

DUYGU TUNÇMAN GENÇ

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İSTANBUL-2018



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(YÜKSEK LİSANS)

**RADYOCERRAHİ CİHAZLARINDA KÜÇÜK BOYUTLU
TÜMÖRLERİN RADYOTERAPİSİNİN İNCELENMESİ**

DUYGU TUNÇMAN GENÇ

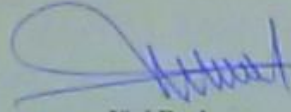
**DANIŞMAN
DR.ÖĞR.ÜYESİ MURAT OKUTAN**

**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI**

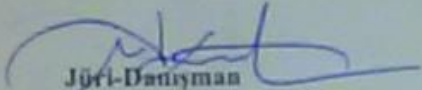
İSTANBUL-2018

TEZ ONAYI

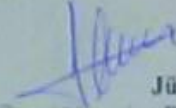
Istanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı, Sağlık Fizik Programında Yüksek Lisans öğrencisi Duygu Tunçman GENÇ tarafından Dr. Öğr. Üyesi Murat OKUTAN'ın danışmanlığında hazırlanan "Radyocerrahi cihazlarında küçük boyutlu tümörlerin radyoterapisinin incelenmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 29 /06/2018 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı**

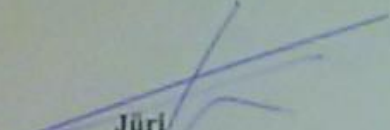
Prof. Dr. Bayram DEMİR
Istanbul Üniversitesi, Fen Fakültesi
Nükleer Fizik Anabilim Dalı

**Jüri-Danışman**

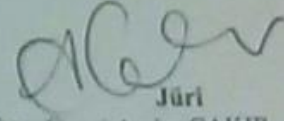
Dr. Öğr. Üyesi Murat OKUTAN
I.Ü., Sağlık Hizmetleri MYO
Radyoterapi Programı

**Jüri**

Dr. Öğr. Üyesi Nazmiye D. KESEN
I.Ü., Onkoloji Enstitüsü
Temel Onkoloji Anabilim Dalı
Sağlık Fizik Programı

**Jüri**

Dr. Öğr. Üyesi M. Yavuz DİZDAR
I.Ü., Sağlık Hizmetleri MYO
Radyoterapi Programı

**Jüri**

Dr. Öğr. Üyesi Aydın ÇAKIR
I. Bilgi Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri MYO
Radyoterapi Programı

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Duygu Tunçman GENÇ

(İmza)

İTHAF

Tezimi anneannem Şaziment ÖLÇER, dedem Talat ÖLÇER ve oğlum Mustafa Deniz GENÇ'e ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans eğitimim boyunca gerek derslerde ve tezimde gerek ise katıldığım kongrelerde yardımlarını eksik etmeyen danışmanım Yard. Doç. Dr. Murat OKUTAN' a teşekkür ederim.

Yüksek Lisans eğitimim boyunca bu alandaki eşsiz bilgi ve deneyimlerini bizlerle paylaşan Prof. Dr. Hatice Bilge BECERİR ve Prof. Dr. Gönül KEMİKLER hocalarıma,

Yüksek Lisans eğitimimiz boyunca Klinik Onkoloji dersimize girerek bu alanda ufkumuzu açan İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü Öğretim Üyelerine, Anatomi ve Histoloji ve Patoloji derslerimize gelerek bizimle bir hocadan çok daha fazla ilgilenen Prof. Dr. Canan ALATLI' ya,

Hem birinci Yüksek Lisansımda tez danışmanım olan hem de akademik dünyada her zaman bilgilerini paylaşan Prof. Dr. Bayram DEMİR'e,

Tez çalışmalarımnda fantomun ışınlanmasında bana yardım eden İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü Cyberknife ve Varian Trilogy Cihazı teknikerlerine,

Yüksek Lisans eğitimim boyunca tanıştığım arkadaşlarım Gökçe UÇAR ve Gülçin DOĞRU'ya,

Ömür boyu attığım her adımda yanımda olan annem Nesrin TUNÇMAN, babam H.Cüneyt TUNÇMAN ve teyzem Nermin ÖLÇER'e,

Hayatımdaki tüm kararlarımda gösterdiği saygı ve anlayış için eşim Hüseyin GENÇ'e,

Onu öğrendiğim ilk günden beri içinde olduğum yoğun tempoda bana ayak uydurmaya çalışın ve beni asla üzmeyen oğlum Mustafa Deniz' e sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	iii
İTHAF.....	V
TEŞEKKÜR.....	VI
İÇİNDEKİLER	vii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xii
ÖZET	xiv
ABSTRACT.....	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	i
2. GENEL BİLGİLER	iii
2.1. Radyoterapi Tarihçesi	iii
2.2. Stereotaktik Radyoterapide Kullanılan Cihazlar	v
2.2.1. Gammaknife Tedavi Cihazı	v
2.2.2. Cyberknife Tedavi Cihazı	vi
2.2.2.1. 6D Skull İzleme Yöntemi.....	viii
2.2.3. Cyberknife Kalite Kontrol Testleri	viii
2.2.3.1. End – to end Test (E2E Testi)	viii
2.2.3.2. Automatic Quality Assurance Test (AQA testi)	ix
2.2.3.3. Tedavi Veriliş Kontrolü Testi (DQA)	ix
2.2.4. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Stereotaktik Radyoterapi Cihazları	x
2.3. Küçük Alan ve Dozimetrik Ölçüm Yöntemleri	xi
2.4. Gamma Index Metodu	xiv
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	xv
3.1. Araç ve Gereçler	xv
3.1.1. Cyberknife Baş- Boyun Fantomu	xv
3.1.2. Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	xvi
3.1.3. Accuray Cyberknife Tedavi Cihazı.....	xvi
3.1.4. Multiplan 4.5.3 Tedavi Planlama Sistemi	xviii
3.1.5. Varian DHX Trilogy Lineer Hızlandırıcı Cihazı	xviii

3.1.6. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	xix
3.1.7. Gafchromic® EBT3 Film	xx
3.1.8. Epson Expression 10000 XL Tarayıcı	xx
3.1.9. PTW Verisoft Yazılım Programı	xxi
3.2. Yöntem.....	xxi
3.2.1. Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Alınması	xxi
3.2.2. Tedavi Planlarının Hazırlanması.....	xxi
3.2.2.1. KON (Konüs Kolimatör) tabanlı LINAC için Planlama.....	xxii
3.2.3. YAAT tabanlı LINAC için Planlama.....	xxiii
3.2.4. Fantom Işınlanması	xxiv
3.2.5. Işınlanan filmlerin okunması	xxvi
3.2.6. Tedavi Planlarının Değerlendirilmesindeki Yararlanılan Parametreler.....	xxvi
3.2.7. Katı Su Fantomunda Gafchromic® EBT3 Film ile 2D Doz Dağılımlarının PTW Verisoft 4.1 Yazılımı ile Doğrulanması.....	xxvii
3.2.8. Cyberknife Baş- Boyun Fantomunda Gafchromic® EBT3 Film ile 2D Doz Dağılımlarının PTW Verisoft 4.1 Yazılımı ile Doğrulanması	xxviii
4. BULGULAR.....	XXIX
4.1. Tedavi Planlama Sistemlerinde Hesaplanan CI ve HI değerleri.....	xxix
4.2. Tedavi planlama sistemlerinden her üç boyuttaki tümör ışınlanması için alınan doz profilleri	xxx
4.2.1. 1 cm'lik tümör.....	xxx
4.2.2. 2 cm'lik tümör.....	xxxiii
4.2.3. 3 cm'lik tümör.....	xxxvi
4.3. QA Sonuçları	xxxix
5. TARTIŞMA	XL
KAYNAKLAR	XLVİİ
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	L
ÖZGEÇMİŞ	LİV

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 4-1 1 cm'lik tümör ışınlanması için Multiplan TPS ve Ecplise TPS'den alınan CI ve HI değerleri.....	25
Tablo 4-2 2 cm'lik tümör ışınlanması için Multiplan TPS ve Ecplise TPS'den alınan CI ve HI değerleri.....	25
Tablo 4-33 cm'lik tümör ışınlanması için Multiplan TPS ve Ecplise TPS'den alınan CI ve HI değerleri.....	26
Tablo 4-4 CON tabanlı LINAC ve YAAT tabanlı LINAC cihazlarında 1 cm'lik tümör için merkezden - mesafeye bağlı yüzde doz dağılımı.....	27
Tablo 4-5 CON tabanlı LINAC ve YAAT tabanlı LINAC cihazlarında 2 cm'lik tümör için merkezden - mesafeye bağlı yüzde doz dağılımı.....	29
Tablo 4-6 CON tabanlı LINAC ve YAAT tabanlı LINAC cihazlarında 1 cm'lik tümör için merkezden - mesafeye bağlı yüzde doz dağılımı.....	31

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1 Prof.Leksell in ilk Gammaknife uygulaması (1968).....iv	iv
Şekil 2-2 Gammaknife uygulama görüntüsü v	v
Şekil 2-3 Cyberknife Robotik Kollu Stereotaktik Radyocerrahi Cihazı..... vii	vii
Şekil 2-4 Sabit (FIXED) ve IRIS kolimatör vii	vii
Şekil 2-5 E2E testi için kullanılan fantom viii	viii
Şekil 2-6 AQA testi için kullanılan fantom ix	ix
Şekil 2-7 LINAC Tabanlı Stereotaktik radyocerrahi cihazına bir örnek olarak: Truebeam STx cihazı. xi	xi
Şekil 2-8 LINAC Tabanlı Stereotaktik radyocerrahi cihazına bir örnek olarak: Tomoterapi cihazı. xi	xi
Şekil 2-9 a) TPS’de planlanan doz dağılımı b) film / portal ışınlama c) gamma indeks hesabı xiv	xiv
Şekil 3-1 Cyberknife Antropomorfik Baş- Boyun Fantomu xv	xv
Şekil 3-3 Cyberknife Cihazı xvii	xvii
Şekil 3-4 Cyberknife Tedavi Cihazının Komponentleri xvii	xvii
Şekil 3-5 Multiplan 4.5.3 sisteminde intrakranyal tedavi planlaması..... xviii	xviii
Şekil 3-6 Varian DHX Trilogy Lineer Hızlandırıcı xix	xix
Şekil 3-7 Gafchromic® EBT3 Film İç Yapısı xx	xx
Şekil 3-8 Epson Expression 10000 XL Tarayıcı xx	xx
Şekil 3-9 Simülasyon işlemi için kullanılan Cyberknife fantomu xxi	xxi
Şekil 3-10 Multiplan TPS’de 1 cm’lik tümör için oluşturulan plan xxii	xxii
Şekil 3-11 Multiplan TPS’de 2 cm’lik tümör için oluşturulan plan xxii	xxii
Şekil 3-12 Multiplan TPS’de 3 cm’lik tümör için oluşturulan plan xxiii	xxiii
Şekil 3-13 Eclise 8.9 TPS’de 1 cm’lik tümör için oluşturulan plan xxiv	xxiv
Şekil 3-14 Eclise 8.9 TPS’de 2 cm’lik tümör için oluşturulan plan xxiv	xxiv
Şekil 3-15 Eclise 8.9 TPS’de 3 cm’lik tümör için oluşturulan plan xxiv	xxiv
Şekil 3-16 Işınlanma esnasında filmlerin yerleştirildiği fantom..... xxiv	xxiv
Şekil 3-17 Cyberknife baş-boyun fantomunun Cyberknife tedavi cihazında konumlandırılması xxv	xxv
Şekil 3-18 Cyberknife baş-boyun fantomunun Cyberknife cihazında ışınlanması. xxv	xxv
Şekil 3-19 Cyberknife baş-boyun fantomunun Varian DHX cihazında yatırılışı..... xxv	xxv

Şekil 3-20 Cyberknife baş-boyun fantomunun Varian DHX cihazında ışınlanması...	xxvi
Şekil 3-21 Kalite kontrol işleminde kullanılan katı su fantomu	xxviii
Şekil 3-22 Gafkromik EBT3 filmin katı su fantomu içerisine yerleştirilmesi.....	xxviii
Şekil 4-1 Bir cm'lik tümörün KON tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi.....	xxx
Şekil 4-2 Bir cm'lik tümörün YAAT tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi.....	xxxı
Şekil 4-3 Bir cm'lik tümör için KON-planlama ve KON-film doz profilleri	xxxı
Şekil 4-4 Bir cm'lik tümör için YAAT-planlama ve YAAT-film doz profilleri	xxxı
Şekil 4-5 Bir cm'lik tümör için YAAT-planlama ve KON-planlama doz profilleri	xxxı
Şekil 4-6 İki cm'lik tümörün KON tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi.....	xxxiii
Şekil 4-7 İki cm'lik tümörün YAAT tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi.....	xxxiii
Şekil 4-8 İki cm'lik tümör için KON - planlama ve KON - film doz profilleri.....	xxxiii
Şekil 4-9 İki cm'lik tümör için YAAT -planlama ve YAAT -film doz profilleri.....	xxxiv
Şekil 4-10 İki cm'lik tümör için YAAT - planlama ve KON - planlama doz profilleri	xxxiv
Şekil 4-11 Üç cm'lik tümörün CON tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi.....	xxxvi
Şekil 4-12 Üç cm'lik tümörün YAAT tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi.....	xxxvi
Şekil 4-13 Üç cm'lik tümör için KON - planlama ve KON - film doz profilleri	xxxvi
Şekil 4-14 Üç cm'lik tumor için YAAT -planlama ve YAAT -film doz profilleri...	xxxvii
Şekil 4-15 Üç cm'lik tümör için YAAT - planlama ve KON - planlama doz profilleri	xxxvii
Şekil 4-16 YAAT planlama için gama indeks analizi	xxxix
Şekil 4-17 Kon tabanlı planlama için gama indeks analizi.....	xxxix

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

LINAC	:Lineer Hızlandırıcı (Lineer Akseleratör)
TPS	:Tedavi Planlama Sistemi
DVH	:Doz Volüm Histogramı
SRC	:Stereotaktik Radyocerrahi
SRT	:Stereotaktik Radyoterapi
SBRT	:Stereotaktik Vücut Radyoterapisi
MLC	:Çok Yapraklı Kolimatör (Multi Leaf Kolimatör)
YART	:Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
Kv	:Kilo Voltaj
MV	:Mega Voltaj
BT	:Bilgisayarlı Tomografi
MRG	:Manyetik Rezonans Görüntüleme
YART	:Yoğunluk ayarlı Radyoterapi (IMRT)
IGRT	:Görüntü Eşliğinde Radyoterapi (Image Guided Radiotherapy)
Co – 60	:Kobalt - 60
TMR	:Tissue Maximum Ratio
SAD	:Kaynak Eksen Mesafesi (Source Axis Distance)
PET	:Pozitron Emisyon Tomografi
YAAT	:Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (VMAT)
SSD	:Kaynak Cilt Mesafesi (Source Skin Distance)
EPD	:Elektronik Portal Dozimetre
GTV	:Gözlenebilir Tümör Hacim
PTV	:Planlanan Hedef Hacim
FFF	:Flattering Filter Free
TLD	:Termoluminesans Dozimetre
Fr	:Fraksiyon
IAEA	: International Atomic Energy Agency (Uluslararası Atom Enerji Kurumu)

AAPM :The American Association of Physicists in Medicine (Amerika Medikal Fizikçiler Derneği)

CI :Conformity Index

HI :Homogeneity Index

CCW :Counter Clock Wise

CW :Clock Wise

Cm :Centimetre

Mm :Milimetre



ÖZET

Genç Tunçman,D. (2017). Radyocerrahi Cihazlarında Küçük Boyutlu Tümörlerin Radyoterapisinin İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Stereotaktik radyoterapide küçük alanlar kullanılarak tümöre 1-5 fraksiyonda yüksek dozlar verilir. Bu nedenle stereotaktik radyoterapide doğru dozun doğru yere verilmesi çok önemlidir. Bu çalışmada kon tabanlı lineer akselatör (linak) ve yoğunluk ayarlı ark terapi (YAAT) linak modalitelerinde ışınlanan küçük boyutlu beyin tümörlerinin Gafkromik EBT3 film ile dozimetrik analizi yapılmıştır.

Çalışmada küçük alan olarak, 1, 2 ve 3 cm çapında tümörler sanal olarak Cyberknife baş – boyun fantomu içerisinde oluşturuldu. Verilen dozların doğruluğunu değerlendirmek için Gafkromik EBT3 film fantom içerisine yerleştirildi. Fantom, her bir tümör boyutu için iki ayrı cihazın tedavi planlama sisteminde oluşturulan tedavi planlarına göre Gafkromik EBT3 film ile birlikte ışınlandı. Oluşturulan tedavi planlarının kalitesi için Konformite İndeksi (CI) ve Homojenite İndeksi (HI) hesaplandı. Filmde ölçülen ile TPS’de hesaplanan doz dağılımları karşılaştırıldı.

CI ve HI değerleri incelendiğinde, kon tabanlı linak cihazının CI ve HI değerleri 1’e yakın çıkmıştır. Kon tabanlı linak cihazının radyasyon alanının tumor boyutuna uyumlu olmasından dolayı CI değeri YAAT tabanlı linak cihazına göre daha iyi sonuç vermiştir. Tezde elde edilen bulgular incelendiğinde gerek kon tabanlı linak gerekse YAAT tabanlı linak cihazında hedef istenen dozu almıştır. S- I rotasyonunda kon tabanlı Linak cihazının % 30 ve %50’lik doz profil genişlikleri YAAT tabanlı linak cihazına göre daha küçüktür. Her iki cihaz ile yapılan ışınlamalarda tümör merkezleri reçete edilen dozu almıştır.

Bu tez çalışması, küçük alan ışınlamalarında kon tabanlı linak veya YAAT tabanlı linak cihazlarının birbirlerinin yerine kullanılabilirliğini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Stereotaktik Radyoterapi, Cyberknife, linak, YAAT, Film Dozimetrisi.

ABSTRACT

Genç Tunçman, D. (2017). Dosimetric Investigation of Radiotherapy of Small Size Tumors in Radiosurgery Devices. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Basic Oncology, M.Sc. Thesis. İstanbul.

In stereotactic radiotherapy, high radiation doses were delivered to tumors using small fields in 1-5 fractions. For this reason, it is very important to make sure accuracy of dose and position of given dose in stereotactic radiotherapy. In this study, dosimetric measurements of small sized brain tumors irradiated in cone-based linear accelerator (linac) and the volumetric arc therapy (VMAT) linac modalities were performed with Gafchromic EBT3 film.

As a small area in the study, 1,2 and 3 cm diameter tumors were virtually created in Cyberknife head and neck phantom. Gafchromic EBT3 film was placed into the phantom to evaluate the accuracy of the doses given. The phantom was irradiated with Gafchromic EBT3 film according to treatment plans created in the treatment planning system of two separate devices for each tumor size. Conformity Index (CI) and Homogeneity Index (HI) were calculated for the quality of created treatment plans. The dose distributions calculated in the film and the TPS were compared.

When the CI and HI values were examined, the CI and HI values of the cone-based linac device were close to 1. Due to the radiation area of the cone-based linac device is compatible with the tumor size, the CI value had better results to the VMAT-based linac device. In the S-I rotation, the 30% and 50% dose profile widths of the cone-based Linac device are smaller than the VMAT-based linac device. In both the devices in the center it has received the tumor irradiation dose prescribed.

This thesis study has shown that on cone-based linac or VMAT-based linac devices can be used instead of each other in small-area irradiations.

Key Words: Stereotactic Radiosurgery, Cyberknife, linac, VMAT, Film Dosimetry.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi, yüksek enerjili radyasyonun iyonize edici özelliği kullanılarak kontrollü bir şekilde tümörlü hücrelerin öldürülmesini sağlayan bir tıp dalıdır. Radyoterapide temel amaç; tümör çevresinde yer alan kritik organlara yüksek doğrulukta ölçülmüş radyasyonun en az dozunu, tümöre ise en fazla dozu vermektir. Bu doğrultuda bir tedavi sağlamak amacı ile bir çok modern Radyoterapi tekniği geliştirilmiştir. Son yıllarda yaygın olarak kliniklerde tercih edilen Stereotaktik radyocerrahi (SRC) ise geliştirilen modern Radyoterapi tekniklerinden biridir. SRC küçük olan (tümör çapı <4 cm) hedeflerin tek fraksiyon ile yüksek dozda ışınlamasıdır. Başka bir deyiş ile SRC; birçok dar ışın demeti yardımıyla uzayda üç boyutlu olarak yeri belirlenmiş olan tümörün tek fraksiyon ile tedavi edildiği radyoterapi metodudur. Eğer bu uygulama tek bir fraksiyonda değil de birden fazla fraksiyonda uygulanıyor ise Stereotaktik Radyoterapi (SRT) olarak adlandırılır. Aynı işlem hipofraksiyon olarak vücudun herhangi bir bölgesindeki küçük alana sahip tümöre uygulanıyorsa Stereotaktik Vücut Radyoterapisi (SBRT) olarak adlandırılır. SRT ve SBRT ile normal radyoterapi uygulamalarına göre daha yüksek konformalitede tedavi imkanı sağlanır [1]. SRT ve SBRT uygulamasının konvansiyonel Radyoterapiye göre radyobiyojik olarak da farklılıkları vardır. Konvansiyonel radyoterapi uygulamalarında tümöre verilecek olan toplam doz fraksiyone olarak yaklaşık 25-30 fraksiyonda verilir. Fraksiyonlar arası verilen boşlukta normal dokuların kendilerini onarmaları beklenir. Stereotaktik radyoterapide ise genel olarak toplam verilmesi gereken doz tek bir seferde veya birkaç fraksiyonda verilir. Bu sebep ile Stereotaktik radyoterapide verilen dozun hata payı olmadan hedefe verilmesi gerekmektedir. Ayrıca SRS uygulamalarında kullanılan tek veya birkaç fraksiyon (3-5 fraksiyon) ile tümör hücrelerinin repopulasyon şansı olmamaktadır. SRS ve SBRT uygulamalarında verilen yüksek doz sayesinde apoptasis veya nekroz sayesinde tümör mikrovaskülaritisinde yıkıma sebep olarak tümörden alınan yanıt önem kazanmaktadır [2].

SRT ve SBRT nin kritik organlarda minimum doz ve hedef doku ile kritik organlar arasında hızlı doz gradyenti vardır. Ancak, bu tedavi tekniklerinde ışınlanan tedavi alanının 4 cm den küçük olması sebebiyle küçük alan dozimetrisinde karşılaşılan bir takım problemler vardır. Çünkü küçük alanlar için Tedavi Planlama Sistemleri (TPS)

nin doğruluğu, büyük alanlara göre daha zordur. Çünkü ışınlanan hedefin aldığı dozu ölçmek için kullanılan dedektörün alan için yeterince küçük olmaması, alan boyutunun lateral elektronik dengeyi sağlayacak kadar büyük olmaması, keskin doz değişimi ve kaynağın kısmi bloklanması gibi problemler vardır. Bu problemler karşımıza merkezi eksenindeki absorbe doz üzerinde, aksiyel kesitte alınan doz profilinde ve belirli bir Q noktasındaki depolanan dozda dozimetrik etkiler olarak gelmektedir [3].

SRS veya SRT tedavileri günümüzde birçok tedavi cihazı ile yapılabilmektedir. Bu tedavilerde; ince MLC yapraklara sahip ve dönerek ışınlama yapabilen lineer hızlandırıcılar ve robotik radyocerrahi cihazları kullanılmaktadır.

Çalışmamızda antropomorfik baş- boyun fantomu içerisinde çapları 4 cm. den küçük olacak şekilde sanal olarak oluşturulan üç farklı çapta tümör hacminin MLC sistemine sahip lineer hızlandırıcı ve kon tabanlı lineer hızlandırıcı cihazlarında oluşturulan doz dağılım farklılıklarının film dozimetrisi yöntemi ile araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoterapi Tarihçesi

W. Röntgen'in 1895 yılında x-ışınlarını keşfi, ilerleyen zamanlarda hastalıkların teşhis ve tedavi edilmesi açısından çok önemli bir gelişmedir [4]. 1896 yılında H. Becquerel tarafından doğal Radium kristalleri üzerinde deneyler yaparken doğal radyoaktiviteyi keşfetmesi, 1898 yılında Curie'lerin Radiumu elde etmesi de Radyoterapi uygulamaları açısından çok önemli gelişmelerdir.

Kanser tedavisi için Radyoterapi uygulaması uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. 1896 yılında X- ışını ile ilk defa nüks etmiş bir meme kanserli bir hastanın tedavisinin yapıldığı kayıt edilmiştir. Bunu takiben, cilt, nazofarenks ve mide kanserlerinde de x-ışını yardımı ile tedavi denemeleri gerçekleştirilmiştir.

Türkiye'de X-ışını üretimi, Röntgen'in X- ışını keşfinden 1 yıl sonra Galatasaray Lisesi'ndeki Fizik Öğretmeni Lzuar tarafından laboratuarda üretilmiştir. Ülkemizde X-ışınlarının tıbbi amaçlı ilk uygulaması 1897 yılında Dr. Esad Fevzi ve Dr.Rıfat Osman tarafından yapılmıştır. İlk Radyoterapi uygulaması ise 1902 yılında Hamidiye Sultan Etfal Hastanesi'nde gerçekleştirilmiştir [5].

İlk Brakiterapi uygulamaları 1900 lü yılların başında Radium kaynağının hedef bölgeye yönlendirilerek malign hastalığın tedavisinde kullanılması ile gerçekleştirilmiştir.

Gerçekleştirilen bu tedavi ile yüzeysel yerleşimli bir malignite tedavi edilmiştir. 1913'lü yıllara gelindiğinde ise 140 kiloVoltaj (kV) maksimum enerjili X- ışını tüpü üretilmiştir. 1922 yılında da 200 kV maksimum enerjili X- ışını tüpünün üretime geçmesi ile derin yerleşimli malign hastalıkların tedavisi yapılmaya başlanılmıştır. 1941 yılında bir parçacık hızlandırıcı olan Betatron'un icat edilmesi ile megavoltaj (MV) enerjili X- ışınları üretilmeye başlandı. Günümüzde Radyoterapi uygulamalarında yaygın ve en çok kullanılan cihaz olan LINAC ilk olarak 1953 yılında Londra'da bir hastanede geliştirilmesi önemli bir adım olmuştur. 1970'li yıllarda Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazının ortaya çıkması ile tümörlü bölgenin ve çevresinde yer alan kritik organların tedavi öncesinde doğru bir şekilde belirlenmesi sağlanmıştır. Böylece üç boyutlu doz planlama sistemleri geliştirilmiştir. 1973 yıllarında Manyetik Rezonans (MRG) cihazının kullanılması ile tedavi öncesi simülasyon işlemleri daha da gelişerek

merkezi sinir sistemi ile yumuşak dokuların görüntülenmesinde önemli bir gelişme sağlamıştır [5,6].

LINAC cihazlarında MLC kullanımı ile birlikte önce 3-D konformal daha sonra da Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy-YART) ve Görüntü eşliğinde Radyoterapi (Image Guided Radiotherapy- IGRT) uygulamaları yapılmıştır.

Ülkemizde 1935 yılında Radyoloji ve Biyofizik Enstitüsü bugünkü İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde kurulmuştur. Tarihteki ilk rotasyonel Radyoterapi uygulaması 1936 yılında larenks kanseri için uygulanmıştır ve bu uygulama Berlin'de yapılan Kanser kongresi'nde bildiri olarak sunulmuştur.

İlk Kobalt cihazı 1950 yılında üretilmiştir ve radyocerrahi uygulaması ilk olarak 1951 yılında İsveç'te beyin cerrahı Lars Leksell tarafından gerçekleştirilmiştir. Radyocerrahi uygulaması ilk zamanlarda beign hastalıklarda uygulanırken, ilerleyen zamanlarda malign tümörlerde de gerçekleştirilmiştir [7].

1968 yılında Leksell marka (Elektra, İsveç) Gamma knife cihazı ilk kullanılan stereotaktik radyocerrahi cihazı olmuştur. Kullanılan bu cihaz içerisinde Kobalt-60 (Co-60) içeren multikobalt kaynaklar bulunmaktadır [2].



Şekil 2 – 1 Prof.Leksell in ilk Gammaknife uygulaması (1968)

1988 yılında Gammaknife'in getirdiği kısıtlamalara karşılık Dr. John Adler ve ekibi tarafından Cyberknife robotik radyocerrahi cihazı geliştirilmiştir. 2001 yılında ise tüm vücut için kullanımı için FDA onayı alınmış ve vücudun herhangi bir bölgesinde yer alan bir tümör için 1 mm altında bir hassasiyet ile tedavi edebilen Cyberknife cihazı kullanılmaya başlamıştır.

2000'li yıllara gelindiğinde Cyberknife ve Tomoterapi cihazları klinikte yaygın olarak kullanılmaya başlanılmış ve böylece beyin tümörü haricindeki vücut tümörlerinin

stereotaktik radyoterapisi mümkün hale gelmiştir. Günümüzde Gammaknife, Cyberknife ve LINAC tabanlı radyocerrahi cihazlarında hipo-fraksiyone stereotaktik radyoterapi uygulamaları başarı ile yapılmaktadır [2].

2.2. Stereotaktik Radyoterapide Kullanılan Cihazlar

2.2.1. Gammaknife Tedavi Cihazı

Gammaknife cihazı kafa içerisinde yer alan tümörleri tek fraksiyonda yüksek doz ile milimetrik olarak odaklanarak tedavi eden bir cihazdır. Gammaknife cihazı ile stereotaktik radyocerrahi tekniği uygulanır. Gammaknife cihazında yer alan yarım daire şeklinde dizilmiş 201 adet çoklu huzmeli ve eşitenerjili (30 Curie) Kobalt-60 kaynağı sayesinde hastanın tümörlü bölgesine yönlendirilen gama ışınları yardımı ile uygulama gerçekleşir. Cihazın kaynak – hasta mesafesi yaklaşık 40 cm'dir. Cihazın bu yapısı, hedef bölgeyi %30 ve %80' lik izodoz hattı ile sararak yüksek doz oluşturarak, beyinde yer alan diğer sağlıklı dokularda düşük doz bölgesi oluşturmaktadır [3]. Gammaknife cihazının doz hızı Kobalt 'ın aktivitesi ile ilişkilidir. Merkezden uzaklaştıkça doz hızı düşer ve %50'lik izodoz hattında doz hızı merkezdekinin yarısına eşit olur. Bundan dolayı, hızla azalan doz hızı ile çevre dokular için ek bir koruma oluşur. Cihazda kask içerisinde 4,8,12,16 mm çaplı kolimatörler yer alır. Gammaknife ile yapılan tedaviler tek fraksiyonludur [8].



Şekil 2-2 Gammaknife uygulama görüntüsü

Cerrahinin mümkün olmadığı durumlarda Gammaknife tedavi yöntemi, hasta üzerinde herhangi bir kesi olmadan gerçekleştirilebilir. Hastaya dozu maksimum doğruluk ile vermek için, tedavi esnasında hastaya stereotaktik baş maskesi takılır. Hastaya lokal anestezi ile takılan baş maskesi metal bir çerçevedir. Böylece tümörün

yeri doğrulukla saptanırken, hastanın makine içerisinde tedavi boyunca aynı pozisyonda kalması sağlanır.

Hastaya çerçevenin doğru bir şekilde yerleştiğinden emin olduktan sonra tedavi planlamasında kullanılması üzere tedavi planı yapmak için MRG veya BT yardımı ile görüntüsü alınır. Görüntüler bilgisayarda işlendikten sonra Gammaknife cihazının TPS'sinde planlama yazılımı yardımı ile 3 boyutlu tedavi planı yapılarak hasta simülasyon görüntüsü alınırkenki pozisyonu ile tedaviye alınır. Tedavi için hastanın baş çerçevesi Gamma knife cihazının başlığına takılır. Çerçeveye ek olarak metal başlık takılır. Metal başlık ışın odaklayıcı kolimatör görevi yapar ve üzerinde 201 adet delik bulunur. Çapları 4, 8, 14 ve 18 mm'lik dört adet kask vardır. Metal kask cihazın odak noktasına getirilerek ışınlama yapılır ve tedavi işlemi bitirilir.

2.2.2. Cyberknife Tedavi Cihazı

Cyberknife cihazı X-ışınları tüpü 6 eklemlili KUKA adı verilen serbestrobotik kol içerisinde yer alan 6 MV enerjili LINAC dan oluşan bir radyocerrahi sistemidir. Robotik kol sayesinde LINAC hasta etrafında konum değiştirebilir. Robotik kolun 1200 adet uzayda belirlenmiş konumu vardır. Cyberknife cihazında bulunan LINAC, ufak boyutludur ve 9,5 GHz X- band kavite magnetron, duran dalga ve çift yanlı hızlandırıcı dalga kılavuzu ile 800 MU/dak doz hızında 6 MV mertebesinde x-ışını üretilebilir. Küçük boyutlu LINAC tasarımı sayesinde eğici magnete gerek yoktur. Ayrıca cihazda ışın düzleştirici filtre de bulunmaz [9].

Cyberknife cihazı kafa ve kafa dışındaki vücut içerisinde yer alan tümörleri fraksiyone olarak tedavi etmeyi sağlar. Cyberknife gelişmiş IGRT tekniği ile tedavi esnasında hasta lokalizasyonu ve tümör takibi yaparak 1 mm'den daha az hata payı ile çalışır [6]. Ayrıca yüzlerce izosentrik olmayan ışın kullanarak keskin sınırları olan yüksek kalitede konformal bir doz dağılımı elde etmeyi sağlar. Bu da hedef dokuya maksimum dozu verirken, sağlıklı dokularda toksiteyi azaltarak en iyi şekilde korunmasına olanak verir.



Şekil 2-3 Cyberknife Robotik Kollu Stereotaktik Radyocerrahi Cihazı

Cyberknife cihazı 5 mm ile 60 mm arası 12 farklı kolimatör (kon-konüs kolimatör) ile veya bu kolimatörlerin şekillerini alabilen tek bir İRİS kolimatör ile radyocerrahi imkanı sağlar. İRİS kolimatöründe alanlar bilgisayar yardımı ile ayarlanmaktadır [10]. Böylece tedavi boyunca kolimatörün değiştirilmesine gerek kalmadan istenilen alan boyutu ayarlanabilir. İRİS kolimatörü, üst üste iki altıgen tungsten segmentlerin bir araya gelmesi ile oluşur ve böylece 12 kenarlı ışın huzmesi elde edilir. (Şekil 2-4)



Şekil 2-4 Sabit (FIXED) ve İRİS kolimatör

Cihaz odasına monte edilmiş 2 adet tanısal x – ışını kaynağı yardımı ile tedavi esnasında görüntüleme yapabilmektedir. Tedavi esnasında kullanılan bu görüntü kayıt algoritmaları sayesinde gerçek zamanlı tümör takibi (real – time tumor tracking) avantajı vardır. Kullanılan tümör izleme yöntemleri; 6D Skull (intrakranyal lezyonlarda), Xsight spine (vertebraya yakın olan lezyonlarda), Synchrony respiratory motion tracking (senkron solunum takibi), Xsight lung (akciğer lezyonları) ve fiducial

marker tracking (altın işaretleyici) dir [11]. Tez çalışmasında intrakranyal küçük alan tümörler ışınlandığı için 6D skull izleme yöntemi kullanılmıştır.

2.2.2.1. 6D Skull İzleme Yöntemi

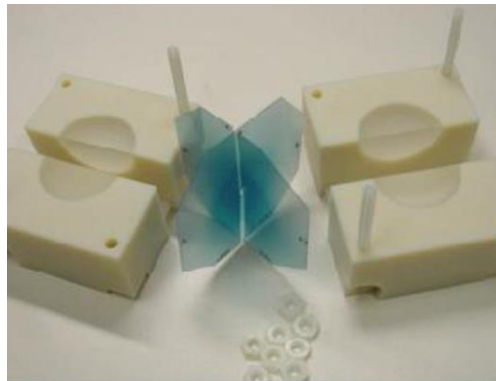
6D Skull (Kafatası) izleme metodu herhangi bir invaziv işlem gerektirmeden intrakranyal ışınlamalar için kullanılır. Bu yöntemde hastanın immobilizasyonu için termoplastik maske kullanılır. Yumuşak doku ile kemik arasındaki absorpsiyon farkından faydalanarak tedavi esnasında alınan görüntüler ile DRR görüntüleri karşılaştırılır. Görüntüler arasındaki sapma değerleri bilgisayar algoritması yardımı ile hesaplanır. 6D Skull izleme yönteminde üç dönüşsel hareket (sol-sağ, baş yukarı-baş aşağı , saat yönünde ve saat yönünün tersi yönde) ve üç doğrusal hareket (ön-arka, sol-sağ ve yukarı-aşağı) için sapma değerleri belirlenerek elde edilen bu değerlere göre sistem yeni konum belirleyerek hastayı ışınlamaya devam eder.[12]

2.2.3. Cyberknife Kalite Kontrol Testleri

2.2.3.1. End – to end Test (E2E Testi)

End – to end (E2E) testi, Cyberknife cihazının mekaniksel doğruluğunu ve hastaya verilen dozun doğruluğunu tespit etmek için yapılır. Aylık olarak gerçekleştirilir.

E2E testini gerçekleştirmek için şekil 2-5’de verilen fantom ve gafkromik film kullanılır. Test için öncelikle E2E fantomunun CT görüntüleri çekilir. Çekilen görüntüler TPS bilgisayarına aktarıldıktan sonra fantomun merkezinde yer alan küre kontrol edilir ve %70’lik izodoz hattı küreyi kapsayacak şekilde tedavi planı oluşturulur. Hedefin geometrik merkezi ile %70’lik izodoz hattının merkezi karşılaştırılır.



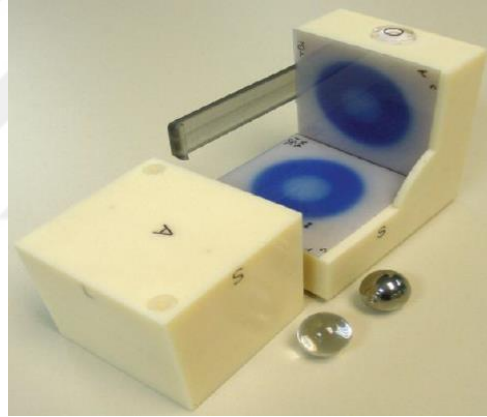
şekil 2-5 E2E testi için kullanılan fantom

E2E testinde toplam sistem hatası (total system error – TSE) olarak adlandırılan bir kavram değerlendirilir. TSE değeri, hedefin geometrik merkez koordinatları ile gafkromik filmde ölçülen doz dağılımının merkezinin koordinatları arasındaki yer değişim miktarını verir. İyi kalibre edilmiş bir Cyberknife cihazı için statik E2E testi için TSE değeri 0,3-0,7 mm arasında olmalıdır [13].

2.2.3.2. Automatic Quality Assurance Test (AQA testi)

Automatic Quality Assurance (AQA) testi, Cyberknife cihazının izosantrik hedefleme doğruluğunu ölçen bir testtir. Günlük olarak gerçekleştirilir.

Testi gerçekleştirmek için şekil 2-6’da verilen fantom kullanılır. Test öncesi AQA fantomunun CT cihazında görüntüleri çekilir ve elde edilen görüntüler TPS bilgisayarına aktarılır. TPS’de bir adet anterior ve lateral ışın içeren tedavi planı oluşturulur. Fantoma yatay ve dikey olmak üzere iki adet gafkromik film yerleştirilir.



Şekil 2-6 AQA testi için kullanılan fantom

Fantom içerisinde metal bir kürenin yerleştiği bir boşluk bulunur. Tedavinin izosantrikliğine yerleştirilen bu kürenin gafkromik filmlerde meydana getirdiği gölgeler tespit edilir. Testin kabul edilebilir olması için radyal hatanın 1 mm’den küçük olması gerekmektedir [14].

2.2.3.3. Tedavi Veriliş Kontrolü Testi (DQA)

E2E testi ile yapılan kalite kontroller non izosantrik tedavi planlarının doz doğruluğu hakkında bilgi vermemektedir. Cyberknife cihazı ile yapılan tedaviler ise büyük çoğunlukta nonizosantrik tedavilerdir. Işın tabanlı olarak Cyberknife cihazının hedefleme doğruluğunu ölçen herhangi bir test mevcut değildir. Ancak AAPM TG135’deki öneriye göre, yüksek çözünürlükte film veya dedektör yardımı ile fantom

ölçümleri yapılabilir. Doz doğruluğu için ideal dozimetre olarak film dozimetre kullanımı önerilmektedir. Testin geçerli olması için %50'lik izodoz hattı ve daha yüksek doz bölgesinde, doz farkı %2 – 2 mm koşullarında TPS ile ölçüm sonuçları arasındaki uyum %90 olmalıdır. Senkroni sistemi için ise %3-3 mm koşullarında uyum %90 olmalıdır [14].

2.2.4. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Stereotaktik Radyoterapi Cihazları

Gammaknife cihazının sadece beyin tümörlerinde kullanımı olması robotik kollar ve LINAC tabanlı stereotaktik radyocerrahi cihazlarının geliştirilmesine yol açmıştır. Gerek robotik kollar gerekse de LINAC tabanlı radyocerrahi cihazlarının ortak amacı yüksek dozu az fraksiyonda hedef dokuya verirken, keskin düşümlü bir doz dağılımı elde etmektir. LINAC tabanlı stereotaktik radyoterapi cihazlarına X-Knife ismi verilir. Ve genel olarak 6 MV'lik X- ışını kullanılmaktadır.

Genel olarak LINAC tabanlı stereotaktik radyocerrahi uygulamaları tek veya birden fazla fraksiyonda arktarapi (gantry açısının dönerek tedavi etmesi) şeklinde uygulanmaktadır. Yani tedavi planlama bilgisayarında belirtildiği başlangıç ve bitiş noktaları arasında gantry hareket eder.

İzosentrik LINAC tabanlı stereotaktik radyoterapi tekniği üçe ayrılır. Bu teknikler çok sayıda eşdüzlemsel olmayan arklar, konik biçiminde rotasyon tekniği ve dinamik stereotaktik radyocerrahidir. Her teknik gantri ve masa rotasyon hareketlerinin spesifik uygulamaları ile gerçekleştirilir. Çok sayıda eş düzlemsel olmayan arklar tekniğinde; gantri belirlenen bir ark boyunca hareketli iken hasta sabittir. Konik biçiminde rotasyon tekniğinde; gantri tedavi esnasında sabitken hasta masası döner. Dinamik stereotaktik radyocerrahide ise hem gantri hem de hasta masası dönmektedir. Bu teknikler içerisinde en sık kullanılan teknik, çoklu eşdüzlemsel olmayan ark tekniğidir [15].

Lineer Hızlandırıcı tabanlı cihazlarla SRS yapılabilir. Ama cihazdaki MLC boyutu da Radyocerrahi yapmaya uygun olmalıdır. Küçük alanların dozimetrik ölçümleri tedavi planlama bilgisayarlarına yüklenmiş olmalıdır.

LINAC tabanlı radyocerrahi cihazlarında normal LINAC'lara göre mekanik ve elektriksel dayanıklılığa bağlı birkaç değişiklik yapılmıştır. Bu değişimler cihazlarda yapılacak stereotaktik radyoterapiye uyumlu olarak ek kolimasyon veya küçük çaplı

radyocerrahi ışınlamalarını gerçekleştirmek için kolimatör seti veya küçük ve düzensiz alanları tanımlamak için mikro çok yapraklı kolimatördür [16].



Şekil 2-7 LINAC Tabanlı Stereotaktik radyocerrahi cihazına bir örnek olarak: Truebeam STx cihazı.



Şekil 2-8 LINAC Tabanlı Stereotaktik radyocerrahi cihazına bir örnek olarak: Tomoterapi cihazı.

Stereotaktik Radyoterapi yapabilen cihazların kendine özgü immobilizasyon ve simülasyon işlemleri vardır. Örneğin intrakranyal ışınlamalarda Gammaknife cihazı için Leksell çerçeve kullanılırken, robotik kollu ve LINAC tabanlı cihazlarda ise termoplastik maske kullanılır.

2.3. Küçük Alan ve Dozimetrik Ölçüm Yöntemleri

Modern Radyoterapi Teknikleri ile birlikte küçük alanların kullanımı yaygınlaşmıştır. $3 \times 3 \sim 4 \times 4$ cm² veya daha küçük alanlar için “küçük alan” tanımı yapılmaktadır. Küçük alanın bir başka tanımı ise hedefi ışınlayan doza katkı sağlayan ve

saçılan ikincil elektronların lateral menziline daha küçük genişliğe sahip alanlar olarak da kabul edilmektedir. Küçük alanlar Stereotaktik radyoterapi uygulamalarında ve Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi'de (YART) kullanılmaktadır. Teknolojik gelişmelere bağlı olarak küçük alanların rutin tedavi uygulamalarında sıkça kullanılması, küçük alan kullanılan tedavilerin doğruluğundaki belirsizlik kaygısını arttırmıştır. Işınlanacak küçük alanların dozimetrisi genel olarak iki sebepten dolayı güçleşmektedir. Birincisi, ölçüm için kullanılan dedektör ve alan boyutu arasındaki ilişki; ikincisi lateral yüklü parçacık dengesizliğidir. Konvansiyonel alanlar ile ilgili meydana gelen SRS penumbrasındaki geniş doz gradyentleri daha yüksek çözünürlükte dozimetri teknikleri gerektirir [17].

Küçük alanların dozimetresinde henüz bir standart bulunmamaktadır ve subjektif bir konudur. Çünkü küçük alan ışınlaması yapan cihazlar yalnızca Tomotherapy, Cyberknife veya Gammaknife gibi uzmanlaşmış özel makinelerle değil aynı zamanda yüksek çözünürlüklü geleneksel, özel olmayan ince çok yapraklı kolimatörlü hızlandırıcılarla da yapılmaktadır. Küçük alan ışınlamalarında kullanılan cihazların sürekli gelişen teknolojisi de klinik dozimetrenin de belirsizliğini arttırmıştır.

Güncel olarak 2017 yılı Kasım ayında küçük alan dozimetresi ile ilgili olarak Uluslararası Atom Enerji Kurumu (IAEA) ve Amerika Medikal Fizik Derneği (AAPM) ortak bir rapor çıkardılar. Bu rapor küçük alan dozimetresine ayrılmış olan ilk teknik rapordur ve küçük alan dozimetresi açısından sistematik ve uluslararası olarak ortak bir yaklaşım olması gerekliliğinden ortaya çıkmıştır. Raporda küçük alanlar kullanan spesifik stereotaktik radyoterapi cihazları için uygun dedektörleri ve out - put faktörlerini belirleme yöntemlerini kullanarak uygulamaya yönelik esaslar verilmektedir [18].

Küçük radyasyon alanları ile çalışıldığı zaman absorbe dozun lateral profilinin ölçülmesi güçleşir. Eğer dozimetre işlemleri yüksek çözünürlükte gerçekleşmezse hacim ortalamasından dolayı olması gereken değerden daha düşük bir doz değerine sebep olabilir. Bu da tümörün, TPS'de planlanan dozdan daha düşük bir doz ile ışınlanmasına sebep olur. Bu durum radyoterapide asla istenmeyen ciddi bir hatadır. Bu sebeple küçük alan dozimetrisinin yüksek uzaysal çözünürlükte yapılması tavsiye edilmektedir. Yüksek uzaysal çözünürlükle yapılan ölçümlerde, dozimetre boyutunun ortalama hacmiyle lateral elektronik belirsizliklerin ortaya çıkması en aza

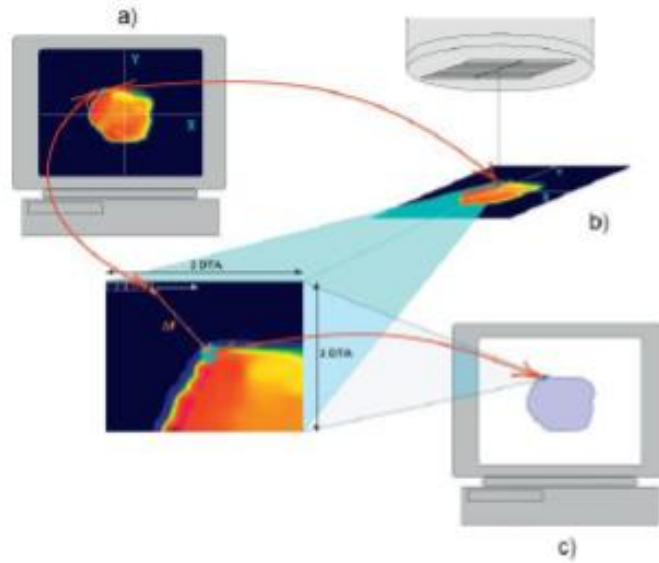
inerken,dedektörün duyarlı hacmi ve dağılımın keskin düşüş bölgesindeki dozu kaybetmesi açısından yeteri kadar küçük olmalıdır. Dozimetre ile tek bir noktadaki doz dağılımından ziyade dozdan uzaysal dağılım haritası ve konformal dağılımlarının doğruluklarının da yapılması gerekmektedir [19,20].

Küçük alanlar için planlama sistemlerinin doğruluğunun teyiti, normal alanlar için daha hassas ve zahmetlidir. Stereotaktik radyoterapi uygulamalarının büyük bir doğrulukla gerçekleştirilmesi, küçük alan dozimetrisine hakim olmaktan geçmektedir. Küçük alan dozimetresi ile ilgili bir sürü tez ve makale çalışması yapılmıştır. Bu konuda yapılan tez çalışmaları özellikle hangi dozimetrik dedektörün daha doğru ölçüm yaptığı ile ilgilidir. S.Gözcü'nün tez çalışmasında, yaptığı ölçümler neticesinde, doz verimi ölçümlerinde çözünürlüğü yüksek iyon odaları ve Gafkromik film kullanımının uygun olduğu vurgulanmıştır. Ayrıca özellikle küçük alanlar için doz profil ölçümünde film dozimetrisinin daha iyi sonuç verdiği vurgulanmıştır. Doz verim ölçümünde çok küçük alanlarda homojen verimin çok az olmasından dolayı iyon odalarının düşük cevap verdiği ve dozu az ölçtüğü bildirilmiştir [20]. C.Köksal tez çalışmasında yaptığı ölçümler ve literatür kıyaslamaları sonucunda, Gafkromik EBT2 filmin Cyberknife planlarının kalite kontrollerinde kullanımı uygun bir dozimetre metodu olduğunu vurgulanmıştır[15]. Carmen ve arkadaşlarının çeşitli dozimetreler kullanarak yaptığı makale çalışmasında yüksek çözünürlüklü film ve Termoluminesans Dozimetrenin (TLD) küçük alanlar için uygun olduğu belirtilmiştir. Buna karşılık geniş hacimli iyon odalarının hacim ortalaması ve elektronik denge pertübasyonundan dolayı yüksek doz gradyenti olan bölgelerde kullanımının uygun olmadığı sonucuna varmışlardır [21]. Shinichi ve arkadaşları'nın yaptığı çalışmada verim ve TMR ölçümleri için mikro iyon odasının uygun olduğu belirtilmiştir. Ancak küçük alanlar için doz profili ölçümlerinde daha yüksek çözünürlüğe sahip olmasından dolayı film dozimetresinin daha uygun olduğu bildirilmiştir [22]. Somigliana ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ise, Gammaknife stereotaktik radyocerrahi cihazı ile LINAC tabanlı sterotaktik radyocerrahi cihazlarının dozimetresi radyokromik film ve diod dedektörler ile incelenmiştir. Çalışma sonucunda radyokromik film absolute ve relatif dozimetre için daha tercih edilebilir olduğu açıklanmıştır [23].

Yapılan çalışmalar göz önüne alındığında tez çalışmamız için küçük alan ışınlamasında doz profili için radyokromik filmlerden olan Gafkromik film dozimetresinden yararlandık.

2.4. Gamma Index Metodu

Gamma index metodu; hesaplanan ile ölçülen doz dağılımlarının 2D olarak koronal planda birbiri ile uyumunu test etmek için kullanılır. Bu metotta aynı noktadaki iki doz arasındaki fark ve aynı dozu alan iki izodoz arasındaki uzaklığabağlı bir değerlendirme sonucu verir. Doz farkı, iki ayrı doz dağılımı için aynı noktada okunan dozların farkı iken doz uyum mesafesi (DTA) ise herhangi bir noktadan ölçüm yapılan doz ile hesaplanan dağılımda bu doz değeri ile aynı değerdeki hesaplanmış doz noktası arasındaki farktır. Ancak düşük veya yüksek gradyentli bölgelerde bu iki tekniğin ayrı ayrı kullanılması yanlış sonuç verir. En doğru sonuç bu iki metotun kullanılması ile olur [10].



Şekil 2-9 a) TPS’de planlanan doz dağılımı b) film / portal ışınlama c) gamma indeks hesabı

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Tez çalışması İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde yapılmıştır. Tez'de kullanılan araç ve gereçler İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'ne aittir. Kullanılan araç ve gereçler aşağıda sıralanmıştır;

- 1) Cyberknife Baş-Boyun Fantomu
- 2) Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- 3) Accuarcy Cyberknife Tedavi Cihazı
- 4) Multiplan 4.5.3 Tedavi Planlama Sistemi
- 5) Varian DHX Trilogy Lineer Hızlandırıcı Cihazı
- 6) Eclipse Tedavi Planlama Sistemi
- 7) Gafchromic® EBT3 Film
- 8) Epson Expression 10000 XL Tarayıcı
- 9) PTW Verisoft Yazılım Programı

3.1.1. Cyberknife Baş- Boyun Fantomu

Çalışmada kullanılan Cyberknife baş-boyun fantomu içerisindeki kemik yapılar ve boşluklar gerçek insan vücudunun sahip olduğu özelliklerdedir. Bu yüzden bu fantoma antropomorfik baş-boyun fantomu da denir. Fantom içerisindeki 6,4 cm boyu 9 cm olan bir boşluk bulunmaktadır [15].



Şekil 3-1 Cyberknife Antropomorfik Baş- Boyun Fantomu

3.1.2. Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı tomografi cihazı, tedavi planlama öncesi, tümör ve kritik organların yerini belirlemek ve kaliteli bir tedavi planlama yapabilmek adına kullanılan bir simülasyon cihazıdır. Tez çalışmasında Cyberknife baş-boyun fantomunun görüntülerini almak için kullanılmıştır. Cihazın 85cm gantry açıklığına ve 60 cm gerçek tarama alanına ve 4D sistemine sahiptir. Cihaz 60 KW jeneratöre sahiptir, çözünürlüğü cm başına 24 Lp ve rotasyonunu 0,5 sn'de tamamlamaktadır. Cihazın standart rekonstrüksiyonu 6 ips'dir.0,8 MHU MRC model x ışını tüpüne sahiptir. Ayrıca sahip olduğu yazılımlarla sanal simülasyon yapabilen iş fonksiyonlarına sahiptir [24].



Şekil 3-2 Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

3.1.3. Accuray Cyberknife Tedavi Cihazı

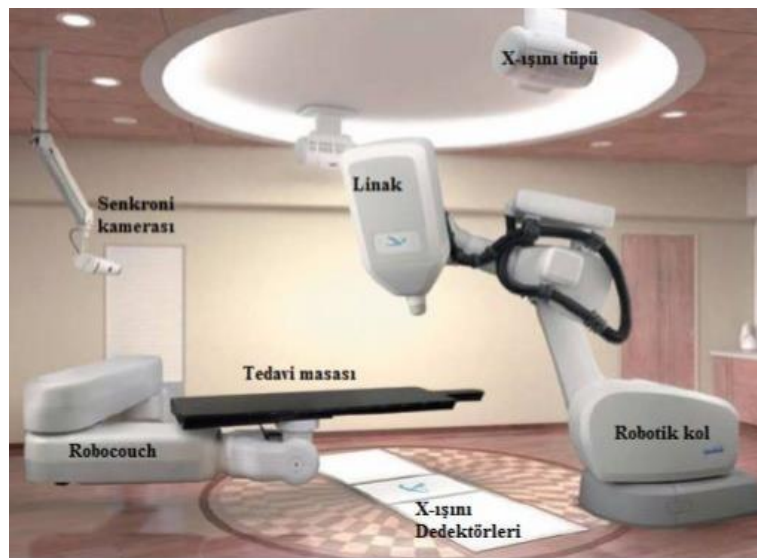
Çalışmada, antropomorfik baş- boyun fantomunun ışınlanması için kullanılan stereotaktik radyoterapi cihazlarından biri Accuray Cyberknife Tedavi cihazıdır. Cyberknife, görüntü eşkiğinde robotik kolları radyocerrahi yapan tek cihazdır. Böylece görüntüleme ile hedefin yerini belirleyerek tümörlerin hassas bir şekilde ışınlanmasını sağlar. Bilgisayar kontrollü robot sistemi sayesinde hasta etrafında dönerek yüzlerce açıdan odaksal ışınlanma yapmayı sağlar. Tedavi esnasında hastanın görüntüsünü almak için zeminde 40x40cm boyutlarında 2 adet amorf silikon ve tedavi odasının tavanına 2 adet kilovoltaj x ışını tüpü yerleştirilmiştir. Böylece vücudun herhangi bir bölgesindeki lezyon tedavi esnasında takip edilebilir [10].



Şekil 3-3 Cyberknife Cihazı

Cyberknife cihazının robotik masası 6 eksenle hareket edebilme olanağı sağlar. SAD mesafesini 65-100 cm'de ayarlanabilir ve doz hızı dakika başına 600 MU'dur. Cyberknife cihazında düzleştirici filtre yoktur ve 6 MV enerjili küçük bir lineer hızlandırıcı sistemi vardır.

Cyberknife'da referans olarak hasta anatomisi alınır. Tümör ve hasta hareketleri; Fidüsiyel izleme, 6D skull, X-Sight omurga, akciğer takip algoritmaları ve Senkroni sistemi ile takip eder. Tezin gerçekleştirildiği Cyberknife cihazında RoboCouch hasta pozisyonlandırma sistemi bulunmaktadır. Böylece tedavi masası 3 doğrusal ve 3 rotasyonel hareket yapabilmektedir [24].



Şekil 3-4 Cyberknife Tedavi Cihazının Komponentleri

3.1.4. Multiplan 4.5.3 Tedavi Planlama Sistemi

Multiplan 4.5.3 Tedavi planlama sistemi, Accuray Cyberknife tedavi cihazı için tasarlanmış olan tersten planlama özelliğine sahip yazılımdır. Tez çalışmasında kullanılan Multiplan 4.5.3 tedavi planlama sistemi Windows tabanlı olup optimizasyon için Iterative, Simplex ve Sequential algoritmalarını, doz hesaplamaları için Monte Carlo ve Ray- Tracing algoritmalarını kullanır.

Tedavi planlaması için BT ile Pozitron Emisyon Tomografi (PET), MRG ve PET- MRG görüntülerini birleştirerek füzyon yapabilir. Ayrıca otomatik organ konturlama özelliği ile kullanıcıya rahatlık sağlar [25]. Multiplan 4.5.3 TPS'de izosantrik ve non- izosantrik YART tedavi seçeneği mevcuttur. Şekil3-5 'de Multiplan 4.5.3 TPS'de intrakranyal tümör planlanması gösterilmiştir.



Şekil 3-5 Multiplan 4.5.3 sisteminde intrakranyal tedavi planlaması

3.1.5. Varian DHX Trilogi Linear Hızlandırıcı Cihazı

Varian DHX Linear Hızlandırıcı Cihazı 6, 15 MV foton ile 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV elektron enerjisi ile YART, IGRT ve ARC gibi gelişmiş tedavi sistemleri uygulanır. 120 çift 20x20 alan içerisinde MLC kalınlığı 0.5 cm, 20x20 cm alan dışında MLC kalınlığı 1 cm MLC yapısından oluşmaktadır. MLC'ler sayesinde tümör yakınında yer alan kritik organların korunması sağlanır. Ayrıca programlanabilir statik ve dinamik MLC hareketleri ile YART yapılabilir. SSD mesafesi 100 cm olduğunda foton için minimum 0.5x0.5 cm², maksimum 40x40 cm²; elektron için minimum 4x4 cm², maksimum 25x25 cm² alan boyutları ayarlanabilir. Foton için doz hızı 100 MU/dak ile 600 MU/dak aralığında iken; elektron için 1000 MU/dak' a ayarlanabilir [9].

Cihazda bulunan dinamik wedge'nin yanı sıra 15° , 30° , 45° ve 60° statik wedge mevcuttur. Cihaz ileri- geri, sağa-sola ve yukarı- aşağı hareket sağlayan ve izomerkez çevresinde 180° dönebilen tedavi masasına sahiptir (Şekil3-6). Bu sayede eş merkezli olmayan tedaviler uygulanabilmektedir.



Şekil3-6 Varian DHX Trilogy Lineer Hızlandırıcı

Hasta tedavi masasındayken Amorf Silisyum Elektronik Portal Image sistemi (EPID) ile hastanın görüntüleri alınabilmektedir. Bu sayede IGRT, IMRT, VMAT uygulamaları başarı ile gerçekleştirilmektedir. EPID ile YART kalite kontrolleri başka bir araca ihtiyaç duymadan yapılabilmektedir.

3.1.6. Eclise Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse TPS, Varian DHX cihazında kullanılan tedavi planlama sistemidir. Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, ABD) tarafından geliştirilmiştir. Eclipse 8.9. TPS ile foton ve elektron tedavileri için doz hesaplamaları yapılabilmektedir. Eclipse TPS ile konformal (2D, 3D), elektron ve brakiterapi için tedavi planları yapılabilir. İlgili ekipmanlar sağlandığında da IMRT, IGRT, stereotaktik radyocerrahi uygulamaları yapılabilir. Foton için Analitic Anisotropic Algorithm (AAA) ve Pencil Beam Convolution (PBC) algoritma ile mutlak dozları ve doz dağılımlarını hesaplayabilmektedir [25].

3.1.7. Gafchromic® EBT3 Film

Çalışmadaki dozimetrik ölçümler Gafchromic® EBT3 Film ile gerçekleştirilmiştir. Gafchromic® EBT3 Filmsu geçirmez ve doku eş değeri olduğu için kullanımı oldukça kolaydır. Kullanım kolaylığı açısından, film ışlandıktan sonra banyo gerektirmez, ışıklı ortamdan etkilenmez ve kullanım amacına bağlı olarak istenilen boyutlarda kesilebilir. Film 1 cGy ile 10 Gy arasındaki dozlarda okuma yapar. Film, gelen radyasyona bağlı olarak kararması ile çalışır. Işlanmadan yaklaşık olarak 2 saat sonra değerlendirme yapılabilir. Film ışlanmadan önce sarı renklidir (Şekil3-8). Film ışlandıktan sonra içerisinde yer alan monomer bileşenler mavi renkli polimer yapıyı oluştururlar. Rengin açık veya koyu oluşu ise absorbe edilen doz ile ilişkilidir [3,26].



Şekil3-7 Gafchromic® EBT3 Film İç Yapısı

Film doz – cevap aralığının lineer ve geniş olması sayesinde YART, brakiterapi ve stereotaktik radyoterapi planlarının değerlendirilmesinde kullanılır.

3.1.8. Epson Expression 10000 XL Tarayıcı

Epson Expression 10000 XL Tarayıcı, yüksek çözünürlükte, yüksek tarama hızı ve gelişmiş ağ seçeneği sunan düz bir film tarayıcısıdır [27]. (Şekil 3-9)



Şekil3-8Epson Expression 10000 XL Tarayıcı

Tarayıcının ışık kaynağı floresan lambadır.

3.1.9. PTW Verisoft Yazılım Programı

PTW Verisoft yazılım programı (Freiburg – Germany) , tedavi planlama sistemlerinde elde edilen doz dağılımları ile tedavi cihazında 2D - Array veya film dozimetre ile ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasını sağlar [26].

3.2. Yöntem

Çalışmada aşağıdaki yöntemler sırası ile uygulanmıştır.

3.2.1. Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Alınması

Cyberknife Baş-boyun fantomunun Cyberknife ve Varian Trilogy tedavi cihazlarında tedavi planları yapılmadan önce, prosedüre uygun olarak, Philips Big Bore 4D Bilgisayarlı Tomografi cihazında simülasyon görüntüleri alındı. Görüntü alınırken tomografi kesitlerinin en ince kesitle alınmasına dikkat edildi.



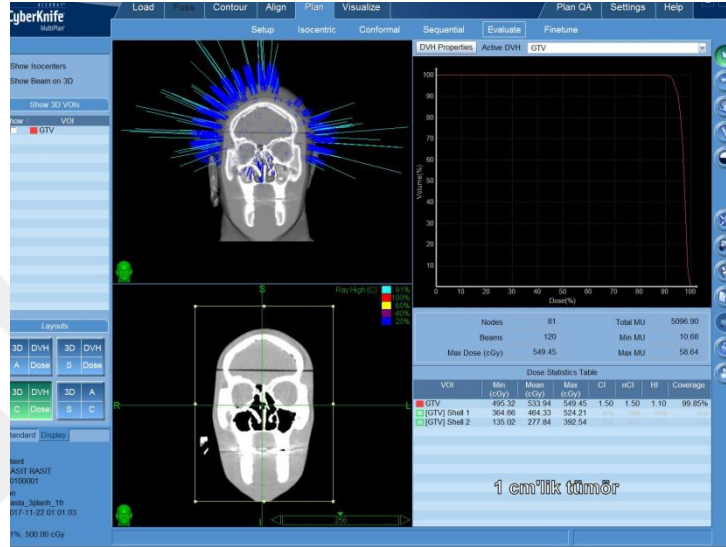
Şekil 3-9 Simülasyon işlemi için kullanılan Cyberknife fantomu

3.2.2. Tedavi Planlarının Hazırlanması

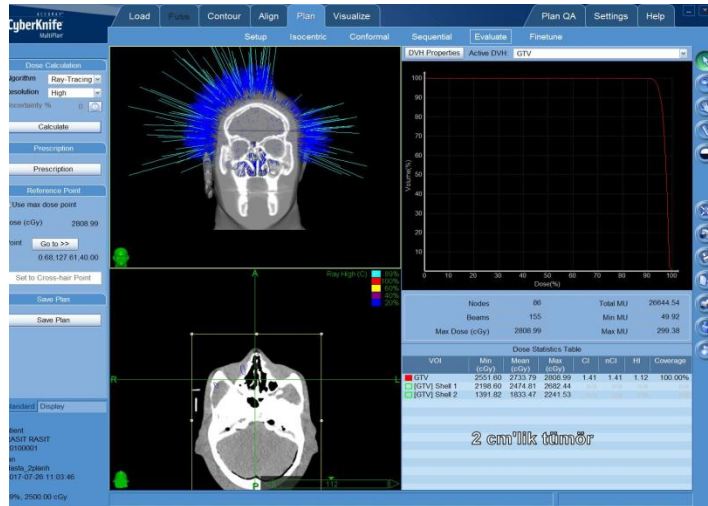
İlk olarak simülasyon görüntüleri DICOM vasıtası ile tedaviplanlama sistemlerine aktarıldı.Çalışmamızda; 1, 2 ve 3 cm çaplarında GTV hacimleri oluşturuldu. Hedef volüme komşuluk yapacak herhangi bir kritik organ volümü girilmedi. Multiplan 4.5.3 ve Eclipse 8.9. tedavi planlama sistemlerinde fantom üzerinde belirlenen 1, 2 ve 3 cm çaplarında tümörler için tedavi planları yapıldı. Tedavi planları yapılırken her iki planlama sisteminde de GTV'lerin %100 kapsama ile 500 c Gy alacak şekilde doz reçetesi belirlendi.

3.2.2.1. KON (Konüs Kolimatör) tabanlı LINAC için Planlama

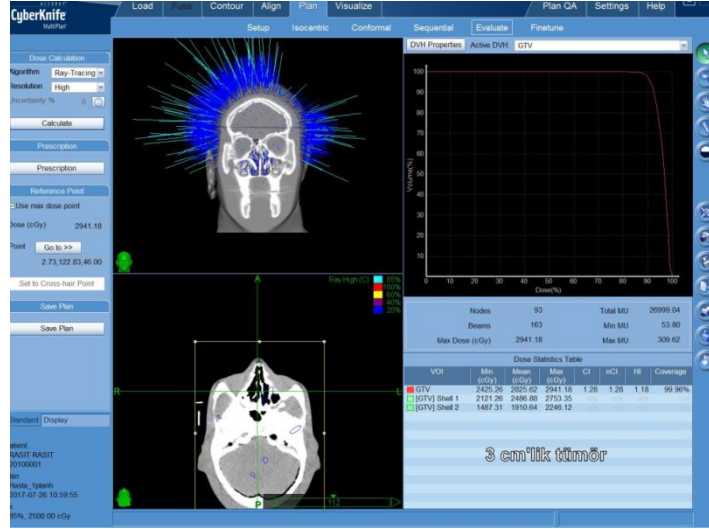
Cyberknife QA baş-boyun fantomunun Multiplan 4.5.3. Tedavi planlama sisteminde 6D Kafatası İzleme Yöntemi kullanılarak tedavi planları yapılmıştır. Multiplan TPS'de 1 cm'lik tümör için 5 ve 10 luk KON, 2 cm'lik tümör için 10 ve 20 lik KON, 3 cm'lik tümör için ise 12.5 ve 25 lik KON kullanılmıştır. Her bir planın optimizasyon işlemi bittikten sonra CI ve HI değerleri de hesaplatılmıştır.



Şekil 3-10 Multiplan TPS'de 1 cm'lik tümör için oluşturulan plan



Şekil 3-11 Multiplan TPS'de 2 cm'lik tümör için oluşturulan plan



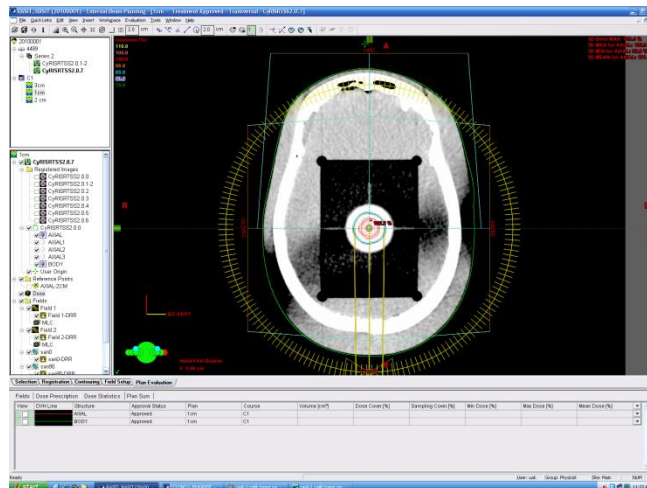
Şekil 3-12 Multiplan TPS'de 3 cm'lik tümör için oluşturulan plan

3.2.3. YAAT tabanlı LINAC için Planlama

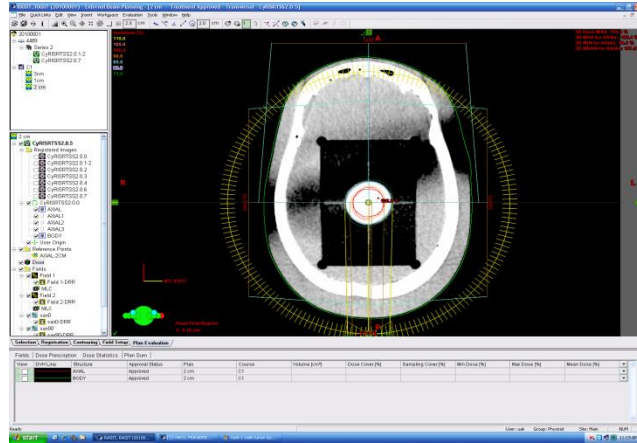
Cyberknife QA baş-boyun fantomunun Varian DHX cihazı için tedavi planları Eclipse 8.9.0 AAA algoritması kullanılarak hesaplandı. 1,2 ve 3 'er cm'lik tümörler için doz planlaması yapılırken arc tekniği kullanılmıştır.6 MV enerji ile 2 tam Arc alanlı plan yapıldı.

İlk alanda gantry açısı 179.9^0 - 180.1^0 arasında olacak şekilde bir tam Arc planı yapıldı. Kolimatör açısı 45^0 seçildi. Gantri açısı 179.9^0 den 180.1^0 e hareket ettiği için CCW (Counter Clockwise) olarak seçildi. Masa açısı da 0^0 olarak belirtildi.

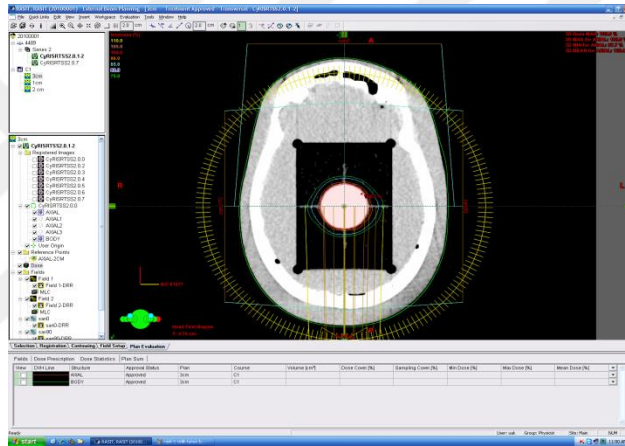
İkinci alan ise 180.1^0 - 179.9^0 arasında olacak şekilde bir tam Arcplanı yapıldı. Kolimatör açısı 315^0 seçildi. Gantri açısı 179.9^0 den 180.1^0 e hareket ettiği için CW (Clockwise) olarak seçildi. Masa açısı ise ilk alanda olduğu gibi 0^0 olarak belirtildi. Optimizasyonda GTV için alması istenen maksimum ve minimum doz değerleri girildi.



Şekil 3-13 Eclipse 8.9 TPS’de 1 cm’lik tümör için oluşturulan plan



Şekil 3-14 Eclipse 8.9 TPS’de 2 cm’lik tümör için oluşturulan plan



Şekil 3-15 Eclipse 8.9 TPS’de 3 cm’lik tümör için oluşturulan plan

3.2.4. Fantom Işınlanması

Simülasyon görüntüleri alındıktan sonra ışınlanacak filmler, fantom boyutlarına uygun olarak (6,3x 9cm) kesilerek 1 cm kalınlığında 6 adet RW4 katı su fantomunun 3. kısmına şekil 3-16 da görüldüğü gibi yerleştirildi.



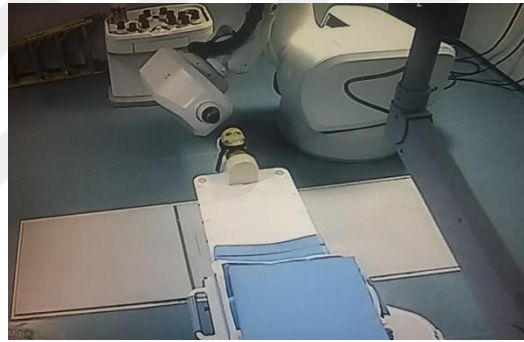
Şekil 3-16 Işınlanma esnasında filmlerin yerleştirildiği fantom

Fantom, tedavi planına uygun olarak, rutin hasta ışınlamasında olduğu gibi yatırıldı. (Şekil3-17)



Şekil 3-17 Cyberknife baş-boyun fantomunun Cyberknife tedavi cihazında konumlandırılması

Cyberknife cihazında, fantomun hazırlanan tedavi planına uygun olarak ışınlanması Şekil3-18’de verilmiştir.



Şekil 3-18 Cyberknife baş-boyun fantomunun Cyberknife cihazında ışınlanması



Şekil 3-19 Cyberknife baş-boyun fantomunun Varian DHX cihazında yatırılışı



Şekil 3-20 Cyberknife baş-boyun fantomunun Varian DHX cihazında ışınlanması

3.2.5. Işınlanan filmlerin okunması

Cyberknife ve Varian Trilogy cihazlarında 1,2 ve 3 cm çapında tümörler için ışınlanan filmler Epson Expression 10000 XL Tarayıcı ile taratılarak film değerlendirilmesinin yapılacağı bilgisayara aktarıldı. Tarama işlemi yapılırken fantomdaki ışınlama yönleri ile aynı yönde olacak şekilde yerleştirilmesine dikkat edildi. 48 bit renkli ve 150 dpi tarayıcı özellikleri seçilerek filmler taratıldı. Tarama işleminden sonra Image J programı yardımı ile kırmızı, yeşil ve mavi renklere ayrıldı. Kullandığımız gafkromik filmde en büyük kontrast farkı kırmızı renktedir o yüzden kırmızı renkteki görüntüler kullanıldı. PTW Verisoft Yazılım Programı vasıtası ile film dozimetresinden elde edilen doz değerleri okunmuştur.

3.2.6. Tedavi Planlarının Değerlendirilmesindeki Yararlanılan Parametreler

Radyoterapinin tarihi boyunca, hedef hacmin homojen bir şekilde reçete edilen dozun % 100'ünü alması ve buna karşılık olarak da tümöre komşuluk eden sağlam dokuların aldıkları dozların belirlenen limit değerlerde kalması değişmez bir kural olmuştur. Aynı hastaya uygulanabilecek farklı tedavi planlarının bu bağlamda değerlendirilmesinde kullanılan parametreler içerisinde Conformity değeri (CI) ve Homogeneity değeri (HI) oldukça önemlidir. Çünkü farklı tedavi planlama tekniklerini veya farklı ışınlama tekniklerini kıyaslarken benzer terimler kullanmak gerekmektedir. Bu iki değer tedavi planların doz kalitesinin değerlendirilmesinde önemli rol oynarlar [28].

Çalışmada Multiplan TPS ve Eclipse TPS'de planlanan tedaviler için CI ve HI değerleri aşağıda verilen denklem 3-1 ve denklem 3-2 yardımı ile hesaplanmıştır. CI değeri, Riet ve arkadaşlarının önermiş olduğu Conformation Number (CN) olarak

isimlendirilen değeri veren formüldür. CN değeri, hedef hacim ve sağlıklı dokuların aynı zamanda ışınlanmasını hesaba katan bir değerdir [29].

CI Değer Formülü

$$CI = (TV_{RI})^2 / (TV \times V_{RI}) \quad (3-1)$$

Burada TV_{RI} referans izodoz tarafından kapsanan hedef hacim, TV hedef hacim, V_{RI} ise referans izodozun hacmidir. CI değeri 0 ile 1 arasında değişim gösterir. Eğer hesaplanan CI değeri 0'a yakın ise konformasyonda sorun vardır. Örneğin hedef hacim ışınlanmamıştır veya hedef hacimden daha büyük bir hacim ışınlanmıştır. İdeal bir tedavi planı için CI değeri 1'e yakın değerde olması gerekir.

CI değeri gibi HI değerinin de 1'e yakın olması planların daha iyi bir homojeniteye sahip olduğunun bir göstergesidir. Bu çalışmada HI değerini hesaplamak için kullanılan denklem aşağıda verilmiştir.

HI Değer Formülü

$$HI = D_{max} / D_{TD} \quad (3-2)$$

Burada D_{max} hedef hacmin aldığı maksimum doz değeri, D_{TD} ise referans dozu ifade eder.

3.2.7. Katı Su Fantomunda Gafchromic® EBT3 Film ile 2D Doz Dağılımlarının PTW Verisoft 4.1 Yazılımı ile Doğrulanması

YAAT tabanlı LINAC cihazında ışınlanan fantomun tedavi planının doğruluğunu kontrol etmek için kalite kontrol işlemi yapıldı. Bunun için Eclipse TPS'de her üç ayrı boyuttaki tümör için hazırlanan planlar şekil 3-21'de gösterilen katı su fantomu üzerine aktarıldı. Katı su fantomunun merkezine şekil 3-22'deki gibi Gafkromik EBT3 film yerleştirildi ve bu şekilde ışınlandı. Bu işlem her tümör boyutu için ayrı ayrı tekrarlandı. Gafkromik EBT3 film ve TPS ile elde edilen aksiyel kesitteki doz dağılımları Gamma indeks metodu ile PTW Verisoft 4.1 programında karşılaştırması %3-3 mm ve %5-5 mm kriterleri göz önüne alındı.



Şekil 3-21 Kalite kontrol işleminde kullanılan katı su fantomu



Şekil 3-22 Gafkromik EBT3 filmin katı su fantomu içerisine yerleştirilmesi

3.2.8. Cyberknife Baş- Boyun Fantomunda Gafchromic® EBT3 Film ile 2D Doz Dağılımlarının PTW Verisoft 4.1 Yazılımı ile Doğrulanması

Kon tabanlı LINAC cihazında ışınlanan fantomun tedavi planının doğruluğunu kontrol etmek için kalite kontrol işlemi yapıldı. Bunun için Multiplan TPS'de her üç ayrı boyuttaki tümör için hazırlanan planlar ile Cyberknife baş – boyun fantomun ile ışınlanan filmlerin doz dağılımları Gamma indeks metodu ile PTW Verisoft 4.1 programında karşılaştırması %3-3 mm ve %5-5 mm kriterleri göz önüne alındı.

4. BULGULAR

Multiplan TPS’de 1 cm’lik tümör GTV’si %99,6 ya 2 cm’lik tümör GTV’si %100’e, 3 cm’lik tümör GTV’si ise %99,8’e normalize edilerek her GTV’ye 5 Gy doz verildi.

Ecplise TPS’de 1 Cm’lik tümör GTV’si %99,5’e, 2 cm’lik tümör GTV’si %99,3’e, 3 cm’lik tümör GTV’si ise % 98,4’e normalize edilerek her GTV’ye 5 Gy doz verildi.

4.1. Tedavi Planlama Sistemlerinde Hesaplanan CI ve HI değerleri

Her üç farklı tümör için Multiplan ve Ecplise tedavi planlama sistemlerinde yapılan tedavi planlarından alınan CI ve HI değerleri sırasıyla aşağıda yer alan tablo 4-1, tablo 4-2 ve tablo 4-3’ de verilmiştir.

Tablo 4-1 Bir cm’lik tümör ışınlaması için Multiplan TPS ve Ecplise TPS’den alınan CI ve HI değerleri.

1 cm’lik tümör	Multiplan TPS	Ecplise TPS
CI	0,98	0,5
HI	1,18	1,01

Tablo 4-2 İki cm’lik tümör ışınlaması için Multiplan TPS ve Ecplise TPS’den alınan CI ve HI değerleri.

2 cm’lik tümör	Multiplan TPS	Ecplise TPS
CI	0,998	0,53
HI	1,12	1,04

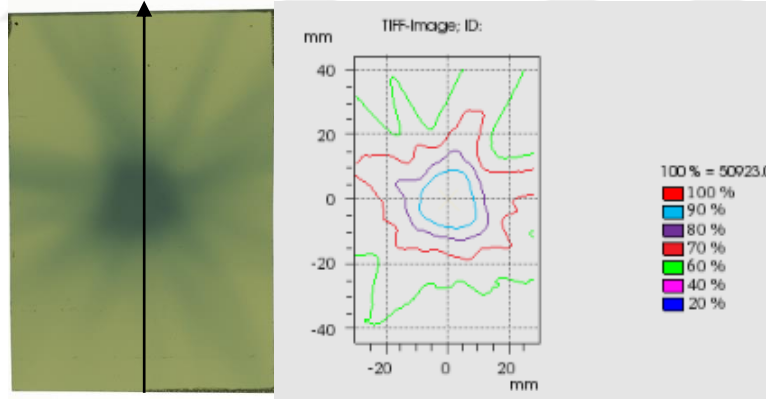
Tablo 4-3 Üç cm'lik tümör ışınlanması için Multiplan TPS ve Eclise TPS'den alınan CI ve HI değerleri.

3 cm'lik tümör	Multiplan TPS	Eclise TPS
CI	0,999	1,21
HI	1,10	1,06

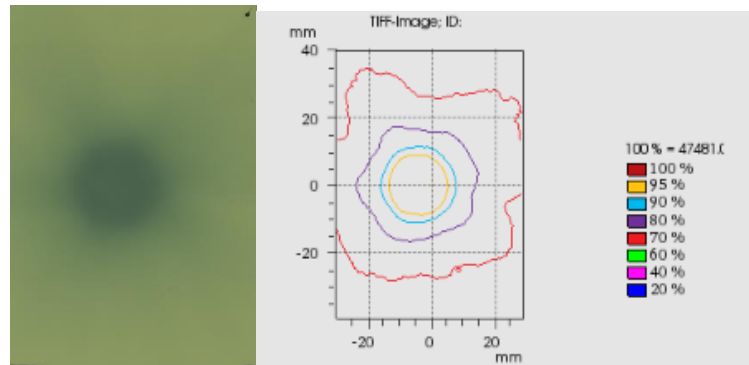
4.2. Tedavi planlama sistemlerinden her üç boyuttaki tümör ışınlanması için alınan doz profilleri

Her üç boyuttaki tümör için; Eclise TPS, Multiplan TPS ve ışınlanan filmlerden oluşturulan doz profilleri SI (superior- inferior) rotasyonda çizilmiştir (şekil 4-1'de film üzerinde ok işareti ile örnek olarak gösterilmiştir). Aşağıda üç ayrı boyuttaki tümörün Eclise TPS, Multiplan TPS'den ve ışınlanan filmlerden alınan doz profilleri verilmiştir.

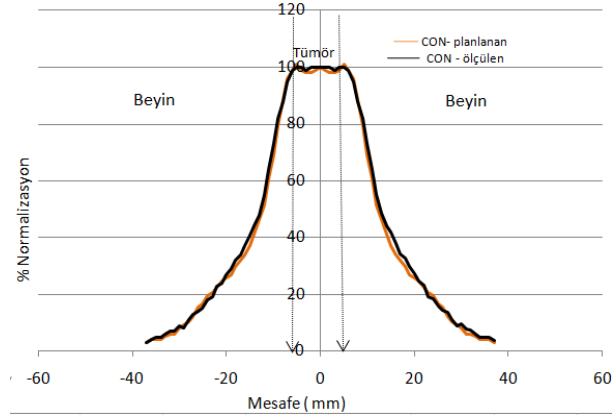
4.2.1. 1 cm'lik tümör



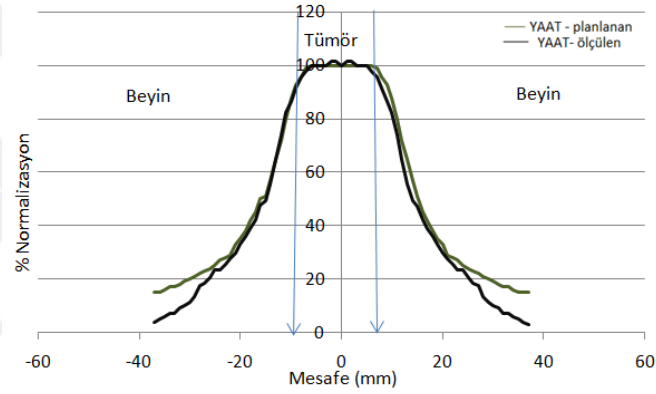
Şekil 4-1 Bir cm'lik tümörün KON tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi



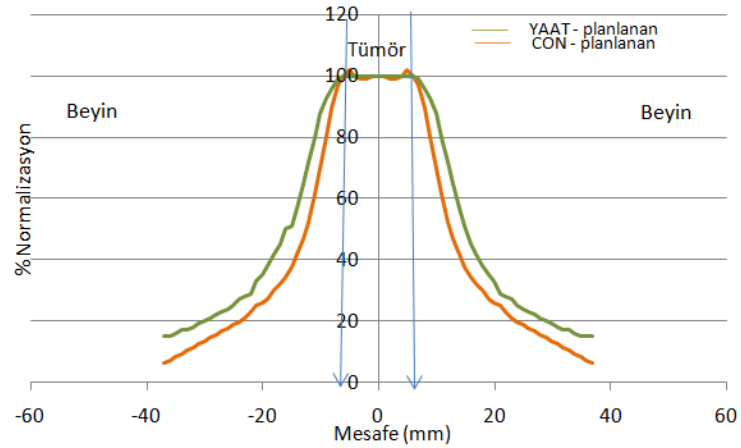
Şekil 4-2 Bir cm'lik tümörün YAAT tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi



Şekil 4- 3 Bir cm'lik tümör için KON-planlama ve KON-film doz profilleri



Şekil 4-4 Bir cm'lik tümör için YAAT–planlama ve YAAT-film doz profilleri .

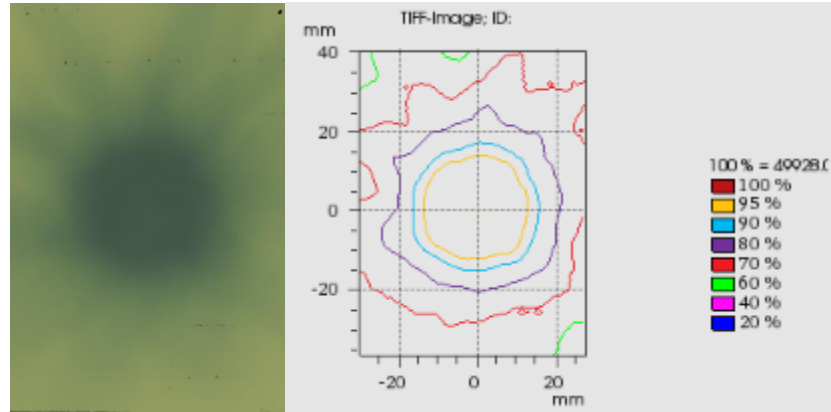


Şekil 4-5 Bir cm'lik tümör için YAAT– planlama ve KON– planlama doz profilleri

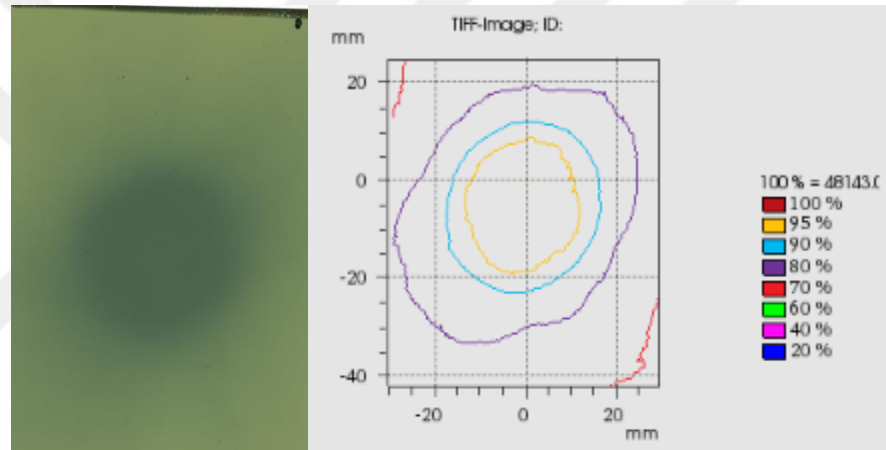
Tablo 4-4 KON tabanlı LINAC ve YAAT tabanlı LINAC cihazlarında 1 cm'lik tümör için profil

mm	% doz	
	KON tabanlı	YAAT tabanlı
21	29	25
19	26	35
17	31	42
15	37	51
13	46	60
11	60	80
9	79	93
7	95	99
5 (alan kenarı)	101	100
3	97	100
1	98	100
0 (tümör merkezi)	100	100
-1	98	100
-3	97	100
-5 (alan kenarı)	101	100
-7	95	99
-9	79	93
-11	60	80
-13	46	60
-15	37	51
-17	31	42
-19	26	35
-21	29	25

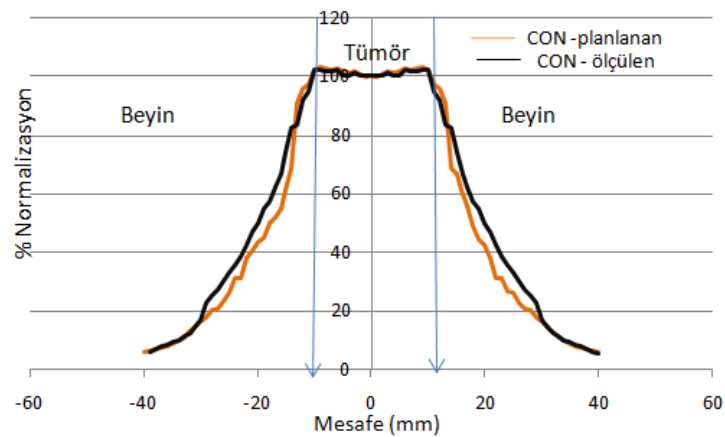
4.2.2. 2 cm'lik tümör



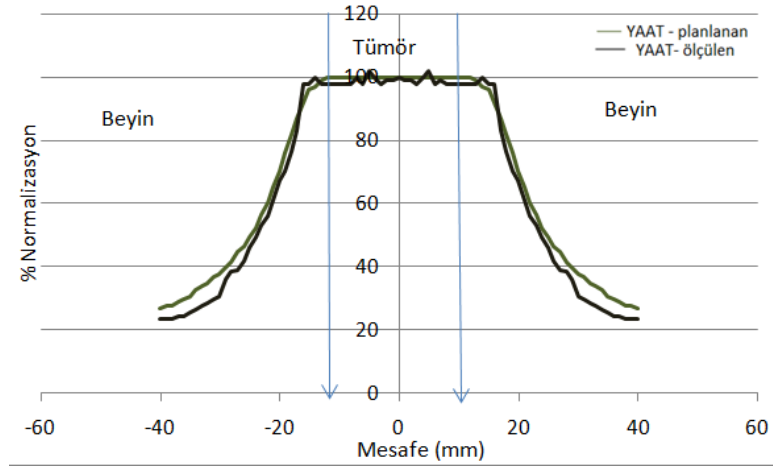
Şekil 4-6 İki cm'lik tümörün KON tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi



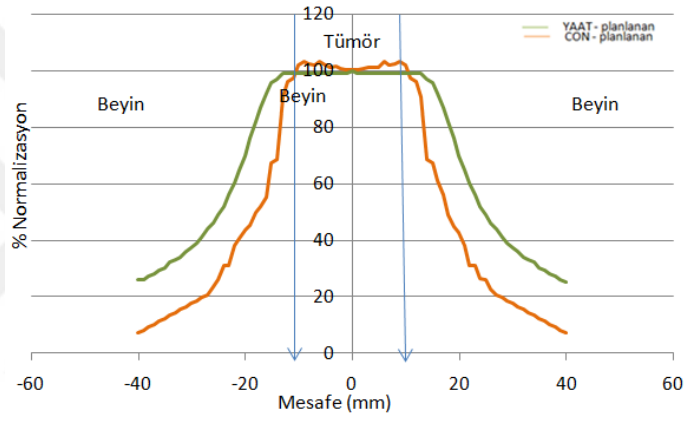
Şekil 4-7 İki cm'lik tümörün YAAT tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi



Şekil 4-8 İki cm'lik tümör için KON - planlama ve KON - film doz profilleri



Şekil 4-9 İki cm'lik tümör için YAAT –planlama ve YAAT -film doz profilleri

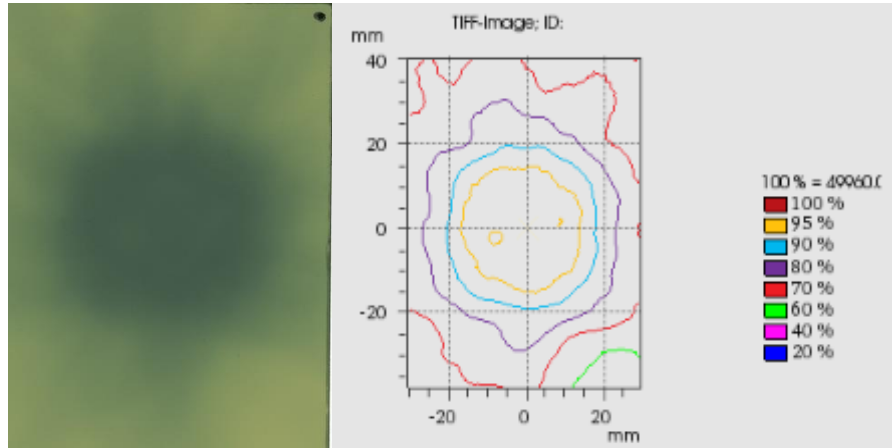


Şekil 4-10 İki cm'lik tümör için YAAT – planlama ve KON – planlama doz profilleri

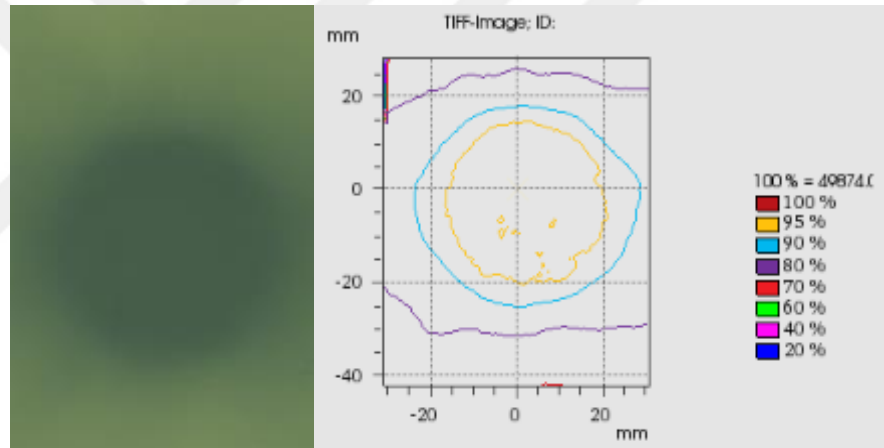
**Tablo 4-5 CON tabanlı LINAC ve YAAT tabanlı LINAC cihazlarında 2 cm'lik
tümör için profil**

mm	% doz	
	KON tabanlı	YAAT tabanlı
26	22	46
24	26	52
22	31	60
20	42	70
18	48	82
16	60	92
14	68	97
12	94	99
10 (alan kenarı)	101	99
8	101	99
6	102	99
4	100	99
2	98	99
0 (tümör merkezi)	100	100
-2	98	99
-4	100	99
-6	102	99
-8	101	99
-10 (alan kenarı)	101	99
-12	94	99
-14	68	97
-16	60	92
-18	48	82
-20	42	70
-22	31	60
-24	26	52
-26	22	46

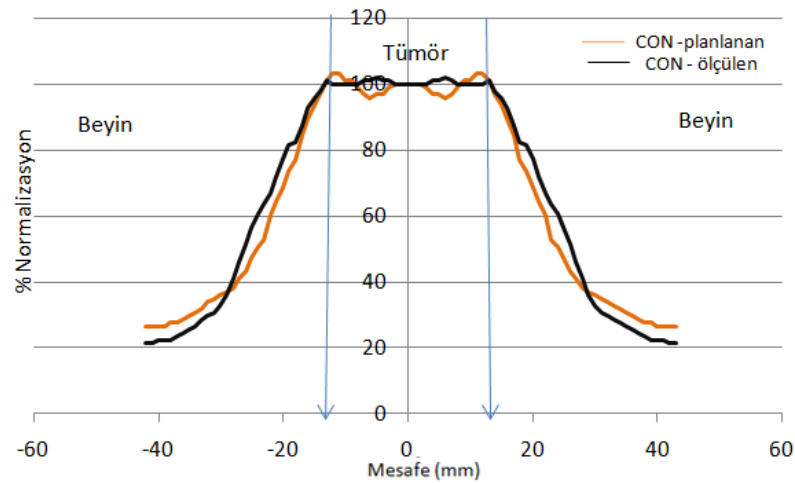
4.2.3. 3 cm'lik tümör



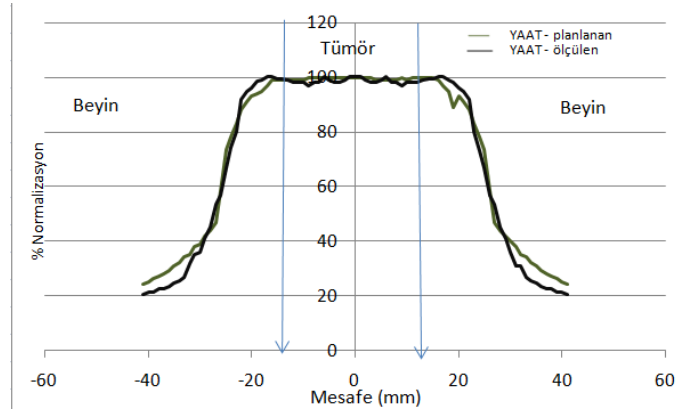
Şekil 4-11 Üç cm'lik tümörün CON tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi



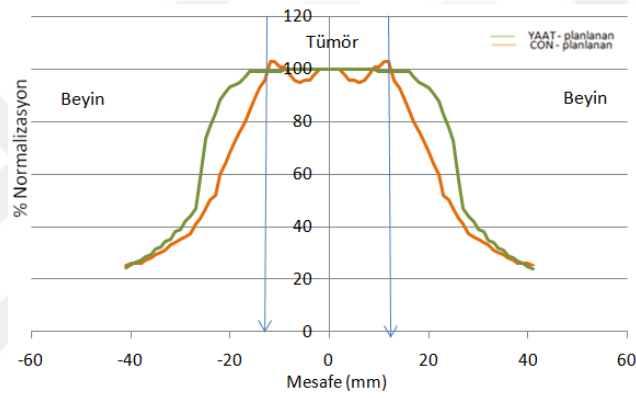
Şekil 4-12 Üç cm'lik tümörün YAAT tabanlı LINAC'ta ışınlanan filmi ve bu filme ait izodoz eğrisi



Şekil 4-13 Üç cm'lik tümör için KON - planlama ve KON - film doz profilleri



Şekil 4-14 Üç cm'lik tumor için YAAT –planlama ve YAAT -film doz profilleri

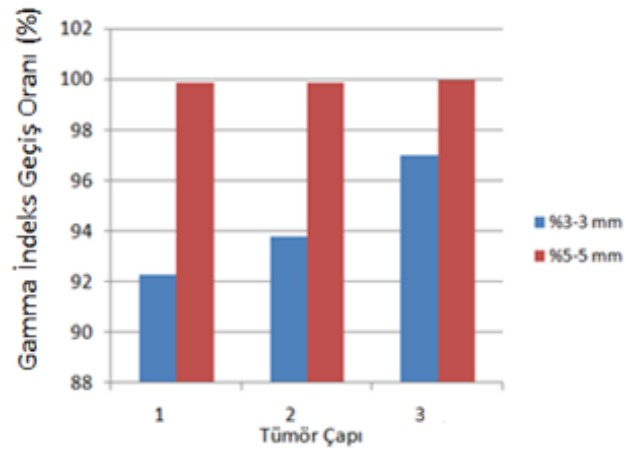


Şekil 4-15 Üç cm'lik tumor için YAAT – planlama ve KON – planlama doz profilleri

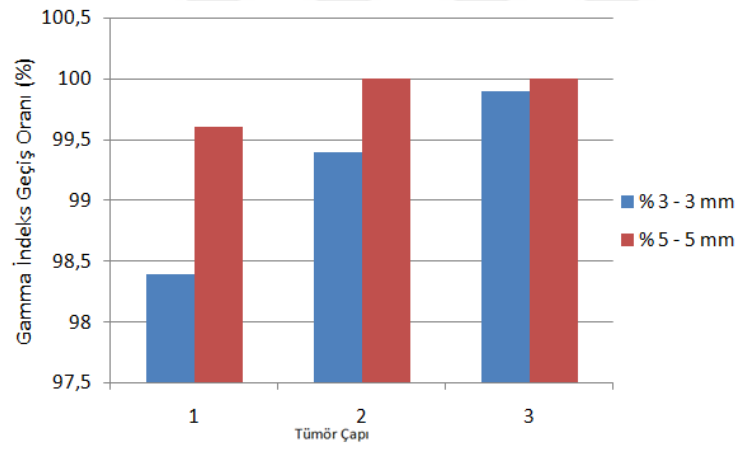
Tablo 4-6 KON tabanlı LINAC ve YAAT tabanlı LINAC cihazlarında 3 cm'lik tümör için profil

mm	% doz	
	KON tabanlı	YAAT tabanlı
36	28	29
33	31	34
30	35	39
27	41	47
24	50	78
21	64	91
18	76	95
15 (alan kenarı)	99	99
12	103	99
9	101	100
6	95	100
3	98	100
0 (tümör merkezi)	100	100
-3	98	100
-6	95	100
-9	101	100
-12	103	99
-15 (alan kenarı)	99	99
-18	76	95
-21	64	91
-24	50	78
-27	41	47
-30	35	39
-33	31	34
-36	28	29

4.3. QA Sonuçları



Şekil 4-16 YAAT planlama için gama indeks analizi



Şekil 4-17 Kon tabanlı planlama için gama indeks analizi

5. TARTIŞMA

Radyoterapide küçük alan uygulamaları YAAT, YART, SBRT uygulamalarında son yıllarda çokça kullanılmaktadır. Bu radyoterapi tekniklerinde 4x4 veya daha küçük alanlar, kon veya yaprak kalınlığı 1 cm den küçük genişlikteki MLC'ler yardımı ile yapılır [30].

Stereotaktik radyoterapide, küçük alanlara (< 4cm) 3 boyutlu konformal radyoterapinin aksine yüksek dozlar çok küçük marjlar ile (<2 mm) 1 veya 5 fraksiyonda uygulanır [31].

Çeşitli dozimetri protokollerinde (IAEA 398, AAPM TG51, DIN 6800-2) rutinde kullanılan 10x10 luk alanlar için dozimetre protokolleri mevcut iken özellikle 1x1 ve 2x2 cm² lik küçük alanlar için belirsizlikler söz konusudur. Bu belirsizlikler kullanılacak dedektörler ile önem kazanmaktadır. Alan boyutu küçük olduğu için kullanılan dozimetrenin de alana uygun olması gerekir. Radyoterapide kritik organların tolerans dozlarının aşılması için doğru yere doğru dozu vermek oldukça önemli iken, söz konusu küçük alanlar olduğunda bu durum daha hassaslaşmaktadır. Çünkü radyoterapide doz hesabını etkileyen en önemli faktörlerden biri de alan boyutudur [32].

Bu nedenle stereotaktik radyoterapide dozun doğru bir şekilde hedefe ulaşması önemlidir. Buradaki doğruluk, hedefe verilmesi istenen dozun TPS'de planlanan şekilde verilmesi ile olur. Bu nedenle tedavi planlarının verilmiş dozlarının doğruluğunun kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada, farklı stereotaktik radyocerrahi cihazlarında ışınlanan intrakranyal 1, 2 ve 3 cm'lik alanların herhangi bir kritik organ olmaksızın açık alan ışınlanma dozları incelenmiştir.

Farklı tedavi modaliteleri farklı output doz karakteristikleri de sunmaktadır. Bu da tümör yakınında yer alan kritik organların aldıkları dozu etkileyebilmektedir [33]. Bu amaçla çalışmada birbirlerine göre birtakım mekanik farklılıkları olan iki tane stereotaktik radyocerrahi yapan cihazda 1, 2 ve 3 cm çapında küçük alanlar ışınlanmıştır. Her üç farklı boyuttaki tümörün Eclipse TPS ve Multiplan TPS cihazlarındaki tedavi planlanmaları sonucunda oluşturulan doz profilleri ve ışınlama ile gafkromik filmlerden elde edilen doz profilleri karşılaştırılmıştır.

Literatür tarandığında, küçük alan dozimetresi ile ilgili yapılan çalışmalar daha çok dozimetre teknikleri ile ilgilidir. Farklı radyocerrahi cihazları ile ışınlanan küçük alanların dozimetrik olarak kıyasına ilişkin pek çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızda **YAAT**'de **HI** değerleri 1,2 ve 3 cm çaplarındaki tümörler için sırasıyla **1.01, 1.04** ve **1.06** hesaplanmıştır. Aynı şekilde **KON tabanlı LINAC** için **HI** değerleri 1,2 ve 3 cm'lik tümörler için sırasıyla **1.18, 1.12** ve **1.10** olarak hesaplanmıştır. Bu da tedavi planlama esnasında tümörün alması gereken maksimum doz olarak reçete edilen dozun %125'ini geçmediğini göstermektedir. Çünkü oluşturulan tedavi planlarının HI değerleri 1,25'i geçmemiştir. Her iki tedavi modalitesi HI değerleri bakımından kıyaslandığında birbiri ile uyumludur.

YAAT'de **CI** değerleri 1,2 ve 3 cm çaplarındaki tümörler için sırasıyla **0.5, 0.53** ve **1.21** hesaplanmıştır. Aynı şekilde **KON tabanlı LINAC** için **CI** değerleri 1, 2 ve 3 cm çaplarındaki tümörler için sırasıyla **0.98, 0.998** ve **0.999** olarak hesaplanmıştır. CI değeri bir radyocerrahi doz dağılım hacminin hedef hacmin boyutuna ve şekline ne kadar uyduğunun göstergesidir. Radyocerrahinin başarısı, hedefin son derece konformal ışınlanması ile ilişkili olduğu için, bu parametrenin incelenmesi oldukça önemlidir. Tümör çapına ve kritik organlara olan mesafeye bakılmaksızın, YAAT ve KON tabanlı LINAC cihazları için hesaplanan CI değerleri kıyaslandığında KON tabanlı LINAC cihazının YAAT'a göre küçük alanlar için daha konformal bir ışınlama yaptığı görülür. Çünkü KON tabanlı LINAC cihazının radyasyon alanı tümör boyutları ile benzer şekilde uyumludur. Aynı zamanda KON tabanlı LINAC'ın KON özelliği sayesinde doz diverjansı en aza iner. Bu durum da CI değerinin YAAT tabanlı LINAC'a göre daha iyi çıkmasının sebebidir.

Shih- Ming Hsu ve arkadaşlarının yaptığı çalışma sterotaktik radyoterapide beyin ışınlanmasında farklı tedavi modalitelerinin (KON tabanlı LINAC, flattering filter free (FFF) YAAT LINAC ve tomoterapi) doz dağılımı üzerine etkisinin araştırılması ile ilgilidir. Çalışmada antropomorfik fantom üzerinde 8 mm, 18 mm ve 28 mm çapında tümörler oluşturulmuştur. Her üç tedavi cihazında ışınlanan fantomun doz okumaları için film dozimetre ile Termolüminesans dozimetre (TLD) kullanılmıştır. Çalışmada üç ayrı cihazın farklı mekanik özelliklerinin hedefin aldığı doz üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Aynı zamanda bizim çalışmamızda olduğu gibi, TPS de hedefe verilmesi istenen doz ile ışınlanma sonucu TLD ve film dozimetrelere okunan

hedefin aldığı doz oluşturulan doz profilleri ile kıyaslanmıştır. Üç ayrı tedavi planlama sisteminde fantom üzerinde yer alan tümör aynı dozu alacak şekilde plan yapılmıştır.

Shih- Ming Hsu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadaki bulgular incelenecek olursa; **8 mm**'lik tümör için **HI** değerleri **KON tabanlı LINAC** için **1.24**, **FFF YAAT** için **1.25**, **tomoterapi** için **1.20**; **18 mm**'lik tümör için sırasıyla **1.20**, **1.19** ve **1.25**; **28 mm**'lik tümör için **HI** değerleri sırasıyla **1.17**, **1.23** ve **1.21** olarak hesaplanmıştır. Her üç farklı boyuttaki tümör için üç ayrı tedavi modalitesinde de HI değerleri **1**'e yakındır . Çalışmada **8 mm**'lik tümör için **CI**değerleri **KON tabanlı LINAC** için **0.82**, **FFF YAAT** için **0.48**, **tomoterapi** için **0.47**; **18 mm**'lik tümör için **CI**değerleri sırasıyla **0.9**, **0.73** ve **0.66**; **28mm**'lik tümör boyutu için **CI** değerleri sırasıyla **0.94**, **0.92** ve **0.84** olarak hesaplanmıştır. Her üç farklı boyuttaki tümör için üç ayrı tedavi modalitesinde de **CI** değerleri **1**'e yakındır ancak üç ayrı tedavi modalitesi içerisinde **KON tabanlı LINAC**'ın **CI** değerinin en iyi olduğu bildirilmiştir. Shih- Ming Hsu ve arkadaşlarının yaptığı çalışma sonucunda da **SRT** çalışmalarının **KON tabanlı lineer hızlandırıcılarda** yapılması tavsiye edilmiştir. Çünkü yapılan çalışma sonucunda **KON tabanlı LINAC**ların tümörün lokalizasyonu ve boyutuna bakılmaksızın tümör için en iyi doz gradyentine sahip olduğu gözlenmiştir [34]. Shih- Ming Hsu ve arkadaşlarının yaptığı çalışma, çalışmamızı desteklemektedir.

Q.-R. Jackie Wu ve arkadaşlarının yaptığı **Gammaknife stereotaktik radyocerrahi tekniği** için konformite ölçümleri çalışmasında **0.3**, **1.0**, **3.0**,**10.0** ve **30.0** cm^3 lük farklı şekillerdeki tümörler için konformite indeks değerlendirmesi yapılmıştır. Bahsedilen tümörlerin konformite indeks hesabı için konformite mesafe indeks (**CDI**) olarak adlandırdıkları bir parametre geliştirmişlerdir. Çalışmaya göre **1** cm^3 'lük tümör için **CI** **0.61** iken **CDI** değeri **0.93**; **3** cm^3 için **CI** **0.71** iken **CDI** **0.95** bulunmuştur. Q.-R. Jackie Wu ve arkadaşları yetersiz konformite indeks değerinin hedef hacim ve hedefin karmaşık geometrisi ile alakalı olacağını belirtmişlerdir. Q.-R. Jackie Wu ve arkadaşlarının çalışmasında önerdikleri **CDI**, hedef ve reçete edilen izodoz hattı arasındaki ortalama mesafe olarak tanımlanır. Önerilen **CDI** çalıştıkları tüm hedef büyüklükleri ve şekilleri için daha tutarlı ve doğru ölçüm vermiştir ve dolayısıyla streotaktik radyocerrahi içindaha kullanışlı bir indeks olduğunu vurgulamaktadırlar [35].

Ian Paddick; Gammaknife TPS'de 5 tedavi planının CI deęerlerini incelemiřtir. Bunun neticesinde 1'den dūřuk çıkan CI deęerleri için referans izodoz hacminin (V_{R1}) artmasıyla dūzeleceęini belirtmektedir[36].

Çalıřmada oluřturulan tūmrler kūresel boyutta olduęu için tūmr řeklinden etkilenmeyerek her iki tedavi modalitesi arasındaki doz özellikleri kolayca anlařılır.1,2 ve 3 cm çapında tūmrlerin Multiplan ve Eclipse TPS'de planlanan tedavi planı sonucu oluřturulan doz profili ve bu plana göre filmin iřınlanması sonucu oluřturulan doz profilleri (řekil 4-2,4-3,4-4,4-7,4-8,4-9,4-12,4-13,4-14) incelendięinde; EBT3 film ile ölçülen sonuçlar, TPSlerde planlanan deęerler ile uyumludur. Çünkü planlanan ve ölçülen deęerlerden elde edilen profiller arasında fark %4'ten dūřuktur.EBT3 lm sonuçları her iki tedavi modalitesinin doęru dozlara ulařtıęını göstermektedir[14].

Ayrıca her  boyuttaki tūmr için S-I rotasyonda, CON tabanlı LINAC ve YAAT tabanlı LINAC cihazlarının TPSlerinden oluşturulan planlardan elde edilen doz profillerinin (tablo 4-4, tablo 4-5 ve tablo 4-6) % 30'luk ve %50'lik profil genişlikleri incelendiğinde; tablo 4-4'de 1 cm'lik tūmr için KON tabanlı LINAC %30'luk profil 18 mm'de iken, YAAT tabanlı LINAC için %30'luk profil genişliği yaklaşık 20 mmdedir, %50'lik profil genişliği için KON tabanlı LINAC'ta 12 mm, YAAT tabanlı LINAC'ta yaklaşık 15mm'dir. 2 cm'lik tūmr için CON tabanlı LINAC %30'luk profil yaklaşık 22 mm'de iken YAAT tabanlı LINAC için 35 mm, %50'lik profil genişliği KON tabanlı LINAC için yaklaşık 18 mm'de iken, YAAT tabanlı LINAC'için yaklaşık 25 mm'dir.3 cm'lik tūmr için KON tabanlı LINAC %30'luk profil yaklaşık 23 mm iken YAAT tabanlı LINAC için yaklaşık 35 mm, %50'lik profil genişliği CON tabanlı LINAC için 24 mm iken, YAAT tabanlı LINAC için yaklaşık 27 mm'dir. SI rotasyonda konumlanmış bir tūmr için,mesafeye bağlı hızlı doz dūřuř hızından dolayı, KON tabanlı bir cihaz ile yapılan tedavi daha uygun olur.

Shih- Ming Hsu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada üzerinde çalıştıkları her  tūmr boyutu için, %30 ve %50'lik doz profil genişlikleri de incelenmiştir. 8 mm çapındaki tūmr için kon tabanlı LINAC'ın %30'luk profil genişliği 15 mm iken, YAAT tabanlı LINAC'ta yaklaşık 25mm'dir. 8 mm çapındaki tūmr için kon tabanlı LINAC'ın %50'luk profil genişliği yaklaşık 12 mm iken YAAT tabanlı LINAC için yaklaşık 18 mm'dir.18 mm çapındaki tūmr için kon tabanlı LINAC'ın %30'luk profil genişliği 27 mm iken, YAAT tabanlı LINAC'ta yaklaşık 51 mm'dir. 8 mm çapındaki

tümör için kon tabanlı LINAC'ın %50'lük profil genişliği yaklaşık 21 mm iken YAAT tabanlı LINAC için yaklaşık 40 mm'dir. 28 mm çapındaki tümör için kon tabanlı LINAC'ın %30'lük profil genişliği 42 mm iken, YAAT tabanlı LINAC'ta yaklaşık 75 mm'dir. 28 mm çapındaki tümör için kon tabanlı LINAC'ın %50'lük profil genişliği yaklaşık 34 mm iken YAAT tabanlı LINAC için yaklaşık 54 mm'dir. Shih- Ming Hsu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın doz profil genişlikleri çalışmamızdaki 10 mm çapındaki tümör için uyumludur ancak 20 ve 30 mm çapındaki tümörler için çalışmamızdaki doz gradyenti 18 ve 28 mm çapındaki tümörlere göre daha hızlıdır.

1,2 ve 3 cm'lik tümörlerin Multiplan (4.5.3) ve Ecplise TPS'de planlanan tedavi planı sonucu oluşturulan değerler ile oluşturulan doz profillerinin kıyaslandığı grafikler (şekil- 4-5, 4-10 ve 4-15) ve tablolar (tablo 4-4, tablo 4-5 ve tablo 4-6) incelendiğinde;KON tabanlı LINAC cihazının doz gradyenti YAAT'a göre daha hızlıdır.Bu da hedef hacmin yakınında yer alacak kritik organlar için olumlu bir bulgudur. Hacim dışında doz düşüşü ne kadar hızlı olursa kritik organların korunması açısından çok önemlidir. Örneğin Shih- Ming Hsu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadaki gibi ışınlanan alan yakınlığında beyinsapı gibi bir kritik organ varlığında KON tabanlı bir tedavi cihazı tercih edilebilir ki bu durum küçük alanlar için beklenen bir durumdur

Radyoterapinin temel amacı tümöre maksimum dozu verirken,kritik organların tolere edilebilir referans dozlar arasında olmasını sağlamaktır. CI ve HI indekslerine bakılmaksızın, %doz değerleri tümör hacimleri dikkate alınarak incelendiğinde; hedef hacimler reçete edilen dozları almıştır. Ancak KON tabanlı LINAC cihazının doz düşüşü YAAT tabanlı LINAC cihazına göre daha hızlıdır.

Tedavi planlama sistemlerinden alınan doz profilleri ile film dozimetresinden elde edilen doz profilleri kıyaslandığında; tümörün aldığı doz bilgileri birbiri ile tutarlı olduğu görülmüştür. SBRT yüksek dozların küçük alanlara birkaç fraksiyonda gönderilerek ışınlanmasıdır. Bu sebeple TPS'de tümörün alması için reçete edilen doz ile ışınlama sonucunda tümörün aldığı doz birbiri ile uyumlu olmalıdır. Çalışmamız bu kuralı desteklemiştir.

Yip ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise, Conformity ve gradyente bakılmaksızın CON tabanlı LINAC'ların Tomoterapi cihazlarına göre düzgün şekilli

tümörlerde daha iyi sonuç verdiği dile getirilmektedir ki bu sonuç da bizim çalışmamız ile Shih- Ming Hsu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmayla uyumludur [37].

Daniela Greto ve arkadaşlarının 19 tek odaklı beyin metastazı olan hasta üzerinde yaptığı çalışmada Cyberknife ve Tomoterapi cihazları dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır. Çalışmada Conformity Index, Homojenite Index ve PTV covarege'lar incelenmiştir. Çalışma sonucunda Cyberknife ile Tomoterapi cihazlarının ikisinin de en iyi Radyocerrahi cihazları olduğu bildirilmiştir. Hangi cihazın diğerine göre tercih edileceği ise klinik olarak belirleneceği bildirilmiştir [38]. Bu çalışmadan elde edilen bulgular çalışmamız ile uyumludur.

Çalışmanın ikinci kısmında Eclise TPS'de 1,2 ve 3 santimetre çapındaki tümörler için oluşturulan planların 2D doz dağılımlarının verifikasyonları film dozimetresi ile araştırıldı. Bu araştırma için en yaygın yöntem olan Gamma indeks metodu kullanıldı ve TPS'de hesaplanan doz dağılımları ile film dozimetresi ile elde edilen dağılımlar Gamma indeks metodu ile karşılaştırıldı. Çalışmamızda değerlendirmemiz, %50 ve yukarısı izodoz eğrilerinde **%3-3mm** ve **%5-5 mm** kriterleri göz önüne alınarak yapıldı. Gamma indeks metodunun geçerli olabilmesi için **%3-3mm** ve **% 5-5mm**'de gama geçiş oranlarının **%90** ve üzeri olması gerekmektedir. Çalışmamızda **1 cm** için **%3-3 mm** ve **%5-5 mm** için sırası ile **% 92.3, %99.9** ; **2 cm** için sırasıyla **%93.8, %99.9**; **3 cm** için **%97, %100** bulunmuştur. Bu durum tedavilerin verilisinin büyük oranda doğrulandığını göstermektedir. Bu kriteri yerine getirmeyen noktalar, düşük izodoz bölgelerindeki noktalardır. Shih- Ming Hsu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada üç ayrı tedavi modalitesi için (kon tabanlı linak, YAAT tabanlı linak ve Tomoterapi) **%3-3 mm** ve **% 5-5 mm**'lik gama indeks kriterleri seçilmiştir. **% 3-3 mm** için sırasıyla **% 99.28, %98.71** ve **%99.98**, **% 5-5 mm** için ise sırasıyla **%97.73, %93.53** ve **% 98.19** bulmuşlardır. Shih- Ming Hsu ve arkadaşları bu değerlerin cihazlar arasında anlamlı bir fark yaratmadığını söylemektedir.

Sonuç olarak, gafkromik EBT3 filmler ile yapılan ölçümler değerlendirildiğinde, kon tabanlı linak cihazında ve YAAT tabanlı linak cihazında yapılan tedaviler büyük ölçüde doğrulanmıştır. **%3-3 mm** ve **%5-5 mm** kriterleri Gamma analizinde değerlendirmeyi geçen noktalar **%90**'ın üzerindedir.

Çalışmadan elde edilen bulgular göz önüne alındığında; Streotaktik radyotepi teknikleri hem KON tabanlı LINAC cihazı ile hem de YAAT tabanlı LINAC cihazları

ile yapılabilir. Özellikle kon tabanlı linac cihazlarında doz gradyenti linac tabanlılara göre daha fazla olduğu için kritik organ koruması açısındanbu durumun dikkate alınması gerektiğini düşünmekteyiz.



KAYNAKLAR

- [1]. Yazıcı, G., Cengiz, M., Yıldız, F., 2011, Stereotaktik Vücut Radyoterapisi, Hacettepe Tıp Dergisi, 42:74-81.
- [2]. Çağırın Kılçksız, S., Ermiş, E., Gürsel Kandemir, Ö., 2013, Görüntü Eşliğinde Stereotaktik Radyoterapi, Okmeydanı Tıp Dergisi, 29:3-9.
- [3]. Baş, H., 2005, Sterotaktik Radyocerrahi için Küçük alanlarda 6 MV Foton Dozimetrisi, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [4]. Kayahlılar, N., 2012, Cyberknife ve gammaknife tedavilerinde hedef hacim ve normal doku dozlarının karşılaştırılması, Acıbadem Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [5]. Temel ve Klinik Radyoterapi Kitabı, Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği (TROD), ISBN 9786056391309.
- [6]. Talip, Y., 2010, Cyberknife Robotik Radyocerrahi Cihazında Kullanılan Küçük Alanların Dozimetrisinin Farklı Sistemler Kullanılarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [7]. Mayadağlı, A., Koçak, M., Özşeker, N., Ekici, K., 2012, Cyberknife ile Sterotaktik Vücut Radyoterapisi, J Kartal Tr, 23(2);110-112.
- [8]. Halasz, Lia, M., Rockhill, Jason, K., 2013, Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Radiotherapy for Brain Metases, Surg Neurol Int, DOI:10.4103/2152-7806.111295, 185-191.
- [9]. Erdoğan, K., 2016, Lokalize Prostat Kanserinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Sterotaktik Beden Radyoterapi Planlarının Dozimetrik olarak Değerlendirilmesi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [10]. Efetürk, A., 2015, Cyberknife ile stereotaktik vertebra radyoterapisinde ray-trace ve monte carlo hesaplama algoritmalarının dozimetrik karşılaştırılması, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [11]. Kurup, G., 2010, Cyberknife: A New Paradigmin Radiotherapy, J Med Phys, 35(2), 63-64.
- [12]. Kurt Uçar, N., 2015, İntrakranyal Yerleşimli Tümörlerin Cyberknife ile Tedavisinde Göz Lensi ve Tiroid Dozlarının Araştırılması, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.

- [13]. Kilby W, Dooley J.R, Kuduvalli G, Maurer C.R.The CK Robotic Radiosurgery System in 2010.Technology in Cancer Research and Treatment. 2010; 9(5):433-452
- [14]. Dieterich S, Cavedon C, Chuang C.F, Cohen A.B, Garrett J.A, Lee C.L, Lowenstein J.R, d'Souza M.F, Taylor D.D, Wu X, Yu C. Report of AAPM TG 135: Quality Assurance for Robotic Radiosurgery. Medical Physics. 2011; 38(6): 2914-2936 .
- [15]. Köksal, C., 2012, Robotik radyocerrahinin intrakranial uygulamalarında tedavi verilmiş doğruluğunun araştırılması, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [16]. Yahşi, Y., 2011, 6 MV ve 15 MV Foton Enerjilerinde Küçük Alan Dozimetresinin Araştırılması, Uludağ Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [17]. Sharma,S.D., 2014, Challenges of Small Photon Field Dosimetry are still Challenging, J Med Phys, 39(3),131-132
- [18]. http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/D483_web.pdf
- [19]. <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-12019-99468-298.pdf>
- [20]. Gözcü,S., 2009, Yüksek Enerjili Foton Huzmeleri için Küçük Alan Dozimetresinin Araştırılması, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [21]. Cancina, C., S.,G., Oliveria, L., N., de, Almeida, C.,E, de, Almeida, A.,de, 2007, Dosimetric parameters for small field sizes usingFricke xylenol gel, thermoluminescent and film dosimeters, and an ionization chamber, Phys., Med., Biol.,52(5), 1431-1439.
- [22]. Gotoh, S., Ochi, M., Hayashi, Matsushima, S., Uchida, T., Obata, S., Minami, K., Hayashi, K., Matsuo, T., Iwanaga, M., Yasunaga, A., Shibata, S., 1996, Narrow photon beam dosimetry for linear accelerator radiosurgery, 41(3),221-224.
- [23]. Somigliana, A., Cattaneo, G., M., Fiorino, C., Borelli, S., del Vecchio, A., Zonca, G., Pignoli, E., Loi,G.,Calandrino, R, Marchesini, R., 1999, Dosimetry of Gamma Knife and linac-based radiosurgery using radiochromic and diode detectors, Physics in Medicine and Biology, 44(4).
- [24]. Dede, N., 2015, Meme Kanserinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Uygulamalarında Bolus Materyali Etkisinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [25]. Yedekçi, F., Y., 2013, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) tekniğinde İn Vivo Dozimetri için Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi (EPID) ve Diyot

Dedektörlerinin Kullanılması, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.

- [26]. Okutan, M., Çakır, A., Demir, B., Bilge, H., Akkuş, B., 2013, Bir medikal lineer hızlandırıcıda sanal elektron enerjilerinin dozimetrisi, Türk Onkoloji Dergisi, 20(3),105-111.
- [27]. <https://www.epson.com.tr/products/scanners/business-scanners/epson-expression-10000x1>
- [28]. Feuvret, L., Noel, G., J- Mazon, J., Bey, P., 2006, Conformity Index: A Review, Int J. Radiation Oncology Biol. Phys., 64(2), 333-342.
- [29]. Feuvret, L., Noel, G., Nauraye, C., Garcia, P., J- Mazon, J., 2004, Conformal Indexy and Radiotherapy, Cancer Radiother., 8(2), 108-19.
- [30]. Das, I. J., Ding, G., X., Ahnesjö, A., 2007, Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry, Medical Physics, 35(1), 206-215.
- [31]. <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/77-22581-312436-91466.pdf>
- [32]. Duggan, D.M., Coffey, C., W., 1998, Small photon field dosimetry for stereotactic radiosurgery, Medical Dosimetry, 23(3), 153-159.
- [33]. Kaul, D., Badakshi, H., Gevaret T, Pasemann D, Budach V, Tuleasca C, et al., 2015, Dosimetric comparison of different treatment modalities for stereotactic radiosurgery of meningioma. Acta Neurochir, 157:559–63.
- [34]. Hsu, Shih-Ming, Lai, Yuan-Chin, Jeng, Chien-Chung, Tseng, Chia- Ying, 2017, Radiation Oncology, 12:155, DOI 10.1186/s13014-017-0890-0.
- [35]. Jackie Wu, Q-R., Wessels, B.W., Einstein, D.B., Maciunas, R.J., Kim, E.Y., Kinsella, T., J., 2003, Quality of coverage: Conformity measures for stereotactic radiosurgery, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 4(4), 374-381.
- [36]. Paddick, Ian, 2000, A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans, J Neurosurg (Suppl 3) 93:219–222.
- [37]. Yip HY, Mui WL, Lee JW, Fung WW, Chan JM, Chiu G, et al., 2013, Evaluation of radiosurgery techniques—Cone-based linac radiosurgery vs tomotherapy-based radiosurgery. Med Dosim. 2013;38:184–9.
- [38]. Greto, D., Pallota, S., Masi, L., Talamonti, C., Marrazzo, L., Doro, R., et al, 2017, A Dosimetric Comparison between Cyberknife and Tomotherapy Treatment Plans for Single Brain Metastasis, La radiologia medica, 122(5), 392-397.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI**RADYOCERRAHİ
CİHAZLARINDA KÜÇÜK
BOYUTLU TÜMÖRLERİN
RADYOTERAPİSİNİN
İNCELENMESİ**

Yazar Duygu Tunçman Genç

Gönderim Tarihi: 25-May-2018 07:55PM (UTC+0300)

Gönderim Numarası: 968648432

Dosya adı: ZLARINDA_K_K_BOYUTLU_T_M_RLER_N_RADYOTERAP_S_N_N_NCELENMES.docx (77.98K)

Kelime sayısı: 8991

Karakter sayısı: 59074

RADYOCERRAHİ CİHAZLARINDA KÜÇÜK BOYUTLU TÜMÖRLERİN RADYOTERAPİSİNİN İNCELENMESİ

ORIJİNALLIK RAPORU

% 4	% 2	% 1	% 2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 2
2	www.journalagent.com İnternet Kaynağı	<% 1
3	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	MAYADAĞLI, Alpaslan, KOÇAK, Mihriban, ÖZŞEKER, Naciye and EKİCİ, Kemal. "CyberKnife ile stereotaktik vücut radyoterapisi", Kartal Eğitim araştırma Hastanesi, 2012. Yayın	<% 1
5	library.cu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	acikerisim.sinop.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
7	Submitted to Trakya University Öğrenci Ödevi	<% 1

8	Shih-Ming Hsu, Yuan-Chun Lai, Chien-Chung Jeng, Chia-Ying Tseng. "Dosimetric comparison of different treatment modalities for stereotactic radiotherapy", Radiation Oncology, 2017 Yayın	<% 1
9	IFMBE Proceedings, 2009. Yayın	<% 1
10	medikalfizik.org İnternet Kaynağı	<% 1
11	dspace.ucuenca.edu.ec İnternet Kaynağı	<% 1
12	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
13	Shih-Ming Hsu, Chao-Hsiung Hung, Yi-Jen Liao, Hsiao-Mei Fu, Jo-Ting Tsai, Yung-Hui Huang, David Y. C. Huang. "Feasibility Study on Applying Radiophotoluminescent Glass Dosimeters for CyberKnife SRS Dose Verification", PLOS ONE, 2017 Yayın	<% 1
14	Submitted to The Catholic Korea Songsim Global Campus Graduate School Öğrenci Ödevi	<% 1

Alıntıları çıkart	üzerinde	Eşleşmeleri çıkar	< 5 words
Bibliyografyayı Çıkart	üzerinde		

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Duygu	Soyadı	TUNÇMAN GENÇ
Doğ.Yeri	ŞİŞLİ İSTANBUL	Doğ.Tar.	16.05.1992
Uyruğu	TC.	TC Kim No	33625765726
Email	duygutuncman@gmail.com	Tel	0553-46540-94

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi, Sağ. Bil. Enst., Sağlık Fiziği	2018
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi, Fen Bil. Enst., Nükleer Fizik	2016
Lisans	İstanbul Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü	2014
Lise	Maçka Meslekive Teknik Anadolu Lisesi	2010

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Öğretim Görevlisi	İstanbul Kemerburgaz Üniversitesi	2016-
2.	Ücretli Öğretmen	Orbay Ortaokulu	2014-2015
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(YÖKDİL) Puanı
İngilizce	iyi	Orta	iyi		72,5

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(ALES) Puanı	71		

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Multiplan 4.5.3. Tedavi Planlama Yazılımı	Orta
Eclipse 8.9. Tedavi Planlama Yazılımı	Orta

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Tunçman D., Kılıç, Ö., Demir,B., 2013, Radioactive Dose Map of Istanbul Soil, ISCBPU-9, Sözlü Sunum.

Tunçman D., Kovan B., Poyraz, L., Çapacı, V., Demir, B., Türkmen, C., 2014, Gama Kameraların Kalite Kontrolleri,SDU Journal of Science,10(1),75-84.

Tunçman D., Kovan, H., Kovan, B., Demir, B., Türkmen, C., 2015, A Systematic Quality Assurance Study in Bone Densitometry Devices, EPJ Web of Conferences, 201510003004.

Kovan, B., Demir, B., *Tunçman, D.*, Türkmen, C., 2015, Gama Radiation Exposure of Accompanying Persons due to Lu-177 Patients, EPJ Web of Conferences, 201510003004.

Tunçman, D., Kovan, B., Poyraz, L., Çapalı, V., Demir, B., Türkmen, C., 2015, Quality Control Tests of Dose Calibrators Used in Nuclear Medicine, TFD32, Poster sunum.

Tunçman D., Demir, B., Poyraz, L., Kovan, B., Türkmen, C., 2016, Quality Controls of a Single Photon Emission Computed Tomography- Computed Tomography Imaging Device, TESNAT Proceedings, isbn:978-605-83680-0-2.

Genç Tunçman, D., Köksal, C., Akbaş, U., Kesen Dönmez, N., Okutan, M., Demir, B., 2017, Investigation of Tissue Inhomogeneity Effect on Dose Distribution for 3D High Dose Rate Brachytherapy using EBT3 Gafchromic Film, Tesnat 2017, Poster Sunumu.

Kovan, B., *Genç Tunçman, D.*, Kovan, H., Çapalı, V., Demir, B., Türkmen, C., Radiation Doses to Pediatric Patients Originated from Adult Patients in Nuclear Medicine Waiting Room, Tesnat 2017, Sözlü Sunum

Genç Tunçman, D., Yoldaş, Ö., Özcan, F., Yavuz, B., 2017, Assesment of Ionizing Radiation and Radiation Protection Awareness Among Anesthesia, Radiology and Operating Room Services Department Students: A Questionnaire Study, TFD33, Poster Sunumu.

Genç Tunçman, D., Köksal, C., Akbaş, U., Kesen Dönmez, Okutan, M., Demir, B., 2017, Dosimetric Investigation of Small Size Tumors Irradiated in Radiosurgery Devices, TFD33, Sözlü Sunum.

Kovan, B., *Genç Tunçman, D.*, Kovan, H., Çapalı, V., Demir, B., Türkmen, C., Radiation Doses to Pediatric Patients Originated from Adult Patients in Nuclear Medicine Waiting Room, International Journal of Scientific and Technological Research, Vol.3, No:5.

Genç Tunçman, D., Baş, Aycan, 2017, Radiation Dose and Hearing Loss: Hearing Loss Risks due to Radiation Dose in Radiotherapy Treatment, ICCESN 2017, Poster Sunumu.

Karadayı, Ş., *Genç Tunçman, D.*, Baş, Aycan, Karadayı, B., 2017, The Use of Radiological Imaging Techniques in Estimation of Age at Forensic Sciences, ICCESN 2017, Sözlü Sunum.

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Yüzmek ve dalmak.

Özel İlgi Alanları (Hobileri):



