

# ***Prostat Hastalarının VMAT Tekniği ile İki Farklı Algoritma Kullanılarak Yapılan Tedavi Planlarının Dozimetrik Karşılaştırılması***

***Pınar Boydak<sup>1\*</sup>, Kamil Temizyürek<sup>2</sup>***

## **ÖZ**

Prostat derin pelviste konumlu kapsülle sarılı fibromusküler ve glandüler bir organdır. Şekli cevizi veya ters koniyi anımsatmaktadır. Erken evre prostat kanseri için radikal-prostatektomi, brakiterapi ve eksternal radyoterapi tedavi seçenekleri arasında bulunmaktadır. Radyoterapi yaklaşık yüz yıldır kanserlerin tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. İyonlaştırıcı radyasyon ışını ile kanser hücrelerinin yok edilmesi prensibine dayanır. Radyoterapide temel prensip, hedef hacim en yüksek dozu alırken etrafındaki sağlıklı doku ve riskli organlara olabildiğince minimum dozu vermektir. Bu amaca ulaşmak için üç boyutlu konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi, görüntü eşliğinde radyoterapi ve tomoterapi gibi yöntemler kullanılmaktadır. Bu çalışmada, volümetrik ark terapi tekniği üzerine Monte Carlo Algoritması ile Analitik Anizotropik Algoritmasının performansının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Kritik organ dozları göz önüne alındığında, Elekta-volümetrik ark terapi tekniği, Rapid Ark tekniğinin değerlerine göre, mesane ve rektum dozları için istatistiksel olarak anlamlı daha düşük değerler vermiştir. Sağ ve sol femurlarda Rapid Ark tekniği daha iyi sonuçlar vermiştir. Rapid Ark monitör unit değerleri, Elekta-volümetrik ark terapinin monitör unit değerlerinden daha düşüktür, bu yüzden Rapid Ark'ta tedavi süresi daha kısadır. Klinik olarak her makine için volümetrik ark terapi teknikleri, kabul edilebilir planlar üretmede eşit derecede etkilidir. Sonuç olarak bu iki tekniğin pratikle eşdeğer sonuçlar ürettiği söylenebilir.

***Anahtar Kelimeler:*** Prostat, volümetrik ark terapi, Monaco tedavi planlama sistemi, analitik anizotropik algoritması, eclipse tedavi planlama sistemi,

<sup>1\*</sup>*Istanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı, Sorumlu yazar: pboydak@gmail.com*

<sup>2</sup>*Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Aydın Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı, e-posta: kamiltemizyurek@aydin.edu.tr*

*Makale Geliş Tarihi / Received: 12.12.2018 - Makale Kabul Tarihi / Accepted: 15.02.2019*

## **A Dosimetric Comparison of Treatment Plans Using Two Different Algorithms with VMAT Technique in Prostate Patients**

### **ABSTRACT**

The prostate is a fibromuscular and glandular organ that is wrapped with a deep pelvis position capsule. The shape is reminiscent of walnut or inverted cone. For early stage prostate cancer, radical-prostatectomy, brachytherapy and external radiotherapy are among the treatment options. Radiotherapy has been one of the methods used in the treatment of cancers for nearly a hundred years. It is based on the principle of destroying cancer cells by ionizing radiation beam. The main principle in radiotherapy is to give the minimum dose as much as possible to the healthy tissue and risky organs around the target volume while tumors are taking the highest dose. To achieve this goal, three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy, image-guided radiotherapy, and tomotherapy are used. Current study aims to compare the performance of Monte Carlo Algorithm and Analytic Anisotropic Algorithm on volumetric arc therapy technique.

When the critical organ doses were considered, the Electra-volumetric arc therapy technique has statistically significant lower values for bladder and rectum doses than those values of the Rapid Arc technique. For right and left femurs, the Rapid Arc technique shows better results. Rapid Arc monitor unit values are lower than monitor unit values of Electra-volumetric arc therapy, so the treatment duration was shorter in Rapid Arc. Clinically both volumetric arc therapy techniques for each machine were equally effective in producing acceptable plans. As a result, it can be said that these two techniques produce equivalent results by practice.

**Keywords:** *Prostate, volumetric arc therapy, Monaco treatment planning system, analytic anisotropic algorithm, eclipse treatment planning system,*

### **Giriş**

Prostat derin pelviste konumlu kapsülle sarılı fibromüsküler ve glandüler bir organdır. Şekli cevizi veya ters koniyi anımsatmaktadır. Gençlerde ortalama hacmi 20 ml'dir. Ortalama olarak yüksekliği 3 cm, genişliği 4 cm ve kalınlığı ise 2.5 cm'dir. Superiordan mesaneye, inferiordan ise eksternal üriner sfinkter ve membranöz üretraya bağlıdır. Prostatın bazal

kısmı mesaneyle komşu olan bezin superior kısmıdır, apeks ise inferior sınırına tekabül etmektedir.[1] Prostat; ön, arka ve iki yan loba ayrılır. Bezin tüm arka yüzeyi boyunca uzanan arka lob, rektal muayenede hissedilir. [1] Erken evre prostat kanseri için radikal-prostatektomi, brakiterapi ve eksternal (harici) radyoterapi tedavi seçenekleri arasında bulunmaktadır. Bu metotların klinik sonuçları benzer olsa da tedaviden kaynaklı farklı yan etkiler gözlenmektedir. Cerrahiye göre eksternal radyoterapi daha az yan etkiye sebep olduğu için, özellikle yaşlı hastalarda daha çok tercih edilmiştir. Son teknolojik planlama yöntemleri sayesinde radyoterapiye bağlı yan etkilerin minimize edilmesi sağlanmıştır. Radyoterapi, çok uzun yıllardır kanser tedavisinde yararlanılan metotlardandır ve kanser hücrelerinin iyonlaştırıcı radyasyon ile ortadan kaldırılması ya da çoğalmasının engellenmesi prensibine dayanır. Radyoterapi, hedef doku ve tümör komşuluğunda bulunan normal dokuları da etkiler ve hasar oluşturulabilir. Bu nedenle modern radyoterapi uygulamalarında tümörü kontrol edecek dozda radyasyon uygularken, tümörün etrafındaki veya yakınındaki sağlıklı dokuların ve riskli organların olabildiğince en az radyasyon dozu alması hedeflenir.

Son yıllarda radyoterapideki gelişmeler sonucu konvansiyonel ve üç boyutlu konformal radyoterapi, yerini Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Volümetrik Ark Terapi (VMAT) tekniklerine bırakmıştır. Bu yöntemler hedef bölgede daha iyi konformalite sağladığı gibi riskli organların da alabileceği en az dozu almasına olanak sağlamaktadır. YART ve VMAT teknikleri ile uniform olmayan ışın demetleri kullanılarak uygulanan değişik yoğunluklarda düzenlenmiş radyoterapi alanları veya ark bazlı sabit kontrol noktaları ile hedef hacimde arzulanan doz sarımı ve dağılımına ulaşılabilir. VMAT tekniğinde değişik yoğunluktaki birçok sayıda ışın kombinasyonu ile daha iyi tümör (kanseri doku) kontrolü ve sağlıklı dokularda daha az yan etki oluşacak şekilde optimize edilebilmektedir. Çalışmamızda prostat kanserli hastalarda, VMAT tekniğini Analitik Anizotropik Algoritma (AAA) ve Monte Carlo (MC) algoritmalarında hesaplatarak kritik organ ve hedef organ üzerindeki etkisini dozimetrik olarak karşılaştırılması hedeflenmiştir.

## **Gereç ve Yöntem**

**Çalışmamız İstanbul Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi (EAH) Radyasyon Onkolojisi'nde yapılmış ve kullanılan tüm araç ve gereçler Okmeydanı EAH Radyasyon Onkolojisi'ne aittir.**

Rastgele seçilen 20 prostat kanseri hastasının Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri 3 mm kesit aralıkları ile taranarak Tedavi Planlama Sistemi (TPS)'ne aktarıldı. Bu BT görüntüleri kullanılarak hedef yapılar ve kritik organlar radyasyon onkoloğu tarafından çizildi. Hedef hacmi (Gross Tumor Volume-GTV) prostata hiç marj verilmeden oluşturulurken, Klinik Hedef Hacmi (Clinical Target Volume-CTV) GTV hacmine her yönden 1 cm marj verilirken, sadece posterior yönden rektum duvarında doz artışını engellemek için 0.5 cm marj verilerek oluşturuldu. Set-up hatalarını ve radyasyon demetinin penumbrasından gelen azalımı dikkate almak için de Planlanan Hedef Hacmi (Planning Target Volume-PTV) ise CTV'ye 0.5 cm marj verilerek oluşturuldu. Mesane tüm organ olarak, rektum PTV'yi alttan ve üstten 1 cm aşacak şekilde tüm organ olarak ve femur başları konturlandı.

Her hasta için ayrı ayrı VMAT planlaması Eclipse ve Monaco tedavi planlama bilgisayarlarında, ters planlama kullanılarak oluşturuldu. Işın enerjisi ve gantri açıları bizim tarafımızdan optimize edilirken, dozla ilgili diğer tüm optimizasyonlar tedavi planlama bilgisayarının ters planlama algoritması tarafından yapıldı.

Prostat hastaları 6 MV foton enerjisiyle çift arklı VMAT planları standart olacak şekilde planlandı. Birbirine ters yönlerde gantri dönüş açılarına sahip çift arklı VMAT planları oluşturuldu. Ters planlama algoritmasının optimizasyonu için gerekli gördüğü hedef hacim ve riskli organ doz sınırlamaları (constraint) prostat hastaları için tanımlandı. Eclipse TPS optimizasyonu için Progressive Resolution Optimizer (PRO), planların hesaplaması için ise AAA, Monaco TPS optimizasyonu için MC algoritması kullanıldı. Her iki planlama sistemi VMAT planlamasında doz optimizasyonu parametreleri hedef hacim ve komşu riskli organlar için tanımlandı.

Hesaplatılan bütün planlarda PTV'nin aldığı dozun aynı olması için plan normalizasyonu, PTV'nin %95'inin tanımlanan dozun %100'ünü almasına

göre yapılmıştır. PTV için maksimum doz sınırı, toplam dozun %110'u olacak şekilde belirlenmiştir.

Yapılan planın uygunluğu, tedavinin etkinliğinde çok önemlidir ve bu durumun değerlendirmesi için kolay ve anlaşılır bir biçimde ifade edilmesi gerekmektedir. Tedavi erken ve/veya geç yan etkilerini değerlendirmek üzere fikir veren doz değerlerinden ve konformalite indeks (CI), homojenite indeks (HI) tanımlamalarından yararlanılarak tedavi planlamaları arasındaki farklılıklar değerlendirilir.

CI, ilk olarak Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) tarafından 1993 yılında önerilmiş ve International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)'a ait 62 nolu raporda tanımlanmıştır.[2,3] Doz hacim histogramlarından (DVH) elde edilen parametrelerin kolay kullanılması için CI' in evrensel olarak uygulanabilir olması gerekmektedir. CI sadece aynı hastalara ait iki tedavi planı karşılaştırmasında değil, farklı tedavi tekniklerinin karşılaştırılmasında da yararlı bir araçtır.

CI dozimetrik analizin bir bölümü olarak geliştirilmiştir. CI, 1'e eşit olduğunda ideal konformalite sağlanmış olur. CI, 1'den büyük olması ışınlanan hacmin (VRI) hedef hacimden daha büyük olduğu ve sağlıklı dokuları içerdiği anlamına gelir. Eğer CI, 1'den küçük ise hedef hacmin sadece bir kısmı ışınlanmıştır.[2] CI formülü aşağıda verilmiştir.[4]

$$CI = VRI / TV$$

Bu denklem kullanılarak yapılan planlardaki hedef hacminin CI değerleri hesaplanmıştır.

Doz homojenitesi hedef hacim içerisindeki absorbe doz dağılımını karakterize eder. HI, 0'a eşit veya yakın olması absorbe doz dağılımının homojen olduğunu gösterir. HI denklemi aşağıda verilmiştir.[5]

$$HI = D\%2 - D\%98 / D\%50$$

D%2= hedefin %2 hacminin aldığı doz

D%98= hedefin %98 hacminin aldığı doz

D%50= hedefin %50 hacminin aldığı doz

Bu denklem kullanılarak yapılan planlardaki hedef hacminin HI değerleri hesaplanmıştır.

Optimizasyon ve hesaplama işlemlerinin yukarıda belirtilen yöntemle gerçekteştirilmesinin ardından her bir planın hedef ve kritik organların aldığı dozlar, DVH yardımıyla incelendi. Planların Monitör Unit (MU) değerleri, PTV için CI ve HI karşılaştırıldı. Kritik organlar için hacimsel dozlar değerlendirildi. Elde edilen verilerin istatistiksel karşılaştırılması için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirildi. Çalışma verileri değerlendirilirken niceliksel verilerin karşılaştırılmasında normal dağılım gösteren parametrelerin Rapid Ark ve Elekta-VMAT karşılaştırmalarında Paired Sample t test, normal dağılım göstermeyen parametrelerin Rapid Ark ve Elekta-VMAT karşılaştırmalarında ise Wilcoxon Signed Ranks testleri kullanıldı. Anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirilmiştir.

### **Bulgular**

PTV için elde edilen dozun maksimum değeri, CI, HI ve MU değerleri Tablo 1 ve Tablo 2’de gösterilmiştir.

**Tablo 1:** PTV İçin AAA ve MC ile Yapılan Planlardan Elde Edilen PTV  $D_{MAX}$  (cGy) Bulguları ve Karşılaştırılmalar Sonucu Bulunan 'p' Değeri

| HASTA                           | PTV $D_{MAX}$ (AAA) | PTV $D_{MAX}$ (MC) |                          |
|---------------------------------|---------------------|--------------------|--------------------------|
| 1                               | 7502                | 7453               |                          |
| 2                               | 7585                | 7500               |                          |
| 3                               | 7606                | 7583               |                          |
| 4                               | 7471                | 7474               |                          |
| 5                               | 7475                | 7439               |                          |
| 6                               | 7546                | 7714               |                          |
| 7                               | 7611                | 7659               |                          |
| 8                               | 7739                | 7529               |                          |
| 9                               | 7612                | 7778               |                          |
| 10                              | 7596                | 7544               |                          |
| 11                              | 7665                | 7502               |                          |
| 12                              | 7725                | 7701               |                          |
| 13                              | 7725                | 7765               |                          |
| 14                              | 7610                | 7559               |                          |
| 15                              | 7625                | 7649               |                          |
| 16                              | 7634                | 7503               |                          |
| 17                              | 7704                | 7648               |                          |
| 18                              | 7726                | 7619               |                          |
| 19                              | 7661                | 7569               |                          |
| 20                              | 7697                | 7701               |                          |
|                                 | <b>Eclipse-AAA</b>  | <b>Monaco-MC</b>   | <b>p</b>                 |
|                                 | <b>Ort±SS</b>       | <b>Ort±SS</b>      |                          |
| <b>PTV <math>D_{MAX}</math></b> | 7625,75±82,26       | 7594,45±103,56     | <b><sup>1</sup>0,154</b> |

**Tablo 2:** PTV İçin AAA ve MC ile Yapılan Planlardan Elde Edilen CI, HI, MU Değerleri Bulguları ve Karşılaştırılmalar Sonucu Bulunan 'p' Değerleri

| HASTA | CI (AAA) | CI (MC) | HI (AAA) | HI (MC) | MU (AAA) | MU (MC) |
|-------|----------|---------|----------|---------|----------|---------|
| 1     | 0,99     | 0,95    | 0,06     | 0,08    | 636      | 797     |
| 2     | 1,03     | 0,95    | 0,07     | 0,09    | 810      | 788     |
| 3     | 1,02     | 0,94    | 0,08     | 0,11    | 702      | 789     |
| 4     | 0,98     | 0,95    | 0,05     | 0,08    | 702      | 909     |
| 5     | 1,03     | 0,95    | 0,08     | 0,07    | 969      | 1031    |
| 6     | 1,01     | 0,94    | 0,07     | 0,13    | 704      | 922     |
| 7     | 1        | 0,99    | 0,06     | 0,11    | 824      | 769     |
| 8     | 1,01     | 0,95    | 0,08     | 0,09    | 718      | 976     |
| 9     | 1        | 0,95    | 0,08     | 0,13    | 853      | 832     |
| 10    | 0,98     | 0,95    | 0,07     | 0,09    | 664      | 837     |
| 11    | 0,99     | 0,98    | 0,07     | 0,11    | 797      | 909     |
| 12    | 1        | 0,99    | 0,1      | 0,11    | 620      | 1009    |
| 13    | 1,05     | 0,98    | 0,1      | 0,12    | 731      | 905     |
| 14    | 0,98     | 0,95    | 0,07     | 0,08    | 805      | 1020    |
| 15    | 1,04     | 0,95    | 0,07     | 0,13    | 666      | 994     |
| 16    | 1        | 0,95    | 0,08     | 0,07    | 741      | 990     |
| 17    | 1,01     | 0,98    | 0,08     | 0,09    | 816      | 965     |
| 18    | 0,99     | 0,94    | 0,09     | 0,1     | 835      | 1025    |
| 19    | 0,98     | 0,98    | 0,08     | 0,09    | 704      | 910     |
| 20    | 1,02     | 0,96    | 0,09     | 0,09    | 930      | 1066    |

|             | Eclipse-AAA      | Monaco-MC        | p                   |
|-------------|------------------|------------------|---------------------|
|             | Ort±SS           | Ort±SS           |                     |
| CI (medyan) | 1,01±0,02 (1)    | 0,96±0,02 (0,95) | <sup>2</sup> 0,000* |
| HI (medyan) | 0,08±0,01 (0,08) | 0,1±0,02 (0,09)  | <sup>2</sup> 0,000* |
| MU          | 761,35±94,29     | 922,15±93,4      | <sup>1</sup> 0,000* |

<sup>1</sup>Paired Samples t Test

<sup>2</sup>Wilcoxon Sign Test

\*p<0.05

Tablo 1 ve Tablo 2'de sunulan bulgular incelendiğinde, PTV için Rapid Ark ve Elekta-VMAT planları arasında PTV D<sub>max</sub> ortalama değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (p>0.05). Elekta-VMAT'ta yapılan planların CI ortalaması, Rapid Ark'ta yapılan planlardan



istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek bulunmuştur (p: 0.000; p<0.05). Elekta-VMAT'ta yapılan planların HI ortalaması, Rapid Ark'ta yapılan planlardan istatistiksel olarak anlamlı olarak yüksektir (p: 0.000; p<0.05). Elekta-VMAT'ta yapılan planların MU ortalaması, Rapid Ark'ta yapılan planlardan istatistiksel olarak anlamlı olarak yüksektir (p: 0.000; p<0.05).

Kritik organların (mesane, rektum, sağ femur ve sol femur) istatistiksel analiz verileri Tablo 3, Tablo 4, Tablo 5 ve Tablo 6'da verilmiştir.

**Tablo 3:** Mesane İçin AAA ve MC ile Yapılan Planlardan Elde Edilen %50 ve %25 Değerlerinin Bulguları (cGy) ve Karşılaştırılmalar Sonucu Bulunan 'p' Değerleri

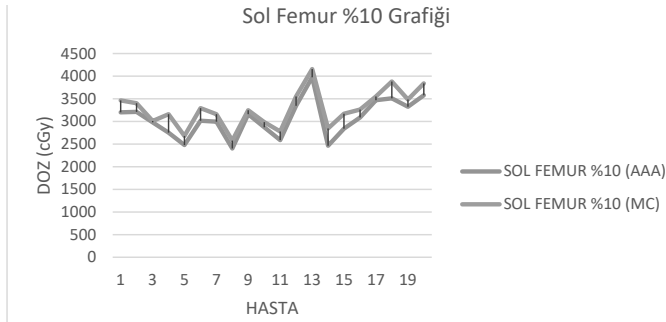
| HASTA                              | MESANE<br>%50 (AAA)             | MESANE<br>%50 (MC) | MESANE<br>%25 (AAA)     | MESANE<br>%25 (MC) |                           |
|------------------------------------|---------------------------------|--------------------|-------------------------|--------------------|---------------------------|
| 1                                  | 6000                            | 5965               | 7187                    | 7254               |                           |
| 2                                  | 2702                            | 2666               | 7020                    | 6984               |                           |
| 3                                  | 6945                            | 7032               | 7188                    | 7058               |                           |
| 4                                  | 4346                            | 4021               | 7076                    | 7012               |                           |
| 5                                  | 3714                            | 3756               | 7068                    | 6875               |                           |
| 6                                  | 3808                            | 3912               | 7131                    | 7106               |                           |
| 7                                  | 1939                            | 1869               | 4792                    | 4802               |                           |
| 8                                  | 3878                            | 3764               | 6880                    | 6768               |                           |
| 9                                  | 6274                            | 6578               | 7213                    | 7259               |                           |
| 10                                 | 3694                            | 3332               | 6853                    | 6815               |                           |
| 11                                 | 2496                            | 2512               | 7124                    | 7054               |                           |
| 12                                 | 3557                            | 3438               | 7338                    | 7115               |                           |
| 13                                 | 2940                            | 2765               | 7320                    | 7198               |                           |
| 14                                 | 3123                            | 3019               | 7081                    | 7102               |                           |
| 15                                 | 7056                            | 7022               | 7095                    | 6845               |                           |
| 16                                 | 5311                            | 5268               | 7249                    | 7315               |                           |
| 17                                 | 4178                            | 4206               | 7165                    | 7121               |                           |
| 18                                 | 3288                            | 3326               | 7190                    | 7058               |                           |
| 19                                 | 3731                            | 3645               | 7221                    | 7159               |                           |
| 20                                 | 3386                            | 3308               | 7166                    | 7115               |                           |
|                                    | <b>Eclipse-AAA</b>              |                    | <b>Monaco-MC</b>        |                    | <b>p</b>                  |
|                                    | <b>Ort±SS</b>                   |                    | <b>Ort±SS</b>           |                    |                           |
| <b>Mesane%50 (medyan)</b>          | 4118,3±1455,31 (3722,5)         |                    | 4070,2±1510,52 (3700,5) |                    | <b><sup>2</sup>0,089</b>  |
| <b>Mesane%25 (medyan)</b>          | 7017,85±537,92 (7148)           |                    | 6950,75±527,08 (7080)   |                    | <b><sup>2</sup>0,007*</b> |
| <sup>1</sup> Paired Samples t Test | <sup>2</sup> Wilcoxon Sign Test |                    | *p<0.05                 |                    |                           |

**Tablo 4:** Rektum İçin AAA ve MC ile Yapılan Planlardan Elde Edilen %35 ve %17 Değerlerinin Bulguları (cGy) ve Karşılaştırılmalar Sonucu Bulunan 'p' Değerleri

| HASTA                              | REKTUM<br>%35 (AAA)             | REKTUM<br>%35 (MC) | REKTUM<br>%17 (AAA) | REKTUM<br>%17 (MC) |
|------------------------------------|---------------------------------|--------------------|---------------------|--------------------|
| 1                                  | 4042                            | 4129               | 5702                | 5759               |
| 2                                  | 3686                            | 3652               | 6027                | 5984               |
| 3                                  | 5415                            | 5520               | 6896                | 6659               |
| 4                                  | 3693                            | 3293               | 5210                | 5091               |
| 5                                  | 3459                            | 3305               | 4993                | 5015               |
| 6                                  | 4694                            | 4574               | 6378                | 6182               |
| 7                                  | 3350                            | 3419               | 6774                | 5464               |
| 8                                  | 4574                            | 4602               | 6428                | 6120               |
| 9                                  | 3966                            | 4015               | 5799                | 5576               |
| 10                                 | 3665                            | 3554               | 5362                | 5490               |
| 11                                 | 3937                            | 4033               | 6410                | 6359               |
| 12                                 | 3645                            | 3579               | 5532                | 5503               |
| 13                                 | 3920                            | 3836               | 6892                | 6745               |
| 14                                 | 5135                            | 5085               | 6852                | 6658               |
| 15                                 | 2930                            | 2882               | 7146                | 7045               |
| 16                                 | 4030                            | 4106               | 6233                | 6138               |
| 17                                 | 3868                            | 3636               | 5924                | 5950               |
| 18                                 | 4950                            | 4836               | 6727                | 6802               |
| 19                                 | 4629                            | 4313               | 6412                | 6399               |
| 20                                 | 5778                            | 5554               | 7141                | 7049               |
|                                    | <b>Eclipse-AAA</b>              |                    | <b>Monaco-MC</b>    |                    |
|                                    | <b>Ort±SS</b>                   |                    | <b>Ort±SS</b>       |                    |
|                                    |                                 |                    | <b>p</b>            |                    |
| <b>Rektum %35</b>                  | 4168,3±736,9                    |                    | 4096,15±742,07      |                    |
| <b>Rektum %17</b>                  | 6241,9±649,49                   |                    | 6099,4±617,57       |                    |
| <sup>1</sup> Paired Samples t Test | <sup>2</sup> Wilcoxon Sign Test |                    | *p<0.05             |                    |

**Tablo 5:** Sol Femur Başları İçin AAA ve MC ile Yapılan Planlardan Elde Edilen %10 Değerlerinin Dulguları (cGy) ve Karşılaştırılmalar Sonucu Bulunan 'p' Değerleri Şekil 1: Sol femur %10'nun aldığı doz grafiği

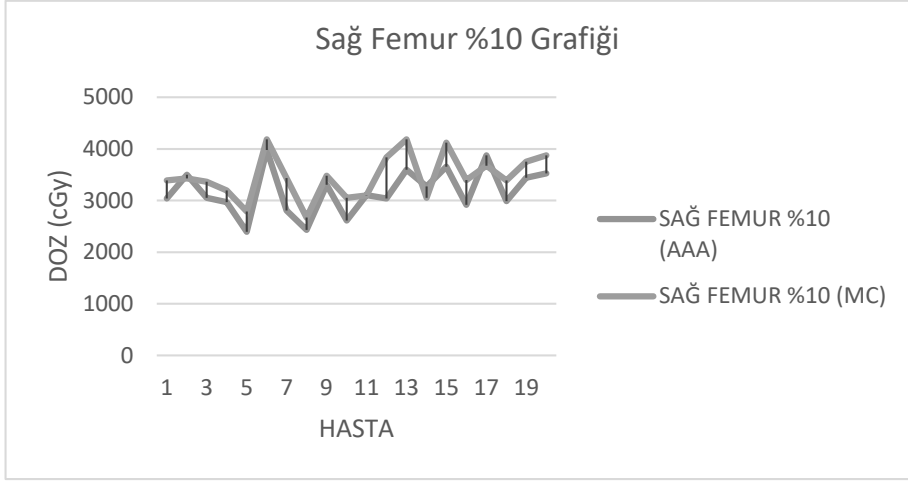
| HASTA                              | SOL FEMUR<br>%10 (AAA) | SOL FEMUR<br>%10 (MC)           |                           |
|------------------------------------|------------------------|---------------------------------|---------------------------|
| 1                                  | 3199                   | 3462                            |                           |
| 2                                  | 3209                   | 3404                            |                           |
| 3                                  | 2980                   | 3008                            |                           |
| 4                                  | 2751                   | 3158                            |                           |
| 5                                  | 2480                   | 2678                            |                           |
| 6                                  | 3013                   | 3294                            |                           |
| 7                                  | 2993                   | 3159                            |                           |
| 8                                  | 2402                   | 2579                            |                           |
| 9                                  | 3159                   | 3248                            |                           |
| 10                                 | 2873                   | 2985                            |                           |
| 11                                 | 2585                   | 2778                            |                           |
| 12                                 | 3346                   | 3554                            |                           |
| 13                                 | 3977                   | 4157                            |                           |
| 14                                 | 2461                   | 2845                            |                           |
| 15                                 | 2841                   | 3169                            |                           |
| 16                                 | 3090                   | 3262                            |                           |
| 17                                 | 3468                   | 3554                            |                           |
| 18                                 | 3509                   | 3883                            |                           |
| 19                                 | 3326                   | 3484                            |                           |
| 20                                 | 3576                   | 3843                            |                           |
|                                    | Eclipse-AAA            | Monaco-MC                       | p                         |
|                                    | Ort±SS                 | Ort±SS                          |                           |
| <b>Sol Femur %10</b>               | 3061,9±412             | 3275,2±409,68                   | <b><sup>1</sup>0,000*</b> |
| <sup>1</sup> Paired Samples t Test |                        | <sup>2</sup> Wilcoxon Sign Test | <b>*p&lt;0.05</b>         |



Şekil 1: Sol femur %10'nun aldığı doz grafiği

Tablo 6: Sağ Femur Başları İçin AAA ve MC ile Yapılan Planlardan Elde Edilen %10 Değerlerinin Bulguları (cGy) ve Karşılaştırılmalar Sonucu Bulunan 'p' Değerleri

| HASTA                | SAĞ FEMUR %10 (AAA)                | SAĞ FEMUR %10 (MC)              |                |
|----------------------|------------------------------------|---------------------------------|----------------|
| 1                    | 3043                               | 3390                            |                |
| 2                    | 3497                               | 3428                            |                |
| 3                    | 3054                               | 3362                            |                |
| 4                    | 2966                               | 3198                            |                |
| 5                    | 2394                               | 2785                            |                |
| 6                    | 3981                               | 4185                            |                |
| 7                    | 2807                               | 3436                            |                |
| 8                    | 2431                               | 2669                            |                |
| 9                    | 3305                               | 3478                            |                |
| 10                   | 2612                               | 3050                            |                |
| 11                   | 3102                               | 3099                            |                |
| 12                   | 3038                               | 3836                            |                |
| 13                   | 3596                               | 4185                            |                |
| 14                   | 3276                               | 3052                            |                |
| 15                   | 3652                               | 4123                            |                |
| 16                   | 2919                               | 3397                            |                |
| 17                   | 3876                               | 3676                            |                |
| 18                   | 2989                               | 3391                            |                |
| 19                   | 3439                               | 3750                            |                |
| 20                   | 3528                               | 3878                            |                |
|                      | <b>Eclipse-AAA</b>                 | <b>Monaco-MC</b>                | <b>p</b>       |
|                      | <b>Ort±SS</b>                      | <b>Ort±SS</b>                   |                |
| <b>Sağ Femur %10</b> | 3175,25±440,5                      | 3468,4±433,85                   | <b>10,000*</b> |
|                      | <sup>1</sup> Paired Samples t Test | <sup>2</sup> Wilcoxon Sign Test | *p<0.05        |



**Şekil 2:** Sağ femur %10'nun aldığı doz grafiği

Tablo 3-6'da sunulan kritik organ dozları incelendiğinde, Elekta-VMAT ve Rapid Ark'ta yapılan planlar arasında Mesane %50'in aldığı doz ortalaması her iki teknikte de istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ( $p > 0.05$ ). Rapid Ark'ta yapılan planların mesane %25'inin aldığı doz ortalaması, Elekta-VMAT'ta yapılan planlardan istatistiksel olarak anlamlı olarak yüksektir ( $p: 0.007$ ;  $p < 0.05$ ). Rapid Ark'ta yapılan planların rektum %35'inin aldığı doz ortalaması, Elekta-VMAT'ta yapılan planlardan istatistiksel olarak anlamlı olarak yüksektir ( $p: 0.035$ ;  $p < 0.05$ ). Rapid Ark'ta yapılan planların rektum %17'inin aldığı doz ortalaması, Elekta-VMAT'ta yapılan planlardan istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksektir ( $p: 0.045$ ;  $p < 0.05$ ). Elekta-VMAT'ta yapılan planların sol ve sağ femur %10'unun aldığı doz ortalaması, Rapid Ark'ta yapılan planlardan istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksektir ( $p: 0.000$ ;  $p < 0.05$ ).

## Tartışma

İlerleyen teknoloji ile birlikte birçok kanser türünün tedavisinde, özellikle prostat kanserlerinde VMAT planlama yönteminin kullanımı artmaktadır. Ark terapinin son derece etkili bir metot olduğunu öğrenmek ve belirlemek için diğer yöntemlerle dozimetrik olarak karşılaştırılmış ve bununla ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Tedavi planlama sistemleri radyoterapide tümör kontrolünü maksimize, normal doku komplikasyonlarını minimize etmek için, doz dağılımları ve hüzmeye şekillerini oluşturmak amacıyla kullanılan

bilgisayar yazılım ve donanımlarıdır. TPS'nin doğruluğu, radyoterapide güvenli ve etkili tedavinin temel prensibidir. Tümöre ve sağlam dokulara verilen dozun hesabı, tedavi planlama sistemlerinde bulunan doz hesaplama algoritmaları ile yapılmaktadır.

Bu çalışmada, 20 prostat kanserli hasta için TPS'de AAA ve MC algoritmalarının karşılaştırılması amaçlanmıştır. 20 prostat kanseri hastasına Eclipse TPS ve Monaco TPS'de PTV 70 için çift ark VMAT planı yapıldı. Her iki TPS'de PTV 70 için Max. doz değeri, CI, HI, MU, riskli organ olarak; rektum, mesane, sol-sağ femur başları değerleri karşılaştırıldı. SPSS programında istatistiksel analizi Shapiro Wilks testi ile iki TPS'ni karşılaştırmak için yapılmıştır. İki sistemin karşılaştırılmasında  $p < 0.05$  ise istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermektedir. Planlardaki hedef hacim ve riskli organların doz verileri, doz volüm histogramından elde edilmiştir.

Her iki teknik karşılaştırıldığında; mesanenin %50'nin aldığı ortalama doz ve hedef hacmin maksimum ortalama doz değeri anlamlı bir fark bulunmamıştır. CI için ideal değer 1'e yakın olan teknik Rapid Ark tekniği  $1,01 \pm 0,02$  (1) Elekta VMAT tekniğine  $0,96 \pm 0,02$  (0,95) kıyasla daha iyi sonuç vermiştir. Elekta VMAT tekniğinin hedef hacim içerisindeki HI verilerine bakıldığında  $0,1 \pm 0,02$  (0,09), Rapid Ark tekniğinden  $0,08 \pm 0,01$  (0,08) daha fazladır. Rapid Ark'ın MU değeri  $761,35 \pm 94,29$  Elekta VMAT MU değerinden  $922,15 \pm 93,4$  daha düşük olduğu gözlemlendi.

2012 yılında Kumar ve arkadaşlarının [6] Elekta VMAT yöntemi ile Rapid Ark yöntemini farklı kanser türlerini içeren 10 hasta için karşılaştırmış ve her hastaya 50 Gy doz vermiştir. Yaptığımız çalışmadan farklı olarak Rapid Ark yönteminin Elekta VMAT yöntemi üzerinde daha iyi sonuç gösterdiği fakat iki yöntemin de klinik açıdan kabul edilebilir olduğunu bize göstermiştir.

2012 yılında Lafond ve arkadaşlarının [7] VMAT yöntemi kullanılarak Elekta-Monaco TPS ve Philips-PinnacleTPS'ni 16 prostat hastası ile mukayese edilmiş ve her bir hasta için 78 Gy doz verilmiştir. Monaco TPS'de yapılan planların CI ve HI bakımından Pinnacle'ye oranla daha iyi sonuç çıkarmıştır fakat hedef hacmin aldığı doz ortalaması Pinnacle'a göre daha düşük çıkmıştır. Mesane duvarı için ( $p:0.019$ ), femur başı ( $p:0.017$ ) ve sağlıklı dokular ( $p:0.005$ ), Monaco TPS'de anlamlı olarak

daha düşük ortalama dozlar bulunmuştur. Rektal duvar için, Pinnacle ile VMAT, Monaco'ya kıyasla önemli ölçüde (p:0.047) daha düşük ortalama doz ve daha düşük dozda hacmin%50'sine (p:0.047) sağlamıştır. Monaco TPS için MU değeri daha yüksek ama toplam tedavi süresi Pinnacle'a eşdeğer çıkmıştır. Sonuç olarak prostat kanseri hastaları için Monaco ve Pinnacle ile yapılan VMAT tedavi planları, klinik olarak kabul edilebilir doz dağılımları önermiştir.

2013 yılında Ning ve arkadaşlarının [8] 20 nazofarenks hastasında YART, tek ark ve çift ark VMAT yöntemlerinin Monaco TPS ile doğruluğunu araştırmışlardır. PTV63.6 ve PTV72.6 olarak belirlenen hedef hacmin aldığı dozları incelemiştir. Çalışma yöntemimizdeki kritik organ dozları bakımından Elekta VMAT tekniğine benzerlik göstermektedir.

2012 yılında Wiezorek ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada [9] on ileri evre baş boyun hastasının altı farklı TPS karşılaştırılmıştır. Eclipse TPS ve Monaco TPS için VMAT planlarını çalışmamızdaki gibi iki ark olarak optimize etmişlerdir. Rapid Ark ve Elekta VMAT yöntemleri için CI verilerini benzer bulmuş, ancak HI verilerine bakıldığında Rapid Ark yöntemi daha iyi sonuç vermektedir. Bu iki yöntemde kritik organ dozunu sadece hedefi kapsayacak şekilde dağıtmış ve kritik yapıları daha iyi korumuştur.

Çalışmamızda Elekta VMAT tekniği, mesane %25  $6950,75 \pm 527,08$  (7080), rektum %35  $4096,15 \pm 742,07$ , rektum %17  $6099,4 \pm 617,57$ , doz değerleri bakımından Rapid Ark tekniğindeki mesane %25  $7017,85 \pm 537,92$  (7148), rektum %35  $4168,3 \pm 736,9$  ve rektum %17 dozlarına  $6241,9 \pm 649,49$  kıyasla üstünlük göstermiştir. Fakat Elekta VMAT tekniğindeki sol femur %10  $3275,2 \pm 409,68$  ve sağ femur %10  $3468,4 \pm 433,85$  Rapid Ark tekniğindeki sol femur %10  $3061,9 \pm 412$  ve sağ femur %10  $3175,25 \pm 440,5$  dozlarına kıyasla daha fazla bulunmuştur.

İki teknik de sağ-sol femuru %10'nu 50 Gy'in ve rektumun %17'ni 65 Gy'in altında tutmayı başarmıştır. Her iki yöntemdeki verilerin birbirine yakın çıkmasının bir başka sebebi de algoritmalar arasında büyük değişiklikler olmamasından kaynaklanmaktadır. Eclipse TPS'nin kullandığı AAA, MC tabanlı algoritmadır.

2017 yılında Özden ve arkadaşlarının [10] Elekta VMAT yöntemi ile Rapid Ark yöntemini 20 nazofarenks hastası için denemişler ve her iki yöntem de klinik açıdan kabul edilebilir planlar üretmiştir. 2007 yılında Sterpin ve arkadaşlarının, 2010 yılında Barsan ve arkadaşlarının, 2010 yılında Ottosson ve arkadaşlarının yaptığı AAA algoritması ile MC algoritmasını kıyaslayan çalışmalarında, her iki algoritma arasında anlamlı düzeyde fark olmadığı gözlenmiştir.[11,12]

2012 yılında Sharma ve arkadaşlarının [13] çalışmasında gama analiz sonuçlarına göre AAA ile MC algoritması arasında %4 fark olduğu gözlenmiş ve MC algoritmasının ikincil elektronlar, lateral elektronlar, hastadan ve cihazdan saçılan elektronlar gibi birçok değişkenler hassas ve doğru bir şekilde hesaba katılarak tedavi planını en iyi şekilde hastaya uyguladığını bizlere göstermektedir.

## **Sonuç**

Sonuç olarak bu çalışmada iki farklı teknik dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır. Değerler arasında küçük istatistiksel farklılıklar ve küçük standart sapmalar olsa da, homojen sonuçlar elde edilmiştir. Prostat kanserinin tedavi planlamasında Elekta VMAT yüksek MU, CI ve HI verileri haricinde Rapid Ark tekniğine göre üstünlük göstermiştir. Rapid Ark tekniğini MU değeri ve buna bağlı tedavi süresi büyük oranda düşüktür. İki teknik de klinik açıdan kabul edilebilir planlar üretmede eşit derece etkilidir. Sonuçlara bakıldığında iki tekniğin pratik olarak eşdeğer sonuçlar ürettiği söylenebilir. Sonuçlar prostat kanserli ve kompleks kriterler içeren tedavi planlarında hangi tekniğin seçilebileceği konusunda planı hazırlayacak olan fizikçiye yardım edebilecek niteliktedir.



## **KAYNAKLAR**

- [1] Krongrad, A., Droller, J.M.(1993) Anatomy of the prostate. hi: Lepor, H., Lawson, R.K.(eds) Prostate Disease, p. 17-27, W .B. Saunders Company.
- [2] Feuvret L, Noel G, Mazon JJ, Bey P. (2006). Conformity index: A review. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys* 64(2): 333-342.
- [3] Wu QR, Wessels BW, Einstein DB, Maciunas JR, Kim EY, Kinsella TJ. (2003). Quality of coverage: Conformity measures for stereotactic radiosurgery. *J Appl Clin Med Phys*; 4(4): 374–381.
- [4] Lomax NJ, Scheib SG. (2003). Quantifying the degree of conformity in radiosurgery treatment planning. *Int J Radiat. Oncol. Biol. Phys* 55: 1409-1419.
- [5] International Comission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (2010). Report 83 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT).
- [6] Kumar, SA Syam, et al. (2012)Treatment planning and dosimetric comparison study on two different volumetric modulated arc therapy delivery techniques.Reports of Practical Oncology &Radiotherapy 18.2: 87-94.
- [7] Caroline Lafond. (2012).Comparison between two treatment planning systems for volumetric modulated arc therapy optimization for prostate cancer. *Physica Medica*.
- [8] Ning, Zhong-Hua, et al. (2013). Single arc volumetric-modulated arc therapy is sufficient for nasopharyngeal carcinoma: a dosimetric comparison with dual arc VMAT and dynamic MLC and step-and-shoot intensity-modulated radiotherapy. *Radiation Oncology* 8.1: 237.
- [9] Wiezorek, Tilo, et al.(2011). Rotational IMRT techniques compared to fixed gantry IMRT and tomotherapy: multi-institutional planning study for head-and-neck cases. *Radiation Oncology* 6.1: 20.

[10] Özden Ö, Abakay C, et al.(2017). İki Farklı Volumetrik Ayarlı Ark Terapi Tekniğinin Tedavi Planlaması Ve Dozimetrik Karşılaştırılması, Uludađ Üniversitesi Tıp Fakóltesi Dergisi.

[11] Basran, Parminder S., et al. (2010).The impact of dose calculation algorithms on partial and whole breast radiation treatment plans. Radiation Oncology 5.1: 120.

[12] Sterpin, E., et al. (2007). Monte Carlo evaluation of the AAA treatment planning algorithm in a heterogeneous multilayer phantom and IMRT clinical treatments for an Elekta SL25 linear accelerator.Medical physics 34.5: 1665-1677.

[13] Sharma, Subhash, et al. (2012). Dose calculation accuracy of the Monte Carlo algorithm for CyberKnife compared with other commercially available dose calculation algorithms. Medical Dosimetry 36.4: 347-350.