavi Planlama Sistemi)'ler açısından hem de kullanıcı açısından farklılıklar gösterebilmektedir.

1.2. Step and Shoot Tekniği

Step and Shoot tekniğinin kullanıldığı TPS, Siemens Primus lineer hızlandırıcısına ait verileri kullanmaktadır. Bu teknikte sabit gantri (Lineer hızlandırıcının 360 derece dönen kafası) açılarında kolimatördeki kurşun yapraklar segment denilen küçük alancıklar oluşturarak tedavi yapılır. Amaç bu küçük alancıklar

kullanılarak hedefe maksimum doz verirken kritik organların daha az doz almasıdır. Her alanda ışınlama yapılır fakat geçişlerde ışınlama olmaz.



Şekil 1.1. Siemens marka primus model lineer hızlandırıcı cihazının görünümü

1.3. Kayan Pencere Tekniği

Bu teknikte yine sabit gantri açıları kullanılır fakat her gantri açısında ışınlama süreklidir ve bunun yanında çok yapraklı kolimatörler farklı hızlarda hareket halindedirler. Bu teknik kullanılırken Varian marka lineer hızlandırıcı cihazının triology modelini kullandık. Tedavi planlama sistemi için yine aynı firmaya ait Eclipse Tedavi Planlama Sistemi ile çalışıldı.



Şekil 1.2. Varian marka lineer hızlandırıcı cihazı

1.4. Hacimsel Yoğunluklu Ark Terapi

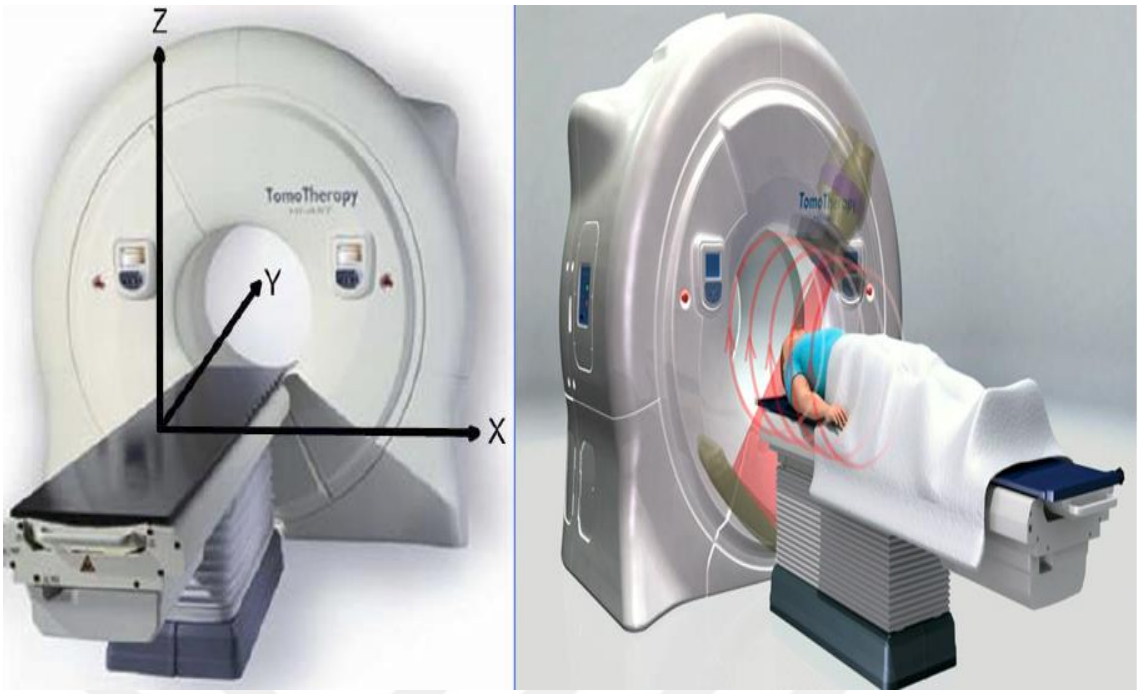
Hacimsel yoğunluklu ark terapi (VMAT, Volumetric modulated arc therapy) yüksek konformal doz dağılımını kısa sürede sağlamsıyla radyoterapi alanında kabul görmüştür (Bedford ve ark., 2008; Guckenberger ve ark., 2009; Kjaer-Kristoffersen ve ark., 2009; Verbakel ve ark., 2009a; Verbakel ve ark., 2009b; Wolff ve ark., 2009). Bazı tedavi donanım sağlayıcı firmalar ark terapi çözümleri için tedavi planlama yazılımı ve kalite kontrol ürünlerini sağlamaktadırlar (Van Esch ve ark., 2007; Bedford ve ark., 2009). Dinamik ark terapinin yakın gelecekte bugün birçok tümör çeşidi ışınlamasında kullanılan konvansiyonel sabit açılı YART tekniğinin yerini alacağı beklenmektedir (Mans ve ark., 2010).

Hacimsel Yoğunluklu Ark Terapi, gantri dönüşü boyunca gantri hızının, alan şeklinin ve doz hızının sürekli değiştiği karmaşık bir tekniktir. Konvansiyonel YART tekniğine göre tedavi parametreleri daha az sezgiseldir. Hacimsel Yoğunluklu Ark Terapi tedavi planlamasında farklı serilerde kontrol noktaları kullanır. Bunlar normalde sürekli ve planlama kontrol noktalarında interpolasyon gerektiren tedaviden farklı noktalardır. Sonuçta Hacimsel Yoğunluklu Ark Terapinin güvenli uygulanması için doğru kontroller elzemdir (Mans ve ark., 2010).

Tüm hasta guruplarımızda yine bu teknik için Varian firmasının Triology modeli ve Eclipse Tedavi Planlama Sistemi kullanıldı.

1.5. Tomoterapi Tekniği

Aslında VMAT tekniğine benzemekle beraber cihaza ait teknik özelliklerinin kullanılması ile yapılan bir tekniktir. Tomoterapi marka lineer hızlandırıcı terapi cihazı ile uygulanır. Bunun için yine bu cihaza ait volo tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. Bu cihaz 6 MV enerji üretebilen bir lineer hızlandırıcıdır ve bir tomografi cihazı gibi hasta etrafında dönerek kendine has kolimatör sistemi ile hastayı tedavi etmektedir. Bu cihazın uyguladığı tedavi tekniğine helikal terapi de denmektedir.

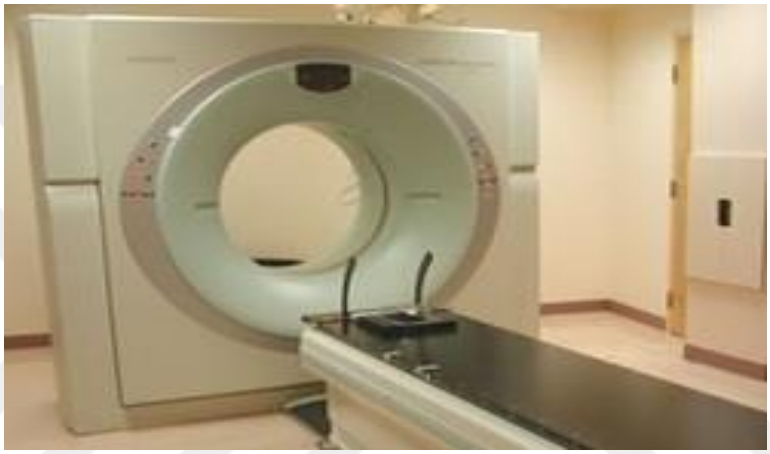


Şekil 1.3. Tomoterapi cihazının görüntüleri

1.6. Bilgisayarlı Tomografi

Tedavi planlama sistemlerindeki doz hesaplamalarında önemli bir yere sahip olan bilgisayarlı tomografiler (BT) hasta görüntülerini aldığımız ve üzerinde planlama yaptığımız cihazlardır. Kalibre edilmiş BT verileri radyoterapi tedavi planlama sistemlerinin temel girişlerini oluşturur. Bunlar dokudaki homojensizliklerin de hesaba katılmasını sağlar. BT verilerine dayanan doz kalibrasyonlarının doğruluğu bağıl elektron yoğunluğuna göre kalibre edilmiş BT Hunsfield Unit'ler ile (Constantinou ve ark., 1992) veya protonlar için proton durdurma gücüne göre kısmen tanımlanır. Son elektron yoğunluğu dağılımının sebebi kaynakların sayısından kaynaklanır. Öncelikle homojen malzemelerin Hounsfield değerlerinin ölçümü %1-2 (Constantinou ve ark., 1992) kadar değişebilir ve ayrıca bu görüntü içindeki malzemeye göre de değişir ki bu değişim %3'lere kadar çıkabilir (Moyers ve ark., 1992). Buna ek olarak Hounsfield değerleri yüksek olan BT'lerin ölçümü tarayıcıdan tarayıcıya değişebilir ve kalibrasyonu önemli derecede etkiler. Constantinou and Harrington (1992) tarayıcıya göre değişebilen elektron yoğunluğundaki değişimi %10 olarak buldular. Foton enerjisi, tarama parametreleri ve matris boyutları gibi tarayıcıya özgü parametrelerin BT numaralarının ölçümünü etkileyebilir. Yine de McCullough and Holmes (1985) bunların değişmesiyle Hounsfield değerlerinde anlamlı değişme olmadığını bulmuşlar.

Son hata kaynağı ise gerçek dokuyla Hounsfield ile elektron yoğunluğu ölçümü için onun yerine kullanılan dokular arasındaki farktan gelen yaklaşıklıktır. Genelde doku yerine kullanılan malzemelerin kimyasal bileşikleri gerçek dokudan farklıdır. Kullanışlı bir malzeme oluşturmak için oksijen, karbon, hidrojen ve kalsiyum bileşiklerinin kullanımı elektron yoğunluğu, proton durdurma gücü ve Hounsfield değerlerinde anlamlı derecede farklılıklar ile oluşturur. Doku yerine kullanılan bu malzemeler genelde radyasyon dozimetrisinde ve radyobiyolojide kullanılır, BT görüntülerinin kalibrasyonu için değil (Schneider ve ark., 1996).



Şekil 1.4. Siemens Somation Emotion Bilgisayarlı Tomografi

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Her geçen gün artan dünya nüfusunun yanında anlamlı artış kaydeden kanser vakaları bununla mücadeleyi de önemli kılmıştır. Bu mücadelede gelişen teknoloji de kullanılarak önemli aşamalar kaydedilmiş, X-ışınlarının keşfinden bu yana kullanılan radyasyon günümüzde kanserle savaşın vazgeçilmez ayaklarından biri olarak kullanılmaya devam etmektedir. Radyotrapide kullanılan bazı cihaz ve gelişmelere değinmek isteriz.

2.1. Lineer Hızlandırıcı

Dünyada ve ülkemizde radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcılar ise kanser tedavisinde kullanılan en önemli cihazlar olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu cihazlar temelde bir lineer hızlandırıcı olmakla birlikte radyasyonun uygulama yöntemleri arasında farklı uygulamalara sahiptirler. Lineer hızlandırıcılar ticari olarak farklı şirketler tarafından üretilmekte ve fiyatları da yaklaşık on milyon liradan başlayıp kırk milyon liraya kadar çıkabilen pahalı kanser tedavi cihazlarıdır. Dolayısıyla bu cihazların seçimi, hitap ettiği tedavi hastası ve özelinde bölgesi ve bunların tedavi kalitesi ile tedavi süreleri gibi parametrelerin karşılaştırması literatürde geniş bir yer olarak yerini almaktadır. (Zhang ve ark., 2010), baş-boyun kanserli hastalar için temelde bir lineer hızlandırıcı olan helical tedavi yapabilen tomoterapi cihazı ile elde edilen tedavi planları ile klasik lineer hızlandırıcı ile yapılan tedavi planlarını karşılaştırmışlardır. Sonuçta hedef bölgenin (PTV; Planning Target Volume) doz kapsamında tomoterapi daha iyi olsa da riskli organ dozları her iki teknikte de limitlerin altında kalmıştır.

(Murthy ve ark., 2010), skuamoz hücreli baş-boyun kanseri için tomoterapi ile step and shoot IMRT teknikli lineer hızlandırıcıların dozimetrilerini karşılaştırılmasını hedeflemişlerdir. Sonuçta tomoterapinin hedef kapsamasında ve kritik organ dozlarında daha iyi sonuçlar verdiğini ifade etmektedirler.

(Sheng ve ark., 2006), yaptıkları bir çalışmada lineer hızlandırıcı ve tomoterapi teknikleri ile yapılan on orofarenks tanılı hastanın tedavi planlarını karşılaştırmışlar, helikal tomoterapinin doz homojenitesi ve normal doku dozları açısından diğer lineer hızlandırıcı tabanlı YART'lerden daha iyi sonuçlar verdiğini bulmuşlardır. Ayrıca komplikasyonlara neden olabilecek sıcak doz noktalarında ve tükürük bezlerinde daha düşük dozlar çıktığını ifade etmektedirler.

Baş-boyun kanserleri için tomoterapi ve lineer hızlandırıcı ile yapılan YART planlarının dozimetrisini karşılaştırarak tomoterapinin lineer hızlandırıcılara göre daha keskin doz gradientlerine sahip olduğu (Zefkili ve ark., 2007) tarafından gösterilmiştir.

Rodrigues ve arkadaşları tarafından yapılan on prostat hastası için konvansiyonel YART ve tomoterapi cihazları ile yapılan tedavi planlarını karşılaştırmışları sonucunda tomoterapinin çok daha iyi hedef homojenitisi ile daha düşük kritik organ dozlarına sahip olduğu gösterilmiştir. (Rodrigues ve ark., 2006).

Molloy ve arkadaşları tomoterapi ve linak tabanlı YART ile yapılan baş-boyun tedavi planlarının dozimetrilerini karşılaştırmışlar. Sonuçta tomoterapi ile elde edilen sonuçların klasik lineer hızlandırıcı ile yapılanlardan daha iyi olduğunu görmüşlerdir. (Molloy ve ark., 2005).

Marco Van Vulpen ve arkadaşları 'step and shoot' YART tekniği ve tomoterapi ile yapılan baş-boyun tedavi planlarını karşılaştırmışlar ve tomoterapinin step and shoot'a göre daha keskin doz gradientlerine sahip olduğunu görmüşler. Parotis dozlarında ortalama 6.5 Gy'lik bir azalma ortaya çıkmıştır (van Vulpen ve ark., 2005).

Pawlicki ve arkadaşları hastaya özel ölçümler ve bağımsız bilgisayar hesaplamaları ile YART planlarının kalite kontrollerini araştırmışlar ve YART kalite kontrollerinin ölçümü için bağımsız bilgisayar hesaplamalarının geliştirilmesinin daha iyi olacağı sonucuna varmışlardır (Pawlicki ve ark., 2008).

Treutwein ve arkadaşları prostat kanserleri için dinamik YART ile step and shoot YART tekniklerinin doz dağılımları ve uygulama zamanları için karşılaştırmışlar. Elde ettikleri sonuca göre step and shoot tekniğinin tümör kontrolünde daha iyi homojeniteye sahip ve daha az MU'e gerek kaldığı kararına varmışlar (Treutwein ve ark., 2009).

Ceylan ve arkadaşları "Siemens Oncor" tedavi cihazının küçük Monitor Unit değerinde ve küçük alan boyutlarında dozimetrik performansının değerlendirilmesi ve planlama sistemiyle uyumunu incelemişlerdir. Sonuçta Simens Oncor lineer hızlandırıcısının step and shoot YART tekniği için küçük MU değerleri ve küçük alan boyutlu alanlardaki performansını limit değerleri içinde olduğu sonucuna varmışlardır (Ceylan ve ark., 2009).

Ceylan ve arkadaşları prostat kanserli 16 olgu için retrospektif olarak CyberKnife ve YART planlarının dozimetrik ve fiziksel olarak karşılaştırmışlar.

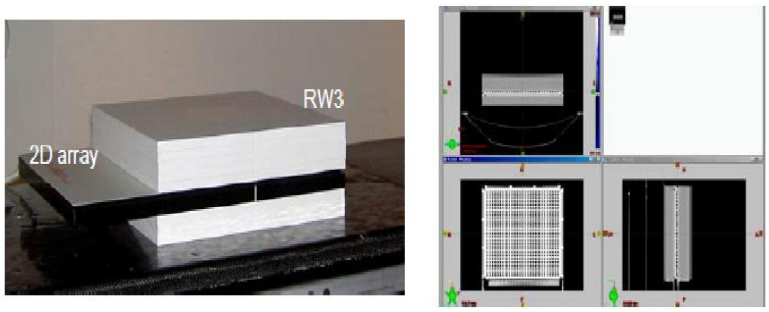
Sonuçta yüksek doz bölgesinde CyberKnife tedavisinin YART'den daha üstün olduğunu bulmuşlardır. Konformiti indeks YART de iyi iken; kritik organ korumasının CyberKnife'de daha iyi olduğu görmüşler (Ceylan ve ark., 2010).

2.2. 2D Array Kalite Kontrol Sitemi

Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi, hasta etrafında birçok açıda çoklu ışınların verilmesiyle oluşur. Bu tekniğin amacı, dozu bitişik sağlıklı dokuya asgariye indirirken, hedefe oldukça uygun olan doz dağılımlarını elde etmektir. Genelde her bir alan bilgisayar kontrollü çok yapraklı kolimatörler ile ayarlanır, bu alanlar genelde merkezi eksen dışında ve küçük alanlara bölünme şeklinde oluşur. YART ile oluşturulan karmaşık alanlar hızlandırıcı ve hastaya özel kalite kontrollere gereksinim duyar (Group, 2001; Ezzell ve ark., 2003; Xia ve Chuang, 2003; Nelms ve Simon, 2007).

Hasta planlarından elde dilen hasta bazlı kalite kontroller içinde en yaygın kullanılan dedektör içeren sistemlerdir. Fantom içinde hesaplanan doz dağılımı daha sonra ölçülen doz dağılımlarıyla karşılaştırılmaktadır (Jursinic ve ark., 2010).

Radyoterapide tedavi cihazlarının gelişmesi ile ortaya çıkan yeni tekniklerin tedavi doğruluklarının anlaşılması daha önemli hale gelmiştir. Bunun için birçok dozimetrik yöntem geliştirilmiş ve geliştirilmeye devam etmektedir. Bunlardan biri olan 2D Array'i siemens primus lineer hızlandırıcısı ile bir hasta planı için kalite kontrolde kullandım. 2D array iki düzlemli dedektör sistemi içerisinde 729 adet iyon odası bulunmaktadır. Bu sistemler bir yazılımla planlamadan gelen veriler ile ölçüm verilerini karşılaştırırlar. Kullanıcılar çıkan sonuca göre hastanın tedaviye giriş kararını verirler. 2D array sistemi üç boyutlu bir fantom sistemi içerisine konularak elde edilen octavius marka sistemi ile ise tomoterapi cihazı için bir hasta planının kalite kontrolü yapıldı.



Şekil 2.1. 2D array dedektör sisteminin ölçüme hazır hali ve üç boyutta görünümü

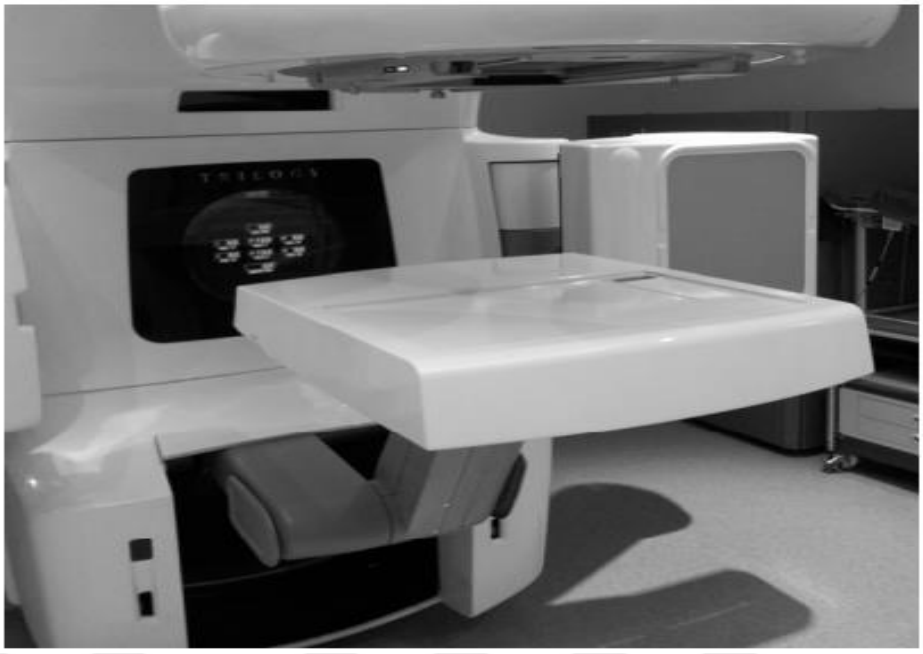


Şekil 2.2. Octavius kalite kontrol sistemi

2.3. Portal Dozimetri

Bazı linak cihazları sahip oldukları görüntüleme sistemlerini hasta planlarının kalite kontrollerinde de kullanabilmektedirler. Bunun için kullanılan yazılımla tedavi planlama sisteminden gelen plan verileri ile portal ışınlamadan elde edilen veriler karşılaştırılır ve hastanın tedaviye girip girmeyeceğine karar verilir. Varian marka lineer hızlandırıcı ile bir hasta planı için ölçüm bu sistemle yapılmıştır.

Elektronik portal görüntüleme cihazları (EPID), tedavi verilerinin gerçek zamanlı hesaplaması için dijital formda görüntüler sağlarlar (Mooslechner ve ark., 2013). MLC performansını, jaw (çene) pozisyonlarını, kolimatör açısını, gantri açısını ve gantri dönüşünü de içeren kolimasyon sistemlerinin düzenli kalite kontrolleri için de elektronik portal görüntüleme cihazları kullanılmaya başlanmıştır. EPID aynı zamanda hasta pozisyonlama aplikasyonu ve portal dozimetri olarak da yaygın olarak kullanılmaktadır (Fuangrod ve ark., 2015).



Şekil 2.3. Lineer hızlandırıcı cihazına ait portal görüntüleme ve dozimetri sistemi görüntüsü

Pawlicki ve ark.(2008), hastaya özel ölçümler ve bağımsız bilgisayar hesaplamaları ile YART kalite kontrollerini araştırmışlar ve YART kalite kontrollerinin ölçüm ve bağımsız bilgisayar hesaplamalarının geliştirilmesinin daha iyi olacağı sonucuna varmışlardır.

Dobler ve ark.(2006), farklı lineer hızlandırıcı ve tedavi planlama sistemlerini incelemişler ve YART sistemlerinin uygulanması için tedavi planlama sistemlerinden lineer hızlandırıcılara kadar bütün aşamaların incelenmesinin çok önemli olduğu sonucuna varmışlardır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Çalışmamda on baş-boyun (nazofarenks), on prostat, on GBM ve on pankreas kanserli tedavileri bitmiş hasta Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde seçilmiştir. Bu hastaların bilgisayarlı tomografi görüntüleri yine bu bölümdeki Siemens marka tomografi cihazı ile 3 mm (milimetre) kesitlerle alınmış, hedef dokular ve kritik organlar radyasyon onkologları tarafından RTOG protokollerine göre çizilmiştir.

Çizilen bu görüntülerden elde edilen hedef dokular ve kritik organlar kullanılarak Siemens Primus cihazı için kullanılan Eclipse TPS ile step and shoot teknikli planlar, Varian Triology cihazı için kullanılan Eclipse TPS ile kayan pencere ve VMAT teknikli planlar ve tomoterapi cihazı için volo TPS ile tomoterapi tekniği ile planlar elde edildi.

Elde edilen bu planlardan her tedavi bölgesinde hem hedef hacimler hem de komşu kritik organlar için ortalama doz hacim grafikleri (DVH) elde edildi. Tedavi planları için tedavi süreleri, MU'ler, CI ve HI indeksler değerlendirildi.

Step and shoot tekniğiyle planlanan birer hasta için 2D array kalite kontrol cihazı ile her hastalık bölgesi için birer hastanın kalite kontrolü yapılarak gama indeks (GI) analizi yapıldı. Kayan pencere ve VMAT teknikleri için örnek hastalara ait kalite kontroller portal dozimetri sistemi ile ölçüldü ve sonuçlar GI ile değerlendirildi. Son olarak tomoterapi cihazında örnek birer hasta için tomoterapi tekniği ile kalite kontroller octavius fantomla yapıldı ve sonuçlar GI metoduna göre değerlendirildi.

En sonunda ise dört teknik ile ilgili elde edilen sonuçların kendi aralarında farkları değerlendirilerek çalışma tamamlandı.

3.1. Baş-Boyun Kanseri (Nazofarenks)

Baş boyun kanserleri arasında epidemiyolojik, histolojik özellikleri ve anatomik lokalizasyonu nedeni ile cerrahiyi olanaksız kılmasına karşın radyoterapi ve kemoterapiye duyarlılığı nedeniyle nazofarenks kanserlerinin özel bir yeri vardır (İnanç ve ark.).

Nazofarenks kanserleri radyoterapiye duyarlı kanserlerdir ve metastatik olmayan nazofarenks kanserlerinin tedavisi için radyoterapi temel tedavi yöntemi şeklinde görülmektedir. Yoğunluk ayarlı radyoterapinin gelişmesi geleneksel radyoterapi tekniklerinin eksikliklerini elimine etmiştir. YART ile sadece hedef dokunun doz

dağılımı ve konformitesi daha iyi olmakla kalmayıp normal doku dozları ve özellikle tükürük bezi dozlarında önemli düşüşler sağlamıştır (Jursinic ve ark., 2010; Scott-Brown ve ark., 2010). YART anlamlı derecede ağız kuruluğunu iyileştirmekte ve tükürük bezi salınımındaki azalmayı önlemektedir (Lee ve ark., 2002; Wolden ve ark., 2006).

Seçtiğimiz birinci grubu oluşturan baş boyun kanserleri çok rastlanan bir kanser türüdür. Konvansiyonel yöntemlerde kritik organ dozu risklerinden dolayı bu hastalarda yüksek dozlara çıkmak mümkün değilken yeni tedavi teknikleri ile istenen dozlara daha az kritik organ dozları ile ulaşabilmekteyiz.

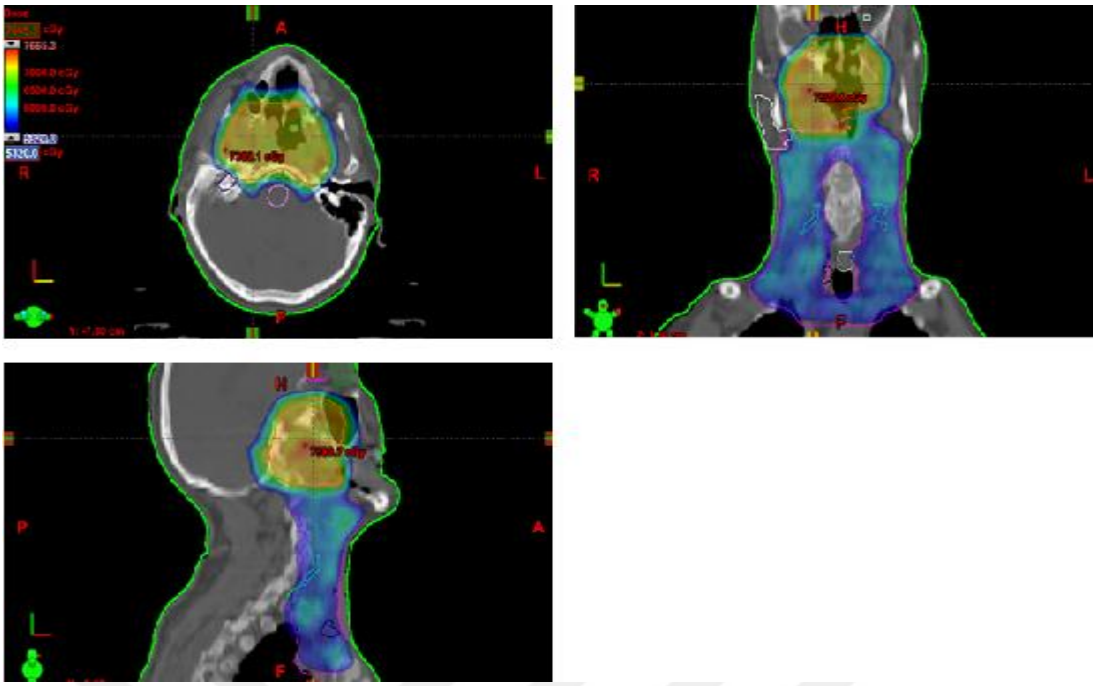
Baş boyun grubu hastaları simülasyonun yapıldığı bilgisayarlı tomografi cihazına sırt üstü yatırılıp baş-boyun maskesi, uygun baş yastığı ve omuz tutacakları kullanılarak sabitlenme sağlandıktan sonra 3 mm kesit aralıklarıyla tarandı. Elde edilen görüntüler klinikte kullanılan Eclipse Tedavi Planlama Sistemine gönderildi. Radyasyon onkoloğu tarafından PTV 70 (Nazofarenks), PTV 56 (Boyun Lenfatikleri) hedef dokuları ve hipofiz, sağ kohlea, sol kohlea, medulla spinalis (ms), sağ parotis, sol parotis, beyin sapı ve optik kiazma kritik organları olarak ayrı ayrı çizildi (PTV 70;70 Gy doz alınması istenen hedef hacimdir).

Nazofarenks için yapılan YART planlarında öncelikli amaç, hedef hacimlerin %95 inin tanımlanan dozun %100 ünü kapsamasını sağlamaya çalışmak oldu. Daha sonra kritik organların mümkün olabildiği kadar az doz alması için çalışıldı. Kritik organ limitlerinde ise beyin sapı ve optik kiazma hacimlerinin 60 Gy alan dozunun %1'ini geçmemesi; hipofiz, sağ kohlea ve sol kohlea için ortalama dozların 45 Gy'i geçmemesi; sağ ve sol parotislerin ortalama dozlarının 27 Gy'in altında olması ve son olarak da ms dozunun maksimum 46 Gy'i aşmaması olarak belirlendi.

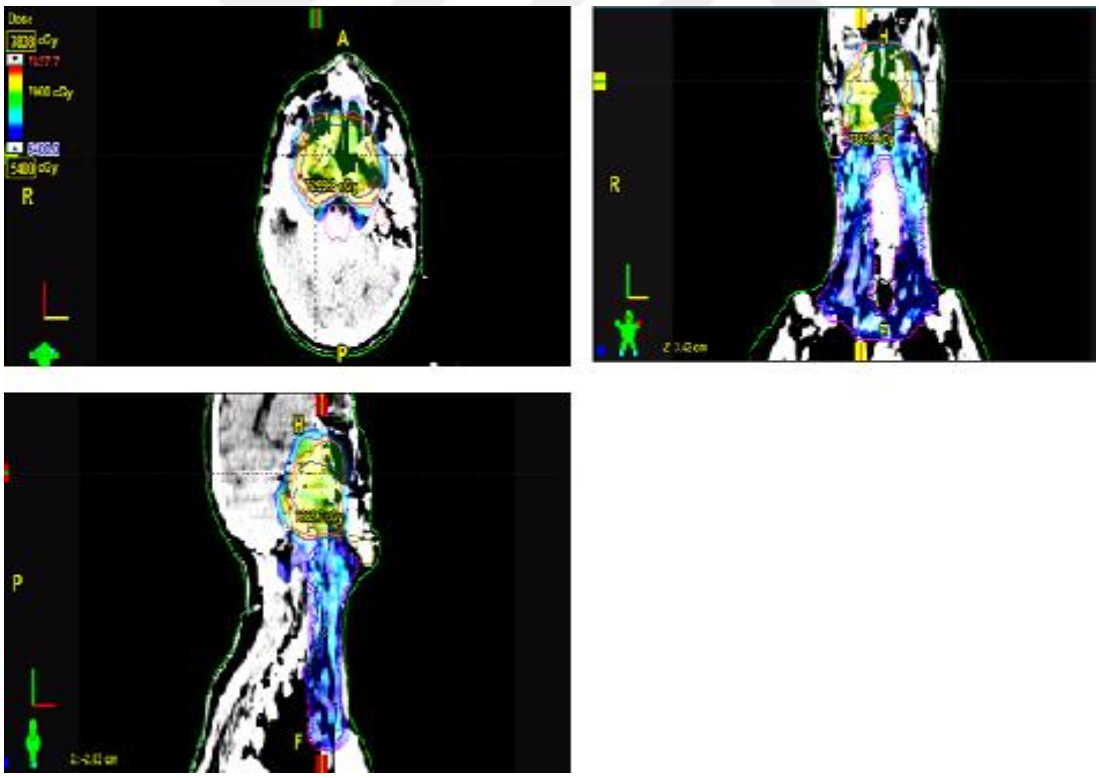
Yapılan planlamalar sonucunda hedef dokuların aldığı dozlar, kritik organların aldığı dozlar, tedavi süreleri, MU'ler, CI ve HI indeksler farklı dört planlama tekniği için karşılaştırılıp değerlendirildi. Bununla birlikte planlama sonucu elde edilen doz hacim grafikleri hedef doku ve kritik organlar için ayrı grafiklerde karşılaştırıldı.

Ayrıca elde edilen planların kalite kontrolleri örnek bir hasta için gama indeks analiz metoduna göre değerlendirildi (Low ve ark., 1998).

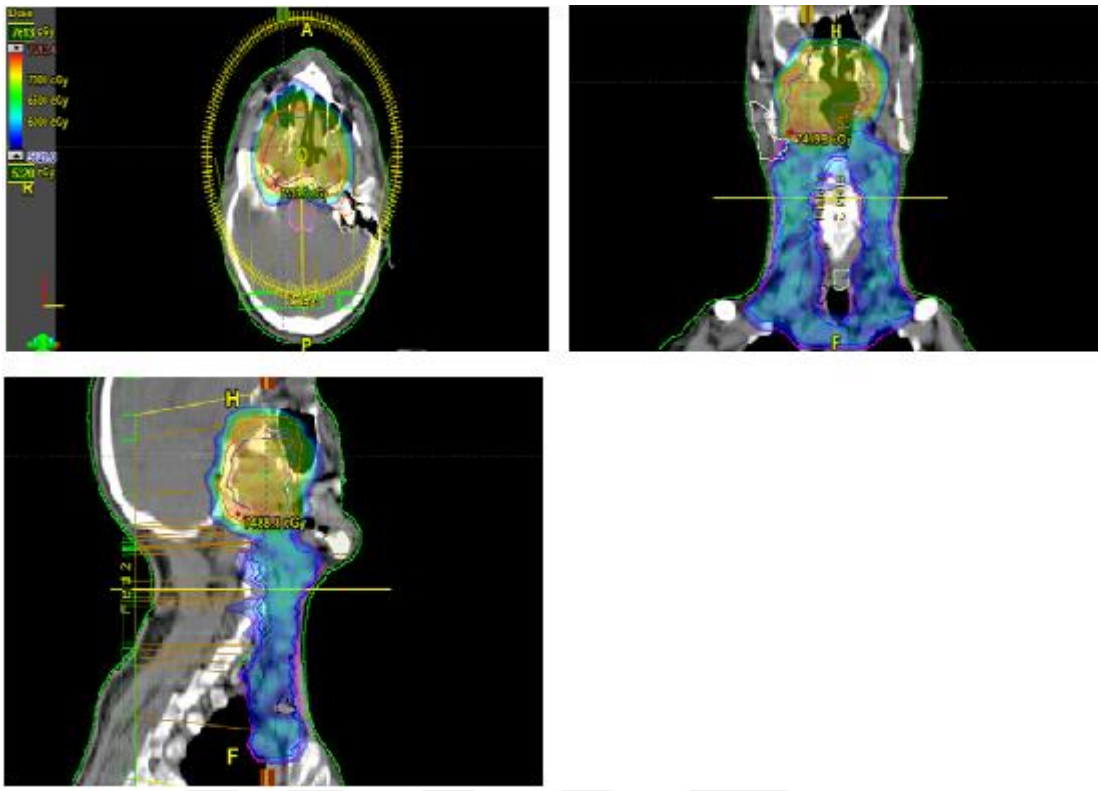
Şekil 3.1-5'de örnek bir nazofarenks hasta planından elde edilen üç boyutlu doz dağılımlarına ait şekiller görülmektedir.



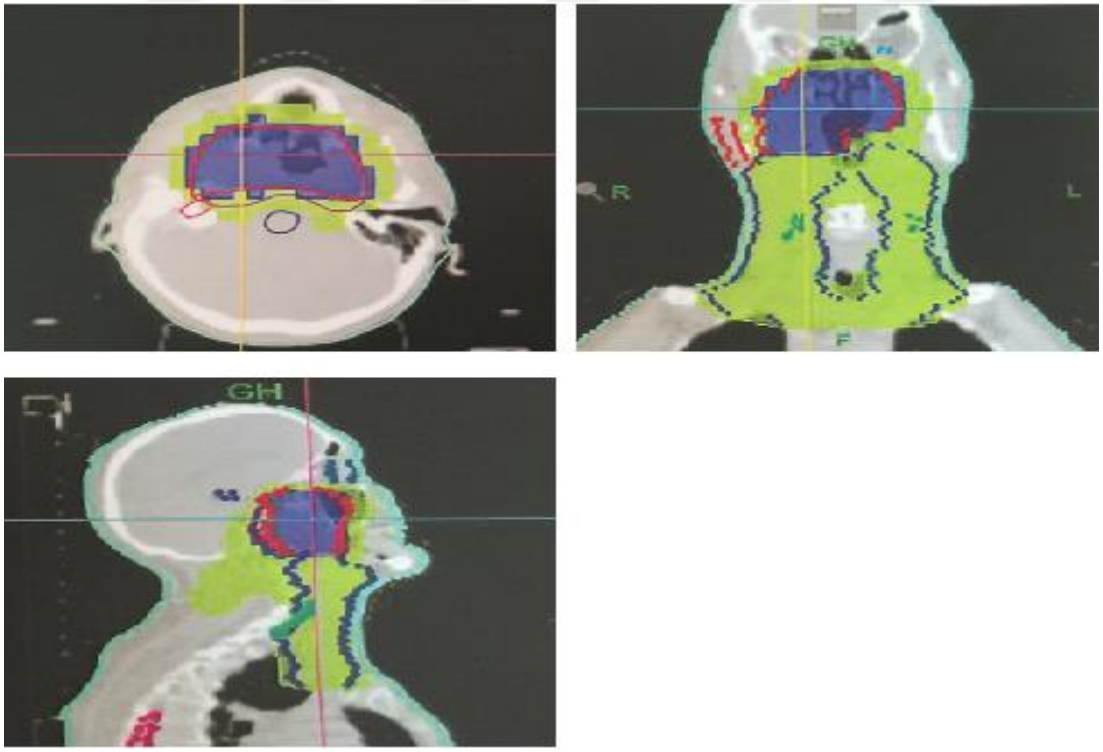
Şekil 3.1. Step and shoot tekniği ile yapılan bir nazofarenks planının üç boyutta doz dağılımı



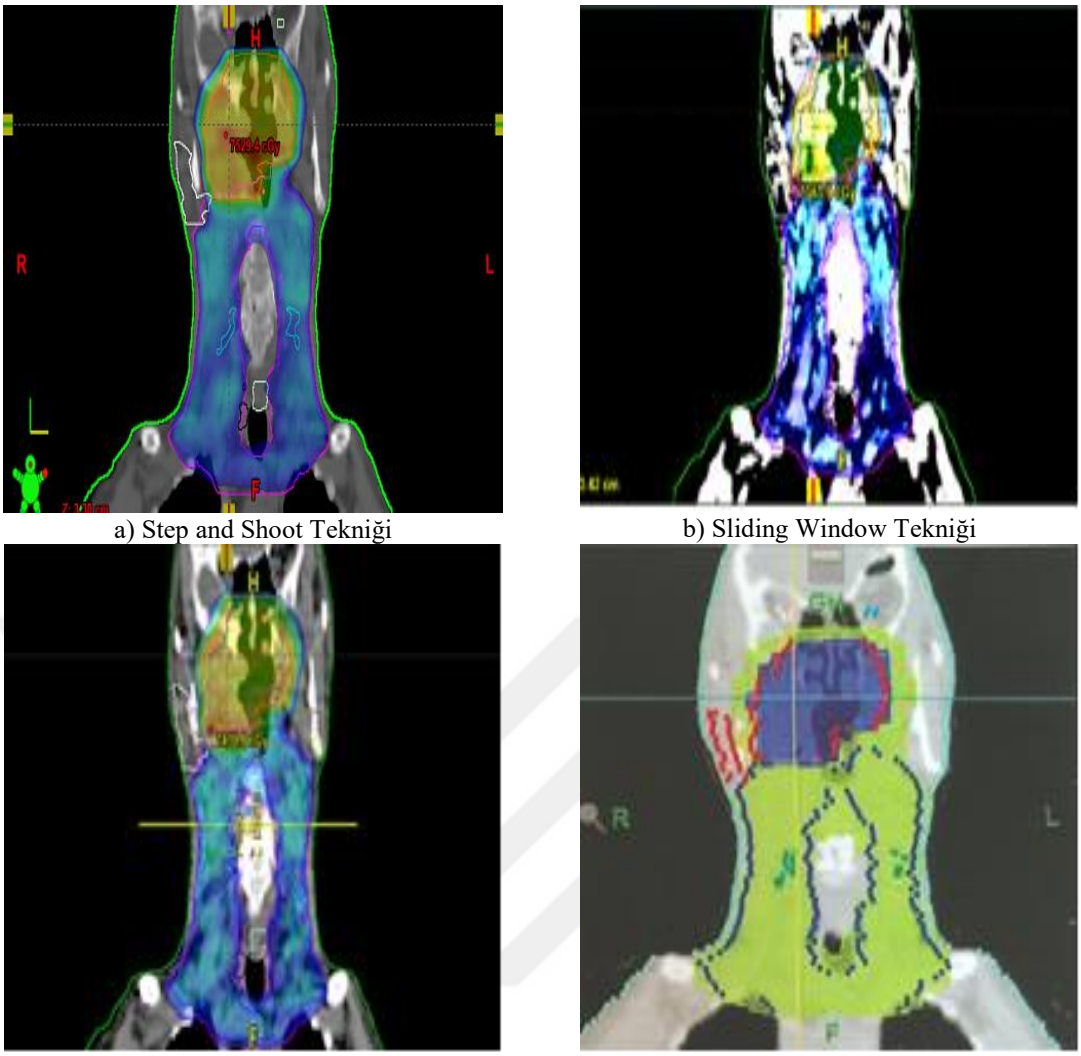
Şekil 3.2. Kayan pencere tekniği ile yapılan bir nazofarenks hasta planının üç boyutta doz dağılımı



Şekil 3.3. VMAT tekniği ile yapılan bir nazofarenks hasta planının üç boyutta doz dağılımı



Şekil 3.4. Tomoterapi tekniği ile yapılan bir nazofarenks hasta planının üç boyutta doz dağılımı



a) Step and Shoot Tekniği b) Sliding Window Tekniği

c) VMAT Tekniği d) Tomoterapi Tekniği

Şekil 3.5. Örnek bir nazofarenks hastası için dört tekniğe ait coronal kesitte 5320 cGy'lik doz dağılımı

3.2. Prostat Kanseri

Prostat kanseri erkeklerde en sık görülen malign hastalıktır. Demografik değişim, tedavi edilmesi gereken hasta sayısını daha da artıracaktır. Yüksek dozlara çıkabilen radyoterapi, lokal ilerlemiş hastalık için tedavi standardıdır ve aynı zamanda erken evrelerde de bir tedavi seçeneğidir (Pollack ve ark., 2000; Peeters ve ark., 2005; Kupelian ve ark., 2008). YART tekniğiyle yapılan tedavi planlamalarında tümör dozu daha da arttırılabilmekte, kritik organ dozları ise istenen değerlerin altına çekilebilmektedir. Üç boyutlu tedavi planlama ve son zamanlarda IGRT (image-guided radiotherapy) destekli yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ile hem tümör kontrolünde hem de kritik organ (De Meerleer ve ark., 2000; Zelefsky ve ark., 2000; De Meerleer ve ark., 2004; South ve ark., 2008) korunmasında harika klinik sonuçlar ortaya koymuştur ve YART tekniği eksternal küratif prostat radyoterapi sürecinde standart olmaya başlamıştır (Zelefsky ve ark., 2008).

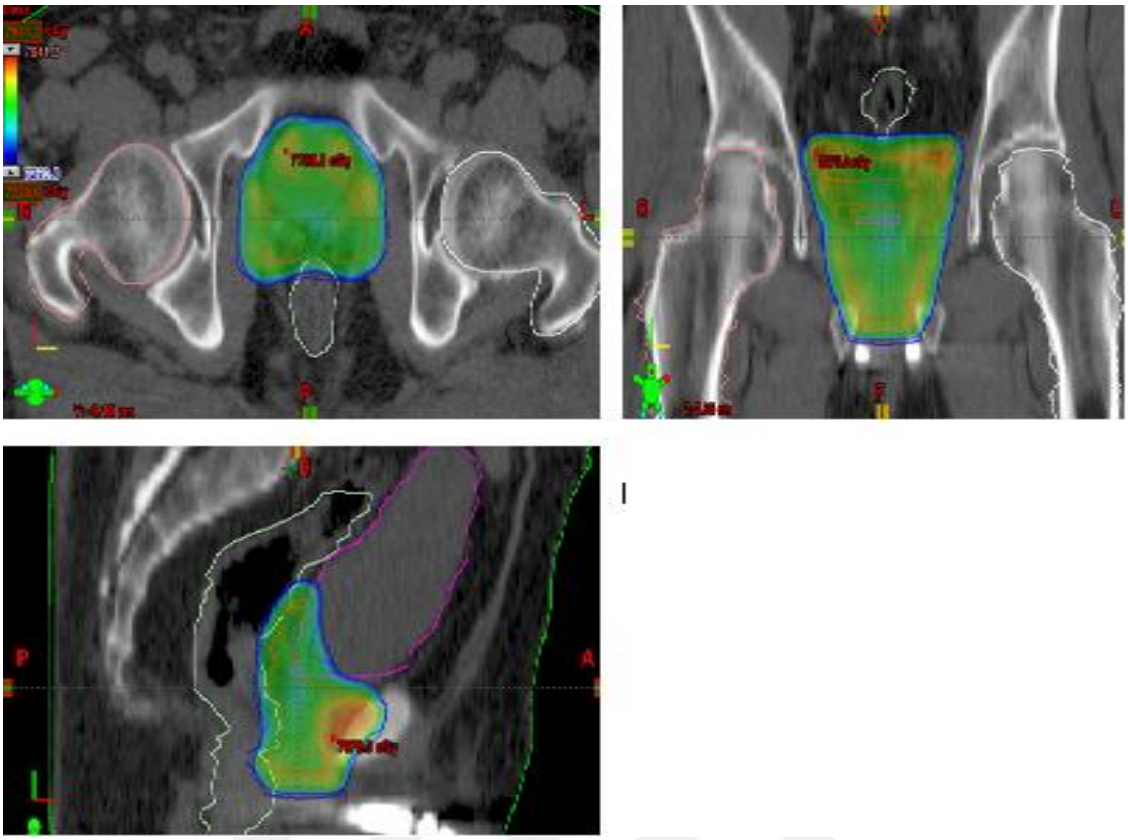
Çalışmada seçilen prostat hastaları simülatör cihazına alınmadan önce hastanın rektumun boş olmasına dikkat edilir ve ayrıca simülasyon öncesi 1 litre su içirilip bir saat bekledikten sonra mesanesi dolu bir şekilde simülasyona alınır ki, mesane tedavi alanı dışında kalsın. Hastalar sırt üstü pozisyonunda (supine) uygun baş yastığı ve diz altı sabitleme aksesuarı ile kollar göğüs üstünde birleştirilecek şekilde yatırıldı. Daha sonra 3 mm kesit aralıkları ile hastanın ilgili bölgesinin tomografisi çekildi. Elde edilen görüntüler klinikte kullanılan Eclipse Tedavi Planlama Sistemine gönderildi. Radyasyon onkologu tarafından RTOG protokollerine göre konturlandı. Hedef hacim, Prostat + Seminal Vasikul'e uygun marjlar verilerek oluşturuldu. Kritik organlar olarak rektum, mesane, sağ femur ve sol femur başları çizildi.

Prostat için hedef hacim PTV'ye 2Gy x 33fraksiyon dan 76 Gy doz verildi. Planlama yapılırken öncelik PTV'nin %95'inin tanımlanan dozun tamamını almasını sağlamaya çalışmak ve bunu yaparken de kritik organların doz limitlerini aşmayacak şekilde bırakmak olarak belirlendi.

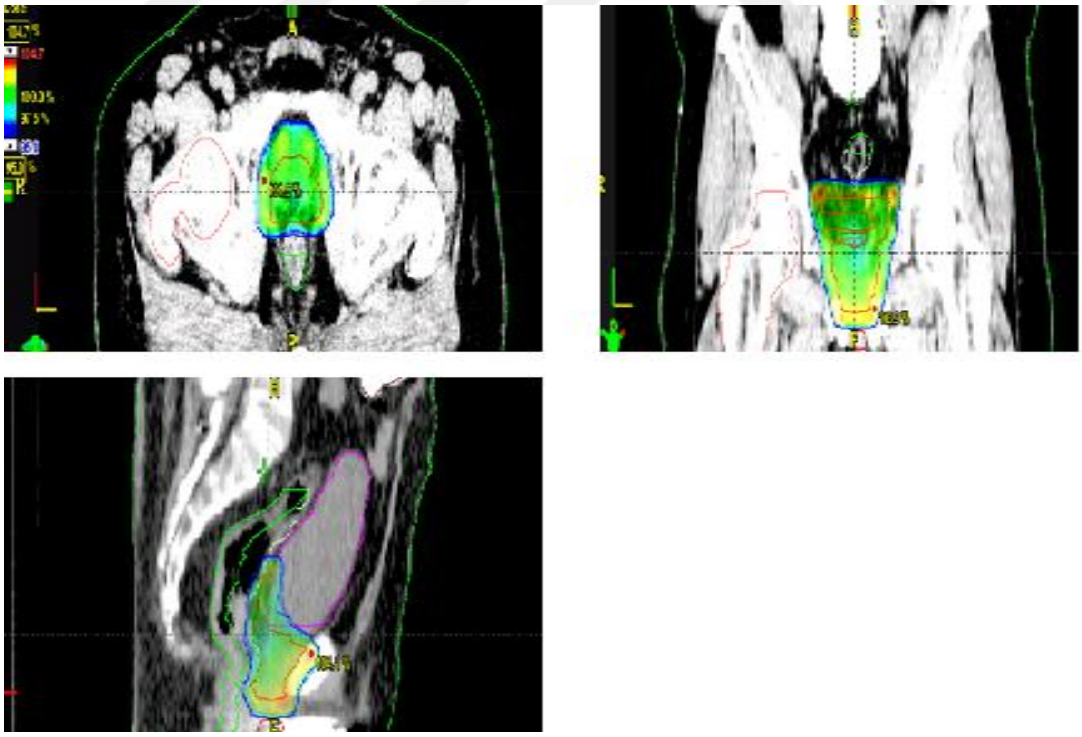
Yapılan planlamalar sonucunda yine hedef dokuların aldığı dozlar, kritik organların aldığı dozlar, tedavi süreleri, MU'ler, CI ve HI indeksler farklı dört planlama tekniği için karşılaştırılıp değerlendirildi. Bununla birlikte planlama sonucu elde edilen doz hacim grafikleri hedef doku ve kritik organlar için ayrı grafiklerde karşılaştırıldı.

Ayrıca elde edilen planların kalite kontrolleri örnek bir hasta için gama indeks analiz metoduna göre değerlendirildi.

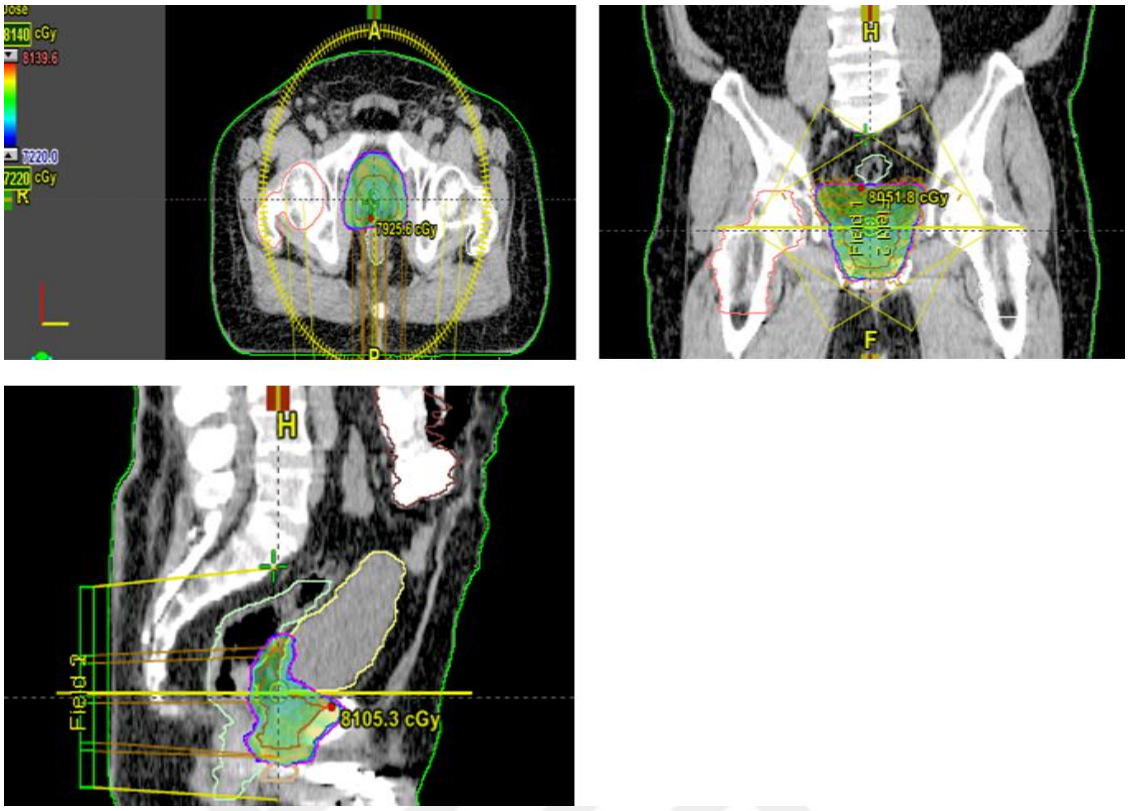
Şekil 3.6-10'da örnek bir prostat hasta planından elde edilen üç boyutlu doz dağılımları gösterilmektedir.



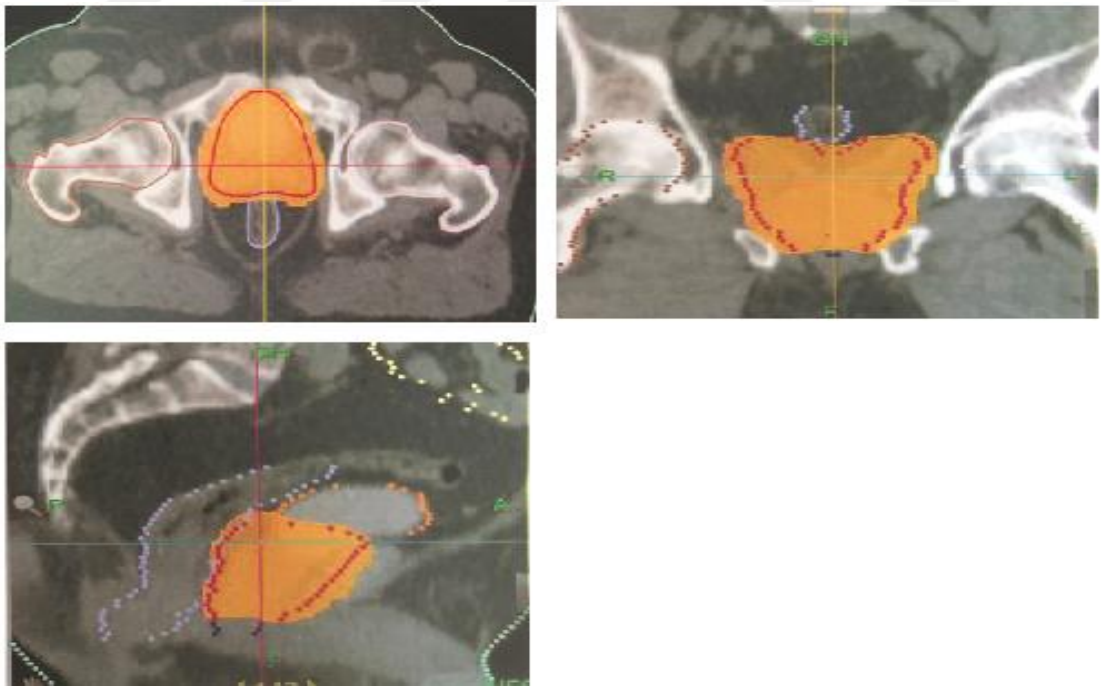
Şekil 3.6. Step and Shoot tekniği ile yapılan bir prostat hasta planının üç boyutta doz dağılımı



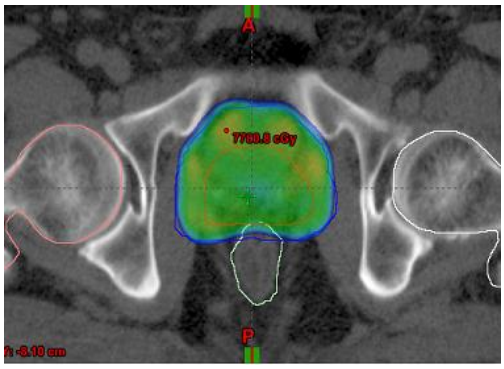
Şekil 3.7. Kayan pencere tekniği ile yapılan bir prostat hasta planının üç boyutta doz dağılımı



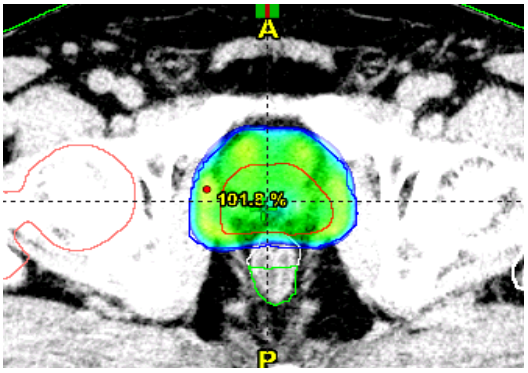
Şekil 3.8. VMAT tekniği ile yapılan bir prostat hasta planının üç boyutta doz dağılımı



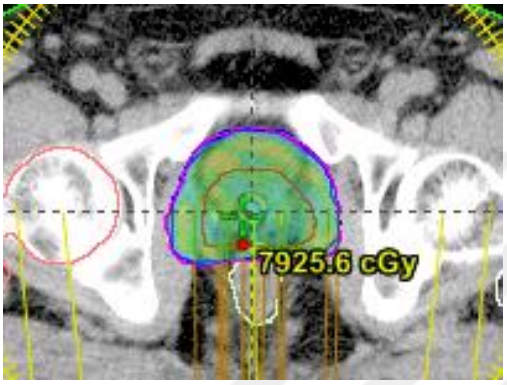
Şekil 3.9. Tomoterapi tekniği ile yapılan bir prostat hasta planının üç boyutta doz dağılımı



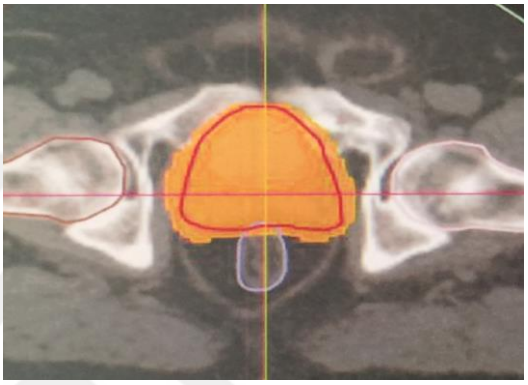
a) Step and shoot tekniği



b) Kayan pencere tekniği



c)VMAT tekniği



d) Tomoterapi Tekniği

Şekil 3.10. Örnek bir prostat hastası için dört tekniğe ait transverse kesitte 7220 cGy'lik doz dağılımı

3.3. Primer Beyin Tümörü (GBM)

Beyin tümörleri sık rastlanan kanser türlerindendir. Özellikle beyin sapı ve göze yakın yerleşimli tümörlerin tedavisi konvansiyonel yöntemlerle istenen dozlara çıkmak mümkün olmazken YART tekniği ile hem kritik organ dozları hem de hedef hacim dozları istenen düzeye gelebilmektedir. Bu tümörlerin tedavisindeki önemli sorunlardan biri de görme sistemlerinin düşük doz limitlerine sahip olmasıdır. Tümör kontrolünü sağlamak için verilen dozlara göre çok düşük olan bu limitlerin aşılması hastada görme kaybı gibi yan etkilere yol açabilmektedir. GBM hastaları seçilirken özellikle sağ beyin yerleşimli ve kritik organ komşuluklu hedefler seçildi.

Sağ lob yerleşimli primer beyin tümörlü hastalar simülasyonun yapıldığı tomografi cihazında sırt üstü yatırıldıktan sonra baş maskesi ve uygun baş yastığı kullanılarak sabitlenme sağlandıktan sonra 3 mm kesit aralıklarıyla tarandı. Elde edilen görüntüler klinikte kullanılan Eclipse Tedavi Planlama Sistemine gönderildi. Radyasyon onkoloğu tarafından RTOG protokollerine göre konturlandı. Optik sinirler, gözler,

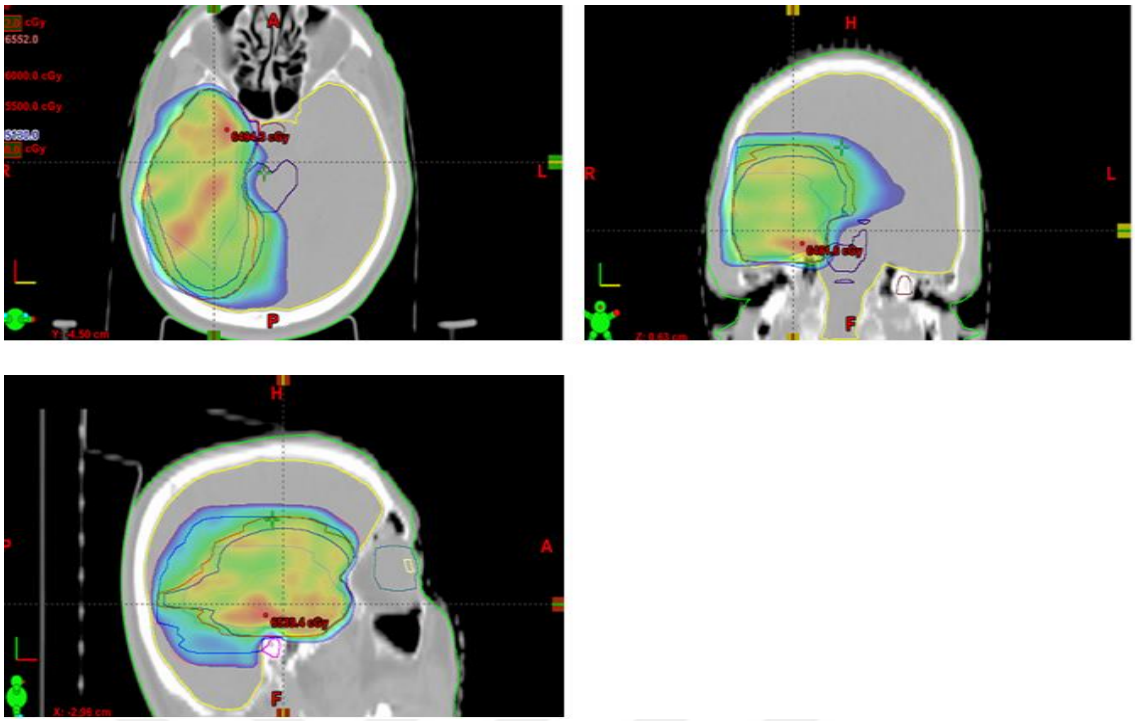
lensler, hipofiz ve optik kiazma kritik organları ile PTV 54 ve PTV 60 hedef hacimler, her hasta için ayrı ayrı çizildi.

Planlamada simultane boost tekniği kullanıldı. Hedef hacim PTV 60' a 30 fraksiyon x 2 Gy'den 60 Gy ve PTV 54' e ise 30 fraksiyon x 1,8 Gy'den 54 Gy dozlar tanımlandı. Yine burada planlama yapılırken öncelik hedef doku hacminin %95'inin tanımlanan dozun tamamını almasını sağlamaya çalışmak ve bunu yaparken de kritik organların doz limitlerini aşmayacak şekilde bırakmak olarak belirlendi. Kritik organlardan beyin sapı, optik kiazma, sağ optik sinir ve sol optik sinir'in maksimum dozunun 60 Gy'i geçmemesi; gözlerin ortalama dozunun 30 Gy'in altında olması; lens dozlarının 10 Gy'i geçmemesi ve hipofizin ortalama dozunun da 45 Gy'i geçmemesine çalışıldı.

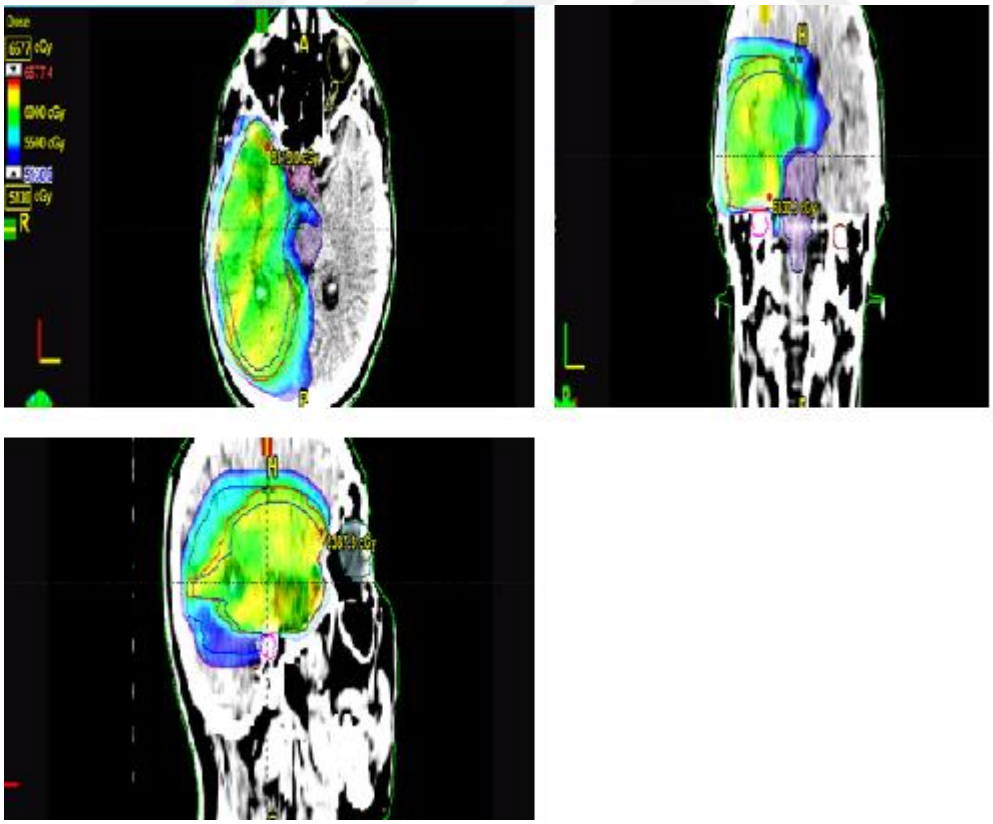
Yapılan planlamalar sonucunda yine hedef dokuların aldığı dozlar, kritik organların aldığı dozlar, tedavi süreleri, MU'ler, CI ve HI indeksler farklı dört planlama tekniği için karşılaştırılıp değerlendirildi. Bununla birlikte planlama sonucu elde edilen doz hacim grafikleri hedef doku ve kritik organlar için ayrı grafiklerde karşılaştırıldı.

Ayrıca elde edilen planların kalite kontrolleri örnek bir hasta için gama indeks analiz metoduna göre değerlendirildi.

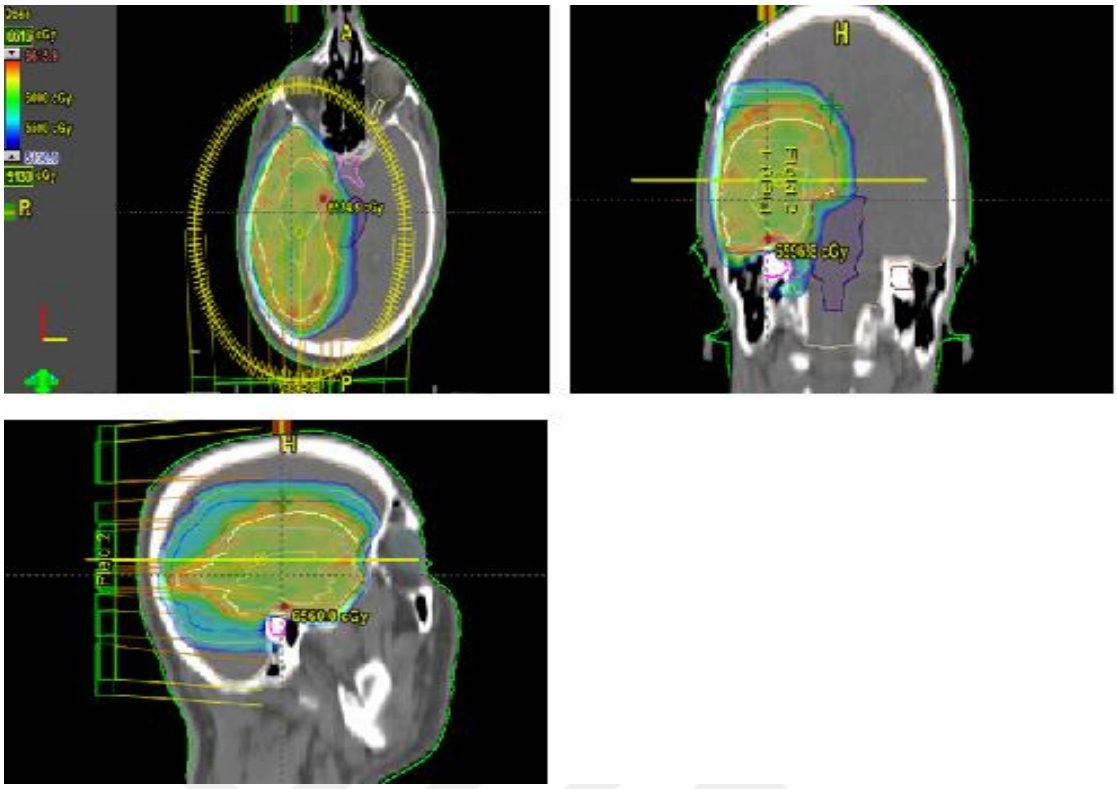
Şekil 3.11-15'de sağ lob yerleşimli örnek bir glioblastome multiforme hastasına ait tedavi planlarından elde edilmiş üç boyutta doz dağılımları gösterilmiştir.



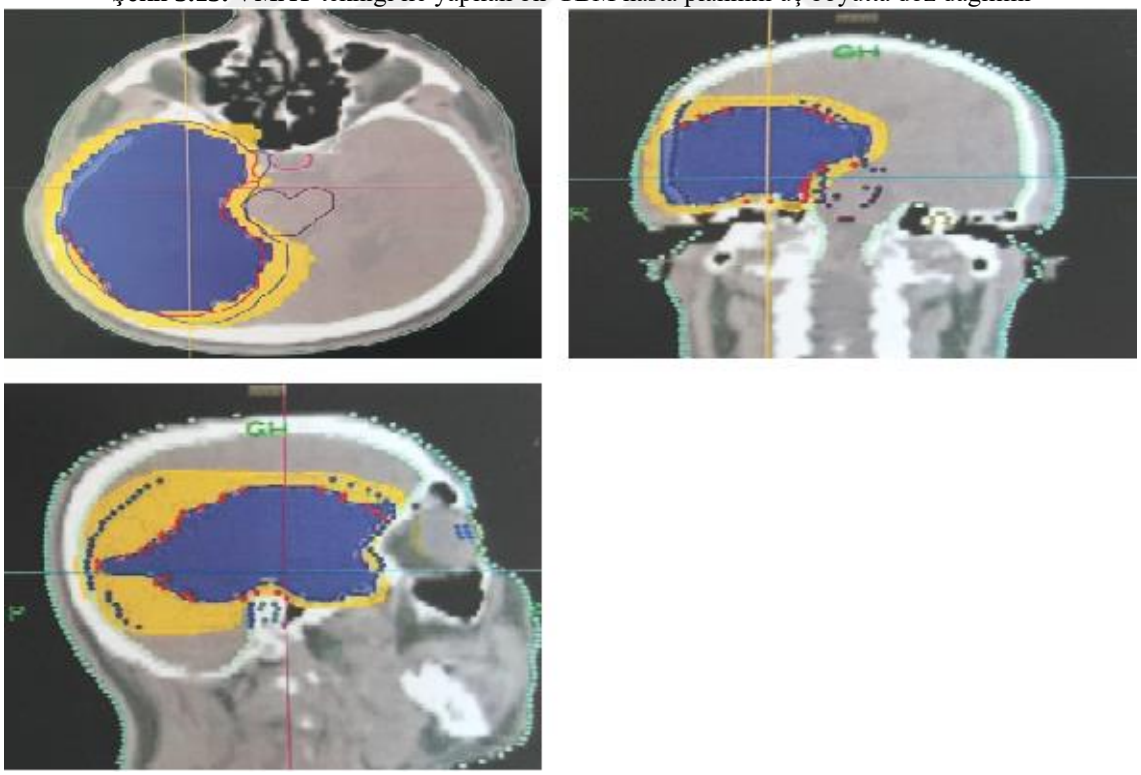
Şekil 3.11. Step and shoot tekniği ile yapılan bir GBM hasta planının üç boyutta doz dağılımı



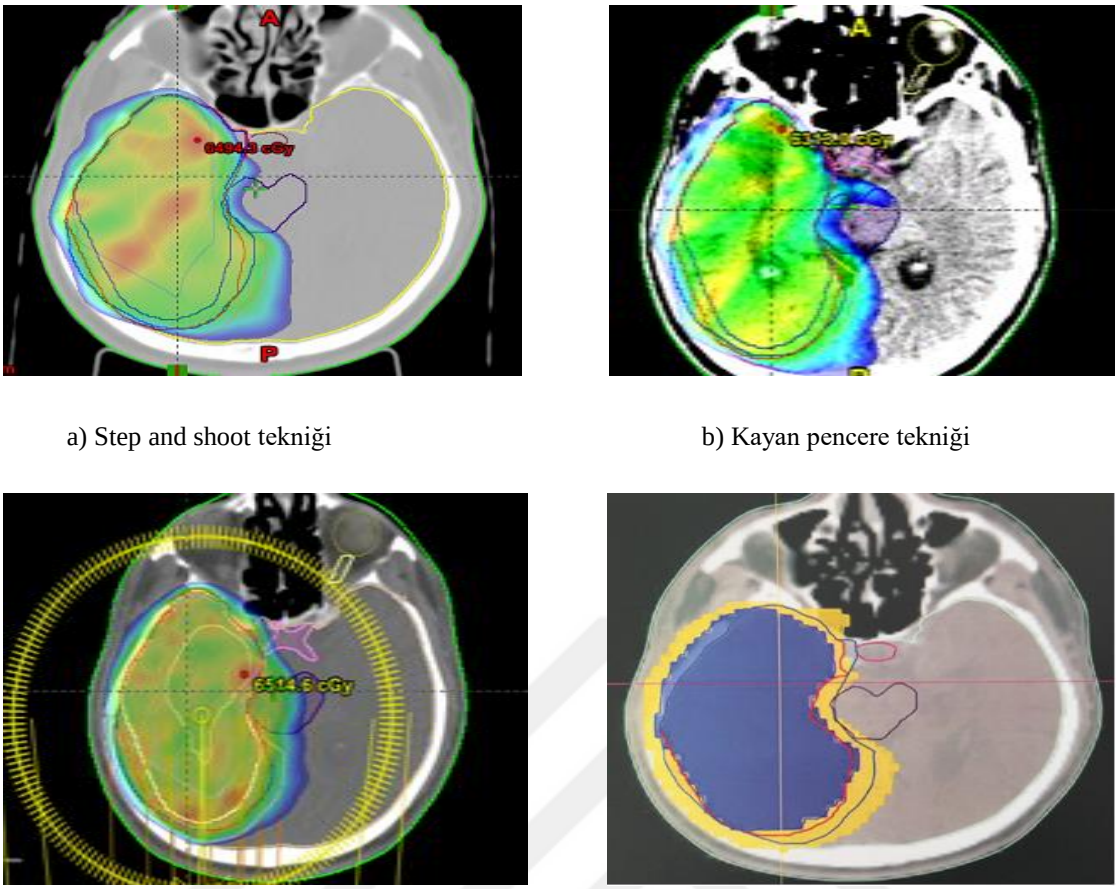
Şekil 3.12. Kayan pencere tekniği ile yapılan bir GBM hasta planının üç boyutta doz dağılımı



Şekil 3.13. VMAT tekniği ile yapılan bir GBM hasta planının üç boyutta doz dağılımı



Şekil 3.14. Tomoterapi tekniği ile yapılan bir GBM hasta planının üç boyutta doz dağılımı



a) Step and shoot tekniği

b) Kayan pencere tekniği

c) VMAT tekniği

d) Tomoterapi tekniği

Şekil 3.15. Örnek bir GBM hastası için dört tekniğe ait transverse kesitte 5320 cGy'lik doz dağılımı

3.4. Pankreas Kanseri

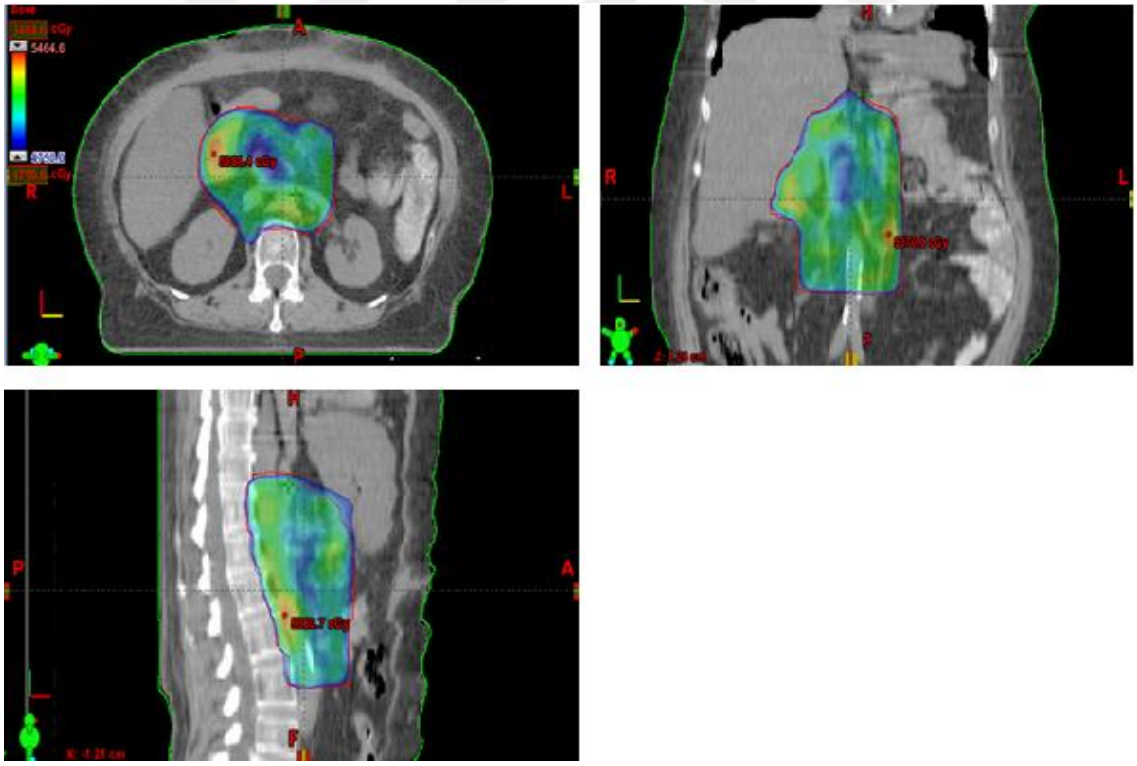
Pankreas tümörleri çok sık rastlanan bir kanser türü değildir. Bu hastaların tedavisinde özellikle karaciğer ve böbreklere yakın yerleşimli tümörlerin tedavisinde konvansiyonel yöntemlerle istenen dozlara çıkmak mümkün olmazken YART tekniği ile hem kritik organ dozları hem de hedef hacim dozları istenen düzeye gelebilmektedir.

Seçilen ameliyat olmuş pankreas hastaları simülatör cihazına alınır. Hastalar sırt üstü pozisyonunda (supine) uygun baş yastığı, diz altı sabitleme aksesuarı ve akciğer hastaları için kullanılan aksesuar (wingboard) ile kollar sabitlenerek yatırılır. Daha sonra 3 mm kesit aralıkları ile hastanın ilgili bölgesinin tomografisi çekilir. Elde edilen görüntüler klinikte kullanılan Eclipse Tedavi Planlama Sistemine gönderildi. Radyasyon onkoloğu tarafından konturlandı. Hedef hacim, tümöre gerekli marj verilerek hekim tarafından oluşturuldu. Kritik organlar olarak karaciğer, medulla spinalis, sağ ve sol böbrek çizildi.

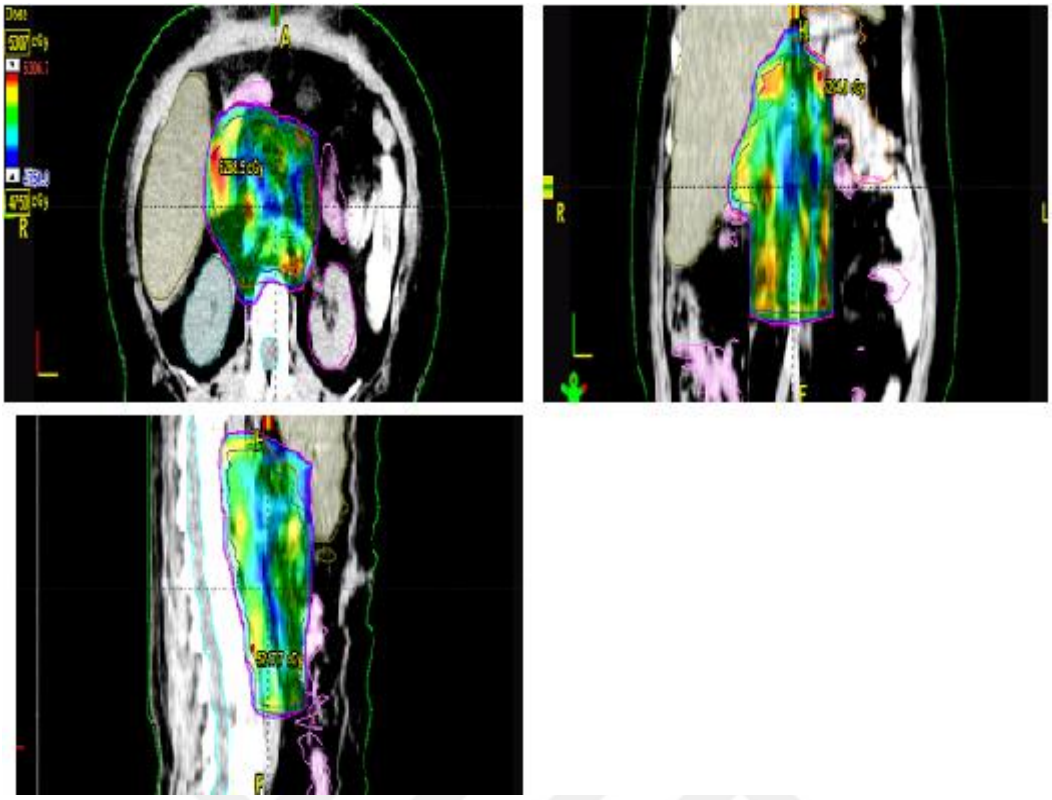
Pankreas için hedef hacim PTV'ye 2 Gy x 25 fraksiyon (50 Gy) doz verilmesi planlandı. Bu planlamalarda PTV hedef hacminin belirlenen tedavi dozunu alması öncelendi. Bu yapılırken de kritik organlardan sağ ve sol böbreğin aldığı doz ortalamalarının ayrı ayrı 18 Gy'in altında olmasına; karaciğerin aldığı ortalama dozun 30 Gy'in altında olmasına ve medullaspinalisin (ms) aldığı maksimum dozun 46 Gy'i geçmemesine çalışıldı.

Yapılan planlamalar sonucunda yine hedef dokuların aldığı dozlar, kritik organların aldığı dozlar, tedavi süreleri, MU (monitör unit)'ler, CI ve HI lar farklı dört planlama tekniği için karşılaştırılıp değerlendirildi. Bununla birlikte planlama sonucu elde edilen doz hacim grafikleri hedef doku ve kritik organlar için ayrı grafiklerde karşılaştırıldı.

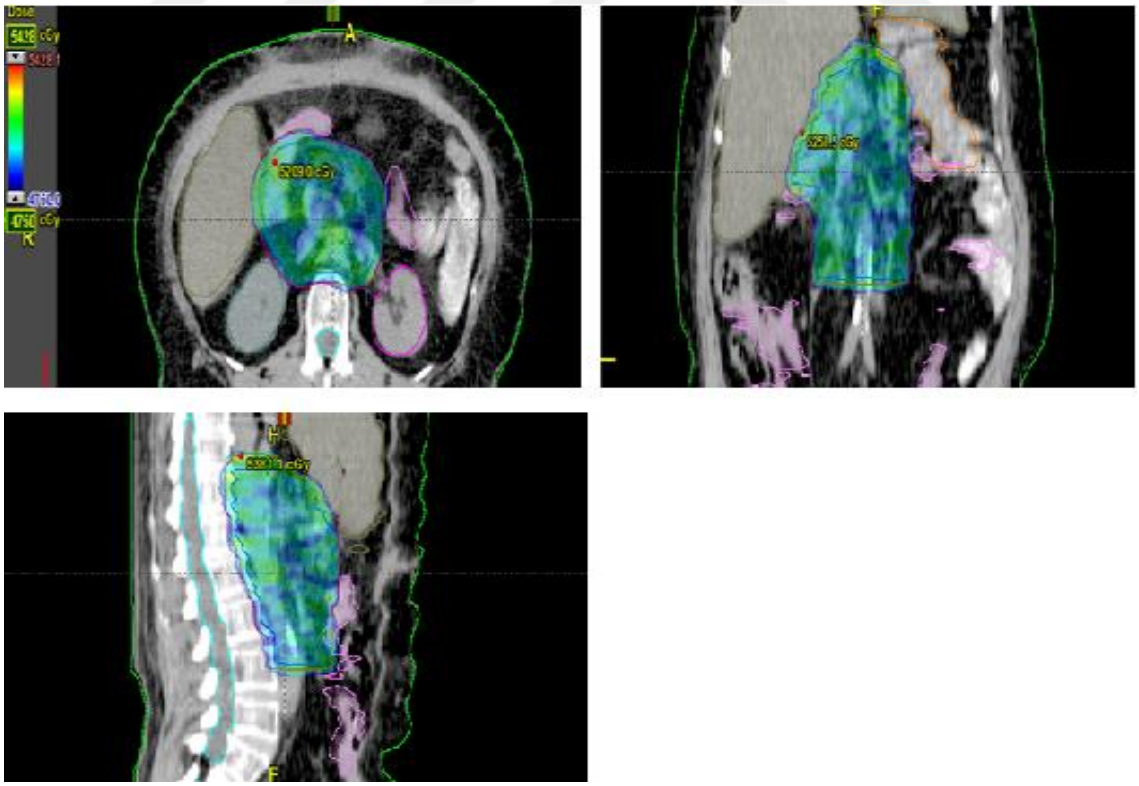
Ayrıca elde edilen planların kalite kontrolleri örnek bir hasta için gama indeks analiz metoduna göre değerlendirildi. Şekil 3.16-20'de örnek tedavi planlarından elde edilmiş üç boyutta doz dağılımları gösterilmiştir.



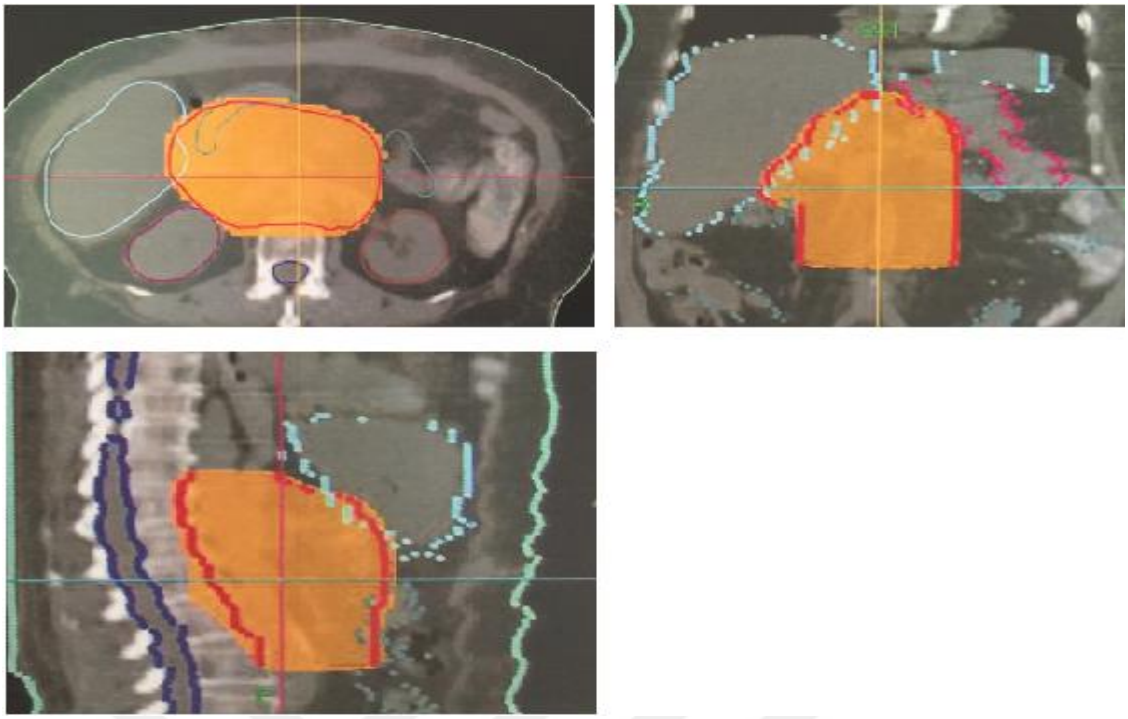
Şekil 3.16. Step and shoot tekniği ile yapılan bir GBM hasta planının üç boyutta doz dağılımı



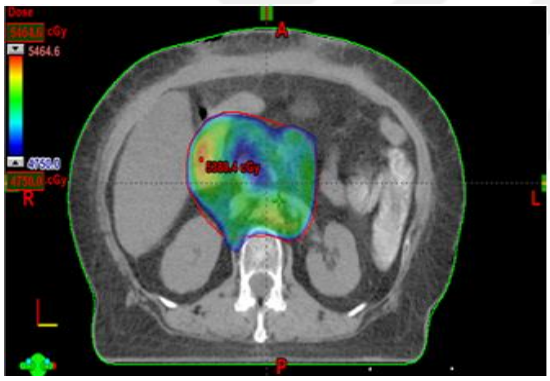
Şekil 3.17. Kayan pencere tekniği ile yapılan bir GBM hasta planının üç boyutta doz dağılımı



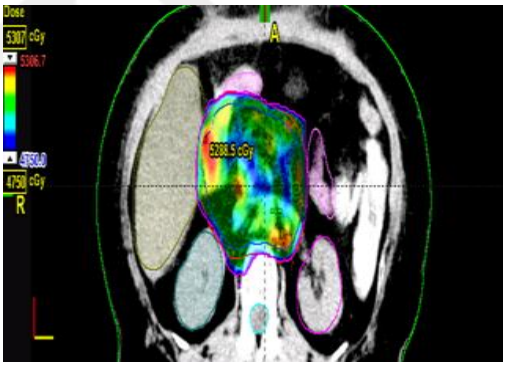
Şekil 3.18. VMAT tekniği ile yapılan bir GBM hasta planının üç boyutta doz dağılımı



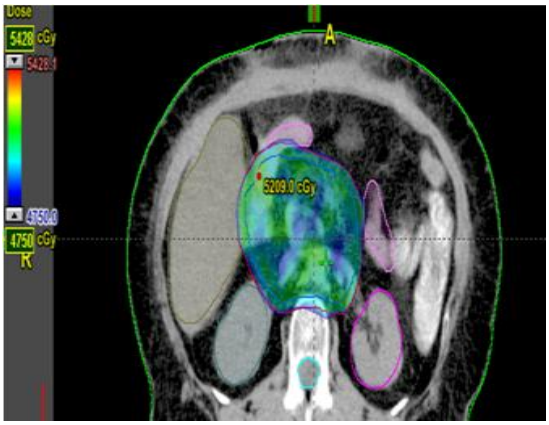
Şekil 3.19. Tomoterapi tekniği ile yapılan bir GBM hasta planının üç boyutta doz dağılımı



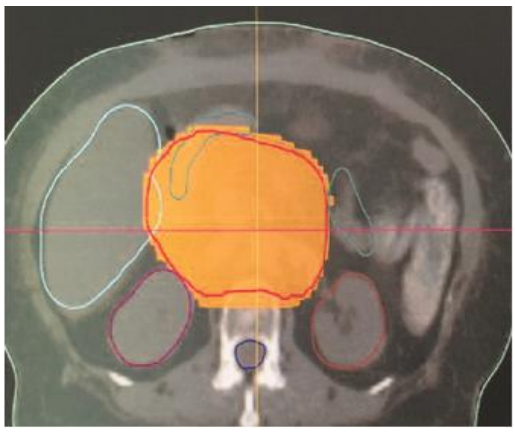
a) step and shoot tekniği



b) Kayan pencere tekniği



c) VMAT tekniği



d) Tomoterapi tekniği

Şekil 3.20. Örnek bir pankreas hastası için dört tekniğe ait transverse kesitte 4750 cGy'lik doz dağılımı

3.5. Kalite Kontrol

Bu çalışmada kullanılacak dört planlama tekniğinden elde edilen kalite kontrol sonuçları elde edildi. Her guruptan örnek bir hasta için sonuçlar raporlandı.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, homejen olmayan ışın alanlarının farklı yoğunlukta hedefe yönlendirilmesiyle elde edilen konformal radyoterapinin gelişmiş bir tekniğidir. Bu tekniği farklı cihazlar farklı şekillerle uygulayabilmekte, hassasiyet, tedavi süresi, ışınlanma açısı gibi farklılıklar gösterebilmektedir. YART' in sağlıklı uygulanabilmesi için cihazlarda farklı mekanik ve dozimetrik kontroller yapılmalıdır. Ayrıca hasta tedavi planı bittikten sonra tedaviye alınmadan hasta planlarının da kalite kontrollerinin yapılması gerekmektedir.

Tedavi Planlama Sistemlerinin (TPS) kullanılmasına başlanmadan önce genel olarak ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları karşılaştırılır. Fizikçi öncelikli olarak TPS'in hesaplama için gerekli ışınlama koşullarını belirlemelidir. Ölçülen doz dağılımları bu geometrilerden elde edilir ve daha sonra bunlara karşılık gelen izodoz dağılımları TPS bilgisayarlarında gösterilir veya yazdırılır(Low ve ark., 1998).

Yoğunluk ayarlı radyoterapinin kompleksliği verilecek tedaviden önce doğrulamasını gerektirir. Önceleri film dozimetri ile yapılan hasta bazlı YART doz dağılımlarının doğrulaması yerini yavaş yavaş iki boyutlu dedektör sistemlerine bırakmaktadır. Çünkü kullanımı daha kolay ve sonuçlar hemen elde edilebiliyor (Winiecki ve ark., 2009).

TPS'lerin nitelikli değerlendirmesi izodoz dağılımlarının yazılım araçları ile veya basılmış izodoz dağılımlarını kullanmak suretiyle el ile hesaplanarak yapılır. Niceliksel hesaplama metotları direk olarak ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırır(Low ve ark., 1998).

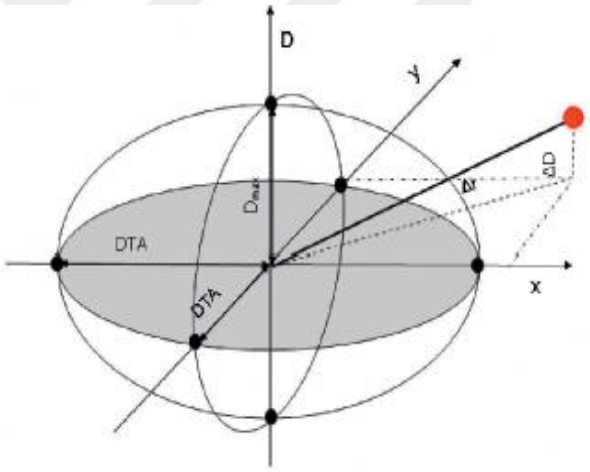
3 Boyutlu konformal radyoterapiye (3BKRT) göre yoğunluk ayarlı radyoterapi oldukça dalgalıdır ve geleneksel kalite kontrol protokolleri toplam dozları göstermek için yeterli değildir. Doku tarafından soğurulan dozu etkileyen birkaç durum vardır. En önemlisi yoğunluk modulasyonu için doz çeşitlendirmede kullanılan çok yapraklı kolimatörlerin dinamik modudur. Tabiî ki beklenen ve gerekli doz dağılımları arasındaki farka önemli katkısı olan kusurlar ve kazaları tahmin edemeyiz. Yinede soğurmada yerel olarak birikmiş dozu etkileyen istenmeyen ve fakat tekrarlanan olaylar zaman zaman olabilir (Pathak ve ark., 2015).

Komşu yapraklar arasındaki ışınlama sızıntısı TPS'ler tarafından sadece istatistiksel olarak hesaba katılabilir. Sızıntının az olması için komşu yapraklar düz çizgi gibi olmamalıdır (Pathak ve ark., 2015).

Birçok radyoterapi merkezinde öngörülen ve gerekli olan doz dağılımlarının karşılaştırılması gama analiz metodu ile yapılır. Analiz sonucunda γ(r_c) matriksi elde edilir. Bütün ölçüm noktalarına göre her bir referans noktası değerleri

$$\gamma(\vec{r}_c,\vec{r}_m)=\sqrt{\frac{\left|\vec{r}_c,\vec{r}_m\right|^2}{DTA^2}+\frac{\left|D(\vec{r}_m)-D(\vec{r}_c)\right|^2}{\Delta D^2}}$$

Formülü kullanılarak hesaplanır. Burada, $\gamma(\vec{r}_c,\vec{r}_m)$ analiz edilen noktalar arasındaki mesafe ve $\left|D(\vec{r}_m)-D(\vec{r}_c)\right|$ doz farklılıklarıdır. DTA, ΔD; sırasıyla 3mm ve %3' e karşılık gelen skala faktörleri. Sonuçta $\gamma(r_c,r_m)$ in minimum değeri olan $\gamma(r_{c,})$ her bir r_c için seçilir.



Şekil 3.21. Gama doğrulama kavramı (Pathak ve ark., 2015): x,γ,D uzaysal ve doz boyutları; DTA: uyumluluk mesafesi; D_{max}: doz sapması; Δ_r, ΔD: analiz noktalarının yerel uzaysal ve doz ıraksamaları.

Yapılan kalite kontrollerden elde edilen sonuçların hassasiyetinin kurulan set-up (ölçüm için kurulması gereken düzenek) düzeneklerinin kurulumuna, kullanılan kalite kontrol ekipmanının kullanım ömründen de kaynaklı olabilecek hassasiyetine, lineer hızlandırıcıların doz kararlılığına, basınç-sıcaklık gibi parametrelere de bağlı olduğu unutulmamalıdır. Planın tedavi kararı klinik protokollere göre verilir, ya tedavi kararı alınır veya plan yenilenir.

Gama yöntemi, iki kriter kullanarak iki boyutlu (2D) doz dağılımlarının uygunluğuna karar verir. Düşük gradient alanlı yerel doz farkı ve kabul edilebilir mesafe (örneğin aynı doza sahip iki nokta mesafesi). Kullanıcı iki kabul kriterini kabul

etmeli: maksimum kabul edilebilir yerel doz farkı (% olarak) ve kabul edilebilir maksimum mesafe uygunluğu (mm olarak) (Bohsung, 2004).

Bilgisayar yazılımları ticari anlamda bu ölçümü istenen karşılaştırmaları yapacak şekilde geliştirilmiştir. Bunlar kullanılarak kolayca istenen kriterlerde karşılaştırmalar yapılarak hastanın tedaviye giriş kararı verilir.

3.6. Monitor Unit (MU) Süreleri

Radyoterapide tedavi planlama sistemleri ile manuel hesaplamalardan elde edilen ışınlama sürelerinin (MU) karşılaştırılması oldukça önemlidir. Bazı radyoterapi merkezlerinde bundan kaynaklı kazalar meydana gelebilir. Radyoterapide kazaları engelleyebilmek için yapılan kalite kontrollerin ön koşullarından biri MU'lerin yeniden hesaplamasının yapılmasıdır. Çünkü doz hesaplamalarındaki hatalar ve büyük belirsizlikler tedavinin kalitesini düşürür. Farklı tedavi planlama sistemleri doğrulanırken yapılan kalite kontrollerde MU hesaplamaları rutin olarak önerilmektedir(Tai, 2017/03/06).

Klinik fizikçilerin verilen birincil doz ile bunun doğrulanma hesaplamalarının uygunluğuna dair klavuzlara ihtiyacı vardır. İki boyutlu ve manuel doz hesaplama günlerinde mükemmel bir uyumluluk vardı. Çünkü MU hesaplamaları için hemen hemen aynı metodoloji kullanılıyordu. Şimdi hem hasta ve hem de ışın için farklı yaklaşımlar içeren farklı algoritmaların kullanılması ile kabul edilebilir bir düzeyde uyumluluk belirsizdir. Doğrulama algoritmalarının genellikle sade olması bunu daha karmaşık yapıyor ve bu algoritmaların basitleştirilmesine büyük anlaşmazlıklar katan bir eğilim var (Georg ve ark., 2007). Daha büyük tutarsızlıklar beklerken farklılıkların kaynağını ortadan kaldırmak için olabildiği kadar pratik prosedürler ve kılavuzlar yayınlanmalıdır ve daha büyük çelişkileri gidermek için metotlar geliştirilmelidir(Stern ve ark., 2011).

Işın yapılandırma (beam commissioning) tedavi planlama sisteminde hangi ışın modelinin kullanılacağı ve ölçülen dozların tekrar nasıl iyi bir şekilde uygulanabileceği bir süreçtir. Tedavi planlama sistemleri devreye sokulurken klinikteki koşullar için ışınlama sürelerini (MU) doğru hesaplamak herhangi bir model için temel bir bileşendir. Tedavi planlama sistemlerindeki MU'lerin doğru hesaplanması sistematik hatalar açısından da çok önemlidir(Starkschall ve ark., 2000).

Işınlama süresi farklı kliniklerde farklı hesaplanabilir. En yaygın kullanım merkezi doz ekseninde ve referans koşullarda maksimum doz noktasında 1 cGy' lik doz oluşturan ışınlama süresi şeklinde kalibre edilen doğrusal hızlandırıcılar için kullanılan monitor unit (MU) tanımıdır.

3.7. Tedavi Süreleri

Teknoloji geliştikçe radyoterapide kullanılan cihazlar hem kalite hem hızlı tedavi hem de uygulama teknikleri olarak farklılıklar gösterebilmektedir. Bir step and shoot tekniği kullanan cihazda hareket eden kurşun yapraklar (MLC) sabit pozisyonlar şeklinde ve ışınlama her bir pozisyon için durup tekrar ışınlama yapacak durumda yapılırken kayan pencere tekniğinde ise yapraklar sürekli ve farklı hızlarda hareket ederler fakat ışınlanma süreklidir. Işınlamanın sürekli olması ise beraberinde tedavi süresini kısaltırken diğer taraftan yaprak hızlarından kaynaklanan bir belirsizlik oluşturabilir. O nedenle de çeşitli kalite kontrol testleri uygulanır. VMAT tekniğinde ise bu sürekli ışınlama ve gantrinin de sürekli hedefe göre farklı hızlarda dönmesi ile de tedavi süresi daha da kısalır. Bunun yanında doz hızları da yeni cihazlarda çok daha yüksek seviyelere çıkabildiği için tedavi süreleri daha da düşebilmektedir. Yani artan modülasyonlar tedavi süresinin kısalmasına katkıda bulunmaktadırlar. Tomoterapi de ise uygulama hızı yaprakların çok hızlı olması sebebiyle çok farklı yaprak pozisyonları çok hızlı bir şekilde oluşturulur ve tedavi başlığı bir bilgisayarlı tomografi benzeri sürekli dönmektedir.

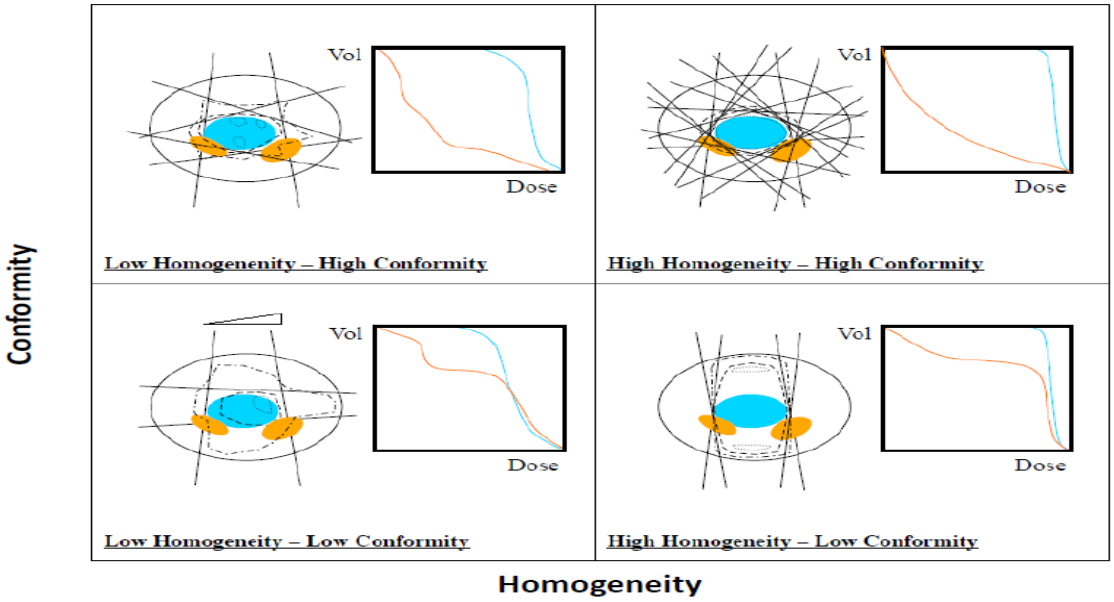
3.8. Homojeniti İndeks (HI) ve Konformiti İndeks (CI)

Bu çalışmada TPS ile elde edilen tedavi planlarının konformiti indeks (CI: Conformity Index) ve homojeniti indeksleri (HI: Homogeneity Index) elde edilip değerlendirilecektir.

Doz hacim histogramlarındaki rakamlar, grafikler ve çizgiler radyoterapi planını analiz etmede karışıklığa neden olabilir. Bu nedenle hedef hacim içindeki uygun doz sarımı ve doz homojenitisini daha basit ifade etme arayışı ortaya çıkıyor. Konformiti indeks ve homojeniti indeksler konformal radyoterapinin tedavi planlarını analiz eden iki araçtırlar (Rosenwald ve ark., 1999).

Doz homojeniti ve doz konformiti soğurulan doz dağılımlarını gösteren bağımsız parametrelerdir. Doz homojeniti, hedef hacim içerisindeki soğurulan dozun

düzgünlüğünü karakterize eder. Doz konformiti ise hedef hacim içerisindeki (ki bu genellikle planlanan hedef hacimidir (PTV)) yüksek doz bölgelerinin derecesini karakterize eder. Aşağıda doz homojeniti ve doz konformitiler için örnekler gösterilmektedir (Petrova ve ark., 2017).



Şekil 3.22. Düşük ve yüksek doz homojeniti ve doz konformiti için örnekler. PTV mavi ve planlanan riskli alan hacmi (PRV) ise turuncu renklidir. Kesikli çizgiler izodoz eğrilerini gösterir.

Homojeniti, kare içerisindeki doz hacim grafiklerinde (DVH) gösterilen PTV içindeki soğurulan dozun düzgünlüğünü ölçer. Konformiti, tanımlanan dozun sardığı hacim ile PTV hacmi arasındaki çakışmaları ölçer. Şekil 3.22. deki üst sol panoda kritik organları korumaksızın farklı ağırlıklı ışınların etkisi, sol alt panoda kama (wedge) kullanılarak farklı yüklemeli ışın alanları, sağ üst panoda birçok açıdan farklı yüklemeli ışınların etkisi ve sağ alt panoda ise kritik organ (OAR) gözetmeksizin yapılan 180 derece farklı iki ışının etkisi gösterilmektedir(Petrova ve ark., 2017).

Homojeniti indeks ve konformiti indeks konformal radyoterapi planlarının analizinde kullanılan iki araç olmakla birlikte farklı yazar ve organizasyonlar tarafından farklı tanım ve formüller ile ifade edilirler. Fakat hiç biri homojeniti indeksi hesaplamak için ideal veya ideale yakın bir tanımlamaya sahip değildirler(Shaw ve ark., 1993; Carrie ve ark., 1995).

Tedavi planlama sistemlerinden elde edilen planların doz hacim histogramları elde edildikten sonra konformiti indeks için gerekli parametreler hesaplanır. Konformiti indeks RTOG (Radiation Therapy Oncology Group) tarafından; referans izodoz ile

sarılan hacmin ki bu ICRU (International Comission on Radiation Units & Measurements) ya göre izodoz'un %95 inin, hedef hacme (PTV) oranı olarak tanımlanmıştır ve aşağıdaki formül ile gösterilmektedir (Petrova ve ark., 2017).

$$CI_{RTOG} = \frac{V(RI)}{TV} \tag{1.1}$$

V(RI) : referans izodozun kapladığı hacim

TV : hedef hacim

Konformiti indeks kolayca yorumlanabilir. Konformiti indeksin 1'e eşit olması yüksek konformite veya ideal doz dağılımı olduğunu gösterir. Konformiti indeksin birden büyük olması ışınlanan hacmin hedef hacminden büyük olduğunu ve hedef olmayan normal dokunun bir kısmını sardığını gösterir. Konformiti indeksin birden küçük olması durumunda ise hedef dokunun kısmi olarak ışınlandığını ifade eder. Bir değerine nadiren ulaşıldığı için konformitinin kalitesini tanımlamak için RTOG bazı kriterler tanımlamıştır. Konformiti indeks 1 ve 2 arasında ise tedavi planı protokol ile uyumlu; eğer 2-2,5 ve 0,9-1 aralığında ise protokolden küçük sapmalar var; eğer 2,5'den büyük ve 0,9'dan küçük ise protokolden keskin sapmalar olduğu düşünülebilir (Richmond ve ark., 2003; Feuvret ve ark., 2006).

Hedef hacim içindeki maksimum dozun referans izodoza oranı olan homojeniti indeks ise aşağıdaki formüle göre hesaplanır;

$$HI = \frac{I(\max)}{RI} \tag{1.2}$$

I(max) : hedef volüm içerisindeki maksimum doz ve

RI : referans izodoz, ideal değer 1 ve plan ne kadar homojenlikten uzaklaşırsa artar (Petrova ve ark., 2017).

Homojeniti indeks tedavi planının niteliksel analizi ve bölüm bölüm mantıksız sıcak veya soğuk dozların yerine geçebilecek diye düşünülmemelidir. Daha çok hedef hacim ve normal dokuların zaten ulaştığı gradient ve doz dağılımları analizinde tamamlayıcı olarak kullanılabilir.

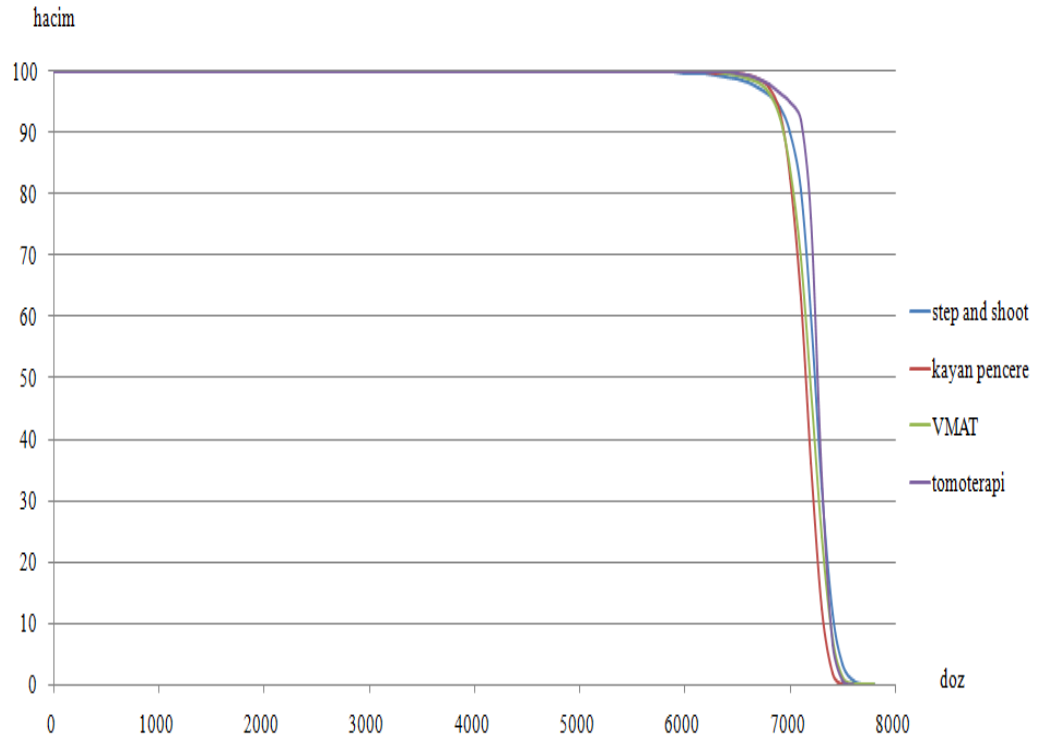
4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

Tüm hasta gurupları için dört farklı planlama tekniğinden elde edilen hasta tedavi planlarının hedef ve kritik organlar olarak ayrı ayrı ortalamaları alındı ve bunlar tek tek dört teknik için bir grafik üzerinde oluşturuldu. Bu grafikler üzerinden dört teknik için sonuçlar ve farklar analiz edildi.

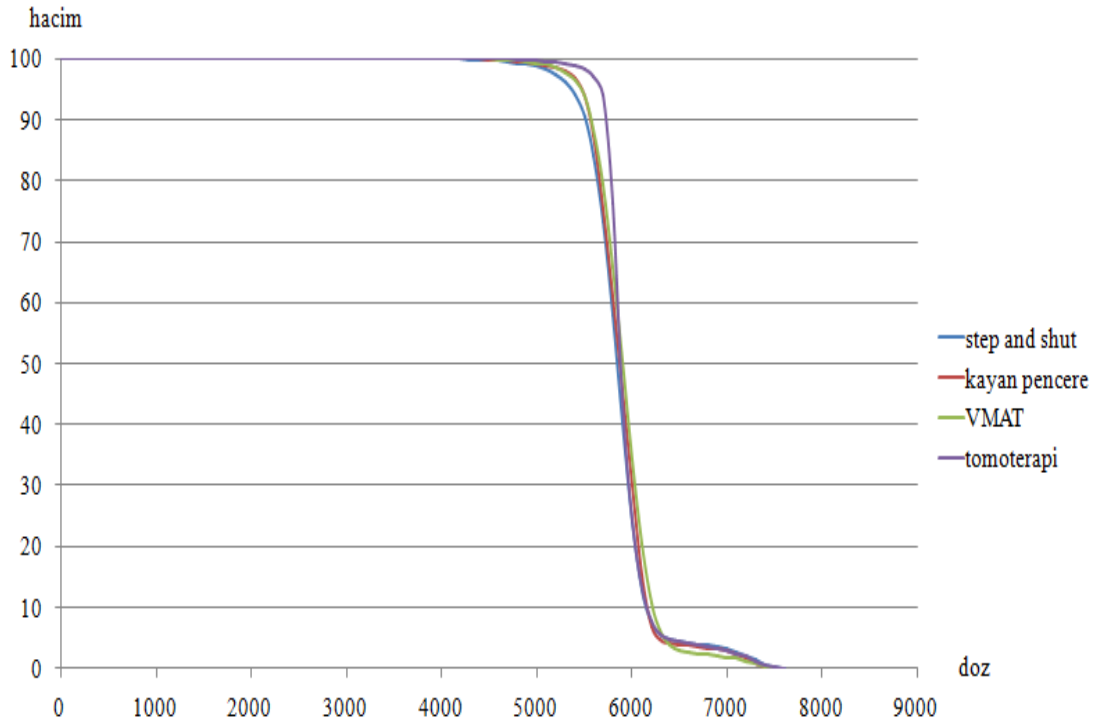
4.1. Nazofarenks hasta planları için elde edilen grafikler

Bir tedavi planının en önemli analiz göstergelerinden biri olan doz hacim grafikleri (DVH) bize o planda tanımlanmış olan hedef ve kritik organların hacimlerinin aldığı dozları göstermeleri açısından çok faydalıdır. Bu sayede hastanenin ya da referans alınan grupların kabul kriterlerine bağlı olarak planlar elde edilebilir.

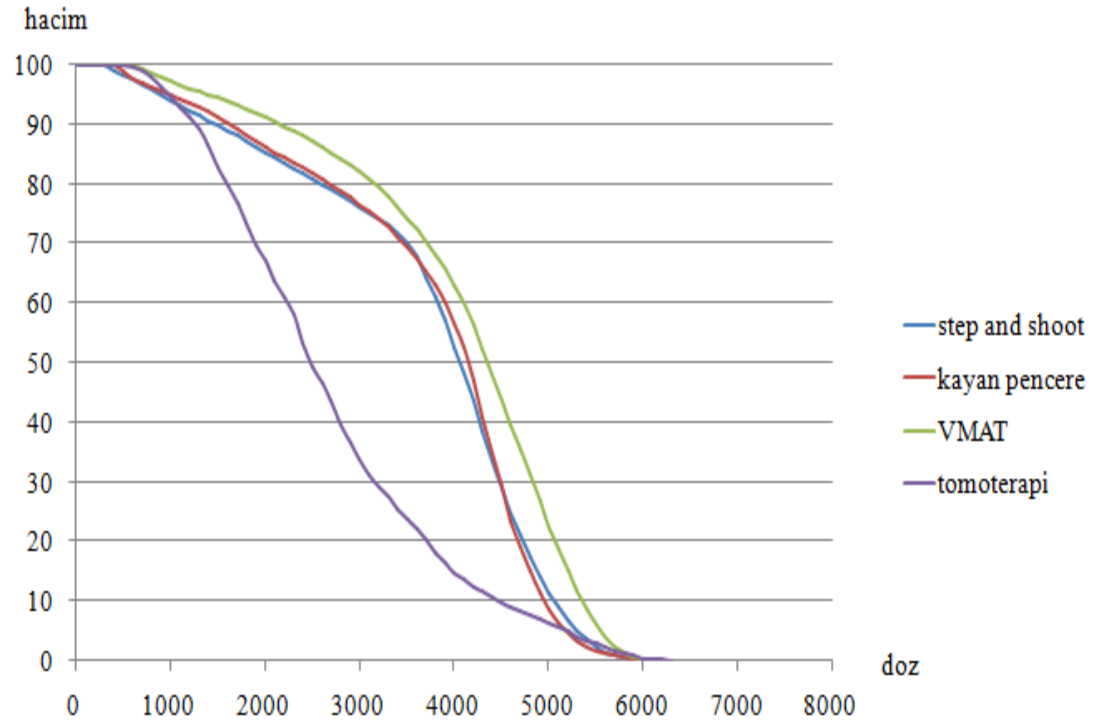
Nazofarenks hastalarına ait hedef (PTV70 ve PTV56) ve kritik organlarının (beyin sapı, optik kiazma, hipofiz, sağ kohlea, sol kohlea, sağ parotis, sol parotis, medulla spinalis ve tiroid) dört teknik için DVH ortalamaları aşağıda aynı grafikler üzerinde gösterilmiştir.



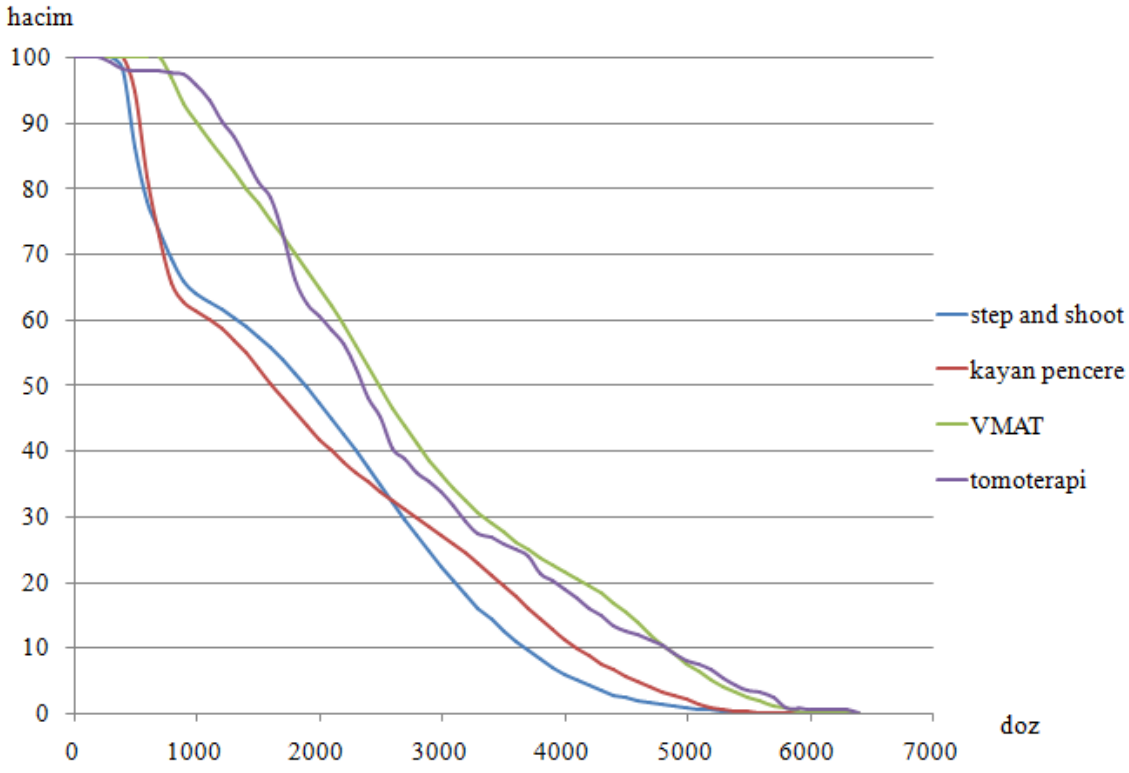
Şekil 4.1. Nazofarenks hastalarına ait hedef doku hacminin (PTV70) dört teknik için ortalama grafikleri



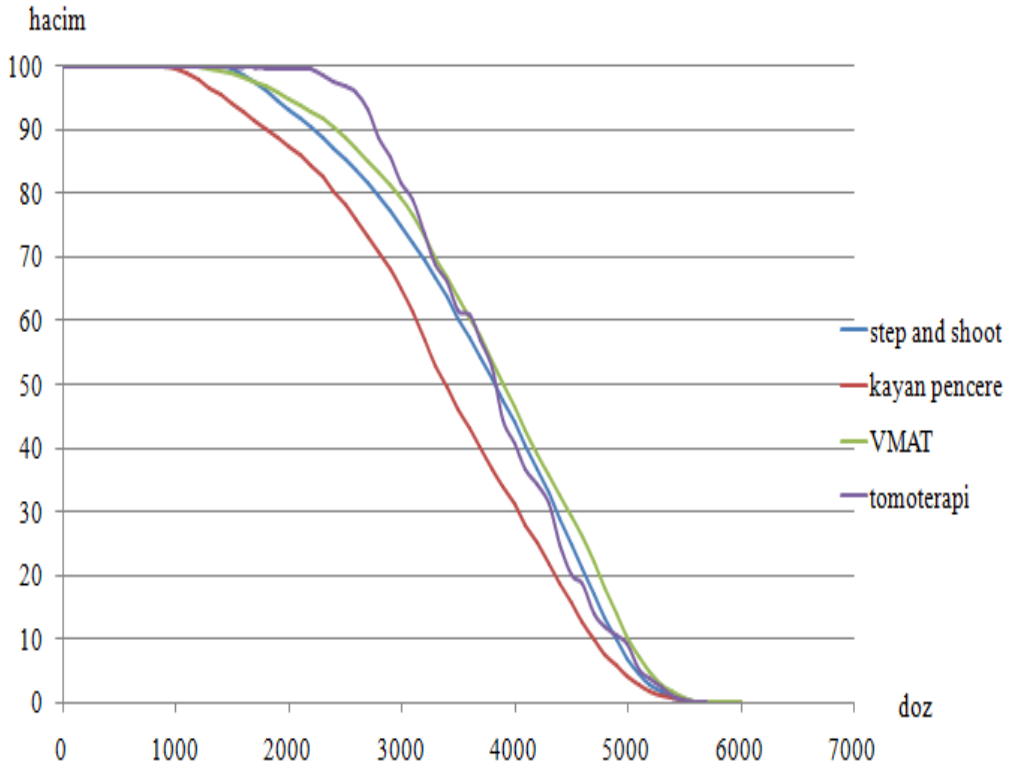
Şekil 4.2. Nazofarenks hastalarına ait hedef doku hacminin (PTV56) dört teknik için ortalama grafikleri



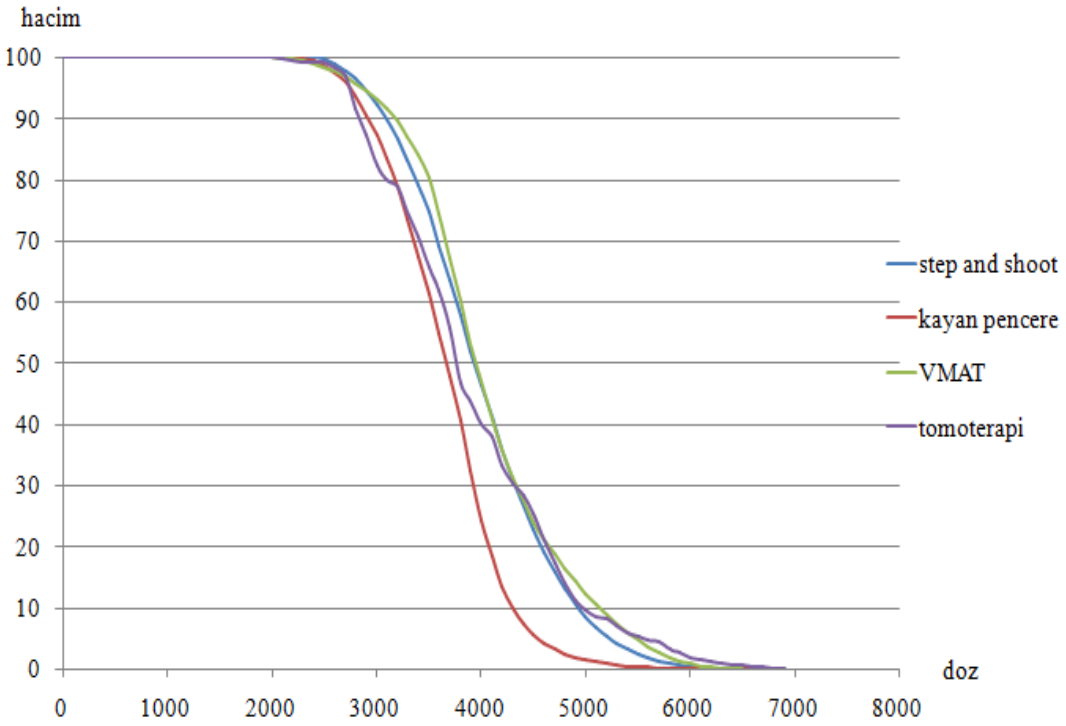
Şekil 4.3. Nazofarenks hastalarına ait beyin sapı organının dört teknik için ortalama grafikleri



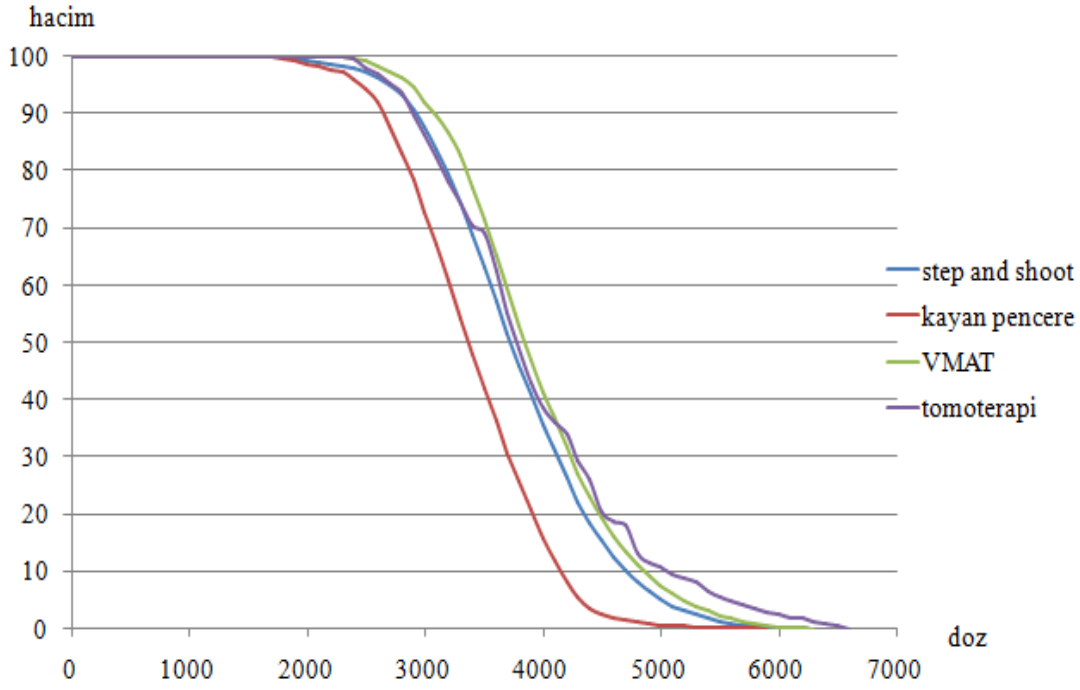
Şekil 4.4. Nazofarenks hastalarına ait optik kiazma organının dört teknik için ortalama grafikleri



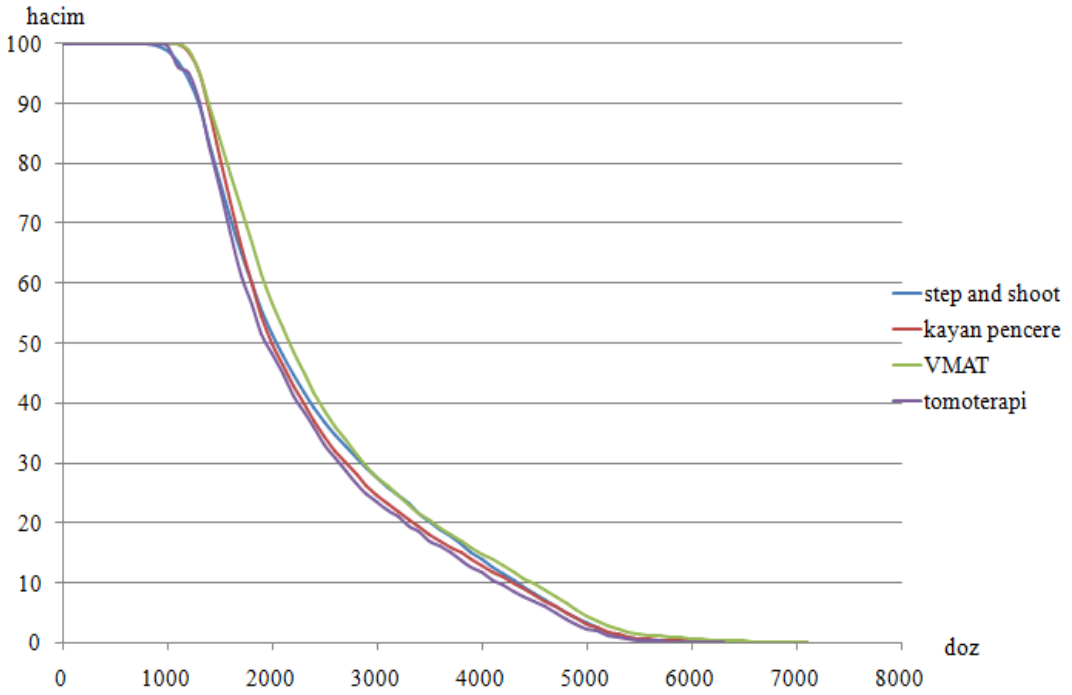
Şekil 4.5. Nazofarenks hastalarına ait hipofiz organının dört teknik için ortalama grafikleri



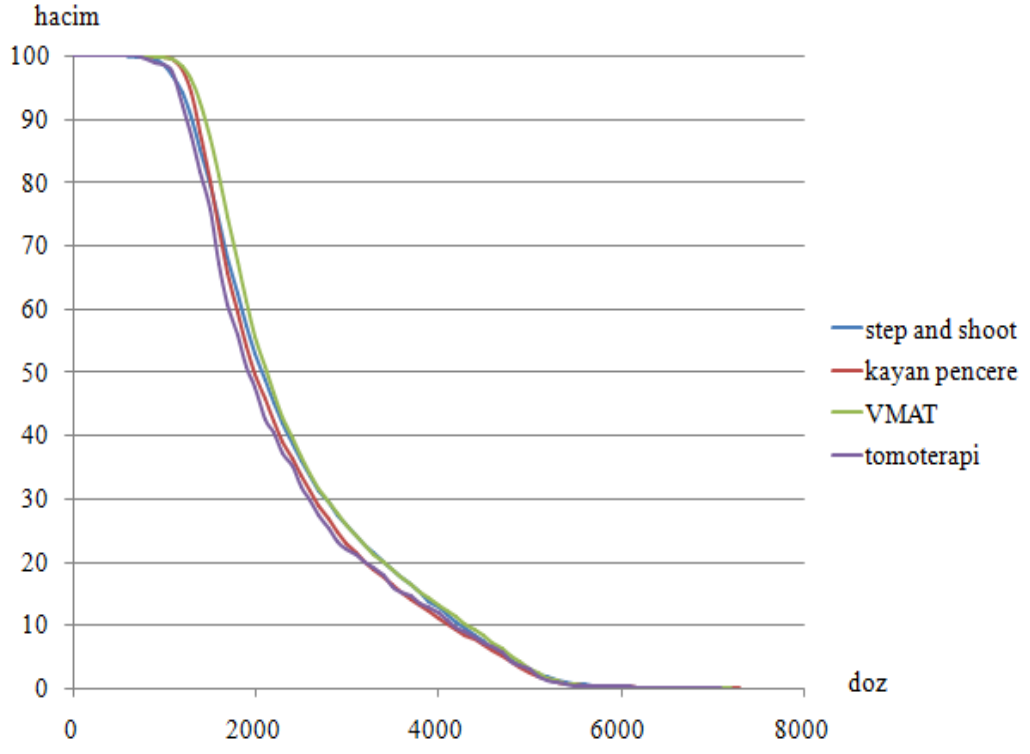
Şekil 4.6. Nazofarenks hastalarına ait sağ kohlea organının dört teknik için ortalama grafikleri



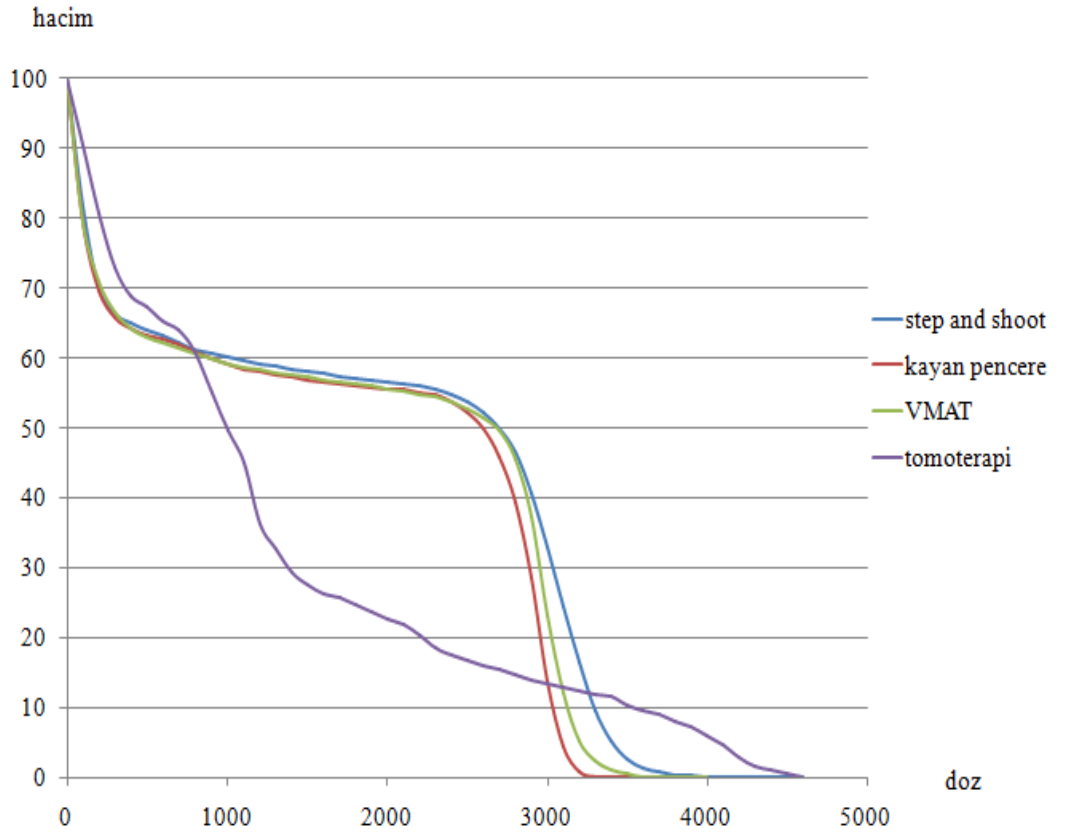
Şekil 4.7. Nazofarenks hastalarına ait sol kohlea organının dört teknik için ortalama grafikleri



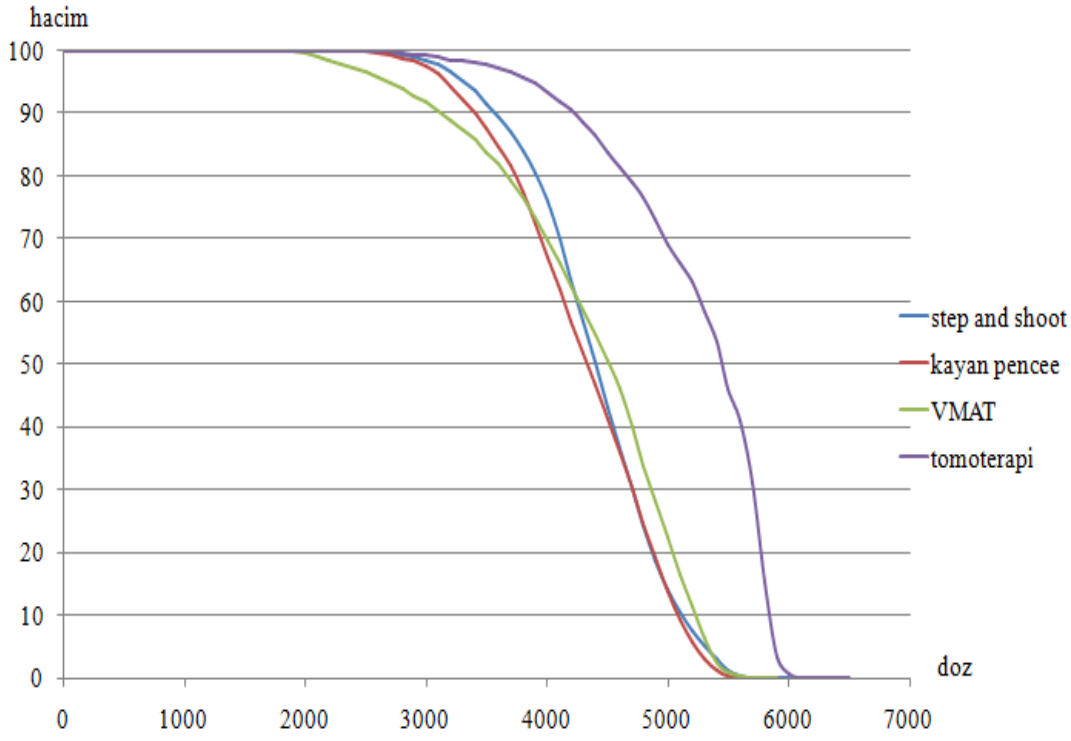
Şekil 4.8. Nazofarenks hastalarına ait sağ parotis organının dört teknik için ortalama grafikleri



Şekil 4.9. Nazofarenks hastalarına ait sol parotis organının dört teknik için ortalama grafikleri



Şekil 4.10. Nazofarenks hastalarına ait medullaspinalis (ms) organının dört teknik için ortalama grafikleri



Şekil 4.11. Nazofarenks hastalarına ait tiroid organının dört teknik için ortalama grafikleri

Nazofarenks hastası için yapılan planlara baktığımızda hedef hacim PTV70'in en iyi doz sarması açısından tomoterapi tekniğinin daha iyi oluğu görülmektedir. Kayan pencere ve VMAT planları hemen bunun altındayken, grafikten en düşük doz sağlamasının step and shoot tekniğinde olduğunu görüyoruz. Yine PTV56 hedefinde de aynı durum ortaya çıktı.

Beyin sapı kritik organı için en düşük doz tomoterapi tekniğinde görülürken en yüksek doz VMAT tekniğinde ortaya çıktı. Birbirine nerdeyse eşit eğrilere sahip step and shoot ve kayan pencere tekniklerinde ise beyin sapı diğer iki teknik arasında kalmıştır.

Optik kiazma kritik organında en düşük dozlar kayan pencere ve step and shoot tekniklerinde elde edilirken en yüksek doz VMAT tekniğinde görüldü. Tomoterapi tekniği ise bunların arasında doz kapsamasına sahiptir. En düşük doz tekniklerinden kayan pencere düşük doz bölgelerinde daha düşükken yüksek doz bölgelerinde step and shoot tekniği en az dozu alır.

Hipofiz kritik organında ise en düşük doz kayan pencere tekniğinde çıktı, diğer teknikler birbirlerine yakın doz hacim eğrilerine sahip olmakla birlikte özellikle düşük doz bölgesinde topmoterapi tekniği daha yüksek doz alıyor. Sağ kohlea kritik organında hipofiz organı ile benzerlik görüldü. Sol kohlea da benzer durum göstermekle birlikte kayan pencere tekniğinin diğerlerine göre oldukça düşük doz hacim eğrisi bulundu.

Sağ parotis ve sol parotis kritik organlarına baktığımızda birbirlerine çok yakın eğriler göze çarpıyor fakat en düşük doz eğrisi burada tomoterapi tekniğidir.

Medullaspinalis kritik organında yüksek doz bölgesinde limitlerin içinde olmakla birlikte yüksek doza sahip fakat genelde en düşük doz hacim grafiği farklı bir şekilde tomoterapi tekniğindedir. Diğer üç teknik birbirlerine oldukça yakın sonuçlar vermiştir.

Tiroid kritik organı için en yüksek doz hacim eğrisi tomoterapi tekniği ile bulundu. VMAT tekniği düşük doz bölgesinde en düşük doz değerlerine sahip görülmekle beraber doz ortalamaları açısından step and shoot ve kayan pencere ile yakın dağılıma sahiptir.

Nazofarenks bölgesine ait tedavi tekniklerine ait planlardan elde edilen hedef hacim dokularının (PTV70 ve PTV56) aldıkları maksimum, minimum, ortalama ve hacimlerinin %95'inin (D95) aldıkları dozlar ile kritik organların aldığı maksimum ve ortalama dozları ile 30 Gy doz alan hacim ve 55 Gy doz alan hacim gibi bazı dozimetrik sonuçları aşağıdaki çizelgelerde verilmiştir.

Çizelge 4.1. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV70 hedefine ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ve hacmin %95 inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

PTV 70	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{max} (Gy)	77,09	76,30	76,54	75,59
D_{ort} (Gy)	71,95	70,20	71,74	71,44
D_{95} (Gy)	68,60	67,85	67,86	70,0

Çizelge 4.2. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV56 hedefine ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ve hacmin %95 inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

PTV 56	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{max} (Gy)	76,21	75,04	75,72	73,66
D_{ort} (Gy)	57,47	58,93	59,42	58,15
D_{95} (Gy)	53,44	54,66	54,23	57,72

Çizelge 4.3. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen beyin sapı kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ve hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Beyin Sapı	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{max} (Gy)	61,18	61,65	61,89	59,16
D_{ort} (Gy)	37,83	37,39	41,31	51,61
D_1 (Gy)	54,75	55,13	56,37	53,90

Çizelge 4.4. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen optik kiazma kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ve hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Optik Kiazma	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{max} (Gy)	35,54	37,64	43,35	45,41
D_{ort} (Gy)	23,94	21,50	27,55	26,66
D_1 (Gy)	31,77	32,17	42,50	40,11

Çizelge 4.5. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ parotis kritik organına ait ortalama doz (Dort), maksimum doz (Dmax) ve 30 Gy doz alan hacim (V30) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sağ Parotis	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	24,35	24,18	25,90	26,41
D_{max} (Gy)	59,08	60,82	61,17	62,90
V_{30}	26,34	24,74	28,81	29,31

Çizelge 4.6. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol parotis kritik organına ait ortalama doz (Dort), maksimum doz (Dmax) ve 30 Gy doz alan hacim (V30) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sol Parotis	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	24,36	23,80	25,78	26,26
D_{max} (Gy)	61,46	62,53	61,42	62,59
V_{30}	25,86	23,25	27,46	29,02

Çizelge 4.7. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ kohlea kritik organına ait ortalama doz (Dort) ve 55 Gy doz alan hacim (V55) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sağ Kohlea	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	39,06	37,05	40,94	38,14
V_{55}	1,55	0,28	4,62	2,14

Çizelge 4.8. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol kohlea kritik organına ait ortalama doz (Dort) ve 55 Gy doz alan hacim (V55) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sol Kohlea	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	38,83	34,29	39,63	38,36
V_{55}	1,67	0,1	2,62	1,05

Çizelge 4.9. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen medulla spinalis kritik organına ait ortalama doz (Dort) ve maksimum doz (Dmax) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Medulla Spinalis	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	16,71	18,65	18,74	13,98
D_{max} (Gy)	40,17	34,61	38,51	45,18

Çizelge 4.10. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen hipofiz kritik organına ait ortalama doz (Dort) ve maksimum doz (Dmax) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

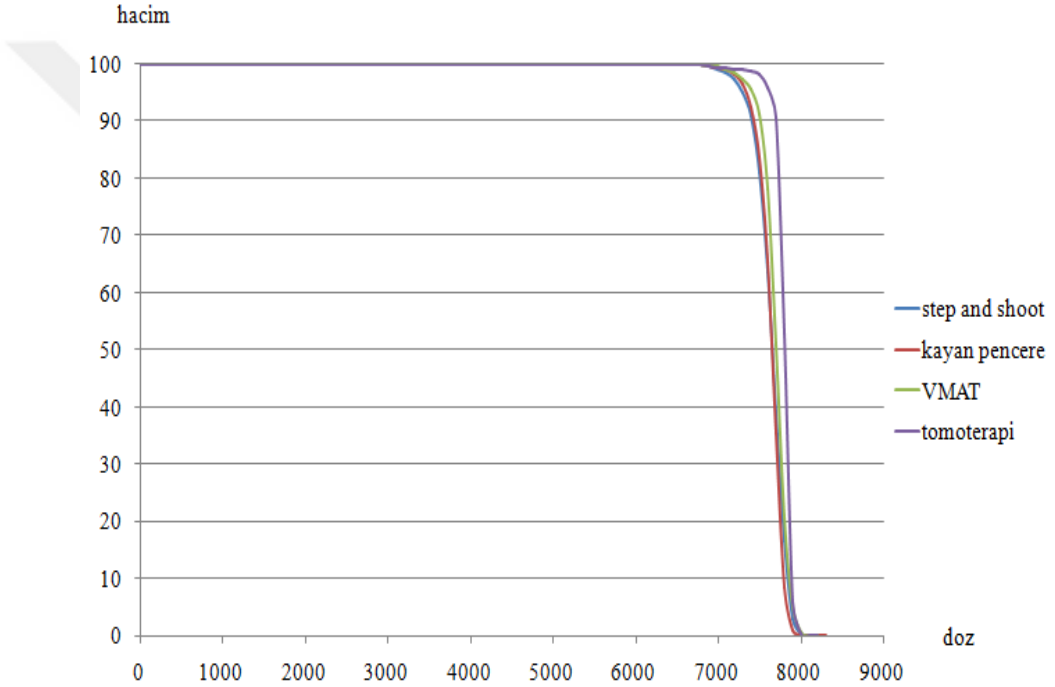
Hipofiz	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	39,59	34,01	39,60	37,40
D_{max} (Gy)	52,66	52,22	55,61	54,64

Çizelge 4.11. Nazofarenks hastaları için yapılan planlardan elde edilen tiroid kritik organına ait ortalama doz (Dort) ve maksimum doz (Dmax) değerlerinin dört teknik için sonuçları

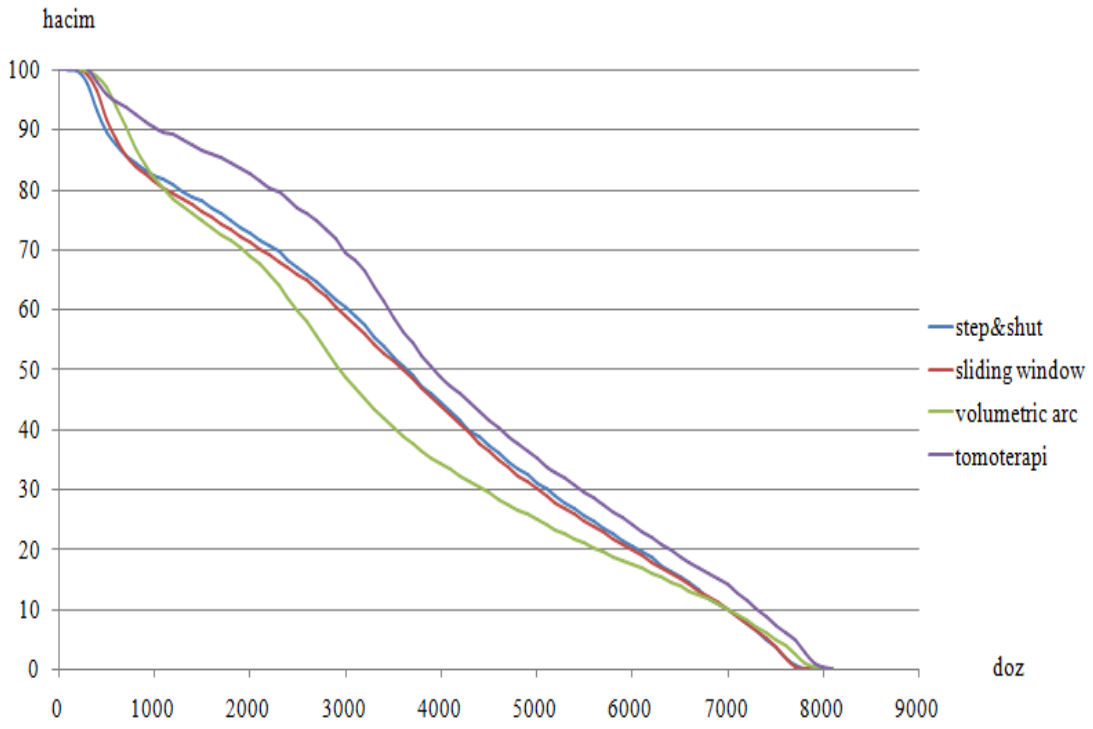
Tiroid	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	44,09	42,46	44,25	44,06
D_{max} (Gy)	57,15	55,96	55,94	57,67

4.2. Prostat Hasta Planları İçin Elde Edilen Grafikler

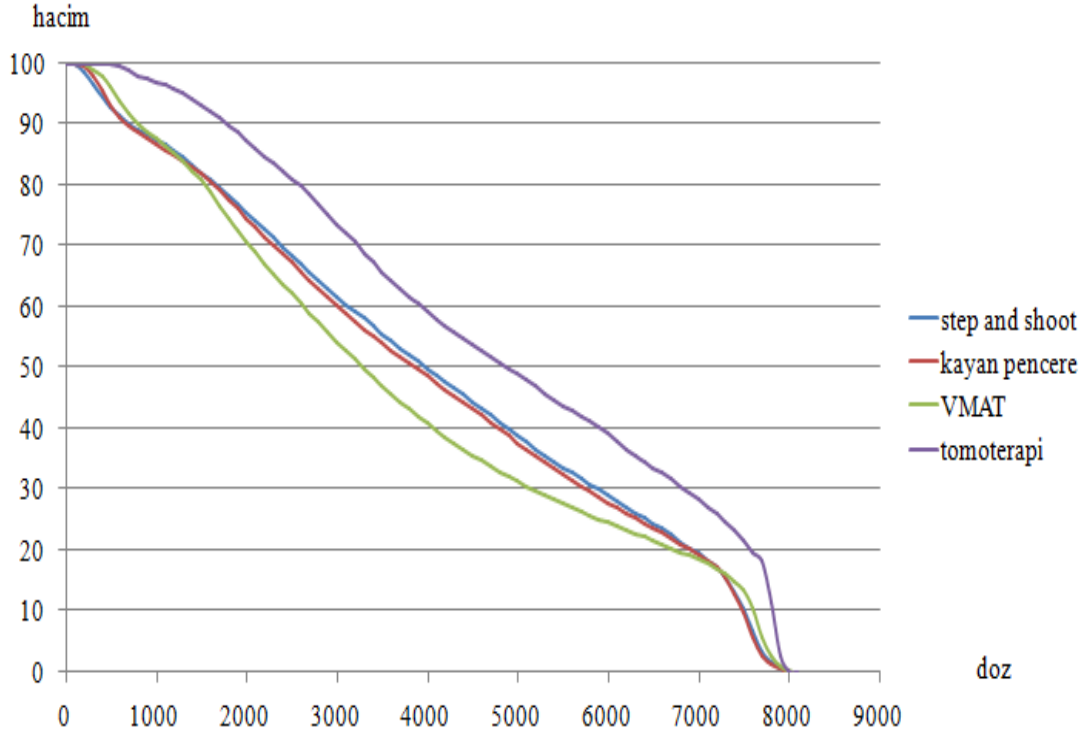
Prostat hastalarına ait hedef hacim (PTV76) ve kritik organlarının (rektum, mesane, sağ femur başı, sol femur başı ve ince bağırsak) dört teknik için doz hacim grafikleri (DVH) ortalamaları aşağıda aynı grafikler üzerinde gösterilmiştir.



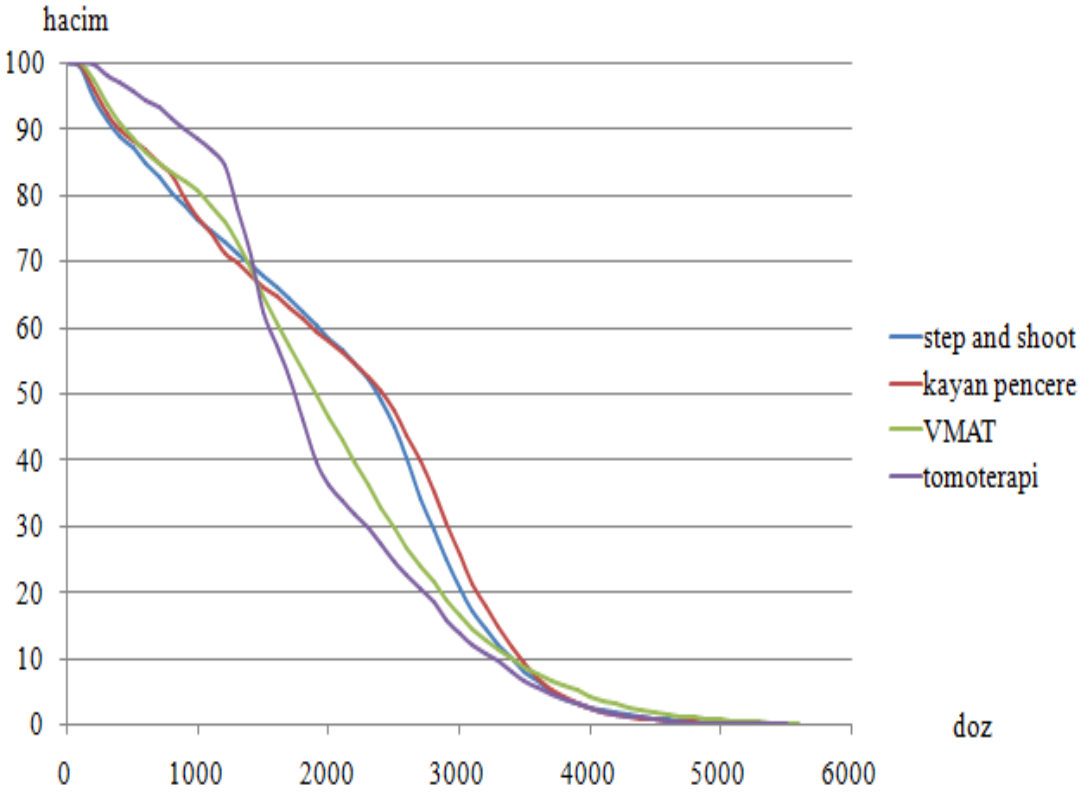
Şekil 4.12. Prostat hastalarına ait hedef hacim dokusunun (PTV70) dört teknik için ortalama grafikleri



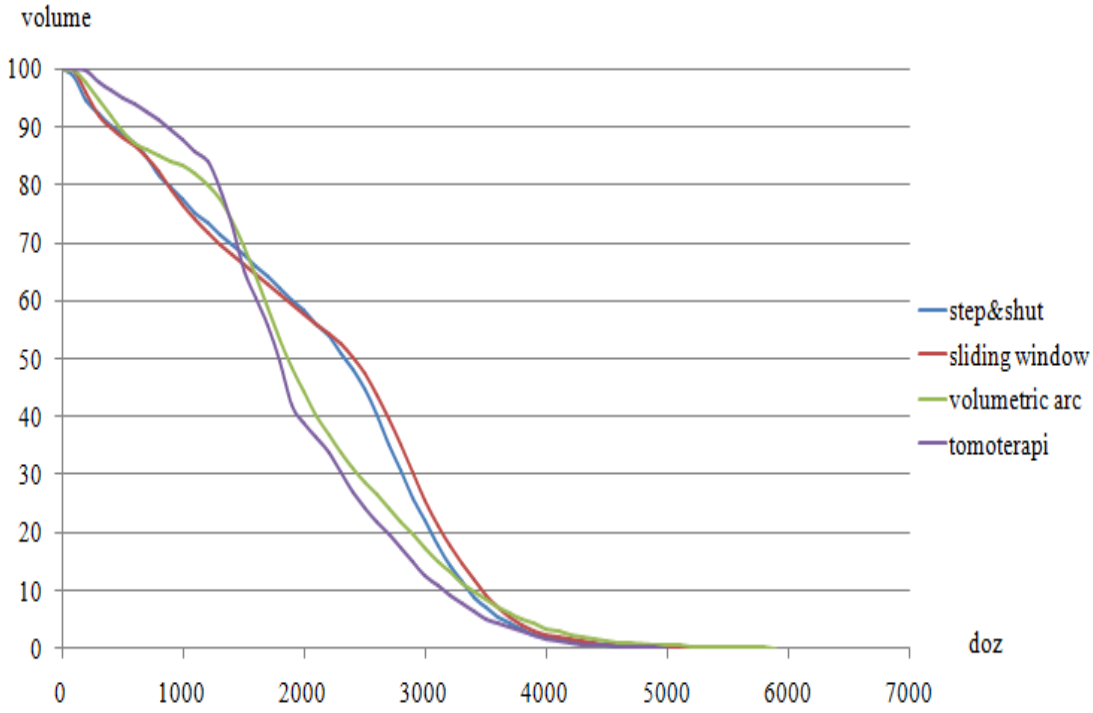
Şekil 4.13. Prostat hastalarına ait rektum organının dört teknik için ortalama grafikleri



Şekil 4.14. Prostat hastalarına ait mesane organının dört teknik için ortalama grafikleri



Şekil 4.15. Prostat hastalarına ait sağ femur başı organının dört teknik için ortalama grafikleri



Şekil 4.16. Prostat hastalarına ait sol femur başı organının dört teknik için ortalamaları

Verilen dozun PTV76 hedef hacmini kapsaması açısından en iyi teknik tomoterapi tekniği olarak görülmektedir. Daha sonra VMAT tekniği üstün görülmekle birlikte diğer teknikler arasında anlamlı bir fark yoktur.

Kritik organlardan rektum için en düşük dozun VMAT tekniğinde olduğu görülmektedir. Her ne kadar PTV doz kapsaması çok iyi olsa da rektum için en yüksek kritik organ dozu tomoterapi de görülmektedir. Step and shoot ve kayan pencere tekniği ile elde edilen sonuçlar diğer iki gurubun ortasında ve aynı derecededir.

Bir diğer kritik organ olan mesane için ise en düşük doz hacim grafiği VMAT tekniğindedir. En yüksek mesane dozuna ise tomoterapi tekniğinde rastlanmaktadır. Kayan pencere tekniğinde mesane dozu step and shoot'a göre daha az olmakla beraber birbirlerine yakın fakat VMAT tekniğinden yüksektir.

Sağ femur başı için tomoterapi düşük doz bölgelerinde fazla doza sahipken yüksek doz bölgelerinde ise daha düşük dozda kalmıştır. VMAT tekniğide ise düşük doz bölgesi azda olsa yüksek doz almasına karşın yüksek doz bölgesinde anlamlı derecede düşük doz almaktadır. Step and shoot ve kayan pencere tekniğinde ise düşük doz bölgesinde düşük fakat yüksek doz bölgesinde yüksek dozlara sahip ve birbirlerine yakın doz dağılımları göstermektedir.

Sol femur başı için DVH'e baktığımızda sağ femur başına oldukça yakın olduğu görülmektedir.

Prostat kanserli hastalar için yapılan tedavi planlarından elde edilen hedef hacim dokunun (PTV76) aldıkları maksimum, minimum, ortalama ve hacminin %95'inin aldıkları doz ile kritik organların (rektum, mesane, sağ femur başı, sol femur başı ve ince bağırsak) aldıkları maksimum, minimum ve ortalama dozlar ile 30, 40, 45, 50, 60, 65, 70 ve 75 Gy doz alan hacim değerleri gibi bazı dozimetrik sonuçlar aşağıdaki tablolarda verilmiştir.

Çizelge 4.12. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV76 hedefine ait minimum doz (Dmin), maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ve hacmin %95 inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

PTV 76	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{min} (Gy)	62,13	63,13	63,89	60,61
D_{max} (Gy)	80,32	79,98	81,86	80,75
D_{ort} (Gy)	76,24	76,27	76,93	77,50
D_{95} (Gy)	72,78	73,58	74,57	76,02

Çizelge 4.13. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen rektum kritik organına ait sırasıyla 40,50, 60, 65, 70 ve 75 Gy doz alan V_{40} V_{50} V_{60} V_{65} V_{70} veV_{75} hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Rektum	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
V_{40}	44,61	44,00	34,10	49,05
V_{50}	31,02	30,00	24,98	35,69
V_{60}	20,55	19,88	17,39	25,28
V_{65}	15,44	14,83	13,72	19,95
V_{70}	9,92	10,09	10,87	15,44
V_{75}	3,61	3,19	6,20	8,6

Çizelge 4.14. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen mesane kritik organına ait sırasıyla 50, 60, 65, 70 ve 75 Gy doz alan V_{50}, V_{60}, V_{65} ve V_{70} ve V_{75} hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Mesane	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
V_{50}	38,91	37,41	31,35	49,45
V_{60}	29,07	27,60	24,50	38,31
V_{70}	19,56	19,34	19,39	28,73
V_{75}	10,31	7,66	13,33	21,42

Çizelge 4.15. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ femur kritik organına ait maksimum doz (Dmax) ve sırasıyla 30, 40 ve 45 Gy doz alan V_{30}, V_{40}, ve V_{45} hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sağ Femur	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{max} (Gy)	47,69	48,67	48,86	48,73
V_{30}	20,62	24,23	16,72	13,08
V_{40}	2,39	3,25	4,58	1,69
V_{45}	0,86	1,02	1,97	0,44

Çizelge 4.16. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol femur kritik organına ait maksimum doz (Dmax) ve sırasıyla 30, 40 ve 45 Gy doz alan V_{30}, V_{40}, ve V_{45} hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

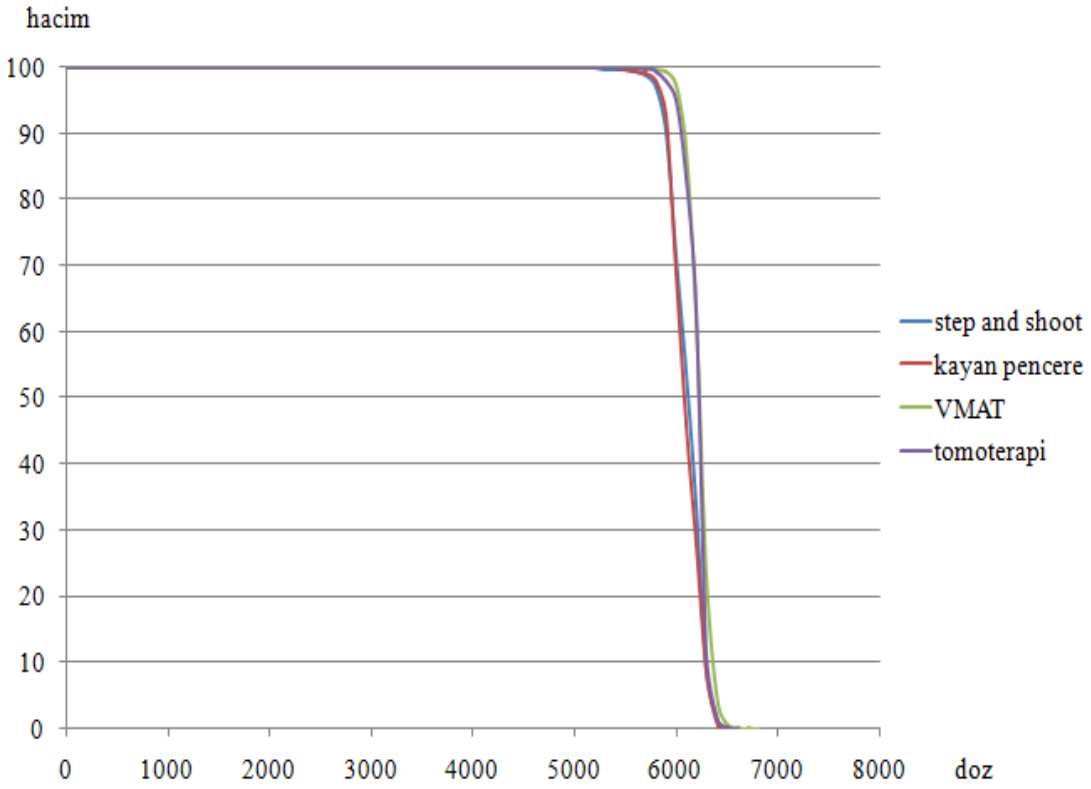
Sol Femur	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{max} (Gy)	48,19	49,17	49,62	48,22
V_{30}	22,16	25,68	16,87	12,79
V_{40}	2,25	2,51	3,60	1,83
V_{45}	0,58	0,65	1,29	0,62

Çizelge 4.17. Prostat hastaları için yapılan planlardan elde edilen ince bağırsak kritik organına ait maksimum doz (Dmax), minimum doz (Dmin) ve ortalama doz (Dort) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

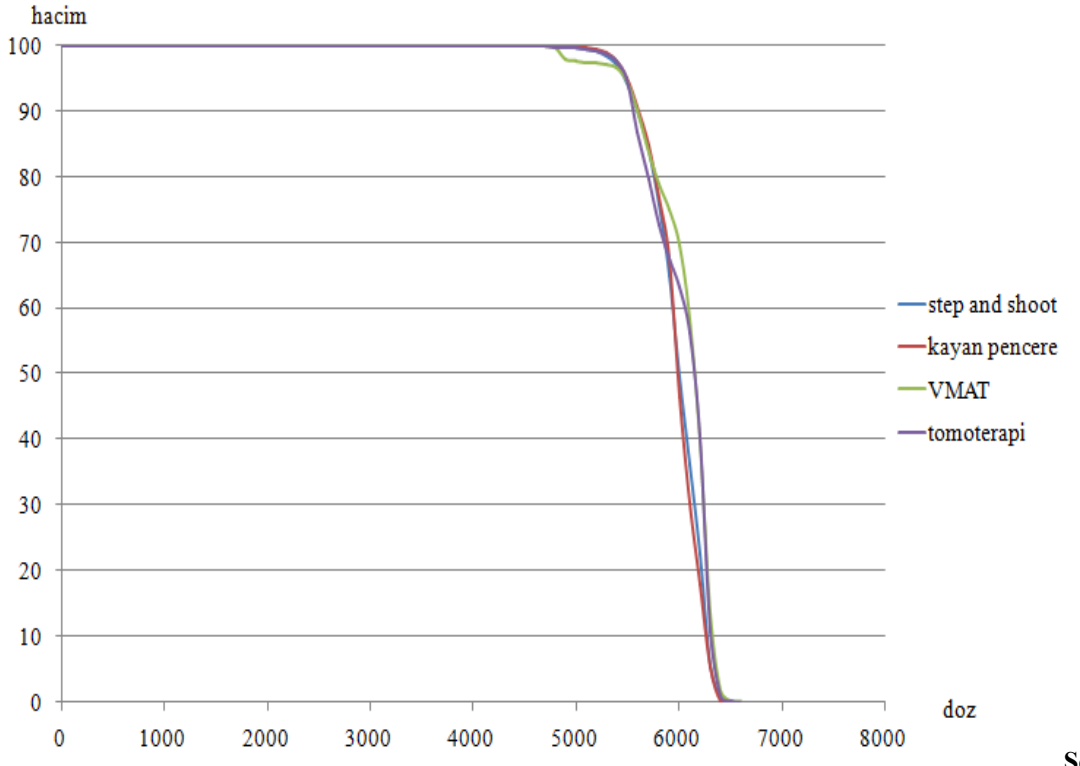
İnce Bağırsak	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{max} (Gy)	24,56	24,24	23,55	32,41
D_{min} (Gy)	2,14	5,1	0,04	0,22
D_{ort} (Gy)	0,95	1,13	1,14	0,81

4.3. GBM hasta planları için elde edilen grafikler

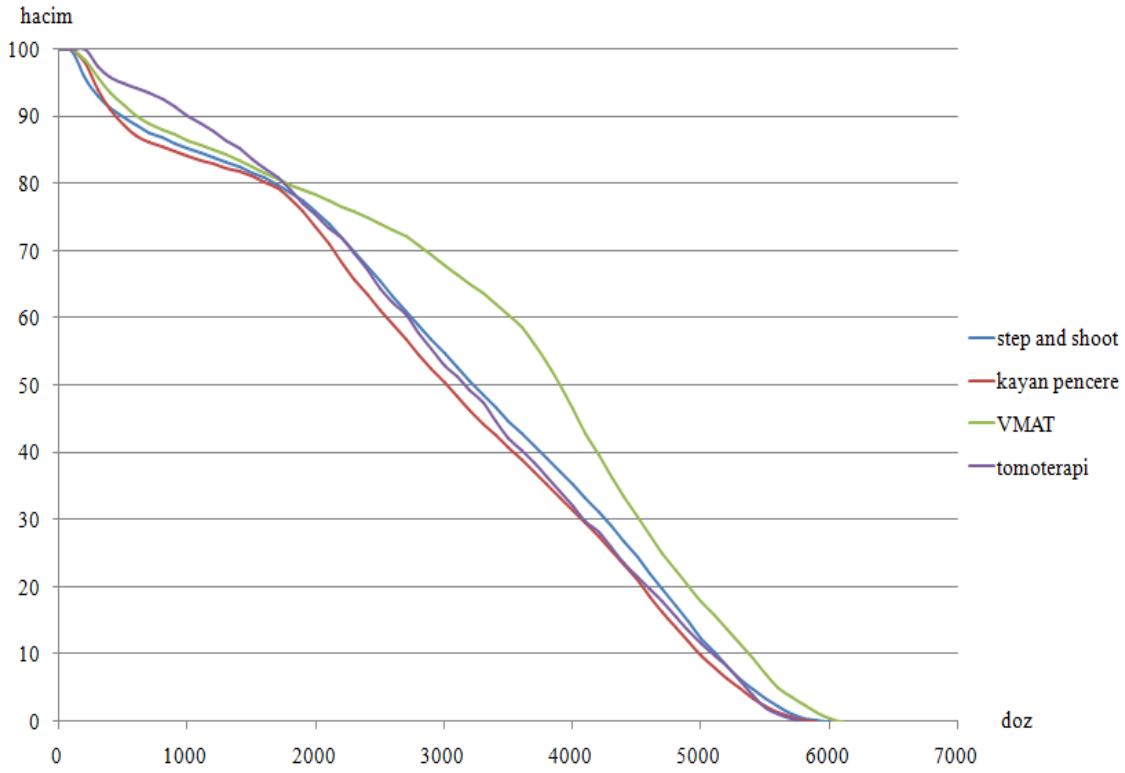
GBM hastalarına ait hedef hacimlerinin (PTV60 ve PTV54) ve kritik organlarının (beyin sapı, optik kiazma, sağ optik sinir, sol optik sinir, sağ göz, sol göz, sağ kohle, sol kohlea ve hipofiz) DVH'lerinin dört teknik için ortalamaları aşağıda aynı grafikler üzerinde gösterilmiştir.



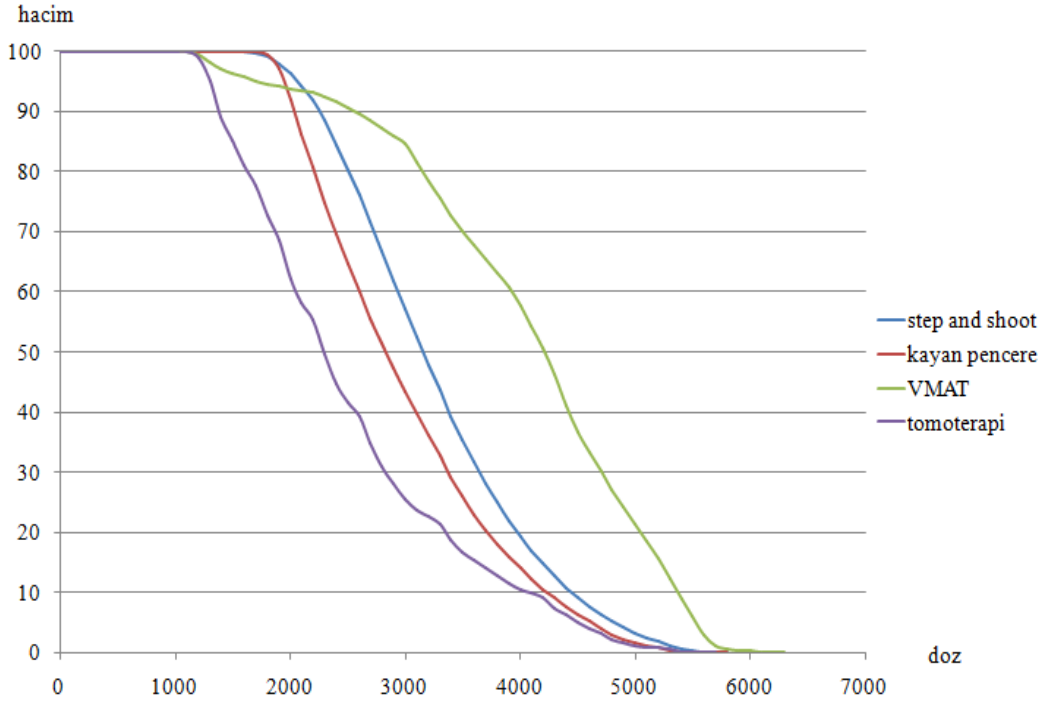
Şekil 4.17. GBM hastalarına ait hedef hacim dokusunun (PTV-60) dört teknik için ortalamaları



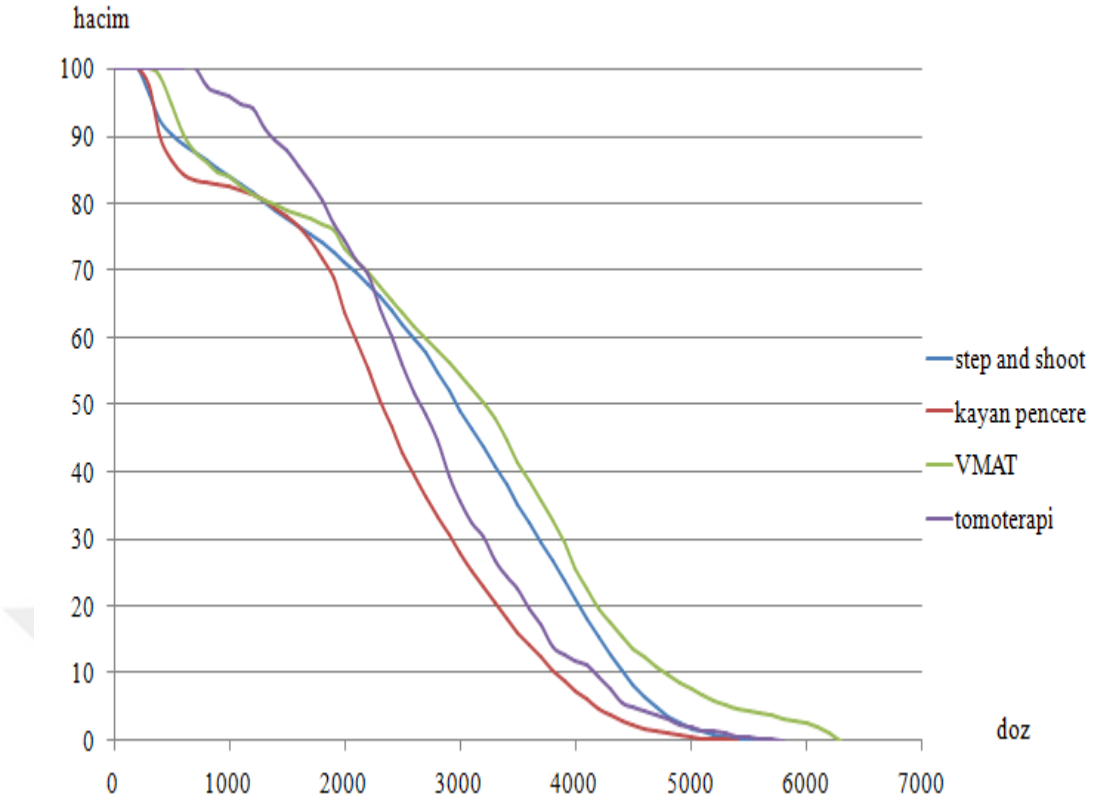
Şekil 4.18. GBM hastalarına ait hedef hacim dokusunun (PTV-56) dört teknik için ortalamaları



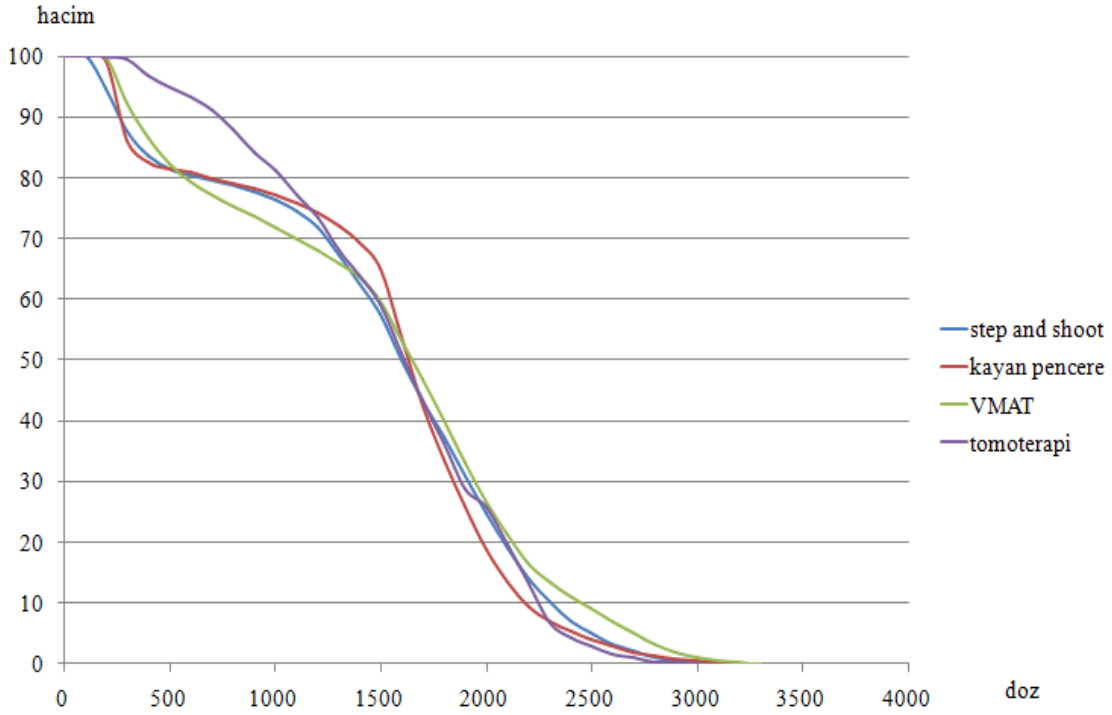
Şekil 4.19. GBM hastalarına ait beyin sapı organının dört teknik için ortalamaları



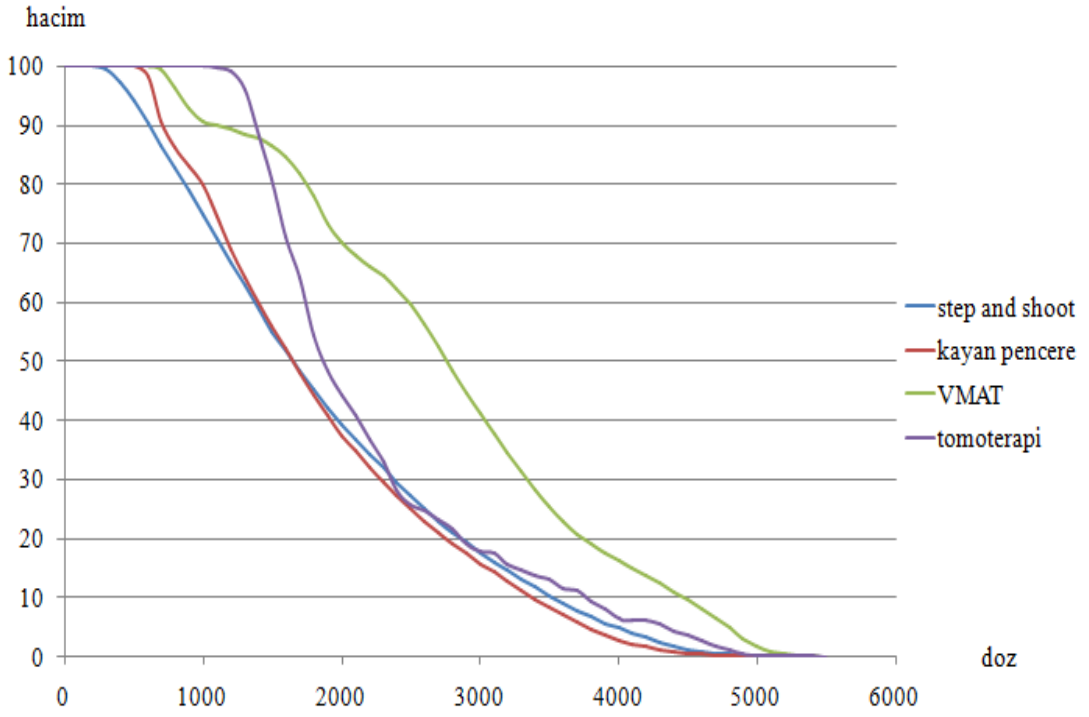
Şekil 4.20. GBM hastalarına ait optik kiazma organının dört teknik için ortalamaları



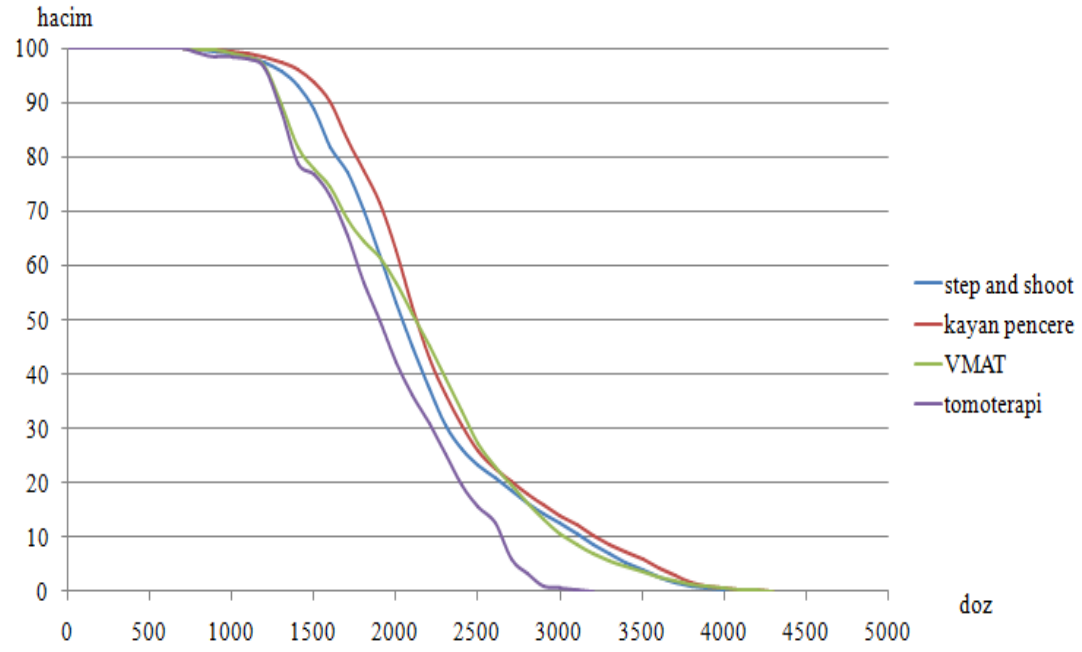
Şekil 4.21. GBM hastalarına ait sağ kohlea organının dört teknik için ortalamaları



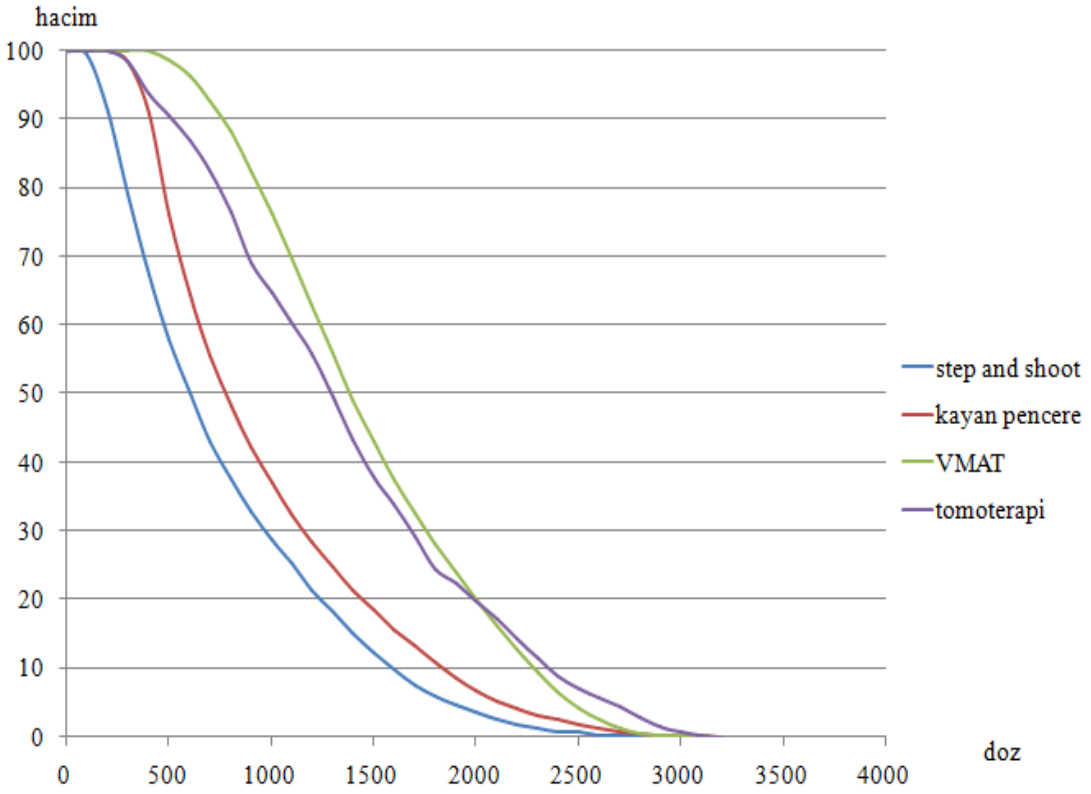
Şekil 4.22. GBM hastalarına ait sol kohlea organının dört teknik için ortalamaları



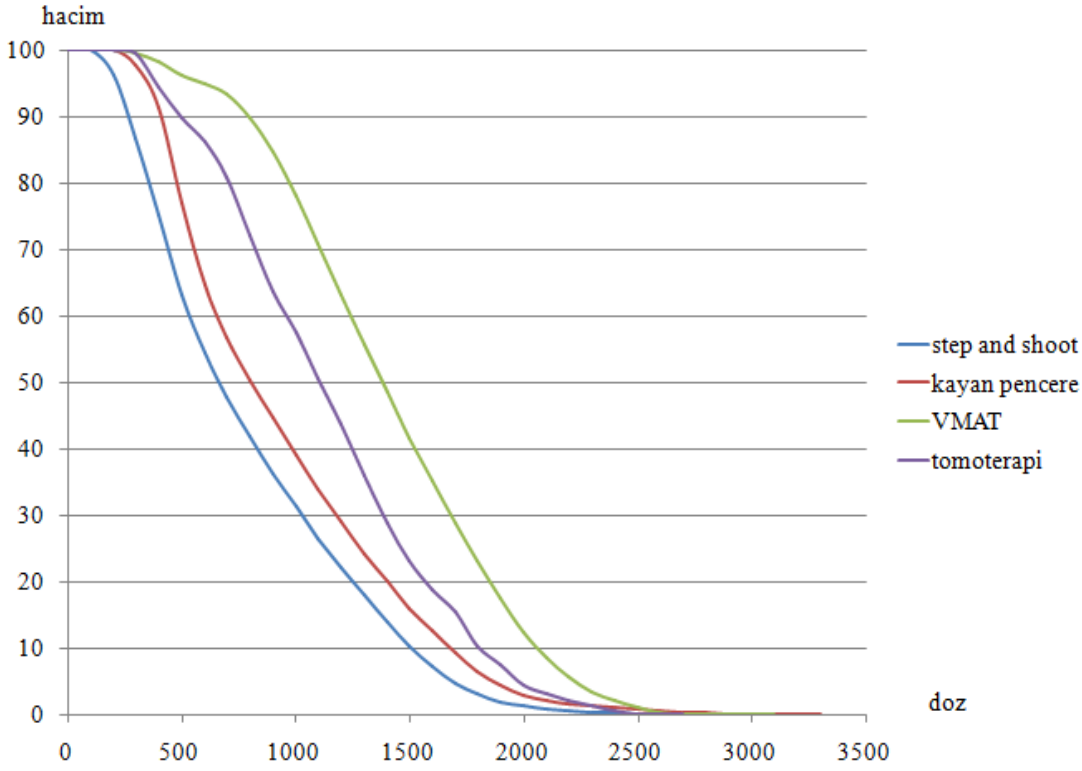
Şekil 4.23. GBM hastalarına ait sağ optik sinir organının dört teknik için ortalamaları



Şekil 4.24. GBM hastalarına ait sol optik sinir organının dört teknik için ortalamaları



Şekil 4.25. GBM hastalarına ait sağ göz organının dört teknik için ortalamaları



Şekil 4.26. GBM hastalarına ait sol göz organının dört teknik için ortalamaları

Hedef hacim grafiğinden görüleceği üzere 60 Gy doz alan PTV için en iyi doz kapsaması VMAT tekniği ile yapılan plandan elde edilmiş. Daha sonraki en iyi hedef hacim kapsaması tomoterapi tekniği ile elde edilirken onu da sırayla kayan pencere ve step and shoot teknikleri takip etmektedir.

54 Gy doz alması hedeflenen PTV54 için step and shoot, kayan pencere ve tomoterapi teknikleri ile nerdeyse aynı hedef kapsaması elde edilirken, VMAT tekniğinde bunlardan daha kötü bir hedef kapsaması görülmektedir.

Beyin sapı kritik organı için step and shoot, kayan pencere ve tomoterapi teknikleri yaklaşık aynı düzeylerde iken VMAT tekniği bunlardan kötü çıkmıştır.

Optik kiazma kritik organı için en düşük dozlar sırasıyla tomoterapi, kayan pencere, step and shoot ve VMAT tekniklerinde elde edilmiştir.

Sağ kohlea kritik organı için baktığımızda en düşük doza kayan pencere tekniğinde ulaşılmış. Bunun üstünde düşük doz bölgesi dozu yüksek olmakla birlikte tomoterapi daha sonra step and shoot ve VMAT teknikleri bulundu.

Sol kohlea kritik organı için bütün tekniklerin aldığı dozlar birbirine yakınken düşük doz bölgesinde tomoterapi tekniğinde artış görüldü.

Sağ optik sinir kritik organında en düşük doz düşük doz bölgesinde step and shoot, yüksek doz bölgesine ise kayan pencere tekniğinde elde edildi. En yüksek doz değerlerine ise VMAT tekniği ve onun altında tomoterapi tekniği ile ulaşıldı.

Sol optik sinir kritik organında ise en düşük doz değeri tomoterapi tekniğinde elde edildi. Diğer tekniklerde düşük doz bölgelerinde dozlar biraz farklılık gösterirken yüksek doz bölgelerinde birbirlerine yakın ve tomoterapi tekniğinin üstünde doz alıyorlar.

Sağ göz kritik organına baktığımızda en düşük dozun step and shoot tekniğinde elde edildiği ve onun üzerinde de kayan pencere tekniği bulundu. Onun üzerinde yüksek doz bölgesinde VMAT tekniğinin biraz üstünde olmakla birlikte ortalama olarak bundan düşük doz tekniğine sahip tomoterapi tekniğidir.

Sol göz kritik organına gelirsek düşük dozdan yüksek doza sırasıyla step and shoot, kayan pencere, tomoterapi ve VMAT tekniklerinde ulaşılmıştır.

GBM bölgesine ait planlama tekniklerinden elde edilen hedef hacim dokularının (PTV60 ve PTV 54) aldıkları maksimum, minimum, ortalama ve hacmin %95'inin

aldığı doz ile kritik organların 30 Gy doz alan hacim, 55 Gy doz alan hacim ve hacmin %1'inin aldığı doz (D1) gibi bazı dozimetrik sonuçları aşağıdaki tablolarda verilmiştir.

Çizelge 4.18. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV60 hedefine ait maksimum doz (Dmax), minimum doz (Dmin) ve ortalama doz (Dort) ile hacmin %95'inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

PTV 60	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{max} (Gy)	64,67	64,31	65,89	64,92
D_{min} (Gy)	46,57	45,83	54,14	48,91
D_{ort} (Gy)	61,02	60,95	62,18	62,38
D_{95} (Gy)	59,50	59,01	60,56	60,02

Çizelge 4.19. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV54 hedefine ait maksimum doz (Dmax), minimum doz (Dmin) ve ortalama doz (Dort) ile hacmin %95'inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

PTV 54	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{max} (Gy)	64,67	64,48	65,77	64,92
D_{min} (Gy)	38,46	35,94	47,16	34,33
D_{ort} (Gy)	59,68	59,67	60,92	61,13
D_{95} (Gy)	55,13	55,46	56,29	54,89

Çizelge 4.20. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen beyin sapı kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Beyin Sapı	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	31,12	29,79	36,07	31,00
D_{max} (Gy)	59,28	58,76	59,33	58,37
D_1 (Gy)	55,64	53,56	56,29	54,47

Çizelge 4.21. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen optik kiazma kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Optik Kiazma	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	32,56	29,97	40,42	22,53
D_{max} (Gy)	52,83	53,06	52,10	51,40
D_1 (Gy)	49,69	48,59	54,77	49,13

Çizelge 4.22. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ optik sinir kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sağ Optik Sinir	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	18,75	18,71	27,69	19,12
D_{max} (Gy)	38,02	37,32	40,12	46,28
D_1 (Gy)	34,81	33,16	38,17	43,42

Çizelge 4.23. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol optik sinir kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sol Optik Sinir	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	20,66	22,56	21,22	19,64
D_{max} (Gy)	31,71	32,68	26,40	24,44
D_1 (Gy)	30,51	30,07	25,38	24,42

Çizelge 4.24. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ göz kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sağ Göz	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	7,30	9,66	14,88	11,86
D_{max} (Gy)	22,22	24,20	27,80	27,28
D_1 (Gy)	19,07	23,60	24,54	23,24

Çizelge 4.25. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol göz kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sol Göz	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	8,00	9,43	14,13	10,22
D_{max} (Gy)	20,59	22,45	23,69	21,97
D_1 (Gy)	19,22	21,09	21,71	20,96

Çizelge 4.26. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ kohlea kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sağ Kohlea	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	27,37	22,50	30,99	25,49
D_{max} (Gy)	47,43	45,68	47,83	45,07
D_1 (Gy)	44,83	39,95	45,40	42,84

Çizelge 4.27. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol kohlea kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

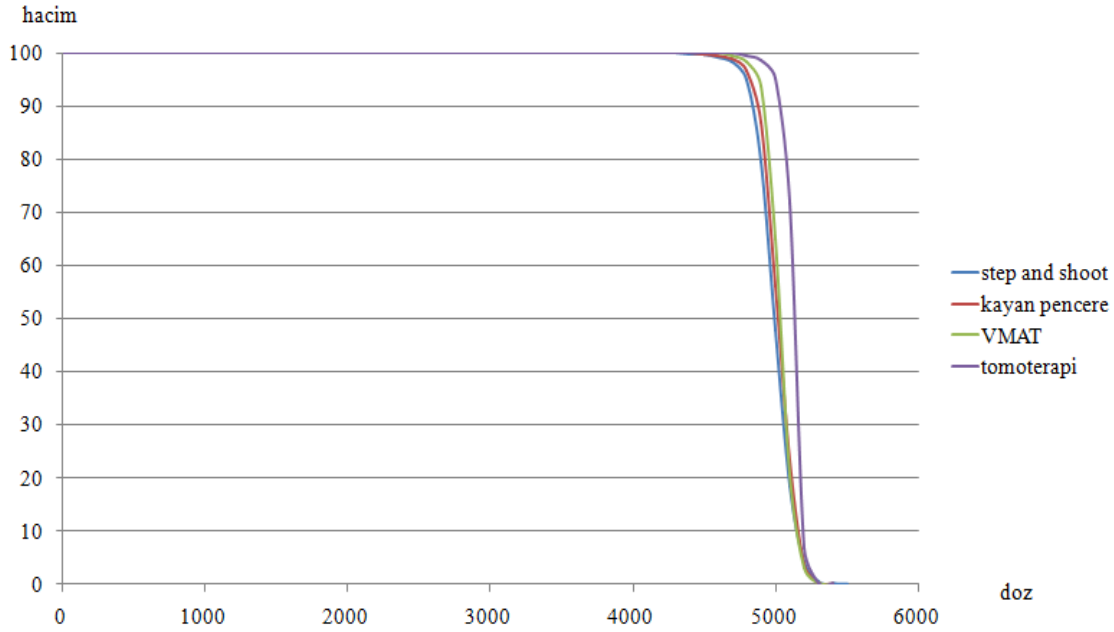
Sol Kohlea	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	14,54	14,66	14,63	15,10
D_{max} (Gy)	22,32	23,22	20,25	20,26
D_1 (Gy)	20,66	20,85	18,95	19,27

Çizelge 4.28. GBM hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ hipofiz kritik organına ait maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %1'inin aldığı doz (D1) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

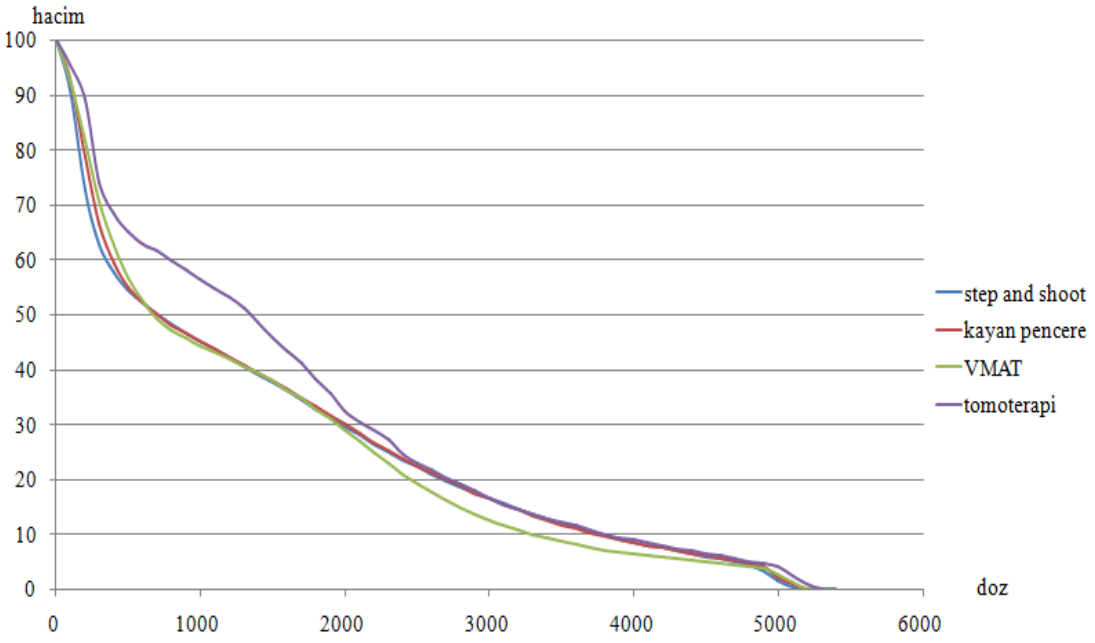
Hipofiz	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	27,68	25,54	40,65	16,13
D_{max} (Gy)	39,31	40,04	48,83	31,73

4.4. Pankreas Hasta Planları İçin Elde Edilen Grafikler

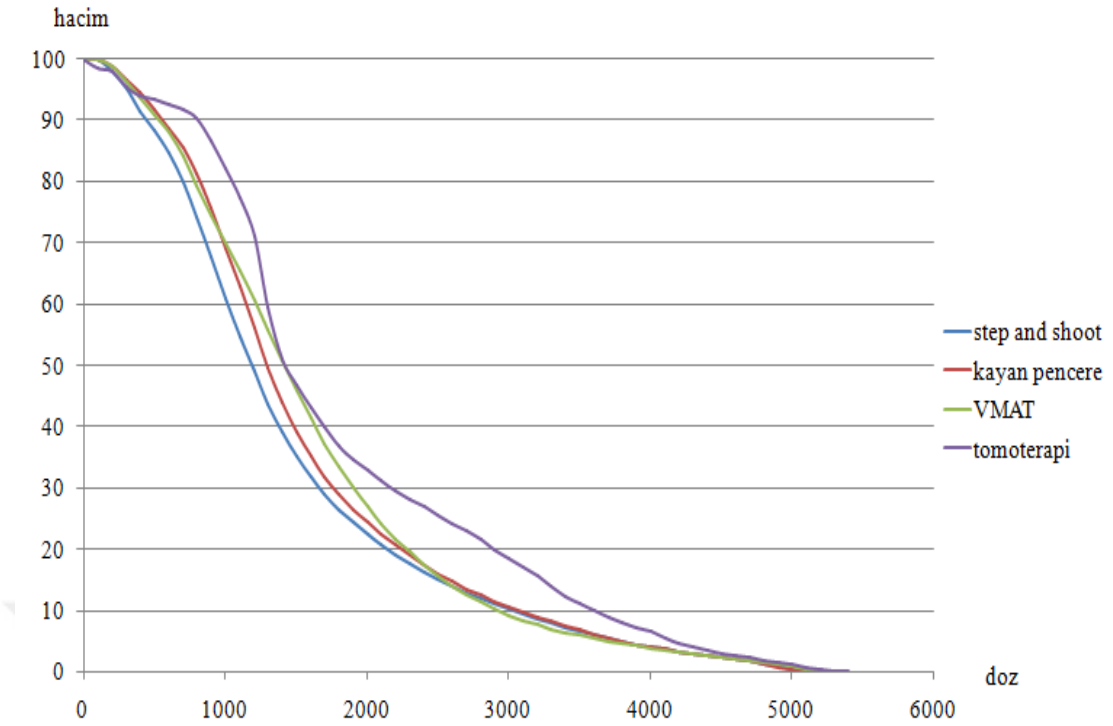
Pankreas hastalarına ait hedef hacim (PTV50) ve kritik organlarının (karaciğer, sağ böbrek, sol böbrek ve medulla spinalis) dört teknik için DVH ortalamaları aşağıda aynı grafikler üzerinde gösterilmiştir.



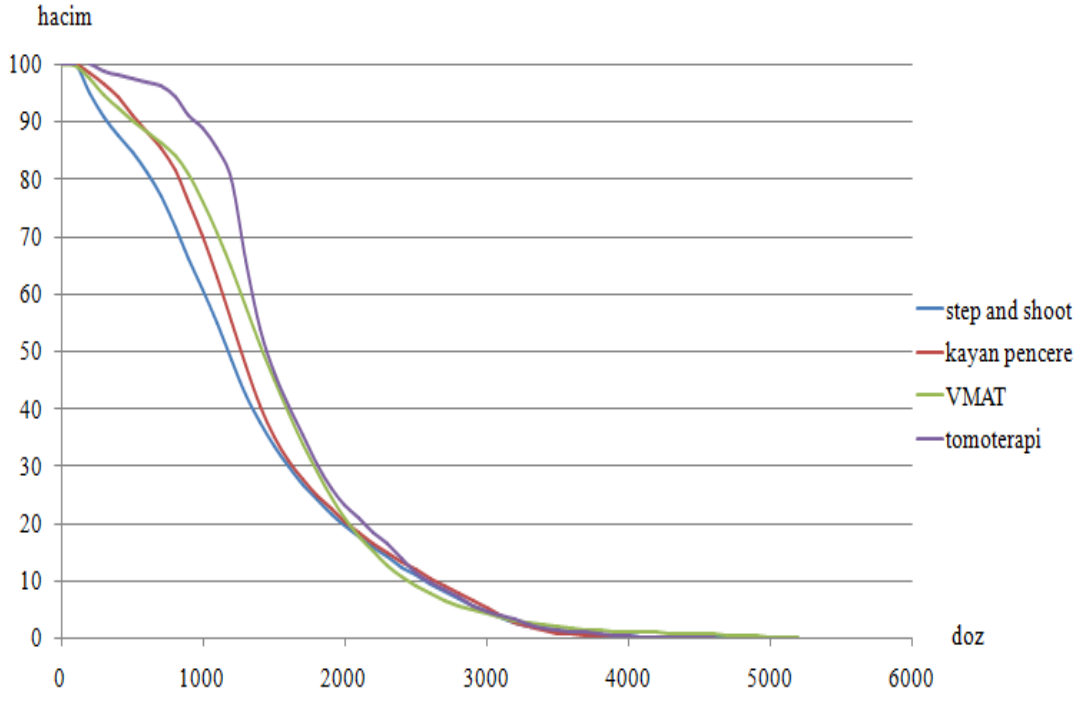
Şekil 4.27. Pankreas hastalarına ait hedef hacim dokusunun (PTV) dört teknik için ortalamaları



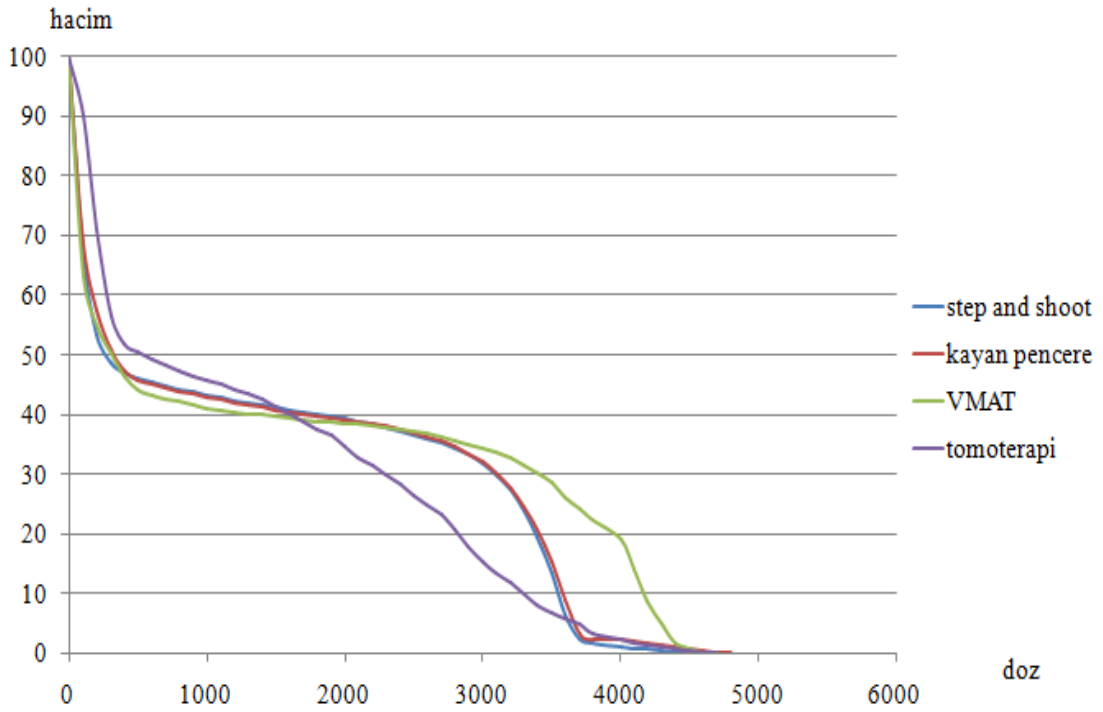
Şekil 4.28. Pankreas hastalarına ait karaciğer organının dört teknik için ortalamaları



Şekil 4.29. Pankreas hastalarına ait sağ böbrek organının dört teknik için ortalamaları



Şekil 4.30. Pankreas hastalarına ait sol böbrek organının dört teknik için ortalamaları



Şekil 4.31. Pankreas hastalarına ait medulla spinalis (ms) organının dört teknik için ortalamaları

Hedef hacim PTV'nin en iyi doz kapsaması tomoterapi tekniği ile yapılan plandan elde edildi. Onu sırasıyla VMAT, kayan pencere ve step and shoot teknikleri izlemektedir.

Karaciğer dokusunun aldığı dozlarda ise en düşük doz VMAT tekniği ile elde edilmiştir. Tomoterapi tekniğinde doz düşük doz bölgelerinde daha yüksektir. Kayan pencere ve step and shoot teknikleri ile elde edilen planlardan çıkardığımız sonuçta ise DVH'ler birbirine nerdeyse eşit fakat dozlar özellikle yüksek doz bölgelerinde VMAT tekniğinin üstünde görülmektedir.

Sağ böbrek için tomoterapi tekniği yüksek dozlarda kalırken diğer üç teknik birbirine yakın fakat tomoterapinin altında doz almıştır. En düşük doz ise step and shoot tekniğinde görülmektedir.

Yine sol böbrek grafiğine bakıldığında sağ böbrek ile paralellik gözükmektedir. Fakat yüksek doz bölgelerinde tomoterapi tekniğinin aldığı doz azalmıştır.

Medulla spinalis için elde ettiğimiz ortalama grafiklerde ise tomoterapi tekniğinin alınan dozun azlığı noktasında daha iyi görülmektedir. VMAT tekniği en yüksek ms dozuna sahipken diğer iki tekniğin nerdeyse aynı ve tomoterapi ile VMAT tekniklerinin ortasında doz aldığı görüldü.

Pankreas bölgesine ait tedavi tekniklerinden elde edilen planlardan ortaya çıkan hedef hacim dokusunun (PTV50) aldığı maksimum, minimum, ortalama ve hacmin %95'inin aldığı dozlar ile kritik organlardan sağ böbrek, sol böbrek ve karaciğer'in aldığı ortalama doz ile sırasıyla 10, 20, 30 Gy doz alan hacimleri; medulla spinalis için ise ortalama ve maksimum dozlar gibi bazı dozimetrik sonuçları aşağıdaki çizelgelerde verilmiştir.

Çizelge 4.29. Pankreas hastaları için yapılan planlardan elde edilen PTV50 hedefine ait minimum doz (Dmin), maksimum doz (Dmax), ortalama doz (Dort) ile hacmin %95'inin aldığı doz (D95) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

PTV50	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{min} (Gy)	38,24	39,41	43,92	43,85
D_{max} (Gy)	54,86	53,52	54,20	52,36
D_{ort} (Gy)	49,94	50,21	50,33	50,85
D_{95} (Gy)	48,00	48,34	48,88	50,04

Çizelge 4.30. Pankreas hastaları için yapılan planlardan elde edilen sağ böbrek kritik organına ait ortalama doz (Dort) ile sırasıyla 10, 20 ve 30 Gy doz alan V10, V20, V30 hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sağ Böbrek	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	14,81	15,80	16,14	14,37
V_{10}	61,05	68,9	69,95	85,54
V_{20}	21,93	24,58	27,07	29,82
V_{30}	10,06	11,07	9,21	16,89

Çizelge 4.31. Pankreas hastaları için yapılan planlardan elde edilen sol böbrek kritik organına ait ortalama doz (Dort) ile sırasıyla 10, 20 ve 30 Gy doz alan V10, V20, V30 hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Sol Böbrek	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	13,54	14,38	14,38	14,13
V_{10}	62,42	67,69	76,18	88,03
V_{20}	18,17	19,43	17,84	24,15
V_{30}	4,16	5,78	3,29	4,61

Çizelge 4.32. Pankreas hastaları için yapılan planlardan elde edilen karaciğer kritik organına ait ortalama doz (Dort) ile sırasıyla 10, 20 ve 30 Gy doz alan V10, V20, V30 hacim değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Karaciğer	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	13,93	14,16	13,51	11,67
V_{10}	49,86	45,22	44,37	58,69
V_{20}	28,60	30,34	27,98	33,94
V_{30}	16,58	16,58	12,76	17,94

Çizelge 4.33. Pankreas hastaları için yapılan planlardan elde edilen medulla spinalis kritik organına ait ortalama doz (Dort) ile maksimum doz (Dmax) değerlerinin dört teknik için ortalama sonuçları

Medulla Spinalis	Step and Shoot	Kayan Pencere	VMAT	Tomoterapi
D_{ort} (Gy)	14,27	14,50	14,05	13,91
D_{max} (Gy)	39,34	39,76	39,84	39,88

4.5. Kalite Kontrol

Örnek birer prostat, nazofarenks, glioblastome multiforme ve pankreas hastasına ait planların kalite kontrolleri sonucu elde edilen gama analiz sonuçları yer almaktadır. Burada step and shoot teknikli plan için 2D array, tomoterapi teknikli plan için octavius fantom ve kayan pencere ile VMAT için portal dozimetri kullanılmıştır.

Çizelge 4.34. Örnek bir prostat hastası için gama analiz sonuçları

	Gama Analiz Sonuçları (%)	
	3% / 3 mm	**5% / 5 mm**
Step and Shoot Tekniği	96,3	100,0
Kayan Pencere Tekniği	99,6	100,0
VMAT Tekniği	98,2	99,9
Tomoterapi	98,1	99,4

Seçilen hasta için yapılan ölçümlerden elde edilen gama analiz sonuçlarına göre en iyi sonuç 3% / 3mm kriterlerine göre kayan pencere tekniğinde bulundu. En düşük sonuç ise step and shoot tekniğinde bulundu. Kriterler 5% / 5mm ye çıkarıldığında planlama ve ölçüm arasındaki geçiş noktaları %100 oranlarına varmaktadır.

Çizelge 4.35. Örnek bir nazofarenks hastası için gama analiz sonuçları

	Gama Analiz Sonuçları (%)	
	3% / 3 mm	**5% / 5 mm**
Step and Shoot Tekniği	91,3	99,5
Kayan Pencere Tekniği	98,3	99,8
VMAT Tekniği	97,6	99,8
Tomoterapi	96,3	99,4

En kompleks planlardan biri olan nazofarenks bölgesi örnek hastası için elde edilen yukarıdaki sonuçlardan da anlaşılacağı üzere en düşük uyumluluk gurubunun burada olduğu görülmektedir. Bunun nedeni bu bölgede çok fazla kritik organın olması ve hedef doku kritik organ komşuluklarının yakınlığıdır.

Çizelge 4.36. Örnek bir gbm hastası için gama analiz sonuçları

	Gama Analiz Sonuçları (%)	
	3% / 3 mm	**5% / 5 mm**
Step and Shoot Tekniği	100,0	100,0
Kayan Pencere Tekniği	98,6	100,0
VMAT Tekniği	99,2	100,0
Tomoterapi	97,1	98,9

Yukarıdaki GBM hastası için her teknikte elde edilen planların kalite kontrollerinden elde edilen sonuçlar bir nazofarenks hastasına göre daha iyi görülmektedir.

Çizelge 4.37. Örnek bir pankreas hastası için gama analiz sonuçları

	Gama Analiz Sonuçları (%)	
	3% / 3 mm	**5% / 5 mm**
Step and Shoot Tekniği	98,4	100,0
Kayan Pencere Tekniği	99,3	100,0
VMAT Tekniği	98,4	100,0
Tomoterapi	96,3	99,4

Pankreas hastası 3% / 3mm kriteri için diğer guruplardan daha iyi sonuçlar alınırken kabul kriterleri için yüksek sayılabilecek 5% / 5mm için sonuçlar çok daha iyi çıkmıştır.

4.6. MU Sayıları

Bu bölümde farklı cihazlarla uygulanan yerleşimi farklı kanser hastalarının tedavi planlarından elde edilen MU değerleri elde edilerek ortalamaları aşağıdaki şekilde çizelgelere taşındı.

Çizelge 4.38. Nazofarenks kanserli hastalar için ortalama monitor unitler (MU)

Planlama Tekniği	**MU(monitor unit)**
Step and Shoot Tekniği	703
Kayan Pencere Tekniği	1141
VMAT Tekniği	398
Tomoterapi	5626

Çizelge 4.39. Prostat kanserli hastalar için ortalama monitor unitler (MU)

Planlama Tekniği	**MU(monitor unit)**
Step and Shoot Tekniği	657
Kayan Pencere Tekniği	800
VMAT Tekniği	693
Tomoterapi	2978

Çizelge 4.40. Gbm kanserli hastalar için ortalama monitor unitler (MU)

Planlama Tekniği	**MU(monitor unit)**
Step and Soot Tekniği	746
Kayan Pencere Tekniği	959
VMAT Tekniği	440
Tomoterapi	2989

Çizelge 4.41. Pankreas kanserli hastalar için ortalama monitor unitler (MU)

Planlama Tekniği	**MU(monitor unit)**
Step and Shoot Tekniği	766
Kayan Pencere Tekniği	1140
VMAT Tekniği	585
Tomoterapi	3815

Dört tedavi tekniği için monitor unitler farklı olmalarına karşın bütün tedavi bölgeleri için en yüksek MU süresinden en düşüğüne sırasıyla tomoterapi, kayan pencere, step and shoot ve VMAT tekniklerinde görülmüştür. Buda hedefe ulaşmak için kullanılan cihaz ışınlama zamanlarının birbirinden farkı hakkında da bize bilgi verir. Yine de bu monitor unit değerleri bize hasta tedavi süresini vermezler.

4.7. Tedavi Süreleri

Aşağıda dört farklı tedavi tekniğinden elde edilen tedavi sürelerinin ortalamaları çizelge şeklinde gösterilmektedir.

Çizelge 4.42. Nazofarenks kanserli hastaların ortalama tedavi süreleri

Planlama Tekniği	**Tedavi Süresi (dakika)**
Step and Shoot Tekniği	16,0
Kayan Pencere Tekniği	8,0
VMAT Tekniği	4,0
Tomoterapi	4,5

Çizelge 4.43. Prostat kanserli hastaların ortalama tedavi süreleri

Planlama Tekniği	**Tedavi Süresi (dakika)**
Step and Shoot Tekniği	13,0
Kayan Pencere Tekniği	9,0
VMAT Tekniği	4,0
Tomoterapi	7,0

Çizelge 4.44. Gbm kanserli hastaların ortalama tedavi süreleri

Planlama Tekniği	**Tedavi Süresi(dakika)**
Step and Shoot Tekniği	11,0
Kayan Pencere Tekniği	8,0
VMAT Tekniği	5,0
Tomoterapi	6,0

Çizelge 4.45. Pankreas kanserli hastaların ortalama tedavi süreleri

Planlama Tekniği	Tedavi Süresi(dakika)
Step and Shoot Tekniği	14,0
Kayan Pencere Tekniği	10,0
VMAT Tekniği	4,5
Tomoterapi	5,0

Tedavi bölgelerine göre farklı tedavi sürelerine sahip olmakla birlikte dört teknik içinde en düşük tedavi süresine sahip teknik VMAT tekniği olarak çıkmıştır. Bunu sırasıyla tomoterapi, kayan pencere ve step and shoot teknikleri takip etmektedir. Sürekli ışınlama yapabilen bu esnada doz hızı ve gantri hızı değiştirebilme modulasyonlarına sahip VMAT tekniğinin tedavi süresinin kısalmasında etkili olduğunu ve step and shoot tekniğinde ise sabit alanlar ve durarak ışınlayan özelliklerini kullanma açısından uzun tedavi süresine sahip olması beklediğimiz sonuçlardır.

4.8. HI ve CI İndeklser

Aşağıda ölçümlerden elde edilen bir prostat, pankreas, nazofarenks ve glioblastomamultiforme hastası için ortalama homojeniti indeks ve konformiti indeksler hesaplanarak çizelgeler şeklinde listelenmiştir.

Çizelge 4.46. Nazofarenks hastaları için ortalama homojeniti ve konformiti indeksler

Nazofarenks	HI(homojeniti indeks)	CI(konformiti indeks)
Step and Shoot Tekniği	1,1597	1,3036
Kayan Pencere Tekniği	1,1564	1,3118
VMAT Tekniği	1,1506	1,2565
Tomoterapi	1,1432	1,2996

Çizelge 4.47. Prostat hastaları için ortalama homojeniti ve konformiti indeksler

Prostat	HI(homojeniti indeks)	CI(konformiti indeks)
Step and Shoot Tekniği	1,1137	1,0607
Kayan Pencere Tekniği	1,1030	1,0798
VMAT Tekniği	1,1334	1,1196
Tomoterapi	1,1223	1,1240

Çizelge 4.48. Gbm hastaları için ortalama homojeniti ve konformiti indeksler

GBM	HI(homojeniti indeks)	CI(konformiti indeks)
Step and Shoot Tekniği	1,1343	1,4960
Kayan Pencere Tekniği	1,1317	1,4861
VMAT Tekniği	1,1559	1,4784
Tomoterapi	1,1275	1,2012

Çizelge 4.49. Pankreas hastaları için ortalama homojeniti ve konformiti indeksler

Pankreas	HI(homojeniti indeks)	CI(konformiti indeks)
Step and Shoot Tekniği	1,1390	1,0727
Kayan Pencere Tekniği	1,1480	1,1553
VMAT Tekniği	1,1410	1,1032
Tomoterapi	1,1124	1,1030

Nazofarenks hastaları için elde edilen tabloya baktığımızda soğurulan dozun düzgün dağılmasının göstergesi olan ve 1'den uzaklaştıkça homojenlikten uzaklaşan homojeniti indeksi için en iyi değerler tomoterapi tekniğinde çıkmıştır. Bunu sırasıyla VMAT, kayan pencere ve step and shoot teknikleri izlemektedir.

Prostat hastaları için elde ettiğimiz ortalamalardan oluşturduğumuz tabloya gelirsek en iyi doz homojenitisine kayan pencere tekniğinde ulaşıldı. Bunu sırasıyla step and shoot, tomoterapi ve VMAT teknikleri izlemektedir.

GBM hastalarından elde ettiğimiz sonuçlarda ise HI tomoterapi, kayan pencere, step and shoot ve VMAT olacak şekilde artıyor dolayısıyla homojeniti bozulmaktadır.

Pankreas hastaları için dört farklı teknikten yapılan planlardan elde ettiğimiz ve ortalama tablolarını oluşturduğumuz HI sonuçlarına bakarsak en iyi değerin tomoterapi tekniğinde onu da step and shoot, VMAT ve kayan pencere tekniklerinin izlediğini görüyoruz.

PTV hedefinin tanımlanan doz tarafından ne kadar kapsandığının bir göstergesi olan konfirmiti indeks değeri bire ne kadar yakın olursa o kadar ideal doz dağılımını gösterdiği olgusundan yola çıkarak nazofarenks hastaları için elde ettiğimiz tablodan VMAT tekniği ile yaptığımız planların bire daha yakın olduğunu bunu da sırasıyla tomoterapi, step and shoot ve kayan pencere tekniklerinin izlediği görülmektedir.

Bir diğer hasta gurubu olan prostat hastalarının planlarından elde ettiğimiz ortalama HI değerlerine baktığımızda step and shoot tekniğinde bire yaklaşıklıkta en yakın sonucu verdiğini bunuda sırasıyla kayan pencere, VMAT ve tomoterapi tekniklerinin takip ettiğini görüyoruz.

GBM hastalarının planlarından elde ettiğimiz HI değerlerine ait tablodan sırasıyla tomoterapi, VMAT, kayan pencere ve step and shoot olarak 1 değerinden uzaklaşıldığı yani konformitinin bozulduğu görülür. Diğer tedavi bölgelerinden farklı olarak GBM hastalarında birbirine çok yakın ve farklı dozlarda iki hedef hacim (PTV60 ve PTV56) olduğundan ve de beyin bölgesindeki kritik organ sayısı fazla olduğundan HI değeri için 1 değerinden uzaklaşma daha fazla olmaktadır.

Pankreas hastaları için elde ettiğimiz ortalama HI değerlerine gelirsek burada 1 değerine en yakından en uzağa sırasıyla step and shoot, tomoterapi, VMAT ve kayan pencere tekniklerinde ulaşılmaktadır.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1. Sonuçlar

Lineer Hızlandırıcılar (Siemens, Varian ve Tomoterapi) için kullanılan farklı YART planlama tekniklerinden elde edilen hedef doku ve kritik organların aldığı minimum, maksimum ve ortalama doz değerleri, bazı kritik organların aldığı doza karşı gelen hacimler, plan homojenitesi, plan konformitesi, monitor unitler ve tedavi süreleri gibi değerler açısından farklılıklar göstermektedir.

Hedef doz (PTV) kapsaması nazofarenks, prostat ve pankreas için en iyi tomoterapi sonuçlarında çıkarken, glioblastoma multiforme için VMAT tekniğinde çıkmıştır. Kritik organlar açısından ise her teknik limit değerlerin altında olmakla birlikte farklı organlarda farklı üstünlükler göstermektedir.

Tedavide istenen dozlara ulaşmak için verilen cihazın monitor unit değerleri en yüksekten en düşüğe doğru tomoterapi, kayan pencere, step and shoot ve VMAT tekniklerinde çıkmıştır. Tanımlanan dozun uygulanması için en çok ışınlama yapan cihaz tomoterapi cihazıdır.

Hasta tedavi süresi en kısa teknik tedavi uygularken yüksek doz hızlarına da çıkabilen içinde birçok modulasyon yapabilen VMAT tekniği ile elde edilirken her alan için şekillendikten sonra durup ışınlama yapan step and shoot tekniği en uzun tedavi süresi olarak karşımıza çıkmaktadır.

Nazofarenks ve glioblastoma multiforme bölgeleri için yapılan tedavi planlarında en iyi homojeniti indeks (HI) ve konformiti indeks (CI) değerleri tomoterapi tekniği ile elde edilmiştir. Prostat bölgesi için en iyi homojeniti indeks kayan pencere tekniği ile en iyi konformiti indeks ise step and shoot tekniği ile elde edilmiştir. Pankreas için ise en iyi homojeniti indeks tomoterapi ile elde edilirken en iyi konformiti indeks step and shoot tekniğinde elde edilmiştir.

Nazofarenks bölgesi için farklı tedavi tekniklerine ait planlardan elde edilen hedef hacim dokularının (PTV70 ve PTV56) aldıkları maksimum, minimum, ortalama ve hacimlerinin %95'inin (D95) aldıkları dozlar ile kritik organların aldığı maksimum ve ortalama dozları ile 30 Gy doz alan hacim ve 55 Gy doz alan hacim gibi bazı dozimetrik sonuçları aşağıdaki gibi açıklamaya çalıştık.

PTV70 hedef hacmi için maksimum dozun step and shoot tekniğinde olduğunu bulduk. Hedefe ulaşmak için hedef içindeki maksimum doz noktaların düşüklüğü diğer istenen koşulların sağlanması koşulu ile bir planda istenen sonuçlardır. En düşük maksimum doza sahip plana ise tomoterapi tekniği ile ulaşılmıştır. Yine hedeflerimizden biri olan tanımlanan dozun %95 hacmini alması noktasında en iyi teknik tomoterapi olarak tespit edilmiştir.

PTV56 hedef hacmi için yine en düşük maksimum doza tomoterapi en yüksek maksimum doza ise step and shoot tekniğinde ulaşılmıştır. En iyi D95 doz değerine tomoterapide ulaşılırken en düşüğüne ise step and shoot tekniğinde ulaşılmış diğer iki teknik birbirine yakın ve bunlar arasında çıkmıştır.

Korunması istenen organların, hedef doku istenen doz değerine getirilmeye çalışılırken eşik değerlerin altında ve olabildiğince az doz alması istenir. Beyin sapı için ise en düşük maksimum doz değerine tomoterapi tekniğinde ulaşılmış en yüksek maksimum doz ise VMAT tekniğinde görülmektedir. Diğer bir açıdan bakarsak en düşük maksimum doz tomoterapide olurken diğer üç teknik birbirine yakın sonuçlarla bu teknikten sonra gelmektedir. Beyin sapında maksimum doz değerinde en düşük değere sahip tomoterapi tekniğinin ortalama dozu ise en yüksektir. En düşük ortalama doza sahip teknik ise kayan pencere tekniğidir. Bir diğer gösterge olan hacmin yüzde birinin aldığı doz (D_1) için en düşük teknik tomoterapi tekniğidir.

Görme duyumuzla ilgili organ olan optik kiazma kritik organında en düşük maksimum doza step and shoot tekniğinde ulaşılırken en yüksek maksimum doz ise tomoterapi tekniğinde oluşmuştur. Optik kiazmanın aldığı ortalama dozlarda ise en düşük doz çıkan teknik kayan pencere ve en yüksek ortalama doz ise VMAT tekniğidir.

Tükürük bezlerinden sağ parotis için en düşük maksimum doz step and shoot tekniğinde en yüksek doz ise en iyi hedef hacim dozuna sahip tomoterapi tekniği ile ulaşıldı. Ortalama dozlar açısından en düşük teknik ise kayan pencere tekniğidir. Yine diğer bir gösterge olan 30 Gy doz alan hacimde en düşük sonuca da kayan pencere tekniğinde ulaşıldı. Kayan pencere tekniği bu organ için iyi sonuçlar verse de hedef dozun kapsanma göstergelerinden olan D95 dozunda en düşük dozu verdi.

Bir diğer tükürük bezi olan sol parotiste ise en düşük maksimum doza VMAT tekniğinde ulaşılırken en yüksek maksimum doza ise tomoterapi tekniğinde ulaşılmıştır.

Fakat maksimum doz değerleri birbirlerine çok yakındır. Ortalama doz değerlerinde kayan pencere tekniğinde en düşük doz elde edilirken en yüksek ortalama doz ise tomoterapi tekniğinde elde edildi. 30 Gy doz alan hacmin yüzdesinde ise en düşük değer yine kayan pencere ve en yüksek değer ise tomoterapi tekniğinde çıktı.

Sağ kohlea kritik organına baktığımızda en düşük ortalama doz elde edilen teknik kayan pencere tekniği ve en yüksek ortalama doz ise VMAT tekniği olarak karşımıza çıkmaktadır. 55Gy doz alan kritik organ hacminde de yine en düşük değer kayan pencere ve en yüksek değer yine VMAT tekniğinde ortaya çıkmaktadır.

Sol kohlea kritik organı için elde edilen değerler farklı olmakla birlikte sonuçlar sağ kohlea ile aynıdır.

Bir seri organ olan ve herhangi bir noktasında limit değerlerin üstünde doz aldığında o noktanın altında felç olma riski oluşabilen medulla spinalis kritik organına bakarsak en yüksek maksimum doza tomoterapi tekniğinde en düşük maksimum doza ise kayan pencere tekniğinde ulaşıldı.

Nazofarenks kanseri ışınlamalarında hedef komşuluğu içerisindeki hipofiz kritik organında en yüksek maksimum doza VMAT tekniğinde en düşük maksimum doza ise kayan pencere tekniğinde ulaşıldı. Bunun yanında ortalama doz değerlerine bakarsak en düşük ortalamaya sahip teknik kayan pencere ve en yüksek ortalama doz değerine sahip teknik ise yine VMAT tekniğidir.

Bir diğer kritik organ olan tiroid bezine gelirsek en düşük maksimum doza VMAT tekniğinde en yüksek maksimum doz değerine ise tomoterapi tekniğinde ulaşıldı. Ortalama doz değerlerinde en düşük doza kayan pencere tekniğinde ulaşılırken en yüksek doz çıkan teknik ise tomoterapi olarak görüldü.

Prostat kanseri için farklı tedavi tekniklerine ait planlardan elde edilen hedef hacim dokunun (PTV76) aldıkları maksimum, minimum, ortalama ve hacminin %95'inin aldıkları doz ile kritik organların (rektum, mesane, sağ femur başı, sol femur başı ve ince bağırsak) aldıkları maksimum, minimum ve ortalama dozlar ile 30, 40, 45, 50, 60, 65, 70 ve 75 Gy doz alan hacim gibi bazı dozimetrik sonuçları aşağıdadır.

Prostat hastasının hedef hacmi PTV76 için hacmin %95 ini kapsayan doz (D_{95}); sırasıyla tomoterapi, VMAT, kayan pencere ve step and shoot tekniklerinde iyi çıktı. En

düşük maksimum doza (D_{max}) sahip teknik kayan pencere tekniği iken en yüksek maksimum doz VMAT tekniğinde bulundu. Hedef hacim içerisinde en az doz (D_{min}) alan teknik ise tomoterapi tekniği iken en yüksek minimum doz değerine ise VMAT tekniğinde ulaşıldı.

Prostat ışınlamalarında en kritik organlardan olan rektumun farklı doz alan hacim yüzdelerine baktığımızda 40 Gy doz alan (V_{40}) hacim değeri yüksekten düşüğe doğru sırasıyla tomoterapi, step and shoot, kayan pencere ve VMAT tekniklerinde gözlemlendi. Bu da bu teknikler içerisinde 40 Gy alan en düşük hacmin VMAT tekniğidir anlamına gelir. 50, 60 ve 65 Gy doz alan hacimler için sıralama 40 Gy doz alan hacim ile aynıdır. Yani 40, 50, 60 ve 65 Gy doz alan hacimler için en düşük doz VMAT tekniği ile elde edilmiştir. 70 Gy doz alan hacim için en düşük değere sahip teknik step and shoot iken 75 Gy doz alan hacim için en düşük değere sahip teknik kayan pencere tekniğidir. 70 ve 75 Gy doz alan hacimler için en yüksek değerler tomoterapi tekniğinde çıktı.

Mesane kritik organına baktığımızda 50, 60, 70 ve 75 Gy doz alan hacim için en yüksek sonuçlar en iyi hedef doz (D_{95}) kapsamasına sahip tomoterapi tekniğinde elde edildi. V_{50} ve V_{60} 50 ve 60 Gy doz alan hacimlerde en düşük dozlar VMAT tekniğinde çıkarken 70 ve 75 Gy doz alan en düşük hacim değerleri ise kayan pencere tekniği olarak bulundu.

Sağ femur kritik organı için dört teknik ile elde edilen planlara baktığımızda maksimum doz alan noktaların hepsi birbirine yakın çıkmakla birlikte en düşük değere step and shoot tekniğinde ulaşıldı. 30, 40 ve 45 Gy doz alan hacimler için en düşük doz değerine sahip teknik ise tomoterapinin anlamlı derecede daha iyi olduğu görüldü. 30 ve 40 Gy doz alan hacimlerin en yüksek değerleri kayan pencere tekniğindeki tedavi planlarında çıkarken 45 Gy doz alan hacim için ise en yüksek değer VMAT tekniğinde bulundu.

Bir diğer kritik organ olan sol femurda ise maksimum doz noktası değerleri birbirine çok yakınken yine sağ femurdaki gibi en düşük değer step and shoot tekniğinde bulundu. Ve yine sağ femura benzer 30 ve 40 Gy doz alan hacim değerleri için en düşük değer tomoterapi tekniğinde 45 Gy doz alan hacim için en düşük değer ise step and shoot tekniğinde çıktı.

Prostat kanseri için bakacağımız son kritik organ olan ince bağırsak kritik organında alınan doz değerleri yerleşimin büyük bölümünün hedef hacimden uzakta olması nedeniyle düşüktür. Yinede maksimum doz alan değerlerine baktığımızda en düşük teknik VMAT en yüksek teknik ise tomoterapi olarak karşımıza çıkmaktadır. Diğer yandan alınan ortalama dozlar içerisinde en düşük değere yine tomotearpi tekniği ile ulaşılmış. Minimum doz alan ince bağırsak organında en düşük değer ise VMAT tekniğinde çıkmıştır.

GBM bölgesi için farklı tedavi tekniklerine ait planlardan elde edilen hedef hacim dokularının (PTV60 ve PTV 54) aldıkları maksimum, minimum, ortalama ve hacmin %95'inin aldığı doz ile kritik organların 30 Gy doz alan hacim, 55 Gy doz alan hacim ve hacmin %1'inin aldığı doz (D1) gibi bazı dozimetrik sonuçları aşağıdaki açıklanmıştır.

Hedef hacimlerden yüksek doz değerli PTV60 için en iyi hacmin %95 ini kapsayan doz değeri VMAT tekniğinde çıkarken yine maksimum doz alan noktalar bu teknik için yüksek çıkmıştır. En düşük D_{95} değeri kayan pencere tekniği ile elde edildi. 60Gy doz tanımlanan hedef için ortalama doz değeri tomoterapi tekniğinde yüksek çıkarken bu hedef içindeki en yüksek minimum doza VMAT tekniğinde ulaşılmıştır.

Diğer hedef hacim PTV54 ise yerleşim olarak büyük ölçüde PTV60 içinde çizilmiş küçük ölçüde ise çevresinde kalmıştır. Bu açıdan alınan maksimum doz değerleri büyük ölçüde her iki hedef için yakın çıkmıştır. PTV54 hedef hacim için maksimum doz noktaları yine VMAT tekniğinde elde edilirken yine en iyi D_{95} değeri de VMAT tekniğinde elde edildi. En düşük D_{95} değerine ise step and shoot tekniğinde ulaşıldı. 54 Gy doz tanımlanan hedef hacim PTV54 için ortalama değerler birbirlerine yakın çıkmakla birlikte en yüksek ortalama doz değeri tomoterapi tekniğinde çıkmıştır. Hedef içindeki minimum doz alan en yüksek değere baktığımızda PTV60 daki gibi VMAT tekniği bulundu.

GBM kanserli hastaları seçerken beynin sağ yerleşimli ve beyin sapı komşuluğu olan hastalardan seçildi. Bu nedenle beyin sapının aldığı maksimum doz değerleri bütün teknikler için 60 Gy'e ve birbirlerine yakın çıkmıştır. Yine de kritik organlar için düşük olması istenen maksimum doz ortalamasına tomoterapi tekniği ile ulaşılmıştır. En yüksek maksimum doz noktası ise VMAT tekniğinde çıkmıştır. Alınan ortalama doz değerlerine geldiğimizde en yüksek değer VMAT tekniği ile en düşük ortalama doz

değeri ise kayan pencere tekniği ile elde edilmiştir. Hacminin %1'inin aldığı doz (D_1) en düşük çıkan teknik kayan pencere olarak karşımıza çıkarken D_1 dozu en yüksek teknik VMAT olarak bulundu.

Yine bir diğer yakın komşuluktaki kritik organlardan olan optik kiazma organının aldığı maksimum doz değerlerine baktığımızda birbirlerine yakın ve beyin sapında olduğu gibi en düşük değer tomoterapi tekniğinde bulundu. En yüksek maksimum doz değerine ise VMAT tekniğinde ulaşılmıştır. Tomoterapi tekniği ortalama doz değerleri açısından anlamlı derecede düşük çıkarken en yüksek ortalama doz VMAT tekniğinde çıkmaktadır. En düşük D_1 doz değerine geldiğimizde en iyi sonucun kayan pencere tekniği ile yapılan planlardan elde edildi.

Sağ optik sinir kritik organında en düşük maksimum doz değeri kayan pencere tekniğinde ve en yüksek maksimum doz değeri ise tomoterapi tekniğinde çıktı. Maksimum doz değeri yüksek olan tomoterapi tekniği beklenildiği gibi D_1 dozunda da yüksek çıktı. D_1 değeri en düşük teknik ise kayan pencere tekniğidir. Ortalama doz değerleri açısından en yüksek değeri VMAT tekniğinde çıkarken en düşük ortalama doz değerine ise kayan pencere tekniğinde ulaşılmıştır.

Sol optik sinir kritik organında maksimum doz değerleri ile D_1 değerleri sağ optik sinir değerlerinin altında çıkması hedef hacmin sağ yerleşimli olmasıyla da ilgilidir. Ortalama doz değerleri açısından baktığımızda en yüksek değere kayan pencere en düşük değere ise tomoterapi tekniğinde ulaşıldı. Maksimum doz değerlerinde ise en yüksek sonuç kayan pencere tekniğinde çıkarken en düşük maksimum doz değeri ise tomoterapi tekniğinde bulundu. En düşük hacmin %1'ini alan doz değeri yine tomoterapi tekniğinde görüldü.

Sağ göz kritik organı için en düşük ortalama doz, maksimum doz ve hacmin yüzde birinin aldığı dozlar açısından en düşük değerler step and shoot tekniği ile yapılan tedavi planları sonucu elde edilmekle beraber bu değerlerin en yükseğine de VMAT tekniğinde ulaşılmıştır.

Hedef hacim karşı tarafında yer alan sol göz de sıralamalar yine sağ göz değerleri gibidir.

Sağ ve sol kohlea organlarında limit dozlarının aşılması durumunda sağırlık oluşabilmektedir. En düşük ortalama doz değeri kayan pencere tekniği ile yapılan plandan elde edilirken en yüksek ortalama doz değeri ise VMAT tekniğinde elde

edilmiştir. En düşük maksimum doza tomoterapi teknikli plan ulaşırken en yüksek maksimum doz değerine VMAT teknikli plan ile ulaşılmıştır. Teknikler içerisinde en düşük hacmin yüzde birini alan doz değeri kayan pencere ile yapılan plandan elde edilmiştir.

Işınladığımız taraf karşısında yer alan sol kohlea kritik organında doz değerleri sağ kohlea organ değerlerinden az çıkmıştır. Sol kohlea için en düşük ortalama doz değeri step and shoot tekniğinde çıkmasına karşın sonuçlar birbirine yakındır. Yine sağ kohleada olduğu gibi en düşük maksimum doz değerinde tomoterapi ile ulaşılırken en yüksek maksimum doz değeri kayan pencere tekniği ile yapılan plan ile ulaşılmıştır. Hacmin yüzde birini alan doz açısından en düşük değere sahip teknik ise VMAT tekniğidir.

Glioblastoma mutiforme kanseri ışınlamalarında hedef hacim dokularına yakın komşuluktaki hipofiz organı için ortalama doz değerlerine baktığımızda hem ortalama doz hem de maksimum doz açısından en düşük değerin anlamlı derecede tomoterapi tekniğinde olduğunu görüyoruz. Bu dozlar için en yüksek değere sahip tedavi tekniği ise VMAT'tır.

Pankreas bölgesine ait tedavi tekniklerinden elde edilen planlardan ortaya çıkan hedef hacim dokusunun (PTV50) aldığı maksimum, minimum, ortalama ve hacmin %95'inin aldığı dozlar ile kritik organlardan sağ böbrek, sol böbrek ve karaciğer'in aldığı ortalama doz ile sırasıyla 10, 20, 30 Gy doz alan hacimleri; medulla spinalis için ise ortalama ve maksimum dozlar gibi bazı dozimetrik sonuçları aşağıda verilmiştir.

Pankreas kanseri için tanımlanan hedef hacim dozu olan 50 Gy'in %95 hacim değer kapsamasında en iyi değere sahip teknik anlamlı derecede tomoterapi tekniği iken diğer teknikler sırasıyla VMAT, kayan pencere ve step and shoot bunun altında ve birbirlerine yakın değerdedirler. Yine ortalama dozlar açısından bütün teknikler D_{95} değerleri sıralamasındadırlar. Bunun yanında en düşük maksimum doz değerine sahip teknik tomoterapi iken en yüksek maksimum doz değerine sahip teknik ise step and shoot tekniğidir. Hedef hacim içerisinde en yüksek minimum doz değerine gelirsek karşımıza çıkan teknik VMAT ve ondan sonra ona çok yakın olan tomoterapi tekniği karşımıza çıkar.

Sağ böbrek ve sol böbrek hedef dokunun hemen altında ve hedef dokuya çok yakın iki kritik organdır. Ortalama doz değerleri açısından en düşükten en yüksek

değere doğru tomoterapi, step and shoot, kayan pencere ve VMAT teknikleri kullanılarak yapılan planlardan elde edilen değerlerdir. Tomoterapi tekniği hedef hacim kapsaması açısından çok daha iyi sonuçlar vermesine karşın hacmin 10,2 0 ve 30 Gy doz alan değerleri açısından diğer tekniklerden yüksek çıkmıştır. 10 ve 20 Gy doz alan hacimler içerisinde en düşük değere sahip teknik step and shoot iken 30 Gy doz alan hacim için en düşük değere sahip teknik ise VMAT tekniğidir.

Sol böbrek açısından en düşük ortalama doz değerine sahip teknik step and shoot tekniği iken en yüksek değerler ise birbirine eşit kayan pencere ve VMAT teknikleridir. 10 ve 20 Gy doz alan hacim değerlerinde en yüksek değerler tomoterapi tekniğinde çıkmışken en düşük değerler ise step and shoot tekniğinde çıkmıştır. Daha yüksek doz olan 30 Gy alan hacim için en düşük değer ise VMAT tekniği ile yapılan planlardan elde edilmiştir.

Pankreas ışınlamasında bir diğer yakın komşuluktaki kritik organ olan karaciğere geldiğimizde yine en düşük ortalama doz tomoterapi tekniğinde çıkmıştır. En yüksek ortalama doza sahip teknik ise kayan pencere tekniğidir. Karaciğer için elde edilen 10, 20 ve 30 Gy doz alan hacim değerleri yine tomoterapi tekniğinde yüksek iken en düşük değerler VMAT tekniğindedir.

Son olarak pankreas ışınlamalarında yakın komşuluktaki bir diğer organ medulla spinalistir. Bütün teknikler ile yapılan planlardan elde edilen sonuçlarda maksimum doz değerleri birbirlerine çok yakın ve 40 Gy'in altında çıkmıştır. Organın aldığı ortalama doz değerleri ise büyükten küçüğe kayan pencere, step and shoot, VMAT ve tomoterapi teknikleri ile elde edilirken değerler yine birbirine çok yakındır.

5.2. Öneriler

Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcı cihazları ve bunların tedavi uygulama yöntemleri ticari olarak farklılıklar göstermekle birlikte hasta hedef dokusuna en doğru dozu hızlı, güvenli ve etkin verirken kritik organları daha iyi koruyacak şekilde uygulamada farklılıklar göstermektedirler. Çalışmada kullanılan üç farklı lineer hızlandırıcı için yaptığımız yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarından elde ettiğimiz sonuçlara baktığımızda farklı yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılan tekniklerin birbirine göre tedavi kalitesi, ışınlama zamanları, kalite kontrol yöntemi ve uygulama süresi gibi farklılıklar göstermektedir. Kanser tedavisi uygulayan klinikler hasta

yoğunluğu ve çeşitliliğine göre kendilerine uygun tedavi tekniğini kullanmalı ve eğer yoksa hedefler doğrultusunda lineer hızlandırıcı cihazlarını temin etmeye çalışmalıdırlar.

KAYNAKLAR

Baskar, R., Lee, K. A., Yeo, R. ve Yeoh, K.-W., 2012, Cancer and radiation therapy: current advances and future directions, *International journal of medical sciences*, 9 (3), 193.

Bedford, J. L., Nordmark Hansen, V., McNair, H. A., Aitken, A. H., Brock, J. E., Warrington, A. P. ve Brada, M., 2008, Treatment of lung cancer using volumetric modulated arc therapy and image guidance: a case study, *Acta Oncologica*, 47 (7), 1438-1443.

Bedford, J. L., Lee, Y. K., Wai, P., South, C. P. ve Warrington, A. P., 2009, Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification, *Physics in Medicine & Biology*, 54 (9), N167.

Begg, A. C., Stewart, F. A. ve Vens, C., 2011, Strategies to improve radiotherapy with targeted drugs, *Nature Reviews Cancer*, 11 (4), 239.

Bohsung, J., 2004, The 2D-ARRAY seven29 a new way of dosimetric verification of IMRT beams, *available on PTW web site*.

Carrie, C., Ginestet, C., Bey, P., Aletti, P., Haie-Meder, C., Briot, E., Resbeut, M., Coste, G., Chauvel, P. ve Brassard, N., 1995, Conformal radiation therapy. Federation nationale des centres de lutte contre le cancer (FNCLCC), *Bulletin du cancer*, 82 (5), 325-330.

Ceylan, C., Hande, B., Kilic, A., KÜÇÜK, N., GÜDEN, M. ve ENGİN, K., 2009, Evaluation of dosimetric performance of "Siemens ONCOR" linear accelerator with small monitor unit values and small segment sizes and consistency with treatment planning system, *TURKISH JOURNAL OF ONCOLOGY*, 24 (2).

CEYLAN, C., KÜÇÜK, N., AYATA, H. B., KILIÇ, A., GÜDEN, M. ve ENGİN, K., 2010, Lokalize prostat kanserli hastalarda IMRT ve CyberKnife tedavi planlarının dozimetrik ve fiziksel olarak karşılaştırılması, *Türk Onkoloji Dergisi*, 25 (3), 93-103.

Constantinou, C., Harrington, J. C. ve DeWerd, L. A., 1992, An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers, *Medical Physics*, 19 (2), 325-327.

De Meerleer, G., Vakaet, L., Meersschout, S., Villeirs, G., Verbaeys, A., Oosterlinck, W. ve De Neve, W., 2004, Intensity-modulated radiotherapy as primary treatment for prostate cancer: acute toxicity in 114 patients, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 60 (3), 777-787.

De Meerleer, G. O., Vakaet, L. A., De Gersem, W. R., De Wagter, C., De Naeyer, B. ve De Neve, W., 2000, Radiotherapy of prostate cancer with or without intensity modulated beams: a planning comparison, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 47 (3), 639-648.

Ezzell, G. A., Galvin, J. M., Low, D., Palta, J. R., Rosen, I., Sharpe, M. B., Xia, P., Xiao, Y., Xing, L. ve Cedric, X. Y., 2003, Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee, *Medical Physics*, 30 (8), 2089-2115.

Feuvret, L., Noël, G., Mazeron, J.-J. ve Bey, P., 2006, Conformity index: a review, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 64 (2), 333-342.

Fuangrod, T., Rowshanfarzad, P., Greer, P. B. ve Middleton, R. H., 2015, A cine-EPID based method for jaw detection and quality assurance for tracking jaw in IMRT/VMAT treatments, *Physica Medica*, 31 (1), 16-24.

Georg, D., Nyholm, T., Olofsson, J., Kjær-Kristoffersen, F., Schnekenburger, B., Winkler, P., Nyström, H., Ahnesjö, A. ve Karlsson, M., 2007, Clinical evaluation of monitor unit software and the application of action levels, *Radiotherapy and oncology*, 85 (2), 306-315.

Group, I. M. R. T. C. W., 2001, Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 51 (4), 880-914.

Guckenberger, M., Richter, A., Krieger, T., Wilbert, J., Baier, K. ve Flentje, M., 2009, Is a single arc sufficient in volumetric-modulated arc therapy (VMAT) for complex-shaped target volumes?, *Radiotherapy and oncology*, 93 (2), 259-265.

Herman, T. D. L. F., Schnell, E., Young, J., Hildebrand, K., Algan, Ö., Syzek, E., Herman, T. ve Ahmad, S., 2013, Dosimetric comparison between IMRT delivery modes: Step-and-

shoot, sliding window, and volumetric modulated arc therapy—for whole pelvis radiation therapy of intermediate-to-high risk prostate adenocarcinoma, *Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India*, 38 (4), 165.

İnanç, K., Maral, Ö., Karaçetin, D., Uyanoğlu, A. ve İncekara, O., Nazofarenks Kanserinde Tedavi Yaklaşımımız ve Sonuçlarımız, *Şişli Etfal Tıp Bülteni*, 34 (2), 19-22.

Jursinic, P. A., Sharma, R. ve Reuter, J., 2010, MapCHECK used for rotational IMRT measurements: step-and-shoot, TomoTherapy, RapidArc, *Medical Physics*, 37 (6Part1), 2837-2846.

Kjaer-Kristoffersen, F., Ohlhues, L., Medin, J. ve Korreman, S., 2009, RapidArc volumetric modulated therapy planning for prostate cancer patients, *Acta Oncologica*, 48 (2), 227-232.

Kupelian, P. A., Ciezki, J., Reddy, C. A., Klein, E. A. ve Mahadevan, A., 2008, Effect of increasing radiation doses on local and distant failures in patients with localized prostate cancer, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 71 (1), 16-22.

Lee, N., Xia, P., Quivey, J. M., Sultanem, K., Poon, I., Akazawa, C., Akazawa, P., Weinberg, V. ve Fu, K. K., 2002, Intensity-modulated radiotherapy in the treatment of nasopharyngeal carcinoma: an update of the UCSF experience, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 53 (1), 12-22.

Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S. ve Purdy, J. A., 1998, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Medical Physics*, 25 (5), 656-661.

Mans, A., Remeijer, P., Olaciregui-Ruiz, I., Wendling, M., Sonke, J.-J., Mijnheer, B., van Herk, M. ve Stroom, J. C., 2010, 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry, *Radiotherapy and oncology*, 94 (2), 181-187.

Molloy, J., Sheng, K. ve Read, P., 2005, IMRT Dosimetry of the Head and Neck: a Comparison of Treatment Plans Using Linac-Based IMRT and Helical Tomotherapy, *International Journal of Radiation Oncology• Biology• Physics*, 63, S359-S360.

Mooslechner, M., Mitterlechner, B., Weichenberger, H., Huber, S., Sedlmayer, F. ve Deutschmann, H., 2013, Analysis of a free-running synchronization artifact correction for MV-imaging with aSi:H flat panels, *Medical Physics*, 40 (3), 031906.

Moyers, M., Miller, D., Siebers, J., Galindo, R., Sun, S., Sardesai, M. ve Chan, L., 1992, Water equivalence of various materials for 155 to 250 MeV protons, *Med. Phys*, 19 (3), 829.

Murthy, V., Master, Z., Gupta, T., Ghosh-Laskar, S., Budrukkar, A., Phurailatpam, R. ve Agarwal, J., 2010, Helical tomotherapy for head and neck squamous cell carcinoma: Dosimetric comparison with linear accelerator-based step-and-shoot IMRT, *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, 6 (2), 194-198.

Nelms, B. E. ve Simon, J. A., 2007, A survey on planar IMRT QA analysis, *Journal of applied clinical medical physics*, 8 (3), 76-90.

Pathak, P., Mishra, P. ve Birbiya, N., 2015, Dosimetric Study on Variations o f Gamma Index (GI) in Pre-Treatment Verification Procedure in Intensit y Modulated Radiotherapy (IMRT) Plans with Varying Grid Sizes Using 2D Arra y Detectors, *J Cancer Sci Ther*, 7, 161-166.

Pawlicki, T., Yoo, S., Court, L. E., McMillan, S. K., Rice, R. K., Russell, J. D., Pacyniak, J. M., Woo, M. K., Basran, P. S. ve Shoales, J., 2008, Moving from IMRT QA measurements toward independent computer calculations using control charts, *Radiotherapy and oncology*, 89 (3), 330-337.

Peeters, S. T., Heemsbergen, W. D., van Putten, W. L., Slot, A., Tabak, H., Mens, J. W., Lebesque, J. V. ve Koper, P. C., 2005, Acute and late complications after radiotherapy for prostate cancer: results of a multicenter randomized trial comparing 68 Gy to 78 Gy, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 61 (4), 1019-1034.

Petrova, D., Smickovska, S. ve Lazarevska, E., 2017, Conformity Index and Homogeneity Index of the Postoperative Whole Breast Radiotherapy, *Open access Macedonian journal of medical sciences*, 5 (6), 736.

Pollack, A., Zagars, G. K., Smith, L. G., Lee, J. J., von Eschenbach, A. C., Antolak, J. A., Starkschall, G. ve Rosen, I., 2000, Preliminary results of a randomized radiotherapy

dose-escalation study comparing 70 Gy with 78 Gy for prostate cancer, *Journal of Clinical Oncology*, 18 (23), 3904-3911.

Richmond, N. D., Turner, R. N., Dawes, P. J., Lambert, G. D. ve Lawrence, G. P., 2003, Evaluation of the dosimetric consequences of adding a single asymmetric or MLC shaped field to a tangential breast radiotherapy technique, *Radiotherapy and oncology*, 67 (2), 165-170.

Rodrigues, G., Yartsev, S., Chen, J., Wong, E., D'Souza, D., Lock, M., Bauman, G., Grigorov, G. ve Kron, T., 2006, A comparison of prostate IMRT and helical tomotherapy class solutions, *Radiotherapy and oncology*, 80 (3), 374-377.

Rosenwald, J., Gaboriaud, G. ve Pontvert, D., 1999, Conformal radiotherapy: Principles and classification, *Cancer radiotherapie: journal de la Societe francaise de radiotherapie oncologique*, 3 (5), 367-377.

Schneider, U., Pedroni, E. ve Lomax, A., 1996, The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning, *Physics in Medicine & Biology*, 41 (1), 111.

Scott-Brown, M., Miah, A., Harrington, K. ve Nutting, C., 2010, Evidence-based review: quality of life following head and neck intensity-modulated radiotherapy, *Radiotherapy and oncology*, 97 (2), 249-257.

Shaw, E., Kline, R., Gillin, M., Souhami, L., Hirschfeld, A., Dinapoli, R. ve Martin, L., 1993, Radiation Therapy Oncology Group: radiosurgery quality assurance guidelines, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 27 (5), 1231-1239.

Sheng, K., Molloy, J. A. ve Read, P. W., 2006, Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) dosimetry of the head and neck: a comparison of treatment plans using linear accelerator–based IMRT and helical tomotherapy, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 65 (3), 917-923.

South, C., Khoo, V., Naismith, O., Norman, A. ve Dearnaley, D., 2008, A comparison of treatment planning techniques used in two randomised UK external beam radiotherapy trials for localised prostate cancer, *Clinical oncology*, 20 (1), 15-21.

Starkschall, G., Steadham, R., Wells, N., O'Neill, L., Miller, L. ve Rosen, I., 2000, Monitor unit calculations as part of beam commissioning for a radiation treatment planning system, *Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No. 00CH37143)*, 1187-1190.

Stern, R. L., Heaton, R., Fraser, M. W., Goddu, S. M., Kirby, T. H., Lam, K. L., Molineu, A. ve Zhu, T. C., 2011, Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: report of AAPM Task Group 114, *Medical Physics*, 38 (1), 504-530.

Tai, D., 2017/03/06, <the verification of mu.pdf>, *Cancer therapy & Oncology International Journal*, 3.

Treutwein, M., Hipp, M., Kölbl, O. ve Bogner, L., 2009, IMRT of prostate cancer, *Strahlentherapie und Onkologie*, 185 (6), 379-383.

Van Esch, A., Clermont, C., Devillers, M., Iori, M. ve Huyskens, D. P., 2007, On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom, *Medical Physics*, 34 (10), 3825-3837.

van Vulpen, M., Field, C., Raaijmakers, C. P., Parliament, M. B., Terhaard, C. H., MacKenzie, M. A., Scrimger, R., Lagendijk, J. J. ve Fallone, B. G., 2005, Comparing step-and-shoot IMRT with dynamic helical tomotherapy IMRT plans for head-and-neck cancer, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 62 (5), 1535-1539.

Verbakel, W. F., Cuijpers, J. P., Hoffmans, D., Bieker, M., Slotman, B. J. ve Senan, S., 2009a, Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 74 (1), 252-259.

Verbakel, W. F., Senan, S., Cuijpers, J. P., Slotman, B. J. ve Lagerwaard, F. J., 2009b, Rapid delivery of stereotactic radiotherapy for peripheral lung tumors using volumetric intensity-modulated arcs, *Radiotherapy and oncology*, 93 (1), 122-124.

Winiecki, J., MorgaŚ, T., Majewska, K. ve Drzewiecka, B., 2009, The gamma evaluation method as a routine QA procedure of IMRT, *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 14, 162-168.

Wolden, S. L., Chen, W. C., Pfister, D. G., Kraus, D. H., Berry, S. L. ve Zelefsky, M. J., 2006, Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) for nasopharynx cancer: update of the Memorial Sloan-Kettering experience, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 64 (1), 57-62.

Wolff, D., Stieler, F., Welzel, G., Lorenz, F., Abo-Madyan, Y., Mai, S., Herskind, C., Polednik, M., Steil, V. ve Wenz, F., 2009, Volumetric modulated arc therapy (VMAT) vs. serial tomotherapy, step-and-shoot IMRT and 3D-conformal RT for treatment of prostate cancer, *Radiotherapy and oncology*, 93 (2), 226-233.

Xia, P. ve Chuang, C., 2003, Patient-specific quality assurance in IMRT, *TR Mackie and J. Palta*.

Zefkili, S., Fancois, P., Mazal, A. ve Giraudz, P., 2007, Dosimetric IMRT plans comparison between helical tomotherapy and linac-based IMRT for head and neck cancer, *Radiotherapy and oncology*, S207-S208.

Zelefsky, M. J., Fuks, Z., Happersett, L., Lee, H. J., Ling, C. C., Burman, C. M., Hunt, M., Wolfe, T., Venkatraman, E. ve Jackson, A., 2000, Clinical experience with intensity modulated radiation therapy (IMRT) in prostate cancer, *Radiotherapy and Oncology*, 55 (3), 241-249.

Zelefsky, M. J., Levin, E. J., Hunt, M., Yamada, Y., Shippy, A. M., Jackson, A. ve Amols, H. I., 2008, Incidence of late rectal and urinary toxicities after three-dimensional conformal radiotherapy and intensity-modulated radiotherapy for localized prostate cancer, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 70 (4), 1124-1129.

Zhang, X., Penagaricano, J., Moros, E. G., Corry, P. M., Yan, Y. ve Ratanatharathorn, V., 2010, Dosimetric comparison of helical tomotherapy and linac-IMRT treatment plans for head and neck cancer patients, *Medical Dosimetry*, 35 (4), 264-268.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Hikmettin DEMİR
Uyruğu : TC
Doğum Yeri ve Tarihi : Midyat / 01.10.1977
Telefon : 05322083406
Faks :
e-mail : hikmettin@yahoo.com

EĞİTİM

Derece		Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	:	Hatay Dörtyol Payas Lisesi	1995
Üniversite	:	Hacettepe Üniversitesi	2004

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2004-2005	Radon Tıbbi Cihazlar	Servis Mühendisi
2005-2006	Ankara Onkoloji Hastanesi	Radyoterapi Fiziği
2007-2010	Aktif Çare Tıbbi Cihazlar	Radyoterapi Fiziği
2011-	N.E.Ü. Meram Tıp Fak. Hastanesi	Öğretim Görevlisi

UZMANLIK ALANI

Nükleer Fizik, Radyoterapi Fiziği

YABANCI DİLLER

İngilizce