

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



İKİ BOYUTLU VE ÜÇ BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ
KULLANILARAK PLANLANAN HEDEF OLUŞTURMA GEOMETRİK
SINIRLARININ (MARJ) İSTATİSTİKSEL HESAPLANMASI

Rumeysa GEYİK

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

EKİM 2018

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



İKİ BOYUTLU VE ÜÇ BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ
KULLANILARAK PLANLANAN HEDEF OLUŞTURMA GEOMETRİK
SINIRLARININ (MARJ) İSTATİSTİKSEL HESAPLANMASI

Rumeysa GEYİK

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

EKİM 2018

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İKİ BOYUTLU VE ÜÇ BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ
KULLANILARAK PLANLANAN HEDEF OLUŞTURMA GEOMETRİK
SINIRLARININ (MARJ) İSTATİSTİKSEL HESAPLANMASI**

Rumeysa GEYİK
FİZİK
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 25/10/2018 tarihinde jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Şerafettin YALTKAYA (Danışman)

Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Dr. Öğr. Üyesi Tahir ÇAKIR

ÖZET

İKİ BOYUTLU VE ÜÇ BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ KULLANILARAK PLANLANAN HEDEF OLUŞTURMA GEOMETRİK SINIRLARININ (MARJ) İSTATİSTİKSEL HESAPLANMASI

Rumeysa GEYİK

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Dr. Öğr. Üyesi Şerafettin YALTKAYA (Danışman)

Ekim 2018; 55 sayfa

Çalışmada, Baş-Boyun kanseri hastalarının radyasyon tedavisinde X-ışınlarıyla iki boyutlu (2B) ve üç boyutlu (3B) Konik Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi (CBCT) görüntüleri ile belirlenen set-up (kurulum) hatalarının tespiti ve karşılaştırılması yapılmıştır. Karşılaştırma sonuçlarıyla Planlanan Hedef Hacim (PTV) oluşturma marjlarının yeterliliği istatistiksel olarak araştırılması amaçlanmıştır.

Bu çalışmada baş-boyun kanseri hastalarının Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ayarlı Ark Terapi (VMAT) planlamaları için kV enerji mertebesinde 2B ve 3B-CBCT ile belirlenen set-up hataları karşılaştırıldı. Bunun için on baş-boyun kanseri hastasının Görüntü Eşliğinde Radyasyon Tedavisi (IGRT) süreçlerinde elde edilen kV enerji seviyesindeki iki boyutlu ve üç boyutlu CBCT görüntüleri incelendi. Tüm VMAT tedavileri Elekta Versa HD Lineer Hızlandırıcı cihazında uygulandı. Lineer hızlandırıcıya monte edilen X- ışını tüpü ve detektörden oluşan görüntüleme sistemi kullanılarak 2B ve 3B'de hastanın tomografik görüntüleri kullanıldı. AP (x), RL (y) ve SI (z) koordinatlarındaki set-up hataları belirlenerek, tedavi sırasında çevrim içi düzeltme protokolü uygulanarak bulunmuş olan x, y, z koordinatlarındaki set-up hataları ayrı ayrı incelendi. Görüntülemelerle yapılan eşleştirmelerden elde edilen tedavi masası kaydırma değerleri kullanılarak PTV marjları tüm hastalarda hesaplanmıştır. Hesaplanan marjlar her iki görüntüleme yönteminde 2,8-3,8 mm arasında bulundu.

On baş-boyun hastası için iki boyutlu ve üç boyutlu görüntüleri kullanarak CTV' ye verilmesi gereken PTV marj değeri RL (sağ-sol), SI (Superior- inferior) ve AP (Anterior- Posterior) yönlerinde 0,5 cm'nin altında bulunmuş olup klinikte verilen marjların yeterli olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Ancak toplam tedavi sürecinde görüntüleme tekrarının protokolü, kV-kV veya kV-CBCT görüntüleme işlemleri nedeniyle hastaya verilen ek radyasyon dozun değerlendirilmesi göz önünde bulundurulmalıdır.

ANAHTAR KELİMELER: Baş-Boyun kanseri, İki ve üç boyutlu görüntüleme, Konik Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi, Lineer hızlandırıcı, PTV marjı.

JÜRİ: Dr. Öğr. Üyesi Şerafettin YALTKAYA

Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Dr. Öğr. Üyesi Tahir ÇAKIR

ABSTRACT

STATISTICAL CALCULATION OF TARGET CREATION GEOMETRIC LIMITS (MARJ) PLANNED BY USING TWO-DIMENSIONAL AND THREE-DIMENSIONAL IMAGING TECHNIQUES

Rumeysa GEYİK

MSc Thesis in Physics

Supervisor: Assistant Professor Şerafettin YALTKAYA

October 2018; 55 pages

In the study, the determination and comparison of set-up errors by twodimensional (2D) and three-dimensional (3D) Conic Beam Computed Tomography (CBCT) images in the X-rays treatment of head and neck cancer patients were performed. It is aimed to statistically investigate the adequacy of the Planned Target Volume (PTV) margin by comparing with results.

In this study, the defined set-up errors by 2D and 3D-CBCT at kV energy level were compared for VMAT treatment of head and neck cancer patients. For this purpose, the acquisition of 2D and 3D-CBCT images of the kV energy level in the radiation treatment (IGRT) processes for ten head and neck cancer patients were performed and examined. All VMAT treatments were done at Elekta Versa HD Linear Accelerator device. The 2D and 3D images of the patient were used by imaging system consisting of the X-ray tube and detector that mounted on the linear accelerator. Set-up errors in AP (x), RL (y) and SI (z) directions were separately determined according to x, y and z coordinate system by online correction protocol during the treatment. PTV margins were calculated for all patients using the treatment table shift values obtained from the matches with the images. Calculated margins were found to be 2.8-3.8 mm from both imaging methods.

PTV margin value to be given to CTV using two-dimensional and threedimensional images for ten head and neck patients was found to be less than 0.5 cm in RL (right-left), SI (Superior-inferior) and AP (Anterior-Posterior) directions and it is concluded that the margins given in the clinic are sufficient. However, during the total treatment process, the evaluation of the imaging radiation, the evaluation of the additional radiation dose given to the patient due to kV-kV or kV-CBCT imaging procedure should be considered.

KEYWORDS: Head and neck cancer, Two- and three-dimensional imaging, cone beam Computed Tomography, Linear accelerator, PTV margin.

COMMITTEE: Assistant Professor Şerafettin YALTKAYA

Associate Professor Nina TUNÇEL

Assistant Professor Tahir ÇAKIR

ÖNSÖZ

Çalışmalarımı her aşamasında yanımda olan bilgi, öneri ve özverisini esirgemeyen, desteğini her zaman hissettiren, yol gösteren Sayın hocam Doç. Dr. Nina TUNÇEL hocama,

Desteğini ve ilgisini esirgemeyen danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Şerafettin YALTKAYA hocama,

Pratik eğitimimde büyük katkısı olan ve bilgisini ve desteğini esirgemeyen Medikal fizik uzmanı Sayın Yılmaz BİLEK' e

Tez çalışmam ve tez çalışmam süresince desteklerini esirgemeyen Medikal fizik uzmanı Sayın Adem Ünal KIZILDAĞ ve Sayın Gökay CEYRAN' a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ.....	iii
AKADEMİK BEYAN	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI	3
2.1. Radyasyon	3
2.2. Elektromanyetik Radyasyonun Madde ile Etkileşimi	3
2.2.1 Fotoelektrik Etki	4
2.2.2 Compton Saçılması.....	5
2.2.3 Çift Oluşum	6
2.3 Lineer Hızlandırıcı.....	7
2.4. Radyasyon Tedavisinin Tanımı ve Tarihçesi.....	9
2.5. Radyasyon Tedavisinin Amacı.....	10
2.6. Radyasyon Tedavisinin Süreci.....	10
2.6.1 Hasta Pozisyonlandırma ve İmmobilizasyon Süreci	10
2.6.2 Bilgisayarlı Tomografi.....	10
2.6.3 Set-up	11
2.6.4 Set-up Hataları.....	12
2.7 Hedef Hacmin Belirlenmesi.....	13

2.8 Görüntü Çakıştırma ve Füzyon.....	14
2.9 IGRT.....	15
2.9.1 kV-kV	15
2.9.2 kV-CBCT.....	15
3. MATERYAL VE METOT.....	18
3.1. Materyal.....	19
3.1.1. Elekta Versa HD Lineer Hızlandırıcı.....	19
3.1.2 Philips Big Bore Bilgisayarlı Tomografi	19
3.2. Metot	21
4. BULGULAR.....	24
5. TARTIŞMA	36
6. SONUÇ	38
7. KAYNAKLAR	39
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “İki boyutlu ve üç boyutlu görüntüleme teknikleri kullanılarak planlanan hedef oluşturma geometrik sınırlarının(marj) istatistiksel hesaplanması” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

25/10/2018

Rumeysa GEYİK

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

γ	: Gama
C	: Coulomb
c	: Işık hızı
E	: Gelen fotonun enerjisi
E_B	: Elektronun çekirdeğe bağlanma enerjisi
eV	: Elektron Volt
kV	: Kilovolt
keV	: Kiloelektron Volt
m	: Kütle
MeV	: Megaelektron Volt
MV	: Megavolt
M	: Marj
P	: Momentum
Z	: Maddenin atom numarası
Σ	: Sistemik hata
δ	: Random hata
θ	: Saçılma açısı

Kısaltmalar

AAPM: American Association of Physicists in Medicine

AP : Anterior-Posterior

2B : İki boyutlu

3B : Üç boyutlu

BT : Bilgisayarlı tomografi
CBCT : Cone beam computer tomography
CTV : Clinical Target Volume
DRR : Digital Reconstructed Radiograph
EM : Elektromanyetik
GTV : Gross Tumor Volume
IAEA : International Atomic Energy Agency
ICRU : International Commission On Radiation Units and Measurement
ITV : Internal Target Volum
IGRT : Image gued in radio therapy
IV : Irradiated volume
NASA : National Aeronautics and Space Administration
PRV : Planning Organ at Risk Volum
PTV : Planning target volüme
RL : Right-Left
SI : Superior-Inferior
TPS :Tedavi planlama sistemi
TV : Treated volume

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum	3
Şekil 2.3. Elektromanyetik radyasyonun madde ile üç temel etkileşimlerine ait bölgelerin foton enerjisi ve atom numarasına bağlı gösterimi.....	4
Şekil 2.3. Fotoelektrik etkinin şematik gösterimi	5
Şekil 2.4. Compton saçılması için şematik gösterimi.....	6
Şekil 2.5. Çift oluşum	7
Şekil 2.6. Lineer hızlandırıcı blok diyagramı.....	8
Şekil 2.7. Çok yapraklı kolimatör.....	9
Şekil 2.8. İmmobilizasyon sistemleri, termoplastik maskeler.....	10
Şekil 2.9. X-ışını azalım katsayılarının (μ) BT numaralarına dönüştürülmesi.....	11
Şekil 2.10. Gri Ölçeklendirme (skalama).....	13
Şekil 2.11. ICRU hedef tanımlamaları.....	14
Şekil 2.12. kV görüntüleme sistemleri ve XVI ile Elekta Synergy® Lineer Hızlandırıcı.....	16
Şekil 3.1. Elekta marka Versa HD model Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	18
Şekil 3.2. Philips Big Bore Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	19
Şekil 4.1: 3B görüntüleme masa kaydırma değerleri ekran görüntüsü (kV- CBCT).....	23
Şekil 4.2: 2B görüntüleme masa kaydırma değerleri ekran görüntüsü (kV- kV).....	23

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. 1. baş boyun hastası için bulunan kV değerleri.....	23
Çizelge 4.2. 1. baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri.....	23
Çizelge 4.3. 2. baş boyun hastası için bulunan kV değerleri.....	24
Çizelge 4.4. 2 baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri.....	24
Çizelge 4.5. 3. baş boyun hastası için bulunan kV değerleri.....	25
Çizelge 4.6. 3. baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri.....	25
Çizelge 4.7. 4. baş boyun hastası için bulunan kV değerleri.....	26
Çizelge 4.8. 4. baş boyun hastası için bulunan XVI değerler.....	26
Çizelge 4.9. 5. baş boyun hastası için bulunan kV değerleri.....	27
Çizelge 4.10. 5. baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri.....	27
Çizelge 4.11. 6. baş boyun hastası için bulunan kV değerleri.....	28
Çizelge 4.12. 6. baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri.....	28
Çizelge 4.13. 7. baş boyun hastası için bulunan kV değerleri.....	29
Çizelge 4.14. 7. baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri.....	29
Çizelge 4.15. 8. baş boyun hastası için bulunan kV değerleri.....	30
Çizelge 4.16. 8. baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri.....	30
Çizelge 4.17. 9. baş boyun hastası için bulunan kV değerleri.....	31
Çizelge 4.18. 9. baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri.....	31
Çizelge 4.19. 10. baş boyun hastası için bulunan kV değerleri.....	32
Çizelge 4.20. 10. baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri.....	32
Çizelge 4.21. 10 baş boyun hastası için bulunan değerler.....	33

1. GİRİŞ

Radyasyon tedavisinde amaçlanan, risk altındaki organların alacağı radyasyon dozunun en aza indirilmesiyle birlikte hedef hacim dozunun maksimize edilmesidir (Low 2011). Bu amaca ulaşmak için hedefin sınırlarını ve hedefin tedavi için doğru yerde olup olmadığının saptanması gerekmektedir (Little 2003). Radyasyon tedavileri öncesinde kilovolt (kV) radyografik görüntüleme gibi iki boyutlu (2B) görüntüleme sistemleri ile dijital olarak yeniden yapılandırılmış röntgen filmi (DRR) görüntüleri eşlenerek 2B'de tedavi merkezi doğrulaması yapılmaktadır. Günümüzde modern hızlandırıcılara entegre edilen Konik Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi (CBCT) ile üç boyutlu (3B) görüntüler elde edilmektedir. Bu 3B görüntülerle planlama sırasında alınan Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri eşlenerek hastanın set-up (kurulum) farklılıkları tespit edilmektedir. Tedavi süresince periyodik olarak alınan bu görüntüler, 2B-2B ya da 3B-3B olarak ya kemik yapıların ya da hacimsel olarak hedef hacimlerin sistem tarafından gri skalaya göre oturtulması ve/veya kritik organların eşleştirilmesi sonucu sağ-sol (RL), superior-inferior (SI) ve anterior-posterior (AP) yönlerindeki set-up (kurulum) farklılıkları belirlenmektedir (Kang 2010).

Geliştirilen Görüntü Eşliğinde Radyasyon tedavisi (IGRT); radyasyon tedavi yöntemlerinin ve tedavi alanlarının doğrulanmasını sağlayan bir teknik olarak kullanılmaktadır (Goyal 2014). IGRT, radyasyon tedavilerinin optimizasyonu, tedavi sırasındaki normal dokuların aldığı dozu en düşük seviyede tutmak ve geometrik doğruluk değerlendirilmesini sağlamaktadır.

Bilgisayarlı Tomografi çekimi öncesinde yapılan işaretlemeler merkez alınarak, tedavi edilecek hedefin bulunduğu bölgeye koordinat sisteminde yapılan kaydırmalar ile ulaşılır ve bu işlem Set-up olarak adlandırılmaktadır. Set-up hatalarından kaynaklı doz kayıplarını engellemek için hedef hacme marjlar verilerek yeni hacimler oluşturulmaktadır. Radyasyon tedavisi alanları, hedef hacme belirli bir marjla çizilen bölgeyi tarif edecek şekilde belirlenmektedir. Hedef hacme verilen bu marjların büyüklüğü tedavi belirsizliklerine bağlı olup, mümkün olduğunca küçük olmaktadır (İnal 2016). Bu marjlar Uluslararası Radyolojik Birimler ve Ölçümler Komisyonu'nun (ICRU) 50 ve 62 numaralı raporlarında belirlenmiş ve şematik olarak şekil 1'de gösterilmektedir. Bu marjları tanımlamaktaki amaç; dozimetrik ve mekanik belirsizlikleri ayrıca görüntüleme ve tedavi üniteleri arasındaki uyumsuzluklardan çıkabilecek sorunları en aza indirmektir (ICRU 1999). Belirlenen hacim kavramları, tümör hacmi (GTV), klinik hedef hacim (CTV), planlanan hedef hacim (PTV), tedavi hacmi (TV), ışınlanan hacim (IV) gibi kavramlardır (Tunçel 2002).

Radyasyon tedavisi sürecinde geometrik belirsizliklerin önemli bir kaynağı, hasta yerleştirme sırasındaki set-up (kurulum) hataları olmaktadır. Bu hatalar, sistematik hatalara (aynı yönde ve büyüklükte meydana gelen tekrarlanabilir tutarlı hatalar) ve rastgele hatalara (yön ve büyüklük bakımından farklılık gösterir) ayrılmaktadır. Rastgele hatalar doz dağılımını bulanık hale getirirken, sistematik hatalar kümülatif doz dağılımının kaymasına neden olmaktadır. Bu hatalar genel tedavi başarısında önemli bir rol oynadığından, radyasyon tedavisi sırasında bu hataları en aza indirmek ve kalan geometrik belirsizlikleri telafi etmek için CTV çevresinde emniyet marjlarını (sınırları) uygulamak temel öneme sahip olmaktadır (Mesias 2016). Bu nedenle risk altındaki

organlarda beklenmedik yüksek dozları önlemek için PTV hacmi belirlenmekte ve risk altındaki organ hacmine göre doz değişimleri yapmak gerekmektedir.

Tedavi sırasında bu etkenlerden dolayı risk altındaki organlar ve hedef hacmi hareket etmektedir. Dolayısıyla bu geometrik değişimin etkisiyle değişen alan boyutlarına bağlı olarak izodoz dağılımları da farklılık göstermektedir. Yapılan çalışmalara bağlı olarak, set-up hatalarını gidermek için belirlenen bu marjları tanımlamanın birçok yolu olduğu görülmektedir.

Radyasyon tedavi prosedürleri yüksek doğruluk hedeflemektedir. Bununla birlikte, radyasyon tedavilerinin hazırlanması ve uygulanması sırasında doğruluğu sınırlayan birçok hata kaynağı bulunmaktadır. Tedavi sırasında en önemli hatalar, set-up hataları, organ hareketi ve zamana bağlı değişimler neden olur. Tedavi planlama sistemlerinde (TPS) planlanan dozun neredeyse tüm tedavilerde hedefe ulaştığından emin olmak için bir güvenlik sınırı gerekmektedir. Hedef hacimde soğurulan radyasyon dozunun %95'inin tanımlanan radyasyon dozunun %95'ini alması, risk altındaki organların tanımlanan tolerans dozlarını aşmaması kabul edilebilmektedir (ICRU 1999). Bu sınırlara ilişkin yapılan bazı çalışmalar da hedef hacme verilen radyasyon dozunda %7 ile %10 arasında olan farklılığın, hedef hacim kontrolünde belirgin bir değişime neden olabileceğini göstermektedir (Mesias 2016).

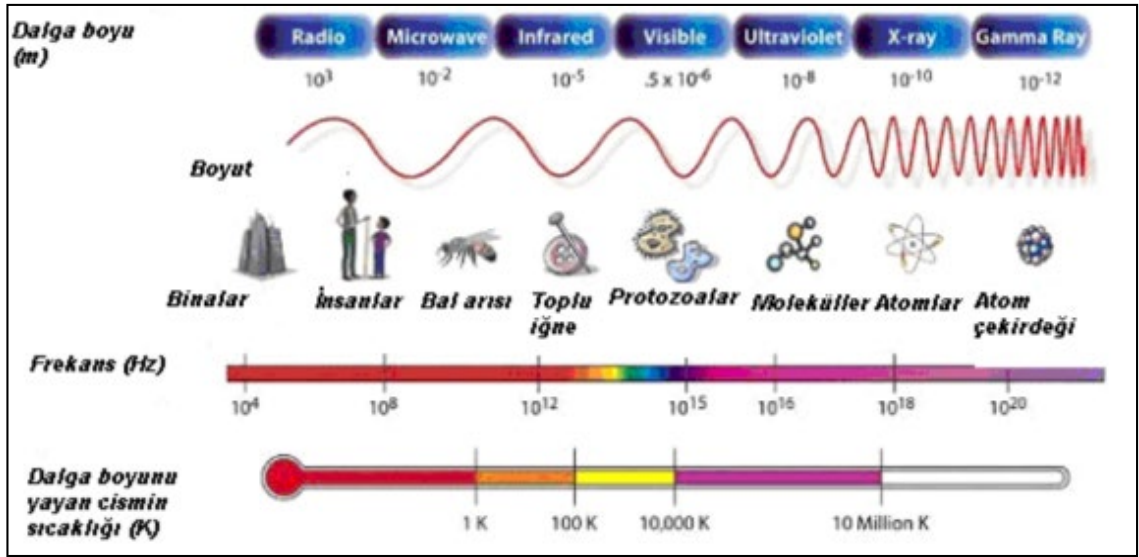
Bu tez çalışmasında baş-boyun hastalarının Hacimsel Modülasyonlu Ark Tedavi (VMAT) tekniği kullanılarak iki boyutlu kV ve üç boyutlu CBCT görüntüleri yardımıyla, PTV marjlarının istatistiksel analizinin yapılmasını kapsamaktadır. Bu sonuçlar kullanılarak set-up farklılıklarının doz dağılımına etkisi ve PTV marjlarının yeterliliği istatistiksel olarak değerlendirildi.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Elektromanyetik Radyasyon

Elektromanyetik (EM) dalga veya parçacık şeklindeki enerji yayılımına ya da aktarımına radyasyon adı verilmektedir. Alfa, beta ve gama gibi ışınlar saçarak parçalanma yaşayan maddeye radyoaktif madde denir. Parçalanma sonucu yayılan alfa, beta ve gama gibi ışınlara ise radyasyon adı verilmektedir.

X ve gama ışınları, radyo dalgaları, mor ötesi ışınları elektromanyetik radyasyonlardan oluşmaktadır. Bu radyasyonlar foton denilen enerji paketlerini içermektedir ve ışık hızında hızları ile dalga boyu ve frekansları farklılık göstermektedir. Her bir fotonun taşıdığı enerji $E = h\nu$ 'dir. Burada; E = enerji (eV), h = Planck sabiti ($6,627 \times 10^{-34}$ joule/saniye), ν = frekans olarak belirtilmektedir (Tanır vd. 2013).



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum (NASA 2015)

Şekil 2.1’de EM spektrum verilmektedir. EM spektrumda X-ışını ile kızıl ötesi ışık bölümü arasında kalan ışınlar ise atom yörüngesinden kaynaklı radyasyona örnek gösterilebilmektedir. Bu spektrum üzerindeki X ve γ -ışınları, iyonlaştırıcı radyasyon etkisine sahipken, spektrum üzerindeki diğer dalgalar iyonlaşma etkisinden uzak zayıf enerjiye sahip radyasyon etkisi yaratmaktadırlar.

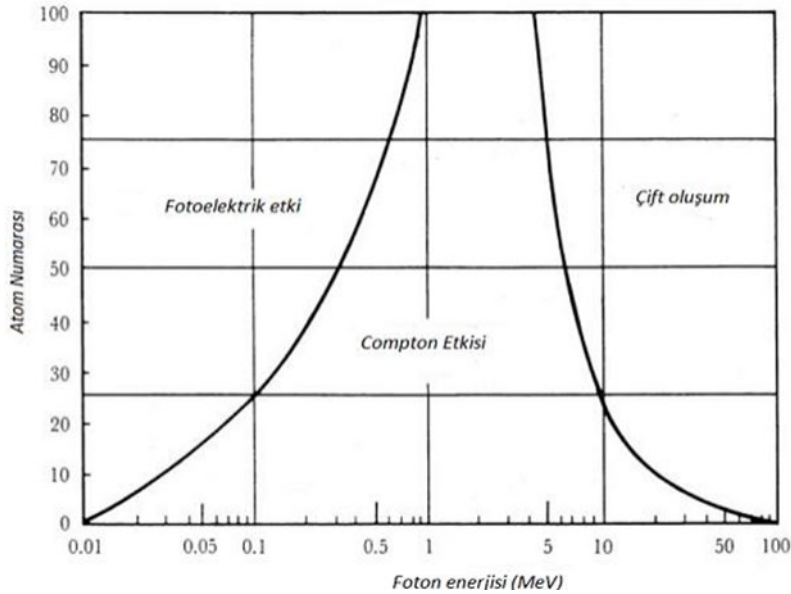
İyonlaştırıcı etkisinin yanı sıra iyonlaştırıcı etkisi olmayan radyasyon olarak ikiye ayrılmaktadır. Madde ile etkileşimine göre radyasyonu iki sınıfa ayırmak mümkündür. İyonlaştırıcı etkiye sahip radyasyon, maddeyi direkt ya da endirekt olarak iyonize etmektedir ve yüklü parçacıkları temsil etmektedir. İyonize etkiye sahip olmayan radyasyon ise maddeyi iyonize etmez ve yüksüz parçacıkların maruz kaldığı etkileşimleri temsil etmektedir (IAEA 2000).

2.2. Elektromanyetik Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Elektromanyetik radyasyon maddenin atomları tesir kesiti, etkileşim olasılığı veya foton enerjisi ve maddenin atom numarası Z ' ye bağlıdır.

Madde içerisinden geçtiğinde foton, atom çekirdeği ile ve ya yörüngedeki elektron ile etkileşime girmektedir. Durgun kütleye sahip olmayan fotonlar her zaman ışık hızı ile hareket etmekte ve bir dalga olmasına karşın parçacık gibi davranarak etkileşime girmektedir. Fotonların enerjileri $h\nu$ olarak hesaplanırken fotonların momentum değerleri ise h/λ hesaplanır ve enerjileri momentum cinsinde $E = pc$ şeklinde ifade edilmektedir.

X ışınları ve γ ışınlarının madde ile etkileşimleri sonucu üç mekanizma ile enerji kaybına uğrayarak enerjileri soğurulmaktadır. Şekil 2.2'de bu üç durum gösterilmektedir. Bu mekanizmalardan birisi atomun bağlı olduğu elektronlarıyla etkileşme (fotoelektrik olay), diğeri atomda zayıf bağ ile bağlanmış elektronlarla etkileşme (compton olayı), bir diğeri ise pozitif/negatif elektron çiftleri meydana getirme yoluyla enerji transferidir (çift oluşum olayı).



Şekil 2.2. Elektromanyetik radyasyonun madde ile üç temel etkileşimlerine ait bölgelerin foton enerjisi ve atom numarasına bağlı gösterimi(IAEA 2000)

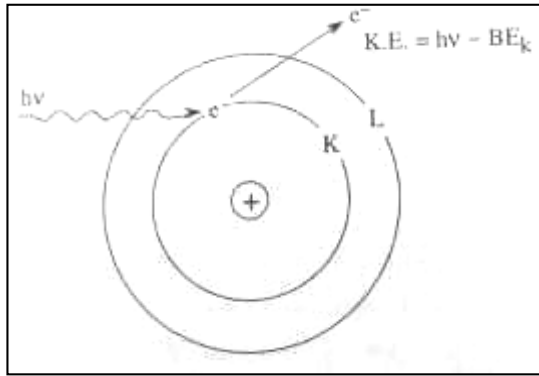
2.2.1. Fotoelektrik olay

10 KeV ve 500 KeV arasındaki düşük enerjilere sahip olan foton için önemi büyük olan bir kayıp mekanizmasıdır (Güler vd. 1994). 1905 yılında Einstein tarafından ortaya atılan teoriye göre, ν frekansına sahip foton $h\nu$ enerjisi ile metal bir yüzeye çarparak (eğer ki $h\nu$ yeterli bir enerjide ise) fotonun çarptığı metal yüzeyden bir elektron kopmaktadır. Bu olayda fotonun anlık şekilde tek bir elektrona transfer ettiği enerji, eğer metalin iş fonksiyonundan yüksek ise elektronun kopmasını sağlar. Eğer enerji çok düşükse,

herhangi bir elektron kopmaz ve fotonlar $h\nu$ enerjilerinin tamamını maddenin atomlarına sıkı bağlanmış elektronundan birisine aktarıp kaybolmaktadır. Bununla birlikte eğer foton, iş fonksiyonundan (Φ) yüksek bir enerjiye sahipse, bu fazla enerji kopan elektronun kinetik enerjisine dönüşür (Khan 2003).

$$K_{\max} = h\nu - \Phi \quad (2.1)$$

Burada elektronun kinetik enerjisi (K_{\max}), foton enerjisinin ($h\nu$) ve metalin iş fonksiyonu (Φ) olarak tanımlanmaktadır. Şekil 2.3’de Fotoelektrik etkinin şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.3. Fotoelektrik etkinin şematik gösterimi (Tanır vd. 2013)

Bu etkileşimler atomun bazı yörüngelerinde (K, L, M, N) bulunan elektronlar ile olmaktadır. Elektronlar atom yörüngesinden fırladığında, yörüngelerde bir boşluğu gerilerinde bırakırlar. Belli bir süre sonunda bu boşluklar dış yörüngelerdeki bir elektronla doldurulmakta ve bu sırada X-ışını yayılmaktadır. Bu olay yaşanırken atomda x-ışını soğurulmasıyla birlikte, tek enerjili auger elektronlarının üretilmesinin ihtimali olmaktadır.

2.2.2. Compton etkileşimleri

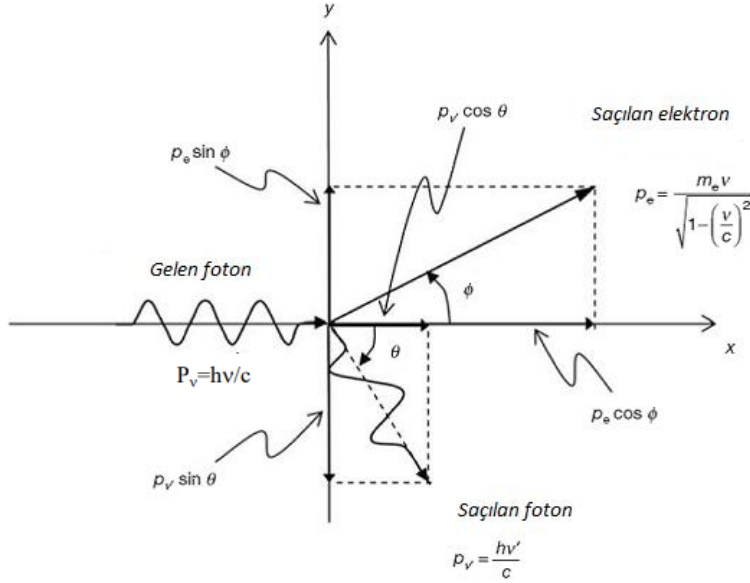
Bu saçılma etkileri genellikle orta enerji (0,5-1,0 MeV) gama ışınlarında önemlidir ve doku benzeri düşük atom numarasına (Z) sahip maddelerde 0,1 MeV altında da baskın olabilmektedirler. Compton saçılması Şekil 2.4’de gösterildiği üzere bir foton ve serbest/çok gevşek bağlı elektronlar arasında oluşan bir çarpışma olayı olarak tarif edilmektedir. Bu etkileşim sonucunda enerji ve momentumdaki korunum sağlanır (Khan 2003).

Bu etkileşim olayında gelen foton enerjisinin bir kısmı elektrona kinetik enerji şeklinde verilmektedir. Elektron θ açısıyla yayınlanırken, foton azalmış enerjisi ile yönünü değiştirir ve ϕ açısı ile saçılmaya uğramaktadır. Compton olayında aşağıdaki Einstein bağıntısı geçerli olmaktadır:

$$h\nu = h\nu' + \frac{1}{2} mV^2 \quad (2.2)$$

Burada; $h\nu$ gelen foton enerjisini, $(1/2) mV^2$ terimi ise atomdan çıkmış elektrona ait kinetik enerjisi ifade etmektedir. Diğer bir ifade ile X ve ya gama ışın fotonlarının

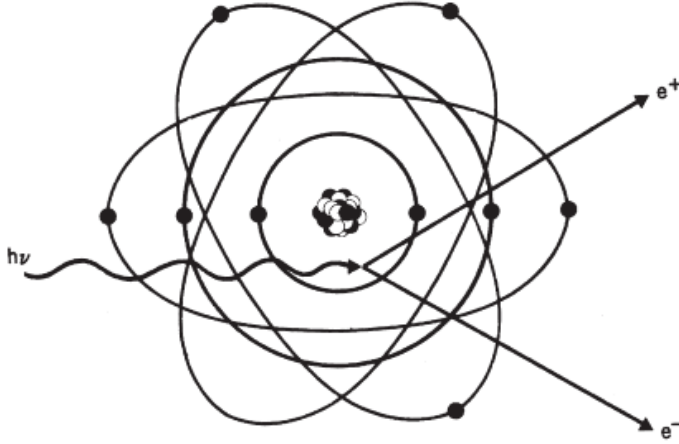
elektronlarla etkileşimleri sonucunda enerjilerinin bir kısmı elektrona kinetik enerji olarak verilmekte, buna bağlı olarak ta kendileri azalmış bir enerjiyle farklı doğrultularda yayılmasıdır. Bu olay sonucu meydana gelmiş yüksek enerjideki elektron “Compton Elektronu” olarak bilinir ve bu elektronlar, foto elektronlar gibi ikincil bir iyonizasyon meydana getirmekte ve soğurulmaktadır. Zayıflamış X veya gama ışın fotonlarıysa ya diğer compton etkileşimleriyle enerjilerini kaybetmekte ya da fotoelektrik olay ile soğurularak tamamıyla kaybolmaktadır. Bu elektron tıpkı bir foto elektron gibi ikincil iyonizasyon meydana getirmekte ve soğurulmaktadır (Fasso 2006).



Şekil 2.4. Compton saçılması için şematik gösterimi. $h\nu$ enerjiye sahip bir foton serbest sayılan bir atomun elektronu ile etkileşerek Compton elektronu olarak Ek enerjisine sahip bir elektron atomdan ayrılır ve $h\nu' = h\nu - E_k$ enerjiye sahip bir foton saçılması meydana gelir (IAEA 2000).

2.2.3. Çift oluşum

Fotonlar, elektron ve pozitron çifti üreterek yok olmaktadır. Elektron ile aynı kütleye sahip ve yükü pozitif olan elektronlara pozitron denmektedir. Çift oluşum olayı enerjisi 1,02 MeV'in üstünde olan yüksek enerjiye sahip fotonlar ile meydana gelmektedir. $E = mc^2$ prensibi gereği bu etkileşim olayında foton, atom çekirdeğindeki EM alanla kuvvetli bir şekilde etkileşirken bütün enerjisini vererek negatif veya pozitif elektronları içeren bir çift meydana getirmektedir. Oluşan bu çift, içerisinde oluştukları elektrik alanında ters yönlerde etkilenerek birbirinden uzaklaşmaktadır. Elektrona ait serbest kütle enerjisinin 0,511 MeV olması nedeniyle, çift oluşum olayında eşik enerjisi 1,02 MeV'dir, çünkü elektron çiftinin oluşumu için minimum 1,02 MeV enerji gerekmektedir. Eşik enerjisinin dışında kalan foton enerjileri, parçacıkların kendi aralarında kinetik enerji olarak paylaşılmaktadır (Fasso 2006).



Şekil 2.5. Çift oluşum (Powsner vd. 2013).

2.3. Lineer Hızlandırıcılar

William Röntgen 1895 yılında X-ışınlarını, 1896'da ise Henry Becquerel tarafından radyoaktivite keşfedilmiştir. Bu keşiflerle birlikte, kısa bir süre içerisinde yapay ve doğal iyonize edici radyasyonlar tıpta görüntüleme ve tedavi amacı ile kullanılmaya başlanmıştır.

X-ışınları, havası alınan cam tüpün içerisinde, flamandan çıkmış elektronların yüksek bir gerilimin altında hızlandırılmasıyla ve tungsten hedefe çarptırılmasıyla elde edilmektedir. X-ışınlarının maksimum enerjileri 1 MV'e kadar çıkmaktadır. Ancak, daha yüksek enerjilere sahip X-ışınlarının elde edilebilmesi için voltajı arttırmak mümkün olmamaktadır ve buna yalıtım sorunu neden olmaktadır. (Çetingöz 2015).

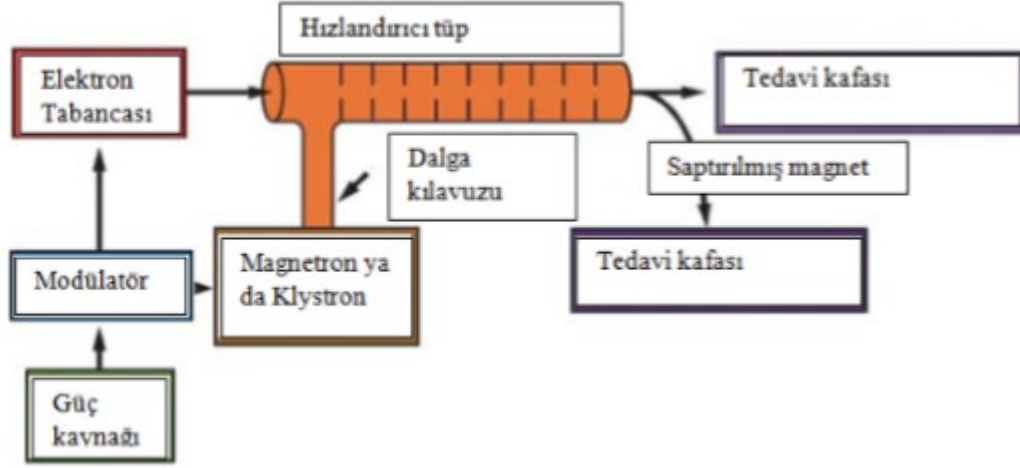
Lineer hızlandırıcılar; çok enerjili X-ışını ve elektronlar üreten bilgisayar kontrollü cihazlardır. Enerjileri 1 MV'den büyük olan X-ışınları mega voltaj ışınlar olarak sınıflandırılmaktadır. Bu cihazlar, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak yüklü parçacıkları hızlandırmaktadır. 6 MeV'den küçük enerjide elektronlar düz olarak çıkıp yüksek atom numaralı Tungsten'den yapılmış hedefe çarparak X-ışınları oluşturulmaktadır. Daha yüksek enerjiye sahip elektronlar genelde 270 derece döndürülerek hedefe çarptırılır ve X-ışınları oluşturulmaktadır (Öztürk 2010).

Lineer Hızlandırıcı, temel olarak modülatör, elektron tabancası, RF (radyo frekans) güç kaynağı (magnetron veya klystron), hızlandırıcı tüp ve kolimatör sisteminden oluşmaktadır (Lauger 1995).

Lineer hızlandırıcı cihazına ait olan diğer bir aygıt elektron tabancasıdır ve modülatör tarafından tetiklenmektedir. Ürettiği 15-50 keV enerjili elektronları modülatör uyarısı ile saniyede bir kaç yüz kere hızlandırıcı tüpe göndermektedir.

RF güç kaynağı, modülatör aracılığıyla eş zamanlı olarak tetiklenmektedir. RF güç kaynağı, hızlandırıcı tüpe elektron tabancası tarafından gönderilen elektronları hızlandırmak için 3000 MHz frekanslı elektromanyetik (mikro) dalga üretmektedir.

Elektronlar hızlandırıcı tüp içerisinde bu mikrodalgaların elektrik alanı etkisiyle hızlandırılmaktadır.



Şekil 2.6. Lineer Hızlandırıcı Cihazının blok diyagramı

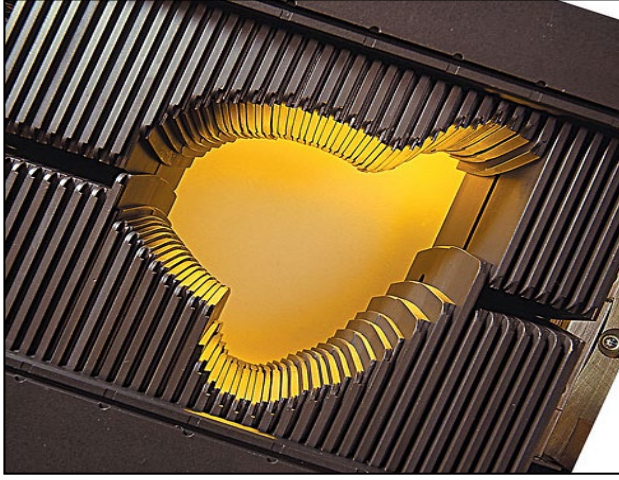
Magnetron; RF güç kaynağı olarak kullanılan bir ayardır ve mikro saniyeler süren mikrodalga atımları üretmektedir. Her atım içerisindeki mikrodalgaların frekansı 3000 MHz' dir ve 6 MV gibi düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda magnetronların çıkış gücü 2 MW olmaktadır. Klystron ise diğer bir RF güç kaynağı olarak kullanılmaktadır. (Çetingöz 2015).

Hızlandırıcı tüpler, içerlerinde birçok bakır mikrodalga rezonans oyuğuna sahiptir. Tüp uzunluğu elde edilmek istenen elektron enerjisine göre değişmektedir. Demetleyici ve hızlandırıcı olarak iki bölümden oluşmaktadır.

Kolimatör sistemleri kurşun, tungsten veya kurşun-tungsten alışımları gibi yüksek yoğunluklu kalın bir tabaka ile çevrilidir. Sistemin yapısında; hedef, saçıcı filtre, düzenleyici filtre, iyon odası, primer (sabit) ve ikincil (hareketli) jawlar (çeneler), çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ve radyasyon alanını taklit eden ışık sisteminden oluşur. Bu ışık lokalizör sistemi yardımıyla ışık kaynağı ve ayna kullanılarak tedavi alanının gösterilmesi için kullanılır. İkincil kolimatörler (çeneler), kurşun ya da tungsten malzemeden yapılmış olup, tedavi alanlarını belirlemekte ve elektronlar içinse aplikatörler kullanılmaktadır (Khan 2003).

Kolimatör sisteminde, radyasyon alanlarının şekillendirilmesini sağlayan, birbirinden bağımsız hareket eden, ince ve yoğunluğu yüksek metal birçok plakanın oluşturduğu, Şekil 2.7'de gösterilen ÇYK olarak adlandırılan bölüm oldukça önemlidir. ÇYK' de yaprakların sayısı, kalınlıkları, radyasyonu geçirgenliği, yapraklar arası sızdırmazlık, diverjans özelliği ve yaprak hızları üretici firmalara bağlı olarak değişmektedir. (Çetingöz 2015).

Medikal alanda kullanılan modern lineer hızlandırıcılar, standart kolimatörleri kullanmak yerine çok yapraklı kolimatörleri kullanmaktadır. (Van Dyk 1999).



Şekil 2.7. Çok yapraklı kolimatör sistemi (ÇYK) (Çetingöz 2015)

Lineer hızlandırıcıyı oluşturan bölümlerden birisi gantridir. Gantri radyasyon kaynağının yatay eksen üzerindeki dönüşünü sağlamaktadır. Gantrinin yatay eksen üzerindeki dönme hareketi, kolimatörde alanın merkezinden geçmekte olan dik eksek etrafında dönmesiyle gerçekleşmektedir. Gantri dönme eksenine kolimatörün dönme ekseninin kesiştiği noktaya izosantr denir. Modern lineer hızlandırıcılarda gantri aksında 360° dönmektedir. Üç dönme eksenli, izosantr adı verilen bir noktada kesişir. Masa yüzeyi toplam 6 derecelik serbestlik için üç yönden çeviri yapabilmektedir (Gunderson 2012).

2.4 Radyasyon Tedavisinin Tanımı ve Tarihçesi

Radyasyon tedavisi; kanser tedavisinde elektronlar, gama ışınları ve X-ışınlarının kullanıldığı bir tedavi yöntemidir (AAPM, Low 2011).

İyonizan radyasyonun tıp alanında kullanımı, 1895'te Röntgen'in X-ışınlarını keşfi ve 1898'de Curie'nin Radyum'u bulmasından günümüze kadar kullanılmaktadır. İyonizan radyasyonun ilk uygulamaları çoğunlukla oluşan yan etkiler sebebi ile başarılı olamamış ve 1920'li yıllara kadar bu yan etkilerden dolayı radyasyon tedavisinde etkin bir şekilde uygulanamamıştır.

Daha sonraki yıllarda radyasyon fiziği alanında önemli gelişmeler olmuştur. Radyasyon ile tedavi ile ilgili tedavi protokolleri belirlenmiştir. 1943 yılında Betatron, 1951'de Co-60 teleterapi ünitesi, 1952 yılında lineer hızlandırıcı geliştirilmiştir. Günümüzde ise gelişen teknoloji ile yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi ve multileaf kolimatörlü radyasyon tedavisi cihazları yaygın olarak kullanılmaktadır.

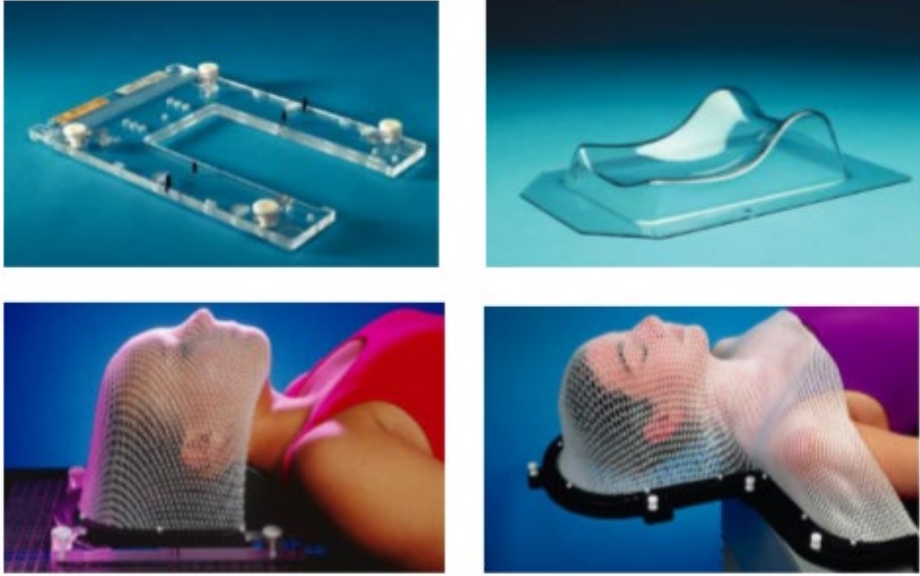
2.5 Radyasyon tedavisinin amacı

Radyasyon tedavisinde amaçlanan, risk altındaki organların alacağı radyasyon dozunun en aza indirilmesiyle birlikte hedef hacim dozunun maksimize edilmesidir (Low 2011). Bu amaca ulaşmak için hedefin sınırlarını ve hedefin tedavi için doğru yerde olup olmadığının saptanması gerekmektedir (Little 2003).

2.6 Radyasyon tedavisinin süreci

2.6.1 Hasta pozisyonlandırma ve İmmobilizasyon süreci

Hastaya tanımlanan dozun en hassas şekilde verilebilmesi için; tedavi boyunca hasta pozisyonunun bozulmaması, her tedavide aynı pozisyonun sağlanması gereklidir. Bu sırada hasta konforunun mümkün olan en üst düzeyde tutulması önemli bir zorunluluktur. Baş boyun kanserli hastalarda pozisyonu sabitlemek tedavi sırasında hareketsizliğini sağlamak için değişik tip ve büyüklükte termoplastik maskeler, baş-boyun destekleri kullanılır.



Şekil 2.8. İmmobilizasyon sistemleri, termoplastik maskeler

2.6.2 BT(Bilgisayarlı tomografi)

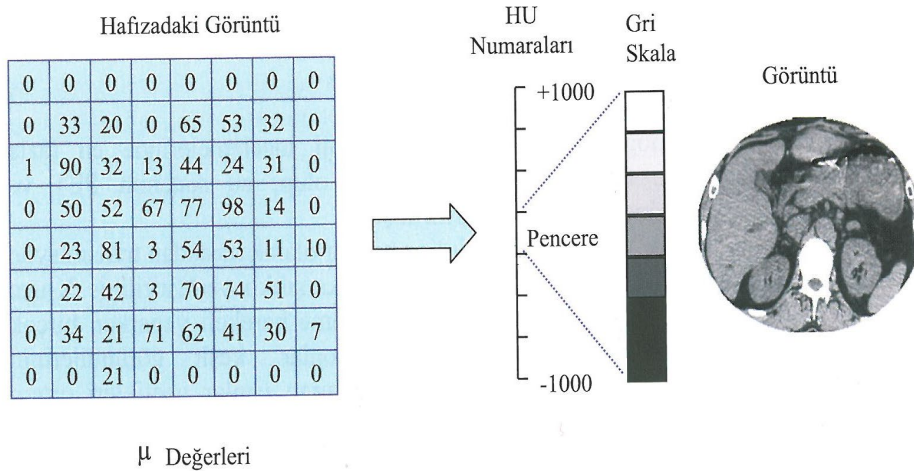
Bilgisayarlı tomografi X-ışını kullanarak kesitsel görüntü alınmasını sağlar. BT aygıtında tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi olmak üzere üç kısımdan oluşur.

Tarayıcı ise kendi içinde hasta masası ve gantriden oluşur. Gantri içerisinde tüp ve dedektör sistemi bulunur. Her kesit alma işleminden sonra masa bir miktar hareket ettirilir. Bu şekilde hastanın incelenen bölgesinden ardışık kesitler alınabilir. BT kesit alma esasına dayanan bir görüntüleme yöntemidir. Hasta vücudundan geçirilen X-ışını

demeti diğer uçta X-ışınlarına hassas bir dedektör zincirine ulaşır. Dedektörlere ulaşan X-ışınları ortamdaki elektron yoğunluğuna göre zayıflamaya uğrar. Dedektörlerde saptanan bu zayıflama miktarı bilgisayarlarla değerlendirilir.

Bilgisayar ünitesine gelen tarayıcı bilgileri birçok matematiksel işlem ve algoritmalarla değerlendirilip işlendikten sonra sayılardan oluşmuş bir haritaya dönüştürülür. Her bir vokselde hesaplanan X-ışını zayıflatma değerini standart bir değer ile belirtmek amacıyla Hounsfield skalası olarak adlandırılan bir referans sistemi kullanılmaktadır.

Gri ölçeklendirme (skalama) yöntemi ile farklı yoğunluktaki ortamlardan geçen X-ışınlarının değerleri attenuasyon (zayıflama, güç yitimi) sayısal olarak saptanır. Her pikselin bir sayısal karşılığı vardır. Bu sayılar suyun attenuasyon değerini sıfır kabul eden bir skalaya göre düzenlenmiştir. + 1000'den - 1000 'e kadar uzanan bu skalaya Hounsfield skalası, sayılara da "Hounsfield Unit" (HU) adı verilir. Suyun attenuasyon değerinin sıfır olduğu bu skalada, attenuasyonu yüksek olan yumuşak doku, kemik gibi yapılar skalanın pozitif tarafında, attenuasyon değerleri sudan daha düşük olan yağ ve hava gibi maddeler de skalanın negatif tarafında dizilirler. Örneğin; yumuşak dokuların yoğunluğu + 40 ile + 60 HU; yağınki ise - 60 ile - 100 HU arasındadır. Hava - 1000 HU değerindedir.



Şekil 2.9. X-ışını azalım katsayılarının (μ) BT numaralarına dönüştürülmesi

2.6.3 Set-Up (kurulum)

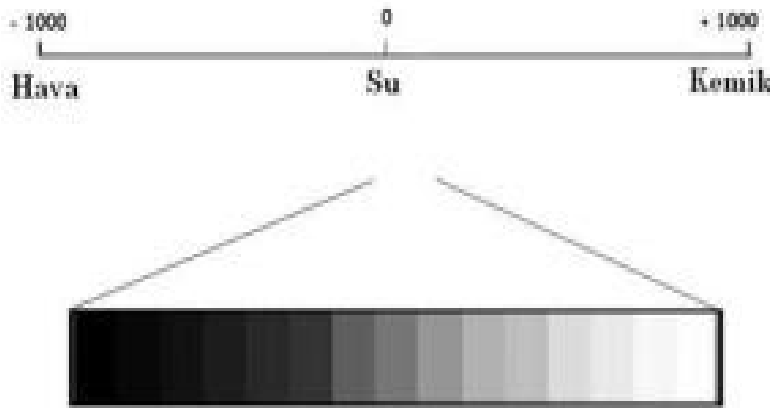
Bilgisayarlı Tomografi çekimi öncesinde yapılan işaretlemeler merkez alınarak, tedavi edilecek hedefin bulunduğu bölgeye koordinat sisteminde yapılan kaydırmalar ile ulaşılır ve bu işlem Set-up olarak adlandırılmaktadır (İnal 2016).

2.6.4 Set-Up hataları

Radyasyon tedavisi sürecinde geometrik belirsizliklerin önemli bir kaynağı, hasta yerleştirme sırasındaki set-up (kurulum) hataları olmaktadır. Bu hatalar, sistematik hatalara (aynı yönde ve büyüklükte meydana gelen tekrarlanabilir tutarlı hatalar) ve rastgele hatalara (yön ve büyüklük bakımından farklılık gösterir) ayrılmaktadır. Rastgele hatalar doz dağılımını bulanık hale getirirken, sistematik hatalar kümülatif doz dağılımının kaymasına neden olmaktadır. Bu hatalar genel tedavi başarısında önemli bir rol oynadığından, radyasyon tedavisi sırasında bu hataları en aza indirmek ve kalan geometrik belirsizlikleri telafi etmek için CTV çevresinde emniyet marjlarını (sınırları) uygulamak temel öneme sahip olmaktadır (Mesias 2016).

Radyasyon tedavileri öncesinde kilovolt (kV) radyografik görüntüleme gibi iki boyutlu (2B) görüntüleme sistemleri ile dijital olarak yeniden yapılandırılmış röntgen filmi (DRR) görüntüleri eşlenerek 2B’de tedavi merkezi doğrulaması yapılmaktadır. Günümüzde modern hızlandırıcılara entegre edilen Konik Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi (CBCT) ile üç boyutlu (3B) görüntüler elde edilmektedir. Bu 3B görüntülerle planlama sırasında alınan Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri eşlenerek hastanın set-up(kurulum) farklılıkları tespit edilmektedir. Tedavi süresince periyodik olarak alınan bu görüntüler, 2B-2B ya da 3B-3B olarak ya kemik yapıların ya da hacimsel olarak hedef hacimlerin sistem tarafından gri skalaya göre oturtulması ve/veya kritik organların eşleştirilmesi sonucu sağ-sol (RL), superior- inferior (SI) ve anterior- posterior (AP) yönlerindeki set-up (kurulum) farklılıkları belirlenmektedir (Kang 2010).

BT’ de her bir vokselde hesaplanan X-ışını zayıflatma değerini standart bir değer ile belirtmek amacıyla Hounsfield skalası olarak adlandırılan bir referans sistemi kullanılmaktadır. Hounsfield skalasında (HU) X-ışını attenuasyon değerleri -1000 ve 1000 arasında 2000 birim içerisinde sınıflandırılmıştır.



Şekil 2.10. Gri Ölçeklendirme (skalama)

Alınan kesitteki pikseller attenuasyon değerlerini gösteren bir sayı taşırlar. Bu sayıları görüntü şekline dönüştürmek için gri bir skala kullanılmaktadır. Pikseller taşıdıkları değerin karşılığı olan gri tonla boyanmaktadır.

2.7 Hedef Hacmin Belirlenmesi

Radyasyon tedavisinin en zor ve önemli basamağı risk altındaki organlar ve hedef hacmin belirlenmesidir. Risk altındaki organ ve hedef hacim belirleme işlemi, radyasyon onkoloğu tarafından gerçekleştirilir. Tedavi alanı içerisine giren risk altındaki organlar tedavi alanı boyunca her BT kesitinde belirlenmektedir.

Set-up hatalarından kaynaklı doz kayıplarını engellemek için hedef hacme marjlar verilerek yeni hacimler oluşturulmaktadır. Radyasyon tedavisi alanları, hedef hacme belirli bir marjla çizilen bölgeyi tarif edecek şekilde belirlenmektedir. Hedef hacme verilen bu marjların büyüklüğü tedavi belirsizliklerine bağlı olup, mümkün olduğunca küçük olmaktadır (İnal, 2016).

Bu marjlar Uluslararası Radyolojik Birimler ve Ölçümler Komisyonu'nun (ICRU) 50 ve 62. raporlarında belirlenmiştir. Bu marjları tanımlamaktaki amaç; dozimetrik ve mekanik belirsizlikleri ayrıca görüntüleme ve tedavi üniteleri arasındaki uyumsuzluklardan çıkabilecek sorunları en aza indirmektir (ICRU, 1999). Belirlenen hacim kavramları, tümör hacmi (GTV), klinik hedef hacim (CTV), planlanan hedef hacim (PTV), tedavi hacmi (TV), ışınlanan hacim (IV) gibi kavramlardır (Tunçel, 2002).

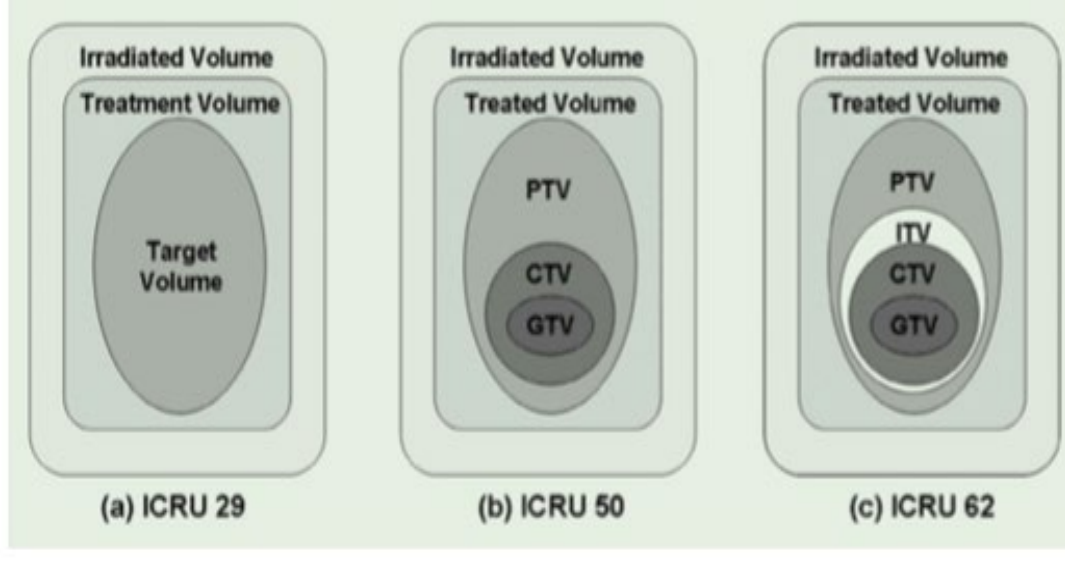
GTV (Görüntülenebilir Tümör Hacmi); Tıbbi görüntüleme veya fiziki muayeneyle saptanan tümör hacmidir (ICRU 50).

CTV (Klinik Hedef Hacim); GTV' ye tıbbi görüntüleme veya fiziki muayene yöntemleriyle belirlenemeyen olası mikroskobik tümör yayılımının eklenmesi ile belirlenir (ICRU 50).

PTV (Planlanan Hedef Hacim); CTV' ye hasta ve organ hareketi ve hasta set-up' ı sırasındaki hataların boyutunun hacimsel olarak eklenmesi ile oluşturulur (ICRU 50).

TV (Tedavi Hacmi); Her kesitte PTV yani tedavi edilmek istenen alanın istenilen dozu alabilmesi için PTV' den daha geniş bir hacim oluşturulması ile elde edilir. Bu alan TV olarak adlandırılmaktadır (ICRU 62).

IV (Işınlanan Hacim); Her organa özgü tolerans dozuna göre anlamlı doz alan tüm normal doku hacmini de içermektedir. Bu alandaki doz hem gerçek doz değeri hem de PTV için belirlenen radyasyon dozunun yüzde olarak oranı belirtilmelidir (ICRU 62).



Şekil 2.11. ICRU hedef tanımlamaları

2.8 Görüntü Çakıştırma ve Füzyon

Sayısal görüntülerin uzaysal olarak hizalanması işlemine görüntü çakıştırma denir. Böylece ortak noktalar veya bölgeler basit bir şekilde ilişkilendirilebilir.

BT, PET, US ve MR gibi farklı cihazlardan gelen görüntülerin lineer hızlandırıcı cihazında elde edilen görüntülerin çakıştırılır. Böylece elde edilen görüntülerdeki yapıların konumlarının boyutunun, şeklinin değerlendirilmesi sağlanmaktadır.

Görüntü çakıştırma ile birlikte tedavinin planlanması, hastalığın gelişimi veya hedef hacmin tedaviye yanıtının izlenmesi kolaylaşmaktadır.

2.9 IGRT (Görüntü Rehberliğinde Radyasyon Tedavisi)

Radyasyon tedavi yöntemlerinin ve tedavi alanlarının doğrulanmasını sağlayan bir teknik olarak kullanılmaktadır (Goyal 2014).

IGRT, radyasyon tedavisi öncesinde yapılan görüntüleme ile tedavi sırasında veya sonrasında elde edilen görüntülerin karşılaştırılarak değerlendirilmesi ve tedavi sürecinde oluşabilecek hataların oluşmamasını sağlamaktadır.

Işınlanan bölgenin doğruluğunun tespiti ilk başlarda radyografik filmlerle portal görüntülemeyle yapılırken daha sonra elektronik portal görüntüleme şeklinde dijital görüntülerle yapılmaya başlandı. Görüntüler, gelişen bilgisayar teknolojisi yardımıyla konvansiyonel lineer hızlandırıcılara eklenen X-ışını tüpü ile kilovoltaj bilgisayarlı

tomografi (kV-CBCT) veya tedavide kullanılan tedavi demetinin enerjisi düşürülerek megavoltaj bilgisayarlı tomografi (MV-CBCT) ile alınmaktadır.

2.9.1 kV-kV görüntüleme

Lineer hızlandırıcı tabanlı görüntüleme yöntemidir. Lineer hızlandırıcı cihazı üzerinde bulunan robotik kollarda monte edilen görüntü algılayıcı panel yardımıyla görüntü elde edilir

X-ışını tüpü lineer hızlandırıcının merkezi ışın eksenine göre ortogonal şekilde açılıp kapatılabilen bir kol üzerine monte edilmiştir. Görüntüler X-ışını tüpünün karşısına yerleştirilmiş düz panel dedektörleri tarafından oluşturulur.

X-ışını tüpü ve dedektörün hasta etrafında dönmesi ile istenilen açılarda statik X-ışın görüntüleri alınabilmektedir. Bu şekilde elde edilen görüntüler tedavi planlamada oluşturulan DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) görüntüleri ile karşılaştırmada

2.9.2 kV-CBCT görüntüleme

Düşük enerjili X-ışını kullanılarak elde edilen görüntülerdir. Düşük enerji kullanımı yumuşak doku görüntülerinin elde edilmesini sağlamaktadır.

Görüntüleme sırasında yer çekimi etkisi ile X-ışını tüpü ve dedektör dönme hızında küçük değişikliklere neden olur. Hızdaki bu değişim demet sertleşmesi ve saçılması gibi sebeplerden dolayı görüntü kalitesine etki edebilir. Periyodik olarak yapılan kalite kontrol programları ve düzeltme algoritmaları ile görüntü kalitesinde bozulma minimize edilebilir (Siewerdsen 2006).

Son yıllarda kilovoltaj geniş huzmeli BT (kV-CBCT), RT için önemli bir araç haline gelmiştir. kV-CBCT, konik demet şekilli x-ışını kullanır ve yazılım vasıtasıyla hacimsel görüntünün oluşumu sağlanır. X-ışını tüpü ve algılayıcı paneli, lineer hızlandırıcı tedavi kafasına göre ortogonal olarak monte edilmiştir. Bu görüntüleme de tanısal görüntüleme kalitesi iyi olmasa da; kemik, bazı anatomik bölgeler ve yumuşak doku görüntülemesi için yeterli görüntüler üretir. Doz aralığı, görüntü başına 0.2-2 cGy olarak literatürde rapor edilmiştir (Islam vd. 2006; Amer vd. 2007; Ding vd. 2010). Çekim süresinin uzunluğundan dolayı meydana gelen hareket bulanıklığı, hacimsel görüntü elde edilmesinden ötürü radyasyonun saçılması ve görüntü hataları meydana gelmektedir.



Şekil 2.12. kV görüntüleme sistemleri ve XVI ile Elekta Synergy® Lineer Hızlandırıcı

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Materyal

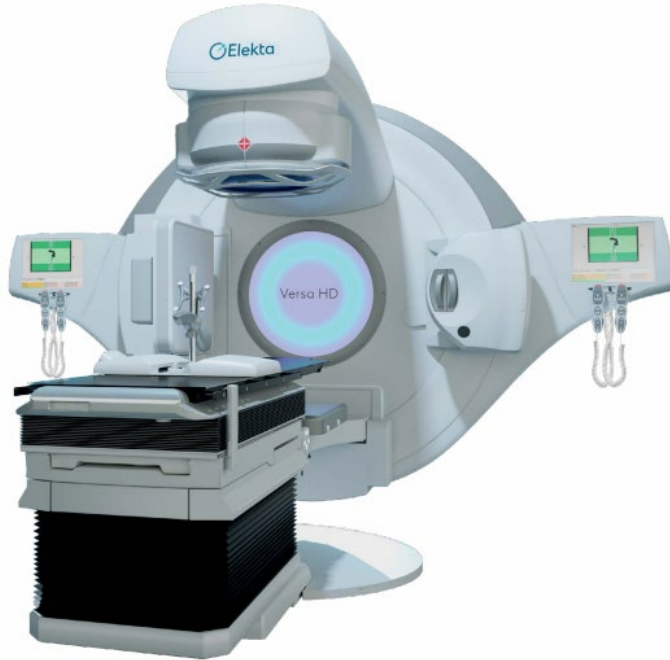
Bu çalışma Adana Şehir Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkoloji Ünitesi'nde yapılmıştır. Kullanılan araç ve gereçler aşağıda listelenmiştir:

- Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı
- Philips Big Bore Bilgisayarlı Tomografi

3.1.1 Elekta Versa HD model lineer hızlandırıcı

Çalışmada Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı cihazı kullanıldı. Cihazın çok yapraklı kolimatör yapısı 160 adet liften oluşmakta olup her bir lif eşmerkezde 0,5 cm genişliğindedir. Alan eşmerkezde 40x40 cm² büyüklüğündedir. Lif geçirgenliği ve sızıntısı yaklaşık olarak % 0,5'tir. Efektif lif hızı 65 mm/s'dir (Elekta 2014). Her bir arkta 1026 dinamik kontrol noktası bulunmakta ve ÇYK hareketi 2 kat daha hızlı hareket ettiği için ışın şekillendirmesini yüzde 60 daha hızlı yapmaktadır. Bu da ışınlamaların hızında büyük bir zaman kazanımına yol açmaktadır. 5 kat daha az doz sızıntısına sahip ÇYK yapısı sayesinde, sağlam organların radyasyondan etkilenmesini en aza indirirken ikincil kanser oluşum risklerini en düşük değerlere sahiptir (ELEKTA 2017). Şekil 3.1'de Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı gösterilmektedir.

Robotik 6B konumlandırma ile masanın rotasyon (x, y, z) hareketini de kontrol etmektedir.



Şekil 3.1. Elekta marka Versa HD model Lineer Hızlandırıcı Cihazı

3.1.2. Philips Big Bore Bilgisayarlı Tomografi

Çalışmada Philips marka Big Bore model bilgisayarlı tomografi cihazı kullanıldı. Hasta masası 244 cm boyu ve eni 44 cm boyutlarında olup karbon fiber malzemeden üretilmiştir.

Philips Big Bore bilgisayarlı tomografi cihazı 85 cm çapında gantry açıklığı, 16 dedektör ve 60 cm pencere açıklığına sahiptir.

Konsolu sayesinde görüntüleme işlemi sonrasında tümör merkezini belirleme özelliğine sahip olup implantların oluşturduğu art efektleri azaltabilen OMAR özelliği bulunmaktadır. Z-DOM özelliği ile tüp akımını otomatik olarak kontrol ederek hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu azaltmaktadır.



Şekil 3.2. Philips Big Bore Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

3.2. METOT

Bu çalışmada baş-boyun kanseri hastalarının VMAT planlamaları için kV enerji mertebesinde 2B ve 3B BT-CBCT ile belirlenen set-up hataları karşılaştırılmıştır. Bunun için on baş-boyun kanseri hastasının IGRT süreçlerinde elde edilen kV enerji seviyesindeki iki boyutlu ve üç boyutlu CBCT görüntüleri incelenmiştir. Tüm VMAT tedavileri Elekta Versa HD Lineer Hızlandırıcı cihazında uygulanmıştır. Lineer hızlandırıcıya monte edilen X- ışını tüpü ve detektörden oluşan kV CBCT görüntüleme sistemi kullanılarak; 2B’de ortogonal kV-kV ve 3B’de hastanın tomografik görüntüleri

veren kV CBCT, XVI (X-ışınları Hacimsel Görüntüleme) sistemi kullanılarak elde edilen görüntüler kullanılmıştır.

Lineer hızlandırıcının gantry' si dikey düzlemde hareket eden kolimatör eksenini ile 360° lik tam dönüş yapabilir. İzosantr, kolimatör eksenini ile gantry ekseninin kesişme noktası olarak tanımlanır.

Işınlanacak bölgenin merkezi tedavi planlaması yapılırken, izosantr olarak ayarlanır. Tedavi öncesi yapılan IGRT görüntüsü ile cihazdan gelen BT görüntüsündeki işaretlemeler merkez sıfır noktası olarak alınır. Daha sonra ışınlanacak bölgenin merkezi bu noktaya göre koordinatlarla ifade edilir. IGRT den elde edilen görüntü ile karşılaştırılarak izosantr kaymasına üç boyutta ulaşılır.

Elde edilen izosantr kaymaları üç ekseninde olup bu eksenler; anterior posterior(AP) yani ön ve arka x eksenini olarak. RL(right left) sağ sol ye ekseninin ve SI(superior inferior) z ekseninde ki izosantr kayma değerlerini ifade eder.

Yaptığımız çalışmada 10 baş boyun hastasının haftalık iki adet iki boyutlu ve üç adet üç boyutlu tedavi öncesi görüntülemeleri yapıldı.

Her hasta için tedavisi süresince iki boyut ve üç boyut ayrı olmak üzere on bir ve on üç arası değişen tedavi öncesi görüntüleme elde edildi.

AP (x), RL (y) ve SI (z) koordinatlarındaki izosantr kaymaları belirlenerek, tedavi sırasında çevrim içi düzeltme protokolü uygulanarak bulunmuş olan x, y, z koordinatlarındaki set-up sırasında elde edilen izosantr kayma değerleri ayrı ayrı incelenmiştir. 2B'de ve 3B'deki set-up farklılıklarının ortalamaları, her hasta için tedavi süresince ortalama standart sapma (SD) değerleri ve tedavi süresince var olan sistematik (Σ) ve random (rastgele) hatalar (α) hesaplanmıştır.

Hesaplamalar 121 tane kV-kV ve 121 tane kV CBCT görüntü verisi kullanılarak üç koordinat için ayrı ayrı hesaplamalar yapılmıştır.

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 bulmamızı ve Van Herk ve ark. 'nın yaptıkları çalışmada önerdikleri gibi set-up hatalarına göre PTV oluşturmak için CTV' ye verilecek yeterli marjın değeri 3.1' deki gibi hesaplanmıştır

M marjın değeri (3.1) ile verilir:

$$M = 2,5 \cdot \Sigma + 0,7 \cdot \bar{\sigma} \quad (3.1)$$

Burada:

Σ : Popülasyon Sistematik Hatasını ifade eder ve ortalama bireysel sistematik hata değeri için (3.2)'nin karekökü ile elde edilir (Van Herk, 2004).

$\bar{\sigma}$: Popülasyon Random Hatası, yani bireysel random hata değeri setinin ortalamasıdır ve (3.3) ile verilir.

$$\Sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^p (m_i - \bar{m})^2}{p - 1} \quad (3.2)$$

$$\bar{\sigma} = \frac{\sum_{i=1}^p \sigma_i}{p} \quad (3.3)$$

(3.2)'deki parametreler için:

m_i : Ortalama Bireysel Sistematik Hatayı, yani her bir hasta için tedavi boyunca elde edilen n adet set-up hatasının (Δ_i) ortalamasını ifade eder ve (3.4) ile verilir.

\bar{m} : Ortalama Popülasyon Sistematik Hatasını, p adet hasta için elde edilen set-up hata ortalamalarını, yani p adet ortalama bireysel sistematik hatanın ortalamasını ifade eder ve (3.5) ile verilir.

p : Toplam Hasta Sayısıdır.

$$m = \frac{\sum_{i=1}^n \Delta_i}{n} \quad (3.4)$$

$$\bar{m} = \frac{\sum_{i=1}^p m_i}{p} \quad (3.5)$$

(3.3)'deki parametreler için:

σ_i : Bireysel Random Hatayı, yani standart sapmayı ifade eder ve (3.6)'nın karekökü ile elde edilir.

p : Toplam Hasta Sayısıdır.

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (\Delta_i - m)^2}{n - 1} \quad (3.6)$$

Burada ise:

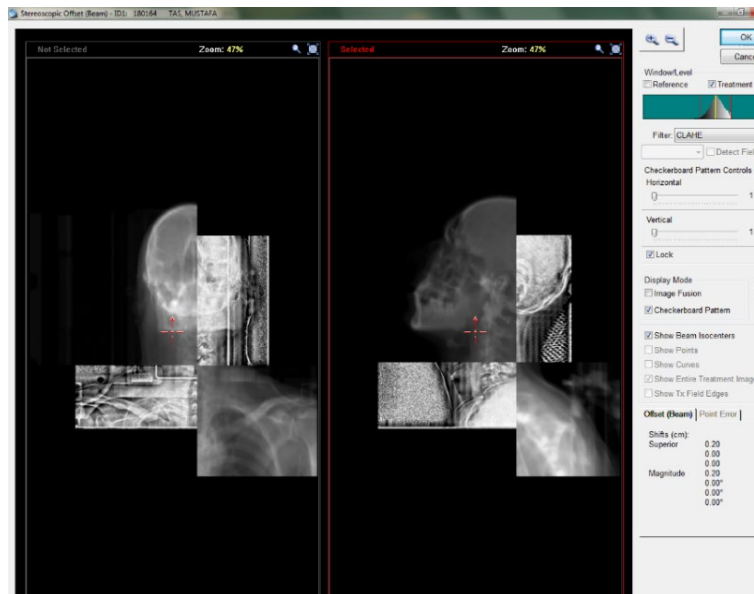
Δ_i : her bir hasta için tedavi boyunca elde edilen ve toplamda n adet olan set-up hatalarını ifade eder.

4. BULGULAR

Yaptığımız bu çalışmada on baş-boyun hastasının Hacimsel Modülasyonlu Ark Tedavi (VMAT) tekniği kullanılarak yapılmış olan radyasyon tedavisi süresi boyunca IGRT sonrası set-up hataları kaydedildi. İki boyutlu kV ve üç boyutlu CBCT görüntüleri, PTV marjlarının istatistiksel analizinin yapılmasını sağladı. Bu sonuçlar kullanılarak set-up farklılıkları PTV marjlarının yeterliliği istatistiksel olarak değerlendirildi.



Şekil 4.1. 3B görüntüleme masa kaydırma değerleri ekran görüntüsü (kV- CBCT)



Şekil 4.2. 2B görüntüleme masa kaydırma değerleri ekran görüntüsü (kV- kV)

Çizelge 4.1. 1. Baş boyun hastası için bulunan kV değerleri

HASTA 1	kV- kV görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	0,20	0,00	0,00
GÖRÜNTÜ 2	0,23	-0,19	-0,12
GÖRÜNTÜ 3	0,09	-0,17	0,13
GÖRÜNTÜ 4	0,29	0,18	0,10
GÖRÜNTÜ 5	0,17	-0,12	0,29
GÖRÜNTÜ 6	0,36	-0,17	-0,21
GÖRÜNTÜ 7	0,26	-0,15	0,25
GÖRÜNTÜ 8	0,05	0,24	0,20
GÖRÜNTÜ 9	-0,22	-0,25	-0,16
GÖRÜNTÜ 10	-0,11	0,20	0,19
GÖRÜNTÜ 11	-0,21	0,10	0,16
ort. bireysel sis. hata	0,10	-0,03	0,08
bireysel random varyans	0,04	0,03	0,03
bireysel random hata	0,20	0,18	0,17

Çizelge 4.2. 1. Baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri

HASTA 1	XVI görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	-0,01	-0,07	0,07
GÖRÜNTÜ 2	0,12	-0,03	-0,04
GÖRÜNTÜ 3	-0,23	-0,05	0,16
GÖRÜNTÜ 4	0,15	-0,16	-0,04
GÖRÜNTÜ 5	0,09	-0,25	0,21
GÖRÜNTÜ 6	0,05	-0,12	-0,05
GÖRÜNTÜ 7	0,06	-0,05	-0,01
GÖRÜNTÜ 8	-0,10	0,23	-0,03
GÖRÜNTÜ 9	0,08	-0,12	-0,06
GÖRÜNTÜ 10	-0,15	-0,19	-0,17
GÖRÜNTÜ 11	0,03	-0,09	-0,11
ort. bireysel sis. hata	0,01	-0,08	-0,01
bireysel random varyans	0,01	0,02	0,01
bireysel random hata	0,12	0,12	0,11

Çizelge 4.3. 2.Baş boyun hastası için bulunan kV değerleri

HASTA 2	kV- kV görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	-0,21	0,20	-0,20
GÖRÜNTÜ 2	-0,10	-0,17	0,20
GÖRÜNTÜ 3	0,05	-0,05	0,15
GÖRÜNTÜ 4	0,10	-0,12	0,18
GÖRÜNTÜ 5	0,23	-0,10	0,22
GÖRÜNTÜ 6	0,11	-0,10	0,10
GÖRÜNTÜ 7	0,27	-0,14	0,15
GÖRÜNTÜ 8	0,34	-0,23	0,17
GÖRÜNTÜ 9	0,28	-0,10	-0,29
GÖRÜNTÜ 10	0,15	-0,22	-0,10
ort. bireysel sis. hata	0,12	-0,10	0,06
bireysel random varyans	0,03	0,01	0,03
bireysel random hata	0,17	0,12	0,18

Çizelge 4.4. 2. Baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri

HASTA 2	XVI görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	-0,02	0,15	0,13
GÖRÜNTÜ 2	-0,33	0,46	-0,06
GÖRÜNTÜ 3	-0,14	0,16	0,20
GÖRÜNTÜ 4	-0,31	0,09	0,09
GÖRÜNTÜ 5	-0,30	0,36	0,19
GÖRÜNTÜ 6	-0,12	-0,14	0,15
GÖRÜNTÜ 7	-0,31	0,15	0,34
GÖRÜNTÜ 8	0,17	-0,14	-0,07
GÖRÜNTÜ 9	0,09	0,04	0,03
GÖRÜNTÜ 10	-0,18	0,10	-0,10
ort. bireysel sis. hata	-0,15	0,12	0,09
bireysel random varyans	0,03	0,04	0,02
bireysel random hata	0,18	0,19	0,14

Çizelge 4.5. 3. Baş boyun hastası için bulunan kV değerleri

HASTA 3	kV- kV görüntüleme set-up hataları		
	x	y	Z
GÖRÜNTÜ 1	0,14	-0,20	0,10
GÖRÜNTÜ 2	0,29	0,38	0,23
GÖRÜNTÜ 3	0,15	0,10	0,10
GÖRÜNTÜ 4	-0,11	0,16	0,27
GÖRÜNTÜ 5	-0,31	0,21	0,15
GÖRÜNTÜ 6	-0,24	0,10	-0,17
GÖRÜNTÜ 7	0,18	-0,27	0,14
GÖRÜNTÜ 8	0,15	-0,20	0,29
GÖRÜNTÜ 9	0,21	-0,19	-0,13
ort. bireysel sis. hata	0,05	0,01	0,11
bireysel random varyans	0,05	0,05	0,03
bireysel random hata	0,21	0,23	0,16

Çizelge 4.6. 3. Baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri

HASTA 3	XVI görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	0,09	0,26	-0,12
GÖRÜNTÜ 2	0,08	0,05	-0,06
GÖRÜNTÜ 3	0,13	0,06	0,06
GÖRÜNTÜ 4	0,17	-0,14	-0,07
GÖRÜNTÜ 5	0,06	-0,04	-0,18
GÖRÜNTÜ 6	0,14	-0,25	-0,12
GÖRÜNTÜ 7	0,07	-0,03	-0,08
GÖRÜNTÜ 8	0,26	-0,14	0,05
GÖRÜNTÜ 9	0,24	-0,17	0,10
ort. bireysel sis. hata	0,14	-0,04	-0,05
bireysel random varyans	0,01	0,02	0,01
bireysel random hata	0,07	0,15	0,10

Çizelge 4.7. 4. Baş boyun hastası için bulunan kV değerleri

HASTA 4	kV- kV görüntüleme set-up hataları		
	x	y	Z
GÖRÜNTÜ 1	-0,31	-0,04	-0,28
GÖRÜNTÜ 2	0,10	-0,15	0,18
GÖRÜNTÜ 3	-0,10	0,11	-0,25
GÖRÜNTÜ 4	0,15	0,06	0,13
GÖRÜNTÜ 5	0,12	0,16	0,33
GÖRÜNTÜ 6	-0,20	0,17	0,28
GÖRÜNTÜ 7	-0,16	-0,32	-0,31
GÖRÜNTÜ 8	0,10	-0,14	0,12
ort. bireysel sis. hata	-0,04	-0,02	0,03
bireysel random varyans	0,03	0,03	0,07
bireysel random hata	0,18	0,17	0,26

Çizelge 4.8. 4. Baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri

HASTA 4	XVI görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	0,04	0,03	-0,34
GÖRÜNTÜ 2	-0,05	-0,04	-0,05
GÖRÜNTÜ 3	-0,15	-0,15	-0,22
GÖRÜNTÜ 4	-0,02	-0,15	0,30
GÖRÜNTÜ 5	0,12	-0,06	-0,24
GÖRÜNTÜ 6	0,08	-0,14	-0,06
GÖRÜNTÜ 7	-0,10	-0,09	-0,18
GÖRÜNTÜ 8	0,07	0,11	0,20
ort. bireysel sis. hata	0,00	-0,06	-0,07
bireysel random varyans	0,01	0,01	0,05
bireysel random hata	0,09	0,09	0,22

Çizelge 4.9. 5. Baş boyun hastası için bulunan kV değerleri

HASTA 5	kV- kV görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	0,15	-0,80	0,17
GÖRÜNTÜ 2	-0,19	-0,14	-0,20
GÖRÜNTÜ 3	-0,10	-0,24	-0,10
GÖRÜNTÜ 4	0,22	-0,27	-0,20
GÖRÜNTÜ 5	0,11	0,14	-0,15
GÖRÜNTÜ 6	0,25	-0,20	0,20
GÖRÜNTÜ 7	0,19	0,24	-0,21
GÖRÜNTÜ 8	0,15	0,18	-0,31
GÖRÜNTÜ 9	-0,31	0,35	0,20
GÖRÜNTÜ 10	-0,28	-0,19	0,21
GÖRÜNTÜ 11	-0,22	0,08	0,15
ort. bireysel sis. hata	0,00	-0,08	-0,02
bireysel random varyans	0,05	0,10	0,04
bireysel random hata	0,22	0,32	0,21

Çizelge 4.10. 5. Baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri

HASTA 5	XVI görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	0,09	-0,31	0,10
GÖRÜNTÜ 2	-0,04	-0,03	-0,05
GÖRÜNTÜ 3	-0,06	-0,18	-0,13
GÖRÜNTÜ 4	0,36	-0,06	-0,14
GÖRÜNTÜ 5	0,21	-0,05	-0,14
GÖRÜNTÜ 6	0,18	0,06	-0,22
GÖRÜNTÜ 7	0,37	-0,06	-0,32
GÖRÜNTÜ 8	0,29	0,14	0,02
GÖRÜNTÜ 9	0,20	0,31	-0,17
GÖRÜNTÜ 10	0,10	-0,15	0,21
GÖRÜNTÜ 11	0,09	-0,19	0,21
ort. bireysel sis. hata	0,16	-0,05	-0,06
bireysel random varyans	0,02	0,03	0,03
bireysel random hata	0,14	0,17	0,17

Çizelge 4.11. 6. Baş boyun hastası için bulunan kV değerleri

HASTA 6	kV- kV görüntüleme set-up hataları		
	x	y	Z
GÖRÜNTÜ 1	0,18	0,12	-0,18
GÖRÜNTÜ 2	-0,18	-0,13	0,06
GÖRÜNTÜ 3	-0,17	0,07	-0,28
GÖRÜNTÜ 4	-0,16	0,34	-0,31
GÖRÜNTÜ 5	0,24	-0,15	-0,22
GÖRÜNTÜ 6	0,31	0,17	0,20
GÖRÜNTÜ 7	-0,06	0,11	-0,15
GÖRÜNTÜ 8	0,14	0,24	-0,21
GÖRÜNTÜ 9	-0,15	-0,17	0,13
GÖRÜNTÜ 10	0,24	-0,12	-0,09
ort. bireysel sis. hata	0,04	0,05	-0,11
bireysel random varyans	0,04	0,03	0,03
bireysel random hata	0,20	0,18	0,18

Çizelge 4.12. 6. Baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri

HASTA 6	XVI görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	-0,29	-0,15	-0,18
GÖRÜNTÜ 2	-0,06	-0,12	-0,06
GÖRÜNTÜ 3	0,04	0,17	0,29
GÖRÜNTÜ 4	-0,04	-0,01	0,22
GÖRÜNTÜ 5	-0,15	-0,12	0,05
GÖRÜNTÜ 6	0,01	0,05	-0,17
GÖRÜNTÜ 7	0,08	0,10	-0,07
GÖRÜNTÜ 8	0,27	0,34	-0,27
GÖRÜNTÜ 9	-0,08	-0,22	0,18
GÖRÜNTÜ 10	-0,10	0,17	-0,03
ort. bireysel sis. hata	-0,03	0,02	0,00
bireysel random varyans	0,02	0,03	0,03
bireysel random hata	0,15	0,18	0,19

Çizelge 4.13. 7. Baş boyun hastası için bulunan kV değerleri

HASTA 7	kV- kV görüntüleme set-up hataları		
	x	y	Z
GÖRÜNTÜ 1	-0,10	-0,14	-0,10
GÖRÜNTÜ 2	0,11	0,19	-0,17
GÖRÜNTÜ 3	0,16	-0,21	0,14
GÖRÜNTÜ 4	0,10	-0,13	-0,18
GÖRÜNTÜ 5	0,22	-0,17	0,20
GÖRÜNTÜ 6	0,21	-0,15	-0,24
GÖRÜNTÜ 7	-0,19	0,10	-0,13
GÖRÜNTÜ 8	0,27	0,20	-0,15
GÖRÜNTÜ 9	0,22	-0,17	-0,28
GÖRÜNTÜ 10	0,26	0,13	-0,18
ort. bireysel sis. hata	0,13	-0,04	-0,11
bireysel random varyans	0,02	0,03	0,02
bireysel random hata	0,16	0,17	0,16

Çizelge 4.14. 7. Baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri

HASTA 7	XVI görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	0,01	-0,05	-0,26
GÖRÜNTÜ 2	-0,11	-0,05	-0,09
GÖRÜNTÜ 3	0,02	-0,16	-0,28
GÖRÜNTÜ 4	0,02	-0,16	-0,06
GÖRÜNTÜ 5	0,06	-0,17	0,00
GÖRÜNTÜ 6	-0,01	-0,25	-0,16
GÖRÜNTÜ 7	-0,11	-0,25	-0,17
GÖRÜNTÜ 8	-0,32	-0,24	-0,20
GÖRÜNTÜ 9	-0,05	0,09	-0,04
GÖRÜNTÜ 10	0,18	-0,08	-0,23
ort. bireysel sis. hata	-0,03	-0,13	-0,15
bireysel random varyans	0,02	0,01	0,01
bireysel random hata	0,13	0,11	0,10

Çizelge 4.15. 8. Baş boyun hastası için bulunan kV değerleri

HASTA 8	kV- kV görüntüleme set-up hataları		
	x	y	Z
GÖRÜNTÜ 1	-0,22	-0,25	-0,11
GÖRÜNTÜ 2	-0,10	-0,22	0,34
GÖRÜNTÜ 3	0,27	0,11	0,19
GÖRÜNTÜ 4	-0,18	0,13	0,27
GÖRÜNTÜ 5	-0,16	-0,11	0,24
GÖRÜNTÜ 6	0,29	-0,15	-0,22
GÖRÜNTÜ 7	-0,15	0,11	0,17
GÖRÜNTÜ 8	0,18	-0,10	0,26
GÖRÜNTÜ 9	0,08	-0,18	0,30
GÖRÜNTÜ 10	-0,19	-0,11	0,23
GÖRÜNTÜ 11	-0,12	-0,22	0,12
ort. bireysel sis. hata	-0,03	-0,09	0,16
bireysel random varyans	0,04	0,02	0,03
bireysel random hata	0,19	0,14	0,17

Çizelge 4.16. 8. Baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri

HASTA 8	XVI görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	0,22	0,23	-0,09
GÖRÜNTÜ 2	-0,21	-0,05	-0,16
GÖRÜNTÜ 3	0,14	-0,02	0,14
GÖRÜNTÜ 4	0,04	0,03	-0,06
GÖRÜNTÜ 5	0,04	0,23	-0,10
GÖRÜNTÜ 6	0,19	-0,02	-0,13
GÖRÜNTÜ 7	0,16	-0,24	0,10
GÖRÜNTÜ 8	-0,06	-0,17	0,19
GÖRÜNTÜ 9	0,14	-0,23	0,09
GÖRÜNTÜ 10	-0,06	-0,16	0,09
GÖRÜNTÜ 11	0,24	-0,06	-0,26
ort. bireysel sis. hata	0,08	-0,04	-0,02
bireysel random varyans	0,02	0,03	0,02
bireysel random hata	0,14	0,16	0,15

Çizelge 4.17. 9. Baş boyun hastası için bulunan kV değerleri

HASTA 9	kV- kV görüntüleme set-up hataları		
	x	y	Z
GÖRÜNTÜ 1	-0,04	-0,11	-0,18
GÖRÜNTÜ 2	-0,31	0,28	0,27
GÖRÜNTÜ 3	0,11	-0,13	0,16
GÖRÜNTÜ 4	-0,13	0,17	-0,21
GÖRÜNTÜ 5	-0,22	0,22	-0,13
GÖRÜNTÜ 6	0,10	-0,10	-0,14
GÖRÜNTÜ 7	0,21	-0,11	-0,28
GÖRÜNTÜ 8	-0,15	-0,17	-0,22
GÖRÜNTÜ 9	0,11	0,13	-0,12
GÖRÜNTÜ 10	0,06	-0,19	0,13
GÖRÜNTÜ 11	0,15	-0,24	0,25
ort. bireysel sis. hata	-0,01	-0,02	-0,04
bireysel random varyans	0,03	0,03	0,04
bireysel random hata	0,17	0,18	0,20

Çizelge 4.18. 9. Baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri

HASTA 9	XVI görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	0,06	-0,20	0,12
GÖRÜNTÜ 2	-0,11	0,27	-0,26
GÖRÜNTÜ 3	-0,17	0,17	-0,08
GÖRÜNTÜ 4	-0,01	-0,04	-0,19
GÖRÜNTÜ 5	0,05	-0,12	-0,05
GÖRÜNTÜ 6	-0,14	-0,18	-0,33
GÖRÜNTÜ 7	0,16	-0,01	-0,25
GÖRÜNTÜ 8	-0,22	-0,12	-0,34
GÖRÜNTÜ 9	-0,28	-0,23	-0,14
GÖRÜNTÜ 10	-0,31	-0,04	-0,28
GÖRÜNTÜ 11	0,10	0,18	-0,17
ort. bireysel sis. hata	-0,08	-0,03	-0,18
bireysel random varyans	0,03	0,03	0,02
bireysel random hata	0,16	0,17	0,14

Çizelge 4.19. 10. Baş boyun hastası için bulunan kV değerleri

HASTA 10	kV- kV görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	0,06	-0,23	0,14
GÖRÜNTÜ 2	-0,19	0,03	0,20
GÖRÜNTÜ 3	0,18	0,21	0,33
GÖRÜNTÜ 4	-0,20	-0,10	-0,15
GÖRÜNTÜ 5	0,25	0,34	-0,31
GÖRÜNTÜ 6	0,09	0,10	0,27
GÖRÜNTÜ 7	0,11	-0,14	0,24
GÖRÜNTÜ 8	0,04	0,17	0,21
GÖRÜNTÜ 9	-0,16	0,24	0,38
GÖRÜNTÜ 10	-0,14	0,11	0,20
ort. bireysel sis. hata	0,00	0,07	0,15
bireysel random varyans	0,03	0,03	0,05
bireysel random hata	0,16	0,18	0,22

Çizelge 4.20. 10. Baş boyun hastası için bulunan XVI değerleri

HASTA 10	XVI görüntüleme set-up hataları		
	x	y	z
GÖRÜNTÜ 1	0,20	0,40	-0,30
GÖRÜNTÜ 2	0,15	-0,10	0,21
GÖRÜNTÜ 3	0,03	0,04	0,23
GÖRÜNTÜ 4	0,02	-0,16	0,21
GÖRÜNTÜ 5	-0,30	0,24	0,19
GÖRÜNTÜ 6	0,18	-0,09	0,36
GÖRÜNTÜ 7	0,13	-0,06	0,25
GÖRÜNTÜ 8	0,03	-0,14	0,31
GÖRÜNTÜ 9	-0,13	-0,13	0,08
GÖRÜNTÜ 10	-0,09	0,16	0,27
ort. bireysel sis. hata	0,02	0,02	0,18
bireysel random varyans	0,02	0,04	0,03
bireysel random hata	0,16	0,19	0,18

Çizelge 4.21. 10 baş boyun hastası için bulunan değerler

	Popülasyon Sistematik Hatası Σ (cm)			Popülasyon Random Hatası $\bar{\sigma}$ (cm)			Marjin M (cm)		
	Σ_x	Σ_y	Σ_z	$\bar{\sigma}_x$	$\bar{\sigma}_y$	$\bar{\sigma}_z$	M_x	M_y	M_z
kV- kV	0,061	0,057	0,098	0,187	0,190	0,191	0,284	0,276	0,380
XVI	0,094	0,069	0,105	0,135	0,154	0,149	0,330	0,280	0,367

5. TARTIŞMA

Radyasyon tedavisinde amaçlanan, risk altındaki organların alacağı radyasyon dozunun en aza indirilmesiyle birlikte hedef hacim dozunun maksimize edilmesidir (Low 2011). Bu amaca ulaşmak için hedefin sınırlarını ve hedefin tedavi için doğru yerde olup olmadığının saptanması gerekmektedir (Little 2003). Radyasyon tedavileri öncesinde kilovolt (kV) radyografik görüntüleme gibi iki boyutlu (2B) görüntüleme sistemleri ile dijital olarak yeniden yapılandırılmış röntgen filmi (DRR) görüntüleri eşlenerek 2B'de tedavi merkezi doğrulaması yapılmaktadır. Günümüzde modern hızlandırıcılara entegre edilen Konik Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi (CBCT) ile üç boyutlu (3B) görüntüler elde edilmektedir. Bu 3B görüntülerle planlama sırasında alınan Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri eşlenerek hastanın set-up (kurulum) farklılıkları tespit edilmektedir. Tedavi süresince periyodik olarak alınan bu görüntüler, 2B-2B ya da 3B-3B olarak ya kemik yapıların ya da hacimsel olarak hedef hacimlerin sistem tarafından gri skalaya göre oturtulması ve/veya kritik organların eşleştirilmesi sonucu sağ-sol (RL), superior- inferior (SI) ve anterior- posterior (AP) yönlerindeki set-up (kurulum) farklılıkları belirlenmektedir (Kang 2010).

Geliştirilen Görüntü Eşliğinde Radyasyon tedavisi (IGRT); radyasyon tedavi yöntemlerinin ve tedavi alanlarının doğrulanmasını sağlayan bir teknik olarak kullanılmaktadır (Goyal, 2014). IGRT, radyasyon tedavilerinin optimizasyonu, tedavi sırasındaki normal dokuların aldığı dozu en düşük seviyede tutmak ve geometrik doğruluk değerlendirilmesini sağlamaktadır.

Radyasyon tedavisi sürecinde geometrik belirsizliklerin önemli bir kaynağı, hasta yerleştirme sırasındaki set-up (kurulum) hataları olmaktadır. Bu hatalar, sistematik hatalara (aynı yönde ve büyüklükte meydana gelen tekrarlanabilir tutarlı hatalar) ve rastgele hatalara (yön ve büyüklük bakımından farklılık gösterir) ayrılmaktadır. Rastgele hatalar doz dağılımını bulanık hale getirirken, sistematik hatalar kümülatif doz dağılımının kaymasına neden olmaktadır. Bu hatalar genel tedavi başarısında önemli bir rol oynadığından, radyasyon tedavisi sırasında bu hataları en aza indirmek ve kalan geometrik belirsizlikleri telafi etmek için CTV çevresinde emniyet marjlarını (sınırları) uygulamak temel öneme sahip olmaktadır (Mesias 2016). Bu nedenle risk altındaki organlarda beklenmedik yüksek dozları önlemek için PTV hacmi belirlenmekte ve risk altındaki organ hacmine göre doz değişimleri yapmak gerekmektedir.

Tedavi sırasında bu etkenlerden dolayı risk altındaki organlar ve hedef hacmi hareket etmektedir. Dolayısıyla bu geometrik değişimin etkisiyle değişen alan boyutlarına bağlı olarak izodoz dağılımları da farklılık göstermektedir. Yapılan çalışmalara bağlı olarak, set-up hatalarını gidermek için belirlenen bu marjları tanımlamanın birçok yolu olduğu görülmektedir.

Bu çalışmalardan birisi, Ceylan ve arkadaşları tarafından yapılan 8 baş- boyun ve 9 akciğer Yoğunluk Modülasyonlu radyasyon tedavisi (IMRT) tedavi planlarının kV enerji mertebesindeki fotonlarla elde edilen iki boyutlu ve üç boyutlu BT-CBCT ile belirlenen set-up hatalarının karşılaştırıldığı çalışmadır. Çalışmada 8 baş-boyun hastasının IGRT süreçlerinden elde edilen görüntüler incelenerek, haftada iki kez kV-kV

görüntülemenin pozisyon hatalarını azaltacağı gösterilmiştir. Baş-boyun hastaları için ortalama x, y, z koordinatlarındaki sapmaları kV-kV görüntülemelerde ≤ 2 mm altında bulunmuştur (Ceylan 2015).

Diğer bir çalışma Lu ve ark. tarafından 10 baş-boyun hastası için tedavi öncesi ve sonrası CBCT taramaları yapıldığında RL (sağ-sol), SI (Superior- inferior) ve AP (Anterior- Posterior) yönlerinde sırasıyla 4,9 mm, 4,0 mm ve 6,3 mm' lik bir marj gerekli olduğu bulunmuştur (Lu 2012).

Mesias ve ark. tarafından 8 farklı tedavi bölgesi için sistematik set-up hataları 9504 CBCT çalışması kullanılarak analiz edilmekte ve bir CTV-PTV marjı genişlemesi önerilmektedir. Sonuçlar, baş-boyun tedavisinde değişimlerin küçük olduğunu göstermektedir. Sistematik ve rastgele kurulum hataları 5 mm'den küçük bulunmuştur (Mesias 2016).

Yaptığımız bu çalışmada baş-boyun hastalarının Hacimsel Modülasyonlu Ark Tedavi (VMAT) tekniği kullanılarak iki boyutlu kV ve üç boyutlu CBCT görüntüleri yardımıyla, PTV marjlarının istatistiksel analizinin yapılmasını kapsamaktadır. Bu sonuçlar kullanılarak set-up farklılıklarının doz dağılımına etkisi ve PTV marjlarının yeterliliği istatistiksel olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Klinik rutin uygulamasında tek bir değer olmamakla birlikte en fazla 5 mm marj ile yeni alanlar oluşturulmaktadır.

10 baş boyun hastası için değerlendirilen veriler sonucunda iki boyutlu görüntü verileri için CTV' ye verilmesi gereken marj değeri RL (sağ-sol), SI (Superior- inferior) ve AP (Anterior- Posterior) yönlerinde sırasıyla 2,8 mm, 2,8 mm ve 3,8 mm bulunmuştur. Aynı hastalarda ilgili düzlemlerde üç boyutlu görüntü verilerinden de elde edilen marj değeri sırasıyla 3,3 mm, 2,8 mm ve 3,7 mm idi.

İki farklı görüntüleme tekniğinden elde edilen marj değerler kendi arasında uyumluluk göstermektedir. Ayrıca literatür verilerine benzer marj değerler elde edilmiştir.

6. SONUÇLAR

Görüntülemelerle yapılan eşleştirmelerden elde edilen tedavi masası kaydırma değerleri kullanılarak PTV marjları hesaplanmıştır. Hesaplanan bu marjlar hali hazırda kullanılan marjlar ile karşılaştırılmıştır. Hesaplanan farklar sonucu hali hazırda kullanılan PTV marjları değerlendirilmiştir.

10 baş boyun hastası için değerlendirilen veriler sonucunda iki boyutlu ve üç boyutlu görüntü verileri için CTV' ye verilmesi gereken marj değeri RL (sağ-sol), SI (Superior- inferior) ve AP (Anterior- Posterior) yönlerinde 0,5 cm'nin altında bulunmuş olup klinikte verilen marjların yeterli olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Ancak toplam tedavi sürecinde görüntüleme tekrarının protokolü, kV-kV veya kV-CBCT görüntüleme işlemleri nedeniyle hastaya verilen ek radyasyon dozun değerlendirilmesi göz önünde bulundurulmalıdır.

7. KAYNAKLAR

AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators: Report of AAPM

Radiation Therapy Task Group No:45 S;7(1096)

Çetingöz, R. 2015. Temel ve Klinik Radyasyon tedavisi. Türk Radyasyon Onkolojisi Yayınları, İstanbul, 39-50 s.

ELEKTA. 2017. Versa HD™ brochure 'Ultimate power and versatility'. <https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-delivery-systems/versa-hd/#contact-us> [Son erişim tarihi: 13.05.2018].

Fasso, K. vd.. 2006. Shielding Against High Energy Radiation. Springer, Berlin, 265-266 s.

Goyal S. & Kataria T. 2014. Image Guidance in Radiation Therapy: Techniques and Applications. Paul Sijens (Ed), Radiology Research and Practice (s.1-10).

Gunderson, L. L., vd., 2012. Clinical Radiation Oncology 3th Edition. Elsevier, Philadelphia, 95-133 s.

ICRU. 1994. Recording and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report 50, Medical Physics Dergisi, 21, 6, 833-834 s.

ICRU. 1999. Supplement to ICRU Report no.50. Bethesda, International Commission

IAEA. 2000. Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy. International Atomic Energy Agency Safety Reports Series No. 17, Austria.

İnal A. vd. ; 2016. Methods of Immobilization in External Radiotherapy, Türkiye Klinikleri Dergisi, 2(3), 234-243.

Kang H. vd. ; 2010. Accurate positioning for head and neck cancer patients using 2D and 3D image guidance, Journal of Applied Clinical Medical Physics Dergisi. 12(1):3270

Khan, F.M. 2003. The Physics of Radiation Therapy the 3th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company: 530, Philadelphia, 28-36 s.

Lauger, A. 1995. Radiation Technics at Cancer, Ankara, 40-42 s.

Little D.J. vd. 2003. Use of portal images and BAT ultrasonography to measure setup error and organ motion for prostate IMRT: Implications for the treatment margins, Journal of Applied Clinical Medical Physics Dergisi, 56: 1218-1224

Low, D.A., vd.. 2011. Dosimetry tools and techniques for IMRT, Medical Physics Dergisi, 38: 1313-1338.

- NASA. 2015. Tour of the Electromagnetic Spectrum.
<https://science.nasa.gov/ems> [Son erişim tarihi: 21.05.2018].
- Öztürk, N. 2010. Radyoterapi Cihazları. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Radyofizik Kursu 11-12 Haziran 2010.
- Powsner R.A. Palmer M.R. ve Powsner E.R. 2013. Essentials of Nuclear Medicine Physics and Instrumentation third edition. A John Wiley & Sons, Ltd. Publication, West Sussex.
- Rowahanfarzad, P., vd.. 2012. Gantry angle determination during arc IMRT: evaluation of a simple EPID-based technique and two commercial inclinometers, Journal of Applied Clinical Medical Physics Dergisi, 13,6 , 203-214 s.
- Siewerdsen JH, Daly MJ, Bakhtiar B. A simple, direct method for x-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam CT. Med Phys. 2006; 33: 187-197.
- Tanır, A.G., Bölükdemir, M.H. 2013. Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği. Palme Yayıncılık: 788, Ankara, 300-480 s.
- Tunçel, N. 2002, UROK 2002 Temel Radyasyon tedavisi, Radyasyon Fiziği ve Radyobiyojoloji Kursu Kuşadası, 57-82.

ÖZGEÇMİŞ

RUMEYSA GEYİK

rumevsagevik90@gmail.com



ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2014-Devam Ediyor	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya
Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2008-2013	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Fizikçi	Gammaray Özel Sağlık Hizm. Tic. Ltd. Şti.
2016-2017	
Gözlemci	Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Ünitesi, Antalya
2015-2017	