

# Kraniyospinal tümör tedavisinde step and shoot IMRT ve helikal tomoterapi plan karşılaştırması

A comparative planning study of step -and -shoot IMRT versus helical tomotherapy IMRT in the treatment of craniospinal tumor

Özgehan ONAY,<sup>1</sup> Ayşegül ÜNAL KARABEY,<sup>2</sup> Yasemin MORGÜL,<sup>2</sup> Mehmet Sinan KARABEY<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İstanbul;*

<sup>2</sup>*Kocaeli Devlet Hastanesi, Radyoterapi Ünitesi, Kocaeli;*

<sup>3</sup>*Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Kocaeli*

## AMAÇ

Bu çalışmada, Prowess Panther, Eclipse ve tomoterapi planlama sistemlerinde oluşturulan kraniyospinal IMRT planlarının plan kaliteleri karşılaştırılıp, kritik organların aldığı dozlar incelendi.

## OBJECTIVES

In this study, we compared the plan qualities of craniospinal IMRT plans created in the Prowess Panther, Eclipse and tomotherapy treatment planning systems, and analyzed the doses received by critical organs.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Daha önce Prowess Panther DAO (V5.01, Prowess Inc., USA) planlama sistemi ile IMRT planı yapılp tedavi edilen hastanın Eclipse ve tomoterapi tedavi planlama istasyonlarında oluşturulan IMRT planları karşılaştırdı. Planlanan hedef hacme 36Gy 20 fraksiyonda verildi. Her PTV hacminin tamamı tanımlanan dozun en az %95'ini (V%95) kapsayacak şekilde optimizasyon yapıldı Tüm planların DHİ (doz homojenite indeksi) değerleri karşılaştırılabilir düzeydedir.

## METHODS

IMRT plans created in tomotherapy treatment planning stations of the previously treated patients using Prowess Panther DAO (V5.01, Prowess Inc., USA) planning system were compared. The prescription dose of 36Gy was delivered in 20 fractions to the target volume planned. The optimization was performed so as to deliver at least the 95% of the predetermined dose (V95%) to the total volume of each PTV. DHI (dose homogeneity index) values of all planes are comparable.

## BULGULAR

Konformite indeksleri arasında eclipse ve tomoterapi planları arasında anlamlı fark gözlemlenmemesine rağmen tomoterapi planı konformite indeksi nispeten daha iyidir. Tüm vücut integral doz tomoterapi planında daha fazla olarak bulundu.

## RESULTS

Although a significant difference was not observed between planning systems as for conformity indices tomotherapy has a relatively better conformity index is relatively better. Whole body integral dose was found to be much higher in the tomotherapy planning.

## SONUÇ

Tomoterapi IMRT planı, eclipse ve prowess IMRT planlarına göre daha kolay yapılabilir olmasına rağmen tedavi süresi IMRT planlamasına göre çok daha uzundur. Işınlama zamanının tomoterapide fazla olması intrafraksiyon harekete sebep olabilir.

## CONCLUSION

Although tomotherapy IMRT plan is easy to perform when compared with eclipse, and prowess IMRT plans, treatment time is longer. Prolonged radiation time in tomotherapy can induce intrafraction motion.

**Anahtar sözcükler:** IMRT; kraniyospinal; tomoterapi.

**Key words:** IMRT; craniospinal; tomotherapy.

Radyoterapide, teknolojideki ilerlemeler ve değişik ışınlama teknikleri ile amaç, hedef organa tanımlanan dozun tamamını verirken çevresini saran kritik yapılara olabildiğince düşük doz vermektir. Konvansiyonel yaklaşımda, Intensity-Modulated Radiation Therapy’de (IMRT) değişen yoğunluklu tedavi alanları kullanılır. Değişen yoğunluk ile hedef hacim şeklini alacak şekilde yüksek doz bölgesi oluşturulur. IMRT birçok kanser türü için umut vericidir.<sup>[1]</sup>

Teknolojideki gelişmeler ile tıbbi görüntüleme ve dozimetrik yazılımlar, hedef hacimde tanımlanan dozun istenilen bir şekilde dağılmasına olanak sağlamaktadır. Farklı planlama sistemlerinde oluşturulan planlar doz hacim histogramları ve izodoz eğrileri ile incelenebilmektedir. Homojenite indeks ve konformite indeks, konformal radyoterapide tedavi plan analizlerini yapmamıza yardımcı olurlar.<sup>[2]</sup>

Yoğunluk ayarlı radyoterapi ve tomoterapi ileri teknoloji radyasyon tedavisi teknikleridir. Yapılan çalışmalar, IMRT’nin IMRT olmayan tekniklere göre kritik organ dozları üzerinde önemli ölçüde düşürücü etkisi olduğunu göstermiştir.<sup>[3,4]</sup>

Helikal tomoterapi ilk olarak Mackie tarafından oluşturuldu ve şimdi TomoTherapy (TomoTherapy Inc, Madison, WI, USA) tarafından ticari olarak sunulmaktadır.<sup>[5]</sup> Tomoterapi’de masa bor içerisine hareket ettirilirken fan demet radyasyonu hasta etrafında döner. Demet doz aktarımı sırasında helikal bir yol izler ve binari mlc’ler ile şekillenir. Tedavi 51 projeksiyonda optimize edilir.<sup>[6]</sup>

Tomoterapi ile ilk hasta 2002 yılında tedavi edilmiştir.<sup>[7]</sup>

Bu çalışmada, kraniyospinal için IMRT ve tomoterapi planlarını oluşturup, plan performanslarını ve integral dozlarını karşılaştırdık.

## GEREÇ VE YÖNTEM

### Simülasyon

GE LightSpeed RT16 bilgisayarlı tomografi cihazında supin pozisyonda 3 mm kesit aralığında, kranyum üstünden iskial tüberositis altına kadar hasta tarandı. Hasta immobilizasyonunda termoplastik maske ve başaltı şeffaf yastık kullanıldı.

### Eclipse Tedavi Planlama Sistemi IMRT Planı

IMRT planları Eclipse tedavi planlama sisteminde oluşturuldu (Eclipse TPS V8.6.23, Varian Medical Sysetm Inc., Palo Alto, CA, USA). Kranial ve spinal PTV’leri oluşturan planlar 3 izomerkezli olarak planlandı. Alan çıkışları hastanın omuz bölgesinden geçmeyecek şekilde düzenlendi. İlk izomerkez kranyal PTV içerisine, ikinci ve üçüncü izomerkezler ise spinal PTV içerisine yerleştirildi. Üç izomerkez de hasta orta hattında konumlandırıldı. Kranyum planı 3D forward IMRT tekniği ile sağ iki lateral simetrik alan ile planlandı. Alan altı C2 altında kesildi ve her alana 10 derece kolimasyon açısı verilerek spinal alan ile kesişimi önlendi. Spinal PTV iki parçaya bölündü. Üst alan C2 altından L3 altına kadar açıldı ve plan optimizasyonunda 145, 156, 180, 204, 220 dereceli alanlar, alt spinal PTV ise L3 altından S3altına kadar açıldı ve optimizasyonda 129, 180 ve 226 derecelerden IMRT alanları kullanıldı. Üst spinal PTV IMRT planında alan başı 10 segment, alt IMRT planında ise alan başı 15 segment kullanıldı. Spinal PTV IMRT planları TIJJ (three-isocenter jagged junction) metoduna göre oluşturuldu.<sup>[8]</sup> Tüm spinal PTV alanları için kolimatör açısı sıfır derecedir.

### Prowess Panther Tedavi Planlama Sistemi IMRT Planı

Imrt planları Elekta Synergy -80 lif cihazına göre hazırlanmış Prowess Panther 5.01 (Prowess Inc., USA) tedavi planlama sisteminde yapıldı. Prowess Panther planlama sisteminde Collapse Cone Convolution algoritma ve Direct Aperture Optimization (DAO) tekniği kullanılarak tedavi planı hazırlandı. Oluşturulan tedavi planında kranyal alan için 90 ve 270 derecedeki açılarda, üst vertebra alanı için 145, 156, 180, 204, 220 derecelerdeki açılarda, alt vertebra alanı için 129, 180, ve 226 derecelerdeki açılarda ışınlar kullanılarak optimizasyon yapıldı. Üç farklı izomerkezli step and shoot ışınlama tekniği kullanıldı. Kranial alan, omuz hizasında, üst vertebra alanı ise L3 seviyesinde sonlandırıldı. Üst vertebra alanında toplamda 30 segment, alt vertebra alanında ise toplamda 12 segment kullanıldı. Oluşturulan tedavi alanlarında masa veya kolimatör açısı kullanılmadı.

## Helikal Tomoterapi IMRT Planı

Hasta yapıları ve tomografi verileri tomoterapi planlama istasyonuna V4.2.1 (TomoTherapy Inc., Madison, WI) aktarıldı. Doz hacim sınırlamaları, öncelik, önem ve penalti faktörleri hedef ve kritik organlar için belirlendi. Doz hesaplamasında süperpozisyon konvulasyon algoritması kullanıldı. Tedavi parametrelerini etkileyen fan demet genişliği, modülasyon faktörü ve pitch genişliği optimal olarak ayarlandı. 5cm fan demet genişliğinde 0,430 pitch değerinde, modülasyon faktörü de 2 olacak şekilde tomoterapi IMRT planı oluşturuldu.

## Plan Değerlendirme

Üç farklı planlama sisteminde oluşturulan planlar hedef hacimler için homojenite indeks ve konformite indeks olarak değerlendirildi. İntegral dozları, tedavi süreleri ve kritik organların aldığı dozlar da karşılaştırıldı. Şekil 1’de planlama sistemlerine ait doz dağılımları görülmektedir.

## Homojenite İndeks

Homojenite indeks, hedef hacimdeki doz dağılımının homojenliğini gösteren nesnel bir objektir. Literatürde değişik formülasyonlar homojenite indeksi tanımlamak için kullanıldı.<sup>[9]</sup>

RTOG’ye göre

$$HI = I_{maks} / RI$$

$I_{maks}$ : maksimum izodoz,

RI: referans izodoz

Eğer homojenite indeks  $\leq 2$  ise tedavi, protokol ile uyumludur, eğer indeks 2 ile 2.5 arasında ise protokolden minör olarak sapma vardır, eğer homojenite indeks 2.5 değerini aşıyor ise protokolden önemli derecede sapma gerçekleşmiştir, ama yine de kabul edilebilir olabilir.<sup>[10]</sup>

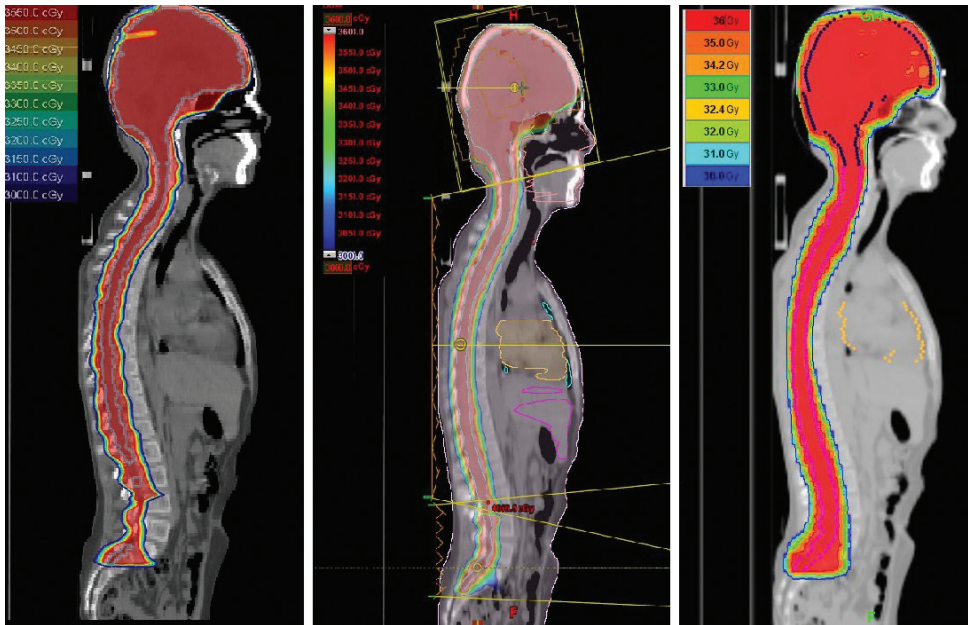
Homojenite indeks için değişik formülasyonlar mevcuttur. Farklı tedavi planlarını veya ışınlama tekniklerini karşılaştırırken hedef hacme bağlı olduğundan dolayı aynı formülasyonu kullanmak gereklidir.<sup>[11]</sup> Hesaplamalarımızda her seferinde PTV hacmini kullandık.

$$HI = D_5 / D_{95}$$

$D_5$  PTV’nin %5’inin aldığı minimum doz (maksimum doz),  $D_{95}$  PTV’nin %95’inin aldığı minimum doz (minimum doz). Homojenite indeks 1’e ne kadar yakın olursa doz homojenite o kadar iyidir.

Diğer bir formül ise:

$$HI = (D_2 - D_{98}) / D_p * 100$$



Şekil 1. Planlama sistemlerine göre doz dağılımları. Soldaki resim prowess panter TPS, ortadaki resim eclipse TPS ve sağdaki resim tomoterapi TPS ile elde edilen doz dağılımlarını göstermektedir.

$D_2$ : hedef hacmin %2'sini aldığı minimum doz (maksimum doz),  $D_{98}$ : hedef hacmin %98'inin aldığı minimum doz (minimum doz).  $D_p$  ise tanımlanan dozdur.<sup>[12]</sup>

Homjenite indeks limiti için kabul edilebilir bir fikir birliği yoktur. İki den küçük değerler (RTOG ( $D_{max}/D_p$ ) yerel yetmezliği ve nörolojik hasar riskini dengelemek içindir.<sup>[13]</sup> HI tümör lokasyonu ve tedavi hacminden bağımsızdır.<sup>[9]</sup>

Biz çalışmamızda ICRU homojenite indeks formülünü kullanacağız.<sup>[14]</sup>

$$ICRU\ hi = (D_{2\%} - D_{98\%}) / D_{50\%}$$

$D_{50\%}$ : hedef hacmin %50'sinin aldığı doz. Homojenite indeks sıfıra ne kadar yakın olursa o kadar homojen bir plan olduğu anlamına gelir.<sup>[15]</sup>

### Konformite İndeks

RTOG kriterine göre konformite indeks 1'e eşit olduğu durumlarda ideal doz dağılımından bahsedebiliriz. Konformite indeks 1'den büyük ise ışınlanan hacim hedef hacimden büyük olduğu anlamına gelir. KI 1'den küçük ise hedef hacim kısmı olarak ışınlanmaktadır. RTOG yayınları konformite indeksi planın uygunluk derecesini tahmin etmede kullanır. Konformite indeks 1 değeri nadir olarak elde edilir. İndeks değeri 1-2 arasında ise tedavi plan ile uyumludur. 2-2.5 arası ise veya 0.9-1 arası ise küçük sapma mevcuttur. İndeks 0.9 dan küçük veya 2.5 değerinden büyük ise büyük sapma olduğundan bahsedebiliriz. Bu indeksin büyük sakıncası iki hacmin uzaysal ayrımını veya şekillerini hesaba katamaz, konformite indeks tek başına bir bilgi vermez. Bu indeks tomografi kesitlerine bakarak ve doz hacim histogramı gözlemlenerek tedavi planının uygunluğuna bakılabilir.<sup>[16,17]</sup>

RTOG kriterlerine göre:

$$RTOG\ KI = V_{RI} / TV$$

$V_{RI}$ : Referans izodozun hacmi

TV: Hedef hacim

Konformite indeks, ilk olarak Knöös ve ark. tarafından 3 boyutlu olarak tedavi edilen 57 hasta için uygulandı.<sup>[4]</sup> Konformite indeks optimizasyon işleminin bir parçası olarak kullanılabilir. Konfo-

mite indeksi tanımlamak gerekirse, tedavi edilen hacmin tamamının tanımlanan doz ile sarıldığından bahsedebiliriz.<sup>[18]</sup>

Paddick ve ark.nın tanımladığı konformite indeksine göre:

$$CITV,$$

$TV_{pi}$ , tanımlanan izodoz içerisinde bulunan hedef hacim, PI tanımlanan izodoz hacmi ve TV de hedef hacimdir.<sup>[19]</sup> Bu tanıma göre en ideal durum  $TV_{pi} = PI = TV$  olduğu durumdur. Biz de çalışmamızda Paddick konformite indeksini kullandık.

### İntegral Doz

İntegral doz, doz voksellerin toplamının, kütlesi ile çarpımına eşittir. Çakır ve ark.nın yaptığı çalışmaya göre vücut eşdeğeri fantom için vücut ortalama yoğunluğu  $1.075\text{ g/cm}^3$ 'tür. Biz de çalışmamızda vücut yoğunluğu için ortalama değer kullandık.<sup>[6]</sup>

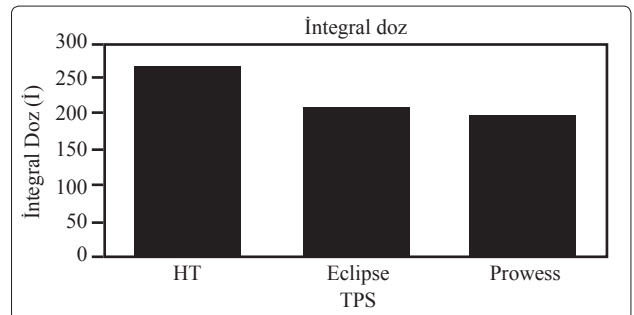
$$E_{integral} = \sum_{n,body} 1NDi * mi = N * D_{mean} * m_{voksel} = m_{body} * D_{mean} = V_{body} * 1,075 * D_{mean,body}$$

**Tablo 1**

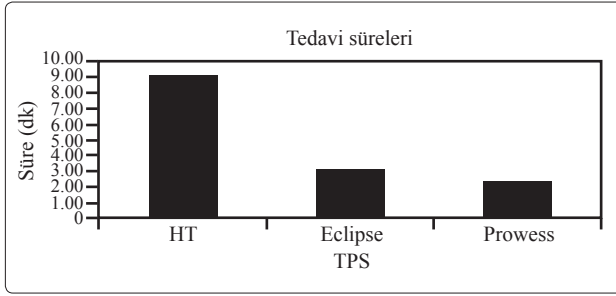
Farklı planlama sistemlerine ait PTV doz değerleri

	HT	Eclipse	Prowess
Dmax(cGy)	3813.0	4112.0	4348.5
Dmin(cGy)	2712.0	3291.5	3590.0
Dmean(cGy)	3668.0	3666.8	4030.2
HI	0.049	0.054	0.047
CI	0.705	0.705	0.632

Dmax: PTV maksimum dozu; Dmin: PTV minimum dozu; Dmean: PTV ortalama dozu; HI: Homojenite indeksi; CI: Konformite indeks değeri göstermektedir.



Şekil 1. Planlama sistemlerine göre integral doz dağılımı.



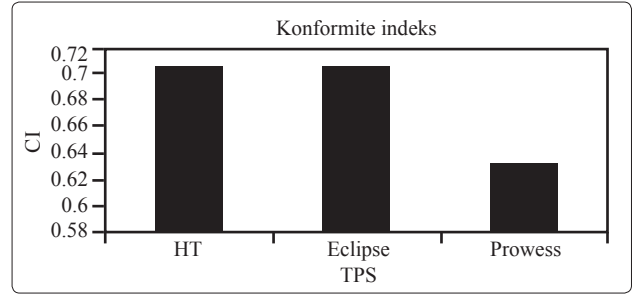
Şekil 2. Tedavi planlama sistemlerine göre tedavi sürelerinin değişimi.

Yukarıdaki denkleme göre;  $N$  voksel sayısını,  $D_{\text{mean}}$  vücut ortalama dozu,  $m_{\text{voksel}}$  bir vokselin kütlesi,  $V_{\text{body}}$  vücut hacmidir.

### BULGULAR

Kraniyospinal tümör olgusuna ait tomoterapi, Eclipse ve Prowess tedavi planlama istasyonlarında IMRT planları yapıldı ve planlar dozimetrik olarak birbiri ile karşılaştırıldı. Planların doz karşılaştırmaları Tablo 1’de görülmektedir. Tomoterapi maksimum doz olarak daha avantajlıdır. Planlama sistemleri arasında kritik organ dozlarında, tiroit dışında arasında büyük farklar yoktur. Eclipse ve Prowess IMRT planlamalarında tiroit dozu daha yüksek çıkmıştır.

Yapılan IMRT planlarının integral dozlarının, tedavi sürelerinin ve konformite indeks değerlerinin karşılaştırması Şekil 2, Şekil 3 ve Şekil 4’de gösterildi.



Şekil 3. Planlama sistemlerine göre konformite indeks değişimi.

PTV’lerin aldığı minimum, maksimum, ortalama doz, homojenite ve konformite indeks değerleri Tablo 2’de gösterildi.

Şekil 1’de tomoterapi, Eclipse ve Prowess tedavi planlama istasyonlarında yapılan planların sagittal kesitte doz dağılımları gözükmemektedir. Eclipse, tomoterapi ve Prowess tedavi planlama istasyonunda PTV hacminin %95’ini tanımlanan dozun %100’ü kapsayacak şekilde optimizasyon yapıldı.

### TARTIŞMA

Sharma ve ark.nın yaptığı IMRT ve helikal tomoterapi plan karşılaştırmasında kritik organ dozlarının tomoterapi planlamasında daha iyi korunduğunu gösterdiler. Tomoterapi planlarının alan kesişim yeri olmadan daha homojen ve hedefi saran doz sağladığını bulmuşlardır. Tedavi süresi linak ile yapılan IMRT’de daha kısadır. Çocuk hasta olmasından dolayı linak IMRT’si tedavi seçeneği

Tablo 2

Planlama sistemlerine göre kritik organların aldığı maksimum ve ortalama dozlar

Kritik organ	Dmax (cGy)			Dmean (cGy)		
	HT	Eclipse	Prowess	HT	Eclipse	Prowess
Karaciğer	1809	1953.5	1889.3	560	358.7	330.6
Sağ böbrek	1758	1461.2	1383.3	528	269.7	122.9
Sol böbrek	1560	1308.6	1505.5	488	207	231.6
Kalp	1284	1456.3	1394.9	526	540.7	431.1
Sağ lens	374	371.4	309	305	350.4	270.7
Sol lens	350	398.8	313	286	356.2	271.7
Tiroit	1758	2364.6	2183.6	568	1633.9	1502.1
Sağ göz	2724	3336.6	3883.7	960	753.5	1319.8
Sol göz	2522	3390	3817.4	929	759.3	1166.3
Sağ akciğer	3326	2610	2473.1	731	500.6	450.4
Sol akciğer	3319	2367.7	1968	683	386.2	328.4

içerisinde olabilir. Dozimetrik olarak daha üstün bir plan olmasına rağmen tedavi süresinin uzun olması intrafraksiyon organ hareketine sebep olabileceği düşüncesini doğurmaktadır.<sup>[20,21]</sup> Bizim çalışmamızda da tedavi süresi IMRT planlarına göre oldukça yüksek çıkmıştır. Ayrıca yapılan çalışmada tomoterapi ile yapılan planda tüm vücut dozu diğer planlama sistemlerine göre daha fazla çıktığı görüldü. Bizim yaptığımız çalışmada da integral doz diğer planlama sistemleri ile yapılan çalışmalara göre daha fazla çıktı (Şekil 2).

Helikal tomoterapi ile uzun tedavi alanları alan kesişim problemi olmadan ışınlanabilmektedir.<sup>[22,23]</sup> Eclipse ve Prowess tedavi planlama sistemleri ile yapılan planlarda 3 PTV optimizasyonu alan büyüklüğü sebebi ile tek izomerkezden yapılamadı ve üç farklı izomerkez kullanıldı. Bu da hem planlama aşamasında fizikçiyi zorlayan, hem de set up aşamasında çok dikkat edilmesi gereken bir durumdur. Bu ayrıca alan kesişiminin olmasının yanında üç farklı izomerkez olduğundan dolayı üç farklı setup gibi de düşünülmelidir. Bu sebeple alan kesişimi olmaması ve tedavinin aralıksız devam etmesi kraniyospinal ışınlama için bir avantajdır.

Myers ve ark.nın<sup>[20]</sup> yaptığı çalışmaya göre tomoterapi planları, 5 cm alan genişliği, 0.287 pitch değerinde ve 2 modülasyon faktöründe oluşturuldu. Tedavi sürelerini ortalamada 1902.1s olarak buldular. Çalışmamızda, tomoterapi IMRT planını 5 cm alan genişliği ve 0.430 pitch değerinde, modülasyon faktörü 2 olacak şekilde oluşturduk. Planımızın pitch faktörünü 0.430 olması tedavi süresine önemli ölçüde düşürücü etki yaptı ve süreyi 546s olarak bulduk (Şekil 3).

Sugie ve ark.<sup>[24]</sup> tomoterapi ve linak IMRT planlarını karşılaştırmışlardır. Yaptıkları çalışmaya göre tomoterapi ile linak planlarına göre PTV içerisinde daha iyi bir doz dağılımı elde etmişlerdir. Bizim çalışmamızda homojenite indeks bakımından anlamlı fark gözükme de prowess ile yapılan planda PTV içerisinde daha homojen bir doz dağılımı elde edildi (Tablo 1).

Hong ve ark.nın<sup>[25]</sup> yaptığı çalışmaya göre tomoterapi ile daha homojen PTV doz dağılımı elde edildi. Konformite indeksi de daha üstün olarak

bulundu (Şekil 4). Öte taraftan, Sharma ve ark.nın yaptığı çalışmada ise IMRT ile yapılan planların konformite indeksi tomoterapi ile yapılan planlara göre daha iyi çıkmıştır.<sup>[21]</sup> Bizim yaptığımız çalışmada da tomoterapi ile yapılan planda konformite indeksi daha iyi çıkmıştır. Tablo 1’de her planlama sistemine ait doz homojenite indeksi, konformite indeksi ve PTV değerleri görülmektedir.

Sharma ve ark.nın<sup>[21]</sup> yapmış olduğu çalışmada, kritik organ dozlarını tomoterapi planlama sistemi ile yapılan planlarda daha iyi bulmuşlardır. Bizim yaptığımız çalışmada tiroit dışında kritik organ dozları planlama sistemleri arasında değişiklik göstermektedir. Tiroit tomoterapi ile daha iyi korunmuştur. Sharma ve ark. kalp ortalama dozunu 7.5Gy IMRT planı için, 5Gy tomoterapi planı için bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda tomoterapi, Eclipse ve Prowess için sırası ile kalp IMRT ortalama dozu 5.3, 5.4, 4.3 Gy olarak bulunmuştur (Tablo 2).

Tomoterapi de doz banyosundaki artış nedeniyle karaciğer, akciğer gibi büyük hacimli organların korunmasının, hacimleri küçük ve yerleşimleri hedef hacme yakın olan organlar kadar iyi olmadığı sonucuna varılmıştır. Özellikle çocuk hastalardaki kraniyospinal ışınlamalarda PTV sarımı kadar doz banyosununda önem kazandığı düşünülürse, yapılacak tedavi planlarında kritik organ dozlarının yanında çevre doku dozlarındaki artışın da göz önünde bulundurulması gerektiği sonucuna varılmıştır.

## KAYNAKLAR

1. ICRU report 83. Prescribing, recording and reporting photon beam IMRT. Oxford, UK: 2010.
2. Feuvret L, Noël G, Mazeron JJ, Bey P. Conformity index: a review. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006;64(2):333-42.
3. RTOG 0534. A Phase III Trial of Short Term Androgen Deprivation With Pelvic Lymph Node or Prostate Bed Only Radiotherapy (SPPORT) in Prostate Cancer Patients With a Rising PSA After Radical Prostatectomy.
4. Knöös T, Kristensen I, Nilsson P. Volumetric and dosimetric evaluation of radiation treatment plans: radiation conformity index. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1998;42(5):1169-76.
5. Wu QR, Wessels BW, Einstein DB, Maciunas RJ, Kim EY, Kinsella TJ. Quality of coverage: conformity measures for stereotactic radiosurgery. J Appl Clin Med

- Phys 2003;4(4):374-81. [CrossRef](#)
6. Cakır T, Gür A, Arasoğlu A. The comparison of absorbed dose measurements for water and artificial body fluid. *Iran J Radiat Res* 2012;10(3-4):157-64.
  7. Bauman G, Yartsev S, Coad T, Fisher B, Kron T. Helical tomotherapy for craniospinal radiation. *Br J Radiol* 2005;78(930):548-52. [CrossRef](#)
  8. Wang Z, Jiang W, Feng Y, Guo Y, Cong Z, Song B, et al. A simple approach of three-isocenter IMRT planning for craniospinal irradiation. *Radiat Oncol* 2013;8(1):217. [CrossRef](#)
  9. Nutting CM, Convery DJ, Cosgrove VP, Rowbottom C, Padhani AR, Webb S, et al. Reduction of small and large bowel irradiation using an optimized intensity-modulated pelvic radiotherapy technique in patients with prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48(3):649-56. [CrossRef](#)
  10. Oliver M, Ansbacher W, Beckham WA. Comparing planning time, delivery time and plan quality for IMRT, RapidArc and Tomotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2009;10(4):3068. [CrossRef](#)
  11. Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, Reckwerdt P, Deasy JO, Yang J, et al. Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys* 1993;20(6):1709-19. [CrossRef](#)
  12. Fenwick JD, Tomé WA, Soisson ET, Mehta MP, Rock Mackie T. Tomotherapy and other innovative IMRT delivery systems. *Semin Radiat Oncol* 2006;16(4):199-208. [CrossRef](#)
  13. Rodrigues G, Yartsev S, Chen J, Wong E, D'Souza D, Lock M, et al. A comparison of prostate IMRT and helical tomotherapy class solutions. *Radiother Oncol* 2006;80(3):374-7. [CrossRef](#)
  14. ICRU Report 62. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50).
  15. Dushko L, Krstevska V, Petkovska S. A treatment planning comparison of two different 3d conformal techniques for irradiation of head and neck cancer patients. *Proceedings of the 2nd Conference on Medical Physics and Biomedical Engineering*. 2010. p. 44.
  16. ICRU Report 50: Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. *International Commission on Radiation Units and Measurements* 1993. p. 72.
  17. Gong Y, Wang J, Bai S, Jiang X, Xu F. Conventionally-fractionated image-guided intensity modulated radiotherapy (IG-IMRT): a safe and effective treatment for cancer spinal metastasis. *Radiat Oncol* 2008;3:11. [CrossRef](#)
  18. van't Riet A, Mak AC, Moerland MA, Elders LH, van der Zee W. A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: application to the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37(3):731-6. [CrossRef](#)
  19. Shaw E, Kline R, Gillin M, Souhami L, Hirschfeld A, Dinapoli R, et al. Radiation Therapy Oncology Group: radiosurgery quality assurance guidelines. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27(5):1231-9. [CrossRef](#)
  20. Myers P, Stathakis S, Gutiérrez AN, Esquivel C, Mavroidis P, Papanikolaou N. Dosimetric comparison of craniospinal axis irradiation (CSI) treatments using helical tomotherapy, smartarc, and 3D conventional radiation therapy. *IJMPCCERO* 2013;2(1):30-8. [CrossRef](#)
  21. Sharma DS, Gupta T, Jalali R, Master Z, Phurailatpam RD, Sarin R. High-precision radiotherapy for craniospinal irradiation: evaluation of three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiation therapy and helical Tomotherapy. *Br J Radiol* 2009;82(984):1000-9. [CrossRef](#)
  22. Kataria T, Sharma K, Subramani V, Karrthick KP, Bisht SS. Homogeneity Index: An objective tool for assessment of conformal radiation treatments. *J Med Phys* 2012;37(4):207-13. [CrossRef](#)
  23. Reinstein LE, Wang XH, Burman CM, Chen Z, Mohan R, Kutcher G, et al. A feasibility study of automated inverse treatment planning for cancer of the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40(1):207-14. [CrossRef](#)
  24. Sugie C, Shibamoto Y, Ayakawa S, Mimura M, Komai K, Ishii M, et al. Craniospinal irradiation using helical tomotherapy: evaluation of acute toxicity and dose distribution. *Technol Cancer Res Treat* 2011;10(2):187-95.
  25. Hong JY, Kim GW, Kim CU, Cheon GS, Son SH, Lee JY, et al. Supine linac treatment versus tomotherapy in craniospinal irradiation: planning comparison and dosimetric evaluation. *Radiat Prot Dosimetry* 2011;146(1-3):364-6. [CrossRef](#)