



ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLAMALARINDA
YAPRAK KALINLIKLARININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI**

DİLEM ERGÜN
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANA BİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. Gamze Uğurluer

İSTANBUL-2023



ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLAMALARINDA
YAPRAK KALINLIKLARININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI**

DİLEM ERGÜN
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANA BİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. Gamze Uğurluer

İSTANBUL-2023

Anabilim Dalı:	Radyasyon Onkolojisi
Program:	Radyasyon Onkolojisi
Tez Başlığı:	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlamalarında Yaprak Kalınlıklarının Doz Dağılımına Etkisinin Araştırılması
Öğrencinin Adı-Soyadı:	Dilem Ergün
Savunma Sınavı Tarihi:	/ /

Bu tez çalışması jürimiz tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Üye (Jüri Başkanı)

Üye (Tez Danışmanı)

Doç. Dr. Gamze Uğurluer

Acıbadem Mehmet Ali
Aydınlar Üniversitesi

Üye

Üye

Üye

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

15.06.2023

Dilem Ergün

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tez yazma sürecimde bana yol gösteren, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve eğitim aldığım süreç boyunca desteklerini benden esirgemeyen değerli hocam Doç. Dr. Gamze UĞURLUER’e

Yüksek Lisans Eğitimim ve tez yazma sürecimde bana destek olan, tecrübelerini benimle paylaşıp bana yol gösteren ve fikir paylaşımında bulunan Medikal fizik uzmanı değerli hocamlarım Bülent YAPICI, Görkem GÜNGÖR ve Gökhan AYDIN’a

Eğitim sürecim boyunca bilgi ve tecrübeleriyle desteklerini hep hissettiğim tüm Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalında görev yapan kıymetli hocalarıma ve çalışanlarına,

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans eğitim döneminde beraber olduğum değerli arkadaşlarıma,

Tezim süresince her zaman yanımda olan canım aileme,

Teşekkür ederim...

.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	iii
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMA VE SİMGELER LİSTESİ	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
RESİMLER LİSTESİ.....	xiii
TABLolar LİSTESİ.....	xiv
ÖZET.....	1
ABSTRACT	2
1 GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
2 GENEL BİLGİLER	5
2.1 Radyoterapi Nedir?	5
2.2 Linear Hızlandırıcılar	5
2.2.1 Kolimatör yapısı.....	8
2.2.1.1 Birincil sabit kolimatörler	8
2.2.1.2 İkincil kolimatörler	8
2.2.1.3 Çok yapraklı kolimatörler	8
2.2.1.4 Çok yapraklı kolimatörlerin fiziksel özellikleri.....	9
2.2.1.5 Çok yapraklı kolimatörlerin dozimetrik özellikleri	11
2.2.1.5.1 Dozimetrik yaprak aralığı	14
2.2.1.5.2 Yaprak geçirgenliği	15
2.2.1.5.3 Tongue-groove etkisi	16
2.3 Farklı Anatomik Bölgelerde Radyoterapi Uygulamaları	17
2.3.1 Prostat kanseri tedavisinde radyoterapi.....	17
2.3.2 Nazofarenks kanseri tedavisinde radyoterapi.....	17
2.3.3 Larenks kanseri tedavisinde radyoterapi.....	18
3 GEREÇ VE YÖNTEM	19
3.1 Araç ve Gereçler	19
3.1.1 Siemens somatom force bilgisayarlı tomografi cihazı	19
3.1.2 Varian TrueBeam HD ÇYK lineer hızlandırıcılar	20
3.1.3 Varian TrueBeam millennium ÇYK lineer hızlandırıcılar	20
3.1.4 Eclipse (varian medical systems) 13.6 tedavi planlama sistemi.....	21
3.1.5 IBM SPSS (versiyon 26.0) istatistik programı	21
3.1.6 Microsoft excel programı	22

3.2	Yöntem.....	22
3.2.1	Lokal prostat bölgesi planlaması.....	24
3.2.2	Pelvik lenf nodu ve prostat bölgesi planlaması	26
3.2.3	Nazofarenks bölgesi planlaması	29
3.2.4	Glottik larenks bölgesi planlaması	31
4	BULGULAR	33
4.1	Lokal Prostat Tedavisi için Plan Bulguları	33
4.1.1	Lokal prostat tedavisinde PTV maksimum için bulgular	34
4.1.2	Lokal prostat tedavisinde PTV ortalama için bulgular	35
4.1.3	Lokal prostat tedavisinde rektum için %60 (D60) bulguları.....	36
4.1.4	Lokal prostat tedavisinde rektum için %35 (D35) bulguları.....	37
4.2	Lokal prostat tedavisinde rektum için %17 (D17) bulguları.....	38
4.2.1	Lokal prostat tedavisinde mesane için %25 (D25) bulguları.....	39
4.2.2	Lokal prostat tedavisinde mesane için %50 (D50) bulguları.....	40
4.2.3	Lokal prostat tedavisinde sağ femur %10 (D10) bulguları.....	41
4.2.4	Lokal prostat tedavisinde sol femur %10 (D10) bulguları	42
4.2.5	Lokal prostat tedavisinde MU bulguları	43
4.3	Pelvik Lenf nodu ve Prostat Tedavisi Bulguları	43
4.3.1	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde PTV maks bulguları	44
4.3.2	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde PTV45 maksimum bulguları.....	45
4.3.3	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde PTV ortalama bulguları	46
4.3.4	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde PTV45 ortalama bulguları	47
4.3.5	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde PTV45 D95 bulguları.....	48
4.3.6	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde rektum için %60 (D60) bulguları.	49
4.3.7	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde rektum için %35 (D35) bulguları.	50
4.3.8	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde rektum için %17 (D17) bulguları.	51
4.3.9	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde mesane için %50 (D50) bulguları.	52
4.3.10	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde mesane için %25 (D25) bulguları	53
4.3.11	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde sağ femur %10 (D10) bulguları..	54
4.3.12	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde sol femur %10 (D10) bulguları55	
4.3.13	Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde MU bulguları.....	56
4.4	Nazofarenks Bölgesi Plan Bulguları.....	57
4.4.1	Nazofarenks tedavisinde PTV70maks bulguları.....	57
4.4.2	Nazofarenks tedavisinde PTV60 lenf nodu maksimum bulguları	58
4.4.3	Nazofarenks tedavisinde PTV60 tümör maksimum bulguları.....	59
4.4.4	Nazofarenks tedavisinde PTV56 maksimum bulguları.....	60
4.4.5	Nazofarenks tedavisinde PTV70 ortalama bulguları	61
4.4.6	Nazofarenks tedavisinde PTV 60 lenf nodu ortalama bulguları	62
4.4.7	Nazofarenks Tedavisinde PTV60 tümör ortalama bulguları	63
4.4.8	Nazofarenks Tedavisinde PTV56 ortalama bulguları.....	64

4.4.9	Nazofarenks tedavisinde PTV60 lenf nodu D95 bulguları.....	65
4.4.10	Nazofarenks tedavisinde PTV56 D95 bulguları.....	66
4.4.11	Nazofarenks tedavisinde beyin sapı maksimum doz bulguları.....	67
4.4.12	Nazofarenks tedavisinde sağ optik sinir maksimum doz bulguları.....	68
4.4.13	Nazofarenks tedavisinde sol optik sinir maksimum doz bulguları	69
4.4.14	Nazofarenks tedavisinde sağ lens maksimum doz bulguları.....	70
4.4.15	Nazofarenks tedavisinde sol lens maksimum doz bulguları	71
4.4.16	Nazofarenks tedavisinde spinal kanal maksimum doz bulguları	72
4.4.17	Nazofarenks tedavisinde sağ göz ortalama doz bulguları.....	73
4.4.18	Nazofarenks tedavisinde sol göz ortalama doz bulguları.....	74
4.4.19	Nazofarenks tedavisinde sağ parotis ortalama doz bulguları.....	75
4.4.20	Nazofarenks tedavisinde sol parotis ortalama doz bulguları.....	76
4.4.21	Nazofarenks tedavisinde sağ kohlea ortalama doz bulguları	77
4.4.22	Nazofarenks tedavisinde sol kohlea ortalama doz bulguları	78
4.4.23	Nazofarenks tedavisinde mandibula maksimum doz bulguları	79
4.4.24	Nazofarenks tedavisinde oral kavite ortalama bulguları.....	80
4.4.25	Nazofarenks tedavisinde özefagus ortalama bulguları	81
4.4.26	Nazofarenks tedavisinde larenks ortalama bulguları.....	82
4.4.27	Nazofarenks tedavisinde MU bulguları	83
4.5	Glottik Larenks Bölgesi Plan Bulguları.....	84
4.5.1	Glottik larenks tedavisinde PTV maksimum bulguları	84
4.5.2	Glottik larenks tedavisinde PTV ortalama bulguları.....	85
4.5.3	Glottik larenks tedavisinde GTV maksimum bulguları.....	86
4.5.4	Glottik larenks tedavisinde GTV ortalama bulguları	87
4.5.5	Glottik larenks tedavisinde karotis sağ maksimum bulguları.....	88
4.5.6	Glottik larenks tedavisinde karotis sol maksimum bulguları.....	89
4.5.7	Glottik larenks tedavisinde karotis sol ortalama bulguları	90
4.5.8	Glottik larenks tedavisinde karotis sağ ortalama bulguları	91
4.5.9	Glottik larenks tedavisinde özefagus maksimum bulguları.....	92
4.5.10	Glottik larenks tedavisinde özefagus ortalama bulguları	93
4.5.11	Glottik larenks tedavisinde spinal kanal maksimum bulguları.....	94
4.5.12	Glottik larenks tedavisinde mu bulguları.....	95
5	TARTIŞMA.....	96
6	SONUÇ	100
7	KAYNAKLAR.....	102
8	ÖZGEÇMİŞ	105

KISALTMA VE SİMGELER LİSTESİ

ABD	Amerika Birleşik Devletleri
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
DLG	Dose Leaf Gap
DSÖ	Dünya Sağlık Örgütü
DVH	Doz-Volum Histogramı
HD-ÇYK	High Definition Çok Yapraklı Kolimatör
HU	Hounsfield Unit
IGRT	Image Guided Radiotherapy
LMC	Leaf Motion Calculator
M-ÇYK	Millenium Çok Yapraklı Kolimatör
NFK	Nazofarenks Kanseri
PSA	Prostat Spesifik Antijen
SBRT	Stereotactic Body Radiotherapy
SRS	Stereotactic Radiosurgery
3BKRT	Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
WHO	World Health Organization
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Lineer hızlandırıcı şeması	6
Şekil 2. Çok yapraklı kolimatörlerin dizilişi	10
Şekil 3. Varian medical systems, Palo Alto, CA hızlandırıcılarına ait ÇYK tasarımı l l	
Şekil 4. Elekta, Varian ve Siemens linear hızlandırıcılarına ait ÇYK tasarımları.	11
Şekil 5. Elekta Siemens Varian cihazlarına ait penumbra karşılaştırması	12
Şekil 6. 6MV enerjide Dmax derinliğinde 10x10 alan için penumbra genişlikleri....	13
Şekil 7. a) Üç farklı üreticinin ÇYK tasarımının konumları. b) Sızıntıları etkileyen yaprak tasarımları.....	13
Şekil 8. Dozimetrik yaprak aralığı	14
Şekil 9. ÇYK geçirgenliğinin şematik gösterimi	15
Şekil 10. Tongue and Groove.....	16
Şekil 11. Varian TrueBeam HD ÇYK.....	20
Şekil 12. Varian TrueBeam millenium ÇYK.....	21
Şekil 13. Nazofarenks	23
Şekil 14. Lokal prostat	23
Şekil 15. Pelvik lenf nodu ve Prostat	23
Şekil 16. Larenks.....	23
Şekil 17. Lokal prostat planı model görüntüsü	24
Şekil 18. Lokal prostat planı DVH görüntüsü.....	25
Şekil 19. Lokal prostat planı model görüntüsü	26
Şekil 20. Asimetrik kolimatör tekniği.....	27
Şekil 21. Pelvik lenf nodu ve prostat planlama DVH görüntüsü	28
Şekil 22. Nazaofarenks bölgesi planlaması model görüntüsü.....	29

Şekil 23. Nazofarenks planlaması DVH görüntüsü	30
Şekil 24. Larenks planlaması model görüntüsü	31
Şekil 25. Larenks planlaması DVH görüntüsü.....	32
Şekil 26. Üç farklı teknik için PTVmaks değerlerinin dağılımı.....	34
Şekil 27. Üç farklı teknik için PTV değerlerinin dağılımı	35
Şekil 28. Üç farklı teknik için rektum %60 (D60) değerlerinin dağılımı	36
Şekil 29. Üç farklı teknik için rektum %35 (D35) değerlerinin dağılımı	37
Şekil 30. Üç farklı teknik için rektum %17 (D17) değerlerinin dağılımı	38
Şekil 31. Üç farklı teknik için Mesane için %25 (D25) değerlerinin dağılımı	39
Şekil 32. Üç farklı teknik için Mesane için %50 (D50) değerlerinin dağılımı	40
Şekil 33. Üç farklı teknik için sağ femur için %10 (D10) değerlerinin dağılımı	41
Şekil 34. Üç farklı teknik için sol femur için %10 (D10) değerlerinin dağılımı.....	42
Şekil 35. Üç farklı teknik için MU değerlerinin dağılımı	43
Şekil 36. Üç farklı teknik için PTV maks değerlerinin dağılımı.....	44
Şekil 37. Üç farklı teknik için PTV45 maks değerlerinin dağılımı.....	45
Şekil 38. Üç farklı teknik için PTV değerlerinin dağılımı	46
Şekil 39. Üç farklı teknik için PTV45 ortalama değerlerinin dağılımı	47
Şekil 40. Üç farklı teknik için PTV45 D95 değerlerinin dağılımı	48
Şekil 41. Üç farklı teknik için Rektum için %60 (D60) değerlerinin dağılımı	49
Şekil 42. Üç farklı teknik için Rektum için %35 (D35) değerlerinin dağılımı	50
Şekil 43. Üç farklı teknik için Rektum için %17 (D17) değerlerinin dağılımı	51
Şekil 44. Üç farklı teknik için Mesane için %50 (D50) değerlerinin dağılımı	52
Şekil 45. Üç farklı teknik için Mesane için %25 (D25) değerlerinin dağılımı	53
Şekil 46. Üç farklı teknik için sağ femur için %10 (D10) değerlerinin dağılımı	54

Şekil 47. Üç farklı teknik için sol femur için %10 (D10) değerlerinin dağılımı.....	55
Şekil 48. Üç farklı teknik için MU değerlerinin dağılımı	56
Şekil 49. Üç farklı teknik için PTV70maks değerlerinin dağılımı.....	57
Şekil 50. Üç farklı teknik için PTV60 N maks değerlerinin dağılımı.....	58
Şekil 51. Üç farklı teknik için PTV 60Tmaks değerlerinin dağılımı	59
Şekil 52. Üç farklı teknik için PTV56Maks değerlerinin dağılımı	60
Şekil 53. Üç farklı teknik için PTV70ort değerlerinin dağılımı.....	61
Şekil 54. Üç farklı teknik için PTV60 Nort değerlerinin dağılımı.....	62
Şekil 55. Üç farklı teknik için PTV60 Tort değerlerinin dağılımı	63
Şekil 56. Üç farklı teknik için PTV56ort değerlerinin dağılımı.....	64
Şekil 57. Üç farklı teknik için PTV60N D95 değerlerinin dağılımı	65
Şekil 58. Üç farklı teknik için PTV56 D95 değerlerinin dağılımı	66
Şekil 59. Üç farklı teknik için beyin sapı maks değerlerinin dağılımı.....	67
Şekil 60. Üç farklı teknik için Sağ Optik Sinir maksimum değerlerinin dağılımı	68
Şekil 61. Üç farklı teknik için sol optik sinir maksimum değerlerinin dağılımı	69
Şekil 62. Üç farklı teknik için Sağ lens maksimum değerlerinin dağılımı	70
Şekil 63. Üç farklı teknik için Sol lens maksimum değerlerinin dağılımı	71
Şekil 64. Üç farklı teknik için Spinal kanal maksimum değerlerinin dağılımı	72
Şekil 65. Üç farklı teknik için sağ göz ortalama değerlerinin dağılımı.....	73
Şekil 66. Üç farklı teknik için sol göz ortalama değerlerinin dağılımı	74
Şekil 67. Üç farklı teknik için sağ parotis ortalama değerlerinin dağılımı	75
Şekil 68. Üç farklı teknik için sol parotis ortalama değerlerinin dağılımı	76
Şekil 69. Üç farklı teknik için sağ kohlea ortalama değerlerinin dağılımı.....	77
Şekil 70. Üç farklı teknik için sol kohlea ortalama değerlerinin dağılımı	78

Şekil 71. Üç farklı teknik için Mandibula maksimum değerlerinin dağılımı.....	79
Şekil 72. Üç farklı teknik için oral kavite ortalama değerlerinin dağılımı.....	80
Şekil 73. Üç farklı teknik için özefagus ortalama değerlerinin dağılımı	81
Şekil 74. Üç farklı teknik için larenks ortalama değerlerinin dağılımı	82
Şekil 75. Üç farklı teknik için MU değerlerinin dağılımı	83
Şekil 76. Üç farklı teknik için PTVmaks değerlerinin dağılımı.....	84
Şekil 77. Üç farklı teknik için PTV ortalama değerlerinin dağılımı	85
Şekil 78. Üç farklı teknik için GTVMaks değerlerinin dağılımı.....	86
Şekil 79. Üç farklı teknik için GTV ortalama değerlerinin dağılımı	87
Şekil 80. Üç farklı teknik için karotis sağ maksimum değerlerinin dağılımı.....	88
Şekil 81. Üç farklı teknik için karotis sol maksimum değerlerinin dağılımı	89
Şekil 82. Üç farklı teknik için karotis sol ortalama değerlerinin dağılımı	90
Şekil 83. Üç farklı teknik için karotis sağ ortalama değerlerinin dağılımı	91
Şekil 84. Üç farklı teknik için özefagus maksimum değerlerinin dağılımı.....	92
Şekil 85. Üç farklı teknik için özefagus değerlerinin dağılımı	93
Şekil 86. Üç farklı teknik için spinal kanal maksimum değerlerinin dağılımı.....	94
Şekil 87. Üç farklı teknik için MU değerlerinin dağılımı	95

RESİMLER LİSTESİ

Resim 1. Çok yapraklı kolimatör bloğu	9
Resim 2. Siemens somatom force bilgisayarlı tomografi cihazı	19



TABLolar LİSTESİ

Tablo 1. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planları için hedef maksimum dozun (PTVmaks) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	34
Tablo 2. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planları için hedef ortalama dozun (PTVOrt) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	35
Tablo 4. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK teknikleri ile yapılan tedavi planlarında rektum için %60 (D60) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	36
Tablo 5. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Rektum için %35 (D35) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	37
Tablo 6. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Rektum için %17 (D17) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	38
Tablo 7. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Mesane için %25 (D25) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	39
Tablo 8. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Mesane için %50 (D50) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	40
Tablo 9. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sağ Femur %10 (D10) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	41
Tablo 10. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sol Femur %10 (D10) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	42
Tablo 11. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında MU minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy).....	43
Tablo 12. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTVmaks minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	44
Tablo 13. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV45 Maks minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	45

Tablo 14. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy).....	46
Tablo 15. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV45 ortalama minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)47	
Tablo 16. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV45 D95 minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	48
Tablo 17. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Rektum için %60 (D60) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	49
Tablo 18. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Rektum için %35 (D35) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	50
Tablo 19. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Rektum için %17 (D17) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	51
Tablo 20. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Mesane için %50 (D50) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	52
Tablo 21. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Mesane için %25 (D25) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	53
Tablo 22. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sağ Femur %10 (D10) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	54
Tablo 23. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sol Femur %10 (D10) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	55
Tablo 24. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK teknikleri ile yapılan tedavi planlarında MU minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy).....	56
Tablo 25. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV70maks minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	57
Tablo 26. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV60 LN maksimum minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	58

Tablo 27. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV60 T Maks, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy).....	59
Tablo 28. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV56Maks için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)60	
Tablo 29. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV70ort minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy).	61
Tablo 30. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV60 LNOrt minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy).	62
Tablo 31. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV60 Tort minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	63
Tablo 32. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV56ort minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	64
Tablo 33. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV60 LN D95 minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)65	
Tablo 34. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV56 D95 minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	66
Tablo 35. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Beyin sapı maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	67
Tablo 36. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sağ optik sinir maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	68
Tablo 37. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sol optik sinir maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	69
Tablo 38. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sağ lens maksimummaks dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	70
Tablo 39. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sol lens maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	71
Tablo 40. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Spinal kanal maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	72

Tablo 41. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sağ göz ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	73
Tablo 42. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sol göz ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	74
Tablo 43. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sağ parotis ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	75
Tablo 44. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sol parotis ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	76
Tablo 45. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sağ kohlea ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	77
Tablo 46. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sol kohlea ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	78
Tablo 47. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Mandibula maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	79
Tablo 48. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında oral kavite ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	80
Tablo 49. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Özefagus dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	81
Tablo 50. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında larenks ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	82
Tablo 51. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında MU değerleri için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)83	
Tablo 52. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTVmaks minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	84
Tablo 53. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTVort minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	85

Tablo 54. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında GTVmaks minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	86
Tablo 55. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında GTVort minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy).....	87
Tablo 56. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Karotis Sağ Maksimum için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	88
Tablo 57. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Karotis Sol Maksimum için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	89
Tablo 58. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Karotis sol ortalama için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	90
Tablo 59. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Karotis sağ ortalama için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	91
Tablo 60. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Özefagus maksimum için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy).	92
Tablo 61. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Özefagus ortalama için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	93
Tablo 62. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Spinal kanal maksimum için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)	94
Tablo 63. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında MU için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri	95

ÖZET

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlamalarında Yaprak Kalınlıklarının Doz Dağılımına Etkisinin Araştırılması

Radyoterapinin amacı; kanser hücrelerini ve bazı benign hastalıkları iyonizan radyasyon kullanarak yok etmektir. Aynı zamanda bu işlem sırasında çevre doku ve organları korumak da radyoterapinin temel amacıdır. Radyoterapide çevre sağlıklı doku ve organlara “risk altındaki organlar (RAO)” ismi verilmektedir. RAO mümkün olduğunca korunurken hedefe homojen doz verilir. Günümüzde güçlü işlemciye sahip ve hızlı bilgisayarlar ve yüksek teknolojiye cihazlar sayesinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART), Volümetrik Modülasyonlu Ark Terapi (VMAT) teknikleri gibi komplike tedavi yöntemleri kullanılmaktadır. Volümetrik Modülasyonlu Ark Terapi bir Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi tekniğidir. YART tekniğine ek olarak VMAT tekniğinde gantry açısı değişkendir. Gantry ışınlama sırasında ark şeklinde dönerek tedavi verir. Bu ileri radyoterapi teknikleri sayesinde hedeflenen hacime yüksek dozlar verilirken, RAO dozları olabildiğince düşük tutulmaktadır. Bu çalışmada Varian markasının aynı modelde ürettiği Truebeam linak cihazlarının kolimatör yapılarının farklılıkları ve elde edilen dozimetrik verileri incelenmiştir. Millenium Çok Yapraklı Kolimatör (M ÇYK) ve High Definition Çok Yapraklı Kolimatör (HD ÇYK) sistemleri kullanılarak karşılaştırmalar yapılmıştır. Glottik larenks, nazofarenks, pelvik lenf nodları ve prostat, lokal prostat olmak üzere dört farklı tedavi bölgesi için planlamalar yapılmıştır. Hasta planlarında farklı çok yapraklı kolimatör yapısının ne gibi avantajlarının olduğu saptanmıştır. M ÇYK, HD ÇYK ve HD(C) ÇYK sistemleri arasında PTV değerleri, kritik organlar ve Monitör Unit (MU) değerleri incelendiğinde büyük bir çoğunluğunda anlamlı fark bulunmamıştır. Aralarında anlamlı fark bulunan sistemlerin optimizasyon yönetimine bağlı olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Dozimetrik sonuçlar açısından cihazların birbirlerini yedekleyebileceği ve ihtiyaç anında hastaların farklı cihazlarda aynı plan üzerinden tedavi alabileceği sonucuna ulaştık.

Anahtar Sözcükler: Radyoterapi, volümetrik modülasyonlu ark terapi (VMAT), çok yapraklı kolimatör, risk altındaki organ, prostat.

ABSTRACT

Investigation of the Effect of Leaf Thickness on Dose Distribution in Intensity Modulated Radiotherapy Planning

The purpose of radiation therapy is to destroy cancer cells and some benign diseases using ionizing radiation. At the same time, protecting the surrounding tissues and organs during this procedure is also the main goal of radiation therapy. In radiotherapy, healthy tissues and organs in the environment are called “organs at risk” (OAR). A homogeneous dose is given to the target while OAR is protected as much as possible. Today, thanks to high-speed computers with powerful processors and high-tech devices, complex treatment methods such as Intensity-Modulated Radiotherapy (IMRT), Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) techniques are now used. Volumetric Modulated Arc Therapy is an Intensity-Adjusted Radiotherapy technique. In addition to the YART technique, the gantry angle is variable in the VMAT technique. Gantry gives treatment by rotating in the form of an arc during irradiation. Thanks to these advanced radiotherapy techniques, high doses are given to the targeted volume, while OAR doses are kept as low as possible. In this study, the differences in the collimator structures of the Truebeam linac devices produced by Varian brand in the same model and the dosimetric data obtained were examined. Comparisons were made using Millennium Multi-Leaf Collimator (M MLC) and High-Definition Multi-Leaf Collimator (HD MLC) systems. Plans have been made for four different treatment areas: glottic larynx, nasopharynx, pelvic lymph nodes and prostate, local prostate. It has been determined what advantages the different multi-leaf collimator structure has in patient plans. When PTV values, OAR and Monitor Unit (MU) values were examined between M MLC, HD MLC and HD (C) MLC systems, there was no significant difference in the vast majority of them. It has been concluded that the systems with significant differences between them are dependent on optimization management. In terms of dosimetric results, we have reached the conclusion that the devices can back up each other and that patients can receive treatment on the same plan on different devices at the time of need.

Keywords: Radiotherapy, volumetric modulated arc therapy (VMAT), multi-leaf collimator, organ at risk, prostate.

1 GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde kanser tedavisinde radyoterapi önemli bir rol oynamaktadır. Radyoterapi iyonize radyasyon kullanarak kanserli bölgeyi tedavi etmeyi amaçlamaktadır (1). Radyoterapide kullanılan tekniklerin temel amacı; hedeflenen bölgeye istenilen dozu homojen bir şekilde verirken, hedef bölgenin çevresindeki sağlıklı doku ve organları korumaktır (1,2). Tedaviyi en iyi şekilde verebilmek için son yıllarda teknolojinin gelişmesi ile birlikte pek çok teknik geliştirilmiştir.

Görüntüleme sistemlerinin gelişmesi ile günümüzde üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART), Volumetrik Ark Terapi (VMAT) ve Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (IGRT) gibi ileri tedavi teknikleri kullanılmaktadır.

YART tedavisi çok yapraklı kolimatörlere (ÇYK) sahip lineer hızlandırıcılarla yapılabilir. Doz dağılımını ayarlamak için optimizasyon sistemleri kullanılır. Optimizasyonda hedef hacim ve kritik organlara değerler verilir ve bu verilen değerlere göre doz dağılımı ayarlanır. Sistem doz dağılımını ayarladıktan sonra ÇYK'in nasıl hareket etmesi gerektiğini hesaplar ve ÇYK hareketleri ile doz yoğunluğu ayarlanmış olur. YART tedavisinde sadece ÇYK'in hareketi ile doz dağılımı oluşturulur. VMAT tekniği de bir YART tedavi tekniğidir. VMAT tekniğinde tedavi sırasında ÇYK'in hareketine ek olarak, gantry hasta etrafında bir ark oluşturacak şekilde döner bu sırada gantry hızı ve doz hızı değişkenlik gösterir. Bu sayede doz dağılımı birçok parametre kullanılarak şekillendirilmiş olur.

Plan değerlendirmesi doz volüm histogramı grafiği (DVH) ile yapılır. DVH grafiğinde önceden belirlenmiş olan hedef hacim ve risk altındaki organların (RAO) aldıkları dozlara bakılır. RAO'nun belli bir doz değerinin altında kalması gerekmektedir. Bu değerler her RAO için değişmektedir. Ek olarak genelde hedef hacmin en az %95'lik hacminin reçete edilen dozu alması gerekmektedir.

Farklı kalınlıklarda ve şekildeki çok sayıda ince yaprakların bir araya getirilmesi ve birbirinin içine geçirilmesi ile ÇYK bloğu oluşturulur. Hedef hacim küçük ve düzensiz bir geometride olduğu zaman ÇYK boyutlarının küçük olması doz dağılımını ayarlarken avantaj sağlamaktadır. Günümüzde ÇYK yapılarının geliştirilmesi tedavi planlama sistemlerinin güçlü algoritmaları ve optimizasyonu, ayrıca YART tekniği, VMAT tekniği, IGRT yöntemi ile birlikte radyoterapinin temel hedefine ulaşılabilirliği sağlanabilmektedir.

Bu çalışmada Volümetrik Ark Tedavisi (VMAT) tekniği kullanılarak, Varian Trubeam cihazının iki farklı ÇYK lif kalınlığına sahip cihazlarının lif kalınlıkları farklılıklarının doz dağılımı üzerindeki etkileri incelenmiştir. Değerlendirmelerde hedef hacmin ve RAO'ın aldığı dozlar ve tedavi süresi (MU) açısından sonuçlar karşılaştırılmıştır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Radyoterapi Nedir?

Wilhelm Kondrad Roentgen 1895 senesinde, gaz deşarj tüpünden çıkarak fotoğraf filmini karartan yeni bir ışın buldu. Özellikleri bilinmediği için bunlara X ışınları denildi. Bu buluşla eş zamanlı olarak, 1896 senesinde Antonie Becquerel ve 1898 senesinde Marie Curie uranyum ve radyumun radyoaktif özelliklerini buldular. Bunlar γ ışınları yayan ve X ışınlarına benzeyen doğal radyoaktif izotoplardı (3). Radyasyon yayılan şey demektir. Görünen ışık, radarlar, mikrodalgalar, radyo dalgaları, morötesi dalgalar radyasyon türleridir (4).

Radyoterapi iyonlaştırıcı etkisi olan radyasyonun tedavi amacıyla uygulanması işlemidir. Gelişen teknoloji ve bilgisayar sistemleri ile linaklar, tedavi planlama sistemleri ve radyasyon ışın demetleri şekillendirebilen kolimatör sistemleri günümüzde ileri radyoterapi tekniklerinin kullanımına olanak sağlamıştır.

Radyoterapide yapılmak istenen tümöre reçetelenen dozu verirken, etrafındaki riskli organların ve sağlıklı dokuların minimum dozu almasını ve dozdan zarar görmemesini sağlamaktır (5).

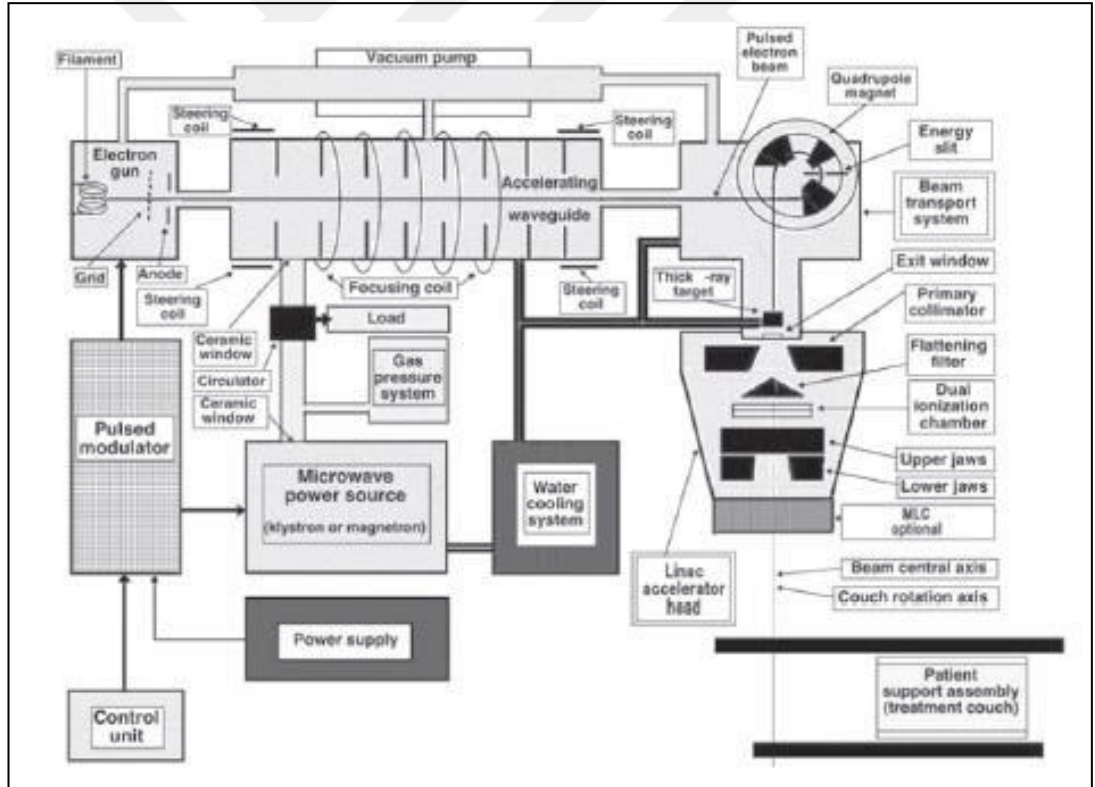
2.2 Linear Hızlandırıcılar

Doğrusal bir tüp içerisinde yüklü parçacıkları ivmelendirmek için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalardan faydalanan sistemlerdir. Bir linear hızlandırıcı cihazında elde edilen yüksek enerjili elektron ışınları cilt tümörlerinin tedavisi için kullanılabilir. Ayrıca bu yüksek enerjili elektronlar bir tungsten hedefe çarptırılması sonucu Ortalamaaya çıkan yüksek enerjili X ışınları, daha girici özelliği sayesinde derin tümörlerin tedavisinde kullanılabilir (6,7).

1928 senesinde İsveçli fizikçi Wideröe tarafından ilk lineer hızlandırıcı cihazı yapıldı. Hemen sonrasında kısa dalga boylu ve yüksek frekanslı osilatörler

geliştirilerek lineer hızlandırıcılarda, elektron hızlandırılmasında kullanıldı. Bu gelişmeler sayesinde farklı enerjilerde X-ışını ve elektron demetleri üretilen cihazlar yapıldı. Bu cihazlar, duran dalga modeli ya da ilerleyen dalga modeli ile çalışmaktadır. İlerleyen dalgalarla çalışan cihazlarda gelen dalganın yansımını önleyen bir system vardır. Bu system Hızlandırıcı tüpün ucunda bulunmakatadır. Duran dalgalarla çalışan cihazlarda ise en fazla yansımayı sağlayabilmek için hızlandırıcı tüpün her iki ucunda yansıma sağlayacak sistemler vardır. 1948'de İngiltere ve 1955'de Amerika'da kurulmuştur. Bu cihazlar ilk mikrodalgalı hızlandırıcılardır ve günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların temelini oluştururlar (5,8).

Lineer hızlandırıcıya ait blok şema, Şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1. Lineer hızlandırıcı şeması (5)

Güç kaynağı, merkezinde katot ve çevresinde anot bulunan silindirik bir yapıya sahip impuls (atma) oluşturan şebeke ağına ve hidrojen thyatron lambalarını içeren modülatöre doğru akım verir. Elektrik akımı bir modülatörde depolanır. Kontrol

sistemi, bu akım yardımıyla magnetron ile belli aralıklarla mikrodalga titreşimleri oluşturur. Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmalar magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına gönderilir. Magnetron, elektromanyetik mikrodalgaları üreten, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren elemanlar olarak görev yapar. 15 MeV'den daha büyük enerjiye sahip elektronlar için klystron kullanılması gerekmektedir. Yüksek derecede vakum uygulanmış tüpler system içerisinde kullanılır (5,8).

Elektron tabancasından çıkan elektronlar Hızlandırıcı tüpe gönderilmeden önce 50 keV'luk enerjiye ulaştırılırlar. Hızlandırıcı tüpe magnetron veya klystrondan çıkan elektromanyetik dalgalar da gönderilir. 50 keV enerji ile Hızlandırıcı tüpe gelen elektronlar magnetron veya klystrondan gelen elektromanyetik dalgalara bindirilir. Ardından da odacıktan odacığa geçerken tüp boyunca doğrusal olarak hızlanır ve ilerler. Elektronun son odacıktan çıkarken sahip olduğu hız, uğradığı her odacıpta kazandığı hızın toplamına eşittir. Bu işlem lineer hızlandırma olarak adlandırılır (5,8).

İlerleyen dalga modelini kullanmak yüksek enerjiler oluşturmak için daha verimlidir. İlerleyen dalgayı sürdürme işleminde dirençsel kayıplar yüksek olduğundan hızlandırıcı boyunca düzenli aralıklarla güç verilecek şekilde tasarlanmışlardır. Bu nedenden ötürü hızlandırıcılar, atımlı bir modla çalıştırılırlar (5,8).

Vakum pompaları hızlandırıcı tüpe gönderilen titreşimlerin aynı frekansta olmasını sağlar. Hızlandırılmış ve yüksek enerjiye sahip elektronlar, Hızlandırıcı tüpün ucundan, kazanabilecekleri maksimum enerjiyi kazanarak çıkarlar. 3 mm çapında ardarda dizilerek bir çizgi gibi çıkarlar. Elektronların sahip oldukları enerji ise yaklaşık 5 MV/metre'dir. Elde edilen electron demetini hem yönlendirmek hem de hızlandırmak için yönlendirici mıknatıslar kullanılır. Electron demeti hızlandırıcı tüpten çıktıktan sonra hedefe çarptırılmadan önce yönlendirici mıknatıslar tarafından doksan veya iki yüz yetmiş derece saptırılır. Ardından da cihazın kafa kısmına yönlendirilir. Eğer X-ışını üretilmek isteniyorsa yönlendirilen elektronlar hedefe

(target) arpıtılır. Eğer Tedavi için electron enerjisi kullanılacak ise elde edilen electron demeti cihazdan dışarı verilir (5,8).

Elektronlar, tungsten gibi metalden oluşmuş hedefe arpırılır. Bunun sonucunda sürekli spektrumda frenleme X-ışını oluşur. Tungsten gibi malzemelerin kullanılma sebebi yüksek atom numaralı olmalarıdır. Oluşan X-ışını fotonun yayılım yn gelen elektronun enerjisine ile oranlıdır. Fotonların yayılımı tüm doğrultularda ise gelen elektronun kinetik enerjisi 100 keV'den azdır. Elektronun enerjisi yükseldikçe, ileri doğrultuda olan foton yayılımı artar. X-ışını tüpü MV mertebesinde ise yüksek atom numaralı hedefin bir tarafına elektronlar gelirken, diğer tarafında X-ışınları oluşur (5,8).

2.2.1 Kolimatör yapısı

2.2.1.1 Birincil sabit kolimatörler

Çoğunlukla tungsten materyalinden yapılır ve düzleştirici filtrenin üstünde bulunmaktadır. Az bir diverjansa sahip ve koni biçimindeki bu tasarım, yanal olarak saçılan X ışını hüzmelerini kolime ederken ileri yönde saçılan hüzmelerin lineer hızlandırıcıdan çıkmasını sağlar. Bu birincil kolimatörler kafa sızıntısını en aza indirir. Kaynak cilt mesafesi (KCM) 100 cm olacak şekilde ve çapları da 50 cm olacak şekilde boyutlara sahiptir. (7,9).

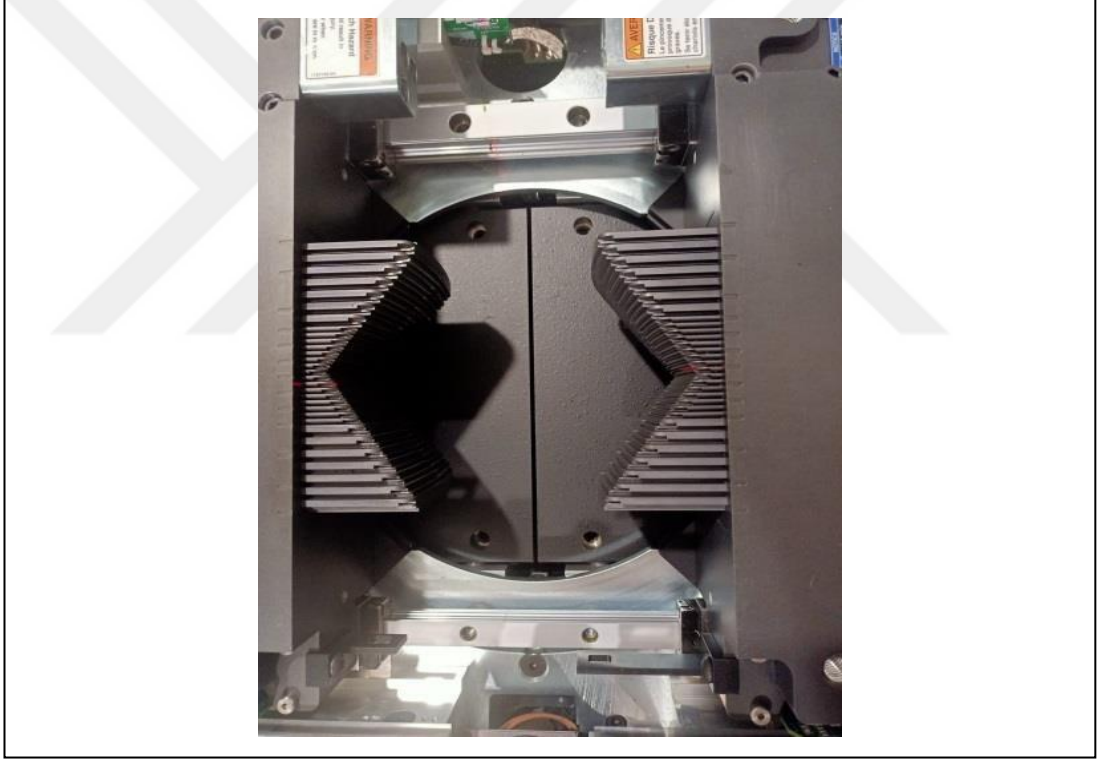
2.2.1.2 İkincil kolimatörler

Çoğunlukla 8 cm kurşun veya tugsten malzemesinden yapılmış iki çift metal bloktan üretilmiştir (5).

2.2.1.3 Çok yapraklı kolimatörler

Radyasyon hüzmesinin biçimlendirilmesi, kritik yapıların alabileceği dozu minimize edebilmek için oluşturulan önemli bir aparatır (10). Günümüz radyoterapi

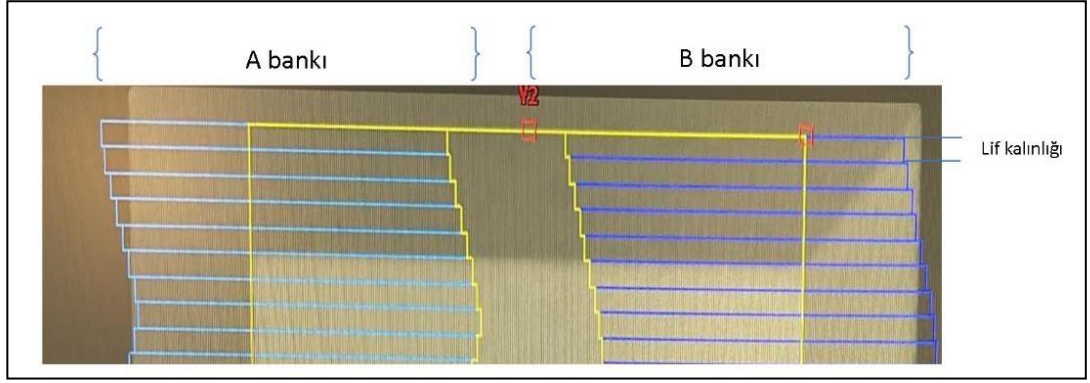
uygulamalarında Çok Yapraklı Kolimatörler (ÇYK), geleneksel tedavilerde radyasyon hüzmesinin biçimlendirilmesi için faydalanılan Cerrobend™ blokların ve kurşunun yerine geçmiştir. YART, VMAT gibi gelişmiş radyoterapi tekniklerinin gelişmesini sağlamıştır. İlk defa 1960’larda Takahashi isimli biri tarafından dizayn edilmiş ve o günden günümüze kadar bir çok kez geliştirilmiştir (11). Çok yapraklı kolimatör 80 veya daha fazla, karşılıklı yerleştirilmiş, bağımsız hareket edebilen yaprakçıklardan meydana gelir (Resim 2.1). Yüksek yoğunluğu olan, rahat işlenebilir ancak sert, küçük esneme katsayısı ve uygun maliyeti ile ÇYK üretiminde tungsten materyali kullanılmaktadır. Tungsten materyalinin özkütlesi 19.3 g/cm^3 , tungsten alaşımlarının özkütlesi 17 g/cm^3 ile $18,5 \text{ g/cm}^3$ arasında değişmektedir (9).



Resim 1. Çok yapraklı kolimatör bloğu (9)

2.2.1.4 Çok yapraklı kolimatörlerin fiziksel özellikleri

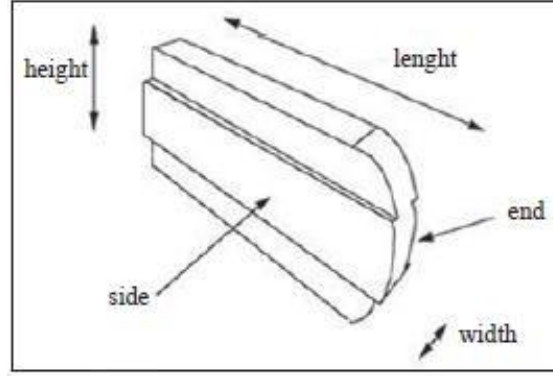
Çok yapraklı kolimatörler gantry kafasında karşılıklı olarak A ve B bankları üzerine dizilmiş 40 ile 160 adet arasında tasarıma bağlı olarak değişiklik gösteren yapraklardan oluşmaktadır. (Şekil 2)



Şekil 2. Çok yapraklı kolimatörlerin dizilişi

ÇYK tasarımlarına göre üretici firmanın tercihinine bağlı olarak 0,25 cm, 0,5 cm ve 1 cm kalınlıklarında olabilmektedirler. İç kısımlarında 0.5 cm ve dış kısımlarında 1cm ÇYK lifleri dizili olan yapıya Millenium ÇYK ismi verilmektedir. High Definition (HD) ÇYK yapısında iç kısımdaki lif kalınlıkları 0.25 cm dış kısımdaki lif kalınlıkları ise 0.5 cm'dir. Bir çok firma tarafından üretilen çok yapraklı kolimatörler farklı tasarımlara sahiptirler. Bu durum farklı üreticilerin cihazının bir diğer üreticinin cihazından dozimetrik olarak (yarı gölge, sızıntı vs) farklı değerlere sahip olmasına neden olmaktadır. ÇYK radyasyon ışın hüzmelerini bireysel olarak kolime ederek, radyasyon ışın hüzmelerinin akışını istenildiği gibi şekillendirir. Her birinin hassas, bağımsız hareket edebilen elektronik motorları vardır (12). Konum doğrulukları ve güvenilirliklerinin sağlanabilmesi yaprakların hareketlerinin gerçek zamanlı olarak tespit edilebilmesine bağlıdır. Bu nedenle bu motorların elektronik devrelerinde kodlayıcılar ve video optik sistemleri kullanılmaktadır. Yapraklar tasarımlarına göre 0.2 mm/s ile 50mm/s değerleri arasında değişik hızlara sahiptirler (9).

Her lif ışın geçirgenliği yüzde 1'den az olacak kalınlıkta üretilir. Yapraklar tasarımlarına göre izomerkezde 0,25 - 0,5 - 1 cm kalınlıkta olabilmektedir. Küçük lif kalınlıkları tasarımında ve üretiminde ekstra zorluk ve maliyet getirir de, özellikle irregular hedeflerin tedavilerinde avantaj sağlayabilmektedir. Üretici firma tasarımlarına göre değişen tiplerde ÇYK vardır. Şekil 3'te Varian cihazına ait lif yapısı gösterilmiştir.

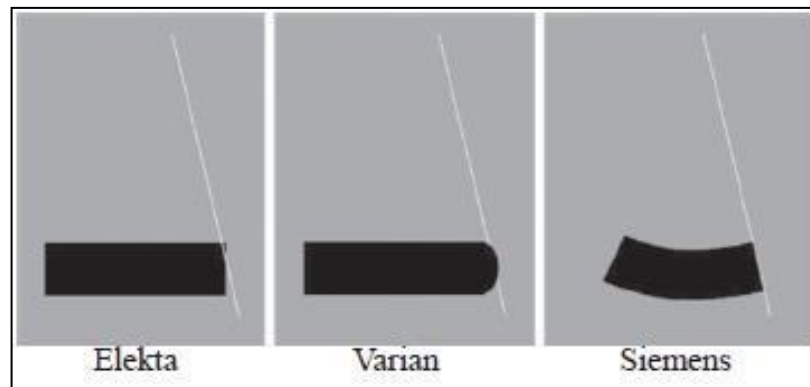


Şekil 3. Varian medical systems, Palo Alto, CA hızlandırıcılarına ait ÇYK tasarımı

Lif tasarımları ÇYK'in odaklama özelliklerine önemli katkılarda bulunur. Odaklama özellikleri tek odaklı, çift odaklı ve paralel olmak üzere 3 şekilde gruplandırılır (13,14).

2.2.1.5 Çok yapraklı kolimatörlerin dozimetrik özellikleri

Dozimetrik olarak penumbra, dozun %20 ve %80'lik izodoz çizgisi arasındaki mesafe olarak tanımlanır. Dozimetrik penumbra kaynak boyutuna ve radyasyon ışın hızının diverjansı nedeniyle kolimatör kenarlarına bağlıdır. ÇYK'lerin radyasyon ışın hızının diverjansına göre tasarlanmasına odaklama denir. Şekil 4 değişik ÇYK yapılarını göstermektedir.

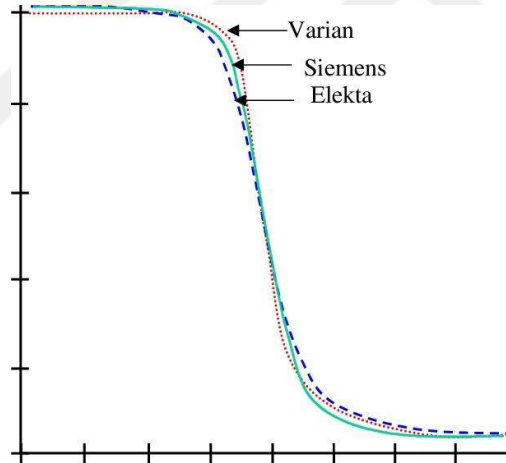


Şekil 4. Elekta, Varian ve Siemens linear hızlandırıcılarına ait ÇYK tasarımları (15).

ÇYK odaklama özellikleri açısından paralel, tek odaklı ve çift odaklı olarak gruplanır (15). Tek odaklı yaprakların uçları yuvarlak yapıdadır. Işın demetinin

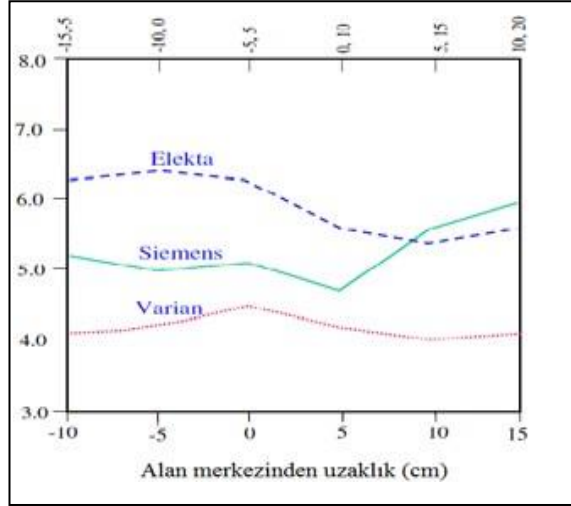
diverjansına uygun olarak tasarlanan çift odaklu yapraklar radyasyon kaynağı merkezli çembersel bir hat üzere hareket eder. Bu sayede oldukça küçük penumbra elde edilmektedir. Çift odaklu olarak tasarlanmış Siemens ÇYK yapısı, demet diverjansına geometrik olarak uyumlu düz şekilde üretilmiştir. Daha geniş penumbra bölgesine neden olabilecek uçları yuvarlatılmış tek odaklu liflere sahip Varian ÇYK ile karşılaştırıldığında, fazla bir fark olmadığı görülmüştür. Hastaya daha yakın konumlandırılan Varian ÇYK' inin penumbrası çift fokus kullanan Siemens ÇYK' inin penumbrasından daha küçüktür (16).

Yapraklar 6 MV foton enerjisinde ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik bir alan için liflerin kenarlarda konumlandırıldığında, Siemens, Varian ve Elekta cihazlarına ait üç farklı kolimatör penumbraları Şekil 5'te verilmiştir. Tasarımlar farklı olsa da üç sistem arasında kayda değer bir fark yoktur (14).



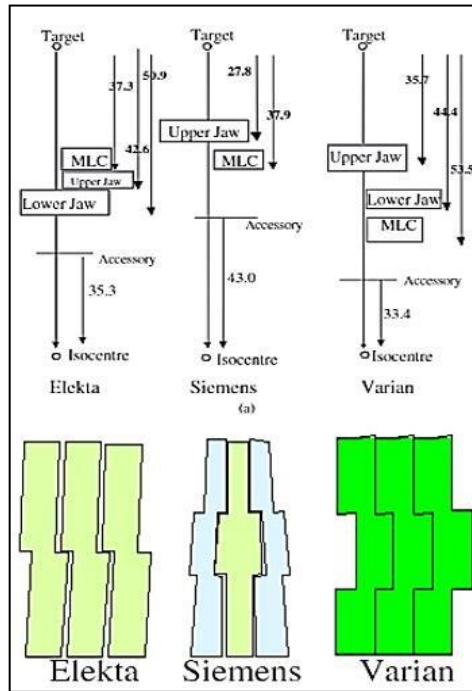
Şekil 5. Elekta Siemens Varian cihazlarına ait penumbra karşılaştırması (14).

ÇYK'in pozisyonlandırılmasıyla oluşturulan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik bir alanın bir tarafı için 6 MV'de ve d_{maks} 'ta penumbra genişlikleri (%80–%20 izodoz) Şekil 2.6'da verilmiştir. Negatif konumlar, merkezi eksen üzerinden geçen yaprak içindir ve pozitif konumlar, merkezi eksenden çekilen yapraklar içindir. Yatay eksen boyunca ofset konumları, alanların merkezinin konumuna karşılık gelir. ÇYK yaprak kümelerinin konumu, ilgili merkez konumları için şeklin üst kısmında gösterilir (16).



Şekil 6. 6MV enerjide Dmax derinliğinde 10x10 alan için penumbra genişlikleri (14)

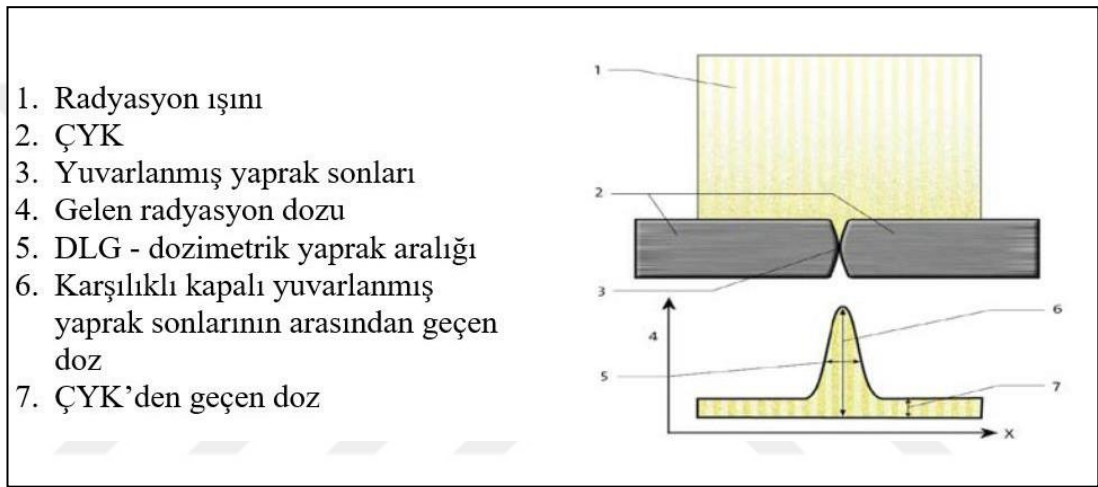
Şekil 7’de üç farklı üreticinin sahip olduğu ÇYK sistemi için çenelerin görel konumlarının, 10 mm genişliğindeki çoklu yaprakların ve çenelerin alt yüzeylerinin izomerkeze göre şematik bir diyagramı gösterilmektedir. Farklı üreticilerin tasarımları ÇYK’in yaprak içi ve yaprak arası sızıntıyı gösteren şematik diagram Şekil 7’de verilmiştir (14).



Şekil 7. a) Üç farklı üreticinin ÇYK tasarımının konumları. b) Sızıntıları etkileyen yaprak tasarımları (14)

2.2.1.5.1 Dozimetrik yaprak aralığı

ÇYK yuvarlanmış lif sonu geçirgenliği nedeniyle karşılıklı konumlandırılan yapraklar tamamen kapalı olmasına rağmen yapraklar arasında bir miktar radyasyon geçmektedir (17). Bu kaçak radyasyon değeri ölçülerek planlama sistemine “yaprak sonu geçirgenliği” (DLG – Dose Leaf Gap) olarak her enerji değeri için kaydedilir. Tedavi planlama sistemi gerçek akı hesaplamasında bu değeri de kullanarak modellemesini yapar.



Şekil 8. Dozimetrik yaprak aralığı (18)

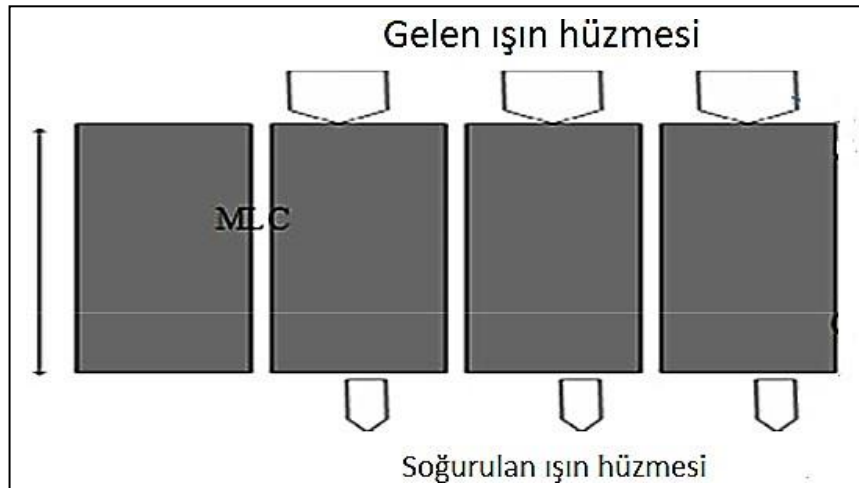
Algoritmalar yuvarlanmış yaprak uçlarını olduğu gibi modellemek yerine keskin köşeli biçimde modellemektedir. Gerçek akı hesaplamasında yuvarlanmış yaprak sonu geçirgenliğini, yaprak pozisyonlarına kaydırma uygulayarak dikkate alınmaktadır. Yaprak uçları DLG değerinin yarısına indirgeyerek kaydırılmaktadır.

Karşılıklı olarak yerleşmiş kapalı yaprak çiftlerinin arasındaki mesafe DLG değerine eşittir. MLC yapısı ile cihazın enerji spektrumuna bağlı olan DLG parametresi penumbra bölgesine doğrudan etkide bulunur.

2.2.1.5.2 Yaprak geçirgenliği

ÇYK kişiye özel bloklarla aynı soğurulma değerlerini sağlayacak şekilde tasarlanmışlardır. (<dozun 5%'i veya 4 HVL ile 5 HVL arası) (şekil 8). ÇYK birbirlerinden bağımsız olarak hareket edebilen liflerden oluştuğu için komşu lifler arası sızıntı daha dūřuk bir soğurulma katsayısına sahip olmalıdır. 4 veya 5 HVL değer kriteri hemen hemen 5 cm kalınlığında tungsten alaşımı ile sağlanabilmektedir. Buna göre yūzde beř olan transmisyon değerı kriterini yūzde bire indirmek için tungsten alaşım kalınlığının 2,5 cm artırılması uygun olacaktır (18).

Eclipse planlama sistemi dahil olmak ūzere gūnūmūzde kullanılan planlama sistemlerinde bu deđer ölçülerek sisteme girilmektedir. Çok yapraklı kolimatörlerin yaprak içi ile yapraklar arası geçirgenlik sebebiyle sızan radyasyon miktarı linakın tūm enerjileri için leaf transmission parametresi olarak girilmektedir. Geçirgenlik faktrū statik, dinamik ve ark alanlarının akı hesaplamalarında, ayrıca lif hareketleri ile řekillenen akı hesaplamasında LMC (Leaf Moniton Calculator) tarafından kullanılmaktadır. Geirhenlik faktrū, fiziksel kolimatörler ve blok materyalleri için "0" dır (19).

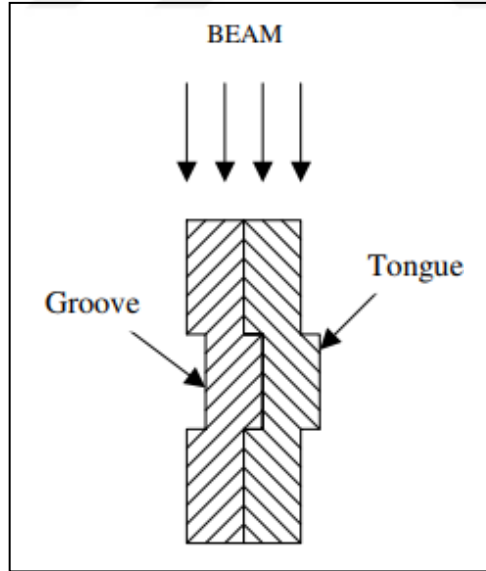


şekil 9. ÇYK geçirgenliğinin şematik gösterimi

2.2.1.5.3 Tongue-groove etkisi

ÇYK hareketi sırasında Ortalamaaya çıkan sürtünmeyi minimize etmek için yanyana dizilmiş lifler arasında 0,1 mm aralık bırakılmaktadır. Bu aralıklar nedeniyle her komşu yaprağın arasında sızıntı meydana gelmektedir. Bu sızıntıyı en aza indirmek için üreticiler liflerin tasarımında çeşitli girinti-çıkıntı (tongue and groove) modelleri kullanmaktadır (20).

Komşu çok yapraklı kolimatör çiftlerinde mevcut olan sızıntıyı azaltmak için tasarımılanan etkidir. Tongue dil ve groove oluk anlamına gelmektedir. YART gibi tedavilerde lif sızıntısı çok önemlidir. Deng ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yalnızca bir tedavi alanı için tongue-groove etkisi maksimum dozun %10'una kadar bir sızıntıyı engellediği gösterilmiştir. Beşten daha fazla alanlı tedavilerde ise bu oranın %1,6'dan daha az bir değere indiğini göstermişler ve bireysel alanların buluşma etkisi nedeniyle klinik olarak önemsiz olduğunu belirtmişlerdir (21). Şekil 10 “Tongue and Groove” şeması gösterilmiştir.



Şekil 10. Tongue and Groove

2.3 Farklı Anatomik Bölgelerde Radyoterapi Uygulamaları

Radyasyon tedavisi uygulanırken temel amaç hedef hacime tedavi edici bir doz verirken çevre doku ve organlardaki komplikasyon riskini en aza indirmektir (22). Bu nedenle farklı anatomik bölgelere farklı planlama teknikleri uygulanmaktadır.

2.3.1 Prostat kanseri tedavisinde radyoterapi

Dört farklı amaç için prostat kanseri tedavisinde radyoterapi uygulanmaktadır.

1. Lokal hastalığın küratif tedavisi
2. Prostat cerrahi olarak alındıktan sonra prostat yatağına adjuvan tedavi
3. Hastalık rekürrensini takiben kurtarma tedavisi
4. Metastatik ve lokal ileri hastalıkta palyatif amaçlı tedavi

Günümüzde prostat kanseri tedavisi için yoğunluk ayarlı (YART) ve volumetrik modülasyonlu ark (VMAT) radyoterapi teknikleri kullanılmaktadır. Tedavi sırasında alınan radyolojik görüntülemelerin de teknoloji ile ilerlemesi sayesinde günümüzde son derece etkili tedaviler yapılabilmektedir. Hedef hacim bölgesine 70-74 Gy'lik dozlar reçete edilmektedir (23).

2.3.2 Nazofarenks kanseri tedavisinde radyoterapi

Hedeflenen hacime genellikle 70 Gy verilir. Bunun için de fraksiyon başına 212 cGy'den 33 fraksiyon alacak şekilde reçete edilir. Yüksek riskli olarak tanımlanan hacim için fraksiyon başına 170-180 cGy tanımlanır aynı şekilde bu hacimde 33 fraksiyonda ışınlanır riskli bölge için de 33 fraksiyonda fraksiyon başına 164 cGy alacak şekilde tanımlama yapılır (24,25). Bu nazofarenks kanseri için uygulanan radyoterapi tekniklerinin biridir.

Nazofarenksin fizyolojik hareketlerinin kısıtlı olması ve Ortalamaa hatta yerleşmesi nedeniyle YART tedavi planlaması için oldukça uygundur. Günümüzde

bir çok çalışmada, nazofarenks kanserinde YART planlama tekniğinin konvansiyonel ve 3BKRT planlama tekniklerine göre dozimetrik avantajları gösterilmiştir (26).

2.3.3 Larenks kanseri tedavisinde radyoterapi

Erken evre larenks kanserlerinde küratif radyoterapi yaklaşımında evre 1 ve evre 2 lezyonlar için reçetelenen dozlar sırasıyla 66 Gy ve 70 Gy'dir. Günlük fraksiyon dozu 2 Gy olup toplam tedavi süresi 33 ve 35 gündür. Tedavide 5x5 cm'den küçük hedeflerde; 1,8 Gy ve 2 Gy günlük fraksiyon dozu ile tedavilerin yerine 2,25 Gy günlük fraksiyon dozuyla yapılan tedavilerin toplam dozu değiştirmeden daha yüksek lokal kontrol sağlandığı literatürde bildirilmiştir (27). Lokal ileri evre lezyonların radyoterapisinde boyun lenf nodlarını da içeren daha büyük alanlar olduğundan sağlıklı doku toksisitesini nedeniyle 2 Gy'den büyük günlük fraksiyon dozu önerilmemektedir (27).

3 GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Araç ve Gereçler

Bu çalışmada Acıbadem Maslak Hastanesi'nde aşağıda verilen araç, gereçler ve hesaplama programları kullanılmıştır:

1. Siemens Somatom Force Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
2. Varian TrueBeam Millenium ÇYK Lineer Hızlandırıcı
3. Varian TrueBeam High Definition ÇYK Lineer Hızlandırıcı
4. Eclipse (Varian Medical Systems) 13.6 Tedavi Planlama Sistemi
5. IBM SPSS (versiyon 26.0) İstatistik Programı
6. Microsoft Excel Programı

3.1.1 Siemens somatom force bilgisayarlı tomografi cihazı



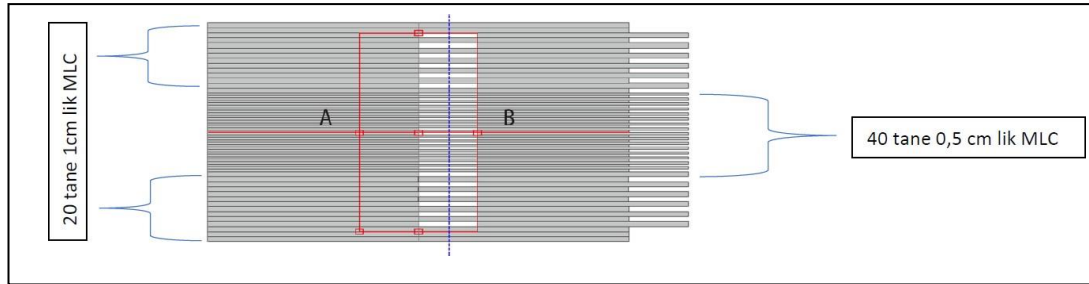
Resim 2. Siemens somatom force bilgisayarlı tomografi cihazı

Hasta simulasyonu için Acıbadem Maslak Hastanesi bünyesinde bulunan Siemens Somatom Force Bilgisayarlı Tomografi cihazında yapılmıştır. Bilgisayarlı

tomografi cihazı hasta etrafında dairesel olarak dönüp, kesitsel tarama işlemi yapar. Görüntü piksellerden oluşur ve piksellerin matematiksel değeri vardır. Her bir piksel için belirli bir değer, ilgili hacimsel elemanın, dokunun yoğunluğu ile ilgilidir. Bu doku yoğunluk değeri “Hounsfield Unit” (HU) olarak adlandırılır.

3.1.2 Varian TrueBeam HD ÇYK lineer hızlandırıcılar

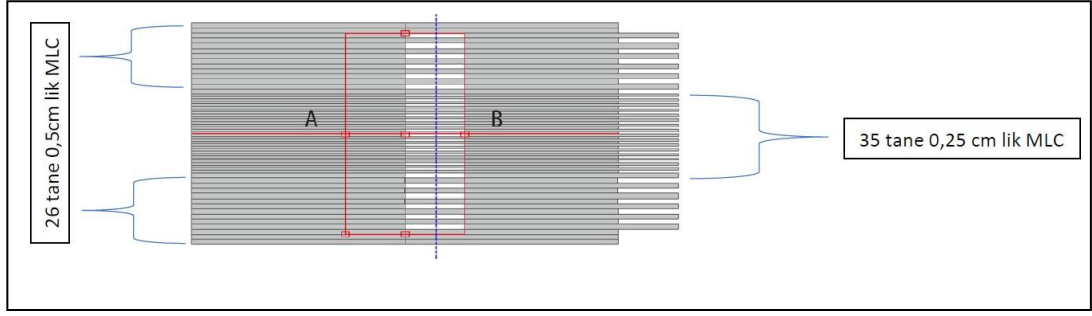
Varian TrueBeam Lineer Hızlandırıcı cihazı 6 MV, 10 MV, 6 MV FFF, 10 MV FFF, 15 MV gibi değişik foton enerjilerine sahiptir. Ayrıca 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV ve 18 MeV gibi değişik elektron enerjilerine sahiptir. Bu cihazlar ile IMRT, VMAT, IGRT, SRS ve SBRT gibi ileri radyoterapi teknikleri uygulanarak hasta tedavisi yapılabilmektedir. Acıbadem Maslak Hastanesi bünyesinde bulunan TrueBeam cihazlarından biri HD ÇYK yapısına sahiptir. Toplamda (A bankı+B bankı) 122 tane ÇYK lifi vardır. Bu liflerin 61 tanesi A Bankında, diğer 61 tanesi de B Bankında bulunur. Tek bir bankta Ortalamaa kısımda 35 tane 0,25 cm kalınlığında ÇYK lifi bulunur. Dış kısımda ise 26 tane 0,50 cm kalınlığında ÇYK lifi bulunmaktadır.



Şekil 11. Varian TrueBeam HD ÇYK

3.1.3 Varian TrueBeam millennium ÇYK lineer hızlandırıcılar

Acıbadem Maslak Hastanesi bünyesinde bulunan bir diğer TrueBeam cihazı ise Millennium ÇYK yapısına sahiptir. Toplamda (A bankı+B bankı) 120 tane ÇYK lifi vardır. Bu liflerin 60 tanesi A bankında, diğer 60 tanesi de B bankında bulunur. Tek bir bankta Ortalamaa kısımda 40 tane 0,50 cm kalınlığında ÇYK lifi bulunur. Dış kısımda ise 20 tane 1 cm kalınlığında ÇYK lifi bulunmaktadır.



Şekil 12. Varian TrueBeam millenium ÇYK

3.1.4 Eclipse (varian medical systems) 13.6 tedavi planlama sistemi

Varian Medical Systems tarafından geliştirilen bu tedavi planlama sisteminde, 3DCRT, VMAT, IMRT, SBRT ve SRS tedavi planları yapılabilir. Planlar çekilen tomografi görüntüleri üzerinden yapılır ve görüntülerdeki “Hounsfield Unit” (HU) değerleri önemli bir rol oynamaktadır. Planlama sisteminde doz yoğunluğu ÇYK hareketleri ile şekillendirilir. Bu nedenle ÇYK kalınlıkları önemlidir. Farklı ÇYK lif kalınlıklarında farklı doz yoğunlukları oluşmaktadır. Doz yoğunluğunu etkileyen diğer bir unsur ise ışınlanan alanın boyutudur. Eğer boyut çok büyük ise cihazdaki ÇYK hareketleri dozu şekillendirmek için yetersiz kalır.

Bu planlama sistemi, Bilgisayarlı tomografi (BT), Pozitron Emisyon Tomografi (PET) ve manyetik rezonans görüntüleme (MR) gibi DICOM uyumlu görüntü setlerinin yüklenebilmesine olanak sağlar. Çekilen ve sonradan yüklenen görüntüler kullanılarak hastaya ait üç boyutlu modeller oluşturulabilir. Bu modeller üzerine konturlama (hedef hacim ve RAOçizimi) yapılabilir. Daha sonra hesaplama algoritmaları yardımı ile doz dağılımı hesaplanabilir. Doz dağılımı, fotonlar veya elektronların karakteristik özelliklerini kullanarak doğru ve hızlı bir şekilde yapılabilir (54).

3.1.5 IBM SPSS (versiyon 26.0) istatistik programı

Veriler SPSS versiyon 26.0 kullanılarak analiz edilmiştir. aynı hastalara yapılan 3 farklı plan değerleri karşılaştırıldığı için tekrarlı ölçümlerde ANOVA testi

kullanılmıştır. Anlamlılık saptanması için bonferoni düzeltmesi ile post hoc analizler yapılmıştır. İstatistiksel olarak anlamlılık sınır 0.05'in altı olarak kabul edilmiştir.

3.1.6 Microsoft excel programı

Microsoft Excel, Microsoft tarafından oluşturulmuş bir tablolama programıdır. Karmaşık matematiksel hesap, tablolama ve grafik oluşturma gibi birçok fonksiyonu bulunmaktadır.

Bu çalışmada; Excel programı kullanılarak verilerin ayrıntılı bir şekilde yazılabileceği tablolar oluşturulmuştur ve Eclipse 13.6 tedavi planlama sisteminde yapılan planlanlardan toplanan veriler bu tablolara yazılmıştır.

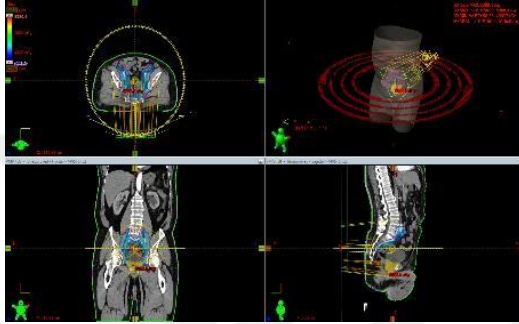
Pelvik lenf nodları ve prostat, lokal prostat, nazofarenks ve larenks bölgeleri için toplanan veriler ayrı ayrı tablo haline getirilmiştir.

3.2 Yöntem

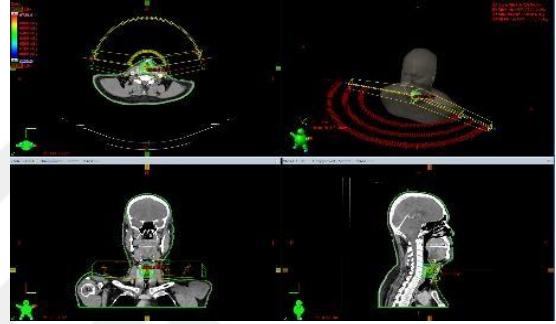
Bu çalışmada Varian markasının iki farklı TrueBeam Cihazı kullanılmıştır. Cihazlardan biri Millenium ÇYK yapısına sahiptir. 3.1.2 ve 3.1.3 bölümlerinde de bahsedildiği gibi, Millennium ÇKY yapısında 120 ÇYK bulunmaktadır ve iç kısımda kalan liflerin kalınlığı 0.5 cm, dış kısımda kalan liflerin kalınlığı ise 1cm' dir. Kullanılan diğer cihaz ise HD ÇYK yapısına sahiptir. Bu yapıda da iç kısımda kalan liflerin kalınlığı 0.25 cm, dış kısımda kalan liflerin kalınlığı da 0.5 cm'dir. Toplamda ise 122 tane lif vardır. İki cihazda da birbirini dik kesecek şekilde X ve Y jawları bulunmaktadır. Bu jawlar en geride duran ÇYK lifinin durduğu hizada durarak lif sızıntılarını önlemektedir ve planlamada alan açılmasını sağlamaktadır. Millenium ÇYK yapısına sahip olan cihazda ÇYK liflerini kullanarak açılacak en büyük alan boyutu $40 \times 40 \text{ cm}^2$ dir. HD ÇYK yapısında ise lifleri kullanarak açılacak en büyük alan boyutu $22 \times 40 \text{ cm}^2$ dir. Yapılan bu çalışmada farklı lif kalınlıklarının doz dağılımını nasıl etkilediğinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. ÇYK lif kalınlıklarının

RAOkorumasında ve PTV sarımında nasıl etki gösterdikleri araştırılmıştır ve iki farklı kalınlık için karşılaştırma yapılmıştır.

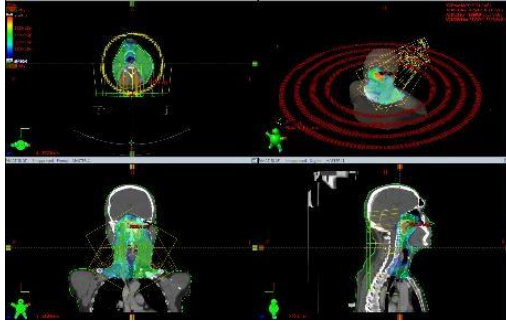
Karşılaştırma yapmak için dört bölge seçilmiştir; pelvik lenf nodu ve prostat, lokal prostat, larenks ve nazofarenks. Şekil 13'te pelvik lenf nodu ve prostat planlama görüntüsü, Şekil 14'te larenks planlama görüntüsü, Şekil 15'te nazofarenks planlama görüntüsü ve Şekil 16'da lokal prostat planlama görüntüsü gösterilmiştir.



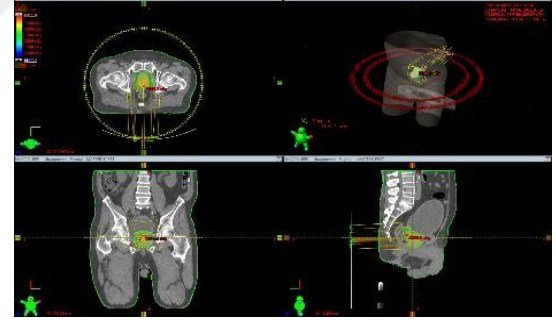
Şekil 13. Nazofarenks



Şekil 14. Lokal prostat



Şekil 15. Pelvik lenf nodu ve Prostat



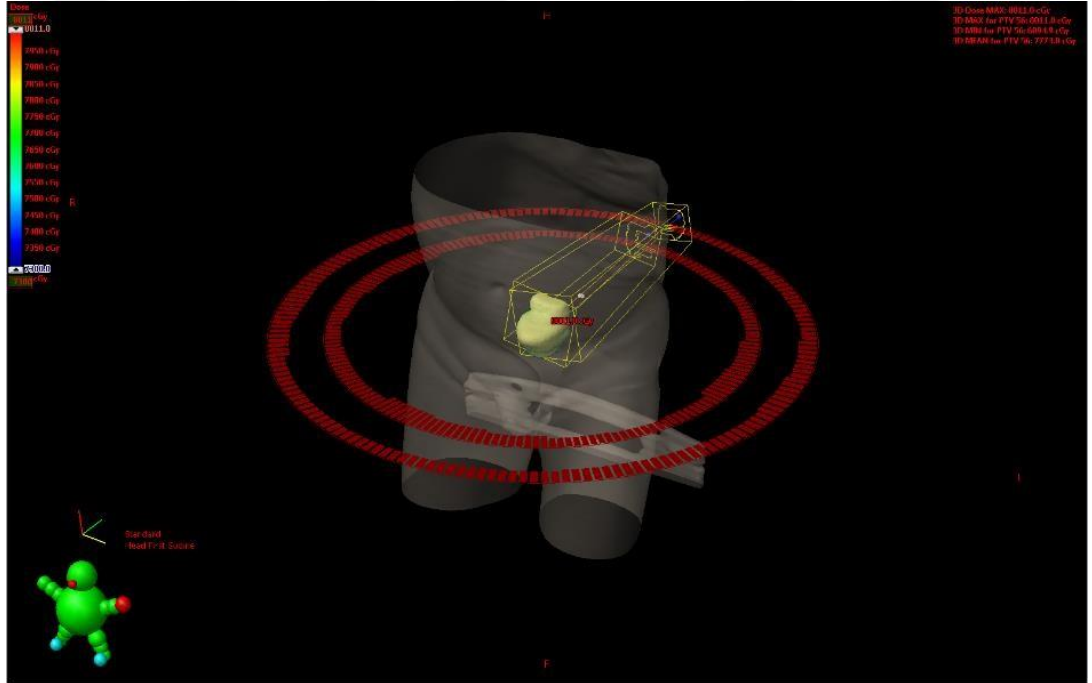
Şekil 16. Larenks

Bölge seçimi yapılırken ÇYK liflerinin kalınlık farklarının daha iyi analiz edilebilmesi için, iki bölge “geniş alan”, iki bölge de “küçük alan (lokal)” olacak şekilde belirlenmiştir. Her bir bölge için beş hasta seçilmiştir. Toplamda seçilen 20 hastanın CT görüntüleri üzerinden planları hem Millenium ÇYK ile hem de HD ÇYK ile ayrı ayrı yapılmıştır. Millenium ÇYK ile yapılan plan referans plan olarak seçilmiştir ve plan M-ÇYK olarak isimlendirilmiştir. Yapılan diğer planlar referans plan baz alınarak yapılmıştır. HD ÇYK ile yapılan plana da HD-ÇYK ismi verilmiştir. Planlar her bölge için farklı bir tedavi tekniği kullanılarak yapılmıştır.

Buna ek olarak Millenium ÇYK ile yapılan planlar sadece cihaz değişikliği yapılarak HD ÇYK olan cihaza kopyalanmıştır ve optimizasyona girilen değerler hiç değiştirilmemiştir. Bu plana da HD(C)-ÇYK ismi verilmiştir. Her bölge için uygun teknik kullanılarak yapılmıştır.

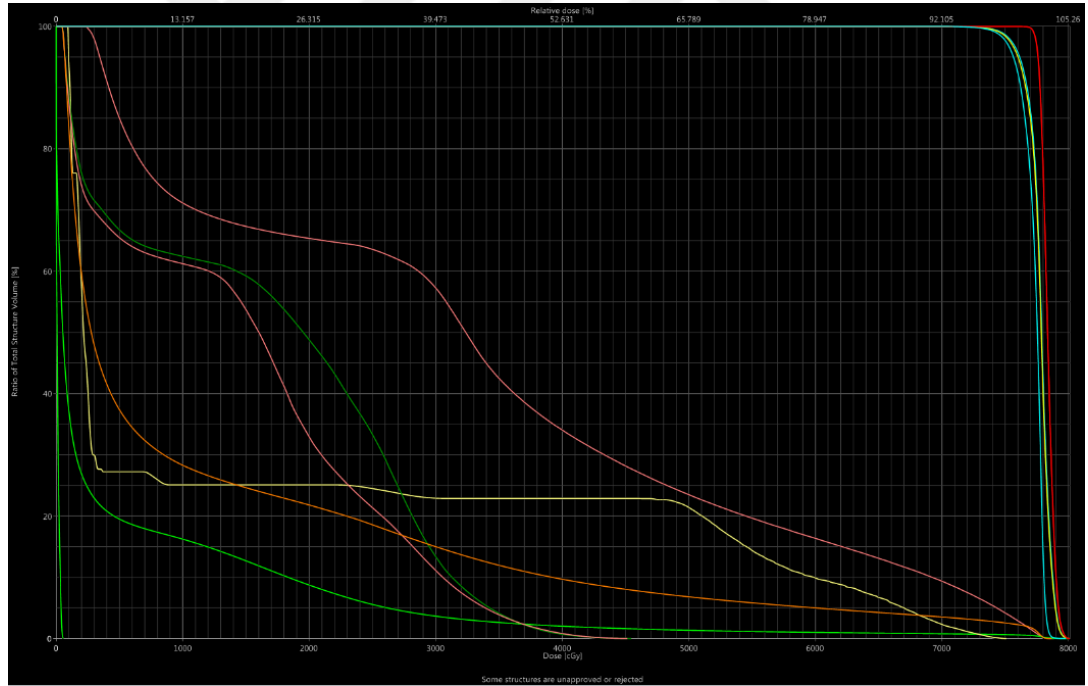
3.2.1 Lokal prostat bölgesi planlaması

Hem Millenium ÇYK için hem de High Definition ÇYK için kullanılan CT ve konturlamalar aynıdır. Her hasta için çizilen konturlamalar üzerinden plan yapılmıştır. Planlar yapılırken VMAT tekniği kullanılmıştır. Gantry PTV hacmi etrafında iki tam ark dönecek şekilde seçilmiştir. Birinci ark 181 dereceden başlayıp 179 dercede saat yönüne dönüp bitecek şekilde belirlenmiştir. İkinci ark ise birinci arkın bittiği açıdan başlayıp ters yönde dönüp 181 derecede duracak şekilde ayarlanmıştır. Kolimatör açıları birinci ark dönüşünde 30 derece, ikinci ark dönüşünde ise 330 derecedir. Kullanılan enerji 6 MV'dir. Şekil 17'de yapılan planın üç boyutlu model görüntüsü gösterilmiştir.



Şekil 17. Lokal prostat planı model görüntüsü

Planlar Eclipse Tedavi Planlama sisteminin 13.6 versiyonu kullanılarak yapılmıştır ve VMAT optimizasyonu için “PO_13623 photon optimizer (versiyon 13.6.23)” hesaplama modeli kullanılarak yapılmıştır. Hedef hacim olarak GTV ve PTV seçilmiştir ve sıcak doz noktaları GTV’nin içinde toplama amacı ile GTV, PTV hacmi içerisinde 0 mm marj ile çıkarılmıştır. Çıkarılan PTV hacimleri OPT olarak isimlendirilmiştir. Reçete edilen doz günlük 200 cGy’den 35 gün olarak tanımlanmıştır. Optimizasyonda GTV ve PTV hacimlerine ayrı ayrı değerler girilmiştir. Risk altındaki organ (RAO) olarak rektum, mesane ve sağ-sol femur hacimlerine de değerler girilmiştir. Optimizasyonda RAO hacimlerine girilen değerler RAO’ın aldığı dozun en aza indirilmesini sağlar ancak bu işlem yapılırken PTV hacminin reçete edilen dozu almasını sağlar. Tüm planlarda PTV hacminin %95’i reçete edilen dozun %100’nü alacak şekilde planlar yapılmıştır ve yapılan planlar ona göre normalize edilmiştir.



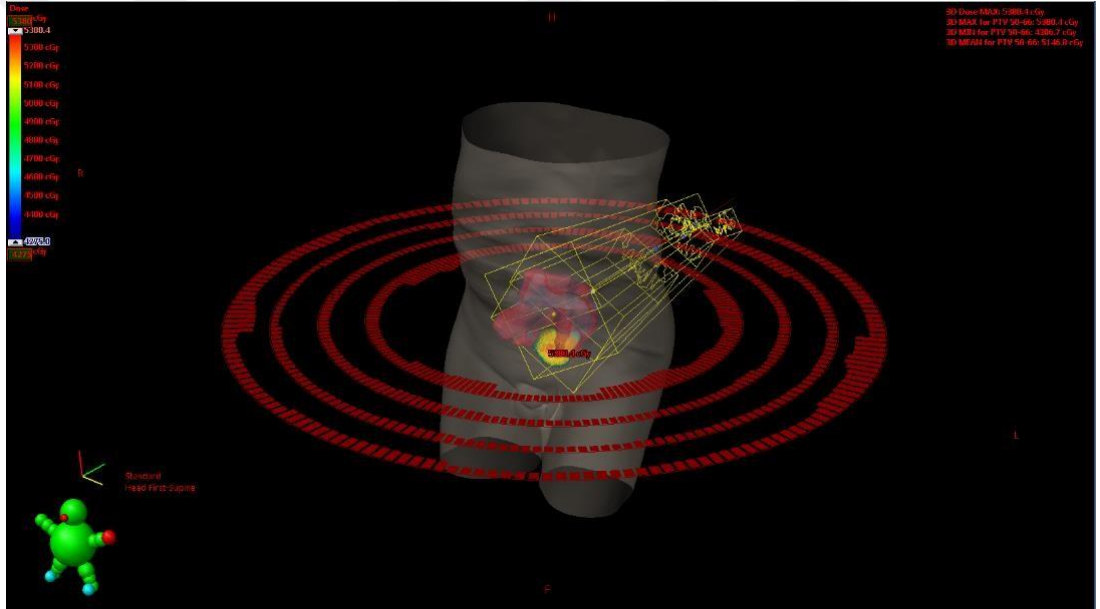
Şekil 18. Lokal prostat planı DVH görüntüsü

Verilerin toplanması; Şekil 18’de planın DVH görüntüsü gösterilmiştir. Plan değerlendirilirken ve veriler toplanırken DVH eğrisindeki değerlere bakılmıştır. PTV’in maksimum dozu ve ortalama dozu yazılmıştır. Rektum %35 (D35), Rektum

%17 (D17), Rektum %60 (D60), Mesane %25 (D25), Mesane %50 (D50), sağ-sol femur %10 (D10) ve her planın toplam MU değerleri tablolara yazılmıştır.

3.2.2 Pelvik lenf nodu ve prostat bölgesi planlaması

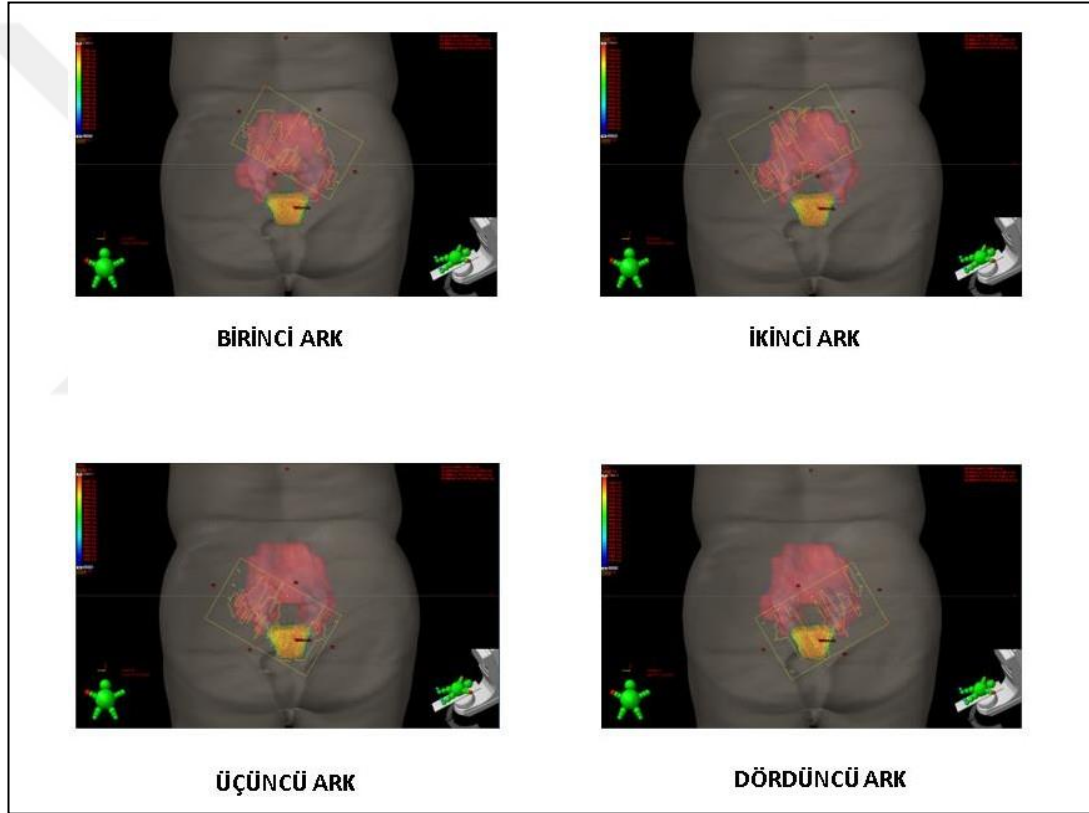
Hem Millenium ÇYK için hem de HD ÇYK için kullanılan CT ve konturlamalar aynıdır. Her hasta için çizilen konturlamalar üzerinden plan yapılmıştır. Planlar yapılırken VMAT tekniği ile yapılmıştır. Gantry belirlenen izomerkez etrafında dört ark dönecek şekilde ayarlanmıştır. Şekil 19’da planın üç boyutlu model görüntüsü verilmiştir.



Şekil 19. Lokal prostat planı model görüntüsü

Plan oluşturulurken hedeflenen tüm PTV hacimleri toplanmıştır ve PTV total (PTV tot) hacmi oluşturulmuştur. Bu hacmin ortalama kısmı plan izomerkezi olarak belirlenmiştir. PTV tot hacmi büyük bir alan olduğu için plan yapılırken asimetrik kolimatör tekniği kullanılmıştır. Bu teknikte X jawları kullanılarak PTV tot alanı izomerkezin olduğu hattan ikiye bölünmüştür. Birinci ark için, kolimatör açısı 300 derece olarak belirlenmiştir. X1 jawına izomerkez hattının altında kalacak şekilde 1.5 cm marj verilmiştir. X2, Y1 ve Y2 jawları ise PTV tot hacminin boyutu kadar açılmıştır. İkinci ark için, kolimatör açısı 60 derece olarak seçilmiştir. Jaw

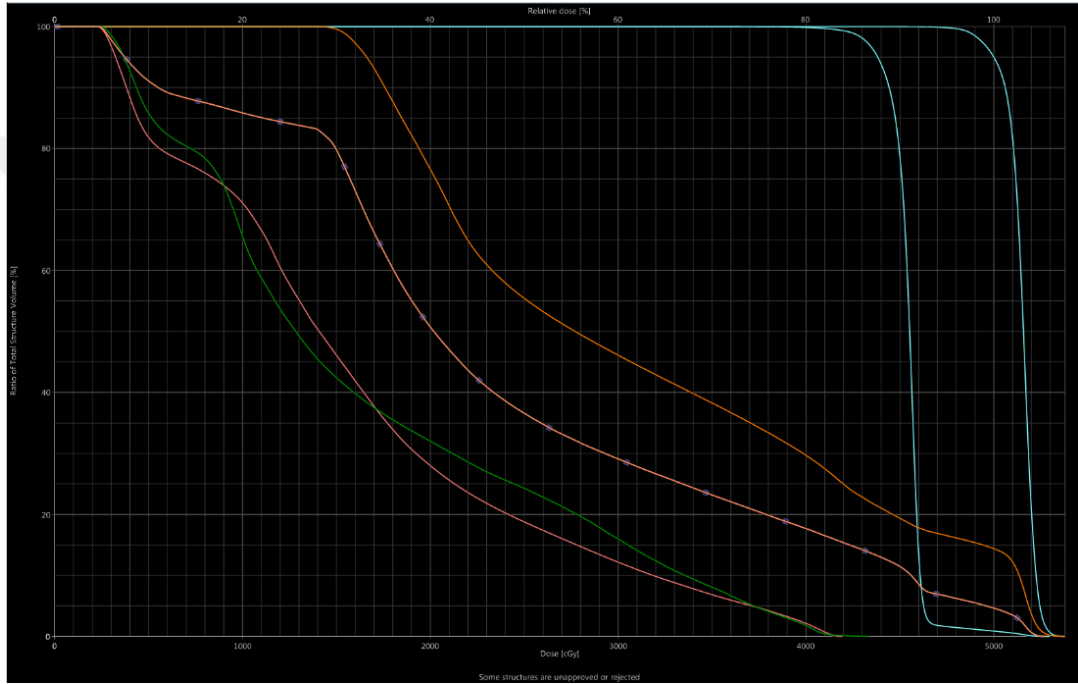
pozisyonları ise birinci arkta olduğu gibi belirlenmiştir, ancak bu sefer kolimatör açısının farklılığından dolayı X2 jawı izomerkezin 1.5 cm altında kalacak şekilde ayarlanmıştır. Birinci ve ikinci ark izomerkez hattının üst kısmını ışınlamak için ayarlanmıştır. Üçüncü ve dördüncü ark ise izomerkez hattının alt kısmını ışınlamak için ayarlanmıştır. Üçüncü arkta kolimatör açısı 300 derecedir. Bu sefer X2 jawı izomerkez hattının 1.5 cm üstünde kalacak şekilde ayarlanmıştır. Dördüncü arkta kolimatör açısı 60 derecedir. X1 jawı izomerkez hattının 1.5 cm üstünde kalacak şekilde ayarlanmıştır. Enerji olarak 10 MV seçilmiştir. Şekil 20’de asimetrik kolimatör tekniği verilmiştir.



Şekil 20. Asimetrik kolimatör tekniği

Hedef hacim olarak 50 Gy alan PTV hacmi ve 45 Gy alan PTV hacmi seçilmiştir. Bu hacimlere SIB (aynı planda iki farklı PTV hacmine iki farklı doz reçete edilmesi) plan yapılmıştır. SIB planlar yapılırken 45 Gy alan PTV hacminin içerisinde 50 Gy alan PTV hacmi 0.5 mm marj ile çıkarılmıştır ve OPT 45 hacmi oluşturulmuştur. Reçete edilen doz 50 Gy alacak hacim için günlük 200 cGy’ den 25

gün, 45 Gy alacak hacim için günlük 180 cGy'den 25 gün olarak tanımlanmıştır. Optimizasyonda bu iki PTV hacmine farklı değerler girilmiştir. Optimizasyonda RAO için rektum, mesane ve sağ-sol femur için değerler girilmiştir. Çizilen RAO korunurken iki PTV hacminin de kendileri için reçete edilen dozun tamamını alacak şekilde optimizasyon yönetilmiştir. Tüm planlarda 50 Gy verilen PTV hacminin %95'i reçete edilen dozun %100'ünü alacak şekilde planlar yapılmıştır ve yapılan planlar ona göre normalize edilmiştir.

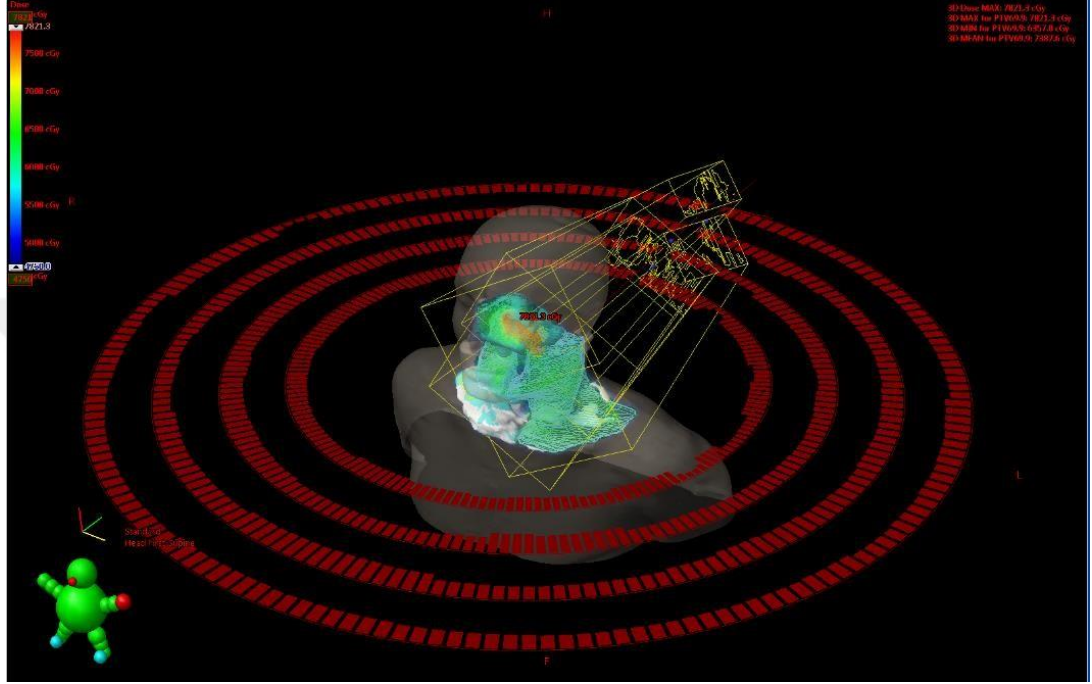


Şekil 21. Pelvik lenf nodu ve prostat planlama DVH görüntüsü

Verilerin toplanması; Şekil 21'de DVH görüntüsü verilmiştir. Veriler DVH eğrisinden toplanmıştır. 50 Gy ve 45 Gy verilen PTV'lerin maksimum dozları ve dozları yazılmıştır. Ayrıca 45 Gy alan PTV'nin % 95 (D95) hacminin aldığı dozlar da yazılmıştır. Rektum %35 (D35), Rektum %17 (D17), Rektum %60 (D60), Mesane %25 (D25), Mesane %50 (D50), sağ-sol femur %10 (D10) ve her planın toplam MU değerleri tablolara yazılmıştır.

3.2.3 Nazofarenks bölgesi planlaması

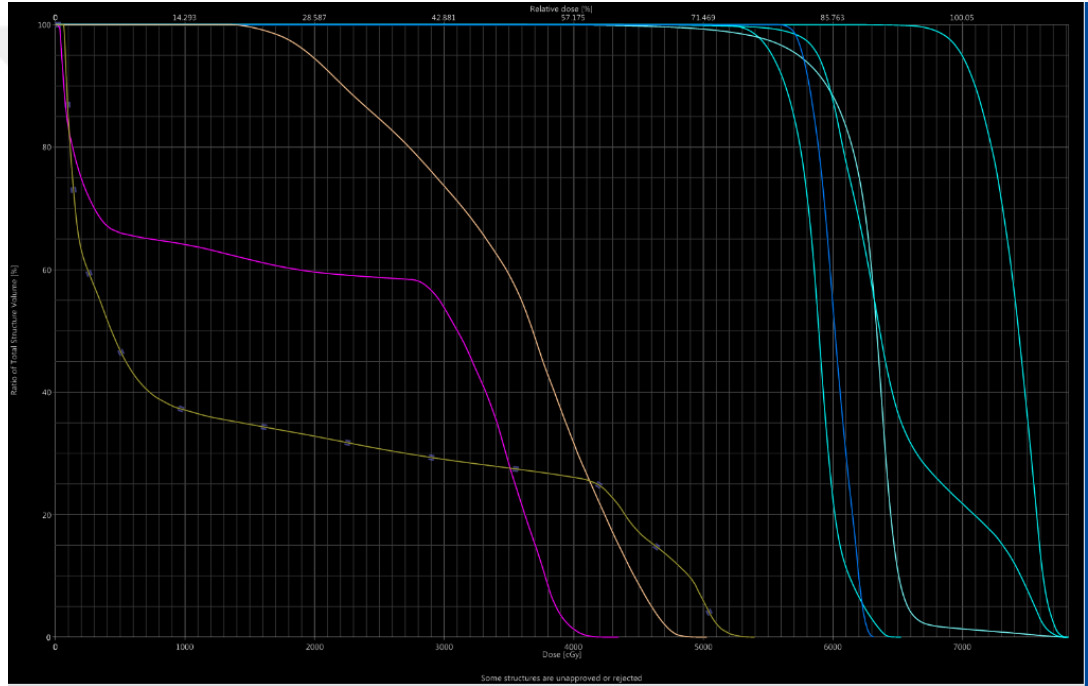
Hem Millenium ÇYK için hem de HD ÇYK için kullanılan CT ve konturlamalar aynıdır. Her hasta için çizilen konturlamalar üzerinden plan yapılmıştır.



Şekil 22. Nazaofarenks bölgesi planlaması model görüntüsü

Planlar yapılırken VMAT tekniği kullanılmıştır. Bütün PTV hacimleri toplanıp total PTV oluşturulmuştur. Total PTV hacminin Ortalamaa noktası izomerkez olarak belirlenmiştir. Bu bölge için de 3.2.2’de anlatıldığı gibi asimetric kolimatör tekniği kullanılmıştır. Total PTV hacminin hepsine reçete edilen dozun verilebilmesi için izomerkez hattının etrafında dört ark döndürülmüştür ve ilk iki arkta izomerkez hattının üst kısmında kalan alana, üçüncü ve dördüncü arkta ise izomerkez hattının alt kısmında kalan alana doz verilmiştir. Hedef hacim olarak 70 Gy alan PTV hacmi, 60 Gy alan PTV hacmi ve 56 Gy alan PTV hacmi seçilmiştir. Bu hacimlere SIB (aynı planlar da iki farklı PTV hacmine iki farklı doz reçete edilmesi) plan yapılmıştır. Planlar yapılmadan önce PTV 56 hacminin içerisinde PTV 60 hacmi ve PTV 70 hacmi çıkarılarak OPT 56 hacmi oluşturulmuştur. Bu hacim optimizasyonda kullanılmak üzere oluşturulmuştur. PTV 60 hacminin içerisinde PTV 70 hacmi çıkartılmıştır ve OPT 60 hacmi oluşturulmuştur. OPT 60 hacmi de optimizasyonda

kullanılmak için oluşturulmuştur. Reçete edilen doz 70 Gy alacak hacim için günlük 200 cGy’ den 35 gün, 60 Gy alacak hacim için günlük 171.4 cGy’den 35 gün, 56 Gy alacak hacim için günlük 160 cGy’den 35 gün olarak tanımlanmıştır. Optimizasyonda OPT 56, OPT 60 ve PTV 70 hacimlerine ayrı ayrı değerler verilerek optimizasyon yönetilmiştir. Ayrıca optimizasyonda RAO olarak beyin sapı, sağ-sol optik sinir, sağ-sol lens, sağ-sol göz, spinal kord, sağ-sol parotis, sağ-sol kohlea, mandibula, oral kavite, özefagus ve larenks organlarına da değerler girilerek bu organlar korunmuştur. Tüm planlarda 70 Gy verilen PTV hacminin %95’i reçete edilen dozun %100’nü alacak şekilde planlar yapılmıştır ve yapılan planlar ona göre normalize edilmiştir.



Şekil 23. Nazofarenks planlaması DVH görüntüsü

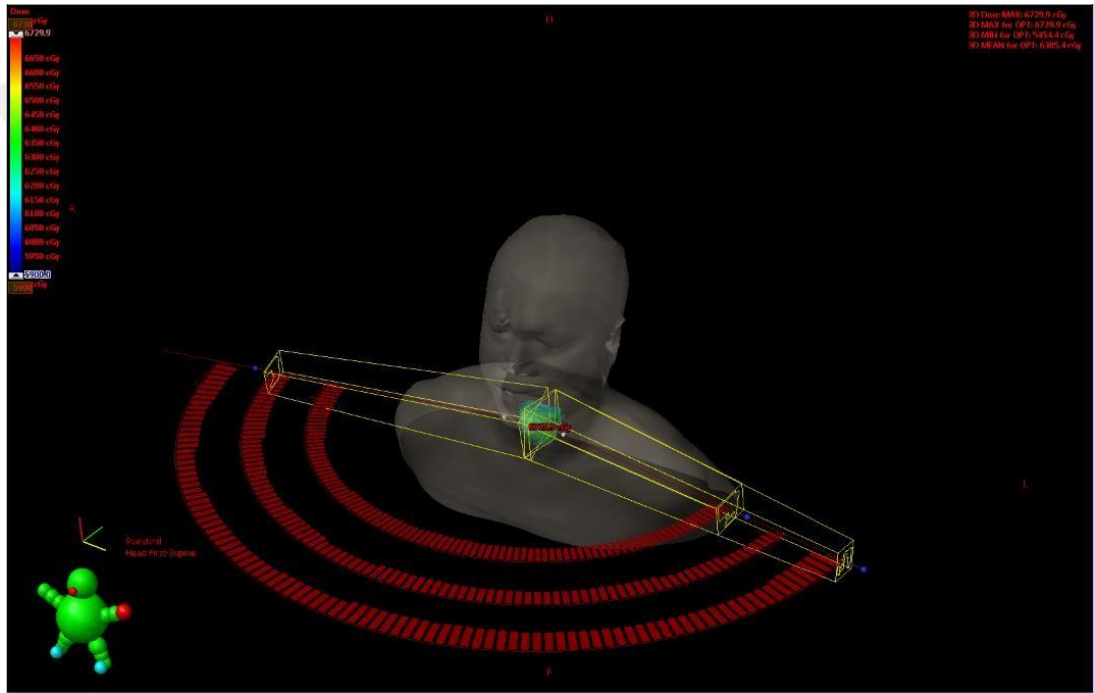
Verilerin toplanması; 70 Gy, 60 Gy ve 56 Gy verilen PTV’lerin maksimum dozları ve ortalama dozları yazılmıştır. Ayrıca 60 Gy ve 56 Gy alan PTV’lerin % 95 (D95) hacimlerinin aldıkları dozlar da yazılmıştır.

Beyin sapının maksimum dozu, sağ-sol optik sinirin maksimum dozları, sağ-sol lensin maksimum dozları, sağ-sol gözün ortalama dozu, spinal kordun maksimum dozu, sağ-sol parotisin dozu, sağ-sol kohleanın dozu, mandibulanın maksimum dozu,

oral kavitenin dozu, özefagus' un- dozu, larenksin dozu ve her planın toplam MU değerleri tablolara yazılmıştır.

3.2.4 Glottik larenks bölgesi planlaması

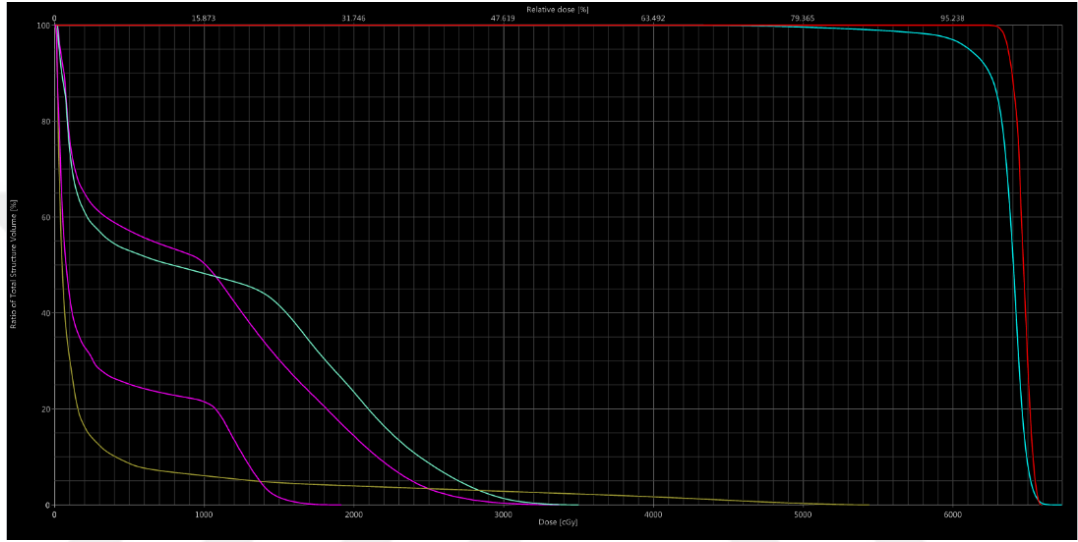
Hem Millenium ÇYK için hem de HD ÇYK için kullanılan CT ve konturlamalar aynıdır. Her hasta için çizilen konturlamalar üzerinden plan yapılmıştır. Şekil 24'te yapılan planın üç boyutlu model görüntüsü verilmiştir.



Şekil 24. Larenks planlaması model görüntüsü

Planlar yapılırken VMAT tekniği ile yapılmıştır. Gantry PTV izomerkezinin etrafında üç yarım ark dönecek şekilde plan yapılmıştır. Birinci yarım ark için gantry'nin başlangıç açısı, 280 derece bitiş açısı 80 derece saat yönüne doğru dönecek şekilde ayarlanmıştır. İkinci yarım ark birinci arkın bittiği açıdan başlayarak saat yönünün tersine 280 dereceye kadar dönecek şekilde belirlenmiştir. Üçüncü ark ise birinci ark ile aynı açıda başlayıp bitmektedir ve saat yönüne dönmektedir. Kolimatör açıları birinci ve üçüncü ark için 10 derece, ikinci ark için 350 derecedir. Seçilen enerji 6MV'dir. Hedef hacim olarak GTV ve PTV seçilmiştir ve sıcak doz noktaları GTV'nin içinde toplamak amacı ile GTV, PTV hacmi içerisinde 0 mm

marj ile çıkarılmıştır. Reçete edilen doz günlük 225 cGy' den 28 gün olarak tanımlanmıştır. Optimizasyonda GTV ve PTV hacimlerine ayrı ayrı değerler girilmiştir ayrıca RAO olarak sağ-sol karotis, özefagus ve spinal kord hacimlerine de değerler girilmiştir. Tüm planlarda PTV hacminin %95'i reçete edilen dozun %100'ünü alacak şekilde planlar yapılmıştır ve yapılan planlar ona göre normalize edilmiştir.



Şekil 25. Larenks planlaması DVH görüntüsü

Verilerin toplanması; PTV'nin maksimum dozu, PTV'nin mean dozu, GTV'nin maksimum dozu, GTV'nin dozu, sağ-sol karotislerin maksimum dozu, sağ-sol karotislerin dozu, özefagus'un maksimum dozu, özefagusun dozu, spinal kord'un maksimum dozu ve yapılan her planın toplam MU değerleri tablolara yazılmıştır.

4 BULGULAR

Bu çalışmada, lokal prostat, larenks, pelvik lenf nodu ve prostat ve nazofarenks bölgeleri ve her bölge için farklı 5 hasta seçilmiştir. Seçilen hastaların her biri için üç ayrı tedavi planı yapılmıştır. Hedef bölge ve RAO için doz değerleri kayıt altına alınmıştır.

Yapılan ilk tip planda Millenium ÇYK yapısına sahip cihazın bilgileri kullanarak plan optimize edilmiştir. Her bölgenin PTV hacimleri ve o bölgedeki RAO dikkate alınarak optimizasyona değerler verilmiştir. Yapılan bu plan referans plan olarak kabul edilmiştir.

İkinci planda ise optimizasyona girilen değerler hiç değiştirilmeden sadece planlama sistemindeki ÇYK bilgii değiştirilmiştir. Millenium ÇYK bilgileri ile hesaplanan doz aynı optimizasyon bilgileri kullanarak HD ÇYK bilgileri ile hesaplanmıştır. Yani bu teknikte sadece ÇYK bilgileri değiştirilmiştir.

Üçüncü teknikte ise sadece HD ÇYK bilgileri kullanarak o bölgedeki PTV hacmi ve RAO dikkate alınarak optimizasyon penceresinde ilgili bölgelere değerler girilmiş, plan yapılmıştır. Üç farklı teknikte dört farklı bölge için yapılan planların verileri toplanıp tablolara yazılmıştır.

Sonuçlar her bir primer bölge (lokal prostat, larenks, nazofarenks ve pelvik lenf nodu ve prostat) göz önüne alınarak ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

4.1 Lokal Prostat Tedavisi için Plan Bulguları

Lokal prostat kanseri hastalarındaki değerler aşağıda sunulmuştur.

4.1.1 Lokal prostat tedavisinde PTV maksimum için bulgular

PTV maksimum (PTVmaks) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTVmaks değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 8075,2 cGy iken, HD(C)-ÇYK tekniğinde 8184,9 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 8216,1 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.022$). HD-ÇYK tekniğinde PTVmaks ortalama değerlerinin HD(C)-ÇYK ve M-ÇYK tekniklerine göre anlamlı şekilde düşük düzeylerde olduğu belirlenmiştir (sırasıyla $p=0.016$ ve $p=0.040$) (Tablo 1 ve Şekil 26).

Tablo 1. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planları için hedef maksimum dozun (PTVmaks) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

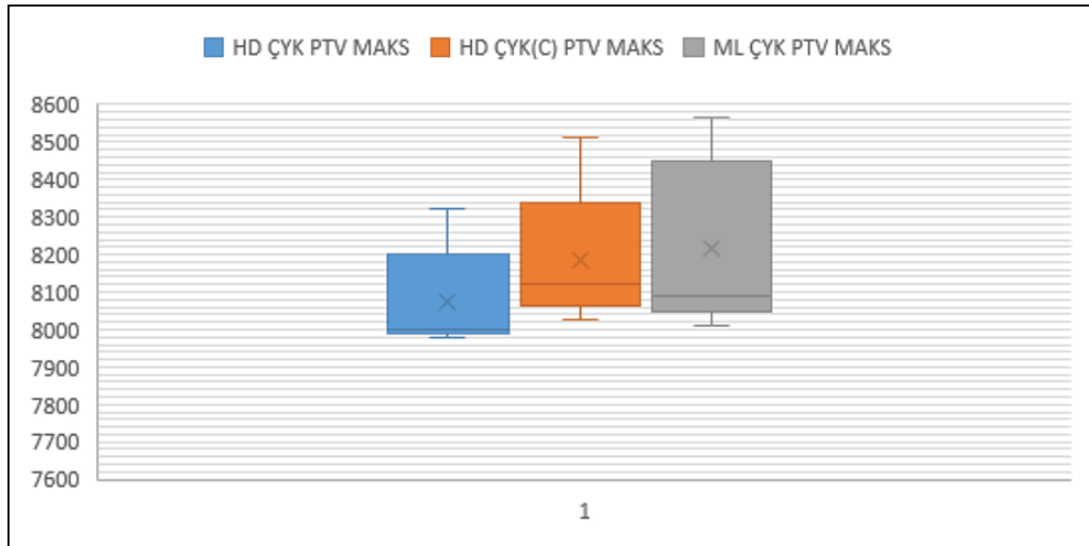
Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	8322,3	7981,1	8075,2	143,1	0.022*
HD(C)- ÇYK	5	8510,8	8024,8	8184,9	189,2	
M-ÇYK	5	8565,6	8011	8216,1	229,6	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)

HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.016$

HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.040$

HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.440$



Şekil 26. Üç farklı teknik için PTVmaks değerlerinin dağılımı

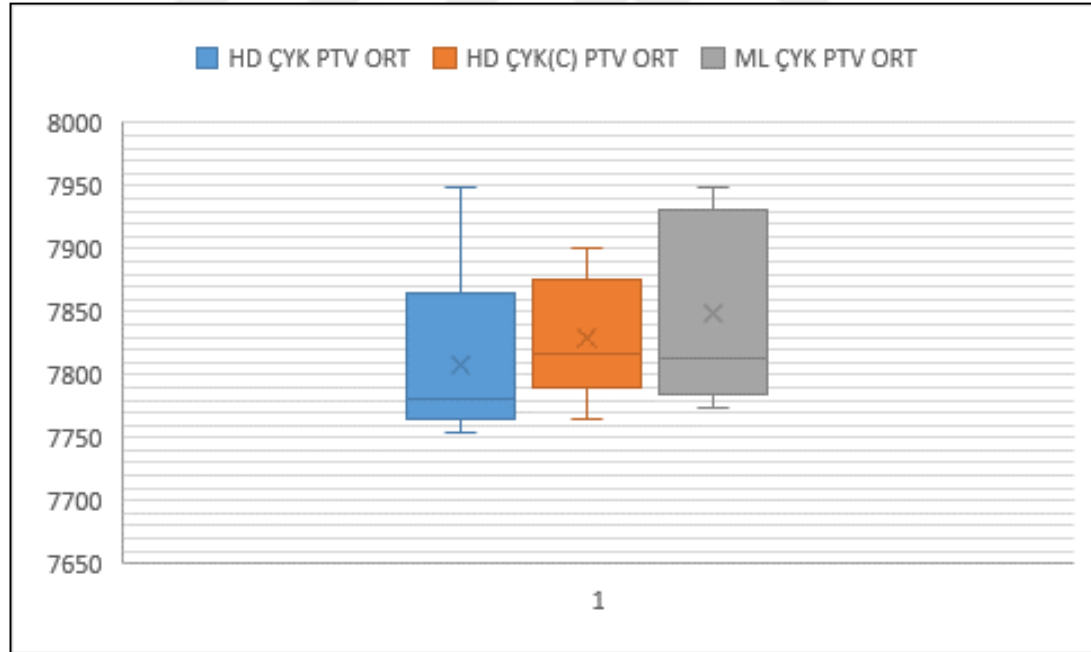
4.1.2 Lokal prostat tedavisinde PTV ortalama için bulgular

PTV ortalama (PTV_{ort}) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV_{ort} değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 7808,2 cGy iken, HD(C)-ÇYK tekniğinde 8184,9 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 7849,2 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.224$) (Tablo 2 ve Şekil 27).

Tablo 2. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planları için hedef ortalama dozun (PTV_{ort}) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	7948,8	7753,3	7808,2	79,4	0.224*
HD(C)- ÇYK	5	7901,6	7765,4	7829,3	50,3	
M-ÇYK	5	7968,8	7773	7849,2	77,3	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi



Şekil 27. Üç farklı teknik için PTV değerlerinin dağılımı

4.1.3 Lokal prostat tedavisinde rektum için %60 (D60) bulguları

Rektum %60 (D60) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV %60 (D60) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 2562,4 cGy iken, HD(C)-ÇYK tekniğinde 2519,6 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 2735,5 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.036$). HD(C)-ÇYK tekniğinde %60 (D60) ortalama değerlerinin M-ÇYK tekniğine göre anlamlı şekilde düşük düzeylerde olduğu belirlenmiştir ($p=0.027$) (Tablo 3 ve Şekil 28).

Tablo 3. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK teknikleri ile yapılan tedavi planlarında rektum için %60 (D60) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

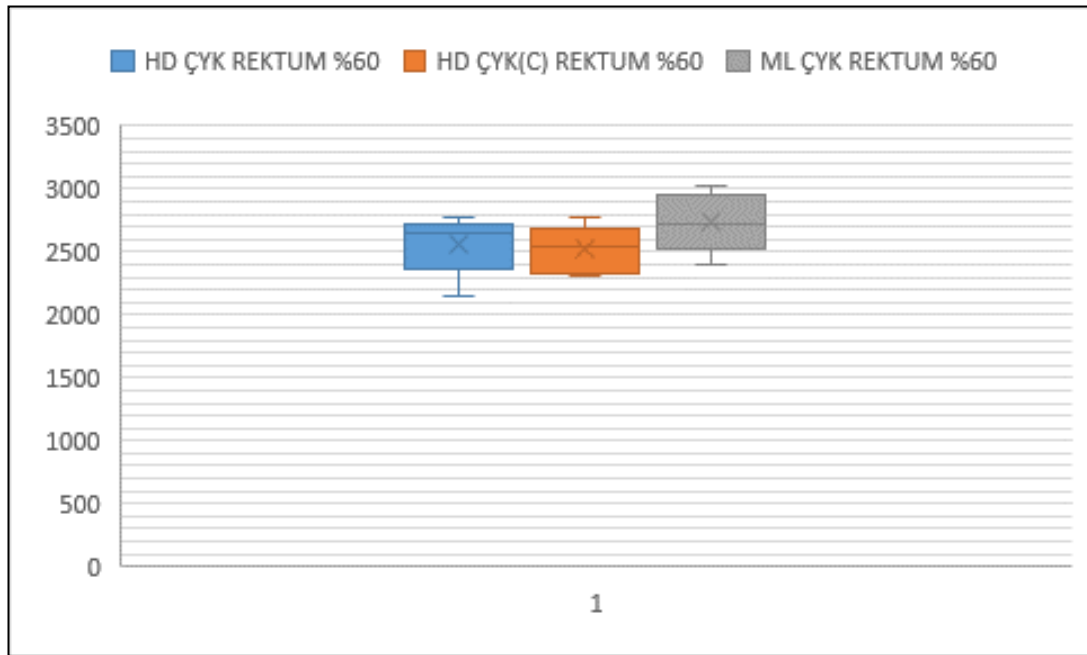
Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	2779,6	2158,3	2562,4	238,1	0.036*
HD(C)- ÇYK	5	2767,8	2308	2519,6	191,1	
M-ÇYK	5	3029,9	2403,3	2735,5	234,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)

HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.640$

HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.052$

HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.027$



Şekil 28. Üç farklı teknik için rektum %60 (D60) değerlerinin dağılımı

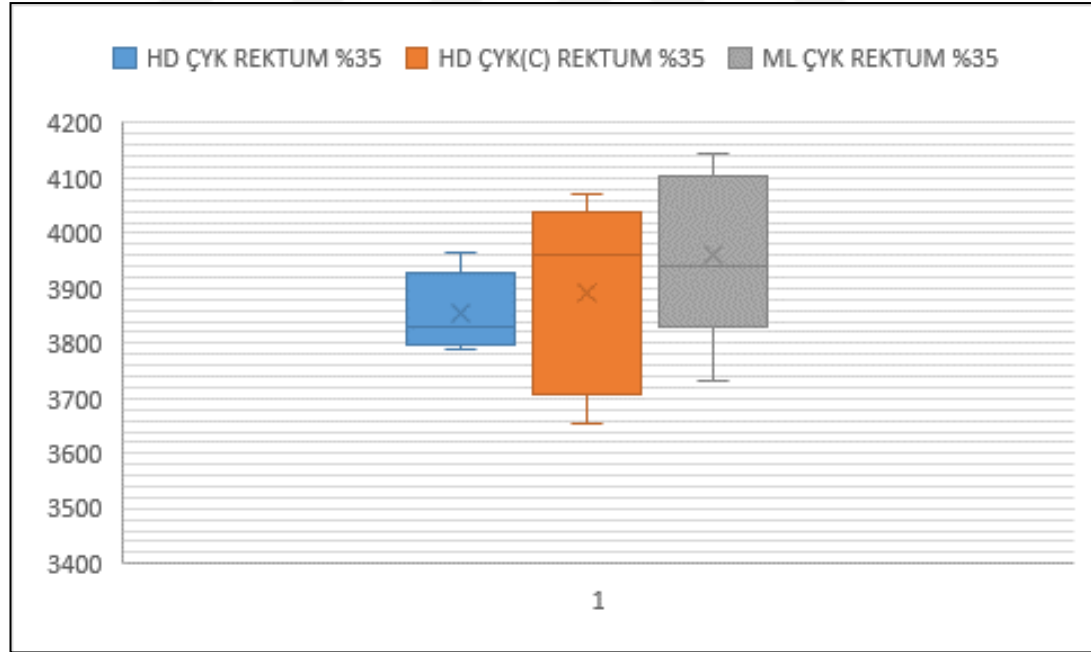
4.1.4 Lokal prostat tedavisinde rektum için %35 (D35) bulguları

Rektum %35 (D35) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. %35 (D35) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 3856,2 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 3890,9 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 3961,7 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.250$) (Tablo 4 ve Şekil 29).

Tablo 4. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Rektum için %35 (D35) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	3963,7	3789,7	3856,2	70,7	0.250*
HD(C)- ÇYK	5	4070,1	3654,5	3890,9	174,7	
M-ÇYK	5	4143,8	3731,1	3961,7	156,7	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi



Şekil 29. Üç farklı teknik için rektum %35 (D35) değerlerinin dağılımı

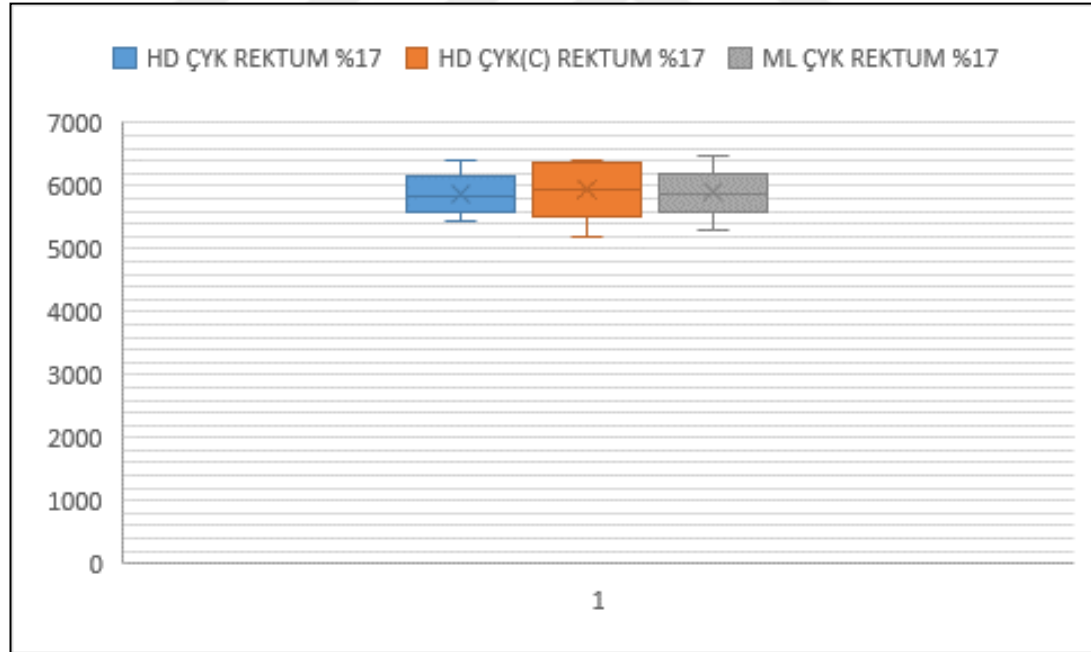
4.2 Lokal prostat tedavisinde rektum için %17 (D17) bulguları

Rektum %17 (D17) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV %17 (D17) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 5869,2 cGy iken, HD(C)-ÇYK tekniğinde 5949,9cGy ve M-ÇYK tekniğinde 5892,1 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.678$) (Tablo 5 ve Şekil 30).

Tablo 5. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Rektum için %17 (D17) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6411,5	5428,5	5869,2	352,5	0.678*
HD(C)- ÇYK	5	6409,4	5203,4	5949,9	482,6	
M-ÇYK	5	6470,9	5318,1	5892,1	407,6	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi



Şekil 30. Üç farklı teknik için rektum %17 (D17) değerlerinin dağılımı

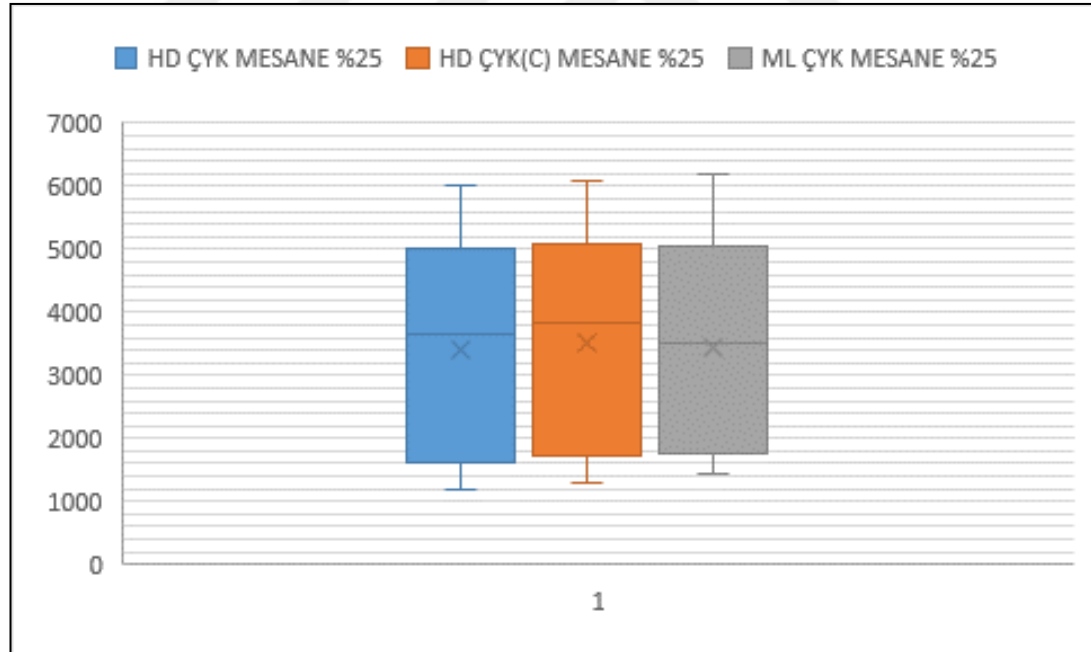
4.2.1 Lokal prostat tedavisinde mesane için %25 (D25) bulguları

Mesane için %25 (D25) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Mesane için %25 (D25) değerlerinin ortalama ı HD-ÇYK tekniğinde 3388,5 cGy iken, HD(C)-ÇYK tekniğinde 3496,7 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 3434,7 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.337$) (Tablo 6 ve Şekil 31).

Tablo 6. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Mesane için %25 (D25) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6018,3	1179,5	3388,5	1881,2	0.337*
HD(C)- ÇYK	5	6094	1283,6	3496,7	1860,4	
M-ÇYK	5	6189,9	1440,4	3434,7	1841,3	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi



Şekil 31. Üç farklı teknik için Mesane için %25 (D25) değerlerinin dağılımı

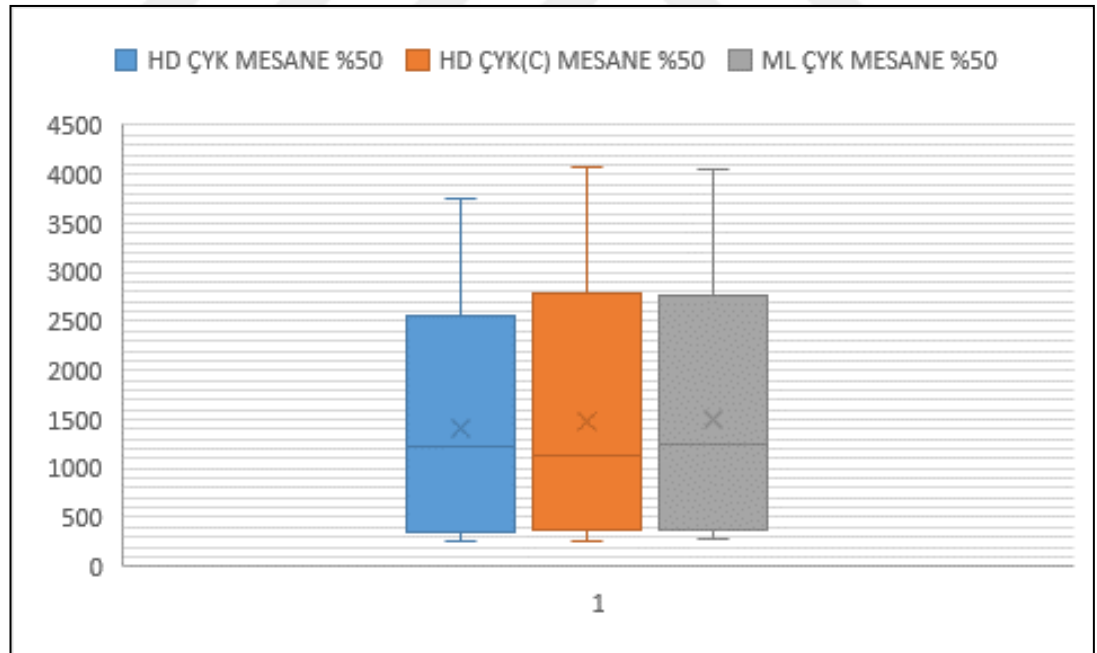
4.2.2 Lokal prostat tedavisinde mesane için %50 (D50) bulguları

Mesane için %50 (D50) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Mesane için %50 (D50) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 1412,4cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 1486,0 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 1503,0 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.267$) (Tablo 7 ve Şekil 32).

Tablo 7. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Mesane için %50 (D50) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	3748,7	255,1	1412,4	1391,4	0.267*
HD(C)-ÇYK	5	4071,6	268,2	1486,0	1528,1	
M-ÇYK	5	4056,7	276,9	1503,0	1514,0	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi



Şekil 32. Üç farklı teknik için Mesane için %50 (D50) değerlerinin dağılımı

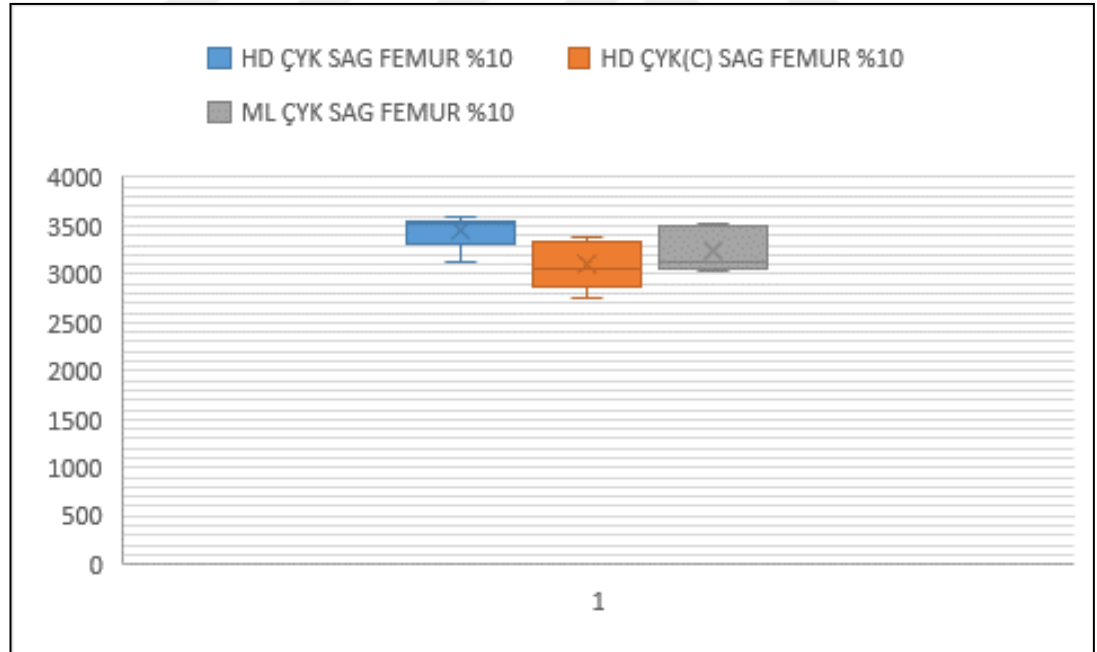
4.2.3 Lokal prostat tedavisinde sağ femur %10 (D10) bulguları

Sağ Femur %10 (D10) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sağ Femur %10 (D10) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 3453,3 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 3093,6 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 3253,8 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.078$) (Tablo 8 ve Şekil 33).

Tablo 8. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sağ Femur %10 (D10) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	3582,9	3132,7	3453,3	181,5	0.078*
HD(C)- ÇYK	5	3376,0	2746,5	3093,6	248,6	
M-ÇYK	5	3519,3	3033,7	3253,8	231,9	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi



Şekil 33. Üç farklı teknik için sağ femur için %10 (D10) değerlerinin dağılımı

4.2.4 Lokal prostat tedavisinde sol femur %10 (D10) bulguları

Sol Femur %10 (D10) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sol Femur %10 (D10) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 3219,2 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 3042,8 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 3387,6 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.025$). HD(C)- ÇYK tekniğinde Sol Femur %10 (D10) Ortalama değerlerinin M-ÇYK tekniğine göre anlamlı şekilde düşük düzeylerde olduğu belirlenmiştir ($p=0.048$) (Tablo 9 ve Şekil 34).

Tablo 9. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sol Femur %10 (D10) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

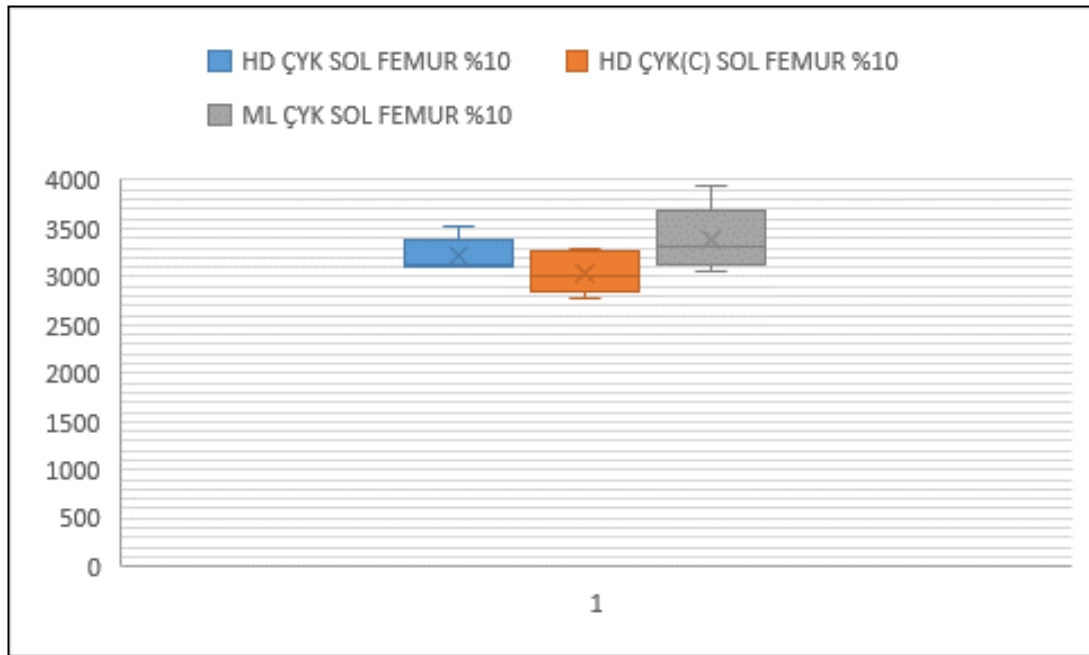
Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	3519,3	3106,5	3219,2	174,5	0.025*
HD(C)- ÇYK	5	3282,9	2783,4	3042,8	219,1	
M-ÇYK	5	3930,2	3055,1	3387,6	335,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)

HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.098$

HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.133$

HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.048$



Şekil 34. Üç farklı teknik için sol femur için %10 (D10) değerlerinin dağılımı

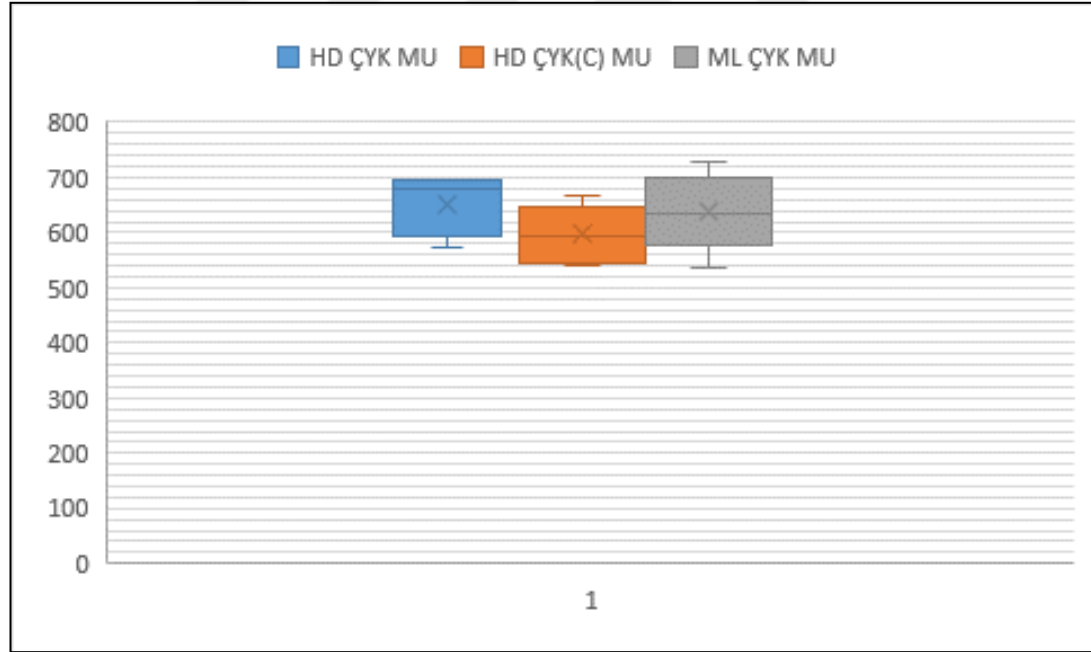
4.2.5 Lokal prostat tedavisinde MU bulguları

MU değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. MU değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 651,2 iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 596,0 ve M-ÇYK tekniğinde 638,2 olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.052$) (Tablo 10 ve Şekil 35).

Tablo 10. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında MU minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum	Minimum	Ortalama	Standart sapma	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	696	575	651,2	54,3	0.052*
HD(C)- ÇYK	5	666	541	596,0	52,8	
M-ÇYK	5	730	536	638,2	71,0	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)



Şekil 35. Üç farklı teknik için MU değerlerinin dağılımı

4.3 Pelvik Lenf nodu ve Prostat Tedavisi Bulguları

Pelvik lenf nodu ve prostat planlarının değerleri aşağıda sunulmuştur.

4.3.1 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde PTV maks bulguları

PTV maks değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV maks değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 5393,6 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 5536,3 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 5390,8 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.001$). HD(C)- ÇYK tekniğinde PTV Maks Ortalama değerlerinin HD-ÇYK ve M-ÇYK tekniğine göre anlamlı şekilde yüksek düzeylerde olduğu belirlenmiştir (sırasıyla $p=0.013$ ve $p=0.008$) (Tablo 11 ve Şekil 36).

Tablo 11. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTVmaks minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

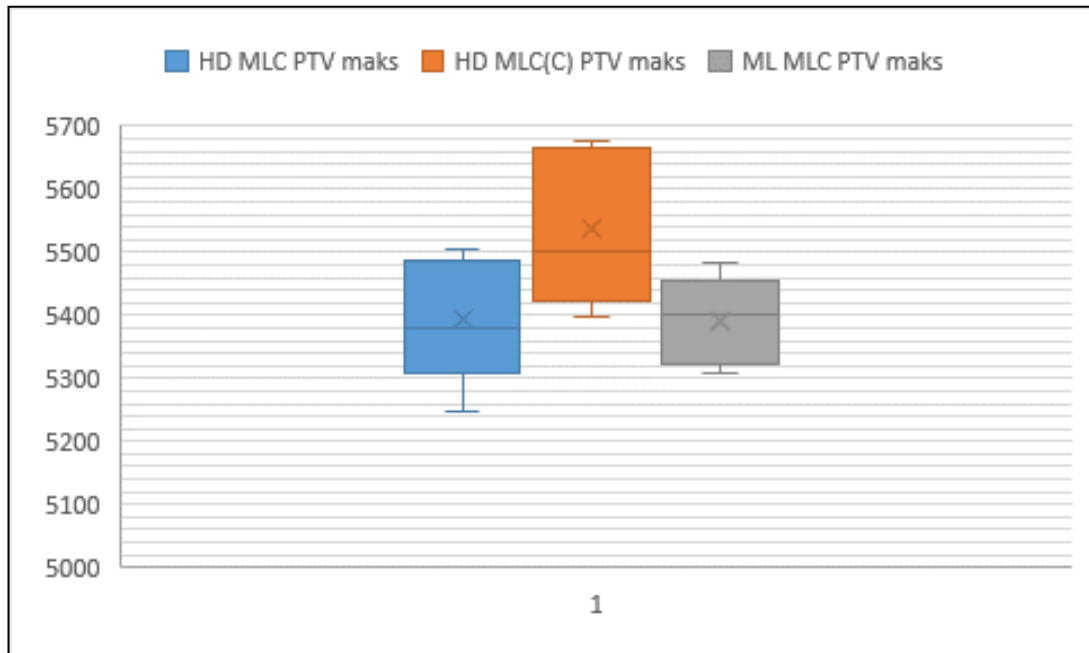
Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	5505,9	5246,6	5393,6	100,2	0.001*
HD(C)- ÇYK	5	5676,6	5397,3	5536,3	125,8	
M-ÇYK	5	5483,2	5309,8	5390,8	70,8	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)

HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.013$

HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.905$

HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.008$



Şekil 36. Üç farklı teknik için PTV maks değerlerinin dağılımı

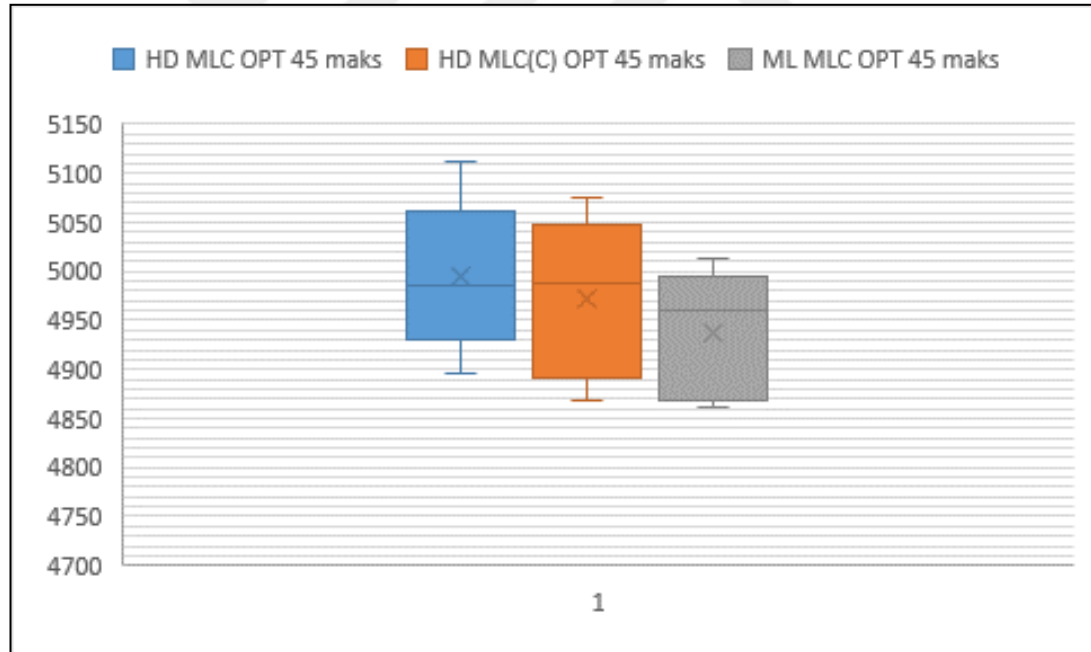
4.3.2 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde PTV45 maksimum bulguları

PTV45 maksimum değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD- ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV 45 maks değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 4994,0 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 4972,8 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 4937,5 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.381$) (Tablo 4.12 ve Şekil 37).

Tablo 12. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV45 Maks minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	5113,2	4895,8	4994,0	79,0	0.381*
HD(C)- ÇYK	5	5075,9	4868,1	4972,8	83,0	
M-ÇYK	5	5013,0	4862,4	4937,5	66,3	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi



Şekil 37. Üç farklı teknik için PTV45 maks değerlerinin dağılımı

4.3.3 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde PTV ortalama bulguları

PTV ortalama (PTV ort) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV ort değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 5136,9cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 5192,1 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 5150,0 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.004$). HD-ÇYK tekniğinde PTV Ortalama değerlerinin HD-ÇYK ve M-ÇYK tekniğine göre anlamlı şekilde yüksek düzeylerde olduğu belirlenmiştir (sırasıyla $p=0.014$ ve $p=0.040$) (Tablo 13 ve Şekil 38).

Tablo 13. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

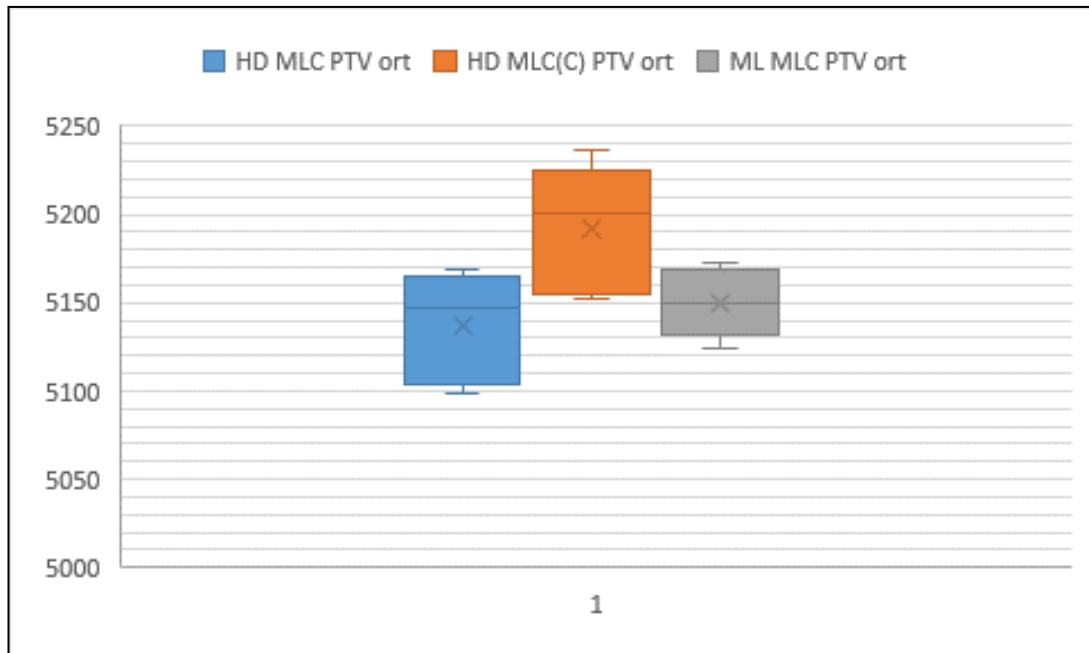
Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	5168,8	5098,9	5136,9	31,0	0.004*
HD(C)- ÇYK	5	5237,0	5151,8	5192,1	36,9	
M-ÇYK	5	5173,3	5124,8	5150,0	19,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)

HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.014$

HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.149$

HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.040$



Şekil 38. Üç farklı teknik için PTV değerlerinin dağılımı

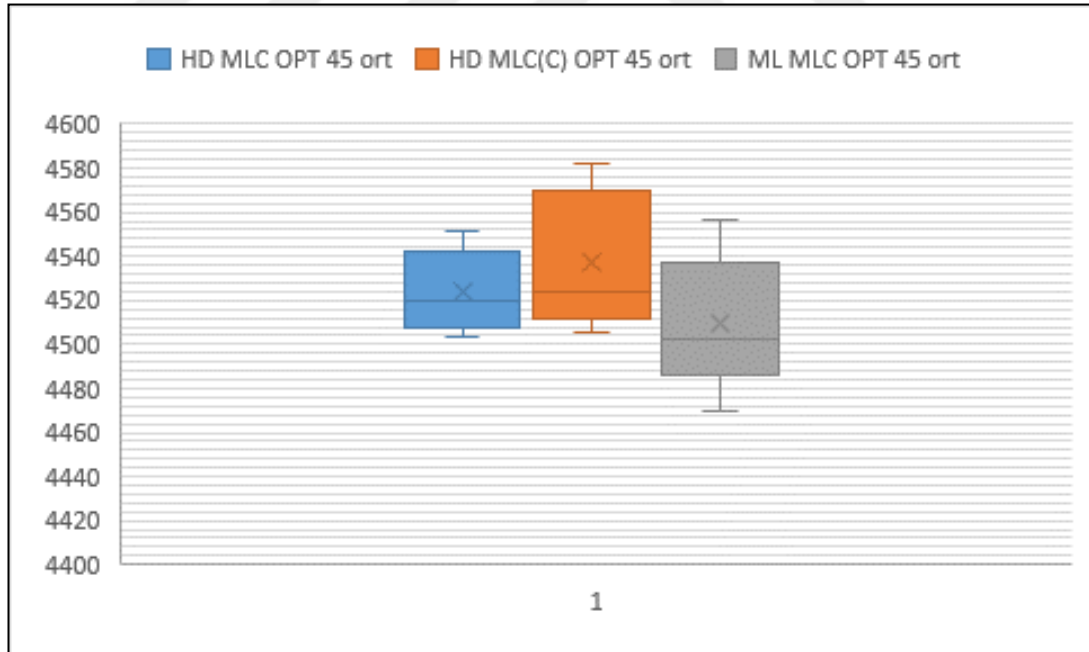
4.3.4 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde PTV45 ortalama bulguları

PTV45 ortalama (PTV 45 ort) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV45ort değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 4523,9cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 4537,4 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 4510,0 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.381$) (Tablo 14 ve Şekil 39).

Tablo 14. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV45 ortalama minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	4551,7	4503,3	4523,9	19,1	0.381*
HD(C)- ÇYK	5	4582,2	4505,3	4537,4	31,8	
M-ÇYK	5	4557,0	4470,1	4510,0	31,5	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 39. Üç farklı teknik için PTV45 ortalama değerlerinin dağılımı

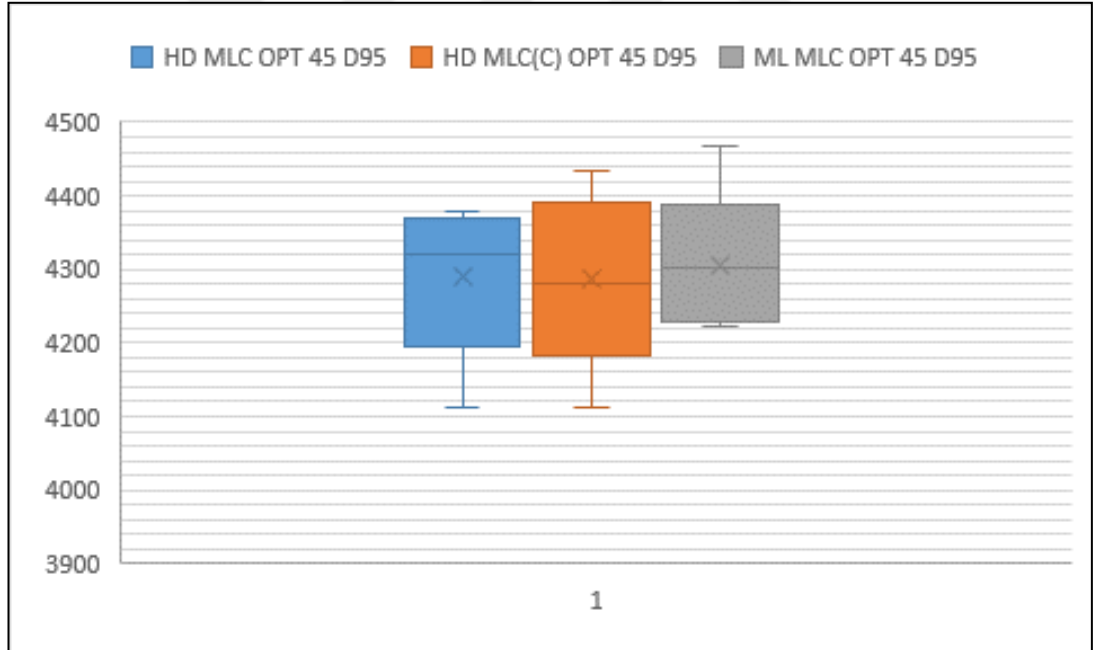
4.3.5 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde PTV45 D95 bulguları

PTV45 D95 değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTVopt45 D95 değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 4290,8 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 4286,6 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 4306,8 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.898$) (Tablo 15 ve Şekil 40).

Tablo 15. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV45 D95 minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	4380,4	4113,0	4290,8	106,5	0.898*
HD(C)- ÇYK	5	4435,5	4111,0	4286,6	120,2	
M-ÇYK	5	4466,3	4222,0	4306,8	97,6	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 40. Üç farklı teknik için PTV45 D95 değerlerinin dağılımı

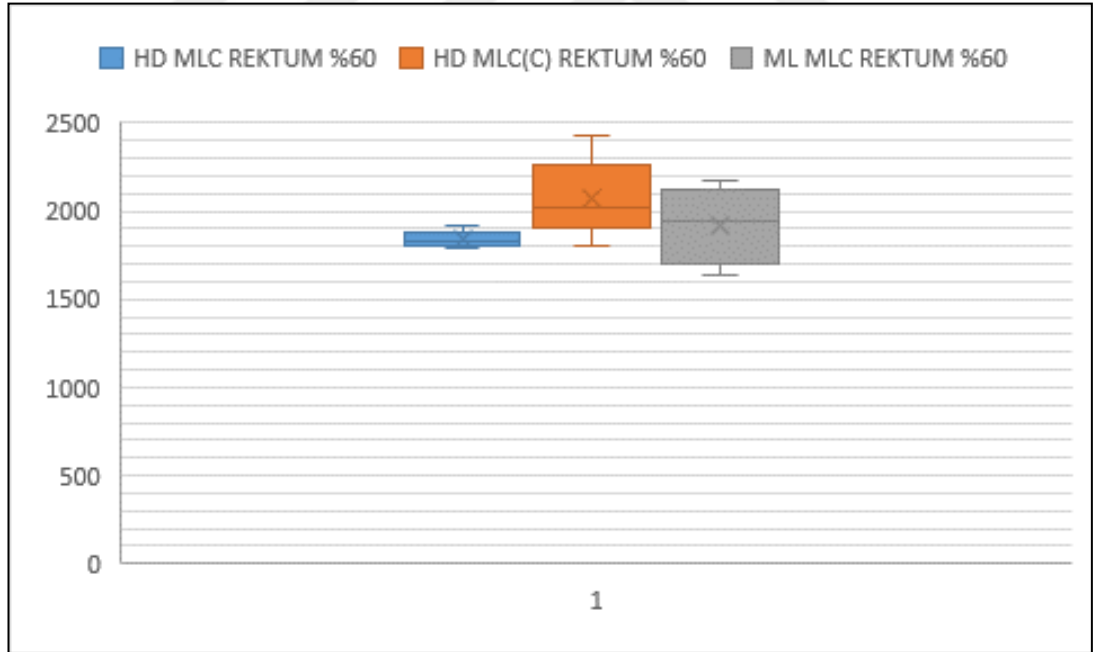
4.3.6 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde rektum için %60 (D60) bulguları

Rektum için %60 (D60) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Rektum için %60 (D60) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 1836,3cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 2074,6cGy ve M-ÇYK tekniğinde 1922,0 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.063$) (Tablo 16 ve Şekil 41).

Tablo 16. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Rektum için %60 (D60) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	1914,6	1793,0	1836,3	48,0	0.063*
HD(C)- ÇYK	5	2427,3	1800,2	2074,6	227,2	
M-ÇYK	5	2180,4	1632,7	1922,0	220,5	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 41. Üç farklı teknik için Rektum için %60 (D60) değerlerinin dağılımı

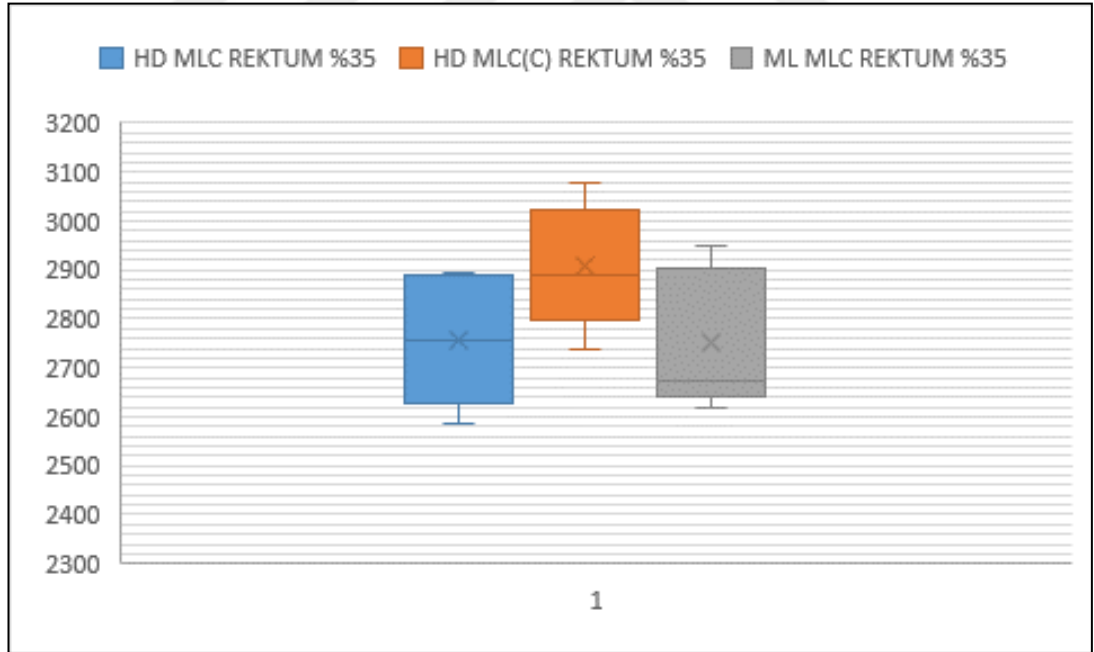
4.3.7 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde rektum için %35 (D35) bulguları

Rektum için %35 (D35) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Rektum için %35 (D35) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 2758,2 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 2907,1 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 2752,6 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.154$) (Tablo 17 ve Şekil 42).

Tablo 17. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Rektum için %35 (D35) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	2894,7	2588,3	2758,2	135,0	0.154*
HD(C)- ÇYK	5	3078,3	2736,6	2907,1	127,6	
M-ÇYK	5	2950,7	2616,4	2752,6	142,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 42. Üç farklı teknik için Rektum için %35 (D35) değerlerinin dağılımı

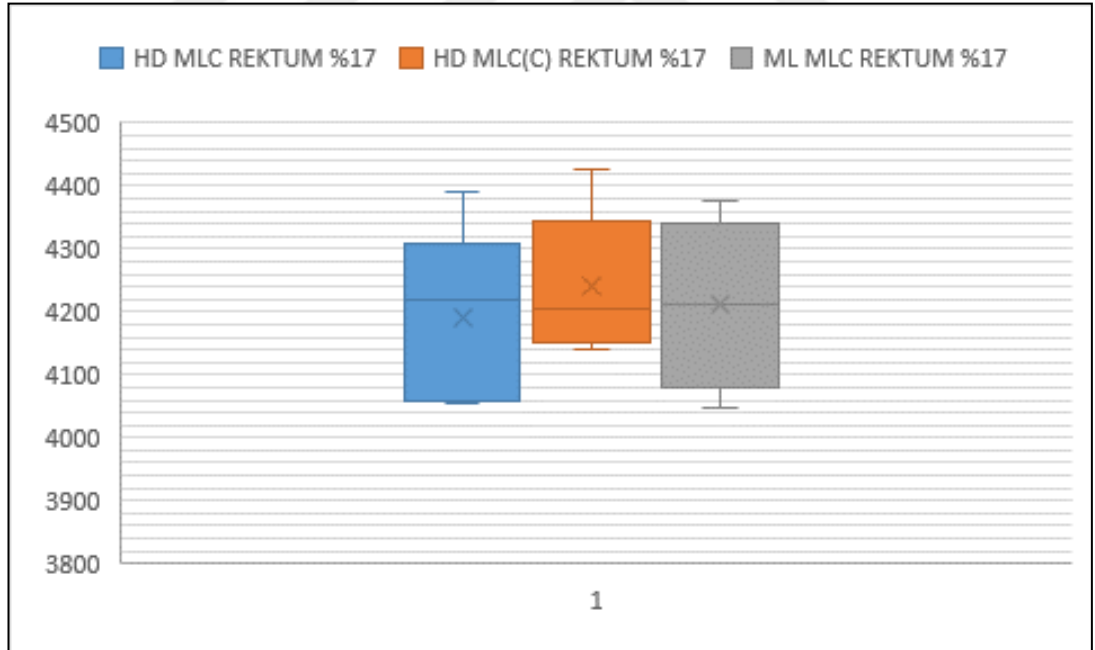
4.3.8 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde rektum için %17 (D17) bulguları

Rektum için %17 (D17) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Rektum için %17 (D17) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 4190,3 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 4239,4 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 4211,8 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.472$) (Tablo 18 ve Şekil 43).

Tablo 18. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Rektum için %17 (D17) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	4392,3	4056,4	4190,3	139,4	0.472*
HD(C)- ÇYK	5	4425,6	4142,3	4239,4	113,6	
M-ÇYK	5	4375,7	4049,1	4211,8	134,4	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 43. Üç farklı teknik için Rektum için %17 (D17) değerlerinin dağılımı

4.3.9 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde mesane için %50 (D50) bulguları

Mesane için %50 (D50) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Mesane için %50 (D50) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 2607,8 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 2809,5 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 2631,3 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.007$). HD-ÇYK tekniğinde mesane için %50 (D50) Ortalama değerlerinin HD-ÇYK ve M-ÇYK tekniğine göre anlamlı şekilde yüksek düzeylerde olduğu belirlenmiştir (sırasıyla $p=0.026$ ve $p=0.017$) (Tablo 19 ve Şekil 44).

Tablo 19. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Mesane için %50 (D50) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

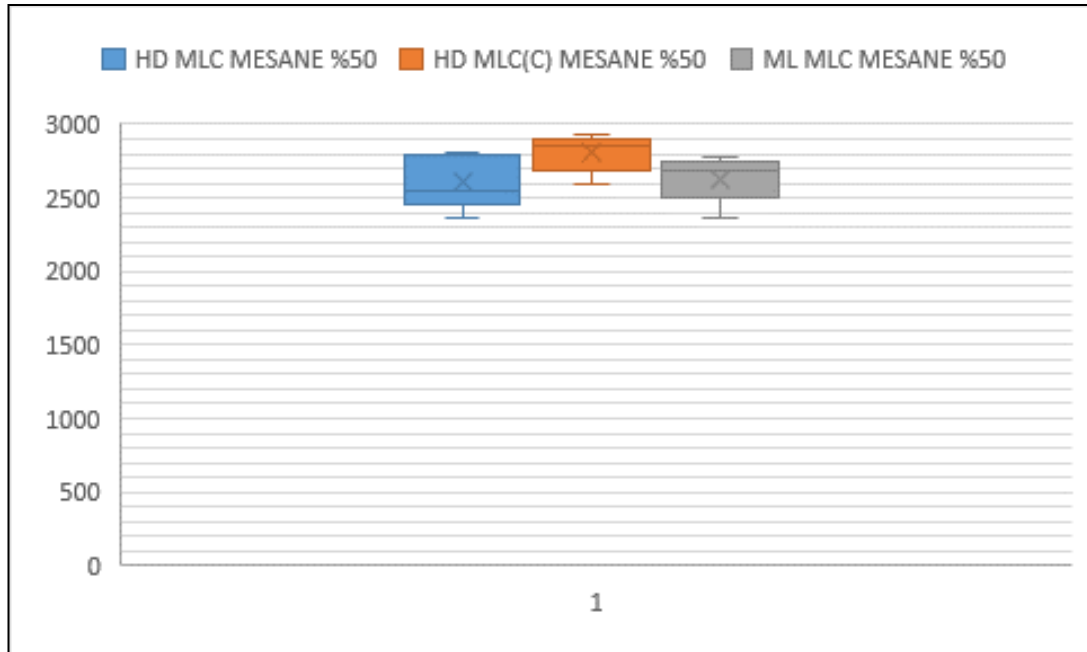
Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	2806,7	2359,9	2607,8	183,3	0.007*
HD(C)- ÇYK	5	2932,3	2591,0	2809,5	132,6	
M-ÇYK	5	2776,7	2364,7	2631,3	158,1	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)

HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.026$

HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.635$

HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.017$



Şekil 44. Üç farklı teknik için Mesane için %50 (D50) değerlerinin dağılımı

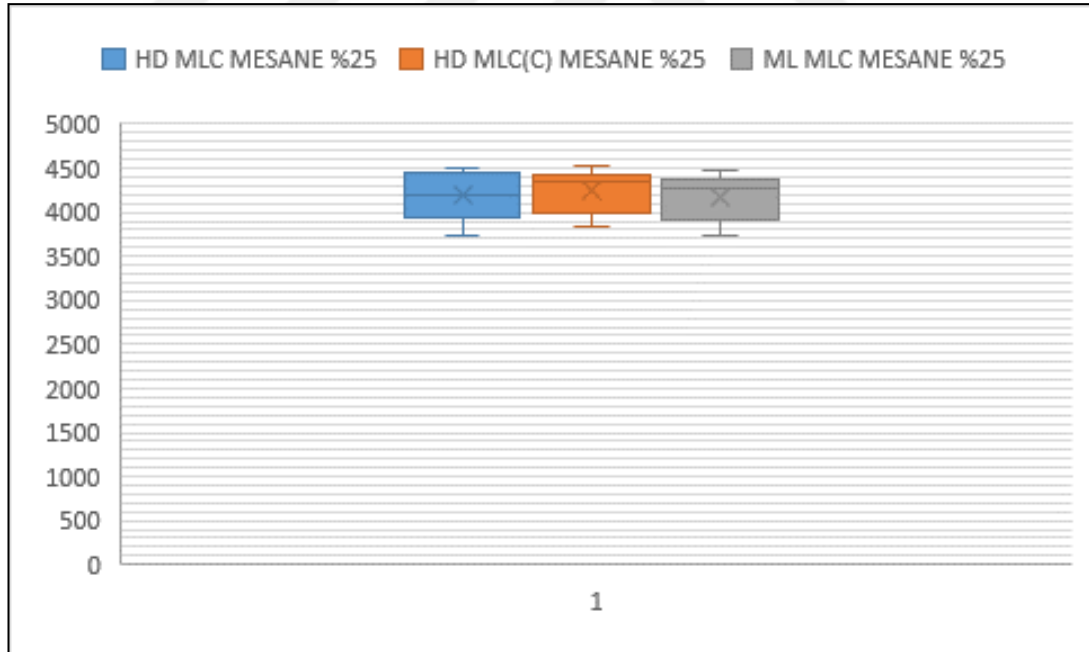
4.3.10 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde mesane için %25 (D25) bulguları

Mesane için %25 (D25) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Mesane için %25 (D25) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 4194,0cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 4243,5cGy ve M-ÇYK tekniğinde 4180,3cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.230$) (Tablo 20 ve Şekil 45).

Tablo 20. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Mesane için %25 (D25) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	4505,8	3744,4	4194,0	290,9	0.230*
HD(C)- ÇYK	5	4514,6	3833,6	4243,5	259,0	
M-ÇYK	5	4466,3	3725,8	4180,3	281,3	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 45. Üç farklı teknik için Mesane için %25 (D25) değerlerinin dağılımı

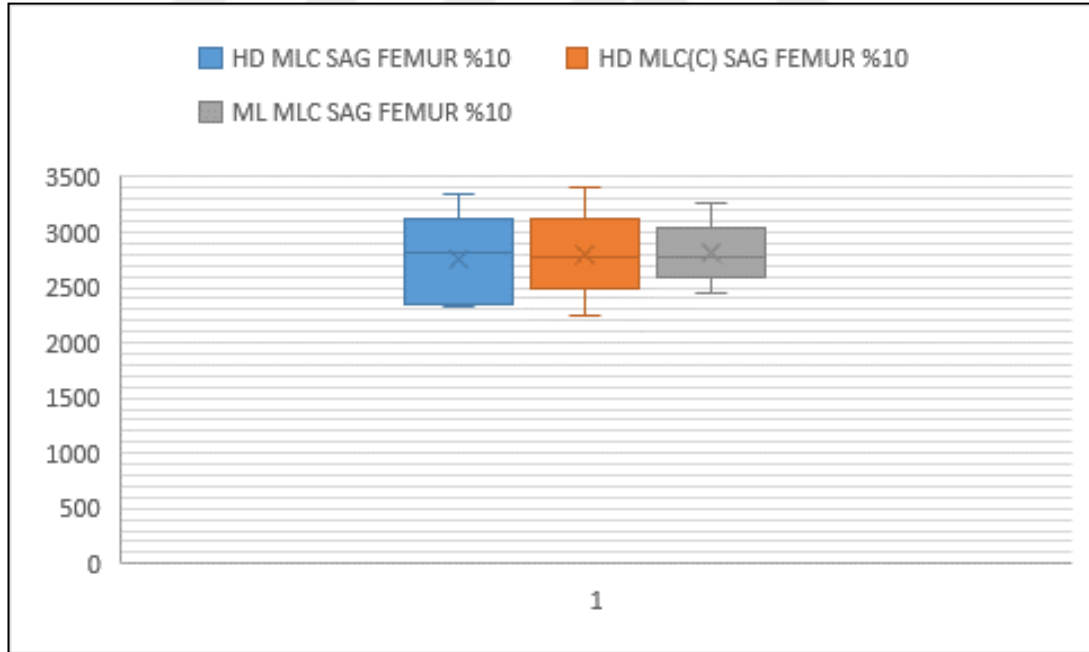
4.3.11 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde sağ femur %10 (D10) bulguları

Sağ femur %10 (D10) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sağ Femur %10 (D10) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 2748 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 2798,2 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 2810,2 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.823$) (Tablo 21 ve Şekil 56).

Tablo 21. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sağ Femur %10 (D10) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	3355,6	2338,0	2748,5	417,9	0.823*
HD(C)- ÇYK	5	3418,2	2253,9	2798,2	414,2	
M-ÇYK	5	3259,5	2449,2	2810,2	292,3	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 56. Üç farklı teknik için sağ femur için %10 (D10) değerlerinin dağılımı

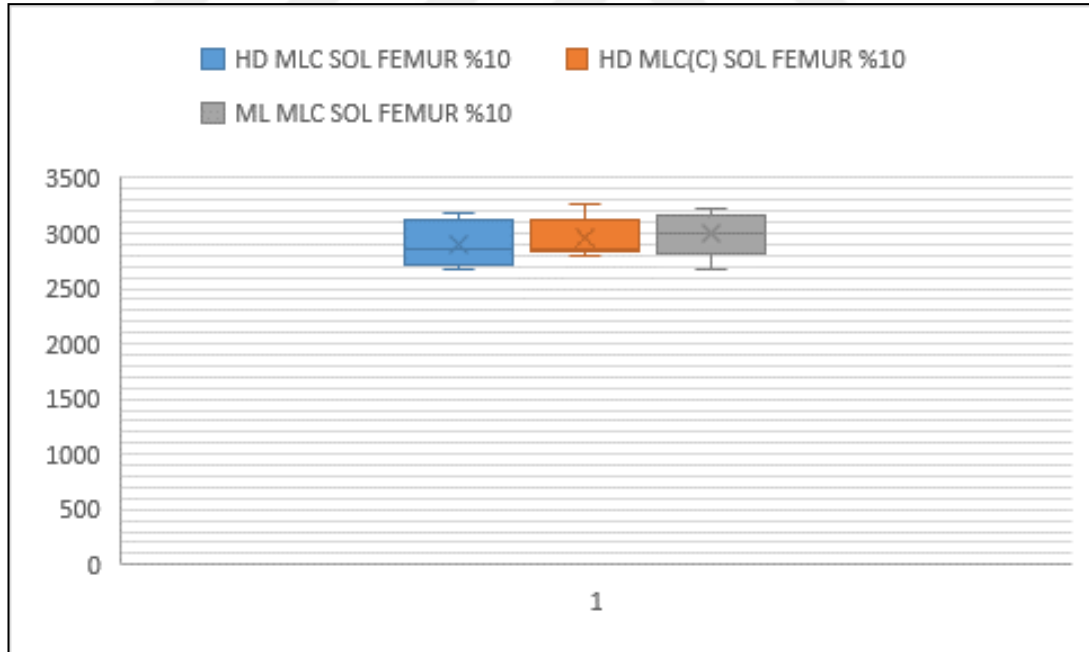
4.3.12 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde sol femur %10 (D10) bulguları

Sol femur %10 (D10) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sol femur %10 (D10) değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 2907,8 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 2955,2 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 2993,0 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.599$) (Tablo 22 ve Şekil 47).

Tablo 22. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sol Femur %10 (D10) minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum (cGy)	Minimum (cGy)	Ortalama (cGy)	Standart sapma (cGy)	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	3184,8	2669,2	2907,8	213,4	0.599*
HD(C)- ÇYK	5	3275,3	2798,3	2955,2	190,2	
M-ÇYK	5	3218,1	2677,1	2993,0	203,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 47. Üç farklı teknik için sol femur için %10 (D10) değerlerinin dağılımı

4.3.13 Pelvik lenf nodu ve prostat tedavisinde MU bulguları

MU değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. MU değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 1088,2 iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 913,2 ve M-ÇYK tekniğinde 1046,0 olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.023$). HD-ÇYK tekniğinde MU Ortalama değerlerinin HD-ÇYK tekniğine göre anlamlı şekilde yüksek düzeylerde olduğu belirlenmiştir ($p=0.022$) (Tablo 23 ve Şekil 48).

Tablo 23. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK teknikleri ile yapılan tedavi planlarında MU minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

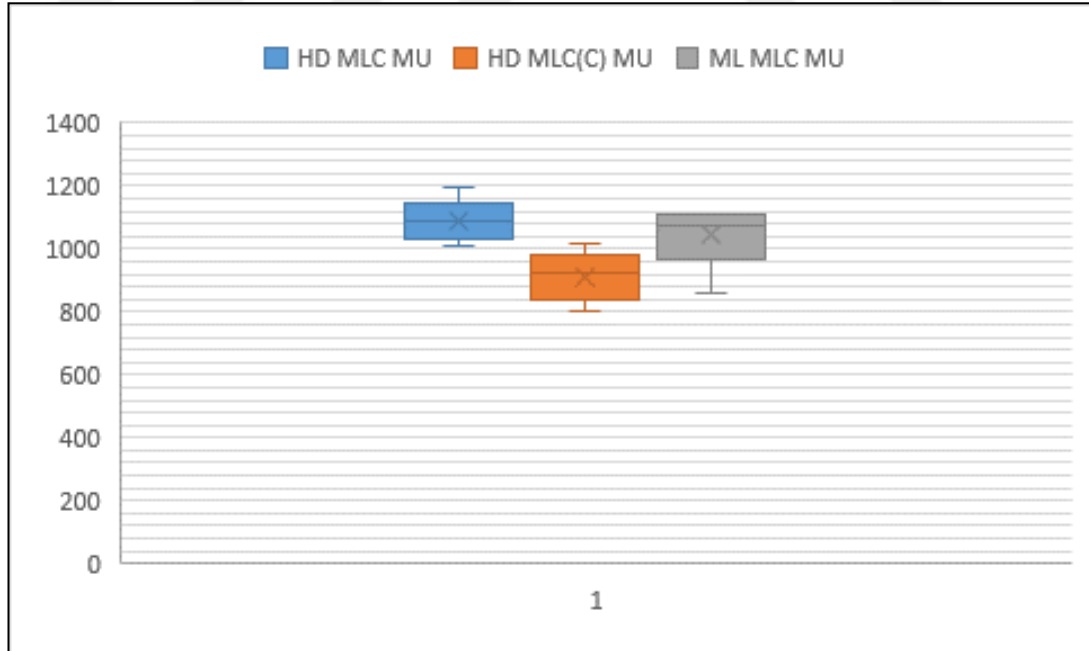
Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum	Minimum	Ortalama	Standart sapma	p
HD-ÇYK	5	1195,0	1010,0	1088,2	68,4	0.023*
HD(C)- ÇYK	5	1017,0	803,0	913,2	79,3	
M-ÇYK	5	1110,0	863,0	1046,0	103,9	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)

HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.022$

HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.509$

HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.050$



Şekil 48. Üç farklı teknik için MU değerlerinin dağılımı

4.4 Nazofarenks Bölgesi Plan Bulguları

Nazofarenks kanseri hastalarındaki plan bulguları aşağıda sunulmuştur.

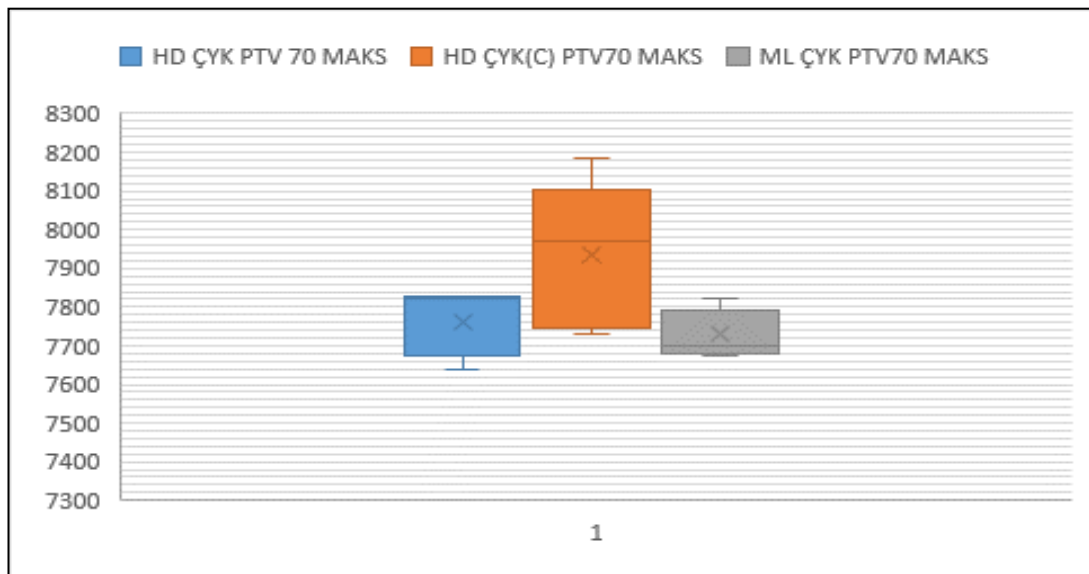
4.4.1 Nazofarenks tedavisinde PTV70maks bulguları

PTV70 maksimum (PTV70maks) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV 70 maks değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 7763,5 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 7933,3 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 7729,7 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.041$). HD(C)-ÇYK tekniğinde PTV70 maks ortalama değerlerinin HD-ÇYK tekniğine göre anlamlı şekilde yüksek düzeylerde olduğu belirlenmiştir ($p=0.032$) (Tablo 24 ve Şekil 49).

Tablo 24. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV70maks minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	p
HD-ÇYK	5	7827,4	7638,9	7763,5	86,6	0.041*
HD(C)- ÇYK	5	8185,0	7727,8	7933,3	188,5	
M-ÇYK	5	7820,5	7672,0	7729,7	61,7	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD) HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.032$ HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.537$ HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.103$



Şekil 49. Üç farklı teknik için PTV70maks değerlerinin dağılımı

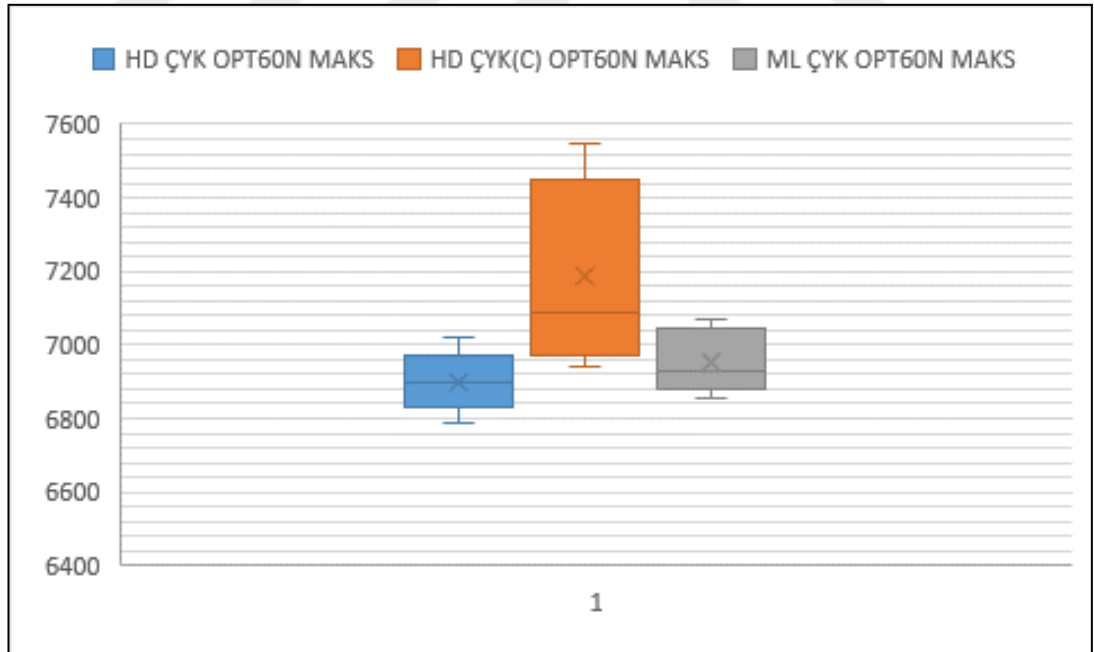
4.4.2 Nazofarenks tedavisinde PTV60 lenf nodu maksimum bulguları

PTV60 LN maksimum (PTV60 LN maks) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV60 LN maks değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 6899,6 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 7187,2 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 6955,8 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.098$) (Tablo 25 ve Şekil 50).

Tablo 25. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV60 LN maksimum minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	7020,5	6790,2	6899,6	83,7	0.098*
HD(C)- ÇYK	5	7547,1	6940,3	7187,2	255,5	
M-ÇYK	5	7072,1	6852,9	6955,8	88,6	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 50. Üç farklı teknik için PTV60 N maks değerlerinin dağılımı

4.4.3 Nazofarenks tedavisinde PTV60 tümör maksimum bulguları

PTV60 Tümör maksimum (PTV60 Tmaks) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV 60T maks değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 7128,4 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 7407,3 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 7109,6 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.022$). HD(C)-ÇYK tekniğinde PTV60 Tmaks Ortalama değerlerinin HD-ÇYK tekniğine göre anlamlı şekilde yüksek düzeylerde olduğu belirlenmiştir ($p=0.044$) (Tablo 26 ve Şekil 51).

Tablo 26. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV60 T Maks, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

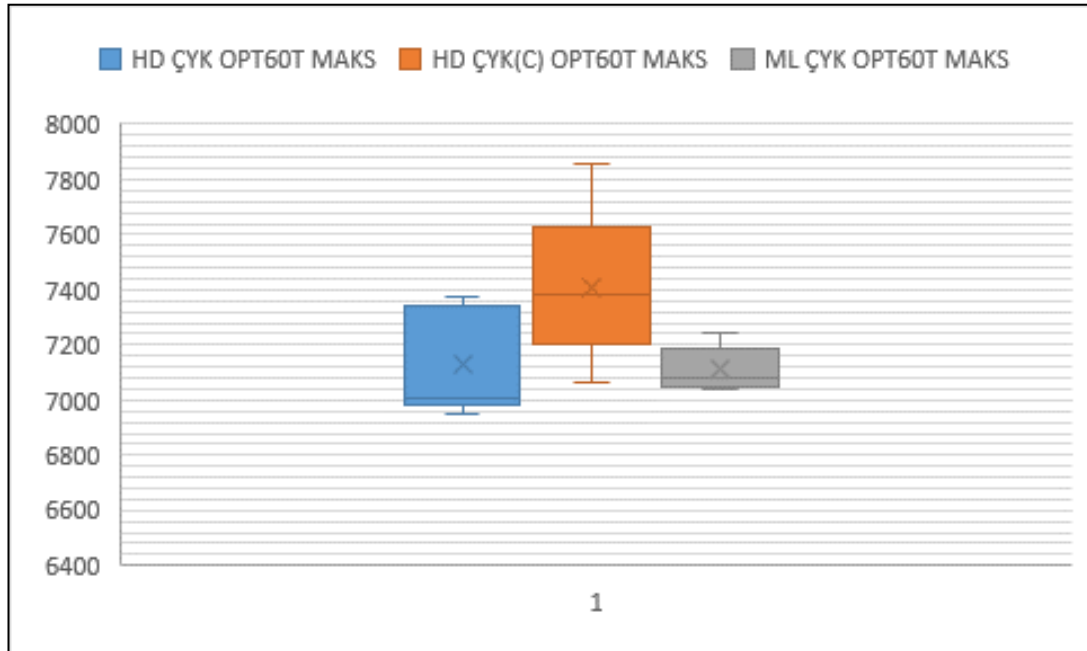
Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	7375,0	6951,3	7128,4	195,0	0.022*
HD(C)- ÇYK	5	7855,9	7060,4	7407,3	285,7	
M-ÇYK	5	7240,8	7037,8	7109,6	83,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)

HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.044$

HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.747$

HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.066$



Şekil 51. Üç farklı teknik için PTV 60Tmaks değerlerinin dağılımı

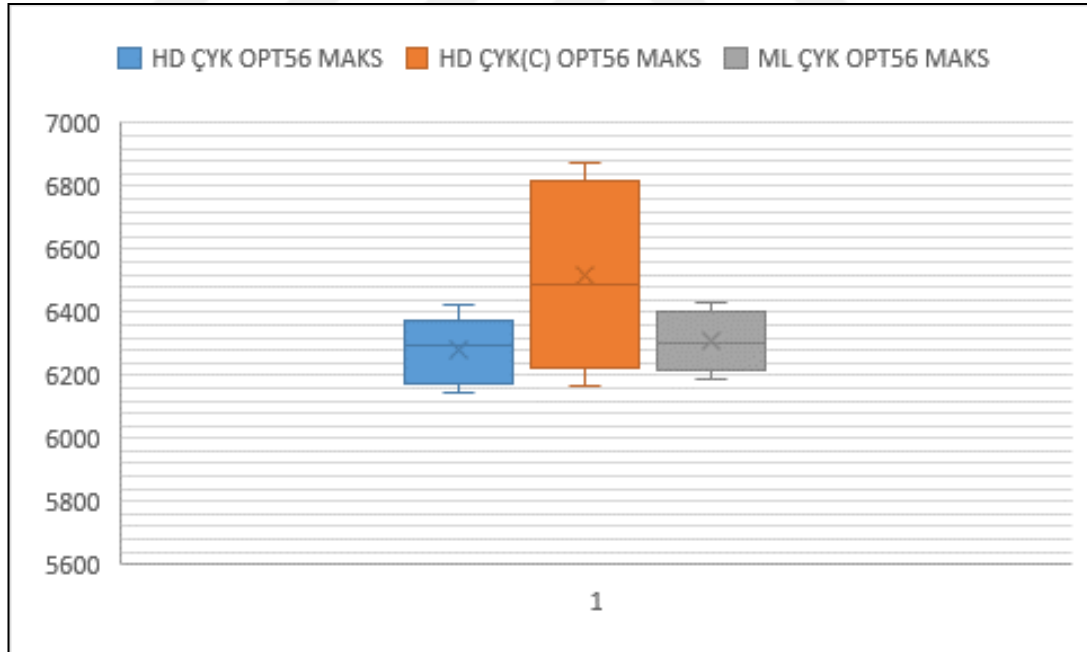
4.4.4 Nazofarenks tedavisinde PTV56 maksimum bulguları

PTV56 maksimum (PTV56 maks) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV56 maks değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 6280,6 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 6514,7 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 6309,2 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.150$) (Tablo 27 ve Şekil 52).

Tablo 27. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV56Maks için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6424,3	6143,9	6280,6	108,5	0.150*
HD(C)- ÇYK	5	6874,2	6166,8	6514,7	302,1	
M-ÇYK	5	6429,1	6191,7	6309,2	97,8	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 52. Üç farklı teknik için PTV56Maks değerlerinin dağılımı

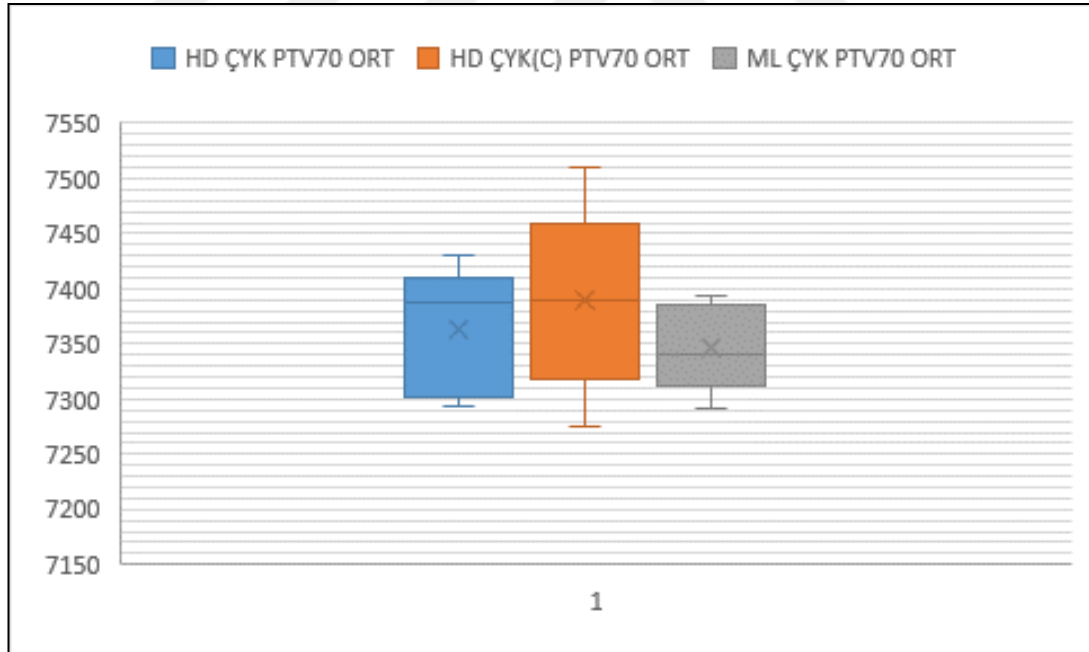
4.4.5 Nazofarenks tedavisinde PTV70 ortalama bulguları

PTV70 ortalama (PTV70ort) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV70 ort değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 7362,1 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 7389,1 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 7346,8 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.526$) (Tablo 28 ve Şekil 53).

Tablo 28. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV70ort minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy).

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	7429,6	7293,1	7362,1	57,9	0.526*
HD(C)- ÇYK	5	7509,6	7274,3	7389,1	85,0	
M-ÇYK	5	7392,7	7292,0	7346,8	39,5	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 53. Üç farklı teknik için PTV70ort değerlerinin dağılımı

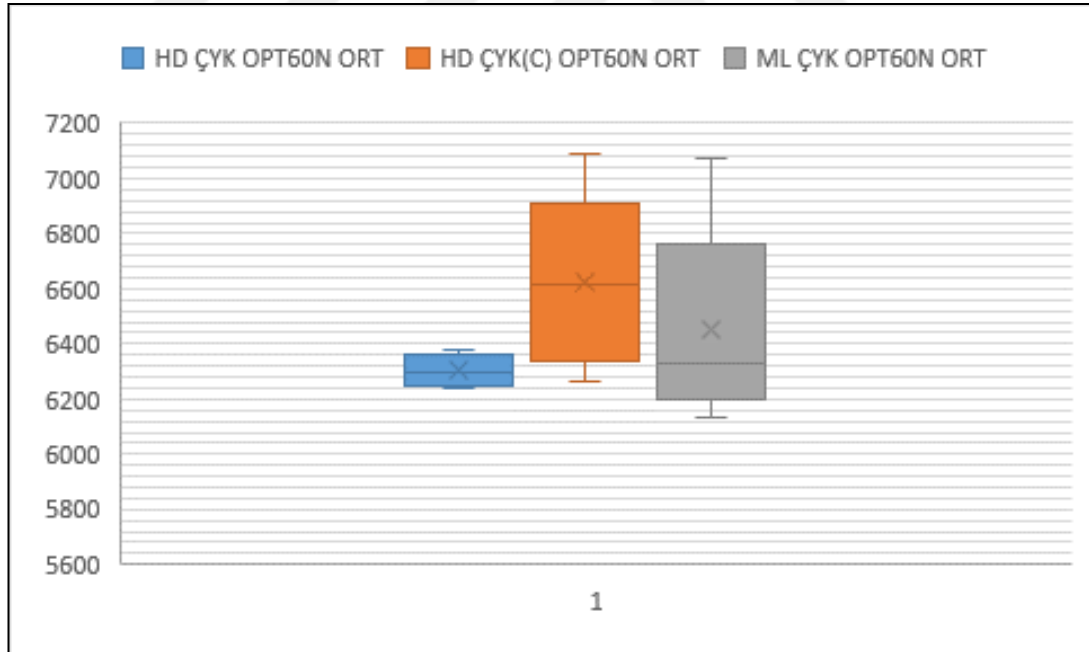
4.4.6 Nazofarenks tedavisinde PTV 60 lenf nodu ortalama bulguları

PTV60 lenf nodu ortalama (PTV60 LN ort) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV60 LN ort değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 6305,4 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 6623,3 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 6451,3 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.102$) (Tablo 29 ve Şekil 54).

Tablo 29. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV60 LNOrt minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6376,0	6237,2	6305,4	58,1	0.102*
HD(C)- ÇYK	5	7089,5	6267,1	6623,3	318,1	
M-ÇYK	5	7072,1	6134,4	6451,3	366,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 54. Üç farklı teknik için PTV60 Nort değerlerinin dağılımı

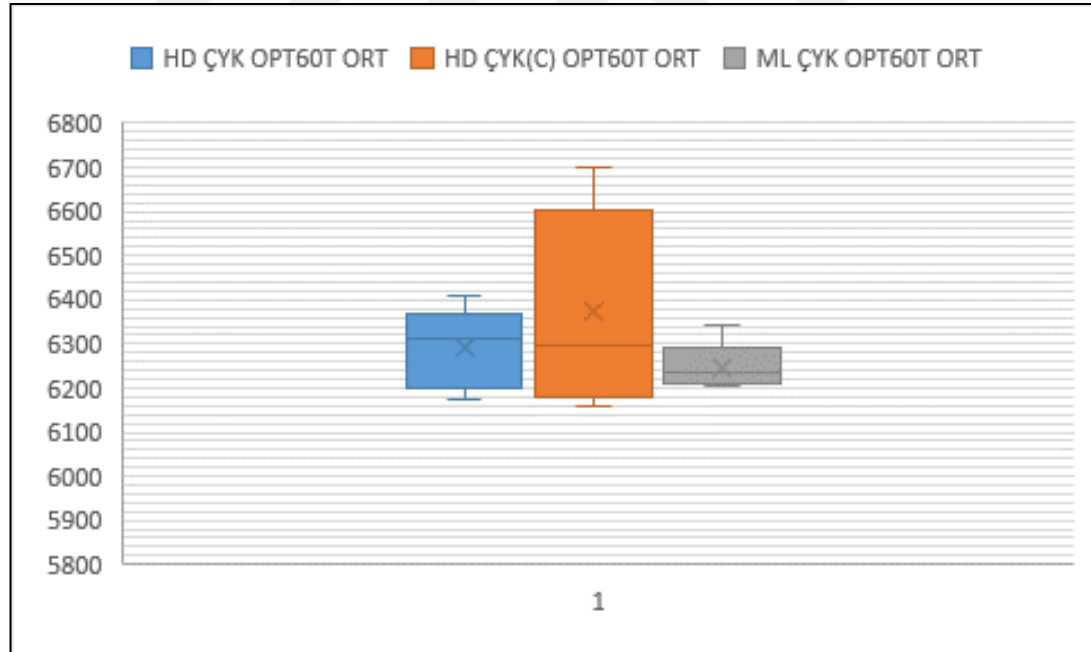
4.4.7 Nazofarenks Tedavisinde PTV60 tümör ortalama bulguları

PTV60 Tümör ortalama (PTV60 T ort) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV60 T ort değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 6289,8 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 6372,3 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 6248,0 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.273$) (Tablo 30 ve Şekil 55).

Tablo 30. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV60 Tort minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6410,7	6175,2	6289,8	91,0	0.273*
HD(C)- ÇYK	5	6702,7	6159,7	6372,3	226,4	
M-ÇYK	5	6341,0	6203,7	6248,0	54,6	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 55. Üç farklı teknik için PTV60 Tort değerlerinin dağılımı

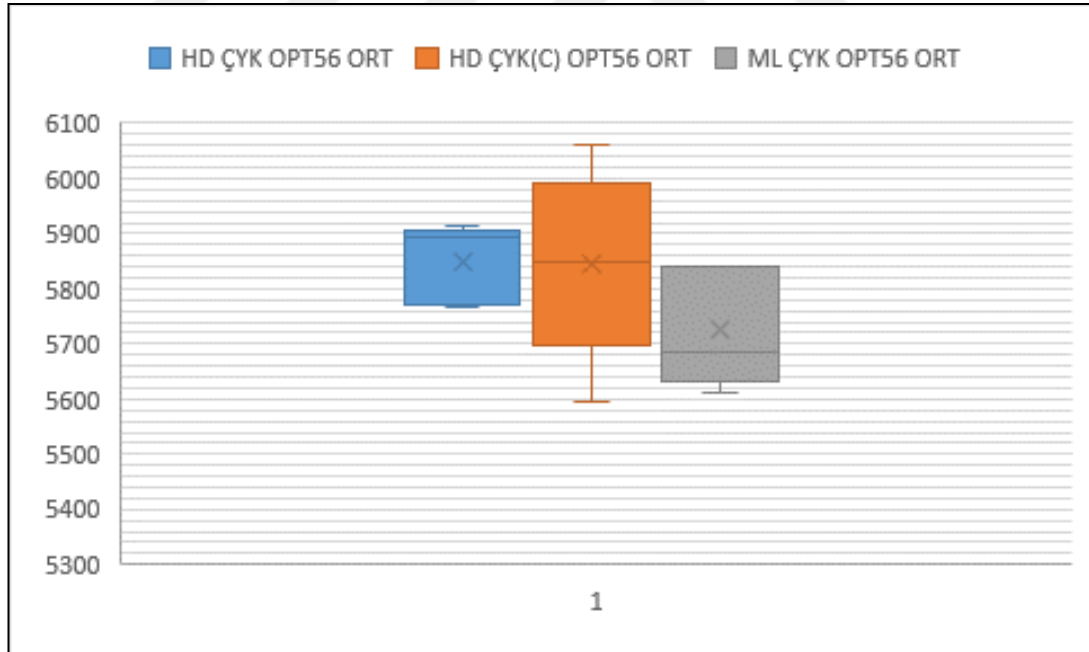
4.4.8 Nazofarenks Tedavisinde PTV56 ortalama bulguları

PTV56 ortalama (PTV56 ort) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV56 ort değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 5849,7 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 5846,4 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 5725,6 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.999$) (Tablo 31 ve Şekil 56).

Tablo 31. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV56ort minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	5915,5	5765,5	5849,7	73,5	0.999*
HD(C)- ÇYK	5	6061,8	5593,3	5846,4	171,9	
M-ÇYK	5	5840,1	5610,4	5725,6	107,0	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 56. Üç farklı teknik için PTV56ort değerlerinin dağılımı

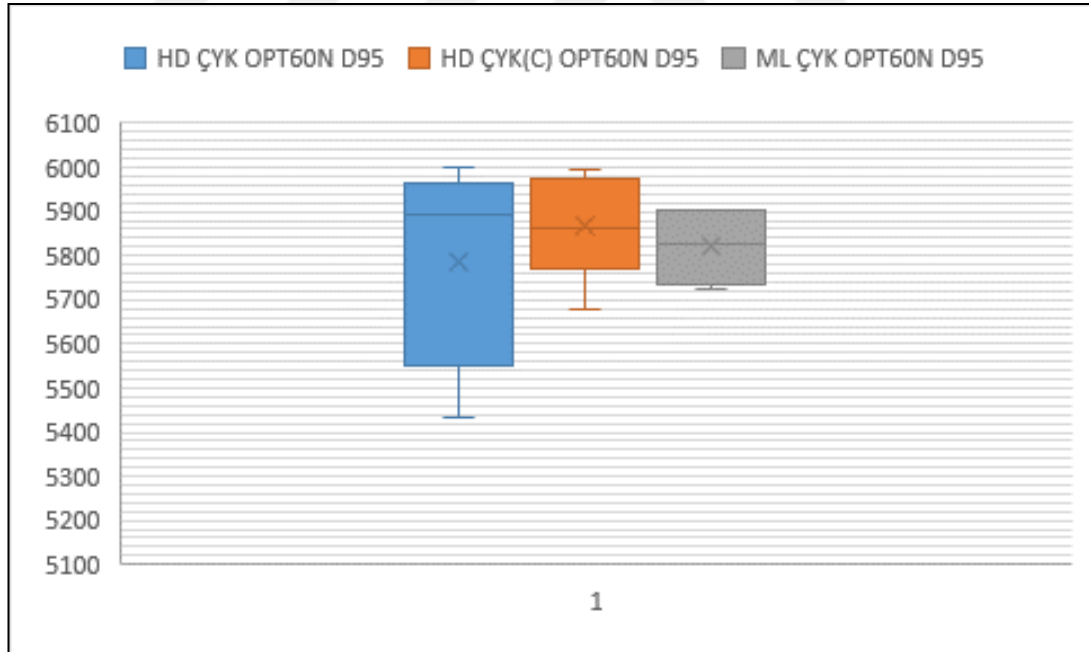
4.4.9 Nazofarenks tedavisinde PTV60 lenf nodu D95 bulguları

PTV60 Lenf nodu D95 (PTV60 LN D95) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV60 LN D95 değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 5784,4 cGy iken HD(C) ÇYK tekniğinde 5868,8 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 5821,0 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.999$) (Tablo 32 ve Şekil 57).

Tablo 32. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV60 LN D95 minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6002,0	5433,4	5784,4	233,4	0.696*
HD(C)- ÇYK	5	5994,0	5679,0	5868,8	121,0	
M-ÇYK	5	5902,0	5726,6	5821,0	82,8	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 57. Üç farklı teknik için PTV60N D95 değerlerinin dağılımı

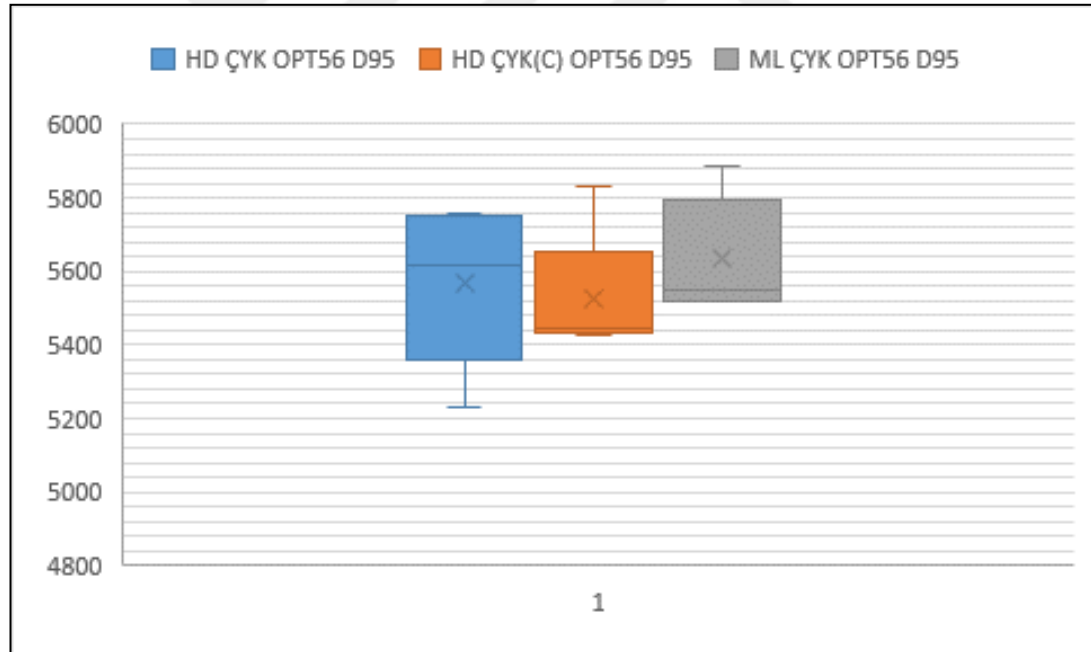
4.4.10 Nazofarenks tedavisinde PTV56 D95 bulguları

PTV56 D95 değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)- ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV56 D95 değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 5566,6 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 5524,1 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 5637,7 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.626$) (Tablo 33 ve Şekil 58).

Tablo 33. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTV56 D95 minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	5755,0	5227,5	5566,6	218,1	0.626*
HD(C)- ÇYK	5	5834,0	5424,5	5524,1	174,2	
M-ÇYK	5	5886,0	5519,0	5637,7	159,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 58. Üç farklı teknik için PTV56 D95 değerlerinin dağılımı

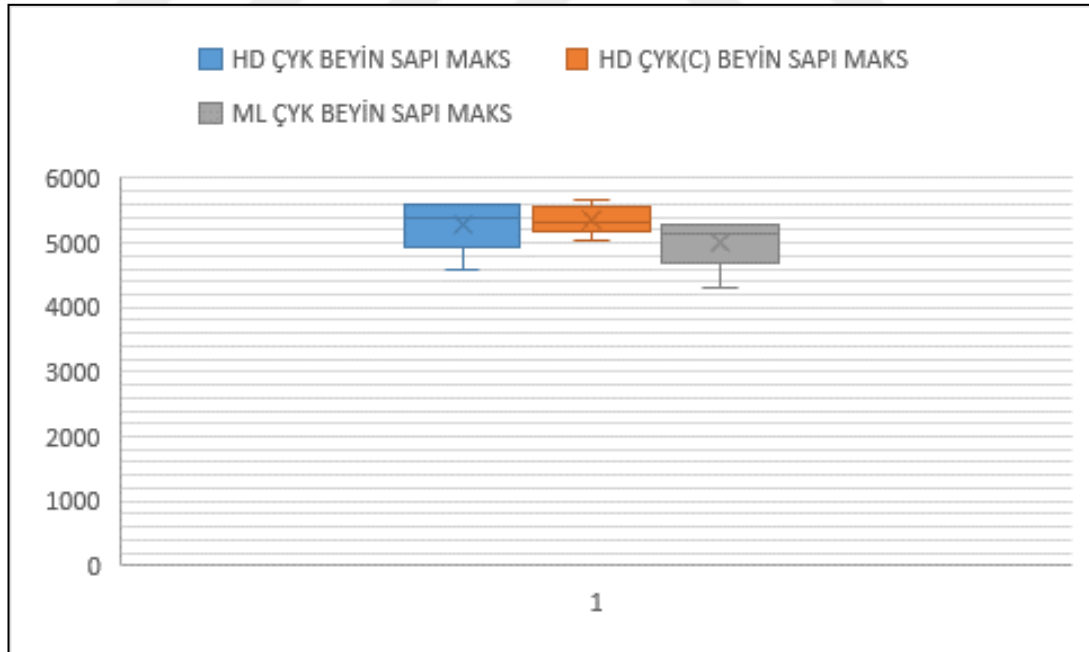
4.4.11 Nazofarenks tedavisinde beyin sapı maksimum doz bulguları

Beyin sapı maksimum dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Beyin sapı değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 5287,3 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 5349,9 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 5011,3 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.336$) (Tablo 34 ve Şekil 59).

Tablo 34. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Beyin sapı maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	5607,0	4598,8	5287,3	410,1	0.336*
HD(C)- ÇYK	5	5678,6	5028,3	5349,9	234,6	
M-ÇYK	5	5283,2	4315,4	5011,3	402,6	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 59. Üç farklı teknik için beyin sapı maks değerlerinin dağılımı

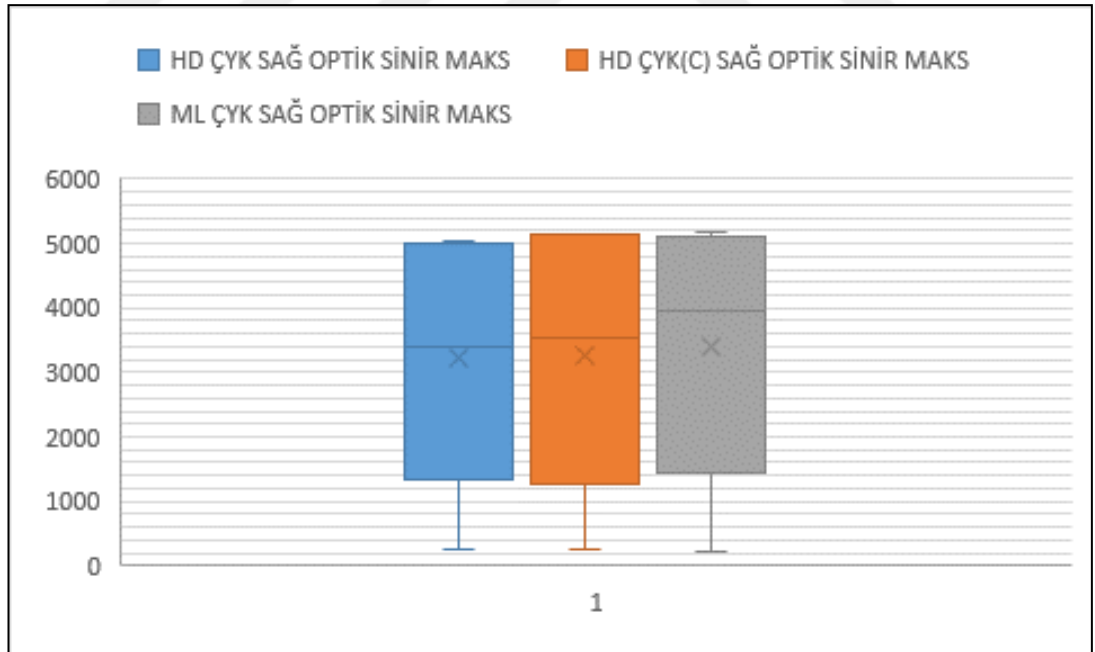
4.4.12 Nazofarenks tedavisinde sağ optik sinir maksimum doz bulguları

Sağ optik sinir maksimum doz değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sağ optik sinir maksimum değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 3215,5 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 3272,4cGy iken M-ÇYK tekniğinde 3409,5 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.130$) (Tablo 35 ve Şekil 59).

Tablo 35. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sağ optik sinir maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	5023,8	242,3	3215,5	1996,2	0.130*
HD(C)- ÇYK	5	5131,6	251,2	3272,4	2063,2	
M-ÇYK	5	5162,1	230,5	3409,5	2051,7	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 60. Üç farklı teknik için Sağ Optik Sinir maksimum değerlerinin dağılımı

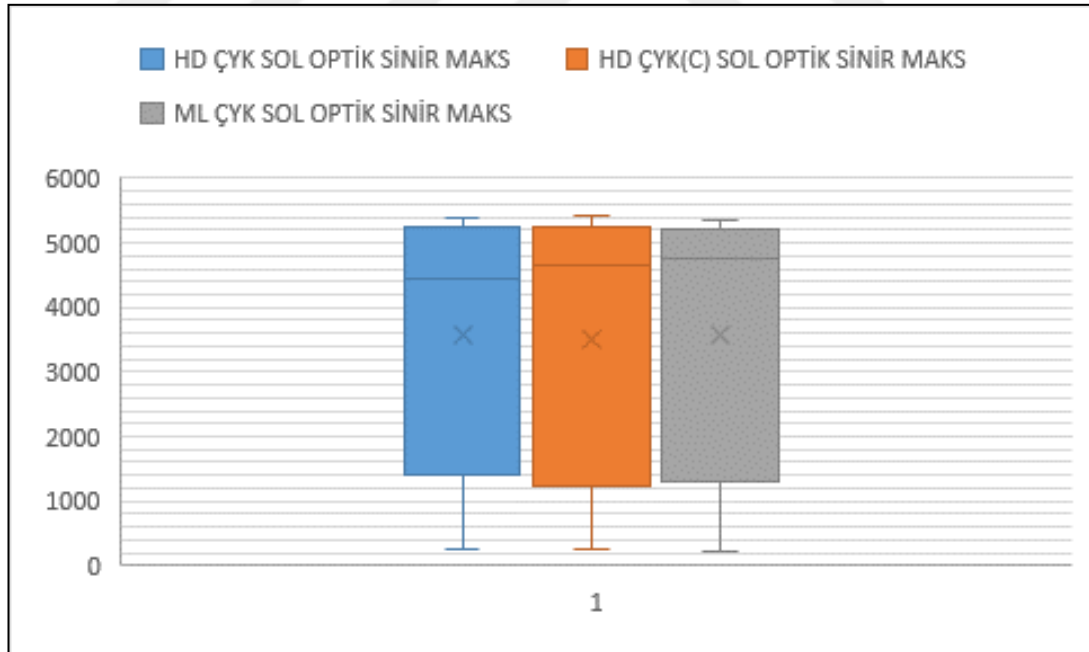
4.4.13 Nazofarenks tedavisinde sol optik sinir maksimum doz bulguları

Sol optik sinir maksimum dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sol optik sinir maksimum değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 3558,0 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 3512,1cGy ve M-ÇYK tekniğinde 3565,4 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.763$) (Tablo 36 ve Şekil 60).

Tablo 36. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sol optik sinir maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	5399,7	245,7	3558,0	2152,3	0.763*
HD(C)- ÇYK	5	5407,2	251,6	3512,1	2216,7	
M-ÇYK	5	5344,1	233,8	3565,4	2207,8	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 61. Üç farklı teknik için sol optik sinir maksimum değerlerinin dağılımı

4.4.14 Nazofarenks tedavisinde sağ lens maksimum doz bulguları

Sağ lens maksimum dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sağ lens maksimum değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 729,1 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 775,3 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 699,9 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.034$). HD(C)-ÇYK tekniğinde sağ lens maksimum ortalama değerlerinin M-ÇYK tekniğine göre anlamlı şekilde yüksek düzeylerde olduğu belirlenmiştir ($p=0.019$) (Tablo 37 ve Şekil 61).

Tablo 37. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sağ lens maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

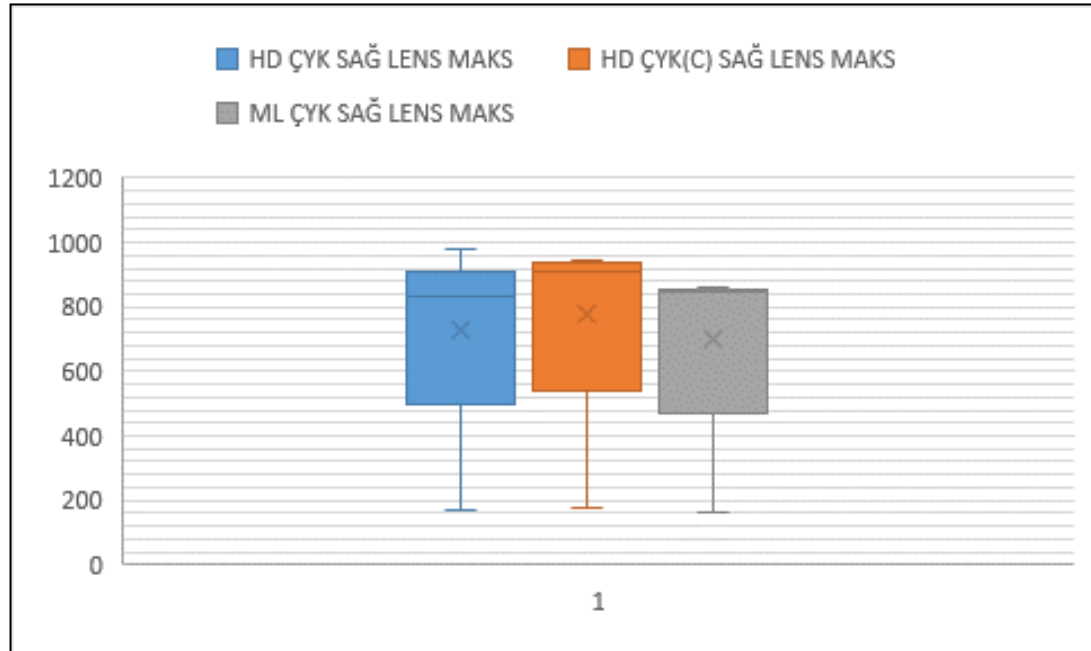
Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	p
HD-ÇYK	5	976,6	167,6	729,1	320,0	0.034*
HD(C)- ÇYK	5	946,7	175,9	775,3	335,5	
M-ÇYK	5	859,3	164,7	699,9	301,0	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)

HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.130$

HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.318$

HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.019$



Şekil 62. Üç farklı teknik için Sağ lens maksimum değerlerinin dağılımı

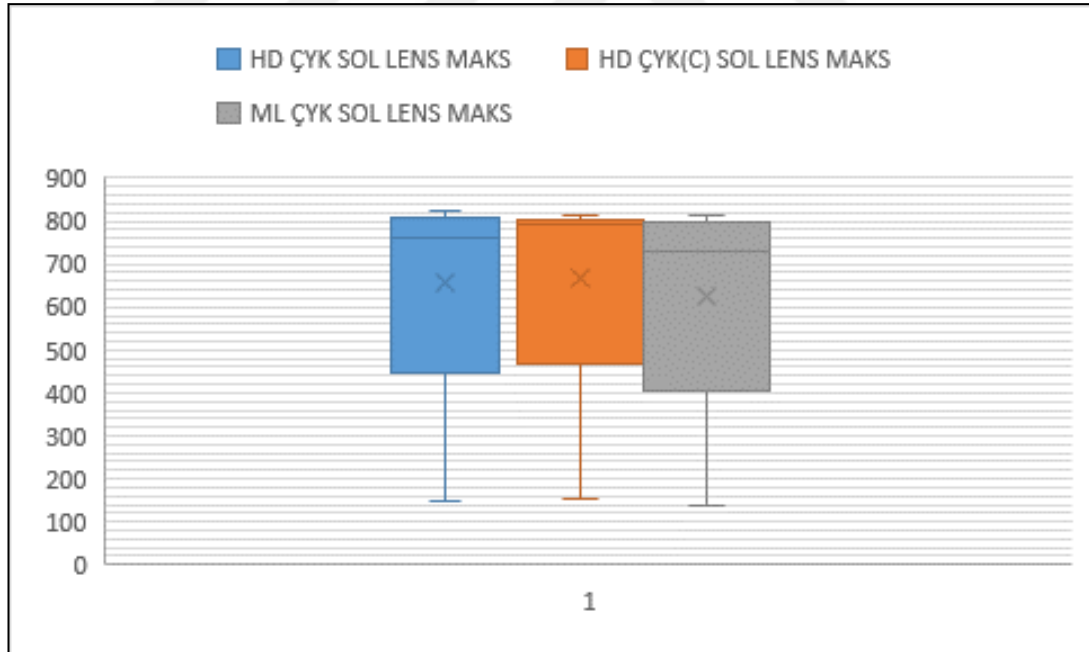
4.4.15 Nazofarenks tedavisinde sol lens maksimum doz bulguları

Sol lens maksimum dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sol lens maksimum değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 729,1 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 775,3 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 699,9 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.221$) (Tablo 38 ve Şekil 63).

Tablo 38. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sol lens maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	821,4	147,6	653,8	284,8	0.221*
HD(C)- ÇYK	5	814,0	150,7	668,5	289,6	
M-ÇYK	5	811,9	137,1	627,2	279,4	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 63. Üç farklı teknik için Sol lens maksimum değerlerinin dağılımı

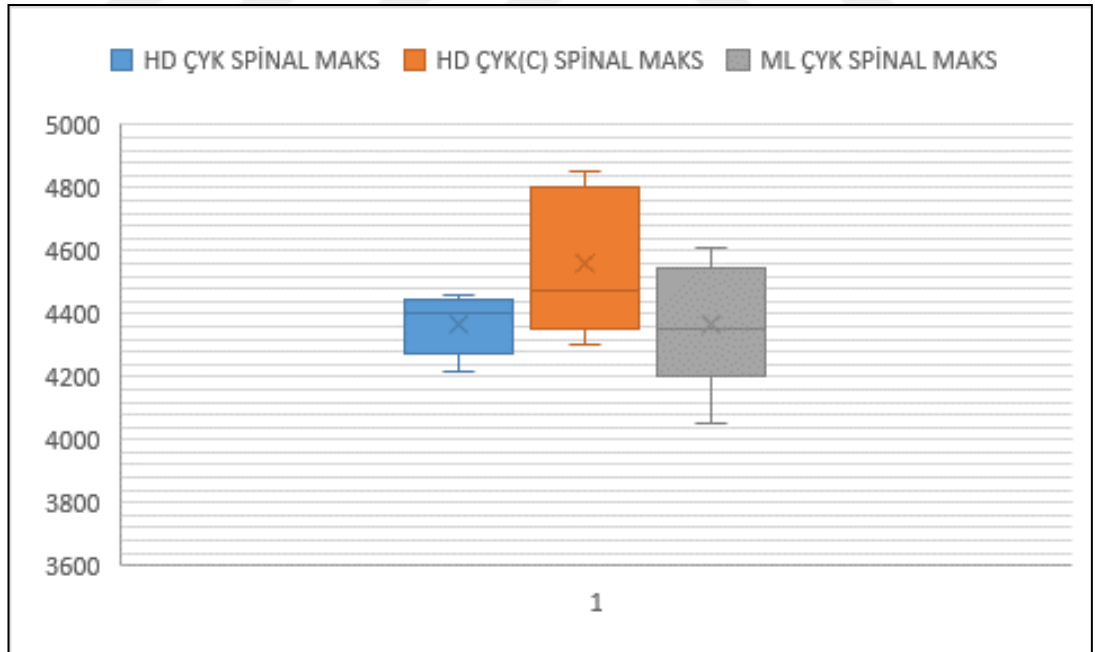
4.4.16 Nazofarenks tedavisinde spinal kanal maksimum doz bulguları

Spinal kanal maksimum dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Spinal kanal maksimum değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 4368,0 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 4558,4 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 4368,6 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.198$) (Tablo 39 ve Şekil 63).

Tablo 39. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Spinal kanal maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	4457,5	4214,7	4368,0	97,5	0.198*
HD(C)- ÇYK	5	4853,2	4299,7	4558,4	234,1	
M-ÇYK	5	4612,1	4053,6	4368,6	206,8	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 64. Üç farklı teknik için Spinal kanal maksimum değerlerinin dağılımı

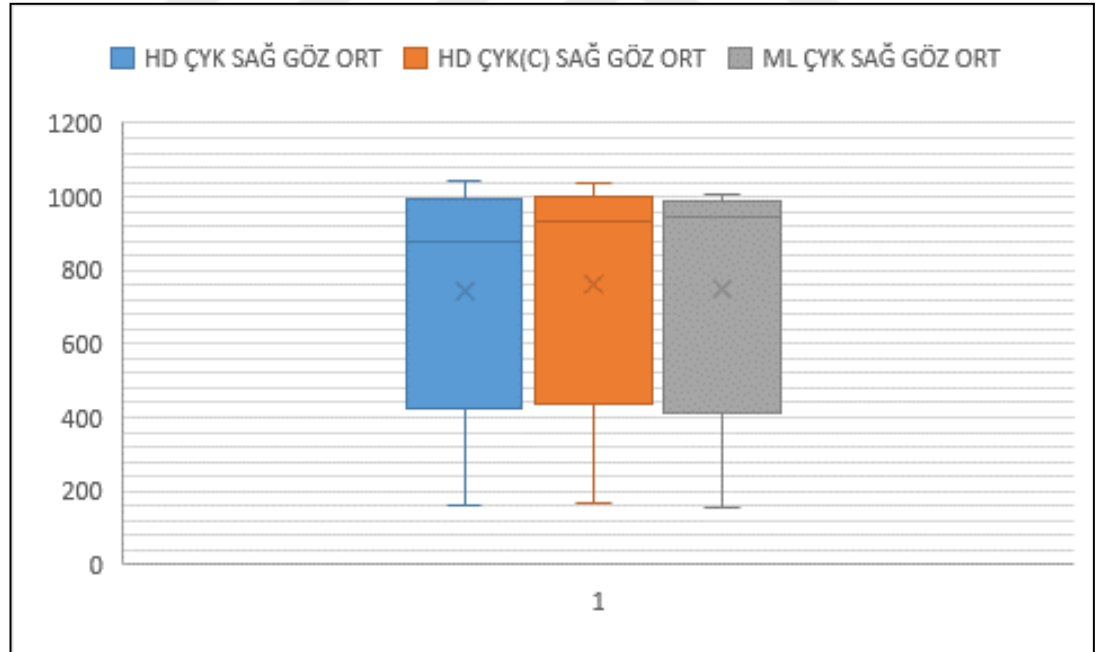
4.4.17 Nazofarenks tedavisinde sağ göz ortalama doz bulguları

Sağ göz ortalama dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sağ göz ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 743,4 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 762,0 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 750,0 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.355$) (Tablo 40 ve Şekil 65).

Tablo 40. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Sağ göz ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	1042,9	161,8	743,4	349,7	0.355*
HD(C)- ÇYK	5	1037,9	168,9	762,0	354,1	
M-ÇYK	5	1009,0	152,5	750,0	358,6	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 65. Üç farklı teknik için sağ göz ortalama değerlerinin dağılımı

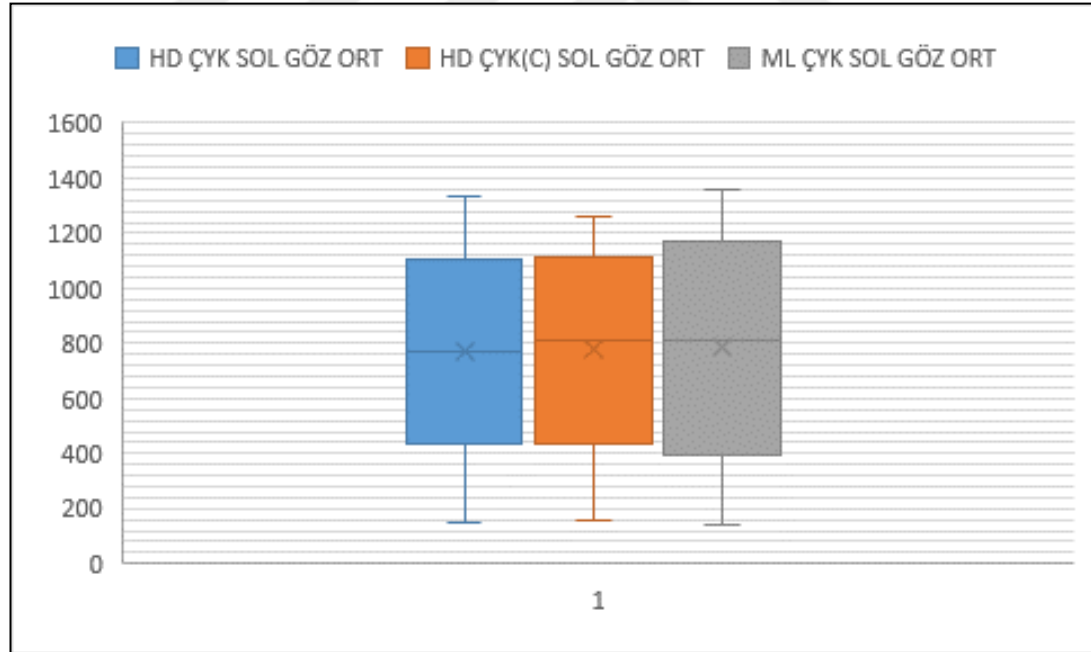
4.4.18 Nazofarenks tedavisinde sol göz ortalama doz bulguları

Sol göz ortalama dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sol göz ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 769,0 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 781,6 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 790,5 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.742$) (Tablo 41 ve Şekil 66).

Tablo 41. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sol göz ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	1334,2	151,3	769,0	422,6	0.742*
HD(C)- ÇYK	5	1259,0	153,8	781,6	405,7	
M-ÇYK	5	1358,6	137,7	790,5	448,5	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 66. Üç farklı teknik için sol göz ortalama değerlerinin dağılımı

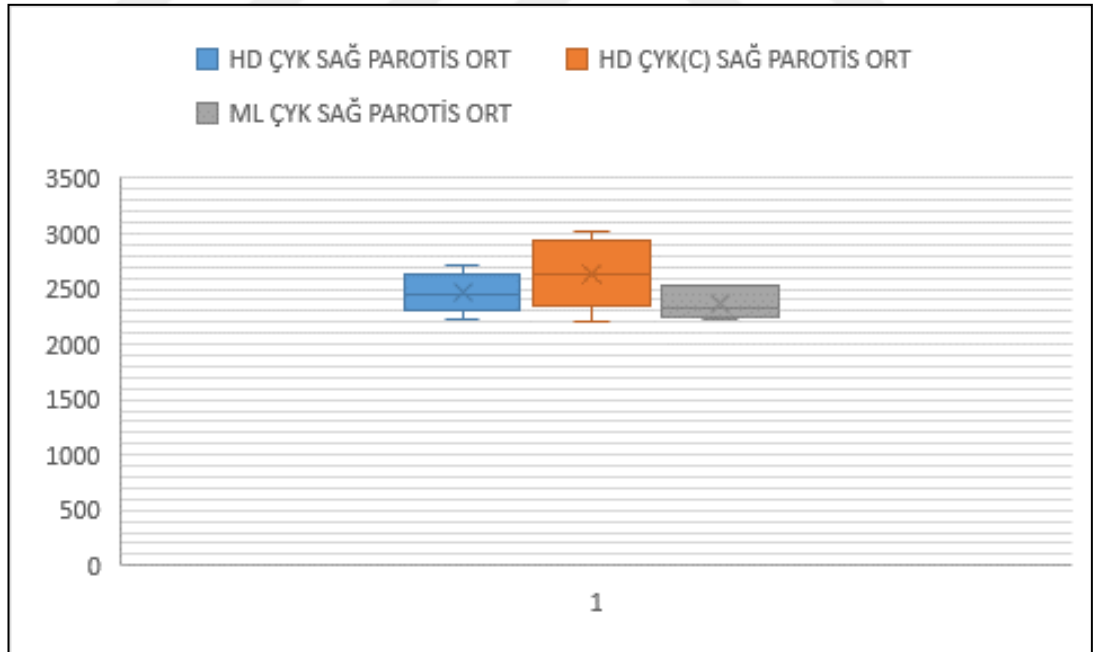
4.4.19 Nazofarenks tedavisinde sağ parotis ortalama doz bulguları

Sağ parotis ortalama dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sağ parotis ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 2641,3 cGy iken, HD(C)-ÇYK tekniğinde 2378,3 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 2530,9 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.205$) (Tablo 42 ve Şekil 67).

Tablo 42. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sağ parotis ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	3039,9	2242,5	2641,3	143,6	0.205*
HD(C)- ÇYK	5	2549,8	2206,9	2378,3	61,7	
M-ÇYK	5	2764,6	2297,2	2530,9	84,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 67. Üç farklı teknik için sağ parotis ortalama değerlerinin dağılımı

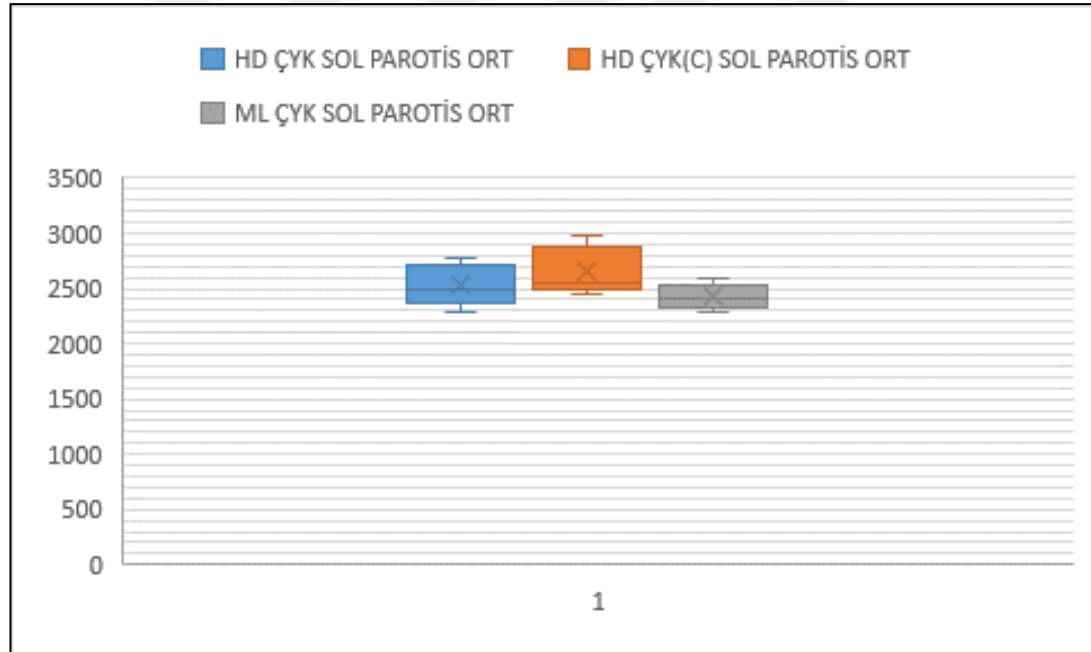
4.4.20 Nazofarenks tedavisinde sol parotis ortalama doz bulguları

Sol parotis ortalama dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sol parotis ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 2657,5 cGy iken, HD(C)-ÇYK tekniğinde 2430,1 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 2530,9 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.476$) (Tablo 43 ve Şekil 68).

Tablo 43. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sol parotis ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	2934,7	2380,3	2657,5	99,8	0.476*
HD(C)- ÇYK	5	2568,5	2291,6	2430,1	49,8	
M-ÇYK	5	4780,1	1250,6	3015,3	635,6	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 68. Üç farklı teknik için sol parotis ortalama değerlerinin dağılımı

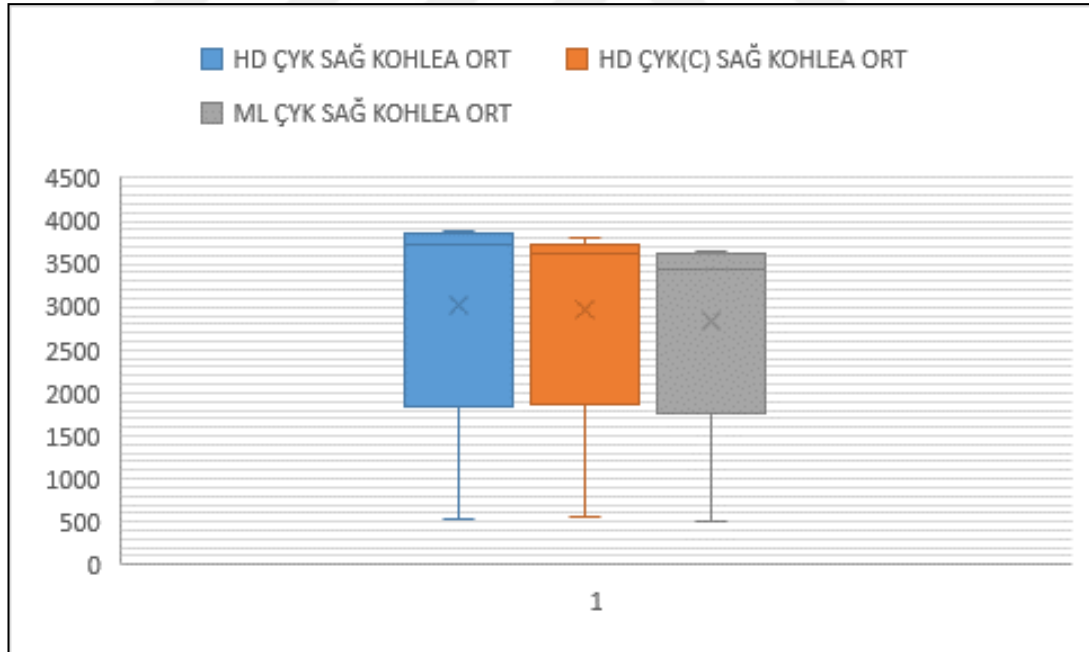
4.4.21 Nazofarenks tedavisinde sağ kohlea ortalama doz bulguları

Sağ kohlea ortalama dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sağ kohlea ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 2962,0 cGy iken, HD(C)-ÇYK tekniğinde 2843,8 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 2965,9 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.642$) (Tablo 44 ve Şekil 69).

Tablo 44. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sağ kohlea ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	4659,1	1264,9	2962,0	611,2	0.642*
HD(C)- ÇYK	5	4490,1	1197,5	2843,8	592,9	
M-ÇYK	5	4815,5	1116,5	2965,9	666,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 69. Üç farklı teknik için sağ kohlea ortalama değerlerinin dağılımı

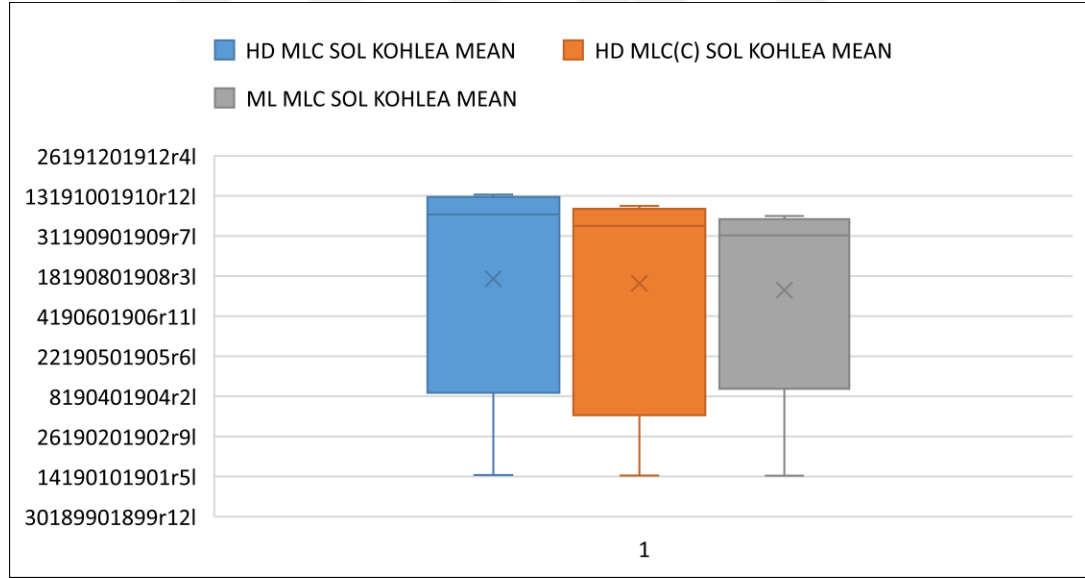
4.4.22 Nazofarenks tedavisinde sol kohlea ortalama doz bulguları

Sol kohlea ortalama dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Sol kohlea ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 2965,9 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 2869,5 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 2823,0 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.642$) (Tablo 45 ve Şekil 70).

Tablo 45. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında sol kohlea ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	4016,0	518,3	2965,9	1489,7	0.642*
HD(C)- ÇYK	5	3874,3	512,1	2869,5	1392,7	
M-ÇYK	5	3750,4	510,2	2823,0	1361,3	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 70. Üç farklı teknik için sol kohlea ortalama değerlerinin dağılımı

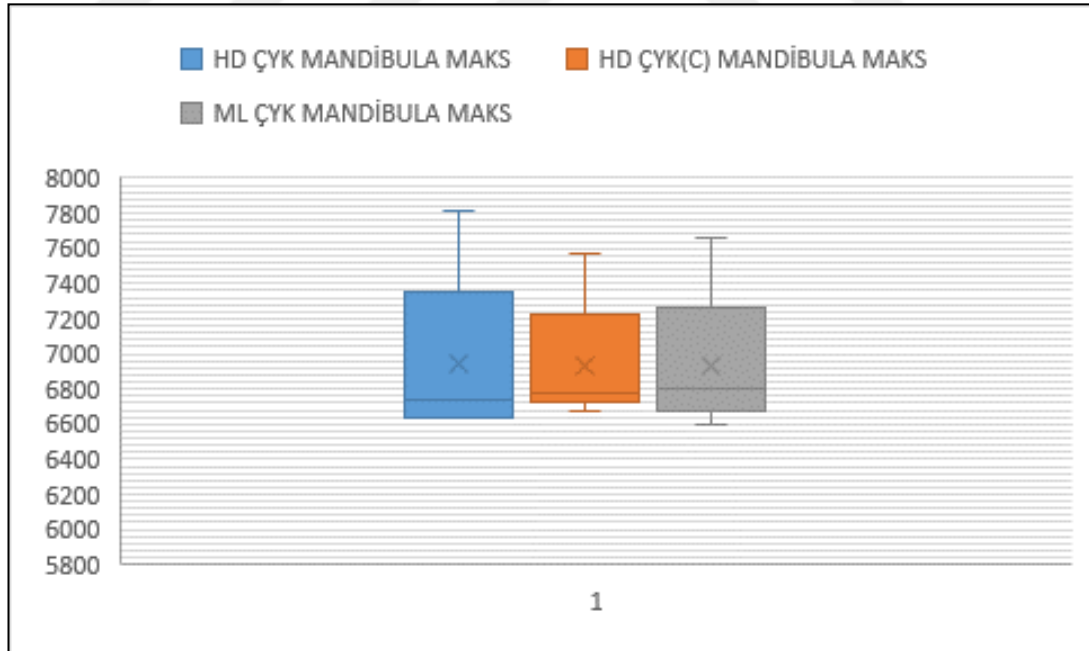
4.4.23 Nazofarenks tedavisinde mandibula maksimum doz bulguları

Mandibula maksimum dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Mandibula maksimum değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 6947,7 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 6934,2 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 6931,2 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.976$) (Tablo 46 ve Şekil 71).

Tablo 46. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Mandibula maksimum dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	7820,1	6638,9	6947,7	498,8	0.976*
HD(C)- ÇYK	5	7576,3	6675,1	6934,2	366,2	
M-ÇYK	5	7654,3	6593,5	6931,2	416,3	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 71. Üç farklı teknik için Mandibula maksimum değerlerinin dağılımı

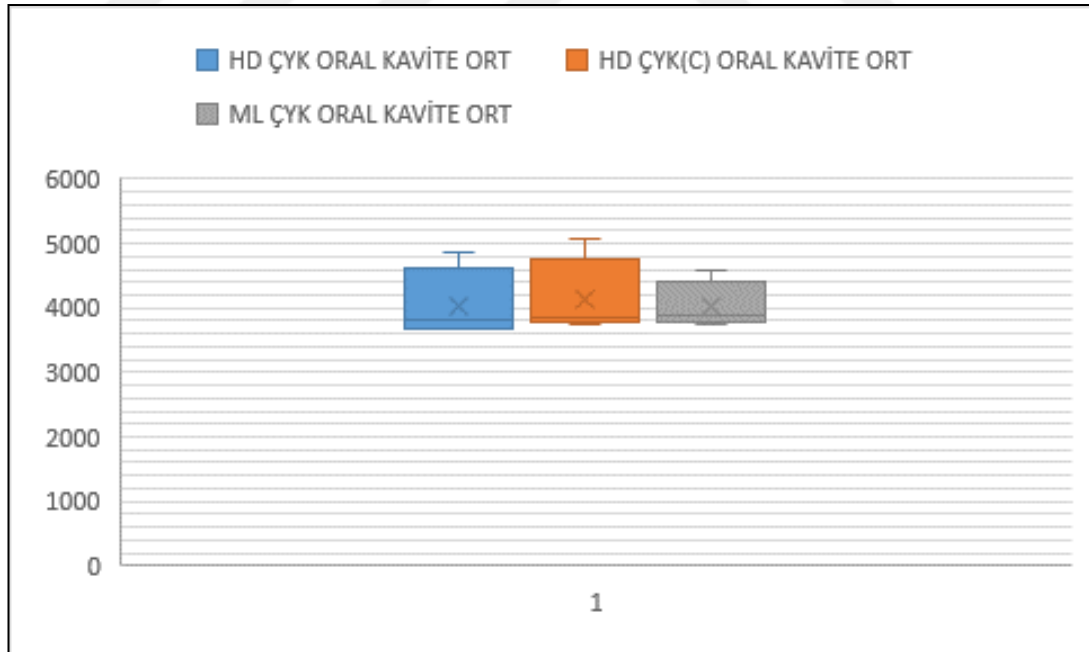
4.4.24 Nazofarenks tedavisinde oral kavite ortalama bulguları

Oral kavite ortalama dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Oral kavite ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 4042,8 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 4134,6 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 4021,5 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.467$) (Tablo 47 ve Şekil 72).

Tablo 47. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında oral kavite ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	4865,4	3661,8	4042,8	556,1	0.467*
HD(C)- ÇYK	5	5058,4	3761,8	4134,6	619,0	
M-ÇYK	5	4597,4	3736,2	4021,5	389,9	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 72. Üç farklı teknik için oral kavite ortalama değerlerinin dağılımı

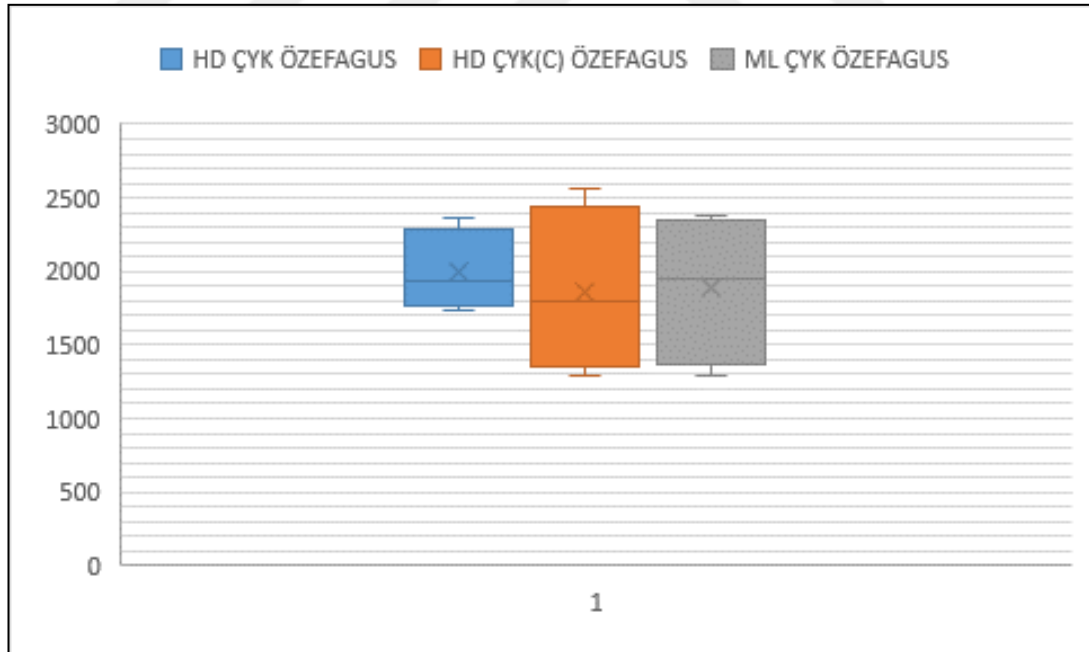
4.4.25 Nazofarenks tedavisinde özefagus ortalama bulguları

Özefagus Oortalama dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Özefagus ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 1993,8cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 1864,3cGy iken M-ÇYK tekniğinde 1887,7cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.572$) (Tablo 48 ve Şekil 73).

Tablo 48. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Özefagus dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	2361,3	1741,9	1993,8	280,9	0.572*
HD(C)- ÇYK	5	2564,4	1285,5	1864,3	572,6	
M-ÇYK	5	2378,1	1283,7	1887,7	512,1	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 73. Üç farklı teknik için özefagus ortalama değerlerinin dağılımı

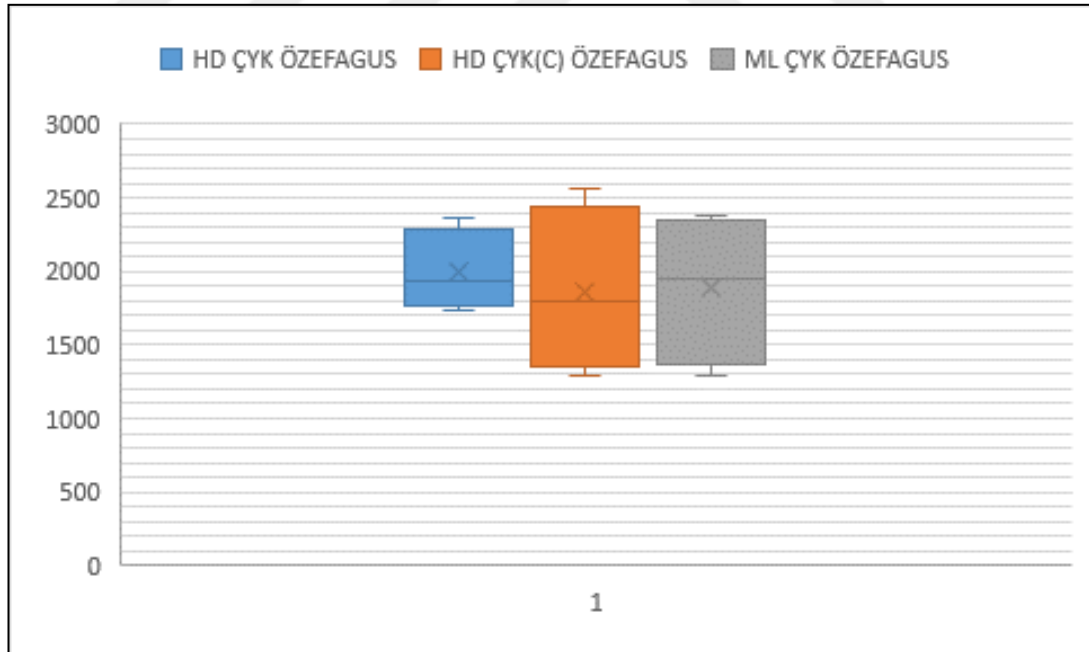
4.4.26 Nazofarenks tedavisinde larenks ortalama bulguları

Larenks ortalama dozları değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Larenks ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 1993,8 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 1864,3 cGy iken M-ÇYK tekniğinde 1887,7 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.227$) (Tablo 49 ve Şekil 74).

Tablo 49. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında larenks ortalama dozları için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	3905,5	3733,7	3807,8	81,3	0.227*
HD(C)- ÇYK	5	4315,1	3635,3	3860,8	307,6	
M-ÇYK	5	3715,3	3528,8	3621,9	83,1	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 74. Üç farklı teknik için larenks ortalama değerlerinin dağılımı

4.4.27 Nazofarenks tedavisinde MU bulguları

MU değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. MU değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 853,6 iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 747,6 ve M-ÇYK tekniğinde 778,2 olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.020$). HD(C)-ÇYK tekniğinde MU Ortalama değerlerinin M-ÇYK tekniğine göre anlamlı şekilde yüksek düzeylerde olduğu belirlenmiştir ($p=0.020$) (Tablo 50 ve Şekil 75).

Tablo 50. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında MU değerleri için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

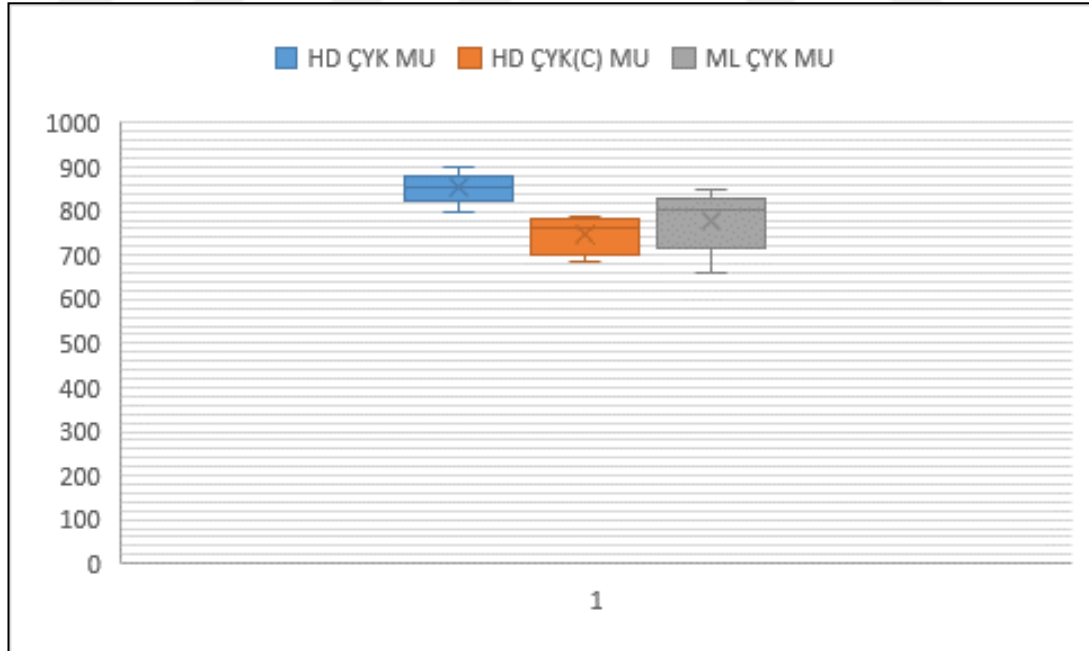
Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum	Minimum	Ortalama	Standart sapma	p
HD-ÇYK	5	902,0	799,0	853,6	36,7	0.020*
HD(C)- ÇYK	5	787,0	686,0	747,6	43,3	
M-ÇYK	5	849,0	658,0	778,2	72,1	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi (Post hoc: LSD)

HD-ÇYK - HD(C)- ÇYK için $p=0.020$

HD-ÇYK - M-ÇYK için $p=0.088$

HD(C)- ÇYK - M-ÇYK için $p=0.331$



Şekil 75. Üç farklı teknik için MU değerlerinin dağılımı

4.5 Glottik Larenks Bölgesi Plan Bulguları

Glottik larenks kanseri hastalarındaki plan değerleri aşağıda sunulmuştur.

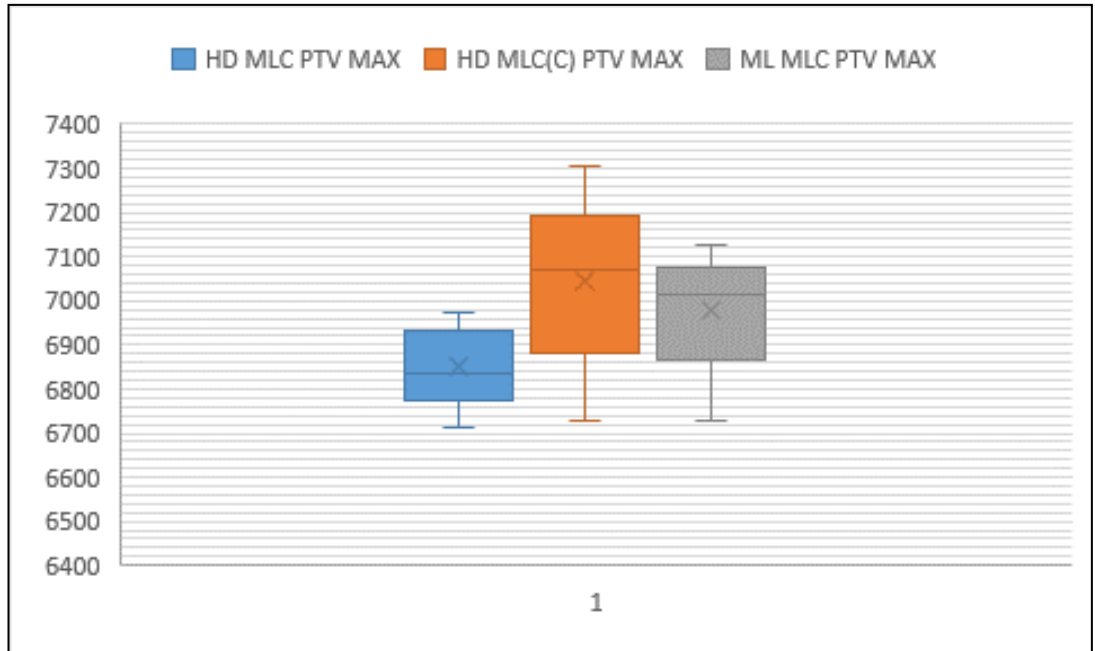
4.5.1 Glottik larenks tedavisinde PTV maksimum bulguları

PTV maksimum (PTVmaks) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTVmaks değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 6851,3 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 7043,1 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 6979,3 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.068$) (Tablo 51 ve Şekil 76).

Tablo 51. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTVmaks minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6974,2	6714,3	6851,3	94,8	0.068*
HD(C)- ÇYK	5	7306,6	6729,5	7043,1	205,9	
M-ÇYK	5	7126,8	6729,9	6979,3	148,0	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 76. Üç farklı teknik için PTVmaks değerlerinin dağılımı

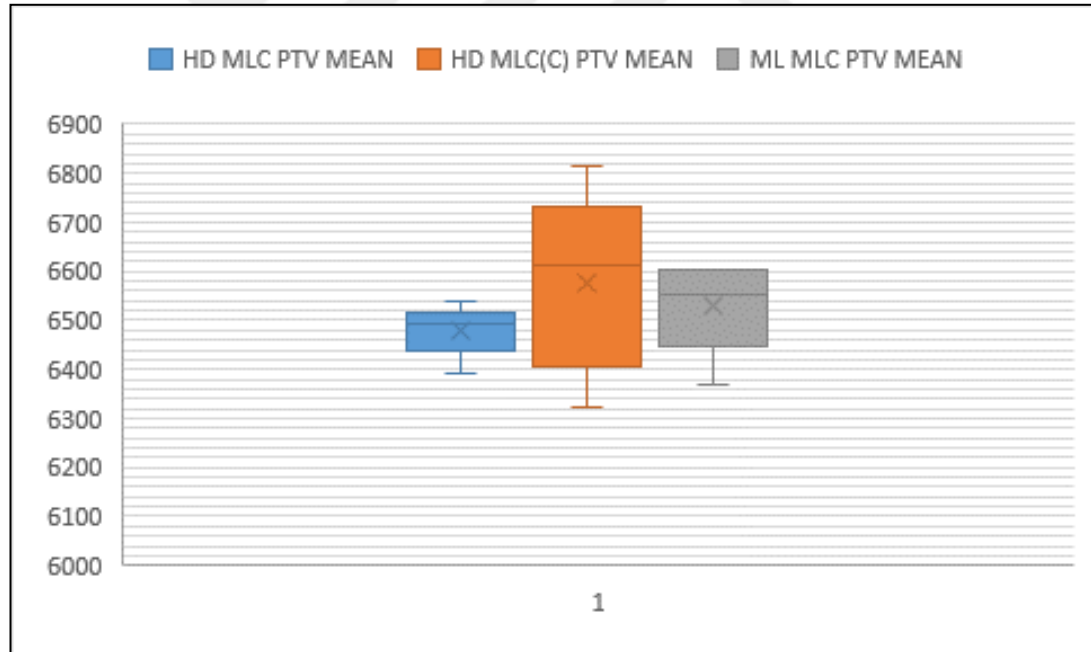
4.5.2 Glottik larenks tedavisinde PTV ortalama bulguları

PTV ortalama (PTVort) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. PTV ort değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 6479,7 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 6577,4 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 6530,5 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.220$) (Tablo 52 ve Şekil 77).

Tablo 52. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında PTVort minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6537,5	6390,4	6479,7	54,0	0.220*
HD(C)- ÇYK	5	6813,6	6320,9	6577,4	183,4	
M-ÇYK	5	6605,4	6367,2	6530,5	97,8	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 77. Üç farklı teknik için PTV ortalama değerlerinin dağılımı

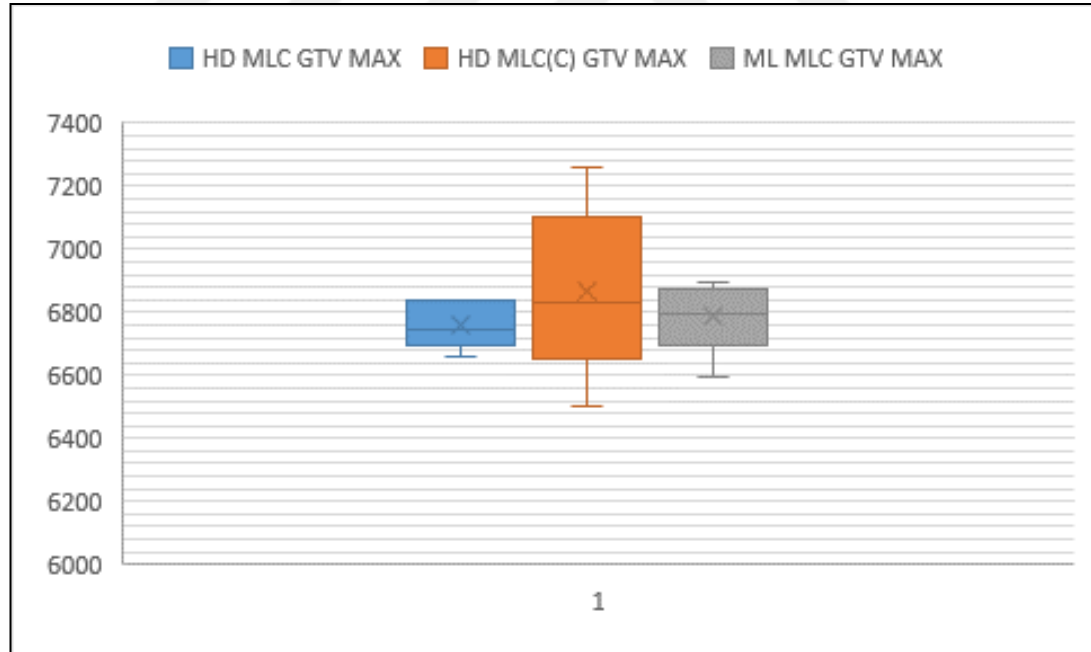
4.5.3 Glottik larenks tedavisinde GTV maksimum bulguları

GTV maksimum (GTVmaks) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. GTVmaks değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 6762,6 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 6868,1 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 6785,9 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.360$) (Tablo 53 ve Şekil 78).

Tablo 53. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında GTVmaks minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6837,8	6662,4	6762,6	75,3	0.360*
HD(C)- ÇYK	5	7261,3	6501,2	6868,1	274,0	
M-ÇYK	5	6893,5	6593,7	6785,9	115,8	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 78. Üç farklı teknik için GTVmaks değerlerinin dağılımı

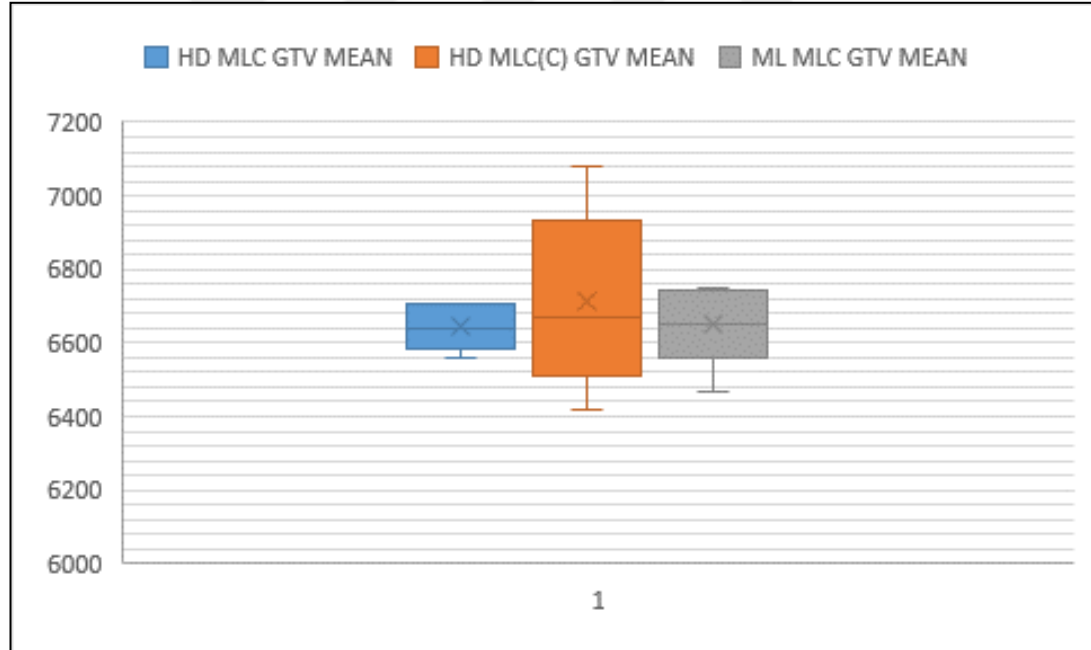
4.5.4 Glottik larenks tedavisinde GTV ortalama bulguları

GTV ortalama (GTVort) değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. GTVort değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 6643,2 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 6710,7 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 6649,7 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.584$) (Tablo 54 ve Şekil 79).

Tablo 54. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında GTVort minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6708,1	6558,7	6643,2	65,5	0.584*
HD(C)- ÇYK	5	7083,2	6418,8	6710,7	245,9	
M-ÇYK	5	6750,3	6467,4	6649,7	112,6	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 79. Üç farklı teknik için GTV ortalama değerlerinin dağılımı

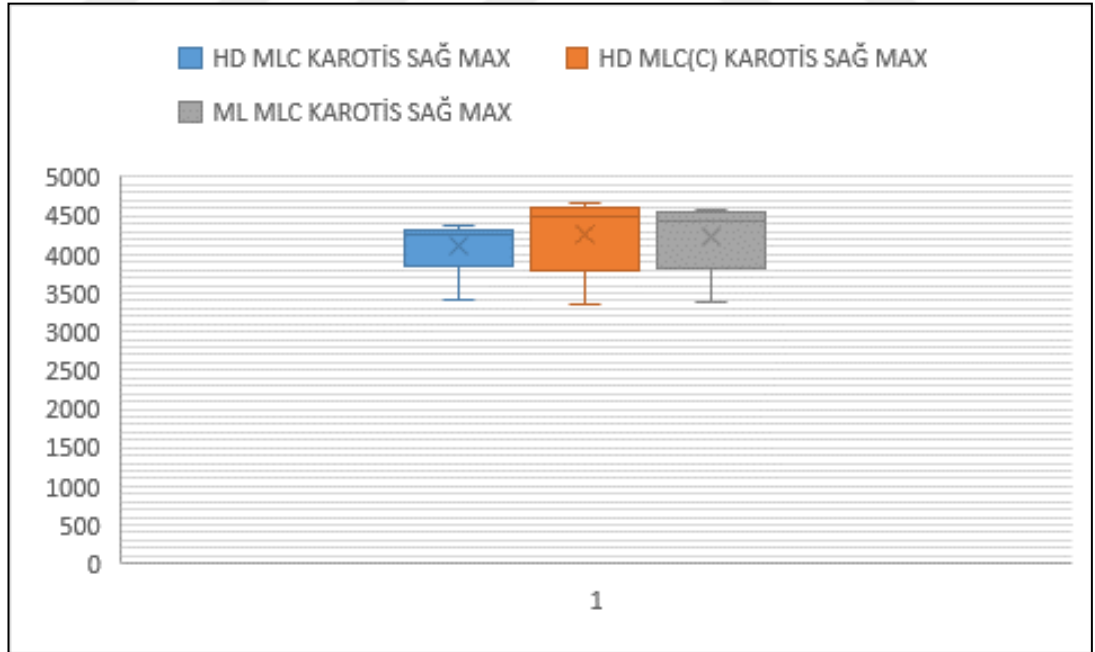
4.5.5 Glottik larenks tedavisinde karotis sağ maksimum bulguları

Karotis sağ maksimum değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Karotis sağ maksimum değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 4116,7 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 4259,2 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 4225,7 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.249$) (Tablo 55 ve Şekil 80).

Tablo 55. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Karotis Sağ Maksimum için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	4386,6	3421,7	4116,7	392,5	0.249*
HD(C)-ÇYK	5	4659,2	3356,9	4259,2	525,6	
M-ÇYK	5	4580,3	3374,9	4225,7	491,1	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 80. Üç farklı teknik için karotis sağ maksimum değerlerinin dağılımı

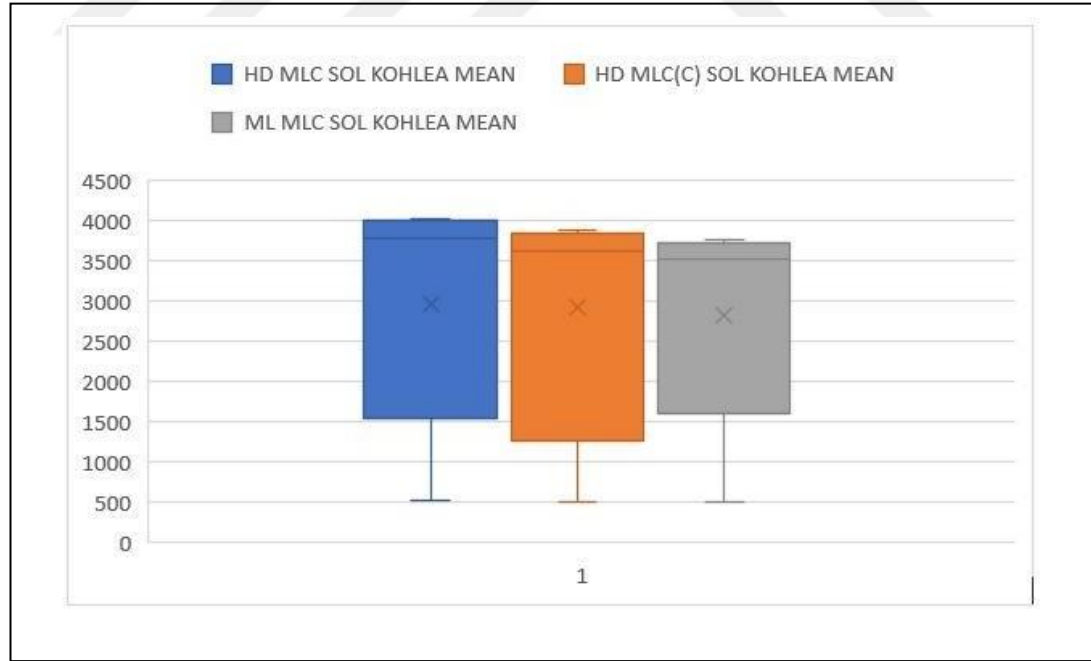
4.5.6 Glottik larenks tedavisinde karotis sol maksimum bulguları

Karotis sol maksimum değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Karotis sol maksimum değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 4075,3 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 4131,1 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 4167,2 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.669$) (Tablo 56 ve Şekil 81).

Tablo 56. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Karotis Sol Maksimum için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	p
HD-ÇYK	5	4685.6	3300	4075,3	221,7	0.669*
HD(C)-ÇYK	5	4732.1	3363.4	4131,1	249,4	
M-ÇYK	5	4593.3	3502.7	4167,2	188,3	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 81. Üç farklı teknik için karotis sol maksimum değerlerinin dağılımı

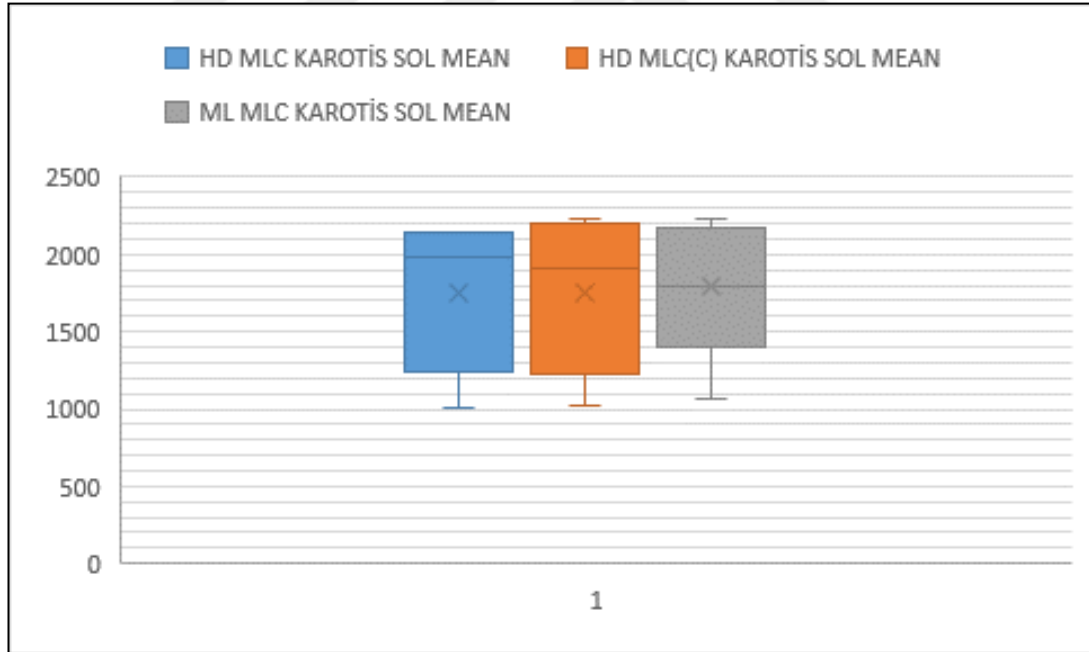
4.5.7 Glottik larenks tedavisinde karotis sol ortalama bulguları

Karotis sol ortalama değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Karotis sol ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 1749,0 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 1752,3 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 1788,3 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.798$) (Tablo 57 ve Şekil 82).

Tablo 57. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Karotis sol ortalama için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	2139	1009,6	1749,0	496,1	0.798*
HD(C)- ÇYK	5	2235,2	1025,0	1752,3	518,0	
M-ÇYK	5	2237,9	1067,4	1788,3	455,3	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 82. Üç farklı teknik için karotis sol ortalama değerlerinin dağılımı

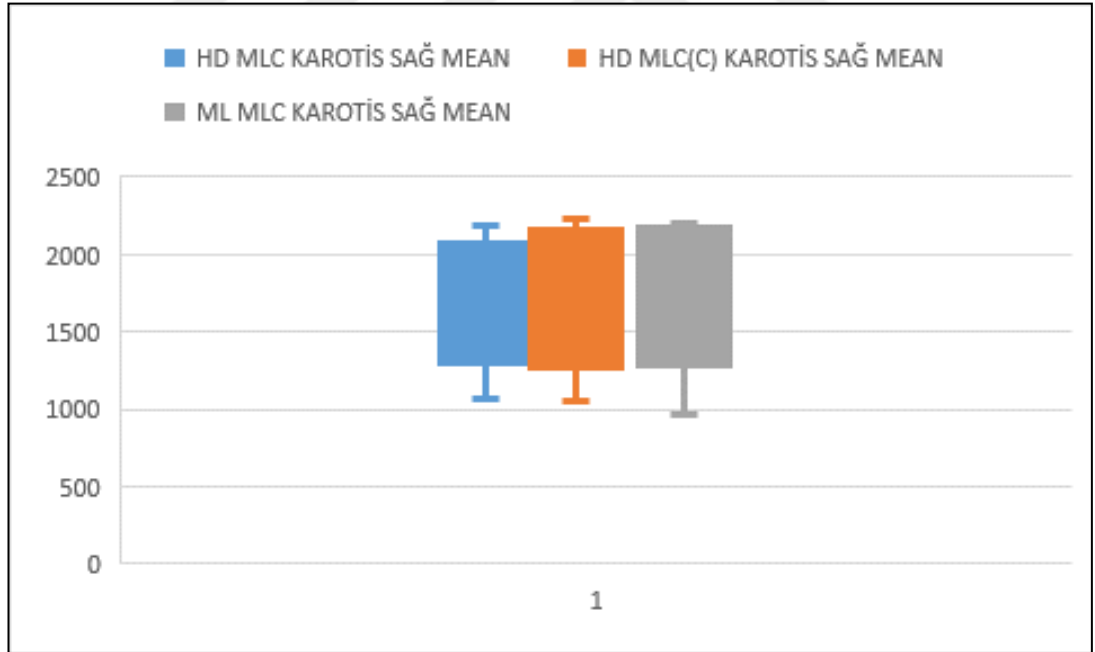
4.5.8 Glottik larenks tedavisinde karotis sağ ortalama bulguları

Karotis sağ ortalama değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Karotis sağ ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 1737,6 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 1775,3 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 1790,8 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.426$) (Tablo 58 ve Şekil 53).

Tablo 58. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Karotis sağ ortalama için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	2187,5	1069,1	1737,6	440,9	0.426*
HD(C)- ÇYK	5	2237,1	1058	1775,3	491,4	
M-ÇYK	5	2195,2	970,7	1790,8	514,1	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 83. Üç farklı teknik için karotis sağ ortalama değerlerinin dağılımı

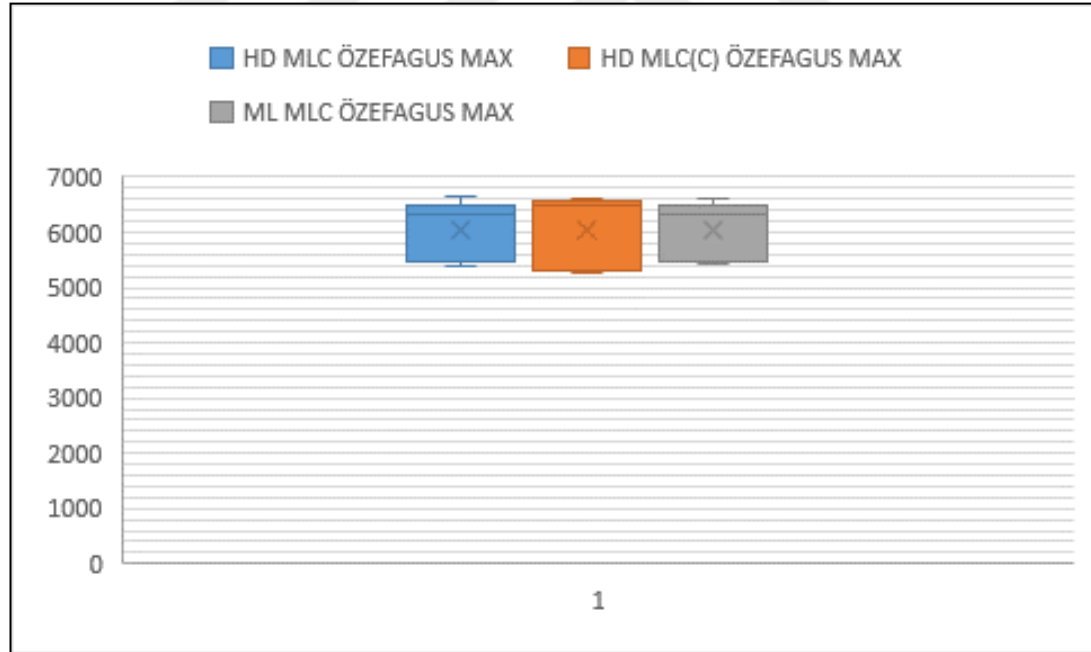
4.5.9 Glottik larenks tedavisinde özefagus maksimum bulguları

Özefagus maksimum değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Özefagus maksimum değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 6036,1 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 6049,6 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 6040,5 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.898$) (Tablo 59 ve Şekil 84).

Tablo 59. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Özefagus maksimum için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy).

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	6648,1	5392	6036,1	552,5	0.898*
HD(C)- ÇYK	5	6608,7	5253,5	6049,6	683,2	
M-ÇYK	5	6623,6	5443,5	6040,5	533,5	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 84. Üç farklı teknik için özefagus maksimum değerlerinin dağılımı

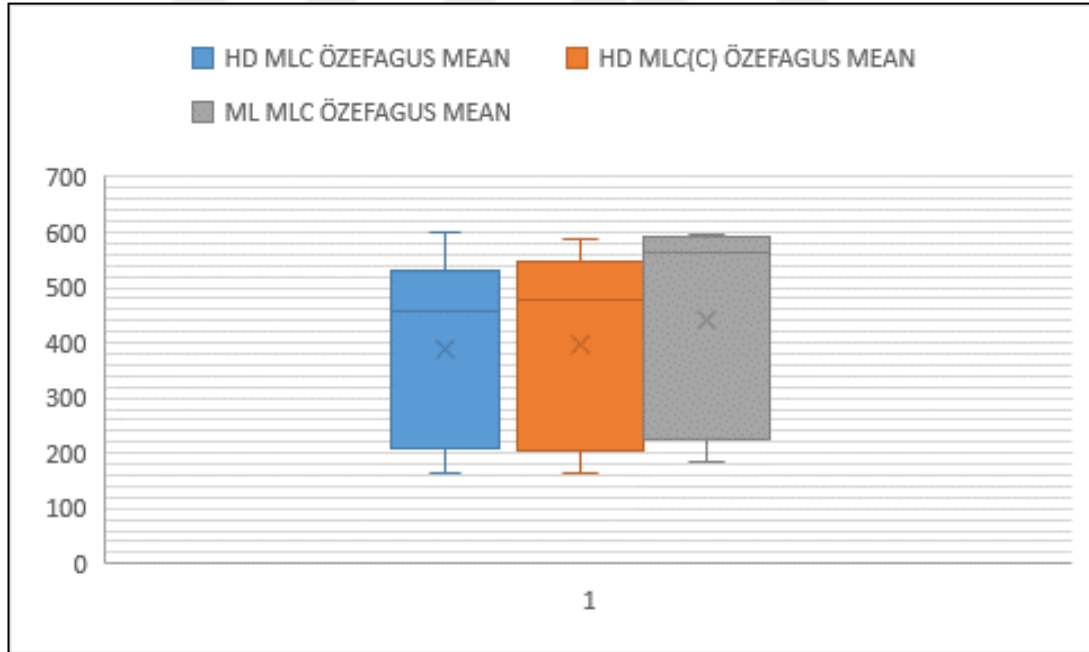
4.5.10 Glottik larenks tedavisinde özefagus ortalama bulguları

Özefagus ortalama değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer M-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Özefagus ortalama değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 387,7 cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 397,2 cGy iken M-ÇYK tekniğinde 439,4 cGy olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.075$) (Tablo 60 ve Şekil 85).

Tablo 60. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Özefagus ortalama için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	599	165,7	387,7	174,3	0.075*
HD(C)- ÇYK	5	588,4	163,7	397,2	182,2	
M-ÇYK	5	595,8	183,3	439,4	199,2	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 85. Üç farklı teknik için özefagus değerlerinin dağılımı

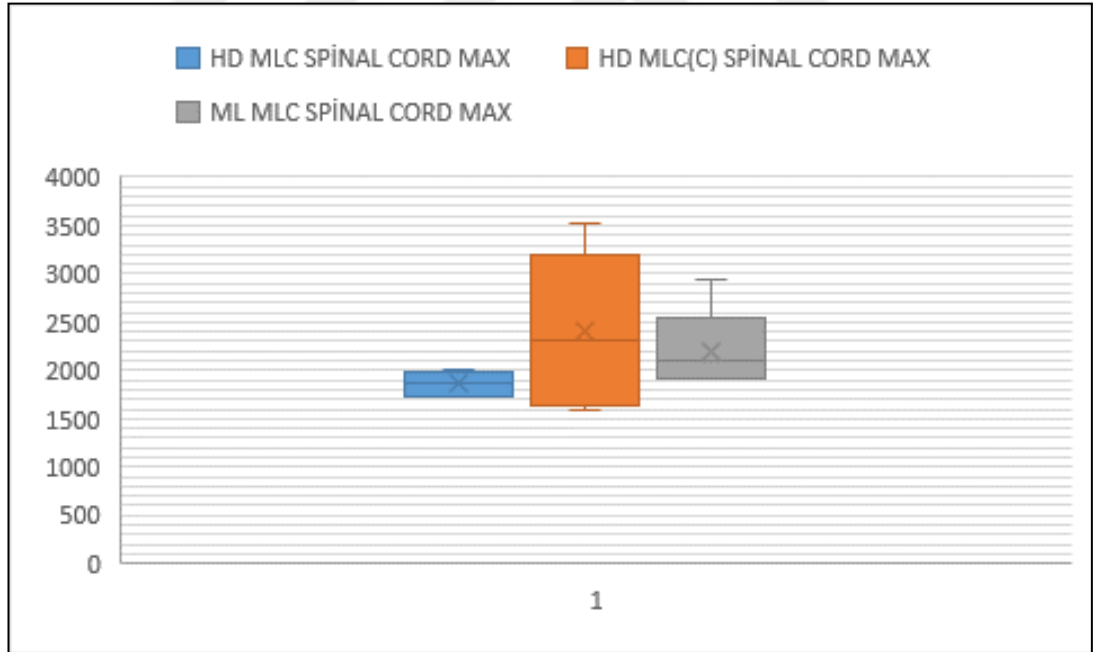
4.5.11 Glottik larenks tedavisinde spinal kanal maksimum bulguları

Spinal kanal maksimum değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. Spinal kanal maksimum değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 1857,3cGy iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 2395,2 cGy ve M-ÇYK tekniğinde 2206,0 olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.261$) (Tablo 61 ve Şekil 86).

Tablo 61. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında Spinal kanal maksimum için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cGy)

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum cGy	Minimum cGy	Ortalama cGy	Standart sapma cGy	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	2002	1721,7	1857,3	135,5	0.261*
HD(C)- ÇYK	5	3533,9	1584,7	2395,2	811,3	
M-ÇYK	5	2933,2	1916,6	2206,0	418,6	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 86. Üç farklı teknik için spinal kanal maksimum değerlerinin dağılımı

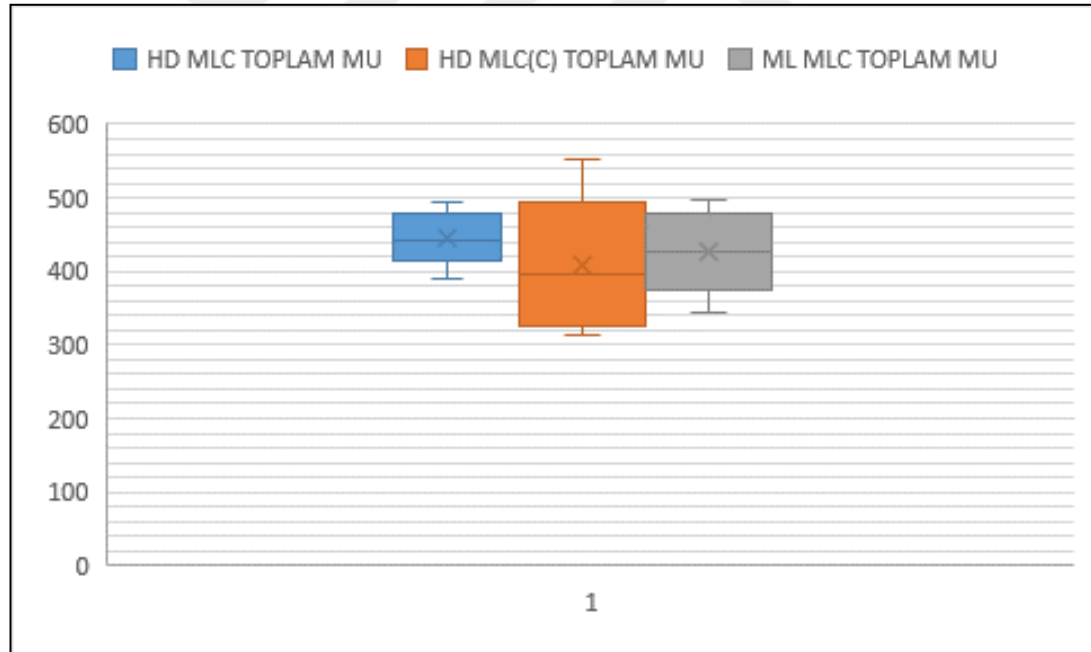
4.5.12 Glottik larenks tedavisinde mu bulguları

MU değerlerinin üç farklı teknik için karşılaştırılmasında en büyük maksimum değer HD(C)-ÇYK tekniğinde elde edilmiştir. MU değerlerinin ortalaması HD-ÇYK tekniğinde 445,4 iken HD(C)-ÇYK tekniğinde 408,0 iken M-ÇYK tekniğinde 426,0 olup teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0.504$) (Tablo 62 ve Şekil 87).

Tablo 62. M-ÇYK, HD-ÇYK, HD(C)-ÇYK tekniklerinde yapılan tedavi planlarında MU için minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

Tedavi Teknikleri	Hasta sayısı	Maksimum	Minimum	Ortalama	Standart sapma	<i>p</i>
HD-ÇYK	5	495	390	445,4	38,0	0.504*
HD(C)-ÇYK	5	553	313	408,0	94,1	
M-ÇYK	5	496	344	426,0	57,3	

* Tekrarlayan ölçümlerde ANOVA testi.



Şekil 87. Üç farklı teknik için MU değerlerinin dağılımı

5 TARTIŞMA

Bu çalışmada TrueBeam cihazlarının sahip olduğu Millenium (0,5 cm) ve High Definition (0,25 cm) ÇYK yapısının doz dağılımına etkisinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çok yapraklı kolimatör lif kalınlıklarının kritik organ korumasında ve PTV sarımında nasıl etki gösterdikleri araştırılmıştır ve iki farklı kalınlık için karşılaştırma yapılmıştır. Planlama yapmak için dört bölge seçilmiştir; lokal prostat, pelvik lenf nodu ve prostat, larenks ve nazofarenks. Toplamda seçilen 20 hastanın CT görüntüleri üzerinden planları hem M-ÇYK ile hem de HD ÇYK ile ayrı ayrı yapılmıştır. Buna ek olarak M-ÇYK ile yapılan planlar sadece cihaz değişikliği yapılarak HD ÇYK olan cihaza kopyalanmıştır ve optimizasyona girilen değerler hiç değiştirilmemiştir. Sonuçlar her bölge için ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

French ve arkadaşlarının 2017 yılında yayınladıkları çalışmalarında HD120 ÇYK ile yaptıkları VMAT planlarını M-ÇYK'e transfer etmişlerdir ve transfer edilen planların klinik olarak anlamlı olup olmadığını araştırmışlardır (29). Beş adet baş boyun bölgesi, üç adet beyin bölgesi, dört adet akciğer bölgesi ve 11 adet prostat bölgesi için dozimetrik sonuçlara bakılmıştır. Kritik organlar ve hedef dozlarına bakıldığında ise anlamlı bir fark çıkmamıştır ancak hedef hacim dozlarında %1, risk altındaki organ dozlarında da %10 civarında değişiklikler gözlenmiştir. Bu nedenle optimizasyonu değiştirmeden taşımak yerine o plana özel bir optimizasyon yapılması önerilmektedir. Bu çalışmadan elde edilen bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar ile uyumaktadır. Bizim çalışmamızda M-ÇYK yapısına sahip cihazda yapılan planlar HD ÇYK yapısına sahip cihaza optimizasyon değiştirilmeden taşınmıştır. Elde edilen sonuçlarda dozimetrik olarak anlamlı farklar bulunsada klinik olarak kabul edilebilir planlar elde edilmiştir. Ancak organ korumasının daha iyi yapılabilmesi için o plana özel optimizasyon yapılması önerilmektedir.

Cummings ve arkadaşları HD ÇYK yapısı kullanılarak optimize edilen planların optimizasyon hiç değiştirilmeden M-ÇYK yapısına sahip cihaza aktarılıp aktarılamayacağını araştırmışlardır (30). Toplamda üçü prostat ikisi beyin olmak üzere beş plan üzerinde çalışma yapmışlardır. Sonuç olarak optimizasyonu

değiştirmeden planları aktardıkları zaman bunun klinik olarak sorun olmadığını ve yapılabileceğini söylemişlerdir. Ancak beyin bölgesinde özellikle lens dozlarını düşürebilmek için optimizasyonun yeniden yapılmasının daha iyi sonuç verdiğini söylemişlerdir. Bizim çalışmamızda pelvis bölgesi ve baş boyun bölgesi için M-ÇYK ile optimize edilmiş planlar optimizasyon hiç değiştirilmeden HD ÇYK yapısına sahip cihaza aktarılmıştır. Küçük bölgeler için optimizasyonu kopyalamak klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar vermiştir ancak geniş hacimli bölgelerde, hacim etrafındaki risk altındaki organların sayısının artmasından dolayı kopyalanan optimizasyon ile kritik organ dozlarının yüksek olduğu ve yeteri kadar koruma yapılamadığı gözlemlenmiştir.

Bijina ve arkadaşlarının yaptığı araştırmada 2.5 mm lif kalınlığına sahip ÇYK ile 5 mm lif kalınlığına sahip ÇYK'lerin VMAT ve IMRT (YART) tekniği ile yapılan prostat planlarındaki doz dağılımı üzerindeki etkileri ve çevredeki risk altındaki organların korunması üzerindeki etkileri araştırılmıştır (31). Elde edilen sonuçlarda 2.5 mm'lik lif kalınlığına sahip ÇYK ile yapılan planlarda PTV sarımının 5mm'lik lif kalınlığına kıyasla daha iyi olduğu görülmüştür. Ancak RAO korumasında planlar arasında anlamlı bir fark elde edememişlerdir. Bizim yaptığımız çalışmada lokal prostat planları için karşılaştırma yapıldığında HD-ÇYK (2.5 mm) ile yapılan planlarda PTV hacmi içerisindeki doz dağılımının M-ÇYK (5 mm) ile yapılan planlara göre dozimetrik olarak daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Hedef hacim etrafındaki RAO korumasında dozimetrik olarak anlamlı bir fark elde edilememiştir.

Fiveash ve arkadaşlarının 2002'de yaptıkları çalışmada SSS ve baş boyun bölgesinde ÇYK yaprak kalınlıklarının doz dağılımına etkisine bakılmıştır (32). 10 mm ve 5 mm ÇYK farklılıklarını saptamak için YART tedavi tekniğini kullanarak plan yapmışlardır. İki ÇYK ile yapılan planların ikisi de klinik olarak kabul edilebilir değerler vermiştir ancak baş boyun bölgesinde yapılan planlar için 5 mm ÇYK ile yapılan planlarda kritik organ korumasının daha iyi olduğu vurgulanmıştır. Bizim çalışmamızda da yapılan tüm planlar klinik olarak kabul edilebilir planlardır. Baş boyun bölgesinde yapılan planlarda elde edilen farkların çoğu istatistiksel olarak

anlamsızdır ancak bazı kritik organ dozlarının HD ÇYK ile yapılan planlarda daha düşük olduğu gözlemlenmiştir.

Young ve arkadaşları 2016 yılında yayınladıkları çalışmalarında vertebra SBRT planlamalarında HD120 ÇYK ile Millenium 120 ÇYK farkına bakmışlardır (33). On yedi vertebra SBRT planlarını VMAT tekniği kullanarak M-ÇYK ve HD120 ÇYK yapıp karşılaştırmışlardır. Sonuçlarda sadece minor farklar saptamışlardır. HD ÇYK ile yapılan planlarda spinal kordun maksimum dozunda yüzde üç oranında daha iyi sonuç elde etmişlerdir. Ancak elde ettikleri tedavi süreleri (MU) %12 oranında artış göstermiştir. Sonuç olarak M-ÇYK ile HD ÇYK arasında klinik olarak büyük farklar olmasa da HD ÇYK yapısı ile yapılan planlarda elde edilen doz verilerinin küçük oranda daha iyi olduğu vurgulanmaktadır. Bizim yaptığımız çalışmada da tedavi sürelerinin HD ÇYK yapısına sahip planlarda daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Nazofarenks bölgesi ve pelvik lenf nodu ve prostat bölgesinde tedavi süreleri (MU) arasındaki istatistiksel fark anlamlı çıkmıştır. Larenks ve lokal prostat bölgeleri için fark anlamsız çıksa da en büyük tedavi süresine (MU) sahip planlar HD ÇYK ile yapılan planlardır. Risk altındaki organ sayısı fazla olan bölgelerde HD ÇYK ile yapılan planların Tedavi sürelerinin anlamlı olarak yüksek olduğu belirlenmiştir.

S' losarek ve arkadaşları yaptıkları araştırmada geniş tedavi bölgelerinde yapılan planlar için HD ÇYK ve M-ÇYK'lerinin lif kalınlıkları farkının doz dağılımı üzerindeki etkilerini araştırmışlardır (34). Özefagus ve abdomen bölgesi üzerinde araştırma yapmışlardır. 6MV ve 10 MV enerjilerini kullanmışlardır. Elde edilen sonuçlarda özellikle hedef hacme çok yakın veya içine giren sağlıklı doku ve risk altındaki organların korumasında HD ÇYK yapısının daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca ince liflerin hacmin geometrik yapısına daha iyi uyum sağladığı ve doz dağılımını daha iyi şekillendirdiği sonucuna varmışlardır. Bizim yaptığımız çalışmada geniş tedavi bölgesi olarak pelvik lenf nodu ve prostat ve nazofarenks bölgeleri seçilmiştir. Bu bölgelerden elde edilen sonuçlarda HD ÇYK yapısının M-ÇYK yapısına göre PTV'nin içindeki dozu daha iyi şekillendirdiği gözlemlenmiştir. Ancak sağlıklı doku ve RAO korumasında dozimetrik olarak küçük farklar görülse de klinik olarak anlamlı sonuçlar elde edilememiştir.

Wang ve arkadaşları IMRT (YART) tekniğini kullanarak yaptıkları prostat planlarında 4 mm kalınlığa sahip mikro-ÇYK ile 1 cm kalınlığa sahip ÇYK lif kalınlıklarının doz dağılımı üzerindeki etkisini araştırmışlardır (35). Elde edilen sonuçlarda rektum korumasının ve hedef hacim içerisindeki doz homojenliğinin mikro-ÇYK ile yapılan planlarda daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. Bizim yaptığımız çalışmada da ince yapraklı kolimatör ile yapılan planlarda hedef hacmin doz sarımının daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. Prostat planlarında RAO dozlarında klinik olarak anlamlı bir farklılık elde edilemese de dozimetrik olarak ince yapraklı kolimatör ile yapılan planların daha iyi koruma sağladığı gözlemlenmiştir.



6 SONUÇ

Çalışmamızda yapılan karşılaştırmalar sonucunda tüm veriler için hedef bölge, kritik organ dozları ve tedavi süresi değerleri M-ÇYK, HD-ÇYK sistemleri karşılaştırılmıştır. Ayrıca M-ÇYK ile yapılan planların optimizasyon değiştirilmeden HD-ÇYK'e taşınarak elde edilen planların da doz karşılaştırmaları yapılmıştır. Prostat tedavisi için lokal prostat ve pelvik lenf nodu ve prostat olmak üzere iki tür plan yapılmıştır. Lokal prostat planında küçük bir bölge ışımlandığı için elde edilen sonuçlarda rastgele farklılıklar olsa da klinik olarak ÇYK lif kalınlıklarının farkından kaynaklanan anlamlı bir fark bulunamamıştır. Pelvik lenf nodu ve prostat bölgesinde hedef hacim daha büyüktür ve etrafındaki RAO sayısı daha fazladır. Bu nedenle yapılan planlar daha karmaşıktır ve optimizasyon önemli bir rol oynamaktadır. Pelvik lenf nodu ve prostat bölgesinden elde edilen sonuçlarda da lif kalınlıklarından kaynaklanan doz farkları klinik olarak anlamlı değildir ancak optimizasyon yönetiminin anlamlı farklar yarattığı sonucuna ulaşılmıştır. Aynı bölge için yapılan planlarda kullanılan hesaplama modelinin ve hedefin geometrik şeklinin dozimetrik sonuçlar üzerinde etkili olacağı düşünülmektedir. Baş boyun bölgesi için larenks ve nazofarenks olmak üzere ayrı planlar yapılmıştır. Larenks bölgesinde yapılan planlarda hem dozimetrik olarak hem de klinik olarak lif kalınlıklarından kaynaklı veya optimizasyondan kaynaklı anlamlı bir sonuç bulunamamıştır. Bölge küçük olduğu için ve hacim etrafındaki RAO sayısı az olduğu için lif kalınlığının çok etkili olmadığı düşünülmektedir. Nazofarenks bölgesinde hedef hacim boyutu daha büyüktür ayrıca geometrik şekil olarak daha karmaşık bir yapıya sahiptir ve çevresindeki risk altındaki organ sayısı daha fazladır bu bölgede de lif kalınlıklarından dolayı klinik olarak anlamlı bir sonuç elde edilememiştir. Bunun sebebinin hasta sayısının az olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Diğer yandan plana özel optimizasyon yönetiminin PTV sarımında ve RAO korumasında etkili olduğu düşünülmektedir.

Sonuç olarak elde edilen verilerde lokal ve geometrik şekil olarak basit yapılarda lif kalınlıklarının dozimetrik olarak büyük farklar yaratmadığı ve her iki ÇYK ile yapılan planların klinik olarak kabul edilebilir planlar olduğu gözlemlenmiştir.

Büyük ve geometrik şekil bakımından daha karmaşık yapılarda HD-ÇYK lifleri ince olduğu için yapının şeklini daha iyi sarmıştır ve hedef hacime yakın RAO'ı daha iyi korumuştur ancak aradaki fark çok minimaldir ve anlamlı bir fark yaratmamıştır. İki ÇYK ile yapılan planda klinik olarak kabul edilebilir planlardır. Ek olarak, eğer iki kolimatör yapısı arasında yapılan planlar taşınacaksa ve hedef hacim etrafında bulunan RAO sayısı fazla ise PTV sarımının ve RAO korumasının daha iyi olabilmesi için o plana ait yeniden optimizasyon yapılması önerilmektedir.



7 KAYNAKLAR

1. Khan, F.M. Treatment Planning in Radiation Oncology. Second Edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins. 2007; 32-35
2. John L. Meyer. IMRT, IGRT, SBRT-Advances in the Treatment Planing and Delivery of Radiotherapy. J Gastrointest Oncol 2011; 2: 265.
3. Özalpan A. Temel Radyobiyojoloji. Haliç Üniversitesi; (2001). 8-15, 214-6 2.
4. Reşat SELBAŞ. Uluslararası Sürdürülebilir Mühendislik ve Teknoloji Dergisi International Journal of Sustainable Engineering and Technology Sayı 5, Cilt, 1 (2021), Sayfa 1-5.
5. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. 3rd Edition. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins Company; 2003: 42-43
6. Linear Accelerator Physics Primer Manual, Siemens Medical Solutions. Forchheim: Siemens AG; 2005. p. 7-12.
7. Haring P, Rhein B. 3D quality assurance systems. In: Schlegel W, Bortfeld T, Grosu A-L, editors. New technologies in radiation oncology. Germany, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006.
8. Aydın Çakır, Hatice Bilge. Turkish Journal Of Oncology, Multi-leaf collimator designs: the clinical significance of linear accelerators (2012, Vol 27, Num 1).
9. Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, Losasso T, Low D, Mah K, Yu C. Basic applications of multileaf collimators. RepOrtalama of TG 50, AAPM, 2001.
10. Jeraj M., Robar V. "Multileaf collimator in radiotherapy," Radiol. Oncol.;2004 38(3): 235-40.
11. Sykes Jr, William PC. An experimental investigation of the tongue and groove effect for the Philips multileaf collimator. Physics Medical Biology; 1998; 43:3157–3165.
12. Takahaski S. "Conformation radiotherapy-rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy of cancer," Acta. Radiol. Suppl; 1965; 242: 1–142.
13. Das IJ, Desobry GE, McNeeley SW, Cheng EC, Schultheiss TE. Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator. Med Phys 1998;25(9):1676-84.
14. Huq MS, Das IJ, Steinberg T, Galvin JM. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. Phys Med Biol 2002;47(12): N159-70.
15. Fogliata A., Nicolini G., Clivio, A. et al. "Dosimetric validation of the Acuros XB advanced dose calculation algorithm: Fundamental characterization in water," Phys. Med. Biol; 2011; 56: 1879–904.
16. Fogliata A., Lobefalo F., Reggiori G. et al. "Evaluation of the dose calculation accuracy for small fields defined by jaw or ÇYK for AAA and Acuros XB algorithms," Med. Phy; 2016; 43, 5685.
17. Almond P.R., Biggs P.J., Coursey B.M., Hanson W.F., Huq M.S., Nath R., Rogers D.W.O., "AAPM's TG-51protocol for clinical reference dosimetry ofhigh-energy photon and electron beams," Med. Phys; 1999; 26, 1847-1870.
18. Khan F. The Physics of radiation therapy, 3rd Editon, Williams & Wilkins, Minnesota; 2003, page 38-506

19. Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide. December (2015).
20. Schlegel W.C., Bortalamafeld T. And Grosu A.L. "New technologies in radiation oncology," Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2006
21. Deng J, Pawlicki T, Chen Y, LIJ, Jiang SB. The IMRT tongue-and-groove effect on IMRT dose Distributions. Physics and Medical. Biology; 2001; 46:1039–1060.
22. Ling CC, and LiX. A. Over the next decade the success of radiation treatment planning will be judged by the immediate biological response of tumor cells rather than by surrogate measures such as dose maximization and uniformity. Med. Phys. 2005;32(7): 2189-2192.
23. Catalona WJ, Smith DS, Ratliff TL, Basler JW. Detection of organconfined prostate cancer is increased through prostate-specific antigen-based screening. JAMA; 1993; 270:948-954.
24. Chao KS, Ozyigit G, Tran BN, Cengiz M, et al. Patterns of failure in patients receiving definitive and postoperative IMRT for head-and-neck cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys; 2003;55(2):312-21.
25. Chao KS, Low DA, Perez CA, Purdy JA. Intensity-modulated radiation therapy in head and neck cancers: The Mallinckrodt experience. Int J Cancer 2000;90(2):92-103.
26. Hunt MA, Zelefsky MJ, Wolden S, Chui CS, et al. Treatment planning and delivery of intensity-modulated radiation therapy for primary nasopharynx cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys; 2001;49(3):623-32.
27. Halperin EC, Brady LW, Perez CA, Wazer DE. Perez & Brady's principles and practice of radiation oncology. 7th ed. Lippincott Williams & Wilkins 2013; 50:3297-3315.
28. Eclipse Treatment Planning Customer Release Note:2008
29. Samuel B. French, Stephen Bhagroo Dary P. Nazareth, Matthew B. Podgorsak. Adapting VMAT plans optimized for an HD120 MLC for delivery with a Millennium MLC. J Appl Clin Med Phys. 2017 Sep; 18(5): 143–151.
30. Cui G, Ballas L, Chang E, et al. SU-E-T-569: evaluation of VMAT plans generated with HD120 and Millennium 120 MLC between two matched linacs. Med Phys. 2014; 41:358
31. Bijina T K1, K M Ganesh, Pichandi A. "Is High-Definition MLC Dosimetrically Superior to Standard Definition MLC for SIB-SBRT for Carcinoma Prostate". Asian Pac J Cancer Prev. 2019 Dec 1;20(12):3817-3823.
32. J B Fiveash, H Murshed, J Duan, M Hyatt, J Caranto, J A Bonner, R A Popple. Effect of multileaf collimator leaf width on physical dose distributions in the treatment of CNS and head and neck neoplasms with intensity modulated radiation therapy. Med Phys. 2002 Jun;29(6):1116-9.
33. Kelly C Younge, John R Kuchta, Justin K Mikell, Benjamin Rosen, Jeremy S Bredfeldt, Martha M Matuszak. The impact of a high definition multileaf collimator for spine SBRT. J Appl Clin Med Phys. 2017 Nov;18(6):97-103.
34. Krzysztof Ślosarek, Iwona Brąclik, Wojciech Leszczyński, Joanna Kopczyńska, Wojciech Osewski, and Jacek Wendykiera. IMRT/VMAT dose distributions generated for HD and Millennium collimators TrueBeam and Clinac accelerators. Rep Pract Oncol Radiother. 2019 Jan-Feb; 24(1): 20–27.

35. Wang L, Movsas B, Jacob R, Fourkal E, Chen L, Price R, Feigenberg S, Konski A, Pollack A, Ma C. Stereotactic IMRT for prostate cancer: dosimetric impact of multileaf collimator leaf width in the treatment of prostate cancer with IMRT. *J Appl Clin Med Phys*. 2004; 5:29–41.



8 ÖZGEÇMİŞ





