



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TEDAVİ DOZU DOĞRULUĞUNUN GAFKROMİK FİLM VE
OSL IN VIVO DOZİMETRELERİ İLE İNCELENMESİ**

VOLKAN COŞKUN

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç.Dr. HİLAL ACAR DEMİR

İSTANBUL–2020

İTHAF



Anneme İthaf Ediyorum

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimimin sürecinde bilgi, birikim ve tecrübelerini aktaran ve tezimin hazırlanmasında katkıları bulunan danışmanım *Sn. Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR* e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen *Sn. Doç. Dr. Dilek ÜNAL* a, *Sn. Uzm. Dr. Mehmet Faik ÇETİNDAG* a ve *Sn. Dr. Öğretim Üyesi Ömer YAZICI* ya,

Tüm bilgi ve tecrübeleriyle eğitimimde destekleri bulunan Medikal Fizik Uzmanları *Sn. Erhan DIŞÇI* ye, *Sn. Mine DOYURAN* a, *Sn. Esra SERİN* e, *Sn. Pelin ÇETİN* e, *Sn. Gülhan ÇAVDAR* a ve *Sn. Yaprak ERÖZMEN* e,

Yüksek lisans arkadaşlarım *Gül TAŞKIN* a, *Ayşenur UĞUZ* a, *Gökhan POYRAZ* a ve *Ebru DEMİR* e,

Radyoterapi teknikerleri *Yasin CEYLAN* a, *Süheyl BAĞCI* ya, *Kübra KARAKOÇ* a, *Yiğit KOÇLUSOY* a, *Barbaros SAYMAZ* a ve *Enes KAYA* ya,

Tüm İstanbul Medipol Mega Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü çalışanlarına,

Eğitim hayatım boyunca desteklerinin esirgemeyen, her zaman yanımda olan babam *Hasan COŞKUN* ve ablam *Esra ATEŞ* e,

Ve tüm bu süreç boyunca desteğini her zaman hissettiğim, varlığı bana güç veren eşim *Cansu ÖZAL COŞKUN* a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ ONAYI FORMU	i
BEYAN.....	ii
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR	iv
SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ	viii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
RESİMLER LİSTESİ.....	xiii
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER.....	5
4.1. Kraniospinal Işınlama	5
4.2. Radyoterapi Tedavi Planlama Teknikleri.....	7
4.2.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi	8
4.2.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT).....	9
4.2.3. Hacimsel ayarlı ark terapi (VMAT).....	10
4.3. In Vivo Dozimetri	11
4.4. In vivo dozimetride kullanılan dedektörler	12
4.4.1. Optik uyarmalı lüminesans dozimetreler (OSL).....	13

4.4.2. Radyokromik film	17
5. MATERYAL VE METOT	20
5.1. Materyal	20
5.1.1. Philips Brilliance Big Bore bilgisayarlı tomografi cihazı	20
5.1.2. Varian Trilogy lineer hızlandırıcı.....	21
5.1.3. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	22
5.1.4. PTW RW3 su eşdeğeri katı fantom.....	22
5.1.5. Dozimetri doğrulama fantomları.....	23
5.1.6. PTW 30013 Farmer iyon odası	24
5.1.7. IBA Dose1 elektrometre	24
5.1.8. EPSON Expression 11000 XL tarayıcı	25
5.1.9. Landauer InLight dozimetri sistemi	25
5.1.10. Gafkromik® EBT3 film.....	26
5.2. Yöntem.....	28
5.2.1. Fantomun bilgisayarlı tomografisinin çekilmesi ve konturlanması	28
5.2.2. Tedavi planlarının yapılması.....	29
5.2.2.1. VMAT tedavi planı	29
5.2.2.2. 3DCRT tedavi planı	30
5.2.3. Film dozimetrenin kalibrasyonunun yapılması.....	32
5.2.4. OSL dozimetrenin kalibrasyonu	33
5.2.5. Mekanik ve dozimetrik kontroller.....	33
5.2.6. Su eşdeğeri katı fantom üzerinde yapılan ölçümler	33

5.2.7. Ölçüm noktalarını belirleme ve ışınlama	34
5.2.8. Işınlanan dozimetrelerin okunması ve değerlendirilmesi	36
6. BULGULAR.....	37
6.1. Film Kalibrasyon Eğrisi	37
6.2. VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Bulgular	38
6.3. 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Bulgular	44
6.4. Ölçüm Değerlerinin Klinik Anlamlılığı.....	49
6.5. Su Eşdeğeri Katı Fantom Ölçümleri	52
7.TARTIŞMA	53
8.SONUÇ.....	63
9.KAYNAKLAR	64
10. ETİK KURULU ONAYI.....	71
11. ÖZGEÇMİŞ.....	74

SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ

AAPM	: Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği
BOS	: Beyin Omurilik Sıvısı
CSI	: Kraniospinal Işınlama
CT	: Bilgisayarlı Tomografi
CTV	: Klinik Hedef Hacim
HU	: Hounsfield Unit
IAEA	: Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu
ICRP	: Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi
IGRT	: Görüntü Klavuzluğunda Radyoterapi
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
IVD	: In vivo Dozimetri
MLC	: Çok Yapraklı Kolimatör
MSS	: Merkezi Sinir Sistemi
MU	: Monitör Unit
OSL	: Optik Uyarmalı Lüminesans
PMT	: Foto Çoğaltıcı Tüp
PTV	: Planlanan Hedef Hacim
SSD	: Kynak Cilt Mesafesi
TLD	: Termolüminesans Dozimetre
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
VMAT	: Hacimsel Ayarlı Ark Terapi
WHO	: Dünya Sağlık Örgütü
3DCRT	: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
4DCT	: 4 Boyutlu Bilgisayarlı Tomografi

TABLolar LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 6.1: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen İzomerkez Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	38
Tablo 6.2: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Alan Çakışım Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	39
Tablo 6.3: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Akciğer Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	40
Tablo 6.4: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Böbrek Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	41
Tablo 6.5: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Lens Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	42
Tablo 6.6: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Kalp Bölgesinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	43
Tablo 6.7: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen İzomerkez Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	44
Tablo 6.8: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Alan Birleşim Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	45
Tablo 6.9: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Akciğer Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	46
Tablo 6.10: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Böbrek Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	47
Tablo 6.11: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Lens Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	48
Tablo 6.12: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Kalp Bölgesinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri.....	49

Tablo 6.13: VMAT Tedavi Planına Göre Okunan Dozlar ve Hesaplanan Prescription Dozu %'leri 50

Tablo 6.14: 3DCRT Tedavi Planına Göre Okunan Dozlar ve Hesaplanan Prescription Dozu %'leri..... 51

Tablo 6.15: Su eşdeğeri katı fantom ölçümleri (10 cm kalınlık) 52

Tablo 6.16: Su eşdeğeri katı fantom ölçümleri (20 cm kalınlık) 52



ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 4.1: BOS sıvının gösterimi	5
Şekil 4.2: Beyin ve Spinal Kord	5
Şekil 4.3: Lüminesans Olayı.....	13
Şekil 4.4: OSL okuma metotlarının gösterimi	14
Şekil 4.5: Bir OSL okuyucunun temel elemanları.....	15
Şekil 4.6: Bir OSL'nin yoğunluk-zaman grafiği	16
Şekil 5.1: VMAT Tedavi Planına Ait Eclipse Görüntüsü	30
Şekil 5.2: VMAT Planındaki Arkların Gösterimi	30
Şekil 5.3: 3DCRT Planında Alan Yerleşimi.....	31
Şekil 5.4: Spinal Alanlarının Birleştirilmesi.....	31
Şekil 5.5: 3DCRT Planına Ait Eclipse Görüntüsü	32
Şekil 6.1: 6 MV ile Işınlanan Kalibrasyon Filmleri	37
Şekil 6.2: 6 MV Kalibrasyon Eğrisi	37
Şekil 6.3: 18 MV ile Işınlanan Kalibrasyon Filmleri	37
Şekil 6.4: 18 MV MV Kalibrasyon Eğrisi.....	37
Şekil 6.5: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen İzomerkez Bölgelerinde Okunan Dozlar	38
Şekil 6.6: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Alan Çakışım Bölgelerinde Okunan Dozlar	39
Şekil 6.7: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Akciğer Bölgelerinde Okunan Dozlar.....	40

Şekil 6.8: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Böbrek Bölgelerinde Okunan Dozlar.....	41
Şekil 6.9: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Lens Bölgelerinde Okunan Dozlar.....	42
Şekil 6.10: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Kalp Bölgelerinde Okunan Dozlar.....	43
Şekil 6.11: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen İzomerkez Bölgelerinde Okunan Dozlar	44
Şekil 6.12: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Alan Birleşim Bölgelerinde Okunan Dozlar	45
Şekil 6.13: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Akciğer Bölgelerinde Okunan Dozlar.....	46
Şekil 6.14: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Böbrek Bölgelerinde Okunan Dozlar.....	47
Şekil 6.15: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Lens Bölgelerinde Okunan Dozlar.....	48
Şekil 6.16: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Kalp Bölgesinde Okunan Dozlar.....	49

RESİMLER LİSTESİ

Sayfa No

Resim 5.1: Philips Brilliance Big Bore Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	20
Resim 5.2: Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı	21
Resim 5.3: RW3 su eşdeğeri katı fantom	22
Resim 5.4: Rando Fantom	23
Resim 5.5: PTW 30013 Farmer tipi iyon odası.....	24
Resim 5.6: IBA Dose1 Elektrometre.....	24
Resim 5.7: EPSON Expression 11000 XL Tarayıcı.....	25
Resim 5.8: OSL Dozimetri Sistemi	26
Resim 5.9: EBT3 Film.....	27
Resim 5.10: Fantomun Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi.....	28
Resim 5.11: Fantomun EBT3 Film Dozimetreler ile Tedaviye Alınması.....	35
Resim 5.12: Fantomun OSL Dozimetreler ile Tedaviye Alınması	35

1. ÖZET

TEDAVİ DOZU DOĞRULUĞUNUN GAFKROMİK FİLM VE OSL IN VIVO DOZİMETRELERİ İLE İNCELENMESİ

Cilt yüzeyinde hesaplanan dozun doğruluğu tartışmalıdır. TPS cilt yüzeyine yakın noktalarda doğru bir hesaplama yapamayabilir. Bu nedenle tedavi dozunun doğrulanmasında en güvenli yol olan in vivo dozimetre ile yüzey dozunun incelenmesi gerekir. Çalışmada kullanılmak üzere VMAT ve 3DCRT teknikleri ile CSI planları hazırlandı. Rando fantom üzerinde belirlenen noktalara OSL ve EBT3 film dozimetreleri yerleştirildi. Hazırlanan planlar Trilogy lineer hızlandırıcı cihazı ile ışınladı. Işınlama sonrasında OSL ve EBT3 film dozimetreleri ile ölçülen dozlar, TPS tarafından hesaplanan dozlar ile karşılaştırıldı. TPS-OSL ve TPS-EBT3 film arasındaki yüzdelik farklar belirlendi. Belirlenen yüzdelik farkların klinik anlamlılığı kontrol edildi. Sonuç olarak TPS ile dozimetre ölçümleri arasında, ölçüm noktalarına göre % 1.5 ile % 22 arasında değişen farklar bulundu. Bulunan yüzdelik farkların prescription dozunun %5'inden düşük olduğu tespit edildi. Elde edilen sonuçların literatürdeki diğer çalışmalarla uyum sağladığı görüldü.

Anahtar Sözcükler: CSI, EBT3, in vivo dozimetri, OSL, yüzey dozu

2. ABSTRACT

INVESTIGATION OF TREATMENT DOSE ACCURACY WITH GAFCHROMIC FILM AND OSL IN VIVO DOSIMETERS

The accuracy of the dose calculated on the skin surface is controversial. TPS may not be able to make an accurate calculation at points close to the skin surface. Therefore, it is necessary to examine the surface dose with in vivo dosimetry, which is the safest way to confirm the treatment dose. CSI plans were prepared using VMAT and 3DCRT techniques to be used in the study. OSL and EBT3 film dosimeters were placed at the determined points on the Rando phantom. The prepared plans were irradiated with the Trilogy linear accelerator device. The doses measured by OSL and EBT3 film dosimeters after irradiation were compared with the doses calculated by TPS. Percentage differences between TPS-OSL and TPS-EBT3 film were determined. The clinical significance of the percentage differences determined was checked. As a result, differences between TPS and dosimeter measurements varying between 1.5% and 22% according to the measurement points were found. It was determined that the percentage differences found were less than 5% of the prescription dose. It was observed that the obtained results were compatible with other studies in the literature.

Key Word: CSI, EBT3, in vivo dosimetry, OSL, skin dose

3. GİRİŞ VE AMAÇ

In vivo dozimetri (IVD), tedavilerin amaçlandığı gibi yapılmasını sağlamak için radyasyon tedavisi sırasında verilen dozun ölçülmesini içerir. Uzun yıllardır, risk altındaki organların aldığı dozları kontrol etmek için kullanılan yaygın bir uygulama olmuştur. Bununla birlikte, IVD'nin diğer temel amacı radyoterapi sürecinin kalite kontrolüdür. Bir radyoterapi kliniğinin kalite yönetiminin önemli bir parçası olarak kabul edilir. Dünya Sağlık Örgütü (WHO), Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP), Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu (IAEA) ve diğer organların tavsiyeleri takip edilerek IVD kullanımı yaygın hale gelmiştir (25).

IVD, tedavi hazırlığı ve uygulama zincirinin genel doğrulaması için kullanılır. Bu nedenle, genel radyoterapi sürecinde birçok değişkenden etkilenebilecek tedavi radyasyonunu ölçer. Tedavi dozlarının ölçümünün global sonuçları, belirli bir tedavi bölgesi için veya belirli bir radyoterapi cihazı tarafından yapılan doz planlamasında ve dağıtımında doğruluk ve hassasiyetin değerlendirilmesi için gerekli bilgiyi sağlar. IVD, bir kurumun radyasyon tedavisinde olabilecek belirsizliklerin tahmin edilmesi için de kullanılabilir (25).

IVD uygulamalarında dedektörler genelde cilt üzerine yerleştirilir ve dedektörlerin aldıkları dozlar ile Tedavi Planlama Sistemi (TPS) tarafından hesaplanan dozlar karşılaştırılır (26).

IVD uygulamalarında kullanılabilen birçok dozimetre çeşidi bulunmaktadır. OSL ve EBT3 film dozimetreleri birçok yönden incelenmiş ve IVD uygulamalarında kullanılmasının uygun olduğu bildirilmiştir.

Cilt yüzeyinde hesaplanan dozun doğruluğu tartışmalıdır. TPS cilt yüzeyine yakın noktalarda doğru bir hesaplama yapamayabilir. Bu nedenle tedavi dozunun doğrulanmasında en güvenli yol olan in vivo dozimetre ile yüzey dozunun incelenmesi gerekir.

Bu çalışmada, TPS tarafından hesaplanan yüzey dozunun doğruluğunun incelenmesi hedeflenmektedir. Bu amaçla in vivo dozimetreler ile ölçülen dozlar,

TPS tarafından hesaplanan dozlar ile karşılaştırılarak aralarındaki farklar hesaplanacak ve literatür ile uyumlulukları incelenecektir.

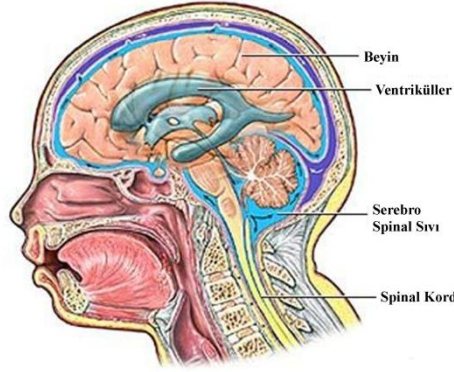
Fraass ve ark. (55), yaptıkları çalışmada TPS ile yüzey ve yüzeye yakın noktalarda ölçülen dozlar arasında kabul edilebilir farkın $\pm\%20$ seviyesinde olduğunu bildirmişlerdir. Literatürdeki diğer çalışmalar incelendiğinde bu seviyenin üzerinde de farklar bulunmuştur.

Bu çalışmada, iki farklı teknikle hazırlanan CSI planları rando fantom üzerinde uygulanmıştır. Uygulama sırasında IVD uygulamalarına uygunluğu bildirilen OSL ve EBT3 film kullanılmıştır. Rando fantom üzerinde belirlenen noktalara yerleştirilen EBT3 film ve OSL dozimetreleri ile ölçümler alınmıştır. Ölçülen dozlar ile TPS tarafından hesaplanan dozlar karşılaştırılmış ve aralarındaki farklar belirlenmiştir. Elde edilen bulgular literatürle karşılaştırılmıştır.

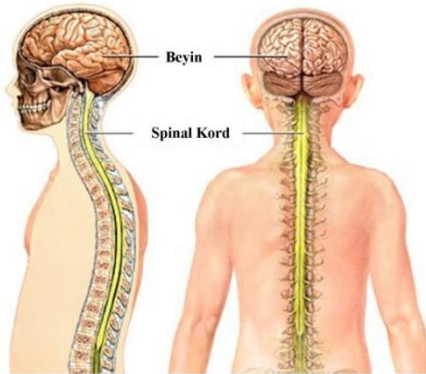
4. GENEL BİLGİLER

4.1. Kraniospinal Işınlama

Serebellum bölgesinde yerleşik bulunan tümörlerde; tümör hücreleri bazı olgularda beyin omurilik sıvısı (BOS) içine dağılır. Dağılan tümörler sinirsel aks boyunca metastazlar geliştirirler (1,2). Bu nedenle klinik target volüm (CTV) belirlenirken, tüm beyin, beyin zarı ve spinal kordun kuyruk sokumuna kadar olan bölümü dikkate alınır (3,4). Kraniospinal ışınlamalar (CSI), BOS ile yayılan ve gelişen metastazların tedavisinde küratif bir tedavi yöntemi olarak kullanılır (5).



Şekil 4.1: BOS sıvının gösterimi



Şekil 4.2: Beyin ve Spinal Kord

CSI, optimal tümör kontrolü sağlamayı gerektiren radyoterapi tedavi tekniklerinden biridir (6). CSI, medulloblastoma, germ hücreli tümörler, ependimomlar, germinoma, akut lenfoblastik lösemi ve pinealoblastoma gibi BOS ile yayılabilme riski olan pek çok hastalığın tedavisinde kullanılır (7). Özellikle çocuklarda, CSI'nın standartlaştırılmasını sağlayan yönergeler geliştirilmiştir (6).

Merkezi Sinir Sistemi'nin (MSS) malign bir tümörü olan medulloblastoma, erişkinlerde az rastlanırken, pediatrik tümörlerin %25'ini oluşturur (8,9). Bu vakaların bir kısmında beyin sapı tutulumu olup metastaza neden olan BOS yayılımı bulunur. Tümörün, posterior fossada olması nedeniyle genelde tam cerrahi rezeksiyon zordur. Tedavide postoperatif CSI (36-39 Gy) ve boost tedavi ile birlikte 54 Gy radyoterapi ile eş zamanlı olarak kemoterapi önerilir (10).

Primitif embriyonel tümör olan pinealoblastoma, medulloblastoma gibi tedavi edilir. Rezeksiyon sonrası lokal boost tedavi ile birlikte 54 Gy'e kadar doz ile postoperatif CSI uygulanır. Pediatrik tümörlerin %10 kadarını oluşturan ependimomlarda cerrahi rezeksiyon sonrası BOS kaynaklı nüks görülebilir. BOS sitolojisi pozitifliği olduğunda, radyolojik olarak tümör ekilimi bulunduğu veya anaplastik ependimom varlığında CSI gerekmektedir (11).

CSI tedavi teknikleri uygulanmaya başlandığı zamandan günümüze kadar pek çok farklı tedavi şemaları geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Tedavi alanları, uygulanacak doz ve fraksiyonasyon gibi değişkenler üzerinde pek çok çalışma yapılmıştır. Süregelen bu çalışmalar sonucunda günümüze ulaşan metodlar geliştirilmiştir.

Literatürde ilk CSI uygulamasının 1953 yılında Peterson ve Ferr tarafından yapıldığı görülmektedir. Çalışmada seçilen 22 hastadan 5'i beyin ya da spinalde herhangi bir hasar olmaksızın 7 yıl ve daha fazla süre yaşamışlardır. Çalışma sonucunda, 5000 R doz ile ışınlanan hastalar normal beyin hasarı olmadan, 1500 R ve 2000 R doz alan hastalar spinal hasarı olmadan yaşamlarına devam etmişlerdir (12,13).

Pediatrik medulloblastoma tedavisinde 3 boyutlu planlama tekniği ilk olarak Maria Skłodowska-Curie Memorial kanser merkez enstitüsünde 1998'de kullanılmıştır (8).

The Northern Centre for Cancer Treatment (NCCT)'de karşılıklı lateral kranyal alanlar ve bir spinal alan kullanılarak planlama tekniği uygulanmıştır. Hareketli birleşme bölgeleri ile doz inhomojenitelerinin düzeltilmesi sağlanmıştır. Klinik sonuçlara bakıldığında bu tekniğin başarısız olmadığı görülmüştür (14).

Fransız SFOP ekibi tarafından yapılan çalışmada, hastalarda supratentoryal bölgeyi ışınlamayıp radyoterapi volümünü azaltmayı denemişlerdir. Ancak sonuçlar konvansiyonel target volüm ışınlamalarına göre olumsuzdur. 6 yıllık sağkalım oranları yaklaşık olarak %20'dir. 13 hastanın 9'unda progresyon yeri supratentoryal bölge olup 3 hastada spinal ve/veya beyin omurilik sıvısı nüksleri bulunmuştur. Uzun süreli yan etkilere rağmen CSI'nın gerekli olduğu sonucuna varılmıştır (15).

Bir diğer çalışmada, CSI dozunun azaltılması düşünülmüştür. 20 fraksiyondan oluşan 36 Gy tedavi dozu uygulanan hastalar ile 13 fraksiyondan oluşan 23,4 Gy tedavi dozu uygulanan hastalar karşılaştırılmıştır. Çalışmada 5 yıllık sağkalım oranlarına bakıldığında 36 Gy alan hastalarda %67 iken 23,4 Gy alan hastalarda %52 olduğu sonucuna varılmıştır (16).

Yapılan çalışmalar sonucunda optimal dozlar ve ışınlanacak bölgeler belirlenmiştir. Hemen her klinikte istisnalar haricinde CSI alanları, meninksler dahil tüm beyin ile birlikte kuyruk sokumuna kadar uzanan spinal alandır. Günümüzde CSI tedavilerinde fraksiyon sayısı 20, fraksiyon dozu 180 cGy olup toplam tedavi dozu 36 Gy'dir.

4.2. Radyoterapi Tedavi Planlama Teknikleri

Radyoterapinin ana amacı tümöre maksimum dozu verirken sağlıklı dokuları mümkün olduğunca korumaktır. Bu amaç doğrultusunda kullanılan farklı radyoterapi tedavi planlama teknikleri bulunmaktadır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte planlama teknikleri de gelişmektedir.

4.2.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi

Konformal Radyoterapi (KRT), kritik dokulardaki dozu minimize ederken, yüksek izodoz hatlarının, hedeflenen hacmi şekline uygun olarak çepeçevre sarıp şekillendirildiği radyoterapi tedavisidir.

Işınlanması hedeflenen tümör hacmini, normal doku ve organların boyutlarını değerlendirebilmede oluşan yetersizlikler, verilmek istenen dozun hesaplamasında oluşan hatalar, hedef hacim dışı ışınlanan doku hacmini tam olarak tahmin edememe, tedaviyi kesin olarak doğrulayamama gibi nedenler iki boyutlu radyoterapinin eksikleriydi. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3DCRT) ile bu eksiklikler giderilmiş, hedeflenen hacme istenen doz verilirken sağlıklı dokuların radyasyondan korunması sağlanmıştır (17).

3BKRT tedavi planları, hedef volümün şekline göre, volümü içine alacak şekilde birden fazla radyasyon alanı kullanılarak oluşturulur. Radyasyon yoğunluğu her bir ışın için de uniformdur. Doz dağılımı konformitesini artırabilmek için gerekli ışın alanlarına wedge, bolus, koruyucu bloklar veya kompanse filtre gibi ek ışın şekillendiriciler kullanılabilir. Wedge ve kompanse filtreler radyoterapide doz dağılımlarını değiştirmek, doku eksikliğini kompanse etmek için kullanılarak hedef volümde homojen doz dağılımı elde etmeyi sağlarlar. Doku eksikliğini kompanse etmek için kullanılan ve doku eşdeğeri kabul edilen bolus, özellikle yüzeye yakın bölgelerin ışınlanmasında cildin daha iyi doz almasını sağlamak ve doz dağılımını cilt yüzeyine doğru çekmek amacıyla kullanılan bir materyaldir.

Yıllar içinde radyasyon tedavisindeki teknolojik ilerleme devam etmiş; bilgisayar kontrollü çok yapraklı kolimatör (MLC) sistemleri ve cihaz üzerine entegre edilmiş volümetrik görüntüleme sistemleri ile donatılmış medikal lineer hızlandırıcılar kanser tedavisinde yerlerini almışlardır. Işını şekillendirmek ve sağlıklı dokuları korumak amacıyla kurşun blok kullanılırken günümüzde MLC sistemleri kullanılır.

MLC sistemleri sayesinde ışın otomatik olarak şekillendirilir. Her bir alan için ayrı ayrı dökülen ve cihaz kafasına takılan kurşun bloklar, bu sistemler ile ortadan kalkmıştır. Cihaz kolimatör sistemi üzerine eklenen MLC sistemleri sayesinde kritik

dokular daha rahat korunabilmekte, ışın yoğunluğu değiştirilerek tümörün şekline göre uygun doz dağılımları oluşturulabilmektedir.

Işınlanacak bölgenin şekline, bulunduğu yere ve kritik organlara olan mesafesine göre gantri, kolimatör ve masa açıları değiştirilebilir.

4.2.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)

IMRT, terim olarak istenen doz dağılımı sağlayacak şekilde, tedavi alanının herhangi bir pozisyonunda uniform olmayan bir akının hastaya uygulandığı bir radyasyon tedavi planlama tekniğidir. Plan optimizasyonu tedavi kriterleri, tedavi planlayıcısı tarafından oluşturulur ve ters planlama metodu kullanılarak optimal akı profilleri meydana gelir. Bu amaçla oluşturulan akı dosyaları bilgisayar kontrollü, yoğunluk ayarlı ışınları uygulayabilecek hardware ve software özelliklerine sahip lineer hızlandırıcıya elektronik olarak iletilir (18).

IMRT tekniğinin genel prensibi, hastayı farklı yönlerde birden fazla açı ya da sürekli dönen bir ark sistemiyle tedavi etmektir. Tedavi planlama programları her bir ışını yüksek sayıdaki küçük alanlara böler.

Uygulamada kullanılacak cihazların özelliklerine göre farklı IMRT uygulamaları mevcuttur: Sabit gantri IMRT ve Ark Temelli IMRT (IMAT).

Sabit gantri IMRT tekniği, 3BKRT'ye benzer şekilde birden fazla ışının sabitlenmiş gantri açılarında hastaya uygulandığı tekniktir. İstenen doz akı haritası bilgisayar kontrollü MLC sistemleri ile oluşturularak uniform olmayan ışın demetleri elde edilir.

Bu teknik, MLC'nin hareketleri ile dozun uygulanması arasındaki ilişkiye bağlı olarak iki farklı şekilde uygulanmaktadır. Bunlar “dur ve ışınla (step and shoot)” ve “sürekli (dynamic)” IMRT teknikleridir. Step and shoot yönteminde doz uygulaması ve MLC hareketleri farklı zamanlarda gerçekleşir. Önce MLC'ler yapılan plana göre istenen konuma hareket eder ve sabitlenir, cihaz daha sonra doz uygulamasına geçer.

Dinamik IMRT yönteminde ise doz uygulaması ve MLC hareketleri ve eşzamanlı olarak gerçekleşir. Işınlama esnasında MLC'ler sürekli hareket halindedir (18,19).

IMAT ise IMRT planlarının cihazın gantrisi hasta etrafında dönerek uygulandığı tekniktir. Gantri dönerken MLC'ler dinamik olarak hareket halindedir.

IMRT tekniği, hedef hacmi kapsayan doz dağılımını artırdığı, daha homojen planlar oluşturulduğu ve konformal tekniklere kıyasla daha düşük kritik organ dozları sağlamayı amaçladığı için günümüzde sıkça kullanılan tekniklerden biridir.

Bunun yanı sıra, IMRT tekniğinde 3BKRT tekniğine göre daha fazla alan kullanılmaktadır. Kullanılan demet ve segment sayısının artması ile hastaya verilen monitör unit (MU) sayısı ve tedavi süresi artar. Ayrıca daha fazla düşük doz alan bölgenin oluşmasına neden olmaktadır.

IMRT tekniğinin karakteristiği, geniş hacimlerin daha düşük doz alması için normal dokulardaki radyasyon dozunu yaymaktır. Bu durum doz banyosu olarak adlandırılır ve vücudun büyük bir bölümünün ışınlaması ile uzun vadeli risklerin artabileceği endişesini getirir. İkincil kanser riskinin IMRT için 3DCRTden daha yüksek olduğunu gösteren teorik çalışmalar yapılmıştır (20,21).

4.2.3. Hacimsel ayarlı ark terapi (VMAT)

Rotasyonel IMRT uygulaması ilk olarak Otto tarafından tasarlanan optimizasyon algoritmasına dayanmaktadır (22). 360°'ye kadar olan (tam tur) bir rotasyon bir ark olarak tanımlanır. Tedavi için kullanılacak ark sayısı isteğe bağlıdır.

VMAT tekniğinde gantri, bir veya birden fazla ark halinde dönerken sürekli olarak ışınlama yapılır. Bu tekniğin uygulanması sırasında MLC şekilleri, doz hızı, gantrinin dönüş hızı ve MLC oryantasyonu gibi parametrelerde değişim olur (23).

IMRT ile karşılaştırıldığında, tedavi sürelerindeki kısalma, eş zamanlı olarak birim zamanda verilen dozdaki azalma ve çevresel doku toksisitesi ile ilgili belirsizliklerin azalması VMAT'ın potansiyel avantajlarıdır (24).

4.3. In Vivo Dozimetri

In vivo dozimetri (IVD), tedavilerin amaçlandığı gibi yapılmasını sağlamak için radyasyon tedavisi sırasında verilen dozun ölçülmesini içerir. Uzun yıllardır, risk altındaki organların aldığı dozları kontrol etmek için kullanılan yaygın bir uygulama olmuştur. Bununla birlikte, IVD'nin diğer temel amacı radyoterapi sürecinin kalite kontrolüdür. Bir radyoterapi kliniğinin kalite yönetiminin önemli bir parçası olarak kabul edilir. Dünya Sağlık Örgütü (WHO), Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP), Uluslar Arası Atom Enerjisi Kurumu (IAEA) ve diğer organların tavsiyeleri takip edilerek IVD kullanımı yaygın hale gelmiştir (25).

IVD, tedavi hazırlığı ve uygulama zincirinin genel doğrulaması için kullanılır. Bu nedenle, genel radyoterapi sürecinde birçok değişkenden etkilenebilecek tedavi radyasyonunu ölçer. Tedavi dozlarının ölçümlerinin global sonuçları, belirli bir tedavi bölgesi için veya belirli bir radyoterapi cihazı tarafından yapılan doz planlamasında ve dağıtımında doğruluk ve hassasiyetin değerlendirilmesi için gerekli bilgiyi sağlar. IVD, bir kurumun radyasyon tedavisinde olabilecek belirsizliklerin tahmin edilmesi için de kullanılabilir (25).

IVD, sistematik hataların belirlenmesi ve tedavi sırasında istenmeyen maruziyetlerin önlenmesi için bir araçtır. Tedavi sırasında erken veya aşırı dozda radyasyon tespit edilebilir, böylece sonraki seanslarda gerekli düzeltmeler yapılabilir. IVD, radyoterapi kliniğinin radyasyon güvenliği sisteminin önemli bir bileşenini oluşturur (25).

Tedavi sırasında uygulanan dozu kontrol etmek için dedektörler kullanılır. Dedektörler rektum, yutak, yemek borusu ve vajina gibi vücudun boşluklarına yerleştirilerek planlanan dozlar kontrol edilebilir. Bu tür bölgelerin dışında yer alan riskli organların veya hedef hacmin doz kontrolü pek mümkün değildir. Bu durumda giriş ve çıkış dozları ile ışınlanacak bölgenin dozu kontrol edilebilir (26).

IVD uygulamalarında dedektörler genelde cilt üzerine yerleştirilir ve dedektörlerin aldıkları dozlar ile Tedavi Planlama Sistemi (TPS) tarafından hesaplanan dozlar karşılaştırılır (26).

Cilt yüzeyinde hesaplanan dozun doğruluğu tartışmalıdır. TPS cilt yüzeyine yakın noktalarda doğru bir hesaplama yapamayabilir. Ancak belirli bir derinlikten sonra hesaplanan doz kabul edilebilir. Bu derinlik d_{max} uzaklığıdır. Giriş dozu, yüzeyden d_{max} (build-up) kadar içeride tanımlanırken, çıkış dozu ise çıkış yüzeyinden d_{max} (build-down) kadar içeride tanımlanır (26).

Cildin, bazal ve dermal tabaka gibi farklı katmanları vardır. Bu katmanların derinliği hastadan hastaya değiştiği gibi bir hastanın anatomik bölgelerine göre de değişir. Bu durum cilt dozunu oldukça karmaşık hale getirir. Bu belirsizlikler ışığında, cilt dozu ölçümlerinde önerilen derinlik 0,07 mm'dir (27,28).

IVD uygulamalarında kullanılan dozimetreler genelde 1 mm veya daha küçük kalınlıklara sahiptir. Bu nedenle giriş veya çıkış dozu ölçümlerinde gerekli olan d_{max} derinliğini sağlamak amacıyla build-up kep kullanılabilir. Ancak yüksek enerjilerde kullanılması gereken build-up kep kalınlığı birkaç cm'yi geçecektir. Bu kalınlık hasta konforunu etkileyebileceği gibi planlanan dozu yüzeye çekeceği için target dozunda da sapmaya neden olabilir.

4.4. In vivo dozimetride kullanılan dedektörler

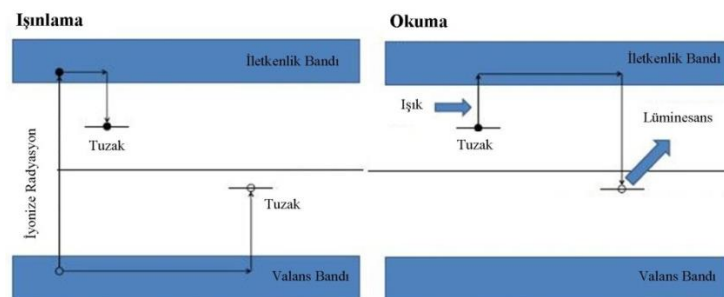
IVD'de kullanılan dedektörler gerçek zamanlı ve pasif olarak iki kategoriye ayrılabilir. Her iki dedektör türü de kalibrasyon gerektirir. Kalibrasyon genellikle doz cevabını belirli bir radyasyon alanındaki kalibre edilmiş bir iyon odası ile karşılaştırarak yapılır. IVD'de kullanılan çoğu dedektör enerji ve doz yanıtlarına sahiptir. Bu nedenle, gerçek ışınlama koşullarının kalibrasyon koşullarından farklı olduğu düşünüldüğünde, doz yanıtlarını belirlerken bazı düzeltme faktörleri kullanılmalıdır (29).

Diyotlar, metal oksit yarıiletken alan etkili transistörler (MOSFET), plastik sintilasyon dedektörleri (PSD) ve elektronik portal görüntüleme cihazları (EPID) gerçek zamanlı dedektörlerdir. Bu dedektörlere tedavi sırasında eş zamanlı doz yanıtı verdiği için gerçek zamanlı dedektörler olarak adlandırılır. (30).

Termolüminesans dozimetreler (TLD), optik uyarmalı lüminesans dozimetreler (OSL) ve radyokromik film pasif dozimetrelerdir. Bu dedektörler tedavi sırasında doz okuması sağlayamamaktadır. Ölçümlerin doza çevrilmesi gerekir (30).

4.4.1. Optik uyarmalı lüminesans dozimetreler (OSL)

Bohr atom modelinde tarif edildiği üzere atomun etrafında dönen elektronlar sadece belirli enerji seviyelerinde bulunabilirler. Kristal bir yapı içerisinde birbirine bağlı olarak bulunan atomlar arasında bir etkileşim mevcuttur. Atomlar arasındaki bağlanma kuvvetleri genellikle elektronların davranışlarıyla belirlenir. Bu karşılıklı atom etkileşimleri elektronik enerji seviyelerinin pertürbasyonuna sebebiyet verir ve kristal yapı içerisinde "izinli" ve "yasaklı" enerji bantları oluşur. Bir atomun enerji düzeyleri arasında, en dışta bulunan iki bantın elektron bakımından en dolu olanı valans bandı, en az dolu olanı ise iletkenlik bandı olarak adlandırılır. Bu iki bant arasında, yasak enerji bandı bulunur ve bu bölgede elektron bulunmaz. Kristal yapıdaki kusurlar, kristal içerisindeki yabancı maddeler valans bandı ile iletkenlik bandı arasında elektronlara yarı kararlı bir durum oluşturacak olan tuzakların oluşmasına neden olur. Kristal yapı radyasyona maruz kaldığında valans bandından kopan elektronlar, valans bandında "hole" adı verilen pozitif delikler meydana getirerek, yüklendikleri enerjilerle iletkenlik bandına doğru harekete geçerler. İletkenlik bandına geçen elektronlar bu bantta kalabilir, tekrar valans bandına dönebilir ya da tuzaklara yakalanabilir (şekil 4.3).

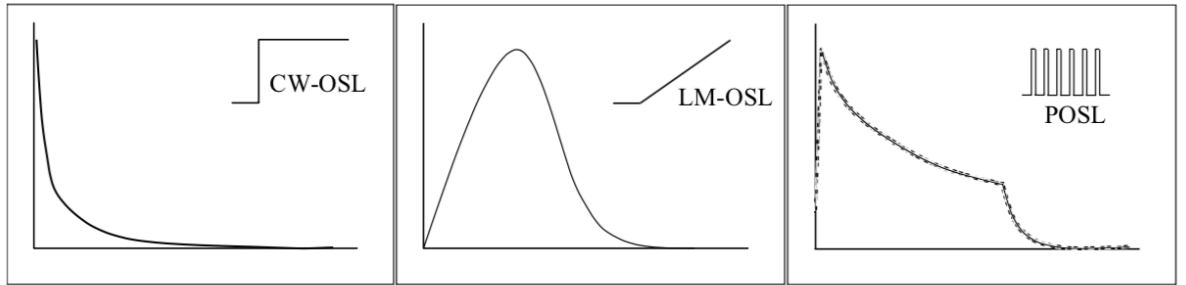


Şekil 4.3: Lüminesans Olayı

Bu geçişler ışık yayınlanarak yapılıyorsa bu olaya floresans adı verilir. Elektronun yakalandığı tuzaklar çok fazla derinde değilse oda sıcaklığı bile bu elektronların tuzaklardan kurtulması için yeterlidir. Bu şekilde kurtulan elektronlar valans bandına ışık fotonu yayarak dönüyorsa bu olaya fosforesans adı verilir. Eğer tuzaklar çok daha derinde ise elektronların bu tuzaklardan kurtulabilmesi için termal enerji gerekir. Termal enerji ile kurtulan elektronlar iletkenlik bandına ulaşabilir veya valans bandına dönebilir. Bu geçişler esnasında görünür foton yayınlanması olayına termolüminesans adı verilir. Kristalin termal enerji yerine ışık ile uyarılması ile meydana gelen olaya da optik uyarımlı lüminesans (OSL) adı verilir. Yayınlanan ışın şiddeti, tuzaklara yakalanan elektron sayısı ve kristal tarafından absorbe edilen toplam radyasyon dozu ile orantılıdır.

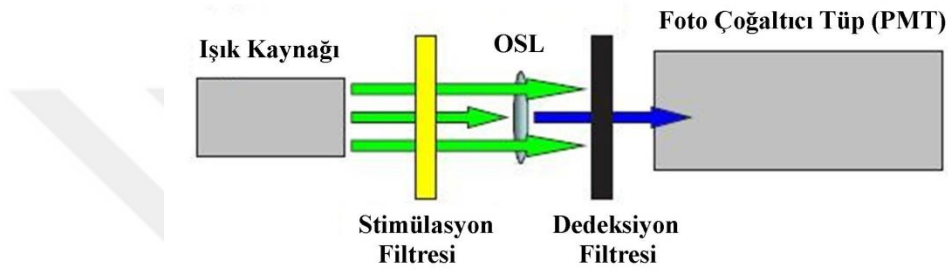
OSL dozimetrisinde kullanılan materyal karbon katkılı alüminyum oksittir ($Al_2O_3:C$). Alüminyum oksit başlangıçta TLD olarak tanıtılsa da, uygun optik özellikleri OSL dozimetre olarak kullanılmaya başlanmasına yol açmıştır (31).

OSL dozimetreler farklı metodlarla uyarılabilir. Bu metodlar, sürekli dalga OSL (CW-OSL), lineer modülasyon OSL (LM-OSL) ve pulslu OSL (POSL) olarak ayrılır. Sürekli dalga OSL’de uyaran ışık şiddeti sabit olup OSL sinyali uyarma periyodu boyunca gözlenir. Lineer modülasyon OSL’de uyarma şiddeti OSL ölçülürken lineer olarak artar. Pulslu OSL’de uyarma kaynağı pulslanır ve OSL sadece pulslar arasında gözlenir (32).



Şekil 4.4: OSL okuma metodlarının gösterimi

Bir OSL okuyucunun temel elemanları, stimölasyon için bir ışık kaynağı ve ışık tespiti için bir fotoçoğaltıcı tüp (PMT) dahil olmak üzere Şekil 3'te gösterilmektedir. Optik filtreler ışık kaynağının önünde tipik olarak belirli stimölasyon dalga boylarını seçmek ve OSL sinyaliyle örtüşen dalga boylarını engellemek için kullanılır. Optik filtreler, OSL sinyalini iletirken stimölasyon ışığını engellemek için PMT'nin önünde de kullanılır (25,33).



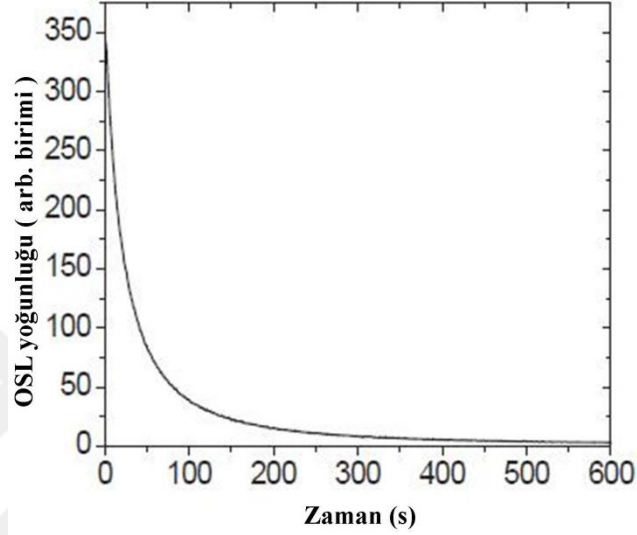
Şekil 4.5: Bir OSL okuyucunun temel elemanları

OSL, ışık kaynağına tutulur. Stimölasyon filtresi ile sadece yeşil ışığın ulaşmasına izin verilir. OSL mavi ışık çıkarır. Mavi ışık dedeksiyon filtresinden geçerek PMT ile çoğaltılıp değer olarak okunur.

Şekil 4.6 tipik bir OSL eğrisini gösterir (stimölasyon süresinin bir fonksiyonu olarak ışınlanmış bir Al₂O₃: C'nin yoğunluğu). OSL yoğunluğu, sıkışmış yüklerin yüksek konsantrasyonu ve bunun sonucunda tuzaklardan uyarılan çok sayıda yük nedeniyle ilk uyarım sırasında en yüksektir. Ancak, tuzaklar boşaltılırken üstel benzeri davranışla azalır (25).

OSL yoğunluğu ve eğrinin altındaki toplam alan (yayılan toplam ışık) emilen dozla orantılıdır. Ancak OSL eğrisinin şekli de stimölasyon yoğunluğuna ve dalga boyuna bağlıdır (34). Stimölasyon süresini, yoğunluğunu ve dalga boyunu kontrol ederek, her OSL okuması sırasında uyarılan sıkışmış yüklerin miktarını (OSL

sinyalinin tükenme miktarını) arttırmak veya azaltmak mümkündür. Dozimetri amaçları için yeterli yoğunluğa sahip OSL sinyalleri, düşük ışık yoğunluğuna sahip kısa stimülasyon süreleri ile üretilebilir ve bu da tutulan yüklerin çoğunun gelecekteki okumalar için bozulmadan kalmasını sağlar.



Şekil 4.6: Bir OSL'nin yoğunluk-zaman grafiği

OSL dozimetreler birçok avantajından dolayı radyoterapide kullanılmaktadır. OSL dozimetri uygulamalarında ısıtma gerekmez. Bu da sıcaklığa bağlı olarak değişen lüminesans verim sorunlarının üstesinden gelinmesini mümkün kılar (35). OSL dozimetrelerin MeV foton enerjileri, elektron ve protonlar için enerji bağımlılıkları bulunmamaktadır (36). Megavoltaj demetlerde sadece %3-4 arasında bir açı bağımlılıkları bulunmaktadır (37). OSL dozimetreler doz hızından bağımsız olup doza cevapları lineerdir (33). Ayrıca küçük yapıya sahiplerdir ve uzaysal çözünürlükleri çok iyidir.

4.4.2. Radyokromik film

Radyokromik filmler radyoterapide kullanılan yeni bir film türüdür. Radyokromik dozimetreler kimyasal işleme gerek duyulmadan, doğrudan bir renk değişikliğine uğrarlar. Renk değişimi, kullanılan malzemeye bağlı olarak değişebilir. Bununla birlikte, çoğu radyokromik film dozimetresi radyasyona maruz kaldığında mavi renge dönüşen malzemeler içerir (38).

Radyokromik filmler özel bir polimerize boya içerir ve ısıtılan bölgede farklı bir renk yayar. Polimer, film boyunca gelen ışığı emer ve uygun bir densitometre kullanılarak ölçülebilir (30).

Radyokromik ürünlerdeki görüntü oluşumu, enerjinin enerjik bir foton veya partikülden löko-boya veya renksiz foto monomer molekülünün alıcı kısmına aktarıldığı ve kimyasal değişimler yoluyla bir renk oluşumunu başlatan bir boya oluşturma veya polimerizasyon işlemi olarak gerçekleşir (38).

Radyokromik filmler iyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldığında, renklenme oluşur. Bu renklenme, filmde gelen görünür ışığın bir kısmının zayıflaması nedeniyle ortaya çıkmasıyla "grileşir". Filmde geçen ışıktaki azalma, onun 'karanlık' veya 'optik yoğunluğunun' (OD) bir ölçüsüdür. Film dozimetrisindeki önemli bir varsayım, filme verilen dozun, bu filmin ortaya çıkan optik yoğunluğuna yansıtılmasıdır (38). Bu ilişki şöyle ifade edilebilir:

$$OD = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right)$$

I_0 = Başlangıçtaki ışık şiddeti

I = Filmde geçen ışık şiddeti

Filmin diğer dozimetrelere göre avantajları bulunur. Bir doz alanının, diğer birçok detektör tipindeki bir nokta ölçümüyle karşılaştırıldığında analiz edilebildiği haritalama yeteneği bulunmaktadır. Başka bir deyişle, iki boyutlu (2D) bir optik yoğunluk akıcılık haritası üretilir. Uygun düzeltmelerle bu, uygun şekilde görüntülenebilen bir 2D doz haritasına dönüştürülebilir (38).

Radyokromik filmler arasında en çok kullanılan gafkromik filmlerdir. EBT model filmler kırmızı kanalda doz ölçümleri açısından geniş çapta araştırılmış ve karakterize edilmiştir. 2002 yılında geliştirilen EBT filmler daha iyi incelenerek yerini 2009 yılında EBT2 filmlere bırakmıştır. 2011 yılında ise EBT3 filmler geliştirilmiştir. Filmlerin aktif katman ve yardımcı katmanlarının kalınlıkları modeller arasında farklılık göstermektedir. Ancak aktif bileşik EBT model filmlerde aynı kalmıştır. MD-810, MD-55, MD-55V2 ve HS filmlerde orijinal bileşik olan Pentacosa-10, 12-diynoic acid (PCDA) kullanılırken EBT filmlerde aktif bileşik lithium pentacosa-10,12-diynoate (LiPCDA) ile değiştirilerek 10 kat daha radyoduyarlı olması sağlanmıştır. Böylece maksimum soğurma olan pik dalga boyu 633 nm'den 678 nm'ye çıkmıştır (39).

Massillon ve arkadaşları, EBT3 filmlerle yaptığı çalışmada 50 kV, 6 MV ve 15 MV enerjiler kullanarak doz-cevap eğrileri oluşturmuşlardır (40). Çalışmanın sonucunda Gafkromik EBT3 filmlerin radyoterapide kullanılan doz aralığında enerji bağımlılığının zayıf olduğu anlaşılmaktadır.

Gelen radyasyonun açısına bağlı olarak dozimetrenin cevabındaki varyasyon yön bağıllığı olarak bilinir. Dozimetreler genellikle yapısal özellikleri, fiziksel boyutları ve gelen radyasyonun enerjisine bağlı olarak yön bağımlılığı gösterir. Gafkromik EBT nesil dozimetrelerin, radyoterapide kullanılan enerji seviyelerinde cevabı izotropiktir (41).

Mizino ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre, ışınlanmamış EBT2 filmlerin kutudan kutuya farklılığı 0.1%'den 0.4%'e kadar değişirken, 0.5-3 Gy doz aralığında 5 farklı lot kutuda ışınlanmış EBT2 filmlerin farklılığının 0.2%'den 1.5%'e kadar değişir. Buna karşın ışınlanmış ve ışınlanmamış kutudan kutuya farklılığının EBT3 filmlerde 0.2%'den 0.6%'e kadar değişir (42). Her lot için ayrı kalibrasyon yaparak üretimdeki farklılıklardan dolayı ortaya çıkabilen bu belirsizlik en aza indirilebilir.

Borca ve arkadaşları, gafkromik EBT3 film dozimetrenin doz hızı bağıllığını 100 MU/dk, 300 MU/dk ve 600 MU/dk doz hızlarında incelemişlerdir (43). 6 MV foton radyasyonu ile 4 Gy doza kadar üç farklı doz hızlarında kalibre edilmiş filmlerde maksimum hatanın $<1\%$ olduğu bildirilmiştir.

Gafkromik dozimetrelerde renklenme polimerizasyon ile olur. Işınlama sonrası polimerizasyon 100 µs içinde başlar. Polimerizasyon arttıkça büyüyen zincirin ucu ile monomerler arasındaki mesafe artar. 1 saniye içinde hızlı polimerizasyon sona ererek yerini optik yoğunluktaki logaritmik artışa bırakır. 24 saat sonra bu logaritmik artış doyuma ulaşır. Bu nedenle üretici tarafından, kalibrasyon taraması yapmak için en az 2 saat, tercihen 24 saat beklemek gerektiği bildirilmektedir.

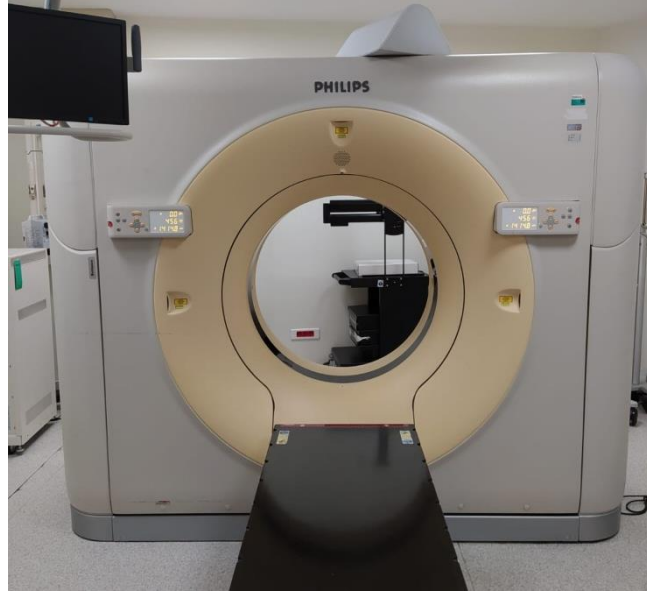


5. MATERYAL VE METOT

5.1. Materyal

5.1.1. Philips Brilliance Big Bore bilgisayarlı tomografi cihazı

Philips CT Big Bore, radyasyon onkolojisinin spesifik tedavi planlama ihtiyaçlarını karşılamak için tasarlanmış ve optimize edilmiş CT simülatörüdür. 256 kesit alabilme özelliğiyle yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilir. 60 cm'lik görüş alanı ile tedavi planlamada kritik öneme sahip olan Hounsfield Unit (HU) değerlerinin doğruluğunun korunmasını sağlar. 85 cm'lik hasta diyaframı sayesinde en uygun tedavi pozisyonunda görüntüleme sağlanır. Solunum sırasında değişen tümör ve kritik organların hareketlerinin değerlendirilmesini sağlayan 4DCT özelliğine sahiptir (44).



Resim 5.1: Philips Brilliance Big Bore Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

5.1.2. Varian Trilogy lineer hızlandırıcı

Trilogy lineer hızlandırıcı, 6 ve 18 MV foton ile 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV elektron enerjilerine sahiptir. Doz hızı aralığı 100-600 MU/dk'dır. Cihazda, alt ve üst hareketli kolimatörler bulunur. Kolimatörlerin alan boyutları; 100 cm'de minimum 0,5x0,5 cm², maksimum 40x40 cm²'dir. Cihaz kafasında yer alan birincil kolimatörlerin kalınlığı 92 mm, dikdörtgen alanların açılmasını sağlayan x ve y diyaframlarının kalınlığı 78 mm'dir. Bu hareketli kolimatörlerin radyasyon geçirgenliği % 0.5' ten fazla değildir (45).

Cihaz, 120 yapraklı Millenium MLC' ye sahiptir. MLC yapraklarının boyu 60 mm' dir. Yaprakların hareketi, her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız motorlar tarafından sağlanır. İç taraftaki MLC yapraklarının kalınlığı izomerkezde 0.5cm, diğer yapraklar ise 1 cm'dir (45).

Cihaz donanımında bulunan Varian On-Board Imager® (OBI) robotik görüntüleme sistemi sayesinde organ hareketleri ve pozisyon belirsizlikleri gidermek için gerekli olan Görüntü Klavuzluğunda Radyoterapi (IGRT) uygulanabilir.

Trilogy cihazı, 3BKRT, IMRT ve VMAT tedavi tekniklerinin uygulanabildiği çok yönlü bir cihazdır.



Resim 5.2: Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı

5.1.3. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Varian Eclipse tedavi planlama sistemi (Varian Headquarters, Palo Alto, California, USA) Windows işletim sistemi ile çalışmaktadır. TPS ile tedavi cihazları arasındaki iletişimi sağlamak amacıyla ARIA® (Varian Headquarters, Palo Alto, California, USA) adı verilen bilgi sistemleri kullanılır. Planları yapılan hastalara ait tedavi bilgileri bu sistemler sayesinde online olarak tedavi cihaz bilgisayarlarında görüntülenebilmektedir (46).

Eclipse TPS ile 3BKRT, IMRT, VMAT planlama tekniklerinin yanı sıra proton ve brakiterapi uygulamaları da yapılabilir. Doz hesabı için, foton tedavilerinde AAA ve Acuros® XB, elektron tedavilerinde eMC ve brakiterapi tedavilerinde Acuros® BV doz hesaplama algoritmalarını kullanır (46).

Bu çalışmada Eclipse™ Treatment Planning System Version 13 (VarianMedicalSystems, Palo Alto, CA) kullanılmıştır.

5.1.4. PTW RW3 su eşdeğeri katı fantom

PTW marka RW3 katı su fantomu yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde kullanılmak üzere üretilmişlerdir. RW3 fantomu, ^{60}Co ile 25 MV foton ve 4 MeV ile 25 MeV elektron arasındaki enerji aralığında su eşdeğeri. Fiziksel yoğunluğu $1,045 \text{ cm}^3$ olup elektron yoğunluğu ise $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ 'tür. Fantom, 30cm x 30cm boyutunda, 1mm, 2mm, 5mm ve 10mm gibi farklı kalınlıklarda plakalardan oluşur. Her plakanın $\pm 0.1 \text{ mm}$ kalınlık toleransı bulunmaktadır. İçerisinde hava boşluğu bırakmadan iyon odalarının yerleştirilmesine imkan veren formları da mevcuttur (47).



Resim 5.3: RW3 su eşdeğeri katı fantom

5.1.5. Dozimetri doğrulama fantomları

CIRS ATOM® fantomları, antropomorfik bir fantomudur. Kesitsel bir dozimetri fantomudur ve organ dozunu, tüm vücut etkili dozunu veya tedavi radyasyon dozlarının verilişini araştırmak mümkündür. Fantom, geleneksel 25 mm kalınlığında kesitleri olan bir tasarıma sahiptir. Kesitli yüzeyler son derece düz ve pürüzsüzdür. Herhangi bir özel kaplama veya işlem gerektirmez. Doku eşdeğeri epoksi reçineleri, fantomun tüm yönlerinde kullanılır. CIRS teknolojisi, görüntülemeyen tedaviye kadar çok çeşitli enerji seviyelerini kapsayarak dozimetri doğrulama fantomları için üstün doku simülasyonu sunar. Ayrıca, tüm kemikler homojen, ortalama kemik bileşimidir. CIRS kemik formülasyonları, doğal iskeletler ve diğer simüle edilmiş kemik türlerine göre belirgin avantajlar sunar (48).



Resim 5.4: Rando Fantom

5.1.6. PTW 30013 Farmer iyon odası

PTW Farmer 30013 iyon odası su geçirmez yapıya sahip olup foton-elektron dozimetrisinde mutlak doz ölçümü için kullanılır. 0.6 cc hacme sahip olan PTW Farmer 30013 iyon odasının merkezi elektrodu alüminyum, duvarı koruyucu akrilikle kaplı grafittir. Nominal enerji aralığı fotonlar için 30 kV ile 50 MV iken elektronlar için 10 MeV ile 45 MeV aralığındadır. İyon odası 400 V, maksimum 500 V değerinde kullanılır (49).



Resim 5.5: PTW 30013 Farmer tipi iyon odası

5.1.7. IBA Dose1 elektrometre

IBA Dose 1, çeşitli detektörlerle birlikte kullanılabilen, taşınabilir bir elektrometredir. Foton-elektron dozimetrisinde absorbe doz ölçümü için kullanılır. Bu elektrometre ile doz, doz hızı, ortalama doz hızı, yük, akım ve MU başına düşen doz miktarı değerleri ölçülebilir (50).



Resim 5.6: IBA Dose1 Elektrometre

5.1.8. EPSON Expression 11000 XL tarayıcı

EPSON Expression 11000 XL, klinikte ışınlanan filmleri okumak için kullanılır. Işık kaynağı olarak xenon floresan lamba kullanılır. Tarama alanı 310 mm x 437 mm olup çözünürlüğü 2400x4800' dir. Optik yoğunluğu 3.8 Dmax iken 48 bit renk derinliğine sahiptir (51).



Resim 5.7: EPSON Expression 11000 XL Tarayıcı

5.1.9. Landauer InLight dozimetri sistemi

Ticari isimleri Inlight® olan OSL dozimetre sistemleri Landauer® Inc. firması tarafından üretilmektedir. OSL dozimetri sistemi, Inlight® nanoDot ya da Dot dedektör ve microstar® dozimetri okuyucundan oluşur. NanoDot dozimetre, tek nokta doz değerlendirmesi amacıyla kullanılan, hızlı doz değerlendirmesi imkanı sunan sistemlerdir (52).

NanoDotlar, Al₂O₃:C tozunun sıkıştırılması ile elde edilen 4 mm çapında dotlardan oluşurlar. Dedektörlerin üzerinde her nanoDot'a ait alfanumerik kodlar yer alır. Boyutları ise en,boy ve kalınlık olarak sırasıyla 10 mm, 10 mm ve 2 mm'dir. NanoDotlar, 10 µGy ile 100 Gy arasında doz aralığına ve 5 keV ile 20 MeV arasında enerji aralığına sahiptirler. Doz doğruluğu hassasiyeti $\pm 5\%$ dir (52).

NanoDotlar, Microstar® okuyucu ile okunabilirler. Dozimetre okuyucu analiz, düzenleme ve veri kaydı kontrolü için bir bilgisayara bağlıdır. Dozimetre, okuyucu

sisteminde yer alan çekmeceye yerleştirilir ve monitörde doz bilgisi elde edilir. Okuma hızı yaklaşık 13 saniyedir. Okuyucu sistemi, OSL uyarma çeşitlerinden olan sürekli dalga uyarma (CW-OSL) prensibi ile çalışır (52)



Resim 5.8: OSL Dozimetri Sistemi

5.1.10. Gafkromik® EBT3 film

Gafkromik EBT3 film, absorbe edilen radyasyon dozlarının ölçümü için tasarlanmış, yüksek enerjili fotonlar için uygun bir dozimetredir. 0.2 ile 10 Gy doz aralığında iyi bir performans sergiler (53).

Film, iki adet 125 µm mat-polyester tabaka arasına sıkıştırılmış nominal olarak 28 µm kalınlığında aktif bir tabakadan oluşur. Aktif tabakanın kalınlığı, üretilen her film kutusu için değişebilir. Polyester tabakalar, tarama sırasında meydana gelebilecek Newton halkalarının oluşmasını engellemek için mikroskobik silika parçacıklarıyla işlenmiş yüzeylere sahiptir. Filmin yüzeyindeki bu parçacıklar, film ile tarayıcı arasındaki geniş boşluğu koruyarak Newton halkalarını önlemektedir (54).

EBT3 filmler, oda ışığında kullanılabilir ancak kullanılmadığında karanlık ortamda bekletilmelidir. Aktif bileşen radyasyona maruz kaldığında, yaklaşık 633 nm’de mavi renkli polimer oluşturmak için reaksiyona girer (53).

EBT3 filmlerin içeriğinde sarı marker boya bulunur. Sarı marker boya ışığa duyarlılığı azaltır ve bu sayede çok kanallı tarayıcılarda kullanılabilir.



Resim 5.9: EBT3 Film

5.2. Yöntem

5.2.1. Fantomun bilgisayarlı tomografisinin çekilmesi ve konturlanması

Çalışmada kullanılan rando fantomun planlama tomografisi çekilmeden önce immobilizasyon aletleri hazır hale getirildi. Rando fantom, baş yastığı, termoplastik maske ve vakumlu yatak kullanılarak masaya sabitlendi. Görüntüleme penceresi, tüm tedavi alanını içine alacak şekilde kranyumun üstünden femur başına kadar açıldı. CT taraması 1 mm kesit kalınlığı ile yapıldı. CT taraması tamamlandıktan sonra alınan görüntüler DICOM üzerinden TPS sistemine aktarıldı.

TPS sistemine aktarılan CT görüntüleri üzerinde CTV, PTV ve kritik organlar belirlendi. Tüm beyin ve spinal kord çizilerek CTV hacmi oluştu ve CTV'ye marj verilerek PTV hacmi belirlendi. Akciğer, kalp, böbrek ve lens kritik organlar olarak belirlendi.



Resim 5.10: Fantomun Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi

5.2.2. Tedavi planlarının yapılması

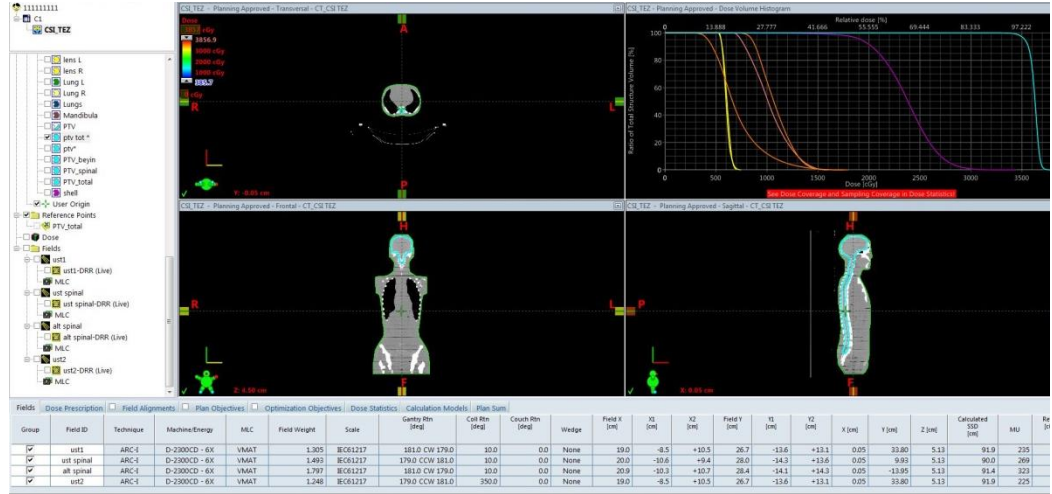
CT görüntüleri üzerinde tüm organlar konturlandıktan sonra çalışmada kullanılmak üzere VMAT ve 3DCRT planlama teknikleri kullanılarak CSI tedavi planları yapıldı. Tedavi planları Varian Trilogy lineer hızlandırıcı cihazı için hazırlandı. İki tedavi planında da , tedavi dozu 3600 cGy olarak uygulandı. Tedavi dozu fraksiyon başına 180 cGy olmak üzere 20 fraksiyonda verildi. ICRU kriterleri gereğince toplam dozun % 95-% 107 sınırları içerisinde olmasına dikkat edildi.

5.2.2.1. VMAT tedavi planı

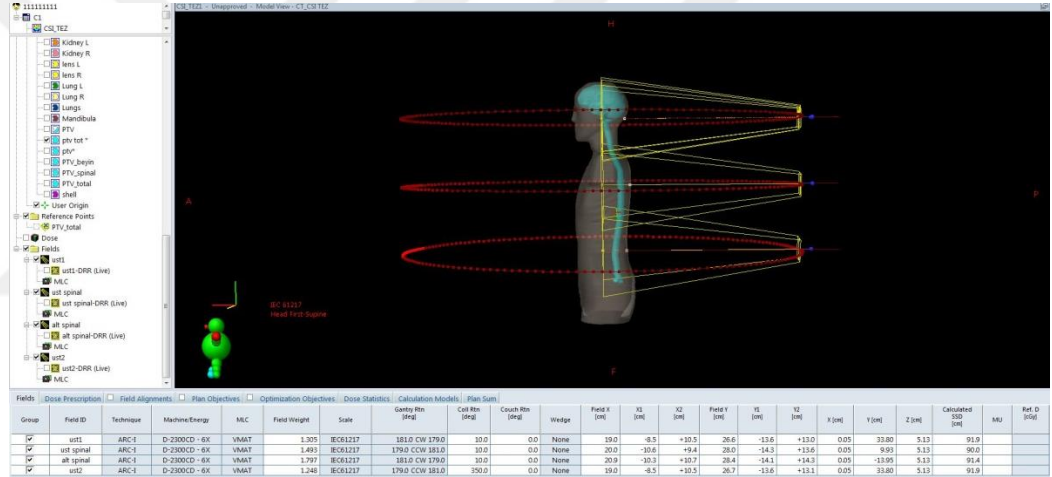
VMAT tedavi planında kranyum ve spinal aksın tamamı PTV olarak belirlendi. PTV çevresine doz düşüşünü kontrol etmek amacıyla shell oluşturuldu. VMAT tedavi planı, 3 izomerkezli olacak şekilde tasarlandı. İzomerkezler kranyum ve spinal aks üzerine yerleştirildi.

Kranyum bölgesinde homojen doz dağılımı sağlamak amacıyla 2 tam ark kullanıldı. Spinal bölgesi, üst spinal ve alt spinal olarak ikiye bölünüp iki izomerkez yerleştirildi. Her izomerkez etrafında birer tam ark olmak üzere spinal bölgesinde 2 tam ark kullanıldı. Tedavi alanları tüm kranyumu ve spinal aksı içine alacak şekilde genişletildi.

Tedavi alanlarının belirlenmesi tamamlandıktan sonra optimizasyon ve doz hesaplama işlemlerine geçildi. Optimizasyon sırasında PTV'nin tanımlanan dozu alması sağlanırken kritik organların da minimum doz alması sağlandı. Planda, 6MV foton enerjisi ve 600 MU/dk doz hızı kullanıldı.



Şekil 5.1: VMAT Tedavi Planına Ait Eclipse Görüntüsü



Şekil 5.2: VMAT Planındaki Arkların Gösterimi

5.2.2.2. 3DCRT tedavi planı

3DCRT tedavi planında, kranyum, üst spinal ve alt spinal alanları belirlendi ve bu bölgelere birer izomerkez yerleştirildi.

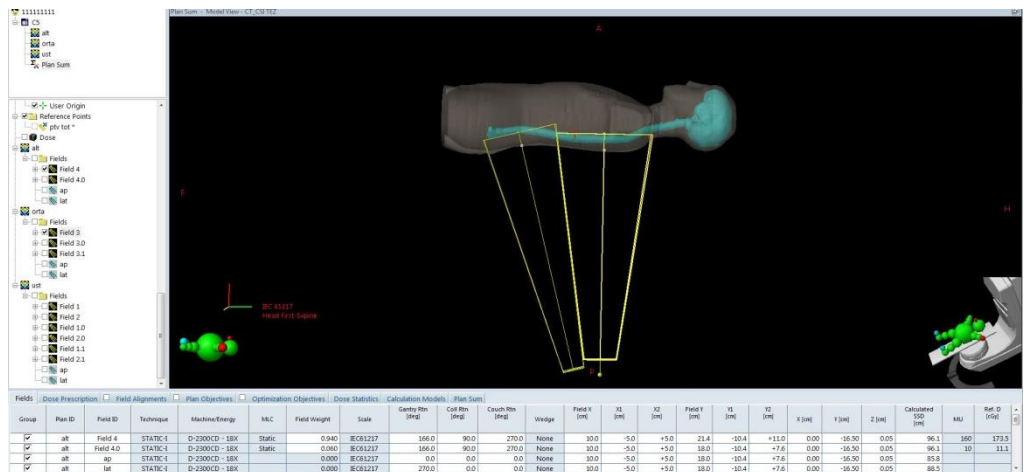
Kranyum bölgesinde gantri açısı 90 ve 270 derece olacak şekilde iki karşılıklı lateral alan kullanıldı. Üst spinal alanda gantri açısı 180 derece olarak belirlendi. Kranyum alanları ile üst spinal alanın ışın diverjansından dolayı çakışmasını engellemek için, kranyum alanlarına kolimatör açısı verildi. Böylelikle spinal alan ve kranyumun alanları birleştirildi.

Alt spinal alan oluşturulurken üst sipinal alan ile diverjans uyumu sağlamak amacıyla masa açısı ve gantri açısı kullanıldı. Masa 270 dereceye döndürülerek alan diverjanslarının çakışması engellendi. Alan diverjanslarını birleştirebilmek amacıyla uygun gantri açısı verildi. Kolimatör açısı ise 90 derece olarak uygulandı.

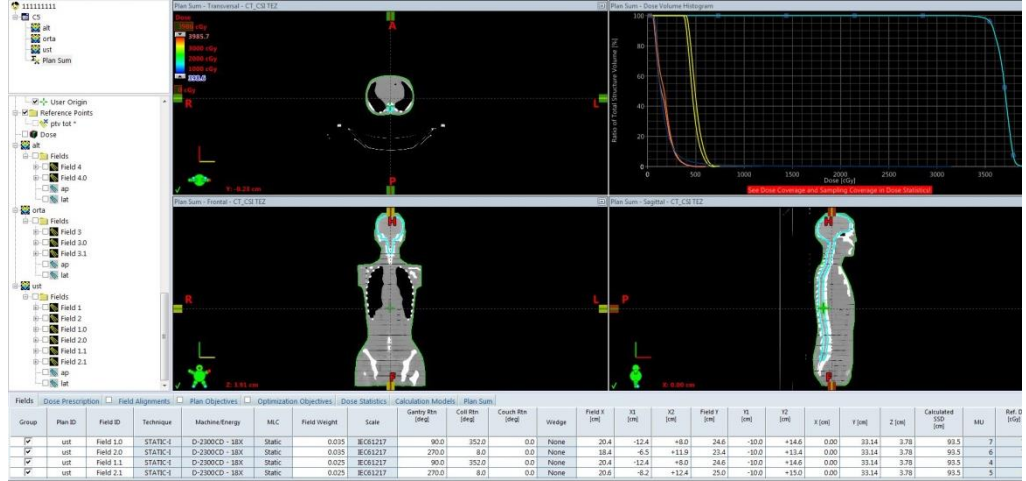
Kranyum bölgesinde ana alanlarda 6 MV foton enerjisi ile 600 MU/dk doz hızı kullanıldı. Spinal bölgesinde ise ana alanlarda 18 MV foton enerjisi ile 600 MU/dk doz hızı kullanıldı. Doz hesaplamasından sonra, oluşan yüksek doz bölgelerinin azaltılması için oluşturulan tüm alt alanlarda 18 MV foton enerjisi kullanıldı.



Şekil 5.3: 3DCRT Planında Alan Yerleşimi



Şekil 5.4: Spinal Alanlarının Birleştirilmesi



Şekil 5.5: 3DCRT Planına Ait Eclipse Görüntüsü

5.2.3. Film dozimetrenin kalibrasyonunun yapılması

6 MV ve 18 MV foton enerjileri kullanılarak iki ayrı kalibrasyon eğrisi oluşturuldu. Kalibrasyon eğrisi oluşturmak için 5x5 cm² boyutlarında kalibrasyon filmleri kullanıldı. Hazırlanan filmler su eşdeğeri katı fantom üzerinde dmax derinliğine yerleştirildi. Gantri açısı 0 derece, kolimatör açısı 0 derece, SSD mesafesi 100 cm ve alan boyutu 5x5 cm² olarak ayarlandı. Kalibrasyon filmleri 0, 100, 200, 500, 1000, 1500, 2000, 3000 ve 4000 MU ile ayrı ayrı ışınladı.

İşinlanan filmler, her biri ayrı zarf içerisinde alınarak 24 saat boyunca karanlık ortamda bekletildi. Kalibrasyon filmleri, 24 saat sonra EPSON10000 XL tarayıcı ile tarandı. Tarama işleminde 75 dpi çözünürlük ve 48 bit derinlik kullanıldı. Filmler tarandıktan sonra SNC Patient Software v.6.6 yazılımı ile kalibrasyon eğrileri oluşturuldu.

5.2.4. OSL dozimetrenin kalibrasyonu

OSL dozimetrelerin kalibrasyonu için 50 adet NanoDot OSL dozimetre kullanıldı. 50 adet NanoDot dozimetre su eşdeğeri katı fantom üzerinde dmax derinliğine yerleştirildi. 100 cm SSD'de ve 10x10 cm² alan boyutunda 100 MU ile ışınladı. Bu ışınlama işlemi 3 kez tekrarlandı. Işınlama işlemlerinden sonra OSL dozimetreler barkod numaralarına göre Microstar® yazılımı ile okunarak kaydedildi.

5.2.5. Mekanik ve dozimetrik kontroller

Ölçümlere başlamadan önce lineer hızlandırıcının dozimetrik ve mekanik kontrolleri yapıldı. Cihazın mekanik kontrollerinde gantri, kolimatör, izomerkez, çapraz tel, lazer, SSD, alan boyutları ve masa hareketleri incelendi. Kontrol edilen parametrelerin AAPM TG-142 raporuna göre limitler içerisinde olduğu görüldü.

Cihazın dozimetrik kontrolleri PTW 30013 Farmer tipi 0,6 cc iyon odası ve IBA Dose-1 elektrometre kullanılarak su eşdeğeri katı fantom ile yapıldı. Referans koşullar olan 100 cm SSD, 10x10 cm² alan ve 10 cm derinlikte yapılan ölçümlerde doz hesaplama işlemlerinde ve limit değerlerinde IAEA TRS-398 protokolü dikkate alındı.

5.2.6. Su eşdeğeri katı fantom üzerinde yapılan ölçümler

Rando fantom ölçümlerine geçmeden önce homojen bir ortamda giriş ve çıkış yüzey dozlarının değişimini görebilmek için su eşdeğeri katı fantomlarda ölçümler alındı. Su eşdeğeri katı fantomun giriş yüzeyine, dmax derinliğine, çıkış yüzeyine ve ortasına dozimetreler yerleştirildi. Okunan giriş, dmax, orta ve çıkış dozları TPS dataları ile karşılaştırıldı.

Işınlama işlemi, 0 ganti açısı, 0 kolimatör açısı, 100 SSD ve 10x10 alan buyutunda 100 MU verilerek gerçekleştirildi. Ölçümler 10 cm ve 20 cm olmak üzere iki farklı kalınlık için yapıldı. Okunan değerler dmax değerine normalize edilerek kaydedildi.

5.2.7. Ölçüm noktalarını belirleme ve ışınlama

Çalışmada dozimetrelerin yerleştirileceği yerler planlama bilgisayarı üzerinde belirlendi. Belirlenen bölgeler, rando fantom üzerinde işaretlendi. İşaretlenen bölgeler; izomerkezler, alan çakışım-birleşim bölgeleri ve kritik organlardır. Dozimetreler belirlenen bölgelerin giriş ve çıkış yüzeylerine yerleştirildi.

Dozimetreler özenle yerleştirildikten sonra rando fantom tedavi planına uygun biçimde tedavi masasına yatırıldı. CT çekiminde kullanılan immobilizasyon aletleri kullanıldı. Fantom masaya yerleştirildikten sonra anterior-posterior ve lateral yönlerden görüntüleri alınarak plana uygun şekilde tomografi görüntüleri ile karşılaştırıldı. Görüntü alma işlemi tamamlandıktan sonra tedavi uygulandı.

Plan ışınlama işlemleri tek fraksiyon üzerinden yapıldı. VMAT ve 3DCRT planları, Film ve OSL dozimetrelerinin her biri için üçer kez tekrarlandı.

Plan ışınlama işleminden önce dozimetreler yerleştirilirken dikkat edildi. OSL dozimetreler üzerinde bulunan barkod numaraları ve hangi noktaya yerleştirildiği not edildi. Filmler yerleştirilirken hava boşluğu kalmamasına özen gösterildi. Işınlama işlemi tamamlandıktan sonra fantom üzerindeki dozimetreler dikkatlice çıkartıldı. Filmlerin yerleştirildiği noktaların karışmaması için önceden hazırlanan zarflara konuldu.



Resim 5.11: Fantomun EBT3 Film Dozimetreler ile Tedaviye Alınması



Resim 5.12: Fantomun OSL Dozimetreler ile Tedaviye Alınması

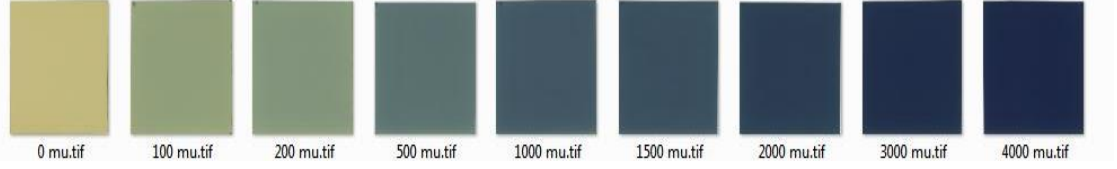
5.2.8. Işınlanan dozimetrelerin okunması ve değerlendirilmesi

Işınlanan filmler 24 sonra SNC Patient Software ile, OSL dozimetreler ışınlamadan 15 dk sonra Microstar® yazılımı ile okunarak kaydedildi. 3 kere tekrarlanan ışınlamalar sonucunda ölçülen değerlerin ortalamaları alındı. Ölçülen değerler, TPS tarafından hesaplanan değerler ile karşılaştırıldı ve hata yüzdeleri hesaplandı.

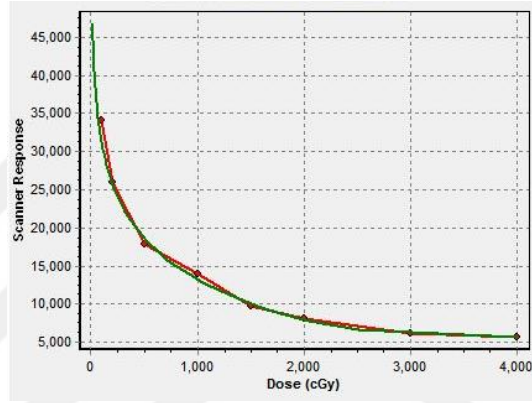


6. BULGULAR

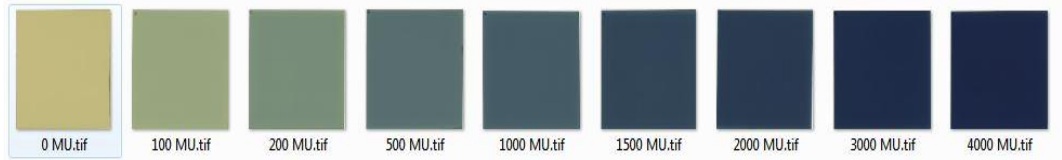
6.1. Film Kalibrasyon Eğrisi



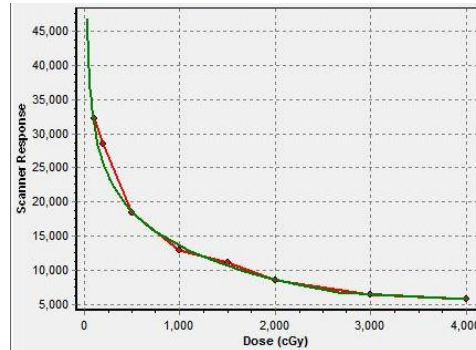
Şekil 6.1: 6 MV ile Işınlanan Kalibrasyon Filmleri



Şekil 6.2: 6 MV Kalibrasyon Eğrisi



Şekil 6.3: 18 MV ile Işınlanan Kalibrasyon Filmleri



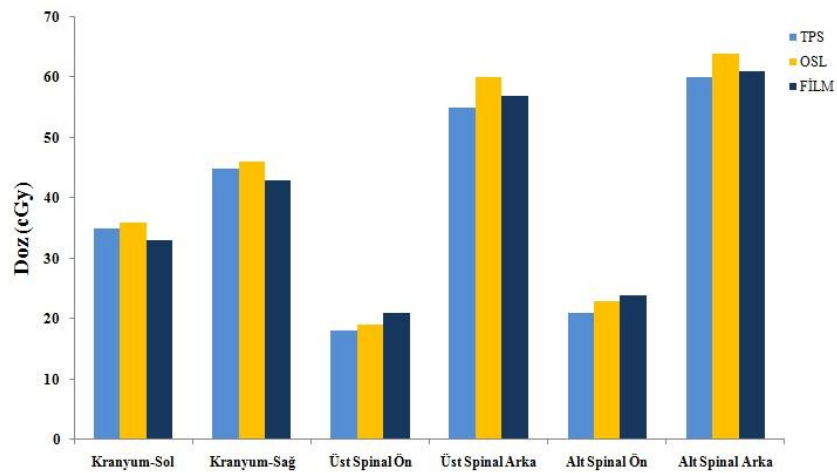
Şekil 6.4: 18 MV Kalibrasyon Eğrisi

6.2. VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Bulgular

Fantom üzerinde belirlenen noktalarda hesaplanan TPS değerleri ile bu noktalara yerleştirilen Film ve OSL dozimetreleri tarafından okunan ortalama doz değerleri tablo ve grafikte gösterilmiştir.

Tablo 6.1: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen İzomerkez Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

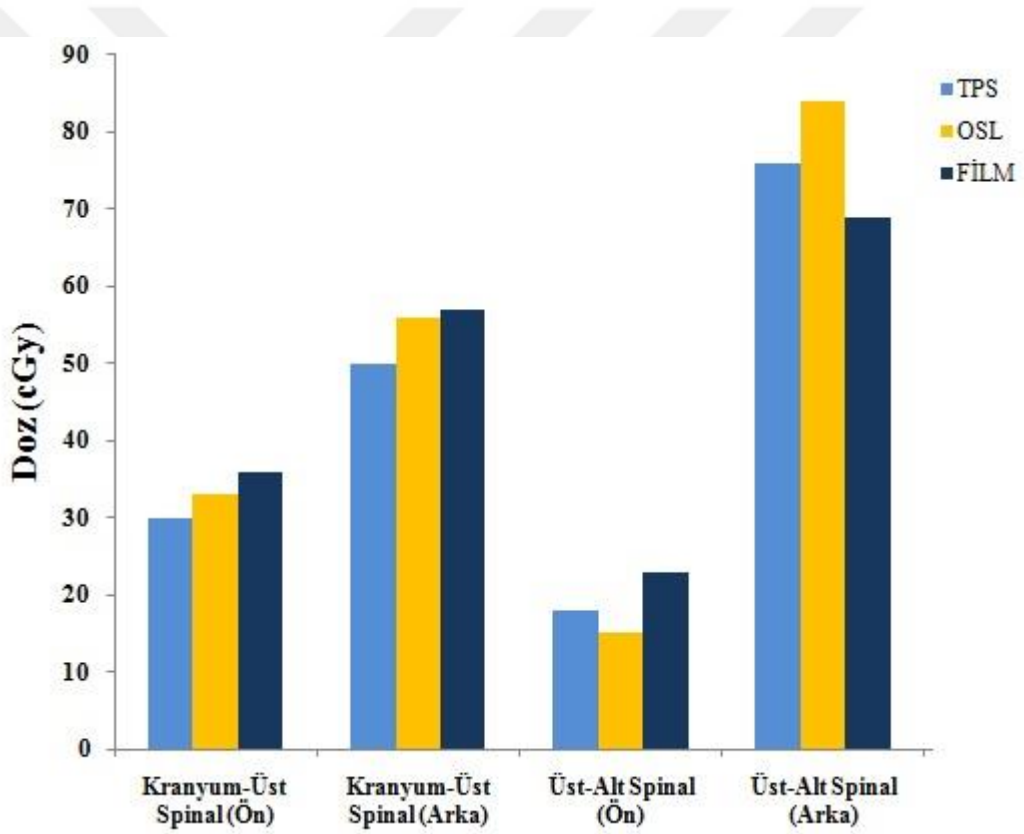
ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Kranyum izomerkez (sol)	35	33±3.1	6	36	2.7
Kranyum izomerkez (sağ)	45	43±2.6	4.6	46±2.6	2.1
Üst spinal izomerkez (ön yüzey)	18	21±2.9	14	19±2.6	5.2
Üst spinal izomerkez (arka yüzey)	55	57±7.5	3.5	60±3.5	8.3
Alt spinal izomerkez (ön yüzey)	21	24±1	12.5	23±2.5	8.6
Alt spinal izomerkez (arka yüzey)	60	61±8.2	1.64	64±2.5	6.2



Şekil 6.5: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen İzomerkez Bölgelerinde Okunan Dozlar

Tablo 6.2: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Alan Çakışım Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

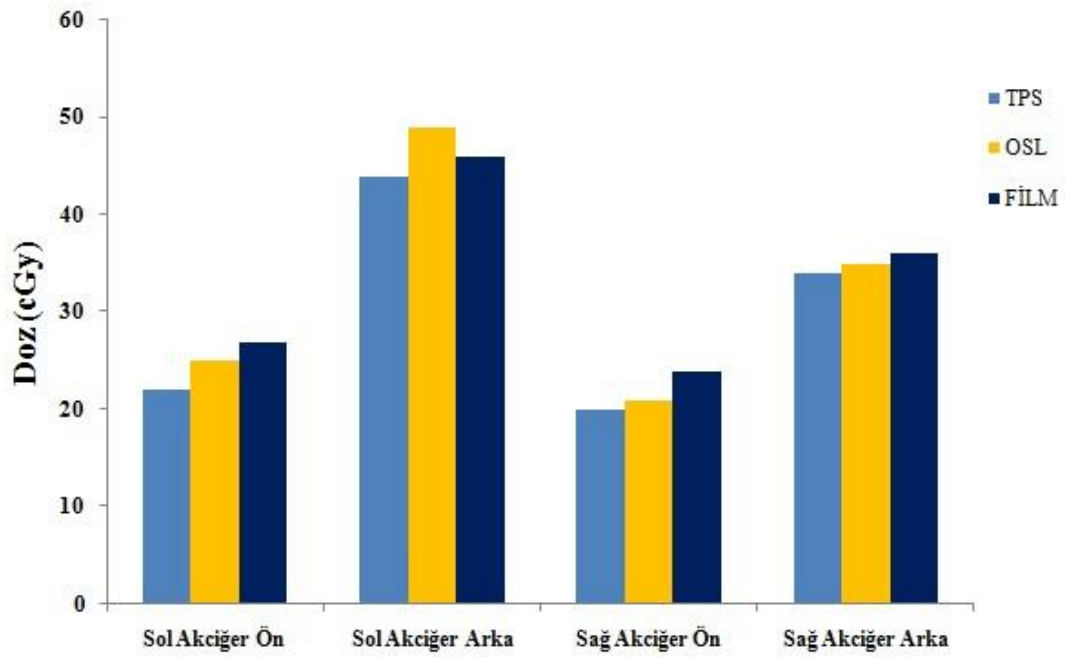
ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Kranyum-üst spinal çakışım (ön yüzey)	30	36±6.6	16.6	33±4.3	9.1
Kranyum-üst spinal çakışım (arka yüzey)	50	57±12.7	12.2	56±2.6	10.7
Üst spinal-alt spinal çakışım (ön yüzey)	18	23±1.7	21.7	15±1.5	20
Üst spinal-alt spinal çakışım (arka yüzey)	76	69±9.8	10.1	84±5.7	9.5



Şekil 6.6: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Alan Çakışım Bölgelerinde Okunan Dozlar

Tablo 6.3: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Akciğer Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

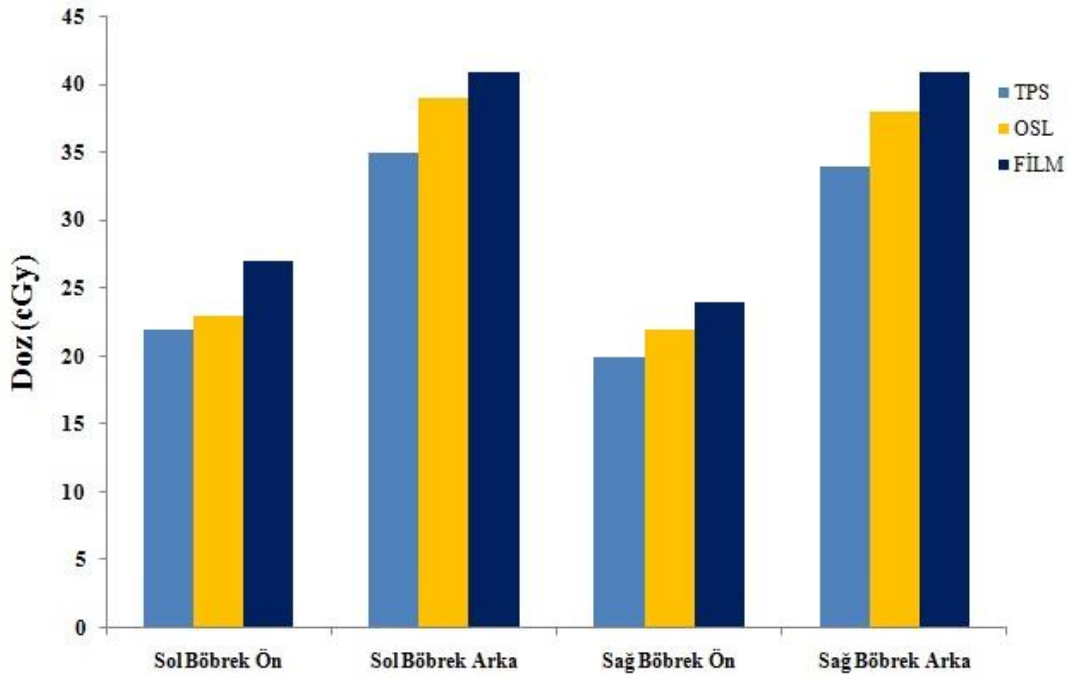
ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Sol akciğer (ön yüzey)	22	27±0.6	18.5	25±0.6	12
Sol akciğer (arka yüzey)	44	46±7.5	4.3	49±1.5	10.2
Sağ akciğer (ön yüzey)	20	24±2.3	16.6	21±1.2	4.76
Sağ akciğer (arka yüzey)	34	36±4.7	5.5	35±6.9	2.8



Şekil 6.7: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Akciğer Bölgelerinde Okunan Dozlar

Tablo 6.4: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Böbrek Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

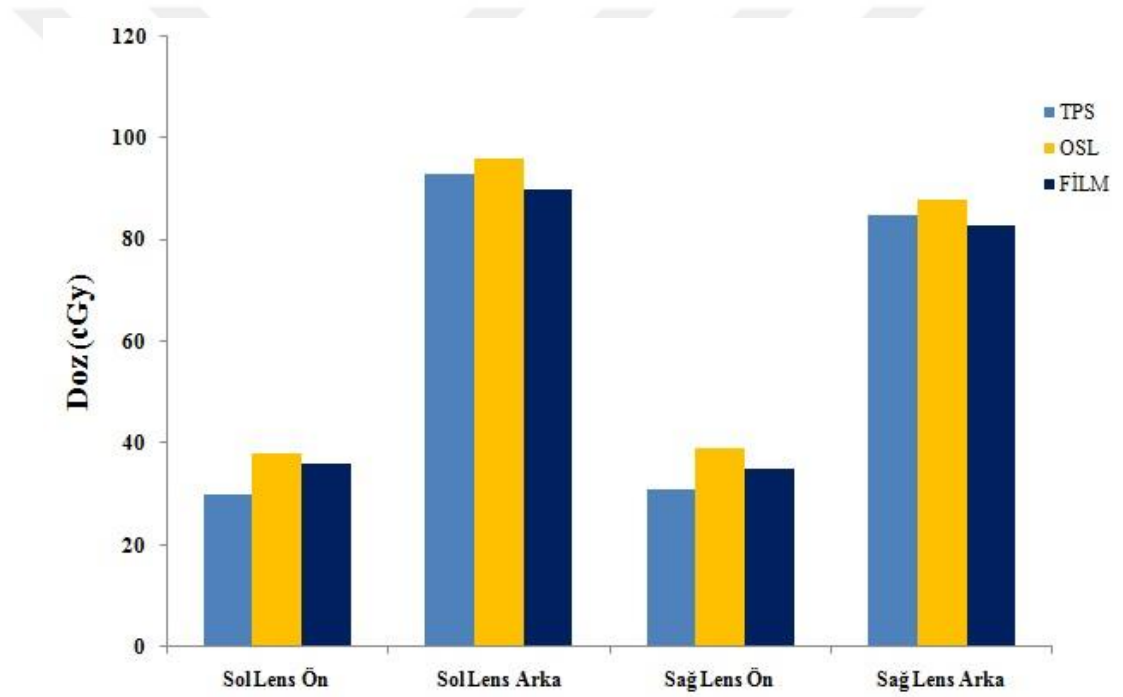
ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Sol böbrek (ön yüzey)	22	27±3.8	18.5	23±1.2	4.3
Sol böbrek (arka yüzey)	35	41±3.5	14.6	39±1.7	10.2
Sağ böbrek (ön yüzey)	20	24±2.1	16.6	22±1.7	9.1
Sağ böbrek (arka yüzey)	35	41±2.5	17	38±4.4	10.5



Şekil 6.8: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Böbrek Bölgelerinde Okunan Dozlar

Tablo 6.5: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Lens Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

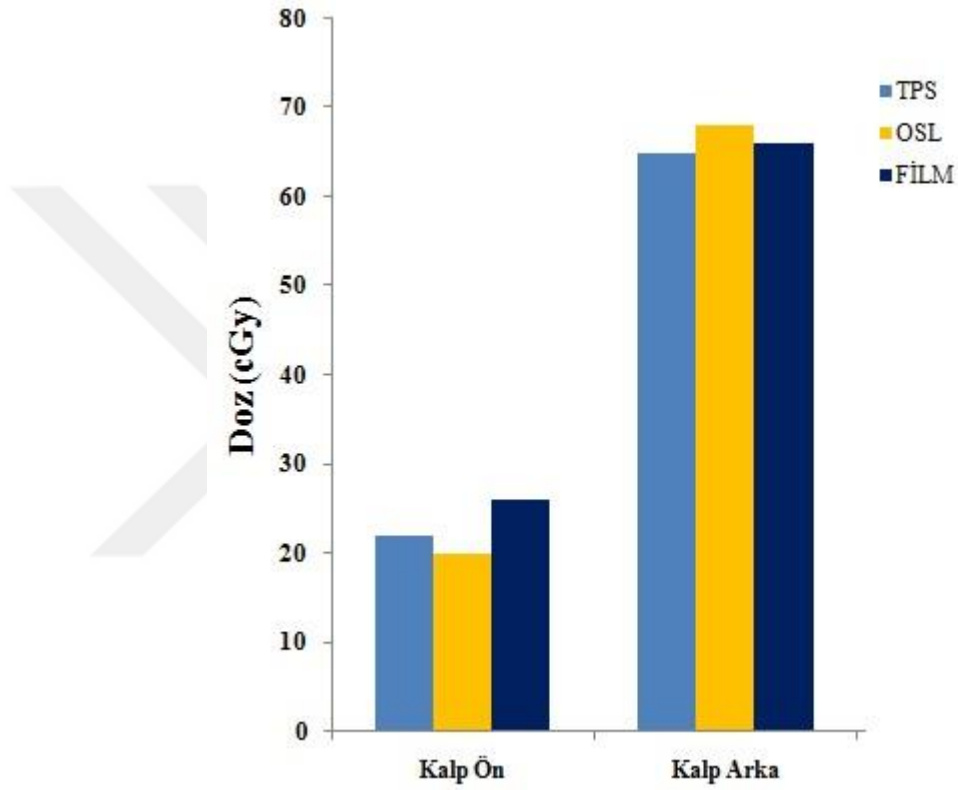
ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Sol lens (ön yüzey)	30	36±4.2	16.6	38±2.1	21
Sol lens (arka yüzey)	93	90±10.4	3.3	96±1.2	3.1
Sağ lens (ön yüzey)	31	35±5.5	11.4	39±4	20.5
Sağ lens (arka yüzey)	85	83±1	2.4	88±2.5	3.4



Şekil 6.9: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Lens Bölgelerinde Okunan Dozlar

Tablo 6.6: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Kalp Bölgesinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Kalp (ön yüzey)	22	26±3	15.3	20±2.3	10
Kalp (arka yüzey)	65	66±9.8	1.5	68±4.4	4.4



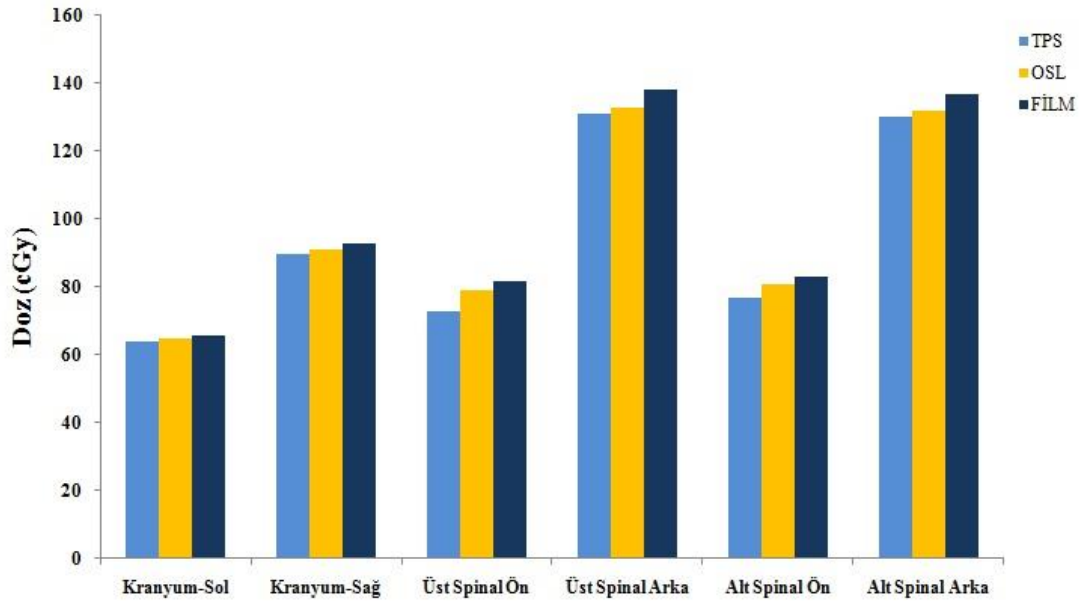
Şekil 6.10: VMAT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Kalp Bölgelerinde Okunan Dozlar

6.3. 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Bulgular

Fantom üzerinde belirlenen noktalarda hesaplanan TPS değerleri ile bu noktalara yerleştirilen Film ve OSL dozimetreleri tarafından okunan ortalama doz değerleri tablo ve grafikte gösterilmiştir.

Tablo 6.7: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen İzomerkez Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

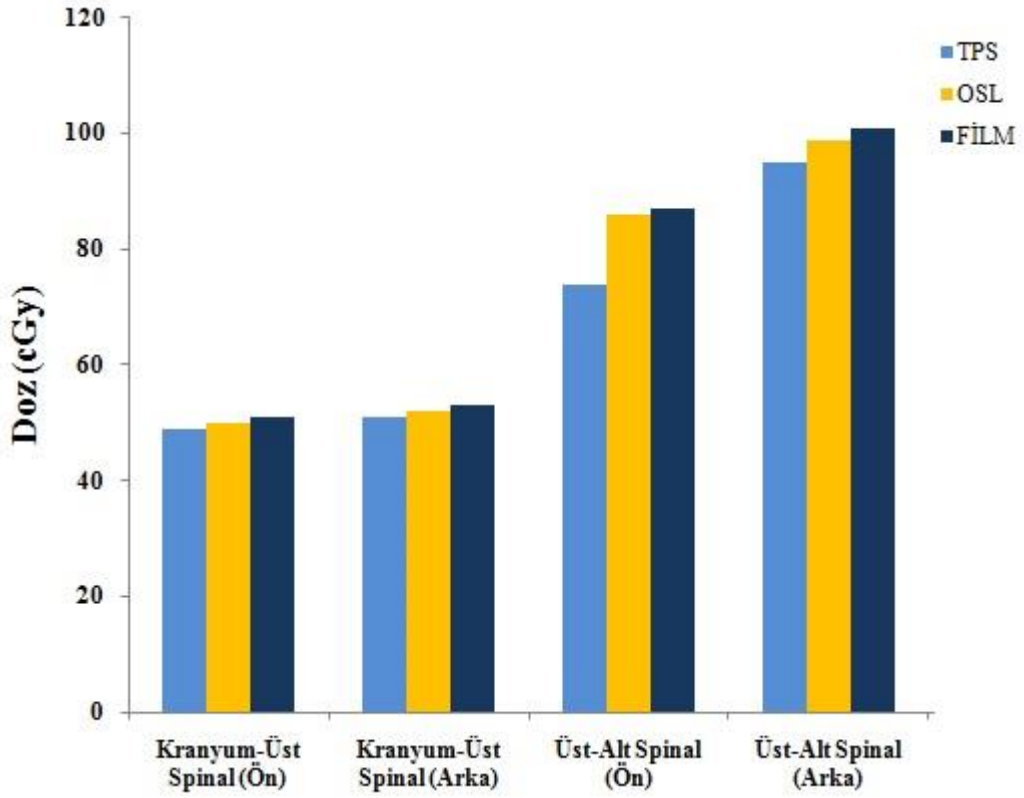
ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Kranyum izomerkez (sol)	64	66±1.5	3	65±1.7	1.5
Kranyum izomerkez (sağ)	90	93±2.6	3.2	91±1.9	1.1
Üst spinal izomerkez (ön yüzey)	73	82±2.1	6	79±0.9	2.5
Üst spinal izomerkez (arka yüzey)	131	138±2	5.1	133±0.7	1.5
Alt spinal izomerkez (ön yüzey)	77	83±0.6	8.4	81±0.5	6.1
Alt spinal izomerkez (arka yüzey)	130	137±1.5	5.1	132±1	1.5



Şekil 6.11: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen İzomerkez Bölgelerinde Okunan Dozlar

Tablo 6.8: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Alan Birleşim Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

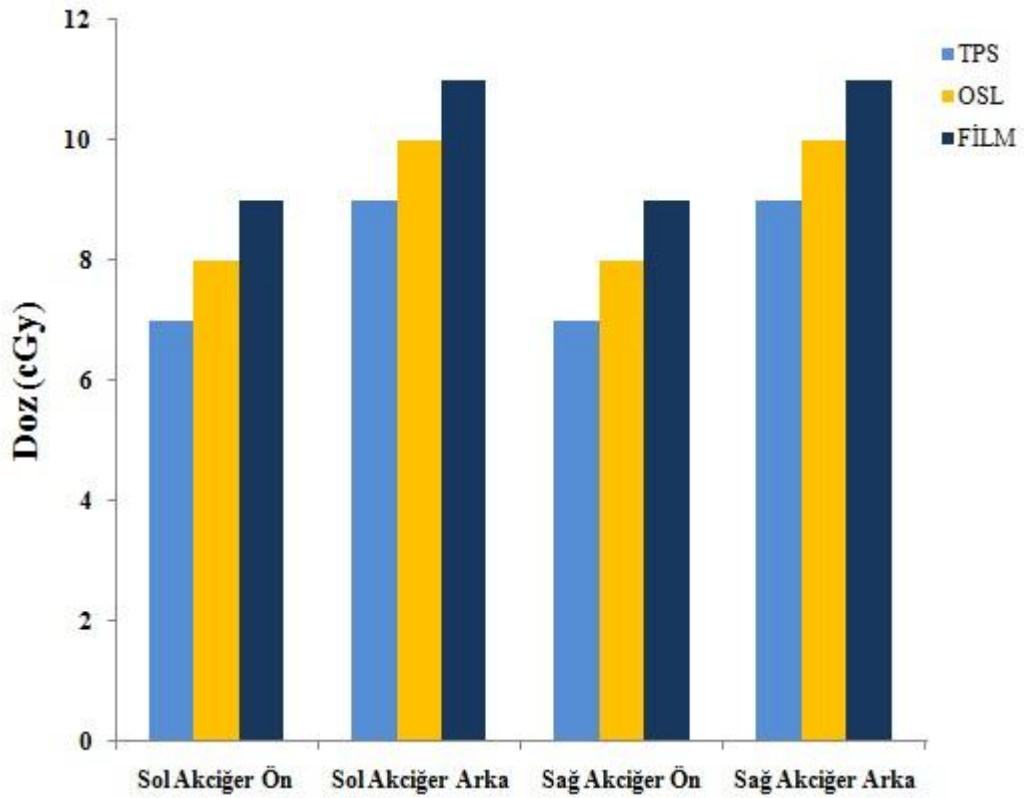
ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Kranyum-üst spinal çakışım (ön yüzey)	49	51±1.7	3.9	50±1.2	2
Kranyum-üst spinal çakışım (arka yüzey)	51	53±1	3.7	52±0.6	1.9
Üst spinal-alt spinal çakışım (ön yüzey)	78	87±3.1	10.3	86±3.2	9.3
Üst spinal-alt spinal çakışım (arka yüzey)	95	101±2.1	5.9	99±1.7	4



Şekil 6.12: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Alan Birleşim Bölgelerinde Okunan Dozlar

Tablo 6.9: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Akciğer Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

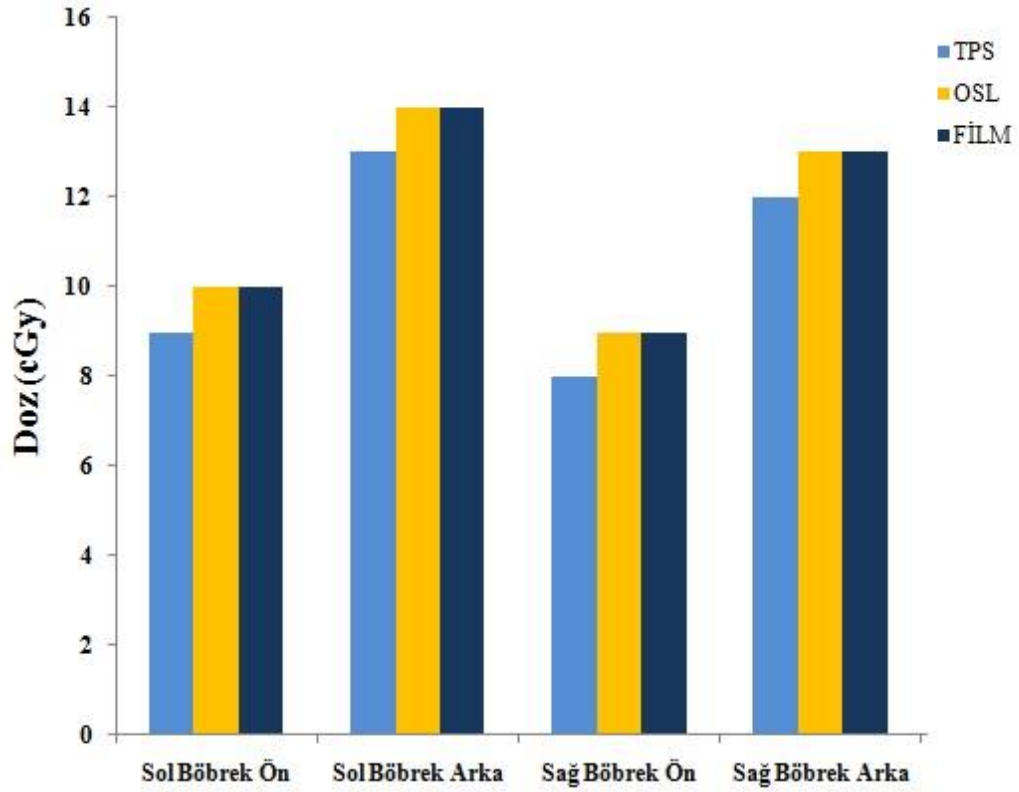
ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Sol akciğer (ön yüzey)	7	9±1.5	22	8±1.3	12.5
Sol akciğer (arka yüzey)	9	11±1.9	18	10±1.4	10
Sağ akciğer (ön yüzey)	7	9±1	22	8±1.6	12.5
Sağ akciğer (arka yüzey)	9	11±2.5	18	10±1.5	10



Şekil 6.13: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Akciğer Bölgelerinde Okunan Dozlar

Tablo 6.10: : 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Böbrek Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

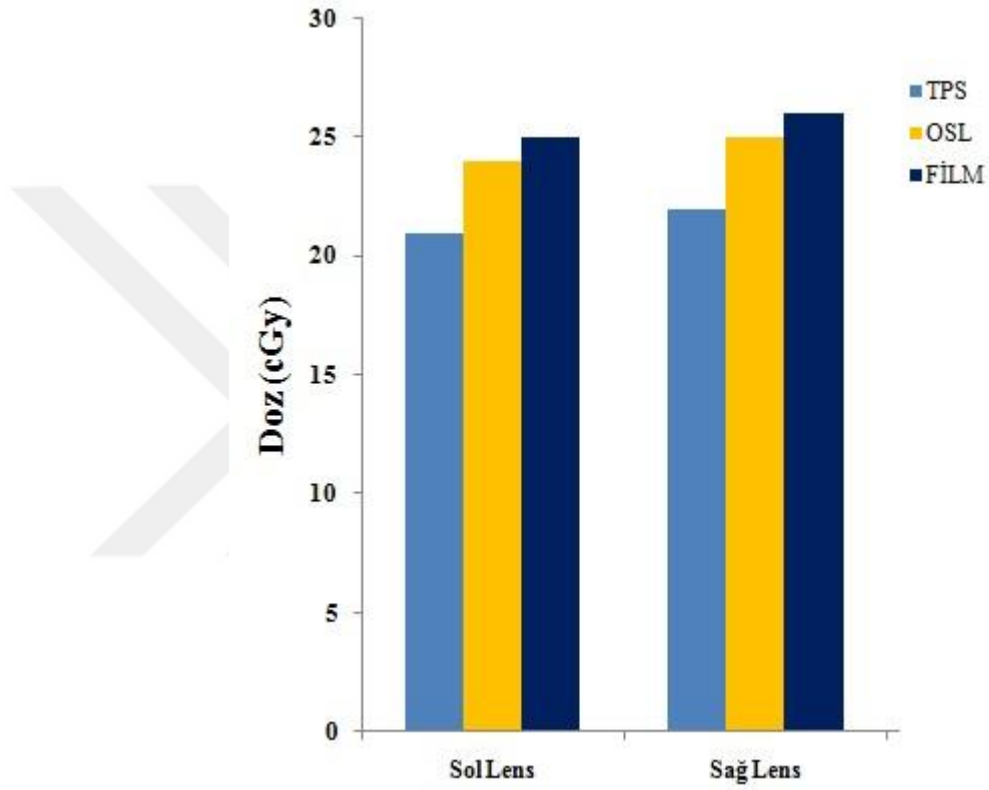
ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Sol böbrek (ön yüzey)	9	10±0.9	10	10±0.5	10
Sol böbrek (arka yüzey)	13	14±1.4	7	14±1.5	7
Sağ böbrek (ön yüzey)	8	9±0.6	11	9±1.6	11
Sağ böbrek (arka yüzey)	12	13±2.4	7.7	13±1.4	7.7



Şekil 6.14: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Böbrek Bölgelerinde Okunan Dozlar

Tablo 6.11: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Lens Bölgelerinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

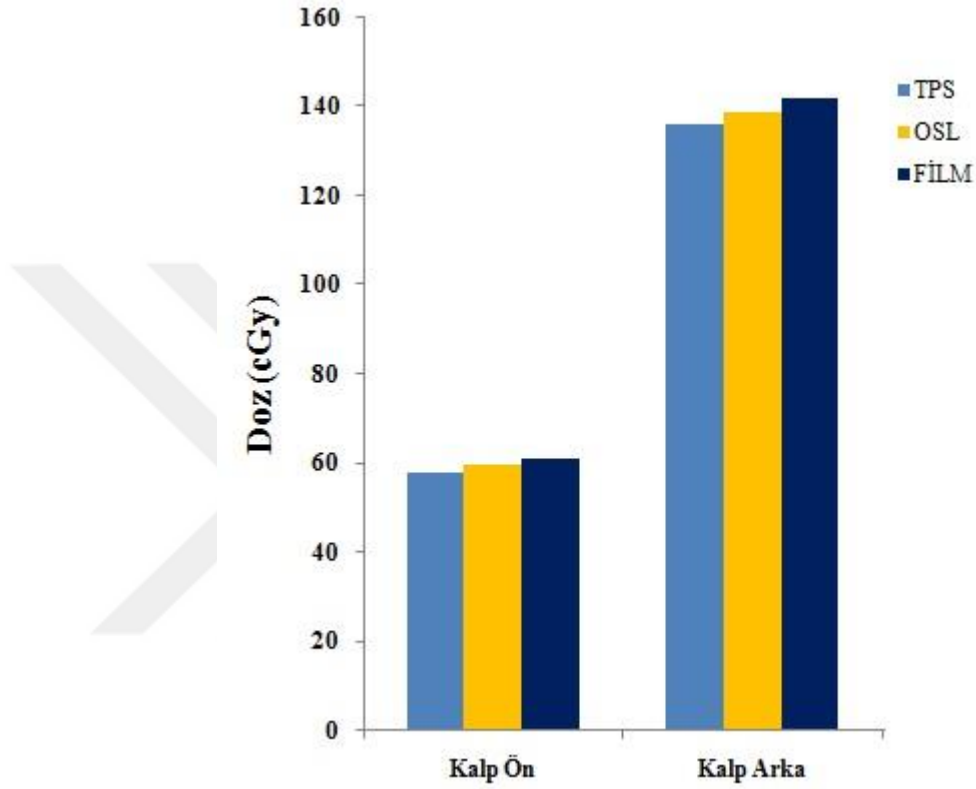
ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Sol lens	21	25±0.6	15	24±0.3	12.5
Sağ lens	22	26±0.7	16	25±0.4	12



Şekil 6.15: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Lens Bölgelerinde Okunan Dozlar

Tablo 6.12: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Kalp Bölgesinde Okunan Dozlar ve Hesaplanan Yüzde Fark Değerleri

ÖLÇÜM NOKTASI	TPS (cGy)	FİLM (cGy)	TPS-FİLM % FARK	OSL (cGy)	TPS-OSL % FARK
Kalp (ön yüzey)	58	61±1.2	4.9	60±2.5	3.3
Kalp (arka yüzey)	136	142±2.3	4.2	139±2	2.1



Şekil 6.16: 3DCRT Tedavi Planına Göre Elde Edilen Kalp Bölgesinde Okunan Dozlar

6.4. Ölçüm Değerlerinin Klinik Anlamlılığı

Tedavi planlarının sonucunda hesaplanan TPS değerleri ile Film ve OSL dozimetreleri ile ölçülen değerler arasında karşılaştırmalar yapılmıştır. Karşılaştırılan ve yüzde farkları hesaplanan değerler tek fraksiyon yani 180 cGy üzerinden ışınlama sonucu elde edilen değerlerdir. Ölçülen ve hesaplanan bu değerlerin klinik olarak anlamlılığını kontrol etmek amacıyla prescription dozunun yüzdesi olarak karşılığı hesaplanmıştır.

Tablo 6.13: VMAT Tedavi Planına Göre Okunan Dozlar ve Hesaplanan Prescription Dozu %'leri

ÖLÇÜM NOKTASI	Ölçüm Değerleri (cGy)			Prescription Dozunun % 'si		
	TPS	FİLM	OSL	TPS	FİLM	OSL
Kranyum izomerkez (sol)	35	33	36	19.4	18.3	20
Kranyum izomerkez (sağ)	45	43	46	25	23.9	25.6
Üst spinal izomerkez (ön yüzey)	18	21	19	10	11.7	10.6
Üst spinal izomerkez (arka yüzey)	55	57	60	30.6	31.7	33.3
Alt spinal izomerkez (ön yüzey)	21	24	23	11.7	13.3	12.7
Alt spinal izomerkez (arka yüzey)	60	61	64	33.3	33.9	35.6
Kranyum-üst spinal çakışım (ön yüzey)	30	36	33	16.7	20	18.3
Kranyum-üst spinal çakışım (arka yüzey)	50	57	56	27.7	31.7	31.1
Üst spinal-alt spinal çakışım (ön yüzey)	18	23	15	10	12.8	8.33
Üst spinal-alt spinal çakışım (arka yüzey)	76	69	84	42.2	38.3	46.7
Sol akciğer (ön yüzey)	22	27	25	12.2	15	13.9
Sol akciğer (arka yüzey)	44	46	49	24.4	25.6	27.2
Sağ akciğer (ön yüzey)	20	24	21	11.1	13.3	11.7
Sağ akciğer (arka yüzey)	34	36	35	18.9	20	19.4
Sol böbrek (ön yüzey)	22	27	23	12.2	15	12.8
Sol böbrek (arka yüzey)	35	41	39	19.4	22.8	21.7
Sağ böbrek (ön yüzey)	20	24	22	11.1	13.3	12.2
Sağ böbrek (arka yüzey)	35	41	38	19.4	22.8	21.1
Kalp (ön yüzey)	22	26	20	12.2	14.4	11.1
Kalp (arka yüzey)	65	66	68	36.1	36.7	37.8
Sol lens (ön yüzey)	30	36	38	16.7	20	21.1
Sol lens (arka yüzey)	93	90	96	51.7	50	53.3
Sağ lens (ön yüzey)	31	35	39	17.2	19.4	21.7
Sağ lens (arka yüzey)	85	83	88	47.2	46.1	48.9

Tablo 6.14: 3DCRT Tedavi Planına Göre Okunan Dozlar ve Hesaplanan Prescription Dozu %'leri

ÖLÇÜM NOKTASI	Ölçüm Değerleri (cGy)			Prescription Dozunun % 'si		
	TPS	FİLM	OSL	TPS	FİLM	OSL
Kranyum izomerkez (sol)	64	66	65	35.6	36.7	36.1
Kranyum izomerkez (sağ)	90	93	91	50	51.7	50.6
Üst spinal izomerkez (ön yüzey)	73	82	79	48.7	45.6	43.9
Üst spinal izomerkez (arka yüzey)	131	138	133	72.8	76.7	73.9
Alt spinal izomerkez (ön yüzey)	77	83	81	42.8	46.1	45
Alt spinal izomerkez (arka yüzey)	130	137	132	72.2	76.1	73.3
Kranyum-üst spinal çakışım (ön yüzey)	49	51	50	27.2	28.3	27.8
Kranyum-üst spinal çakışım (arka yüzey)	51	53	52	28.3	29.4	28.9
Üst spinal-alt spinal çakışım (ön yüzey)	78	87	86	43.3	48.3	47.8
Üst spinal-alt spinal çakışım (arka yüzey)	95	101	99	52.8	56.1	55
Sol akciğer (ön yüzey)	7	9	8	3.9	5	4.4
Sol akciğer (arka yüzey)	9	11	10	5	6.1	5.6
Sağ akciğer (ön yüzey)	7	9	8	3.9	5	4.4
Sağ akciğer (arka yüzey)	9	11	10	5	6.1	5.6
Sol böbrek (ön yüzey)	9	10	10	5	5.6	5.6
Sol böbrek (arka yüzey)	13	14	14	7.2	7.8	7.8
Sağ böbrek (ön yüzey)	8	9	9	4.4	5	5
Sağ böbrek (arka yüzey)	12	13	13	6.7	7.2	7.2
Kalp (ön yüzey)	58	61	60	32.2	33.9	33.3
Kalp (arka yüzey)	136	142	139	75.6	78.9	72.2
Sol lens	21	25	24	11.7	13.9	13.3
Sağ lens	22	26	25	12.2	14.4	13.9

6.5. Su Eşdeğeri Katı Fantom Ölçümleri

Tablo 6.15: Su eşdeğeri katı fantom ölçümleri (10 cm kalınlık)

Derinlik (cm)	TPS (cGy)	OSL (cGy)	EBT3 (cGy)
0	32	34	36
1.5	100	100	100
5	96	98	98
10	80	82	83

Tablo 6.16: Su eşdeğeri katı fantom ölçümleri (20 cm kalınlık)

Derinlik (cm)	TPS (cGy)	OSL (cGy)	EBT3 (cGy)
0	32	33	37
1.5	100	100	100
10	80	83	84
20	53	55	56

7.TARTIŞMA

In vivo dozimetri, tedavi hazırlığı ve uygulama zincirinin genel doğrulaması için kullanılır. Bu nedenle, genel radyoterapi sürecinde birçok değişkenden etkilenebilecek tedavi radyasyonunu ölçer. Tedavi dozlarının ölçümlerinin global sonuçları, belirli bir tedavi bölgesi için veya belirli bir radyoterapi cihazı tarafından yapılan doz planlamasında ve dağıtımında doğruluk ve hassasiyetin değerlendirilmesi için gerekli bilgiyi sağlar. IVD, bir kurumun radyasyon tedavisinde olabilecek belirsizliklerin tahmin edilmesi için de kullanılabilir (25).

IVD uygulamalarında dedektörler genelde cilt üzerine yerleştirilir ve dedektörlerin aldıkları dozlar ile Tedavi Planlama Sistemi (TPS) tarafından hesaplanan dozlar karşılaştırılır (26). Cilt yüzeyinde hesaplanan dozun doğruluğu tartışmalıdır. TPS cilt yüzeyine yakın noktalarda doğru bir hesaplama yapamayabilir.

Çalışmada iki farklı teknik ile hazırlanan CSI planları rando fantom üzerinde uygulandı. Rando fantom üzerinde yerleştirilen dozetreler tarafından ölçülen dozlar ile TPS tarafından hesaplanan dozlar karşılaştırıldı.

VMAT tedavi planı sonucunda izomerkez bölgelerinde hesaplanan TPS dozu kranyum izomerkezin sol tarafında 35 cGy iken Film ve OSL ile yapılan ölçümlerde bulunan değerler sırasıyla 36 cGy ve 33 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 6, TPS ile OSL arasındaki fark % 2.7'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 19.4'ü, Film ile ölçülen değer % 18.3'ü, OSL ile ölçülen değer ise % 20'sidir. İzomerkezin sağ tarafında TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 45 Gy, 43 cGy ve 46 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 4.6, TPS ile OSL arasındaki fark % 2.1'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 25'i, Film ile ölçülen değer % 23.9'u, OSL ile ölçülen değer ise % 25.6'sıdır.

Üst spinal bölgesinde bulunan izomerkezin ön yüzeyin hesaplanan TPS dozu ile Film ve OSL ölçümlerinden elde edilen dozlar sırasıyla 18 cGy, 21 cGy ve 19 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 14, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 5.2'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 10'u, Film ile ölçülen değer % 11.7'si, OSL ile ölçülen değer ise % 10.6'sıdır. Aynı izomerkezin

arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 55 cGy, 57 cGy ve 60 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 3.5, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 8.3'tür. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 30.6'sı, Film ile ölçülen değer % 31.7'si, OSL ile ölçülen değer ise % 33.3'üdür.

Alt spinal bölgesinde bulunan izomerkezin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu ile Film ve OSL ölçümlerinden elde edilen dozlar sırasıyla 21 cGy, 24 cGy ve 23 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 12.5, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 8.6'dır. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 11.7'si, Film ile ölçülen değer % 13.3'ü, OSL ile ölçülen değer ise % 23.7'sidir. Aynı izomerkezin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 60 cGy, 61 cGy ve 64 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 1.64, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 6.2'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 33.3'ü, Film ile ölçülen değer % 33.9'u, OSL ile ölçülen değer ise % 35.6'sıdır.

Alan çakışım bölgelerine bakıldığında kranyum alanlar ile üst spinal alanın çakışım bölgesinde ön yüzeyde hesaplanan TPS dozu 30 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 36 cGy ve 33 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 16.6, TPS ile OSL arasındaki fark % 9.1 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 16.7'si, Film ile ölçülen değer % 20'si, OSL ile ölçülen değer ise % 18.3'üdür. Çakışım bölgesinin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 50 cGy, 57 cGy ve 56 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 12.2, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 10.7'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 27.7'si, Film ile ölçülen değer % 31.7'si, OSL ile ölçülen değer ise % 31.1'idir.

Üst spinal ile alt spinal alanların çakışım bölgesinde ön yüzeyde hesaplanan TPS dozu 18 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 23 cGy ve 15 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 21.7, TPS ile OSL arasındaki fark % 20 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 10'u, Film ile ölçülen değer % 12.8'i, OSL ile ölçülen değer ise % 8.33'üdür. Çakışım bölgesinin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 76 cGy, 69 cGy ve 84 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 10.1, TPS ile OSL arasındaki

fark ise % 9.5'tir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 42.2'si, Film ile ölçülen değer % 38.3'ü, OSL ile ölçülen değer ise % 46.7'sidir.

Sol akciğerin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 22 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 27 cGy ve 25 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 18.5, TPS ile OSL arasındaki fark % 12 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 12.2'si, Film ile ölçülen değer % 15'i, OSL ile ölçülen değer ise % 13.9'udur. Sol akciğerin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 44 cGy, 46 cGy ve 49 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 4.3, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 10.2'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 24.4'ü, Film ile ölçülen değer % 25.6'sı, OSL ile ölçülen değer ise % 27.2'sidir.

Sağ akciğerin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 20 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 46 cGy ve 49 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 16.6, TPS ile OSL arasındaki fark % 4.76 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 11.1'i, Film ile ölçülen değer % 13.3'ü, OSL ile ölçülen değer ise % 11.7'sidir. Sol akciğerin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 34 cGy, 36 cGy ve 35 cGy'dir. TPS ile OSL arasındaki fark % 5.5, TPS ile Film arasındaki fark ise % 2.8'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 18.9'u, Film ile ölçülen değer % 20'si, OSL ile ölçülen değer ise % 19.4'üdür.

Sol böbreğin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 22 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 27 cGy ve 23 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 18.5, TPS ile OSL arasındaki fark % 4.3 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 12.2'si, Film ile ölçülen değer % 15'i, OSL ile ölçülen değer ise % 12.8'idir. Sol böbreğin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 35 cGy, 41 cGy ve 39 cGy'dir. TPS ile OSL arasındaki fark % 10.2, TPS ile Film arasındaki fark ise % 14.6'dır. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 19.4'ü, Film ile ölçülen değer % 22.8'i, OSL ile ölçülen değer ise % 21.7'sidir.

Sağ böbreğin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 20 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 24 cGy ve 22 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 16.6, TPS ile OSL arasındaki fark % 9.1 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 11.1'i, Film ile ölçülen değer % 13.3'ü, OSL ile ölçülen değer ise % 12.2'sidir. Sağ böbreğin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 35 cGy, 41 cGy ve 38 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 17, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 10.5'tir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 19.4'ü, Film ile ölçülen değer % 21.1'i, OSL ile ölçülen değer ise % 22.8'idir.

Sol lensin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 30 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 36 cGy ve 38 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 16.6, TPS ile OSL arasındaki fark % 21 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 16.7'si, Film ile ölçülen değer % 20'si, OSL ile ölçülen değer ise % 21.1'idir. Sol lensin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 93 cGy, 90 cGy ve 96 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 3.3, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 3.1'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 51.7'si, Film ile ölçülen değer % 50'si, OSL ile ölçülen değer ise % 53.3'üdür.

Sağ lensin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 31 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 35 cGy ve 39 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 11.4, TPS ile OSL arasındaki fark % 20.5 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 17.2'si, Film ile ölçülen değer % 19.4'ü, OSL ile ölçülen değer ise % 21.7'sidir. Sağ lensin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 85 cGy, 83 cGy ve 88 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 2.4, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 3.4'tür. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 47.2'si, Film ile ölçülen değer % 46.1'i, OSL ile ölçülen değer ise % 48.9'udur.

Kalbin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 22 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 26 cGy ve 20 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 15.3, TPS ile OSL arasındaki fark % 10 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 12.2'si, Film ile ölçülen değer % 14.4'ü, OSL ile ölçülen

değer ise % 11.1'idir. Kalbin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 65 cGy, 66 cGy ve 68 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 1.5, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 4.4'tür. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 36.1'i, Film ile ölçülen değer % 36.7'si, OSL ile ölçülen değer ise % 37.8'idir.

VMAT tedavi planından elde edilen bulgular kontrol edildiğinde genel olarak TPS tarafından hesaplanan değerler, Film ve OSL dozimetreleri ile ölçülen değerlerden düşüktür. TPS-Film ve TPS-OSL arasındaki yüzde fark değerleri kontrol edildiğinde ön yüzeyde ölçülen değerler arka yüzeyde ölçülen değerlerden daha fazladır. Işının giriş ve çıkışı düşünüldüğünde arka yüzeyde tedavi masasından kaynaklı bir doz birikme mesafesi vardır. Ancak ön yüzeyde bu durum olmadığı için dedektörler dozu daha kararsız okuyabilir. Ön yüzeyin arka yüzeye göre daha fazla yüzde farka sahip olmasının nedeni bu durum olabilir.

Genel olarak bakıldığında en yüksek hata vücudun girinti, çıkıntı ve kavisli olduğu bölümlerde elde edilmiştir. Düz olmayan bu gibi bölgelerde özellikle film gibi dozimetrelerin yerleştirilmesinde kaynaklanan sorunlar ölçümü zor hale getirir.

Ölçüm noktaları genel olarak ele alındığında TPS-Film arasındaki fark yüzdesi TPS-OSL arasındaki fark yüzdesinden daha fazladır. Bunun sebebi Film ile OSL'nin yapılarından kaynaklı olabilir. Film dozimetrelerin ölçüm noktasında yerleştirilirken OSL dozimetrelere göre nispeten daha fazla hata yapılabilir. Film, fantom yüzeyine yapıştırılırken hava boşluğu kalabilir veya Film kayabilir. Bu da ölçüm değerini etkileyebilir.

Alan çakışım bölgelerinde her iki dozimetre için de yüzde fark değeri fazladır. Bunu nedeni dozimetrelerin yerleştirilmesinden kaynaklı olabileceği gibi fantomun tedaviye alınırken yaşanabilecek set-up hataları olabilir.

Ölçüm noktalarında okunan dozlar 180 cGy'lik tek fraksiyon sonucu elde edilmiştir. Tüm ölçüm noktalarında TPS tarafından hesaplanan değerler ile dozimetreler tarafından ölçülen değerler prescription dozunun yüzdesi olarak tekrar hesaplanmıştır. Bu değerlere bakıldığında tüm ölçüm noktaları için TPS-Film ve

TPS-OSL arasındaki farklar % 5'ten küçüktür. Bu fark klinik olarak kabul edilebilir bir düzeydedir.

3DCRT tedavi planı sonuncunda izomerkez bölgelerinde hesaplanan TPS dozu kranyum izomerkezin sol tarafında 64 cGy iken Film ve OSL ile yapılan ölçümlerde bulunan değerler sırasıyla 66 cGy ve 65 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 3, TPS ile OSL arasındaki fark % 1.5'tir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 35.6'sı, Film ile ölçülen değer % 36.7'si, OSL ile ölçülen değer ise % 36.1'idir. İzomerkezin sağ tarafında TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 90 Gy, 93 cGy ve 91 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 3.2, TPS ile OSL arasındaki fark % 1.1'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 50'si, Film ile ölçülen değer % 51.7'si, OSL ile ölçülen değer ise % 50.6'sıdır.

Üst spinal bölgesinde bulunan izomerkezin ön tarafta hesaplanan TPS dozu ile Film ve OSL ölçümlerinden elde edilen dozlar sırasıyla 73 cGy, 82 cGy ve 79 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 6, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 2.5'tir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 48.7'si, Film ile ölçülen değer % 45.6'sı, OSL ile ölçülen değer ise % 43.9'udur. Aynı izomerkezin arka tarafında elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 131 cGy, 138 cGy ve 133 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 6, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 2.5'tir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 72.8'i, Film ile ölçülen değer % 76.7'si, OSL ile ölçülen değer ise % 73.9'udur.

Alt spinal bölgesinde bulunan izomerkezin ön tarafta hesaplanan TPS dozu ile Film ve OSL ölçümlerinden elde edilen dozlar sırasıyla 77 cGy, 83 cGy ve 81 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 8.4, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 6.1'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 42.8'i, Film ile ölçülen değer % 46.1'i, OSL ile ölçülen değer ise % 45'idir. Aynı izomerkezin arka tarafında elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 130 cGy, 137 cGy ve 132 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 5.1, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 1.5'tir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 72.2'si, Film ile ölçülen değer % 76.1'i, OSL ile ölçülen değer ise % 73.3'üdür.

Alan akışım bölgelerine bakıldığında kranyum alanlar ile üst spinal alanın çakışım bölgesinde ön yüzeyde hesaplanan TPS dozu 49 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 51 cGy ve 50 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 3.9, TPS ile OSL arasındaki fark % 2 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 27.2'si, Film ile ölçülen değer % 28.3'ü, OSL ile ölçülen değer ise % 27.8'idir. akışım bölgesinin arka tarafında elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 51 cGy, 53 cGy ve 52 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 3.7, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 1.9'dur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 28.3'ü, Film ile ölçülen değer % 29.4'ü, OSL ile ölçülen değer ise % 28.8'idir.

Üst spinal ile alt spinal alanların çakışım bölgesinde ön yüzeyde hesaplanan TPS dozu 78 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 87 cGy ve 86 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 10.3, TPS ile OSL arasındaki fark % 9.3 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 43.3'ü, Film ile ölçülen değer % 48.3'ü, OSL ile ölçülen değer ise % 47.8'idir. akışım bölgesinin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 95 cGy, 101 cGy ve 99 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 5.9, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 4'tür. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 52.8'i, Film ile ölçülen değer % 56.1'i, OSL ile ölçülen değer ise % 55'idir.

Sol akciğerin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 7 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 9 cGy ve 8 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 22, TPS ile OSL arasındaki fark % 12.7 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 3.9'u, Film ile ölçülen değer % 5'i, OSL ile ölçülen değer ise % 4.4'üdür Sol akciğerin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 9 cGy, 11 cGy ve 10 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 18, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 10'dur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 5'i, Film ile ölçülen değer % 6.1'i, OSL ile ölçülen değer ise % 5.6'sıdır.

Sağ akciğerin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 7 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 9 cGy ve 8 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 22, TPS ile OSL arasındaki fark % 12.5 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 3.9'u, Film ile ölçülen değer % 5'i, OSL ile ölçülen değer

ise % 4.4'üdür. Sağ akciğerin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 9 cGy, 11 cGy ve 10 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 18, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 10'dur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 5'i, Film ile ölçülen değer % 6.1'i, OSL ile ölçülen değer ise % 5.6'sıdır.

Sol böbreğin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 9 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 10 cGy ve 10 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 10, TPS ile OSL arasındaki fark % 10 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 5'i, Film ile ölçülen değer % 5.6'sı, OSL ile ölçülen değer ise % 5.6'sıdır. Sol böbreğin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 13 cGy, 14 cGy ve 14 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 7, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 7'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 7.2'si, Film ile ölçülen değer % 7.8'i, OSL ile ölçülen değer ise % 7.8'idir.

Sağ böbreğin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 8 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 9 cGy ve 9 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 11, TPS ile OSL arasındaki fark % 11 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 4.4'ü, Film ile ölçülen değer % 5'i, OSL ile ölçülen değer ise % 5'idir. Sağ böbreğin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 12 cGy, 13cGy ve 13 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 7.7, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 7.7'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 6.7'si, Film ile ölçülen değer % 7.2'si, OSL ile ölçülen değer ise % 7.2'sidir.

Sol lenste hesaplanan TPS dozu 21 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 25 cGy ve 24 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 15, TPS ile OSL arasındaki fark % 12.5 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 11.7'si, Film ile ölçülen değer % 13.9'u, OSL ile ölçülen değer ise % 13.3'üdür. Sağ lenste elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 22 cGy, 26 cGy ve 25 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 16, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 12'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 12.2'si, Film ile ölçülen değer % 14.4'ü, OSL ile ölçülen değer ise % 13.9'udur.

Kalbin ön yüzeyinde hesaplanan TPS dozu 58 cGy, Film ve OSL ile ölçülen dozlar sırasıyla 61 cGy ve 60 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 4.9, TPS ile OSL arasındaki fark % 3.3 olarak bulunmuştur. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 32.2'si, OSL ile ölçülen değer % 33.3'ü, Film ile ölçülen değer ise % 33.9'udur. Kalbin arka yüzeyinde elde edilen TPS, Film ve OSL değerleri sırasıyla 136 cGy, 142 cGy ve 139 cGy'dir. TPS ile Film arasındaki fark % 4.2, TPS ile OSL arasındaki fark ise % 2.1'dir. TPS tarafından hesaplanan değer prescription dozunun % 75.6'sı, Film ile ölçülen değer % 78.9'u, OSL ile ölçülen değer ise % 72.2'sidir.

3DCRT tedavi planından elde edilen bulgular kontrol edildiğinde VMAT planında olduğu gibi TPS-Film arasındaki yüzde fark değeri TPS-OSL arasındaki yüzde fark değerinden fazladır. Bu durum yine dozimetrelerin yapılarından kaynaklı olabilir.

Ölçüm noktaları ele alındığında yine en fazla fark vücudun girinti, çıkıntı ve kavisli olduğu yerlerde elde edilmiştir. Bu durum dozimetrelerin yerleştirilmesindeki zorluktan ve yerleştirilen dozimetrenin dozu doğru okuyamamasından kaynaklı olabilir.

Su eşdeğeri katı fantomda yapılan ölçümler doğrultusunda elde edilen bulgular, homojen bir ortamda giriş ve çıkış dozu hakkında bilgi verir. 3DCRT planında ölçüm bölgesinde giriş ve çıkış dozları kontrol edildiğinde çıkış dozunun homojen ortama oranla daha az çıktığı görülür. Bu durum vücudun içindeki inhomojenite etkisi olarak yorumlanabilir.

3DCRT tedavi planında da VMAT planında olduğu gibi ölçüm noktalarında okunan dozlar 180 cGy'lik tek fraksiyon sonucu elde edilmiştir. Tüm ölçüm noktalarında TPS tarafından hesaplanan değerler ile dozimetreler tarafından ölçülen değerler prescription dozunun yüzdesi olarak tekrar hesaplanmıştır. Bu değerlere bakıldığında tüm ölçüm noktaları için TPS-Film ve TPS-OSL arasındaki farklar % 5'ten küçüktür. Bu fark klinik olarak kabul edilebilir bir düzeydedir.

Fraass ve ark. (55), yaptıkları çalışmada TPS ile yüzey ve yüzeye yakın noktalarda ölçülen dozlar arasında kabul edilebilir farkın $\pm\%$ 20 seviyesinde

olduğunu bildirmişlerdir. Literatürdeki diğer çalışmalar incelendiğinde bu seviyenin üzerinde de farklar bulunmuştur.

Akino ve ark. (56), farklı radyoterapi teknikleri için hesaplanan TPS dozlarını radyokromik film ile karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda TPS'nin % 15-% 30 kadar daha düşük doz hesapladığı gösterilmiştir.

Elywa ve ark (57), yaptıkları çalışmada 6 farklı noktada yüzey dozunu ölçmüşlerdir. Çalışma sonunda ölçümler ve TPS arasında % 4 ile % 25 arasında fark elde etmişlerdir. Bir başka çalışmada yüzey alanında yakın noktalar incelenmiş, Eclipse TPS hesabı ile karşılaştırılan ölçüm noktalarının % 95'inde % 20 sapma belirlenmiştir (58).

Akbaş ve ark (59), IMRT ve VMAT planları ile yaptıkları çalışmada TPS dozları ve EBT3 film ile ölçülen dozlar karşılaştırmışlardır. Çalışmada TPS ile EBT3 film arasında % 22'lere varan fark elde etmişlerdir. Aynı çalışmada su eşdeğeri katı fantom üzerinde yüzey dozunu incelemişler ve EBT 3 film'in TPS'den daha yüksek okuduğunu göstermişlerdir. Bir başka çalışmada Zhaung ve ark (60), yüzey dozunu değerlendirmiş, OSL ve EBT3 film dozimetrelerinin daha yüksek doz ölçtüğünü göstermişlerdir.

Kry ve ark (61), yaptıkları çalışmada giriş ve çıkış yüzey dozlarını ölçmüşler ve lokal dozun % 21 kadar düşük hesaplandığını göstermişlerdir. Polendik ve ark (62), yüzey dozu araştırmasında farklı tedavi planlama sistemleri tarafından hesaplanan dozları karşılaştırmışlar ve % 20 daha az hesaplandığını göstermişlerdir.

Wang ve ark (63), yüzey dozunu doğrulamak için yaptıkları çalışmada OSL dozimetreler ile birlikte Monte Carlo simülasyonu kullanmışlardır. Çalışmanın sonunda, Eclipse TPS'nin, prescription dozunun % 14'üne kadar düşük hesaplama yaptığı bildirilmiştir.

Yapılan çalışmada elde edilen bulgulara genel olarak bakıldığında, ölçüm noktalarına göre % 1.5 ile % 22 arasında değişen farklar bulunmuştur. Bu farklar literatürdeki çalışmalarla uyum sağlamaktadır.

8.SONUÇ

Cilt yüzeyinde hesaplanan dozun doğruluğu tartışmalıdır. TPS cilt yüzeyine yakın noktalarda doğru bir hesaplama yapamayabilir. Bu nedenle tedavi dozunun doğrulanmasında en güvenli yol olan in vivo dozimetre ile yüzey dozunun incelenmesi gerekir.

Bu çalışmada, rando fantom üzerinde belirlenen noktalara yerleştirilen EBT3 film ve OSL dozimetreleri ile ölçümler alınmıştır. Ölçülen dozlar ile TPS tarafından hesaplanan dozlar karşılaştırılmış ve aralarındaki farklar belirlenmiştir.

Çalışma sonucunda, OSL ve EBT3 film tarafından elde edilen ölçümlere göre TPS'nin daha düşük doz hesapladığı belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar literatürle karşılaştırılmış ve literatürdeki çalışmalarla uygun olduğu görülmüştür.

Yüzey dozunun, TPS tarafından düşük hesaplandığını gösteren iki dozimetrenin de in vivo çalışmalarda kullanılması uygundur.

9.KAYNAKLAR

1. Wei RL, Nguyen ST, Yang JN, Wolff J, Mahajan A. Salvage craniospinal irradiation with an intensity modulated radiotherapy technique for patients with disseminated neuraxis disease. *Practical radiation oncology*. 2(4); e69-e75, 2012.
2. Rene NJ, Brodeur M, Parker W, Roberge D, Freeman C. A comparison of optic nerve dosimetry in craniospinal radiotherapy planned and treated with conventional and intensity modulated techniques. *Radiotherapy and Oncology*. 97(3); 387-389, 2010.
3. Yap BK, Magee B, Vollans SE. Craniospinal radiotherapy for medulloblastoma in a man with severe kyphoscoliosis. *Clinical Oncology*. 13(2); 117-119, 2001.
4. Chan AW ve ark. Adult medulloblastoma: prognostic factors and patterns of relapse. *Neurosurgery*. 47(3); 623-632, 2000.
5. Seppala J, Kulmala J, Lindholm P, Minn H. A method to improve target dose homogeneity of craniospinal irradiation using dynamic split field IMRT. *Radiotherapy and Oncology*. 96(2); 209-215, 2010.
6. Hood C ve ark. Correlation of 3D-planned and measured dosimetry of photon and electron craniospinal radiation in a pediatric anthropomorphic phantom. *Radiotherapy and Oncology*. 77(1); 111-116, 2005.
7. Halperin EC. Impact of radiation technique upon the outcome of treatment for medulloblastoma. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 36(1); 233-239,1996.
8. Skowronska-Gardas A, Chojnacka M, Morawska-Kaczynska M, Perek, D, Perek-Polnik M. Patterns of failure in children with medulloblastoma treated with 3D conformal radiotherapy. *Radiotherapy and oncology*. 84(1); 26-33, 2007.
9. Yap BK, Magee B, Vollans SE. Craniospinal radiotherapy for medulloblastoma in a man with severe kyphoscoliosis. *Clinical Oncology*. 13(2); 117-119, 2001.

10. Hansen EK, Roach M. Kanıta Dayalı Radyasyon Onkolojisi El Kitabı. p.42. 1.baskı, Çeviren: Fayda M, Aksu G, Nobel Tıp Kitabevleri Ltd.Şti., İstanbul, 2015.
11. Mayadaglı A, Parlak C. Bethesda Klinik Onkoloji El Kitabı. p.442-443. 1.baskı, Nobel Tıp Kitabevleri Ltd.Şti., İstanbul, 2009.
12. Van Dyk J, Jenkin RDT, Leung PM, Cunningham JR. Medulloblastoma: treatment technique and radiation dosimetry. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2(9-10); 993-1005, 1977.
13. Paterson E, Farr RF. Cerebellar medulloblastoma: treatment by irradiation of the whole central nervous system. *Acta radiologica*. 39(4); 323-336, 1953.
14. Wilkinson JM, Lewis J, Lawrence GP, Lucraft HH, Murphy E. Craniospinal irradiation using a forward planned segmented field technique. *The British journal of radiology*. 80(951); 209-215, 2007.
15. Bouffet E ve ark. M4 protocol for cerebellar medulloblastoma: supratentorial radiotherapy may not be avoided. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 24(1); 79-85, 1992.
16. Thomas Patrick RM ve ark. Low-stage medulloblastoma: final analysis of trial comparing standard-dose with reduced-dose neuraxis irradiation. *Journal of Clinical Oncology*. 18(16); 3004-3011, 2000.
17. Perez CA, Brady LW, Halperin EC. Principles and Practice of Radiation Oncology. 5.baskı, Lippincott Williams & Wilkins., Philadelphia, 2008.
18. Khan FM. The Physics Of Radiation Therapy. 4.baskı, Lippincott Williams & Wilkin., USA, 2010.
19. Mundt AJ, Roeske JC. Intensity Modulated Radiation Therapy, A Clinical Perspective. 5.baskı, BC Decker., London, 2005.

20. Neglia JP ve ark. Second malignant neoplasms in five-year survivors of childhood cancer: childhood cancer survivor study. *Journal of the National Cancer Institute*. 93(8); 618-629, 2001.
21. Vathaire F ve ark. Second malignant neoplasms after a first cancer in childhood: temporal pattern of risk according to type of treatment. *British journal of cancer*. 79(11); 1884-1893, 1999.
22. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical physics*. 35(1); 310-317, 2008.
23. Webb S., VMAT: its role in radiotherapy, medicalphysicsweb review Winter 2009
24. Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *The British journal of radiology*. 84(1007); 967-996, 2011.
25. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Development of procedures for in vivo dosimetry in radiotherapy. IAEA Human Health Report No. 8, 2013.
26. Van Dam J, Marilello G. Methods For In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy. 2. baskı Brussels: ESTRO; 2006.
27. Valentin J. International Commission on Radiological Protection. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. Annals of the ICRP, *ICRP Publication*. 103; 2-4, 2007.
28. International Commission on Radiation Units and Measurement. Determination of Dose Equivalents Resulting From External Radiation Sources (Report 39). Washington: ICRU; 1985.
29. Mijnheer B, Beddar S, Izewska J, Reft C. In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. *Medical physics*, 40(7), 2013.

30. Kesen ND. In Vivo Dosimetry In External Radiotherapy. *TURKISH JOURNAL OF ONCOLOGY*, 32(4), 2017.
31. Kerns JR, Kry SF, Sahoo N, Followill DS, Ibbott GS. Angular dependence of the nanoDot OSL dosimeter. *Medical physics*, 38(7); 3955-3962, 2011.
32. Thomsen KJ, Optically Stimulated Luminescence Techniques in Retrospective Dosimetry Using Single Grains of Quartz Extracted from Unheated Materials. Riso National Laboratory, Doktora Tezi, s17-41, Roskilde, 2004.
33. Kry SF ve ark. AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs. *Medical physics*. 47.2;19-51, 2020.
34. McKeever SWS. Optically stimulated luminescence dosimetry. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. 184(1-2); 29-54, 2001.
35. McKeever, SWS, Akselrod MS, Colyott LE, Agersnap LN, Polf JC, Whitley V. Characterisation of Al₂O₃ for use in thermally and optically stimulated luminescence dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*. 84(1-4); 163-166, 1999.
36. Reft CS. The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovoltage photon, megavoltage photon, and electron, proton, and carbon beams. *Medical physics*. 36(5); 1690-1699, 2009.
37. Kerns JR, Kry SF, Sahoo N, Followill DS, Ibbott GS. Angular dependence of the nanoDot OSL dosimeter. *Medical physics*. 38(7); 3955-3962, 2011
38. Butson MJ, Peter KN, Cheung T, Metcalfe P. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. *Materials Science and Engineering: R: Reports*. 41(3-5); 61-120, 2003.
39. Niroomand RA ve ark. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55. *Medical physics*. 25(11); 2093-2115, 1998

40. Massillon JLG, Chiu-Tsao ST, Domingo-Munoz I, Chan MF. (2012). Energy dependence of the new Gafchromic EBT3 film: dose response curves for 50 kV, 6 and 15 MV X-ray beams. 2012.
41. Van Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S. Accurate dosimetry with GafChromic™ EBT film of a photon beam in water: What level is achievable?. *Medical physics*. 35(2); 704-716, 2008.
42. Mizuno H, Sumida I, Tanaka A, Ogawa K. SU-E-T-76: Comparing Homogeneity Between Gafchromic Film EBT2 and EBT3. *Medical Physics*. 41(6Part12); 239-239, 2014.
43. Borca VC ve ark. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. *Journal of applied clinical medical physics*. 14(2); 158-171, 2013
44. <https://www.philips.com.tr/healthcare/solutions/computed-tomography/ctscanners>, Erişim Tarihi: 1 Ağustos 2020
45. <http://varinak.com/lineer-akselerator/trilogy/>, Erişim Tarihi: 1 Ağustos 2020
46. <https://www.varian.com/products/radiosurgery/treatment-planning/eclipse>, Erişim Tarihi: 1 Ağustos 2020
47. <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/rw3-slab-phantom/>, Erişim Tarihi: 1 Ağustos 2020
48. <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/atom-dosimetry-verification-phantoms/>, Erişim Tarihi: 1 Ağustos 2020
49. <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/farmer-ionization-chambers-30010-30012/>, Erişim Tarihi: 1 Ağustos 2020
50. <https://www.iba-dosimetry.com/product/dose-1/>, Erişim Tarihi: 1 Ağustos 2020
51. <https://www.epson.eu/products/scanners/business-scanners/expression-11000xl>, Erişim Tarihi: 1 Ağustos 2020

52. <http://www.epsilonlandauer.com.tr/doz-olcum-hizmetleri/urunler/nanodot/>,
Erişim Tarihi: 1 Ağustos 2020

53. <http://www.gafchromic.com/gafchromic-film/radiotherapy-films/EBT/index.asp>,
Erişim Tarihi: 1 Ağustos 2020

54. Lewis D, Micke A, Yu X, Chan MF. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. *Medical physics*. 39(10); 6339-6350, 2012.

55. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R and Van Dyke J. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, *Med Phys*, 25(10); 1773-829, 1998.

56. Akino Y, Das IJ, Bartlett GK, Zhang H, Thompson E, Zook JE. Evaluation of superficial dosimetry between treatment planning system and measurement for several breast cancer treatment techniques. *Med. Phys.* 40 (1); January, 2013.

57. Elywa M, Hanfy M, Abd EM, El-okba B. Estimation of Surface Skin Dose Using TPS and TLD of Breast Radiotherapy Using Co-60 *Teletherapy Unit*. *Arab Journal of Nuclear Sciences and Applications*, 53(1); 200-207, 2020.

58. Court LE, Tishler RB, Allen AM, Xiang H, Makrigiorgos M, Chin L. Experimental evaluation of the accuracy of skin dose calculation for a commercial treatment planning system. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*. 9(1), 2008.

59. Akbaş U, Kesen ND, Köksal C, Özkaya K, Altun M, Bilge H. Investigation of surface dose using film dosimetry and commercial treatment planning system for larynx cancer treatment with intensity-modulated radiotherapy and volumetric modulated arc therapy. *TURKISH JOURNAL OF ONCOLOGY*. 33(1), 2018.

60. Zhuang AH, Olch AJ, Validation of OSLD and a treatment planning system for surface dose determination in IMRT treatments. *Med Phys*. 41, 2014.

61. Kry SF, Smith SA, Weathers R, Stovall M. Skin dose during radiotherapy: a summary and general estimation technique. *Journal of applied clinical medical physics*. 13(3); 20-34, 2012.
62. Polednik M ve ark. Evaluation of calculation algorithms implemented in different commercial planning systems on an anthropomorphic breast phantom using film dosimetry. *Strahlenther. Onkol*. 183; 667–672, 2007.
63. Wang L, Cmelak AJ, Ding GX. A simple technique to improve calculated skin dose accuracy in a commercial treatment planning system. *Journal of applied clinical medical physics*. 19(2); 191-197, 2018.



10. ETİK KURULU ONAYI

 MEDİPOL UNV İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ	
T.C. İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı	
E-İmzalıdır	
Sayı : 10840098-604.01.01-E.53827 Konu : Etik Kurulu Kararı	30/09/2019
Sayın Volkan COŞKUN	
Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz “Tedavi Dozu Doğruluğunun Gafkromik Film ve OSL In vivo Dozimetreleri ile İncelenmesi” isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur. Bilgilerinize rica ederim.	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı	
Ek: -Karar Formu (2 sayfa)	
Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 30.09.2019 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrağınızı https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza linkinden C6242CF5X7 kodu ile doğrulayabilirsiniz.	
İstanbul Medipol Üniversitesi	Tel: 444 85 44

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Tedavi Dozu Doğruluğunun Gafkromik Film ve OSL In vivo Dozimetreleri ile İncelenmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Volkan COŞKUN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Sağlık Fizigi Yüksek Lisans Öğrencisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
Karar Bilgileri	Karar No: 676	Tarih: 25/09/2019		
Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.				

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişki	Katılım *	İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Mete ÜNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Dr. Öğr. Üyesi Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Hikmet ÜÇİŞİK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	

* :Toplantıda Bulunma

11. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	VOLKAN	Soyadı	COŞKUN
-----	--------	--------	--------

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ	2020
Lisans	EGE ÜNİVERSİTESİ	2014
Lise	NURİ CINGILLIOĞLU LİSESİ	2009

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl – Yıl)
Medikal Fizik Stajı	MEDİPOL MEGA ÜNİVERSİTE HASTANESİ	2018 - 2020
Elektronik Sertifika Üretimi	TÜBİTAK	2015 - 2018

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma
İNGİLİZCE	İYİ	İYİ	İYİ

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
3D Studio Max & Rander	İYİ
Microsoft Office	ÇOK İYİ
SPSS	İYİ