

## Baş-boyun ve akciğer olgularının IMRT/VMAT uygulamalarında set-up hatalarının 2D ve 3D görüntüleme teknikleri ile belirlenmesi ve farklılıkların dozimetrik etkisi

Definition of the set-up error using 2D radiographic images and 3D computed tomography and dosimetric effect of set-up errors for head and neck/lung radiotherapy patients

**Cemile CEYLAN, Abdülkadir ARSLAN, Barış KAFKAS, Yücel ÇEKİÇKESEN, Figen MOLLAOĞLU, Abidin TECİK, Nurşad KORKMAZ, Hande AYATA, Ayhan KILIÇ, Timur UĞUR, Metin GÜDEN, Kayıhan ENGİN**

*Anadolu Sağlık Merkezi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, Kocaeli*

### AMAÇ

Bu çalışmada baş-boyun ve akciğer hastalarının iki boyutlu kV-kV ve üç boyutlu kV CBCT ile belirlenen set-up hataları karşılaştırıldı.

### GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada sekiz baş-boyun, dokuz akciğer hastasının IGRT süreçlerinde elde edilen 404 kV-kV ve CBCT görüntüleri incelendi. İki boyutta ve üç boyutta belirlenen set-up farklılıkları tespit edildi. Bu farklar kullanılarak PTV marjlarının yeterliliği araştırıldı. Set-up farklılıklarının doz dağılımına etkisine bakıldı.

### BULGULAR

Baş-boyun hastaları için ortalama x, y, z yönündeki sapmalar kV-kV ve CBCT görüntülemelerde sırasıyla  $\leq 2$  mm ve akciğer hastalarında her iki görüntüleme için  $< 7$  mm bulundu. Her hasta gurubu için kV-kV ve CBCT görüntüleme teknikleri karşılaştırıldığında baş-boyun hastalarında anlamlı farklılık bulunmadı. Akciğer hastalarında anlamlı farklılık ( $p < 0.05$ ) tespit edildi. Sapmalara göre PTV için gereken marj her iki tedavi bölgesi için kV-kV kullanıldığında CBCT için hesaplanan marj değerinden daha fazla bulundu. Bu marj değerleri klinik marj değerlerinin içinde bulunduğundan CTV hacimlerini kapsanmasında dozimetrik etkisinin göz ardı edilebileceği görüldü.

### SONUÇ

Çalışmada baş-boyun hastalarında haftada iki kez kV-kV görüntülemenin pozisyon hatalarını azaltacağı gösterilmiştir. Akciğer olgularında set-up hatalarını minimuma indirmek için CBCT ile hastalarının tedavi pozisyonlandırılmasının daha doğru yapılabilirken baş-boyun olgularında kV-kV görüntülemenin yeterli olduğu, CBCT ile planlama CT'sinin 3D eşlemesinin anlamlı fayda sağlamadığı gösterilmiştir.

**Anahtar sözcükler:** Set-up; CBCT; kV-kV.

### OBJECTIVES

In this study, the comparison of the set-up accuracy using two-dimensional kilo voltage (kV-kV) imaging and three-dimensional cone beam CT (CBCT) in head and neck/lung radiotherapy patients was done.

### METHODS

404 images of all 8 head and neck and 9 lung patients studied to find 2D and 3D set-up errors. CTV to PTV margins were obtained using calculated set-up errors. The plans of the selected head and neck and lung patients were calculated to investigate dosimetric effect of the set-up errors.

### RESULTS

kV-kV and CBCT detected average set-up errors for head and neck patients were less than 2 mm. kV-kV and CBCT detected average set-up errors for lung patients were less than 7 mm. While there was a statistically differences ( $p < 0.05$ ) for lung patients, no statistically differences was found for head and neck cases as compared kV-kV and CBCT image data sets. The calculated margin using CBCT image data sets was found bigger than the calculated margin using kV-kV image data sets. The adequate and clinically accepted margins were calculated for both IGRT approach. The negligible dosimetric effects were observed for both data sets.

### CONCLUSION

We conclude that the 2D radiographic image of head and neck radiotherapy patient reduces positioning errors. While 3D registration of CBCT and planning CT of head and neck cases adds little improvement comparing with 2D images, 3D CBCT images of lung radiotherapy patients provided more accurate information of the set-up errors.

**Key words:** Set-up; CBCT; kV-kV.

Radyoterapide tedavinin başarısı istenilen dozun hedef hacme doğru olarak uygulanmasına ve çevre sağlıklı dokularda dozun minimize edilmesine bağlıdır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), volumetrik ark radyoterapi (VMAT) gibi ileri radyoterapi yöntemleri ile farklı görüntüleme teknikleri kullanılarak belirlenmiş hedef hacimlere istenilen yüksek dozlar verilirken, tümör hacminin hemen bitiminde keskin doz düşüşleri sağlanabilmektedir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi/VMAT gibi tekniklerde 3 boyutlu konformal tedavilere (3BCRT) göre hedef hacim marjları daha küçüktür. Bu nedenle IMRT/VMAT gibi tekniklerde milimetrenin altında geometrik belirsizlik ile istenen dozun hedef hacimlere verilmesi oldukça önemlidir. Bu geometrik hataların tedavi cihazının olanakları kullanılarak farklı görüntüleme yöntemleri ile belirlenmesi ve azaltılması IMRT/VMAT gibi tedavilerin doğruluğunun artırılmasına katkıda bulunur.<sup>[1]</sup>

Set-up hataları, hastanın pozisyonlmasının ve anatomik yapısının planlama sırasında alınan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme ile tedavi öncesinde alınan görüntüleme arasında farklılık olduğunda oluşur. Ayrıca tedavi süresince tümör hacminde değişim ya da organ hareketlerinin olması durumunda fraksiyon sırasında ya da fraksiyonlar arasında da set-up hataları oluşur.<sup>[2]</sup> Tedavi pozisyonlandırılması sırasında eşmerkezdeki cilt markerların oda lazerleri ile çakıştırılıp, tedavi edilmesi sonucunda hasta cildi hareketli olduğundan olası setup hataları kaçınılmazdır. Sistematik hatalar tedavi süresi boyunca tekrarlanma olasılığı olan, büyük bir kısmı hedef hacimlerin belirlenmesi sırasında oluşan ve büyüklüğü genellikle tüm tedavi süresince çok değişmeyen pozisyon hatalarıdır. Random hatalar ise adından da anlaşılacağı üzere tedavi süresince gün ve gün büyüklüğü, yönü değişen hastaya ve set-up farklılıklarından kaynaklanan hatalardır.<sup>[3]</sup> Bu hataların büyüklüğü ve etkileri tedavi bölgesine, hasta pozisyonlamasında kullanılan immobilizasyon malzemelerinin kalitesine ve kullanım doğruluğuna bağlıdır.<sup>[4]</sup>

Tedavi öncesi alınan 2 boyutlu (2B) ortogonal ya da 3 boyutlu (3B) tomografik görüntülemelerle yapılan görüntü kılavuzlu radyoterapi (IGRT) oluşacak geometrik belirsizlikleri minimuma indirme-

yi amaçlar.<sup>[2]</sup> Bu amaçla tedavi öncesi Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi (EPID) ya da kilovoltaj (kV) radyografik görüntüleme gibi 2B görüntülemeler ile digital reconstructed radiograph (DRR) görüntüleri eşlenerek 2B'de set-up farklılıklarından kaynaklı eşmerkez kayması belirlenir. Günümüzde hızlandırıcılarının olanaklarından olan Kilovoltaj-Megavoltaj Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi (kV CB-MVCT) ve tedavi odası içerisine on-rail sistem olarak yerleştirilmiş Kilovoltaj Fan Beam Bilgisayarlı Tomografi (kV FBCT) gibi tekniklerle 3B görüntüler elde edilir. Bu 3B görüntülerle planlama sırasında alınan BT görüntüler eşlenerek de hastanın set-up farklılıkları tespit edilir.<sup>[5]</sup> Tedavi süresince periyodik olarak alınan bu görüntüler 2B-2B ya da 3B-3B olarak ya kemik yapıların ya da volumetrik olarak hedef hacimlerin ve/veya kritik organların eşleştirilmesi sonucu right-left (RL), superior-inferior (SI) ve anterior-posterior yöndeki ve/veya açısız set-up farklılıkları belirlenir.<sup>[6]</sup> 3B görüntüleme teknikleri ile yapılan tomografik görüntüler hastaya tedavi dozuna ek olarak radyasyon vermekle birlikte yapılan çalışmalarda 2B görüntüleme sistemlerine göre hedef hacimlerin ya da kritik organların daha iyi görüntülenmesine ve daha doğru set-up'ın yapılmasına olanak sağladığı da gösterilmiştir.<sup>[7,8]</sup>

Baş-boyun kanserli olguların radyoterapisi diğer tedavi bölgelerine göre daha karmaşıktır. Ayrıca tedavi süresince hastalardaki kilo kaybı ve tümör hacimlerinin küçülmesi/büyümesi baş-boyun olgularının tedavilerindeki diğer belirsizliklerdir.<sup>[2]</sup> Hedef hacimlere yüksek dozlar tanımlarken hemen yakındaki spinalkord, tükürük bezi gibi doz tolerans değerlerinin aşılması sonrasında ciddi yan etkilere sebep olunacak kritik organların bulunması, hem tümörde hem de kritik organlarda büyük dozimetrik değişimlere sebep olması nedeni ile hastanın ve tümörün tedavideki pozisyonundaki doğruluğu oldukça önemlidir.<sup>[1]</sup> Valicenti RK ve ark.<sup>[9]</sup> konvansiyonel termoplastik baş-boyun maskeleri ile sabitlenen olguların %18'inde 5 mm'yi aşan set-up farklılıkları tespit ettiler. Oluşan set-up hatalarını kompanse etmek için Klinik Hedef Hacime (CTV) marj vererek Planlanan Hedef Hacim (PTV) ve/veya Planlanan Kritik Organ (PRV) hacimleri oluşturulsa da IMRT/VMAT gibi doz gradyentinin

yüksek olduğu planlarda hasta set-up'ındaki hatalar hedef hacimlerin ve çevre kritik organların kaymasına sebep olacaktır. Bu nedenle IGRT ile belirlenen sıklıkta 2B ve/veya 3B görüntüler alınarak ve offline düzeltme protokollerle sistematik hatalar azaltılabilirken, online düzeltmeler ile hem sistematik hem de random sapmalar azaltılabilir.<sup>[10-12]</sup>

Akciğer olguların radyoterapisinde organ ve solunum hareketlerinin dışındaki belirsizliklerin dışında, set-up sırasında tedavi odasındaki lazerler ile cilt üzerindeki işaretleyicilerin eşleştirilmesi sırasında geometrik belirsizlikler oluşur. 2B görüntüleme teknikleri ile belirlenen set-up hataları baş-boyun, beyin gibi tedavi bölgelerinde hedef hacmin yerini belirlemede yeterli ve güvenilir olmasına karşın, yumuşak doku ya da akciğer içi yerleşimli hedef hacimlerin lokalizasyonunda yeterli bilgi sağlayamamaktadır.<sup>[13]</sup> Borst ve ark.<sup>[8]</sup> yaptıkları çalışmada 3B CBCT görüntülemenin set-up hatalarını belirlemede ve minimuma indirmede diğer tekniklere göre daha doğru bilgi sağladığını gösterdiler. 2B görüntülemelerde sadece lazerlerin kullanılması ile yapılan set-up sonucunda rotasyonun belirlenememesi de başka bir hata kaynağıdır. Özellikle akciğer tedavi bölgesinde kemik yapılardan uzakta olan bir hedef hacmin tedavisinde 3 yönde rotasyonun ya da en azından tek yöndeki hasta ya da tümör rotasyonunun belirlenmesi ile tedavideki doğruluk artırılabilir.<sup>[14,15]</sup> Bu çalışmada akciğer ve baş boyun olgularında 3B görüntülemelerin eşleştirilmesi sonucunda saat yönünde veya saat yönündeki tek yönlü rotasyon hatalarının tedavi doğruluğuna etkisi de araştırılmıştır.

Bu çalışmada kliniğimizde tedavi gören baş boyun ve akciğer olgularının IGRT sonuçları incelenmiştir. Her iki tedavi bölgesinde set-up farklılıklarını belirlemek için 3B-3B ve 2B-2B görüntü eşlemelerinin birbirlerine üstünlükleri ve klinik olarak uygunlukları araştırılarak IGRT protokollerinin oluşturulması amaçlanmıştır. kV-DRR ve CBCT-planlama BT görüntülerinin eşlemesi sonucu belirlenen set-up hatalarının kritik organ ve hedef hacim dozlarına etkisi araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar kullanılarak baş-boyun ve akciğer hastalarında set-up hatalarını elimine etmek için CTV'ye verilen marjinlerin yeterliliğinin değerlendirilmesi yapıldı.

## GEREÇ VE YÖNTEM

### Hasta popülasyonu, immobilizasyon ve simülasyon

Çalışmaya kliniğimizde IMRT ya da VMAT tedavisi alan sekiz baş-boyun ve dokuz akciğer olgusu olmak üzere toplam 17 hasta dahil edildi. Baş boyun olgularının immobilizasyonu omuz bölgesini de içine alan termoplastik maskeler kullanılarak yapıldı. Maske içinde omuz pozisyonlamasının sabit kalması için omuz çekeceği kullanıldı. Olguların immobilizasyonunun doğru tekrarlanabilirliği için hem tedavi masasına hem de tomografi cihazının masasına ekstented baş-boyun masası ilavesi yapıldı. Akciğer olgularında ise wingboard sabitleme sistemi ile kollar yukarıda tutularak hem kolların hem de baş bölgesinin pozisyonunu sabitleyen sistem ile hasta immobilizasyonu yapıldı. Ayrıca her hastaya beden bölgesinin de sabitlenmesi için vakum yatak yapıldı. Planlama tomografi görüntüleri 120 kV değerinde 2.5 mm kesit kalınlığı ile yapılırken baş-boyun olgularında eşmerkez işaretlemesi maske üzerine akciğer olgularında cilt üzerine yapıldı. Her hasta için alınan planlama tomografi görüntüleri Eclipse (Varian Medical System, Palo Alto, CA) planlama sistemine gönderildi ve her hasta için aynı radyasyon onkoloğu tarafından hedef hacimler ve kritik organlar belirlendi. Tedavi planları sırasında baş-boyun hastalarında CTV hacmine 3 mm, akciğer olgularında 6–8 mm marjin verilerek PTV oluşturuldu. Planlama sırasında %95 CTV hacminin hedeflenen dozun %95'ini alması amaçlanırken PTV hacimlerinin ise kapsanmasında %80 hacmin tanımlanan dozu alması sağlanmaya çalışıldı. Kritik organ dozları her iki tedavi bölgesi için kliniğimiz tarafından kabul edilmiş kabul değerleri sağlanması ile plan tedaviye kabul edildi.

### Görüntü rehberli radyoterapi: kV-kV ve kV CBCT görüntüleme protokolleri

Tüm IMRT ve VMAT tedavileri TrueBeam STX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) cihazında uygulandı ve Varian On-board Imager (OBI, Varian Medical System, Palo Alto, CA) sistemi kullanılarak IGRT görüntülemeleri yapıldı. Lineer hızlandırıcıya monte edilen X ışını tüpünden ve amorphous

silikon düzlemsel detektörden oluşan kV CBCT görüntüleme sistemi kullanılarak 2B’de ortogonal kV-kV ve 3B’de hastanın tomografik görüntüleri veren kV CBCT görüntüleri elde edildi. Hem akciğer hem de baş-boyun olgularında tedavi süresince haftada iki kez set-up hatalarını belirlemek üzere AP ve RL yönde kV-kV ve 2 mm kesit kalınlıkla kV CBCT çekildi. Baş-boyun hastalarında 120–70 kV ve 100 mAs değerinde toplam 2 mGy doz oluşturacak çekim şartlarında kV-kV görüntülemeleri yapılırken akciğer olgularında 120-120 kV ve 100 mAs değerinde 3.4 mGy doz oluşturan kV-kV çekimleri yapıldı. kV-kV görüntülemeleri alındıktan sonra tekniker tarafından baş-boyun hastalarında öncelikle C2 vertebra esas alınarak kemik yapılarına göre DRR görüntüleri manuel olarak eşleştirildi. Akciğer hastalarında ise kV-kV görüntülerin manuel eşleşmesinde öncelikle vertebralar, klavikula kemikleri ve kostal kemikler dikkate alınarak yapılan eşleme sonrasında sistemin otomatik görüntü eşleme seçeneği çalıştırılarak en doğru eşleme elde edilmeye çalışıldı. AP (x), RL (y) ve SI (z) yönlerindeki set-up hataları belirlendi. kV-kV görüntüleri ile tespit edilen set-up hataları düzeltilmeden beyin standart (100 kV-145 mAs-2,8 mGy) ve akciğer hastaları için de en düşük doz çekim şartlarında (125 kV-262 mAs-3,48 mGy) kV CBCT yapıldı. Her iki BT çekimi önce manuel sonra otomatik moda eşleştirilip, 3B eşleştirme için x, y, z yönlerindeki set-up hataları ve tek yönde açısal hata  $r^0$  belirlendi. Belirlenen set-up hataları düzeltilerek tekrar kV-kV görüntüleme yapıp doğruluk kontrol edilerek tedaviye geçildi. Hastalara ait IGRT süreci Şekil 1’de şematik olarak gösterilmektedir.

Sekiz baş-boyun ve dokuz akciğer hastasının dahil edildiği bu çalışmada hastaların IGRT süreçlerinde toplam 404 görüntü incelenmiştir. CBCT sonrasında düzeltme yapıp alınan son kV-kV görüntülerinde yalnız dört hasta için sapma en az bir yönde 2 mm’den büyük bulunmuş ve düzeltme son-

rası IGRT prosedürleri tekrarlandı. Fakat bu hastalara ait son set-up hataları çalışmaya dahil edilmedi.

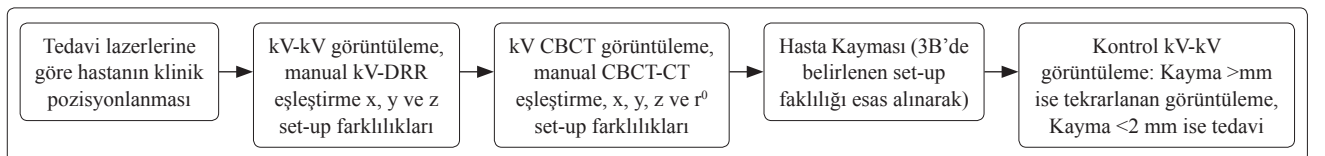
### Set-up hatalarının analizi ve dozimetrik etkisi

Tedavi sırasında hem akciğer hem de baş-boyun hastalarında online düzeltme protokolü uygulanarak bulunan x, y, z ve  $r^0$  set-up hataları ayrı ayrı incelenerek 2B’de ve 3B’deki set-up farklılıklarının ortalamaları, her hasta için tedavi süresince ortalama standart sapma (SD) değerleri hesaplandı. Hem tedavi süresince var olan sistematik ( $\Sigma$ ) ve random hatalar ( $\alpha$ ) hesaplandı. kV-kV ve kV CBCT ile belirlenen her hastaya ait ortalama sapmanın standart sapması tüm hastalardaki sistematik hatayı verirken, tüm hastalara ait standart sapmanın kara kökü ile de random hata değerleri bulundu.<sup>[16-18]</sup> van Herk ve ark.<sup>[18]</sup> yaptıkları çalışmada önerdikleri gibi set-up hatalarına göre PTV oluşturmak için CTV’ye verilecek yeterli marjin değeri Denk (1)’deki

$$2.5 \Sigma + 0.7 \alpha \quad \text{Denk.(1)}$$

formül kullanılarak hesaplanıp, klinikte kullanılan marjin değerinin yeterliliği sorgulandı. Sonuçlar Student’s paired t-Test, two-tailed istatistiksel dağılım analizi kullanılarak karşılaştırılıp, istatistiksel anlamlılık arandı. P değeri <0.05 bulunduğu istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Ayrıca hem kV-kV hem de kV CBCT görüntülerinde bulunan ortalama düzlemsel ve roll açılı farklılıkları belirlenerek bu sapmaların doz dağılımına etkisi araştırıldı. Bu amaçla ortalama kayma değerleri kullanılarak tek bir hasta için planlanan doz dağılımı tekrar optimizasyon yapılmadan hesaplanarak spinalkord, beyin sapı ve tükürük bezi dozlarındaki değişim ile hedef hacim kapsanmasındaki farklılık belirlendi. Tükürük bezlerinde  $D_{24}^{\text{mean}}$  ortalama doz değerine ve 24 Gy alan hacme ( $V_{24}$ ) bakıldı. Kritik organlardan spinalkordun maksimum  $D_{\text{max}}$  her iki akciğerdeki %20 hacmin aldığı doz değerlerine



Şekil 1. Çalışmaya dahil edilen hastalara ait görüntü kılavuzlu radyoterapi sürecinin şematik gösterimi.



**Tablo 1**

On yedi olgu için tedavileri süresince uygulanan görüntü kılavuzlu radyoterapi sayıları

Tedavi bölgesi	kV-kV ve CBCT	kV-kV	CBCT	Toplam IGRT
Baş-boyun	202	18	8	210
Akciğer	202	37	12	213

bakıldı. Klinik hedef hacim (CTV) hacimlerindeki eşmerkez kaymasından kaynaklı kapsanma değişimi için  $D_{95}$ ,  $D_{90}$  ve  $D_{50}$  olan CTV hacminin %95, %90 ve %50 aldığı doz değerleri karşılaştırılırken Planlanan Hedef Hacim (PTV) kapsanmasındaki değişim için  $D_{50}$  doz değerine bakıldı.

### BULGULAR

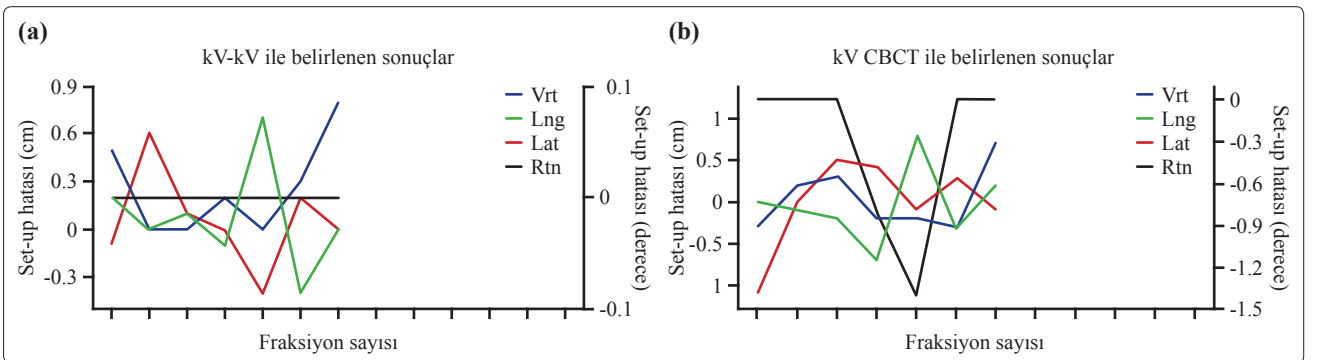
Çalışmaya dahil edilen sekiz baş-boyun ve dokuz akciğer hastası için tedavi fraksiyonları 20–35 gün arasında değişen tedavileri boyunca uygulanan IGRT tedavileri süresince gerçekleşen görüntüleme sayıları Tablo 1’de sunulmuştur. Kliniğimizde IGRT uygulanan baş-boyun ve akciğer olgularında haftada iki kez online düzeltme uygulanan kV-kV ve kV CBCT görüntüleme teknikleri ile set-up hataları düzeltilmektedir. Hasta tedavi masasında iken cilt markerları ve oda lazerlerine göre hasta set-up’ı yapıp, ilk önce kV-kV sonrasında kV CBCT çekilmiştir.

#### Baş-boyun hastalarında set-up farklılıkları

Baş-boyun olgularında 2B’deki kV-kV/DRR eşleştirmesinde maksimum x,y ve z set-up farklı-

lıkları sırasıyla 8, 7, 8 mm bulunurken aynı hastanın kV CBCT/planlama BT eşleştirmesinde de maksimum sapma değerleri tespit edildi. 3B eşleştirme sonucunda da x, y, z ve  $r^0$  set-up farklılıkları sırasıyla 8, 8, 9 mm ve  $1,9^0$  olarak bulunmuştur. Bu hastaya ait sonuçlar Şekil 2’de sunulmaktadır.

Tüm baş-boyun olgularının kV-kV ve kV CBCT görüntüleme sonuçları ile belirlenen ortalama x, y, z ve  $r^0$  set-up farklılıkları ve SD değerleri Tablo 2’de ayrıntılı olarak verilmiştir. Her iki eşleştirme sonunda ortalama x, y ve z yönündeki set-up kayması baş boyun olguları için <3 mm olarak bulunurken sadece 3B eşleştirme sonucunda belirlenen rotasyonel hata ise <1<sup>0</sup> olarak bulunmuştur. kV-kV/DRR eşleştirmesi ile bulunan x,y ve z yönündeki ortalama ve standart sapmalar sırasıyla 1.651, 2.023, 1.85 mm ve 0.4516, 0.1723, 0.1642 olarak hesaplanmıştır. Tablo 3’te gösterildiği üzere kV CBCT görüntüleme ile belirlenen x, y ve z yönündeki ortalama ve standart sapmalar sırasıyla 1.953, 2.05, 2.024 mm ve 0.1785, 0.1999, 0.1858 olarak hesaplanmıştır. Şekil 3’te baş boyun hastalarına ait sonuçlar grafik olarak gösterilmektedir. Sadece 3B eşleştirmede belirlenen açıl set-up farklılığı orta-



**Şekil 2.** Maksimum sapmanın belirlendiği baş-boyun hastasına ait görüntü kılavuzlu radyoterapi sonuçları (a) kV-kV ile belirlenen sonuçları (b) kV CBCT ile belirlenen sonuçları göstermektedir.

Renkli şekiller derginin online sayısında görülebilir ([www.onkder.org](http://www.onkder.org))

**Tablo 2**

Baş boyun hastalarının 2B ve 3B eşleştirme sonrasında bulunan set-up farklılıkları

Baş-boyun hastaları	kV-kV (cm)	kV CBCT (cm)	kV CBCT-kV farkı (cm)	Standart sapma kV-kV	Standart sapma kV CBCT	p (<0.05)
Ortalama z (cm)	0.1850	0.2024	0.0025	0.1642	0.1858	0.3054
Ortalama y (cm)	0.2023	0.205	0.005	0.1723	0.1999	0.4516
Ortalama x (cm)	0.1651	0.1953	0.02	0.4516	0.1785	0.2315
Ortalama rot (°)	–	0.2			0.42	

x: AP yönündeki sapma; y: RL yönündeki sapma; z: SI yönündeki sapma.

**Tablo 3**

Baş-boyun ve akciğer hasta gurubu için 2B ve 3B için hesaplanan kayma değerleri ve bu kaymalarla PTV kapsanmamasını değiştirmeyecek CTV hacmine verilmesi gereken marjin değerleri

	Sistematik kayma $\Sigma$ (cm)			Ortalama random kayma $\alpha$ (cm)			Marjin M (cm)		
	$\Sigma_x$	$\Sigma_y$	$\Sigma_z$	$\alpha_x$	$\alpha_y$	$\alpha_z$	x	y	z
Baş-boyun hastaları									
kV-kV	0.106	0.13	0.095	0.103	0.115	0.0975	0.34	0.41	0.31
kV CBCT	0.093	0.15	0.098	0.096	0.114	0.103	0.29	0.37	0.31
Akciğer hastaları									
kV-kV	0.31	0.18	0.24	0.55	0.43	0.41	0.94	0.75	1.15
kV CBCT	0.33	0.18	0.19	0.48	0.42	0.49	0.79	0.74	0.84

**Tablo 4**

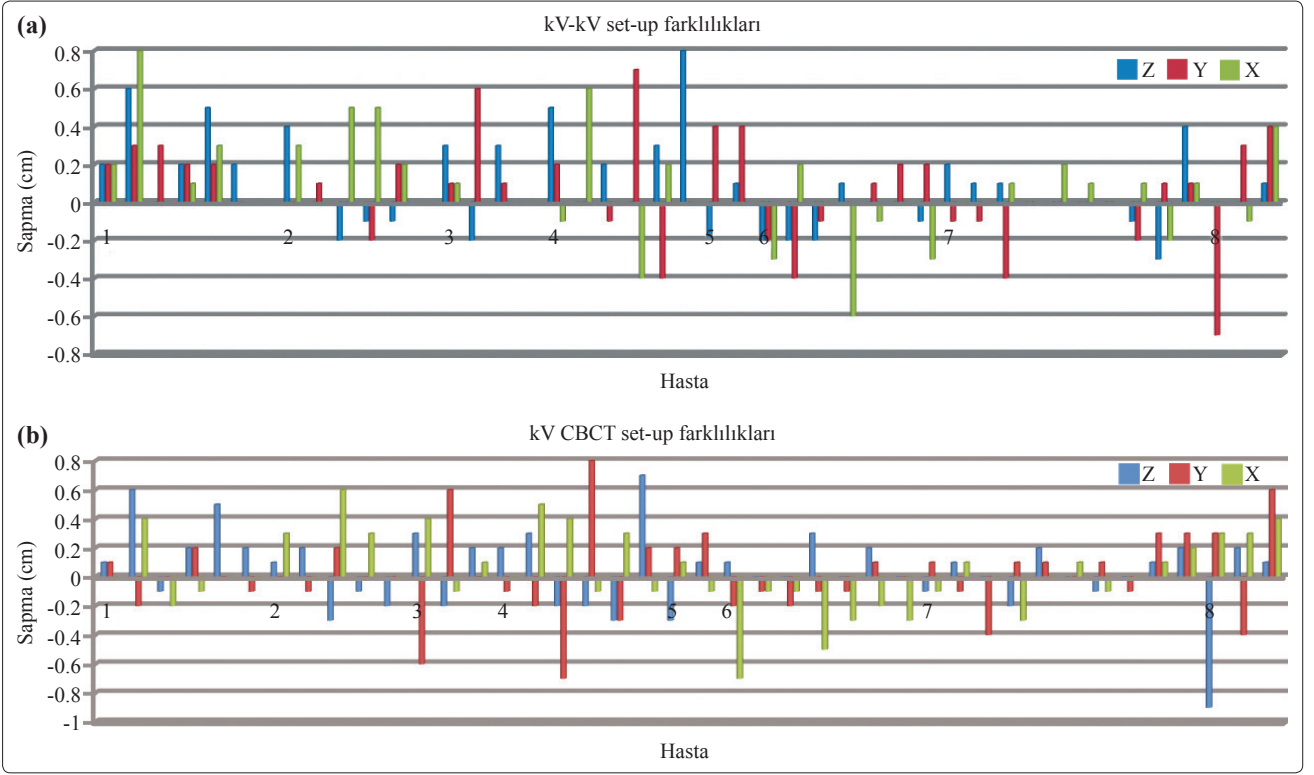
Akciğer hastalarının 2B ve 3B eşleştirme sonrasında bulunan set-up farklılıkları

Akciğer hastaları	kV-kV (cm)	CBCT (cm)	kV CBCT-kV farkı (cm)	Standart sapma kV-kV	Standart sapma kV CBCT	p (<0.05)
Ortalama z (cm)	0.497	0.544	0.27	0.464	0.417	0.3047
Ortalama y (cm)	0.471	0.630	0.158	0.389	0.409	0.048
Ortalama x (cm)	0.430	0.623	0.193	0.437	0.409	0.044
Ortalama rot (°)	–	1.423			0.824	

x: AP yönündeki sapma; y: RL yönündeki sapma; z: SI yönündeki sapma.

lama 0.2° olarak belirlenmiştir. 2B ve 3B eşleştirme sonuçları karşılaştırıldığında kV CBCT ile belirlenen set-up farklılıkları kV-kV bulunan farklardan daha büyük bulunmuş ve bu farklılık istatistiksel olarak incelendiğinde p değeri anlamlı çıkmıştır. Her iki eşleştirme arasındaki fark 0.5 mm altındadır. Baş boyun hastaları için sistematik ( $\Sigma$ ) ve random ( $\alpha$ ) hatalar hesaplandığında 2B'deki sistematik

hata x, y ve z eksenleri için sırasıyla 1.06 mm, 1.3 mm ve 0.95 mm bulunurken aynı yönlerdeki random hatalar ise 1.03 mm, 1.15 mm ve 0.975 mm olarak bulundu. kV CBCT görüntüleme ile bulunan sistematik kayma x,y ve z yönünde sırasıyla 0.93 mm, 1.5 mm ve 0.975 mm bulunurken, random hatalar ise x, y ve z yönlerinde sırasıyla 0.963, 1.14 ve 1.03 olarak hesaplandı.



Şekil 3. Baş-boyun hastaları için (a) 2B’de ve 3B’de tespit edilen set-up farklılıkları. X: AP yönü, y: RL yönü ve z: SI yönü göstermektedir.

Renkli şekiller derginin online sayısında görülebilir ([www.onkder.org](http://www.onkder.org))

Denk (1)’de sunulan formüle göre PTV oluşturmak için CTV’ye verilmesi gereken marj hesaplandığında kV-kV görüntüleme sonuçlarına göre x, y ve z yönlerinde 3.4 mm, 4.1 mm ve 3.1 mm bulunurken, kV CBCT ile bulunan sonuçlara göre yeterli marj değeri x, y ve z yönünde 2.9 mm, 3.7 mm ve 3.1 mm olarak hesaplandı. Baş-boyun hastaları için hesaplanan değerler Tablo 3’te ayrıntılı olarak sunulmuştur.

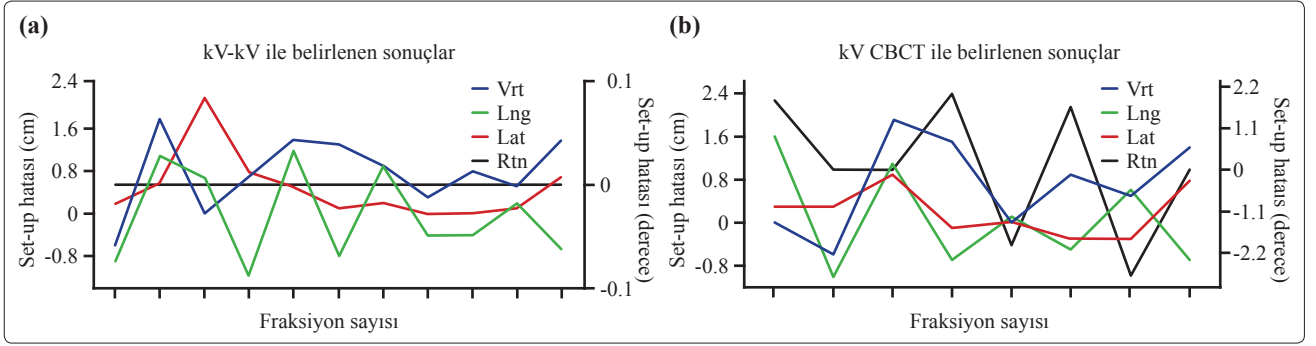
### Akciğer hastalarında set-up farklılıkları

Dokuz akciğer hastasına ait IGRT görüntüleri incelendiğinde sapmaları baş-boyun olgularına göre daha fazla olduğu gözlemlendi. 2B’de eşleştirme sonucu x, y ve z yönünde bulunan maksimum sapmalar sırasıyla 14 mm, 19 mm ve 18 mm iken, 3B’de eşleşmesi sonucu bulunan maksimum sapmalar ise sırasıyla 16 mm, 28 mm, 19 mm’dir. Ayrıca 3B’de belirlenen açısal sapma  $r^0$  ise  $2.9^0$  olarak bulundu. Şekil 4’te maksimum sapmaları gösteren hastaların tedavi süresince IGRT sonuçları grafik-

sel olarak gösterilmektedir.

Akciğer olgularının kV-kV ve kV CBCT görüntüleme sonuçlarında ortalama x, y, z ve  $r^0$  set-up farklılıkları ve SD değerleri Tablo 4’te ayrıntılı olarak verilmiştir. Her iki eşleştirme sonunda ortalama x, y ve z yönündeki set-up kayması akciğer olguları için  $<8$  mm olarak bulunurken ortalama rotasyonel hata ise  $<2^0$  olarak bulunmuştur. kV-kV/DRR eşleştirmesi ile bulunan x, y ve z yönündeki ortalama ve standart sapmalar sırasıyla 0.43 mm, 0.471 mm, 0.497 mm ve 0.437, 0.389 ve 0.464 olarak hesaplanmıştır. Tablo 3’te gösterildiği üzere kV CBCT görüntüleme ile belirlenen x, y ve z yönündeki ortalama ve standart sapmalar sırasıyla 0.623, 0.63, 0.544 cm ve 0.58, 0.409 ve 0.417 olarak hesaplanmıştır.

Akciğer hastalarında da kV CBCT ile belirlenen set-up farklılıkları kV-kV bulunan farklardan daha büyük tespit edilmiştir. Şekil 5’te akciğer hastalarına ait sonuçlar grafik olarak gösterilmektedir. 3B eşleştirmede belirlenen roll yönündeki



**Şekil 4.** Maksimum sapmanın belirlendiği akciğer hastalarına ait görüntü kılavuzlu radyoterapi sonuçları **(a)** kV-kV ile belirlenen sonuçları **(b)** kV CBCT ile belirlenen sonuçları göstermektedir.  
Renkli şekiller derginin online sayısında görülebilir ([www.onkder.org](http://www.onkder.org))

açısal set-up farklılığı ortalama  $1.4^{\circ}$ , standart sapması ise  $0.8^{\circ}$  olarak belirlenmiştir. 2B ve 3B eşleştirmeler arasındaki fark istatistiksel olarak karşılaştırıldığında AP ve RL yönlerindeki sapmalarda  $p < 0.05$  bulundu.

Tüm akciğer hastaları için sistematik ( $\Sigma$ ) ve random ( $\alpha$ ) hatalar hesaplandığında 2B'deki sistematik hata x, y ve z eksenleri için sırasıyla 3.1 mm, 1.8 mm ve 2.4 mm bulunurken aynı yönlerdeki random hatalar ise 5.5 mm, 4.3 mm ve 4.1 mm olarak bulundu. kV CBCT görüntüleme ile bulunan sistematik x, y ve z yönünde sapmalar sırasıyla 3.3 mm, 1.8 mm ve 1.9 mm bulunurken, random hatalar ise x, y ve z yönlerinde sırasıyla 4.8 mm, 4.2 mm ve 4.9 mm olarak hesaplandı. Tablo 3 akciğer olguları için hesaplanan sistematik-random hataları ve bu hatalara göre yeterli hedef hacim kapsanmasını sağlayacak gerekli marjin değerlerini göstermektedir.

Akciğer hastaları için de PTV hacim için CTV'ye verilmesi gereken marj hesaplandığında kV-kV görüntüleme sonuçlarına göre x, y ve z yönünde 9.4 mm, 7.5 mm ve 11.5 mm bulunurken kV CBCT ile bulunan sonuçlara göre x, y ve z yönünde 7.9 mm, 7.4 mm ve 8.4 mm olarak hesaplandı.

kV-kV ve kV CBCT görüntüleme sonrası kontrol amaçlı yapılan kV-kV görüntüleme yine kemik yapılarak kullanılarak 2B'de eşleştirme yapıldığında sekiz baş boyun hastasının ikisinde, dokuz akciğer hastasının ise üçünde en az bir yöndeki kayma 2 mm bulundu. Diğer olgularda ise her yön-

deki kayma  $< 1$  mm olarak bulundu. Hastalara bu kaymaların düzeltilmesi sonrasında tedavi uygulandı. Sonuç olarak hem kV-kV hem de kV CBCT ile yapılan görüntülemeler sonunda yeterli set-up doğruluğu sağlanırken tekrar görüntülemeler ile bu doğruluğun artırılabilmesi tespit edildi.

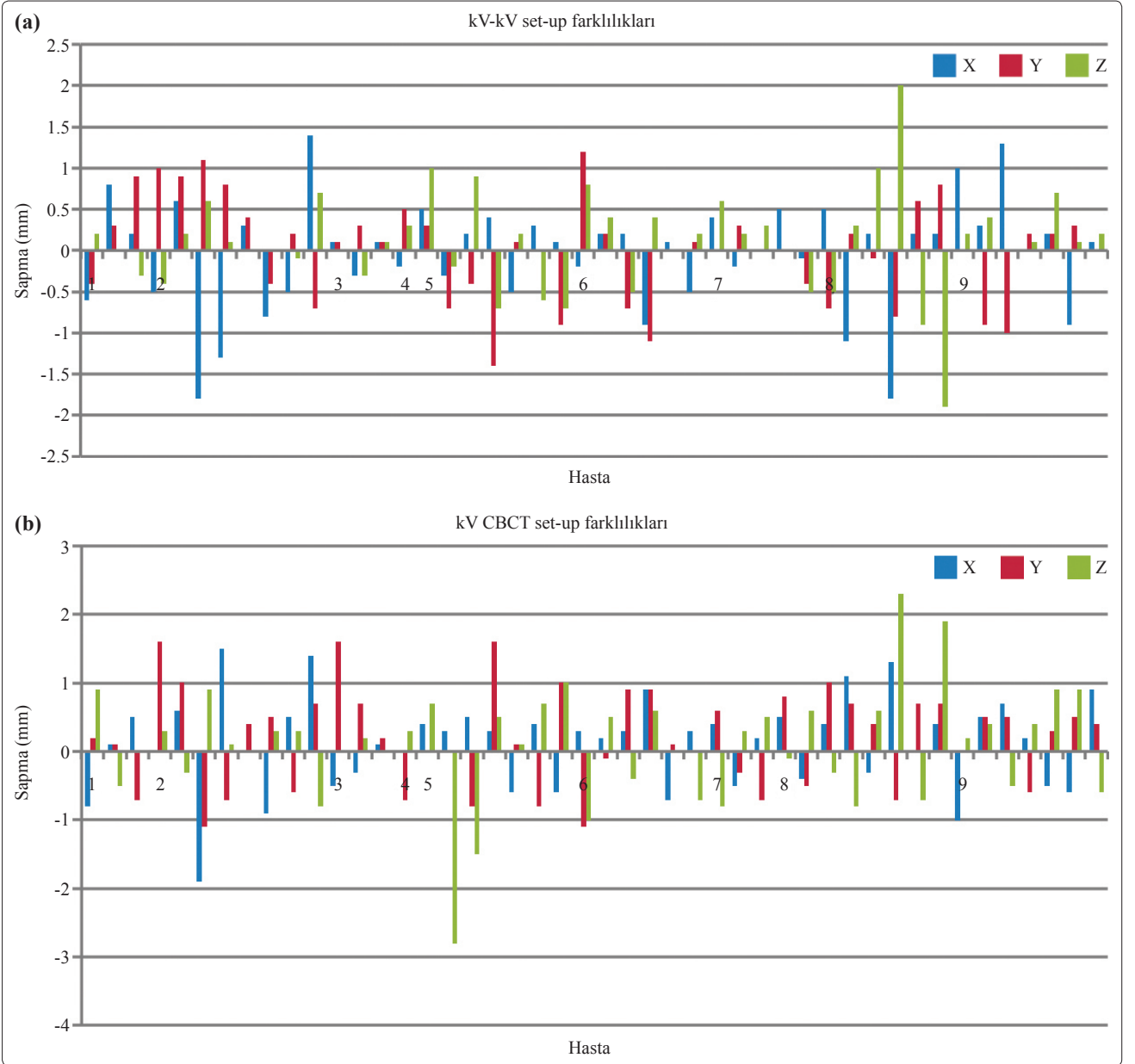
### Görüntülemelerden kaynaklı toplam doza katkı

Baş boyun hastalarının kV CBCT çekiminde tarama başına uygulanan doz 0.39 cGy (kV: 100, mAs: 264) iken akciğer olgularında kV CBCT (kV: 125, mAs: 264) görüntüleme tarama başına doz değeri 0.47 cGy olarak belirlenmiştir. 2B'de görüntüleme için yapılan ortogonal kV-kV çekimlerde akciğer hastalarında AP yönündeki doz 0.82 mGy lateral yöndeki doz değeri ise 1.03 mGy'dir. Baş boyun hastalarında kV görüntüleme AP yönündeki çekim için doz değeri 0.32 mGy iken lateral çekimdeki doz değeri ise 0.45 mGy'dir. Sistemin verileri ile kV-kV çekimi sonrasında çekim başına toplam doz akciğer hastaları için 1.11 mGy iken baş boyun hastalarında kV-kV görüntüleme sonrasında çekim başına hesaplanan toplam doz ise 0.8 mGy olarak belirlenmiştir.

### Set-up hatalarının doz dağılımlarına etkisi

Baş-boyun hastaları için hem kV-kV hem de kV CBCT görüntülerinde bulunan ortalama düzlemsel set-up ve roll açısı farklılıkları belirlenerek bu sapmaların doz dağılımına etkisi araştırıldı. Çalışmada hedef hacimlerin ve kritik organların tedavi süresince değişimi ile oluşan doz dağılımı



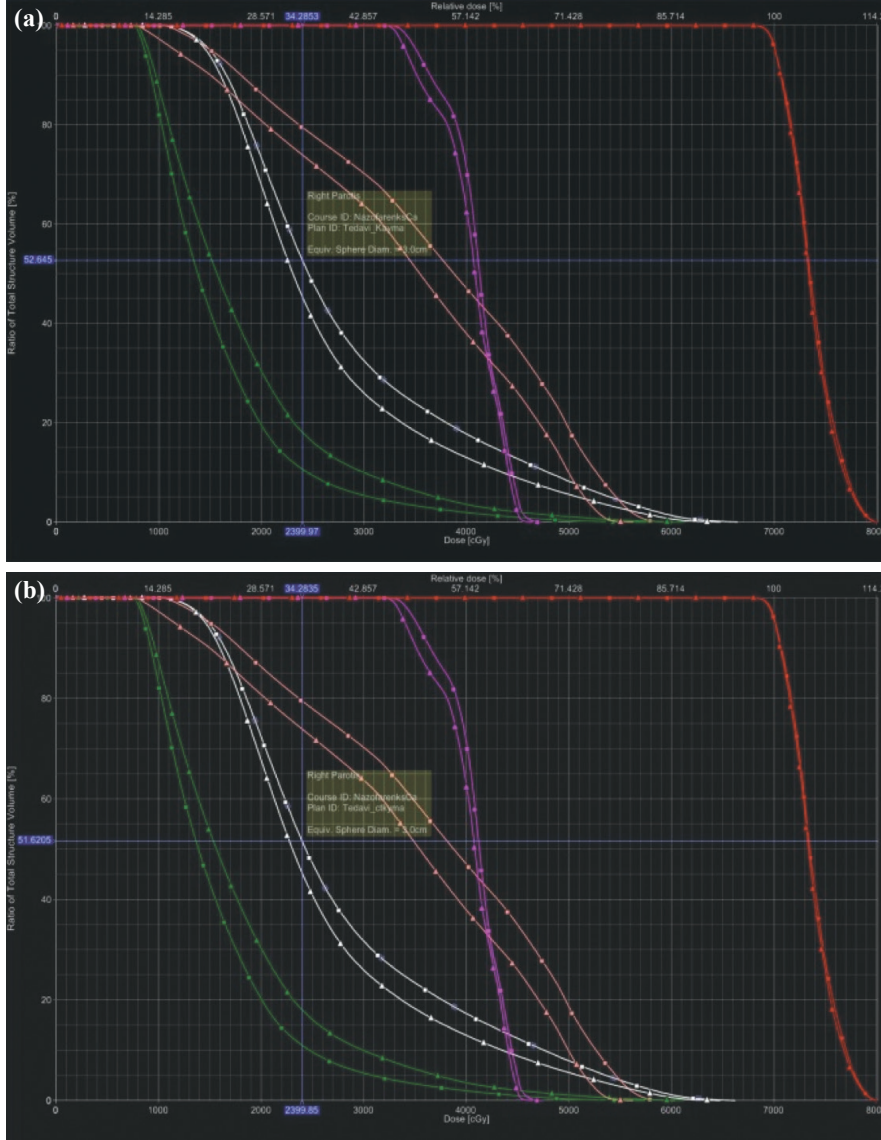


**Şekil 5.** Akciğer hastaları için (a) 2B’de ve (b) 3B’de tespit edilen set-up farklılıkları. x: AP yönü, y: RL yönü ve z: SI yönünü göstermektedir.

Renkli şekiller derginin online sayısında görülebilir ([www.onkder.org](http://www.onkder.org))

değişimi çalışma kapsamına alınmamıştır. Seçilen baş-boyun olgusu için kV-kV ve kV CBCT görüntülemelerde belirlenen ortalama set-up kaymaları kullanılarak tedavi planlamasında eş merkez kayması yapıp optimizasyon yapılmadan plan tekrar hesaplatıldı. Şekil 6’da oluşan doz farklılıkları doz volüm eğrileri (DVH) ile gösterilmektedir.

Doz volüm eğrilerinde gösterildiği üzere CTV hacminin kapsanması değişmezken kritik organ hacimlerinin aldığı dozlar değişmiştir. Yetmiş Gy’i alan CTV hacmi %95 iken kV-kV ve kV CBCT ortalama kaymaları ile hesaplatıldığında %95.3 ve %95.2 olarak oldukça küçük değişim gözlemlendi. PTV hacminin 70 Gy alan hacmi %82 iken kV-kV sapma sonucu %77.3’e ve CBCT kayması sonucu %74.7’ye düşmüştür. Spinal kordun

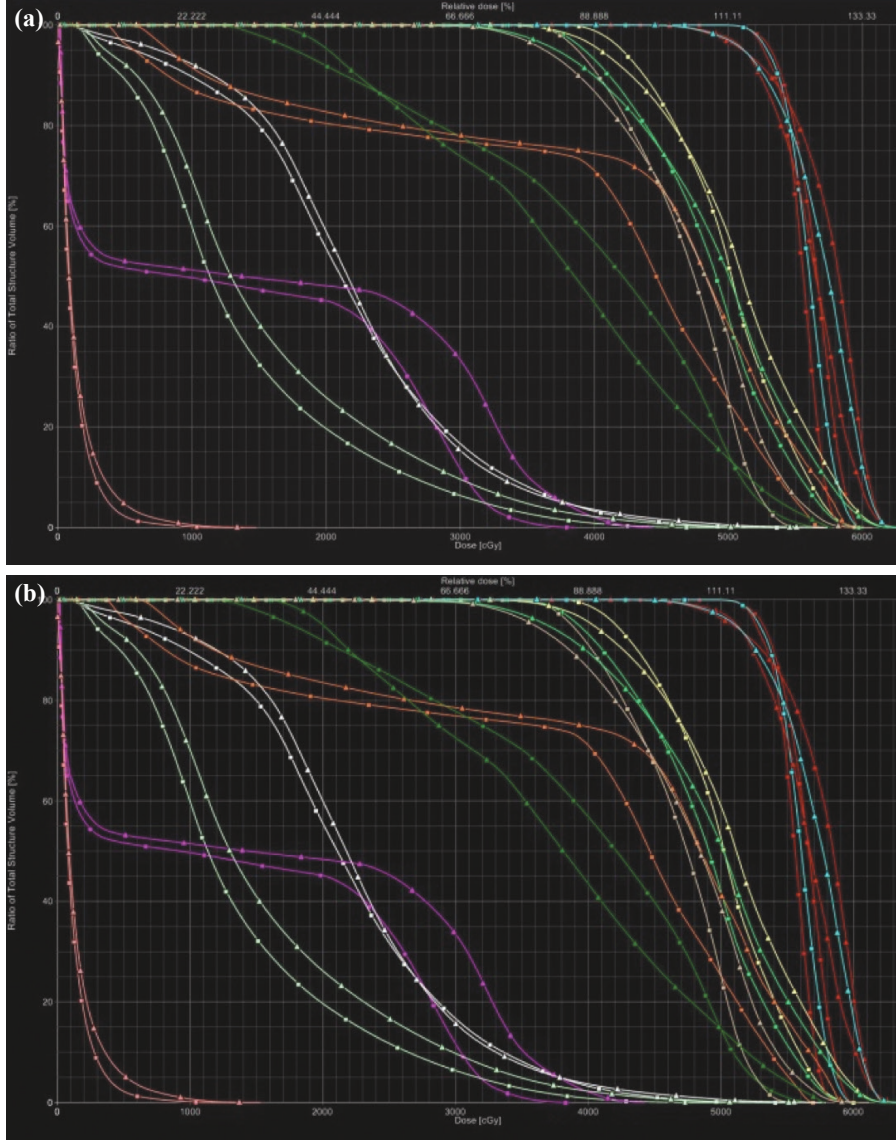


**Şekil 6.** Nazofarenks olgusunda (a) kV-kV ve (b) CBCT ile belirlenen ortalama set-up farklılıklarının doz dağılımına etkisi. ■ Eğrisi: İlk tedavi planı; ▲ Eğrisi: Eş-merkezin set-up hatalarına göre kaydırılması sonrası hesaplatılan plan.  
*Renkli şekiller derginin online sayısında görülebilir (www.onkder.org)*

maksimum dozu 4655 cGy iken kV-kV ve kV CBCT ortalama kaymalar sonrasında sırasıyla 4742 ve 4743 cGy'e yükselmiştir. Beyin sapının maksimum dozu 5632 cGy'den kV-kV ortalama kaymasının etkisi ile 6029 cGy'e, kV CBCT ortalama kaymasının etkisi ile 6037 cGy'e yükselmiştir. Sağ ve sol tükürük bezlerinin ortalama dozları sırasıyla 2636 cGy ve 1806 cGy iken kV-kV ve CBCT ortalama kayması ile sağ tükürük bezi ortalama dozu 2835 cGy'e yükselirken sol tükürük

bezi ortalama dozu ise 1806 cGy'e düşmüştür. Ayrıca sağ tükürük bezinin V24 hacmi kV-kV görüntülemesi kayması uygulandığında %44.4'ten %52.2'ye yükselirken sol tükürük bezinin V24 hacmi ise %17.7'den %10.5'e düşmüştür. kV CBCT ortalama kaymasının etkisi ile sağ tükürük bezi V24 hacmi %44.4'ten %51.5'e yükselirken sol tükürük bezi V24 hacmi ise %17.7'den %10.8'e düşmüştür.

Akciğer olguları için de 2B ve 3B görüntüle-



**Şekil 7.** Akciğer olgusunda (a) kV-kV ve (b) CBCT ile belirlenen ortalama set-up farklılıklarının doz dağılımına etkisi. ■ Eğrisi: İlk tedavi planı; ▲ Eğrisi: Eşmerkezin set-up hatalarına göre kaydırılması sonrası hesaplatılan plan.

Renkli şekiller derginin online sayısında görülebilir ([www.onkder.org](http://www.onkder.org))

melerinde belirlenen ortalama düzlemsel ve rotasyonel set-up hataları seçilen bir akciğer olgusunun planında eşmerkez kaydırılarak set-up hatalarının etkisi araştırıldı. Şekil 7 seçilen akciğer olgusu için set-up farklılıklarının etkisi DVH ile gösterilmektedir. kV-kV ve kV CBCT ortalama kaymaları ile eşmerkez kaydırılarak hesaplatılan planda spinalkordun maksimum doz değeri 3860 cGy iken sırasıyla 4126 ve 4260 cGy olarak değişmiştir. kV-kV set-up kaymasının etkisi ile V20 sağ ve sol

akciğer hacimlerine bakıldığında sağ akciğer V20 hacmi %55'den %58'e sol akciğer V20 hacmi ise %19.4'den %25.7'ye yükselmiştir. kV CBCT set-up kayması için hesaplatılan plana bakıldığında ise sağ akciğer V20 dozu %55'ten %59.3'e yükselirken sol akciğer V20 dozu ise %19.4'ten %26.2 artmıştır. İlk planda hedeflenen dozu alan CTV hacmi %84 iken kV-kV set-up kayması uygulandığında %83'e değişirken kV CBCT kayması sonucu %82.1 olacak şekilde değişmiştir.

## TARTIŞMA

VMAT/IMRT gibi hedef hacme yüksek doz verilirken hemen yakındaki kritik organları tolerans dozlarında tutabilmek için keskin doz düşüşlerinin olduğu radyoterapi tekniklerinde IGRT'nin rolü büyüktür. Farklı görüntüleme teknikleri kullanılarak günlük hasta set-up doğruluğunun artırılması ile hem lokal kontrol başarısı artarken tedaviye bağlı yan etkilerde azaltılabilir. Baş boyun ve akciğer olgularında da hedef hacme yakın komşulukta bulunan spinalkord, tükürük bezi ve akciğerler gibi kritik organların radyoterapi sırasında tolerans dozun altında tutulması oldukça önemlidir. Tedavi sırasında her hastanın tedavisinin her fraksiyonunda set-up farklılığı oluşturabilecek birçok neden vardır. Hasta pozisyonunun doğruluğu ve tekrarlanabilirliği hem immobilizasyon sistemine hem de pozisyon doğrulamada kullanılan görüntüleme tekniklerine bağlıdır.<sup>[16]</sup> Set up hatalarını içeren PTV hacmi oluşturmak için marjinin geniş olması ışınlanacak hacmi genişleteceğinden tedaviye bağlı yan etkilerin artmasına, yüksek dozlara çıkılmamasından dolayı da tümör kontrolünün düşük olmasına ve tedavi başarısızlığına neden olacaktır. IGRT yöntemleri kullanılarak 2B ve/veya 3B teknikler ile hedef hacimlerin yer değişiminin belirlenmesi daha iyi tümör kontrolünü beraberinde de tedavi toksisitesini azaltmayı getirecektir.<sup>[19-21]</sup>

Çalışmada baş boyun ve akciğer hastalarına ait toplam 404 görüntü incelenerek baş boyun ve akciğer hastaları için fraksiyon sırasında hareketlerin sebep olduğu sapmalar dışarıda bırakılarak fraksiyonlar arası set-up farklılıklarından kaynaklanan sapmaları belirlemek için uygun IGRT yöntemleri araştırılmıştır. Baş boyun olgularında maske üzerine, akciğer olgularında ise cilde çizilen eşmerkez ile oda lazer sistemlerinin örtüşmesi ile hasta pozisyonlamasından sonra 2B ve 3B görüntüleme teknikleri ile set-up hatalarının minimuma indirilmesi hedeflenmiştir. 2B eşleştirmede kV görüntüleri ile DRR görüntüleri kemik yapılar esas alınarak eşleştirilirken 3B eşleştirmede CBCT ve planlama CT görüntüleri hem kemik yapılara hem de organlar esas alınarak eşleştirme yapılmıştır. Bu eşleştirmeler yapılırken daha önceki benzer çalışmalardaki referans bölgeler dikkate alınarak önce

manual eşleştirme yapılmıştır.<sup>[6,19,20,21]</sup> Eşleştirme yapan kişiye bağımlılığı azaltmak için ilgili bölge seçilerek otomatik eşleştirme yapılmış. Her ne kadar IGRT teknikleri günlük set-up hatalarını ve gerekli marjı belirlemede yardımcı da olsa her bir IGRT tekniğinin de getireceği farklılıklar vardır. Kullanılan tekniğin görüntü kalitesine, eşleştirme yöntemine ve kendi içindeki kalite belirsizliklerine göre klinikteki uygulamalara farklılıklar getirecektir. Bu çalışmada da iki ayrı hasta gurubu için iki farklı IGRT yönteminin farklılıkları ve klinik kazançları araştırılmıştır.

Baş boyun hastaları için her iki IGRT yöntemi ile belirlenen set-up sapmaları daha önce 2–10 mm olarak raporlanan<sup>[22-24]</sup> set-up sapmalarına benzer olarak bulunmuştur. Çalışmada maksimum sapma hem kV-kV hem de kV CBCT eşlemede tek yönde 9 mm bulunurken, ortalama düzlemsel kayma her yönde 3 mm içinde bulundu. Her iki IGRT yöntemi karşılaştırıldığında bulunan set-up sapmaları arasındaki fark anlamlı çıkmadı. Ayrıca bu sapma değerleri ile tedavi planı tekrar hesaplatıldığında Astreinidou E ve ark.nın<sup>[4]</sup> da tespit ettiği gibi CTV hacminin kapsanmasında etkinin göz ardı edilebilecek kadar küçük olduğu gösterildi. Kang ve ark.'larının<sup>[6]</sup> yaptıkları çalışmaya benzer olarak baş boyun olgularının günlük set-up hatalarını azaltmada 2B görüntüleme tekniği olan kV-kV ve DRR eşleştirmesinin yeterli olduğu sonucuna varıldı. 3B eşleştirme sonucu rotasyonel sapmanın belirlenebilmesi her ne kadar üstünlük olarak görünse de hem uygun yapılmış maske hem de düzlemsel kaymalar ile bu açısal sapma düzeltiler. 2B eşleştirmesi uygulamada hem tedaviye daha az ek süre getirmesinden hem de eşleştirmenin daha kolay olmasından dolayı CBCT'ye göre daha uygun bir IGRT yöntemidir.<sup>[20-25]</sup> Bunun yanında CBCT ile yapılan volumetrik görüntüleme, baş boyun hastalarında tedavi süresince tümör küçülmesini/büyümesini ve kilo kaybı kaynaklı hataların belirlenmesine ve adaptif tedavi kararına katkıda bulunur.<sup>[26,27]</sup>

Daha önce yapılan çalışmalarda MV CBCT ve kV CBCT görüntülemelerle akciğer hastalarında set-up sapması 2–40 mm olarak raporlanmıştır.<sup>[8,12]</sup> Bu çalışmada ise kV-kV ile belirlenen maksimum setup hataları x, y ve z eksenlerinde sırasıyla 14



mm, 19 mm, 18 mm bulunurken kV CBCT ile belirlenen maksimum setup hataları 16 mm, 28 mm, 19 mm olarak ölçüldü. Ortalama set-up sapmalarına bakıldığında kV-kV ve CBCT tekniklerinin her ikisinde de her yönde sapma <8 mm olarak bulundu. Akciğer hastaları için ortalama sapmalara bakıldığında kV CBCT ile belirlenen set-up hatalarının kV-kV ile belirlenen set-up hatalarına göre daha fazla olduğu görülmektedir. Akciğer olgularında kV-kV ve kV CBCT görüntülemeler arasında istatistiksel anlamlı farklılık daha önce yapılan çalışmalarla uyumludur.<sup>[27,28]</sup> Borst R. ve ark.nın<sup>[8]</sup> yaptıkları çalışma da akciğer hastaları için 2B ve 3B IGRT tekniklerinden CBCT ve MV portal görüntülemeleri karşılaştırdıklarında CBCT sonuçlarının daha büyük olduğunu, 3B CBCT görüntülemenin akciğer olgularının tedavisinde daha doğru bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır.

Roll açısız sapma 3B’li eşleştirmede daha kolay belirlenirken, kV-kV görüntülemelerde kemik yapı esas alınarak yapılan 2B’de eşlemede bu açının tespiti oldukça zordur. Akciğer olgularında rotasyonel sapma baş boyun olgularına göre daha fazla bulundu. Suzuki ve ark.<sup>[15]</sup> stereotaktik akciğer radyoterapi tedavisinde açısız sapmanın tümör hacminin kaymasına sebep olduğunu gösterdikleri gibi bu çalışmada konvansiyonel akciğer tedavilerinde de rotasyonel sapmanın hedef hacim kapsamında etkili olduğu gösterilmiştir. Bu nedenle 3B eşleştirme ile belirlenen açısız set-up hatasının belirlenmesi ve düzeltilmesi akciğer olgularının tedavisinde tedavi başarısında etkilidir. IGRT akciğer tedavilerinde açısız sapmanın belirlenmesi ve düzeltilmesi kliniğimizde akciğer olgularında PTV oluşturmak için eklenen 8 mm marjının azaltılmasına da olanak sağlamaktadır.

Çalışmada hem kV-kV hem de kV CBCT görüntülemeler için PTV oluşturmak için yeterli marjin değerleri hesaplatıldığında sonuçlarımıza göre baş boyun olgularında CTV’ye verilmesi gereken marjinlerin, kV-kV ve kV CBCT görüntüleme tekniklerinde birbirine benzer bulunurken sadece y yönünde klinikte kullanılan marjin değerimizin üstünde bulundu. Bu sonuç ile marjin değerini artırmak yerine haftada iki kez değil günlük kV-kV görüntüleme ile bu kaymanın minimuma indirilmesi

hedeflendi. Bu çalışmada da daha önce yapılan çalışmalarda olduğu gibi kV ve CBCT esaslı düzeltmeler birbirine yakın çıksa da<sup>[28-31]</sup> tedavi bölgesine verilecek yeterli setup marjı IGRT yöntemine, düzeltme protokollerine ve hasta immobilizasyon sisteminin kalitesine bağlıdır. Akciğer hastalarının sonuçlarına göre hesaplanan gerekli set-up marjı kV-kV görüntülemelerde z yönünde 11.5 mm bulunurken bu değer klinikte kullandığımız 8 mm set-up marjının kV-kV görüntüleme kullanıldığında yeterli olmadığını göstermektedir. CBCT kullanıldığında yeterli marj değeri hesaplatıldığında sadece z yönündeki marj değeri klinikte uyguladığımız 8 mm marj değerinde 0.4 mm daha büyük belirlendi. Daha önceki çalışmalarda da gösterildiği gibi akciğer olgularında, CBCT tedavi süresine yaklaşık üç dakika eklmesine rağmen ve toplam tedavi dozuna katkısı kV-kV görüntülemeye göre daha fazla olsa da hedef hacmin fraksiyonlar arası lokalizasyonunu belirleme ve set-up sapmalarını azaltmada 2B görüntülemelere göre daha üstün olduğu sonucuna varıldı.<sup>[8,22,32,33]</sup> İstatistiksel olarak araştırıldığında baş boyun hastalarında set-up hatalarını belirlemede kV-kV ve kV CBCT için anlamlı farklılık bulunmaz iken akciğer hastalarında iki görüntüleme arasındaki ( $p<0.05$ ) fark anlamlı bulunmuştur. Bu nedenle akciğer hastalarında IGRT protokollerinde kV CBCT ve online düzeltme protokolü kullanıldığında PTV oluşturmak için CTV’ye verilecek marj küçülecek ve PTV hacmi daha küçük olacağından kritik organ koruması daha iyi olacaktır.

Yapılan çalışmalarda günlük kV CBCT görüntülemesinin tarama başına 5.3–6.7 cGy doz eklerken toplam tedavi dozuna katkısı ise 3 Gy’e kadar artacağı raporlanmıştır.<sup>[2]</sup> Bu çalışmada ise baş boyun hastalarının kV CBCT ile görüntülenmesinde tarama başına uygulanan doz 0.39 cGy (kV: 100, mAs: 264) iken akciğer olgularında kV CBCT (kV: 125, mAs: 264) görüntülemelerde tarama başına doz değeri 0.47 cGy’dir. Yüzeysel X ışınlarının hızlı doz düşüşü de dikkate alındığında kV-kV görüntüleme ile hasta set-up doğrulaması yapıldığında hastanın görüntülenmeden dolayı toplam doza kV-kV görüntüleme ile katkı hem kV CBCT hem de MV görüntülemelere kıyasla daha azdır.

Offline düzeltme protokolleri sistematik hata-



ları minimuma indirirken bu çalışmada hem kV-kV hem de kV CBCT görüntülemelerde online düzeltme protokollerinin uygulanması sonucu fraksiyonlar arası set-up hatalarının minimuma indirilebileceği gösterildi. Pisani L. ve ark. da<sup>[34]</sup> online düzeltme ile hasta set-up doğruluğunun artırılabilceğini raporladılar. Ancak hastanın uzun süre tedavi masasında kalması, görüntü eşlemenin kısa sürede doğru yapılamaması gibi zorluklarından dolayı online düzeltme protokollerinin uygulanması yoğun klinikler için uygun olmayabilir. Kliniğimizde tüm hastalar için online düzeltme protokolleri uygulansa da, bu çalışmanın zayıf yanlarından biri kV-kV ve kV CBCT eşleştirmenin ve online düzeltme sonucu hem tedavi süresinin hem de hasta toplam dozunun bu görüntülemelerden dolayı artmasıdır. Özellikle manuel ya da otomatik eşleştirmenin iyi olmadığı durumlarda bu süre daha da uzamıştır. Ayrıca CBCT görüntülerinde nefes hareketinden dolayı oluşan görüntüdeki bozuklukta bazı olgularda eşleştirmeyi zorlaştırmış ve gözlemciye bağlı hatalar oluşmasına sebep olmuştur. Çalışmanın bir eksik yanı da intrafraksiyon yani fraksiyon sırasında oluşabilecek set-up farklılıklarının değerlendirilmemesidir. Tedavi sonrası tekrar kV CBCT görüntüleme yapılarak bu farklılığın belirlenebileceği düşünüldü fakat hasta dozunun daha fazla artmaması için çalışma dışı bırakılmıştır.

Sonuç olarak, baş boyun hastalarında volumetrik 3B görüntüleme sonrasında belirlenen set-up düzeltmeleri ile 2B görüntülemeler kullanılarak düzeltilen set-up farklılıklarında anlamlı farklılık yok iken akciğer hastalarında 3B'de kV CBCT ve 2B'de kV-kV görüntüleme ile belirlenen set-up farklılıkları arasındaki fark anlamlıdır. Baş boyun olgularında CBCT yerine kV-kV görüntüleme ile yeterli set-up doğruluğu sağlanabilirken akciğer hastalarında kV CBCT görüntüleme 2B kV-kV görüntülemelere göre daha üstün bir doğrulukla set-up hatalarını minimize edebilir. Yine CBCT ile IGRT akciğer uygulamalarında hasta immobilizasyonunun iyi yapılması sonrasında CTV'ye verilecek marj değerleride azaltılabilir. Bu çalışma da kV CBCT görüntülemenin akciğer hastalarının set-up doğruluğunun artırılmasında doğruluğu ve öneminin büyük olduğu gösterilmiştir.

## KAYNAKLAR

1. Xing L, Thorndyke B, Schreiber E, Yang Y, Li TF, Kim GY, et al. Overview of image-guided radiation therapy. *Med Dosim* 2006 Summer;31(2):91–112.
2. Nath SK, Simpson DR, Rose BS, Sandhu AP. Recent advances in image-guided radiotherapy for head and neck carcinoma. *J Oncol* 2009;2009:752135.
3. Manning MA, Wu Q, Cardinale RM, Mohan R, Lauve AD, Kavanagh BD, et al. The effect of setup uncertainty on normal tissue sparing with IMRT for head-and-neck cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51(5):1400–9.
4. Astreimidou E, Bel A, Raaijmakers CP, Terhaard CH, Lagendijk JJ. Adequate margins for random setup uncertainties in head-and-neck IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;61(3):938–44.
5. Korreman S, Rasch C, McNair H, Verellen D, Oelfke U, Maingon P, et al. The European Society of Therapeutic Radiology and Oncology-European Institute of Radiotherapy (ESTRO-EIR) report on 3D CT-based in-room image guidance systems: a practical and technical review and guide. *Radiother Oncol* 2010;94(2):129–44.
6. Kang H, Lovelock DM, Yorke ED, Kriminski S, Lee N, Amols HI. Accurate positioning for head and neck cancer patients using 2D and 3D image guidance. *J Appl Clin Med Phys* 2010;12(1):3270.
7. Murphy MJ, Balter J, Balter S, BenComo JA Jr, Das IJ, Jiang SB, et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys* 2007;34(10):4041–63.
8. Borst GR, Sonke JJ, Betgen A, Remeijer P, van Herk M, Lebesque JV. Kilo-voltage cone-beam computed tomography setup measurements for lung cancer patients; first clinical results and comparison with electronic portal-imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;68(2):555–61.
9. Valicenti RK, Michalski JM, Bosch WR, Gerber R, Graham MV, Cheng A, et al. Is weekly port filming adequate for verifying patient position in modern radiation therapy? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;30(2):431–8.
10. Lu H, Lin H, Feng G, Chen J, Shu L, Pang Q, et al. Interfractional and intrafractional errors assessed by daily cone-beam computed tomography in nasopharyngeal carcinoma treated with intensity-modulated radiation therapy: a prospective study. *J Radiat Res* 2012;53(6):954–60.
11. Siebers JV, Keall PJ, Wu Q, Williamson JF, Schmidt-Ullrich RK. Effect of patient setup errors on simultaneously integrated boost head and neck IMRT treatment plans. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;63(2):422–33.
12. Masi L, Casamassima F, Menichelli C, Pasciuti K, Doro R, Polli C, et al. On-line image guidance for fra-

- meless stereotactic radiotherapy of lung malignancies by cone beam CT: comparison between target localization and alignment on bony anatomy. *Acta Oncol* 2008;47(7):1422–31.
13. Li XA, Qi XS, Pitterle M, Kalakota K, Mueller K, Erickson BA, et al. Interfractional variations in patient setup and anatomic change assessed by daily computed tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;68(2):581–91.
  14. Nyflot MJ, Cao N, Meyer J, Ford EC. Improved accuracy for noncoplanar radiotherapy: an EPID-based method for submillimeter alignment of linear accelerator table rotation with MV isocenter. *J Appl Clin Med Phys* 2014;15(2):4682.
  15. Suzuki O, Nishiyama K, Ueda Y, Miyazaki M, Tsujii K. Influence of rotational setup error on tumor shift in bony anatomy matching measured with pulmonary point registration in stereotactic body radiotherapy for early lung cancer. *Jpn J Clin Oncol* 2012;42(12):1181–6.
  16. On target ensuring geometric accuracy in radiotherapy, IPEM&The Royal College of Radiologists 2008.
  17. Hurkmans CW, Remeijer P, Lebesque JV, Mijnheer BJ. Set-up verification using portal imaging; review of current clinical practice. *Radiother Oncol* 2001;58(2):105–20.
  18. van Herk M. Errors and margins in radiotherapy. *Semin Radiat Oncol* 2004;14(1):52–64.
  19. Guckenberger M, Meyer J, Vordermark D, Baier K, Wilbert J, Flentje M. Magnitude and clinical relevance of translational and rotational patient setup errors: a cone-beam CT study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;65(3):934–42.
  20. Xu F, Wang J, Bai S, Xu QF, Shen YL, Zhong RM. Interfractional and intrafractional setup errors in radiotherapy for tumors analyzed by cone-beam computed tomography. [Article in Chinese] *Ai Zheng* 2008;27(10):1111–6. [Abstract]
  21. Li H, Zhu XR, Zhang L, Dong L, Tung S, Ahamad A, et al. Comparison of 2D radiographic images and 3D cone beam computed tomography for positioning head-and-neck radiotherapy patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71(3):916–25.
  22. Purdie TG, Bissonnette JP, Franks K, Bezjak A, Payne D, Sie F, et al. Cone-beam computed tomography for on-line image guidance of lung stereotactic radiotherapy: localization, verification, and intrafraction tumor position. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;68(1):243–52.
  23. Gupta T, Chopra S, Kadam A, Agarwal JP, Devi PR, Ghosh-Laskar S, et al. Assessment of three-dimensional set-up errors in conventional head and neck radiotherapy using electronic portal imaging device. *Radiat Oncol* 2007;2:44.
  24. Xu F, Wang J, Bai S, Xu QF, Shen YL, Zhong RM. Interfractional and intrafractional setup errors in radiotherapy for tumors analyzed by cone-beam computed tomography. *Chinese Journal of Cancer* 2008;10:372–6.
  25. Sweeney R, Bale R, Vogeles M, Nevinny-Stickel M, Bluhm A, Auer T, et al. Repositioning accuracy: comparison of a noninvasive head holder with thermoplastic mask for fractionated radiotherapy and a case report. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41(2):475–83.
  26. Den RB, Doemer A, Kubicek G, Bednarz G, Galvin JM, Keane WM, et al. Daily image guidance with cone-beam computed tomography for head-and-neck cancer intensity-modulated radiotherapy: a prospective study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76(5):1353–9.
  27. Den RB, Doemer A, Kubicek G, Bednarz G, Galvin JM, Keane WM, et al. Daily image guidance with cone-beam computed tomography for head-and-neck cancer intensity-modulated radiotherapy: a prospective study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76(5):1353–9.
  28. Li HS, Kong LL, Zhang J, Li BS, Chen JH, Zhu J, et al. Evaluation of the geometric accuracy of anatomic landmarks as surrogates for intrapulmonary tumors in image-guided radiotherapy. *Asian Pac J Cancer Prev* 2012;13(5):2393–8.
  29. Wang L, Feigenberg S, Fan J, Jin L, Turaka A, Chen L, et al. Target repositioning accuracy and PTV margin verification using three-dimensional cone-beam computed tomography (CBCT) in stereotactic body radiotherapy (SBRT) of lung cancers. *J Appl Clin Med Phys* 2012;13(2):3708.
  30. Worthy D, Wu Q. Dosimetric assessment of rigid setup error by CBCT for HN-IMRT. *J Appl Clin Med Phys* 2010;11(3):3187.
  31. Court LE, Wolfsberger L, Allen AM, James S, Tishler RB. Clinical experience of the importance of daily portal imaging for head and neck IMRT treatments. *J Appl Clin Med Phys* 2008;9(3):2756.
  32. Wang Z, Nelson JW, Yoo S, Wu QJ, Kirkpatrick JP, Marks LB, et al. Refinement of treatment setup and target localization accuracy using three-dimensional cone-beam computed tomography for stereotactic body radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;73(2):571–7.
  33. Jin X, Hu W, Shang H, Han C, Yi J, Zhou Y, et al. CBCT-based volumetric and dosimetric variation evaluation of volumetric modulated arc radiotherapy in the treatment of nasopharyngeal cancer patients. *Radiat Oncol* 2013;8:279.
  34. Pisani L, Lockman D, Jaffray D, Yan D, Martinez A, Wong J. Setup error in radiotherapy: on-line correction using electronic kilovoltage and megavoltage radiographs. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47(3):825–39.