



T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ
ENSTİTÜSÜ RADYASYON
ONKOLOJİSİ ANABİLİM
DALI



KRANYOSPİNAL IŞINLAMALARIN VMAT RADYOTERAPİ TEDAVİ
TEKNİĞİNDE ÇOKLU-ALAN MERKEZİ UYGULAMALARININ
DOZİMETRİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Mustafa ÖZER

(YÜKSEK LİSANS)

BURSA-2017

Mustafa ÖZER

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI YÜKSEK LİSANS TEZİ

2017



T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK
BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ RADYASYON
ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI



**KRANYOSPİNAL IŞINLAMALARIN VMAT RADYOTERAPİ
TEDAVİ TEKNİĞİNDE ÇOKLU-ALAN MERKEZİ
UYGULAMALARININ DOZİMETRİK OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Mustafa ÖZER

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**DANIŞMAN:
Prof. Dr. Z. Gökay KAYNAK**

BURSA-2017

T.C. ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ETİK BEYANI

Yüksek Lisans/Doktora tezi olarak sunduğum “Kraniospinal Işınlamaların Vmat Radyoterapi Tedavi Tekniğinde Çoklu-Alan Merkezi Uygulamalarının Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması” adlı çalışmanın, proje safhasından sonuçlanmasına kadar geçen bütün süreçlerde bilimsel etik kurallarına uygun bir şekilde hazırlandığını ve yararlandığım eserlerin kaynaklar bölümünde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir ve beyan ederim.

Adı Soyadı: Mustafa ÖZER

Tarih ve İmza: 10/08/2017



SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Yüksek Lisans öğrencisi Mustafa Özer tarafından Kranyospinal Işınlamaların VMAT Radyoterapi Tedavi Tekniğinde Çoklu-Alan Merkezi Uygulamalarının Dozimefrik Olarak Karşılaştırılması konulu Yüksek Lisans tezi 10/08/2017 günü, 4:00-15:00saatleri arasında yapılan tez savunma sınavında jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile kabul edilmiştir

Adı-Soyadı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Z.Gökay KAYNAK

Üye: Prof. Dr. Durmuş ETİZ

Üye: Doç. Dr. Sibel K. ÇETİNTAŞ

Üye

Üye

imza

Bu tez Enstitü Yönetim Kurulu'nun.....tarikh ve
.....sayılı toplantısında alınan numaralı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Gülşah ÇEÇENER

Enstitü Müdürü

TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU

10/08/2017

Adı Soyadı: Mustafa ÖZER

Anabilim Dalı: Radyasyon Onkolojisi

Tez Konusu: Kranyospinal Işınlamaların VMAT Radyoterapi Tedavi, Tekniğinde Çoklu-Alan Merkezli Uygulamalarının Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması

| ÖZELLİKLER | UYGUNDUR | UYGUN DEĞİLDİR | AÇIKLAMA |
|----------------------------|----------|----------------|----------|
| Tezin Boyutları | | | |
| Dış Kapak Sayfası İç Kapak | | | |
| Sayfası | ✓ | | |
| Kabul Onay Sayfası | ✓ | | |
| Sayfa Düzeni İçindekiler | ✓ | | |
| Sayfası | ✓ | | |
| Yazı Karakteri | ✓ | | |
| Satır Aralıkları | ✓ | | |
| Başlıklar | ✓ | | |
| Savfa Numaraları | ✓ | | |
| Eklerin Yerleştirilmesi | ✓ | | |
| Tabloların | | | |
| Yerleştirilmesi Kavnak/ar | | | |

DANIŞMAN ONAYI

Unvanı Adı Soyadı: Prof. Dr. Z.Gökay KAYNAK

İmza:



İÇİNDEKİLER

| | |
|---|------|
| DIŞ KAPAK | |
| İÇ KAPAK | |
| ETİK BEYANI | II |
| SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE | III |
| TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU | IV |
| İÇİNDEKİLER | V |
| TÜRKÇE ÖZET | VII |
| İNGİLİZCE ÖZET | VIII |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1. Merkezi Sinir Sistemi | 3 |
| 2.1. Merkezi Sinir Sistemi Tümörleri..... | 5 |
| 2.2. Kranyospinal Işınlama Uygulamasında Karşılaşılan Zorluklar | 5 |
| 2.3. Kranyospinal Işınlama Teknikleri | 6 |
| 2.3.1. Hokey Sopası Tekniği | 7 |
| 2.3.2. İncelen Kurşun Blok Tekniği | 8 |
| 2.3.4. Aralık Bırakma Tekniği | 9 |
| 2.3.5. Hareketli Birleşim Noktaları Tekniği..... | 9 |
| 2.3.6. Yarı Kesici Blok Tekniği | 10 |
| 2.3.7. Asimetrik Kolimasyon Tekniği | 10 |
| 2.3.8. Diverjans Uyum Tekniği | 11 |
| 2.4. Hedef Hacim Tanımlamaları | 13 |
| 2.4.1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)..... | 13 |
| 2.4.2. Klinik Hedef Hacmi (CTV)..... | 14 |
| 2.4.3. Dahili Hedef Hacmi (ITV) | 14 |
| 2.4.4. Planlanan Hedef Hacim (PTV) | 14 |
| 2.4.5. Planlanan Riskli Organ Hacmi (PRV) | 14 |
| 2.4.6. Tedavi Hacmi (Treatment Volume) | 14 |
| 2.4.7. Işınlanan Hacim (Irradiated Volume) | 14 |
| 2.5. Medikal Lineer Hızlandırıcılar | 15 |
| 2.6. Radyoterapi Süreci | 17 |
| 2.7. Volümetrik Ayarlı Ark Terapi..... | 17 |
| 2.8. Monte Carlo Algoritması | 18 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 20 |
| 3.1. Gereç | 20 |
| 3.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı..... | 20 |
| 3.1.2. Alderson Radyoterapi Rando Fantomu | 21 |
| 3.1.3. Monaco Tedavi Planlama Sistemi..... | 22 |
| 3.2. Yöntem | 23 |

| | |
|--|-----------|
| 3.2.1. Konturlama..... | 23 |
| 3.2.2 Tedavi Planlaması | 24 |
| 3.2.3. Planların Değerlendirilmesi..... | 25 |
| 4. BULGULAR | 27 |
| 4.1. Hedef Hacim (CTV)..... | 27 |
| 4.1.1. Homojenite İndeks Sonuçları | 27 |
| 4.1.2. Konformite İndeks Sonuçları | 28 |
| 4.1.3. CTV İçin MU Değerleri | 31 |
| 4.2. Riskli Organlar | 32 |
| 4.2.1. Akciğerler..... | 32 |
| 4.2.2. Böbrekler | 33 |
| 4.2.3. Kalp | 34 |
| 4.2.4. Karaciğer | 35 |
| 4.2.5. Tiroid | 36 |
| 4.2.6. Omurilik | 37 |
| 4.2.7. Alt Çene..... | 38 |
| 4.2.8. Gözler | 39 |
| 4.2.9. Optik Sinirler..... | 40 |
| 4.2.10. Lensler | 41 |
| 5. TARTIŞMA ve SONUÇ..... | 43 |
| 6. KAYNAKLAR..... | 47 |
| 7. SİMGELER ve KISALTMALAR | 50 |
| 8. TEŞEKKÜR..... | 52 |
| 9. ÖZGEÇMİŞ..... | 53 |

TÜRKÇE ÖZET

Günümüzde kranyospinal ışınlamaların geleneksel uygulama yöntemi 3B-KRT' dir. Radyoterapinin gelişimi ile birlikte gelişen ve değişen tedavi tekniklerinin, geleneksel tekniklerin yerini alması için uzun süreli verilere ihtiyaç vardır. YART tekniğinin gelişmiş modeli olan VMAT'ın kranyospinal ışınlamalar için bir alternatif olup olmadığı son zamanların tartışma konusudur.

Kranyospinal ışınlamalar geniş bir ışınlama alanına ihtiyaç duyması ve mekanik olarak bir ışınlama sahasının 40x40 cm²'yi geçememesi sonucu çoklu alan merkezli planlar uygulanması bir zorunluluktur. Bu zorunluluk beraberinde alan çakışmaları ile sıcak-soğuk doz bölgesi problemi, set-up hatalarına karşı hassaslık ve ikincil kanser riskini taşımaktadır. VMAT'ın özellikle alan çakışma problemini ortadan kaldırması en büyük avantaj sağladığı yönüdür. Bunun yanında planlama süresi, set-up kolaylığı, doz homojenitesi ve sağlıklı organ koruması geleneksel tekniklere göre daha üstündür. Bunlara rağmen yüksek MU değerleri ve düşük doz bölgesinin yüksek olması ikincil kanser riski olasılıklarını değerlendirmede bir dezavantajdır.

Bu çalışmanın amacı KSI için uygulanan farklı VMAT tekniklerinin kendi aralarında dozimetrik değerlendirilmesinin yapılarak literatüre katkıda bulunmaktır. Bu amaçla Alderson rando fantom kullanılarak deneysel bir çalışma planlanmıştır. Rando fantom insan doku eş değeri bir malzemeye sahiptir. KSI tedavisine alınacak bir hasta gibi sabitleme, BT çekimi, konturlama ve sanal tedavi planlaması yapılarak RT sürecine dahil edilmiştir. Üç ana başlıkta; ark sayısı, kolimatör etkisi, alanların üstüste binme mesafeleri açısından dozimetrik değerlendirme yapılmıştır.

Sonuç olarak, ark sayısı açısından kranyum tek ark, spinal alanlar yarım ark, kolimatör açısı olarak düşük dereceli açılar, overlap mesafesi olarak otomatik mesafe daha üstün planlar olarak değerlendirilmiştir. VMAT'ın KSI için doz homojenitesi ve sağlıklı organ koruması yönlerinden başarılı bir teknik olduğu görülmüştür. Fakat klinik uygulamada standart bir tedavi şekli olması için daha çok veriye ihtiyaç duymaktadır.

Anahtar Kelimeler: VMAT, Kranyospinal ışınlama, Monaco, çoklu-alan merkezi

İNGİLİZCE ÖZET

Dosimetric Comparison of Multi-isocenter Applications in VMAT Technique for Craniospinal Irradiation

At present, the traditional method of applying craniospinal irradiation is 3D-CRT. There is a need for long-term therapy to replace traditional therapies that develop and evolve along with the development of radiotherapy. The recent debate on whether VMAT, an advanced model of the IMRT technique, is an alternative to craniospinal radiation.

Cranospatial irradiation requires a large area of irradiation and it is imperative to apply multi-isocenter planes that do not exceed 40x40 cm² mechanically by a radiation field. This obligation is accompanied by field overlaps and hot-cold dose zone problems, sensitivity to set-up errors and secondary cancer risk. It is the biggest advantage of the VMAT to solve the overlaps problem in particular. In addition, the planning period is more than conventional techniques for set-up ease, dose homogeneity and healthy organ protection. Nevertheless, high MU values and a high dose area are disadvantages to assessing the likelihood of secondary cancer. The purpose of this study is to contribute to the literature by making a dosimetric evaluation among different VMAT techniques applied for KSI.

For this purpose, an experimental study was planned using Alderson rando phantom. Rando phantom has a material equivalent to human tissue. The patient was included in the RT procedure by performing fixation, CT, contouring, and virtual treatment planning as a patient to be treated for CSI. For dosimetric comparison was made In three main sections; Arc number, collimator effect, overlaps distance. As a result, cranium single arc, spinal areas half arc, collimator angle low grade opening in terms of arc number, automatic distance as overlap distance were considered as superior plans. It has been found that VMAT is a successful technique for dose homogeneity and healthy organ protection for CSI. However, in clinical practice, it takes more experience to become a standard treatment.

Key Words: VMAT, Cranio-spinal irradiation, Monaco, Multiple-isocentr

1. GİRİŞ

Kranyospinal ışınlatma, santral (merkezi) sinir sistemine yerleşen tümörler için uygulanan bir radyoterapi tedavi tekniğidir. Tüm beyin ve tüm omurilik alanlarının aynı anda ışınlanmasını içerir. Geniş bir ışınlatma alanını içerdiğinden karmaşık bir radyoterapi uygulamasıdır. Kranyospinal ışınlatmalar gerek ışınlatma alanının büyüklüğü nedeniyle çoklu alan merkezlerine ihtiyaç duyması gerekse de set-up zorlukları nedeniyle zorlu bir radyoterapi sürecidir. Işınlatma alanının büyük olması korunması gereken organların fazlalığını da beraberinde getirir. Riskli organların fazlalığı aynı zamanda ikincil kanser oluşumu içinde bir dezavantajdır. Bu tür nedenlerden dolayı KSI sürekli çalışılan ve yenilikler içeren bir radyoterapi tekniğidir. Geçmişte kullanılan konvansiyonel yöntemlerden günümüz çağının ileri teknolojisi IMAT, tomoterapi, cyberknife, proton tedavisi gibi yeni yaklaşımlar üzerinde çalışılmaktadır. Bu çalışmaların ana amacı hedef dozu en iyi homojenlikte sağlamak, sıcak veya soğuk doz bölgelerinden kaçınmak ve komşu organlarının aldığı dozun minimum olmasını sağlayarak yan etkileri azaltmaktır. (Göksel, 2014)

Tıp bilimi geliştikçe kanserli hastaların sağ kalım oranları artmıştır. Bu nedenle hastanın kalan yaşamını en konforlu şekilde tamamlaması için radyoterapinin kendini sürekli güncellemesi gerekmektedir. 1895 yılında x-ışının keşfi ile başlayan bu süreç günümüzde bilimin ve teknolojinin hızlı bir şekilde ilerlemesi ile paralellik göstermektedir.

Geleneksel radyoterapi tekniklerine alternatif bir yenilik olan VMAT, tedavi masasının etrafında dönen gantrinin eş zamanlı olarak durmadan ışınlamaya devam ederken, çok yapraklı kolimatörlerin hedef hacim şekline göre değişken anlık hareketi ve değişken ışın demeti yoğunluğunu bir arada sunan bir kompleks bir RT tekniğidir. Bu tekniğin kranyospinal ışınlatmalarda kolaylık, hız ve güvenilirlik sağladığı yapılan birçok çalışmanın ortak fikri olduğu kadar ikincil kanser riski açısından daha çok çalışma yapılmasına muhtaç olduğu da bir diğer görüştür.

Bu alışma Uludağ Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı'nda yürütülmüştür. Çalışmanın amacı, KSI için VMAT tekniğinde farklı tedavi planları deneysel olarak çalışılarak, planlar kendi aralarında ve diğer çalışmalarla sonuçlarını karşılaştırmaktır. Çalışmamızda yöntem olarak Alderson rando fantom üzerinde sanal tedavi planları uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar, HI, CI, ortalama ve maksimum dozlar, MU değerleri gibi parametrelerle diğer yapılan çalışmaların sonuçlarının karşılaştırılıp uyumlu olup olmadığı değerlendirilmiştir.

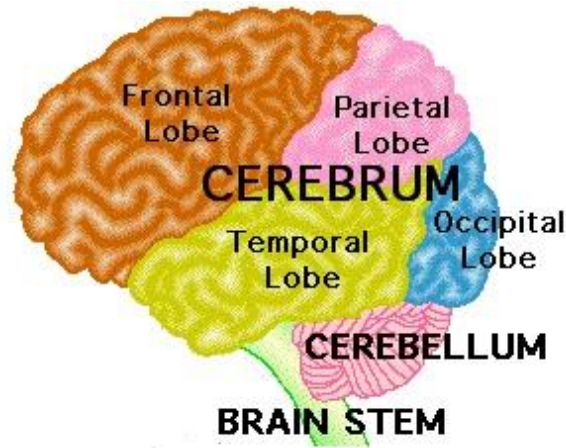


2. GENEL BİLGİLER

2.1. Merkezi Sinir Sistemi

İnsan vücudundaki sinir sistemi anatomik bakımdan merkezi (santral) ve çevresel (periferik) sinir sistemi diye adlandırılan iki farklı sinir sisteminden meydana gelmiştir. Merkezi sinir sistemi (MSS), beyin (cerebrum) ve omurilik (medulla spinalis) ile onları koruyan zarlardan (dura mater, araknoid, pia mater); çevresel sinir sistemi ise kafa sinirleri, omurilik sinirleri ve ganglionlardan oluşur. (Semiz, 1990)

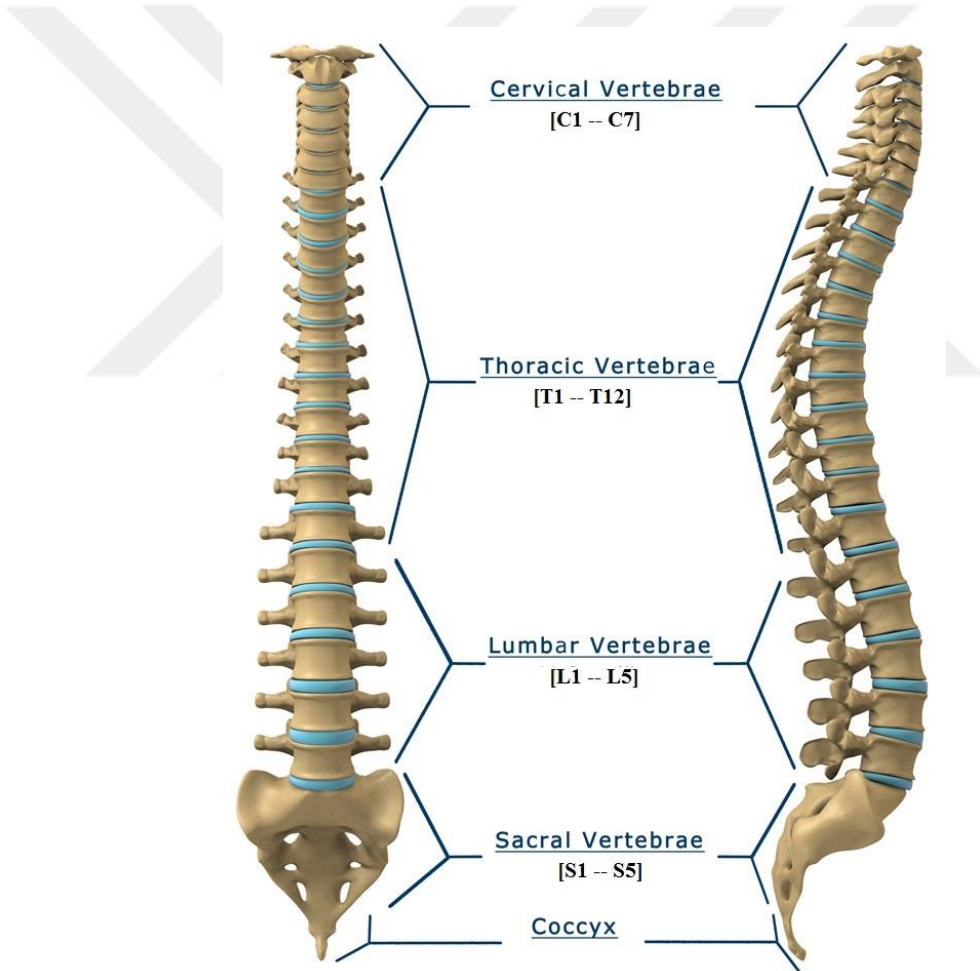
İnsan beyni anatomik bakımdan 3 kısımdan oluşur; beyin yarım küreleri, beyincik (cerebellum) ve beyin sapı (truncus cerebri). Cerebrum en büyük kısımdır ve sağ-sol 2 yarım küreden meydana gelmiştir. Dokunma, görme, işitme, konuşma, mantık, duygular, öğrenme ve hareketin hassas kontrolü gibi işlevleri yerine getirir. Beyincik ise yerleşke olarak beyin yarım kürelerinin altında bulunur. Görevi, kas hareketlerini koordine etmek, duruşu korumak ve dengelemektir. Beyin sapı orta beyin, pons (köprü) ve omurilik soğanını (medulla) içerir. Omurilik ve beyinciği omuriliğe bağlayan bir geçiş merkezi görevi görür. Solunum, kalp hızı, vücut ısısı, uyanma ve uyku döngüsü, sindirim, hapsirme, öksürme, kusma ve yutma gibi pek çok fonksiyonu kontrol eder (Öztürk ve ark. 2102)



Şekil 1: Beyin için basit bir şematik gösterim (Netter, 2014)

Medulla spinalis (omurilik) kalın sinir kordonudur ve merkezi sinir sisteminin canalis vertebralis (omurga kanalı) içindeki bölümüdür.

Yetişkin bir insanda ortalama 40-45 cm uzunluğunda, yaklaşık 1 cm çapında ve 30 gram ağırlığındadır. Medulla spinalis columna vertebralisin (omurga) içerisinde bulunur. Kafatası içinde bulunan oksipital kemik kısmındaki foramen magnum'dan ikinci lumbal vertebra hizasına kadar devam eder. Yani 1. boyun vertebraşının üst kenarından, 1. bel vertebraşının alt kenarına kadar uzanır. Omurgayı oluşturan kemik yapıları vertebra (omur) denir. Boyun omuru (servikal vertebra) 7 tane, sırt omurları (torakal vertebra) 12 tane, bel omuru (lomber vertebra) 5 tane, sakral vertebra 5 tane ve koksalsal vertebra 4 tane olmak üzere 33 tane vertebra vardır.



Şekil 2: Medulla Spinalis için şematik gösterim (Netter, 2014)

2.1. Merkezi Sinir Sistemi Tümörleri

Merkezi sinir sistemi (MSS) tümörleri, beyin veya omurilikteki sağlıklı hücrelerin belirli bir zaman içinde farklılaşması ve kontrolsüz bir biçimde çoğalması ile meydana gelen bir kitleyle başlar. Tümör iyi huylu (benign) veya kötü huylu (malign) olabilir. Genellikle yarısı primer yarısı metastatik tümör olarak görülür. Çocuklarda en sık görülen solid tümörü ve çocukluk çağı tümör grubunun %20'sini oluşturur. (Elli ve ark., 2009)

Gelişmiş ülkelerde daha sık rastlanırken ülkemizde lösemi ve lenfomalardan sonra üçüncü en sıklıktaki tümör grubunu temsil eder. BOS (beyin omurilik sıvısı) yoluyla metastaz yapabilen bir tümör grubudur. Bu nedenle kranyuma ek olarak spinal bölgede tedavi alanı içerisine dahil edilir. Cerrahi müdahale küratif tedavi olmakla birlikte, cerrahi rezeksiyon sınırlıdır. Tedavisinde multidisipliner bir yaklaşım gerektirir. Cerrahi, kemoterapi ve radyoterapi ile oluşturulan çeşitli tedavi protokolü kombinasyonları uygulanır.

En yaygın görülen türleri astrositom, beyin sapı gliomu, ependimom, germ hücreli tümörler ve medullablastomdur. “MSS tümörü tanısı onaylandıktan sonra olgular değerlendirilerek, doku biyopsisi ve mümkünse gros total rezeksiyon için beyin cerrahisine yönlendirilir. Radyoterapi ve kemoterapi tümörün histolojisine bağlı olarak adjuvan (yardımcı tedavi) amaçlı kullanılır” (Şengül, 2010)

2.2. Kranyospinal Işınlama Uygulamasında Karşılaşılan Zorluklar

MSS için radyoterapi uygulamasında total kranyum ve spinal bölge ışınlandığından; kranyospinal ışınlama denir. Tümör çevresinde sağlıklı dokuların fazla olması bir dezavantaj gösterdiği gibi; düşünce ve hareket fonksiyonlarının kontrol edildiği bölgelerin ışınlama alanı içinde olması sebebiyle ayrıca bir önlem gerektirir. Sağ kalımın artması ve erken yaşta radyoterapi alan çocuk hastalarda ikincil kanser etkilerini görmekte olasıdır. Bir diğer zorluğu da özellikle çocuk hastalarda hasta sabitlenmesi (immobilizasyon) için anestezi gerekebilir. Hasta supine (sirt üstü) veya prone (yüz üstü) pozisyonda tedaviye alınabilir. Prone pozisyonda ışınlanan alanın net görülmesi, ışın kaynağı ile hasta arasına herhangi bir araç-gereç girmemesi gibi bazı avantajlar elde edilirken; dezavantaj olarak immobilizasyon için hasta

konforunun düşük olması ve gerekli olduğu takdirde çocuk hastalar için anestezi problemleri görülebilir (Benk, 1995).

Supine pozisyonda ise hasta için daha kolay ve konforlu bir immobilizasyon sağlanırken, ışın kaynağı ile hasta arasına tedavi masası veya ek araç-gereçlerin girmesi ve SSD den kaynaklanan problemler dezavantaj olarak görülebilir.

Kranyospinal ışınlanma geniş bir ışınlanma alanı içerdiğinden kompleks bir ışın tedavisi planı gerektirir. Bu teknikte tedavi alanları birbirlerine dik düzlemlerde olan kranyal alanlarla üst spinal alanın kesişim bölgesinde geometrik zorluklar sebebiyle doz homojenitesini sağlamak zordur. Bu bitişik alanlar probleminin çözümü için zaman içinde edinilen tecrübeler ve teknolojinin gelişmesine bağlı olarak çeşitli çözüm yöntemleri denenmiş ve geliştirilmiştir. Radyoterapide bitişik alanlar, en geniş kolimatör açıklığının (40 cm²) kapsayamacağı kadar büyük bir alanın, iki veya daha fazla alana bölünerek komşu alanlar şeklinde ışınlanması veya önceden tedavi edilmiş bir bölgeye, sonradan yeni bir tedavi alanının eklenmesi durumunda kullanılır. İki alanın komşu kenarlarında mesafe bırakılmadığı zaman, diverjans (uzaksama) nedeniyle cilt altında ışınların iç içe geçmesi (overlap) birleşim bölgesindeki doz dağılımının homojen olmamasına neden olur. Alanların birleşim yerinde doz artışına bağlı olarak sıcak noktalar, iki bitişik alan arasındaki mesafe bırakılması durumunda ise doz düşüklüğüne bağlı olarak soğuk noktalar oluşabilmektedir. Sıcak noktaların oluşması normal dokuda istenmeyen hasarlara (örn: miyelit) neden olurken, soğuk noktaların oluşması tümörün düşük doz almasına neden olmaktadır. Karşılaşılan bu problemleri çözmek için birden fazla yöntem ve bu yöntemlerin birbirlerine karşı avantaj ve dezavantajları vardır. Ayrıca çözüm için kullanılan yöntemler yüksek enerjili fotonlar ile elektron ışınlarında aynı değildir (Özkan, 2005)

2.3. Kranyospinal Işınlanma Teknikleri

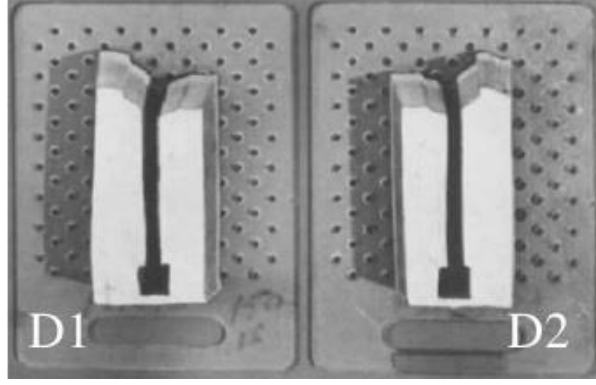
Bu teknik ilk olarak 1920'li yılların sonlarında dile getirilmiş ve 1940'lı yıllarda uygulaması yapılmıştır. O günden bugüne kadar gelişen cihaz teknolojisi ile birlikte uygulama teknikleri de gelişmiş ve günümüzdeki standartlarına ulaşmıştır. Geçmişten bugüne en çok kullanılan tekniklere göz atacak olursak;

2.3.1. Hokey Sopası Tekniği

Radyoterapide birçok teknik adımı alan şekline göre almıştır. Bunlardan birisi de hokey sopası tekniğidir. Bu tekniğin en büyük özelliği bitişik alan problemi olmamasıdır. Çünkü uzak SSD de tek parça alan olarak planlanır. Spinal alanı içine alacak şekilde kurşun blok dökülür. Hasta prone pozisyonda ve kafası birer gün sırayla değişmeli olarak sola-sağa yatacak şekilde yatırılır. Tüm beyin ve omurilik bir anda ışınlanır. Tekniğin dezavantajı set-up problemleri, blok dökümünün zorluğu ve tüm beyin için doz heterojenitesidir. Bu teknik ilk olarak 1966 yılında Tokars tarafından tasarlanmıştır. Zamanının şartlarına göre başarılı fakat günümüzde artık kullanılmayan bir yöntemdir (Dyk ve ark., 1977).



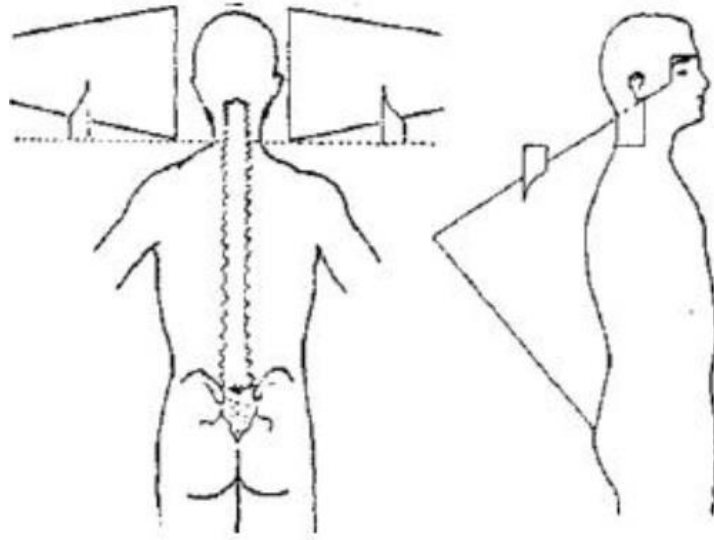
Şekil 3: Hokey sopası tekniği uygulanan bir hasta (SSD:170 cm) (Bentel, 1996)



Şekil 4: Gün aşırı değişen koruma blokları (Bentel, 1996)

2.3.2. İncelen Kuruşun Blok Tekniği

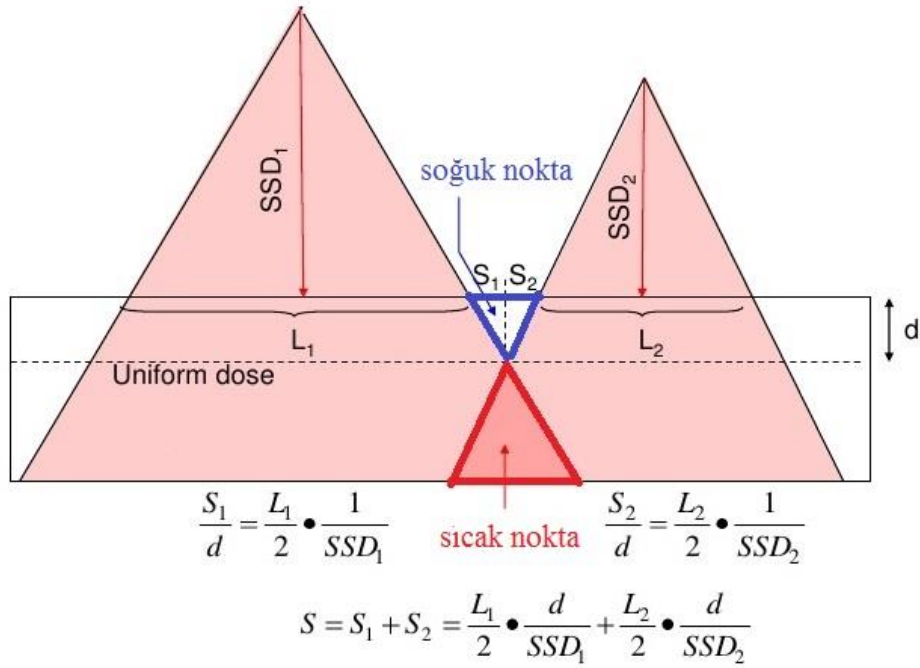
Bu yöntem kranyum (sağ-sol lateral) ile spinal alanların birleşim yerlerinde homojen bir doz dağılımı sağlamak için, servikal alan içinde oluşan birleşim bölgesine doğru kuruşun koruma bloklarının gittikçe inceltilmesinden adını alır. Birleşim bölgesinde penumbradan kaynaklanan sıcak noktaların oluşmasını azaltabilir. Bu inceltmenin ne kadar olacağı ince bir hesap gerektirir ve her hasta için özel blok tasarımı zaman alır. Set-up hatalarından az etkilenmesi önemli bir avantajdır (Haile ve ark., 1985). Sonuç açısından etkili bir yöntem olmakla birlikte uygulama olarak pratik kullanımda kolay bir yöntem değildir. Kobalt-60 cihazları için tasarlanmıştır, günümüzde pek tercih edilmeyen bir tekniktir.



Şekil 5: İncelen kuruşun blok tekniği için şekil gösterimi (kranyal karşılıklı lateral, spinal tek alan) (Haile ve ark. 1985)

2.3.4. Aralık Bırakma Tekniği

Kranyal alanlar ile spinal alan arasında aralık (10-15mm, gap) bırakılarak uygulanır. Set-up hatalarına karşı oldukça hassas bir yöntemdir. Küçük set-up hatalarında dahi sıcak veya soğuk nokta oluşumu kaçınılmazdır ve bu durum ciddi komplikasyonlara neden olabilir. Aralık bırakılacak mesafe ve çakışmanın hangi derinlikte olması isteniyorsa aşağıdaki şekildeki gibi hesaplanır (Khan, 2010)

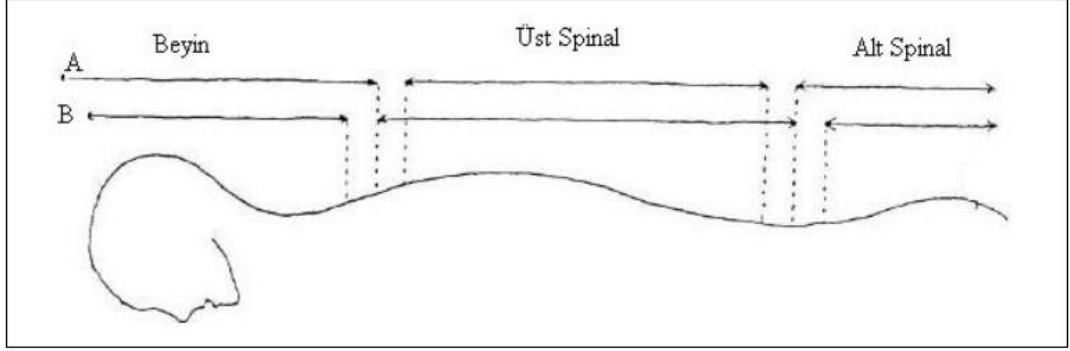


Şekil 6: Aralık bırakma tekniği (gap) uygulama formülü (Khan, 2010)

2.3.5. Hareketli Birleşim Noktaları Tekniği

Bu teknikte komşu kenarlar ciltte çakıştırılır. Diverjans nedeniyle dozun arttığı bölge cilt altında başlar. Bu teknikte soğuk noktalar yoktur. Ancak tolerans dozunun aşılması için şekildeki gibi kranyal ve spinal ışınların birleşim bölgesinde alanlar kaydırılarak değiştirilmelidir. Birleşim bölgesindeki toplam doz, tedavi bitiminde dokunun toleransından az olmalıdır. Amaç üst üste binen ışın alanlarında oluşan sıcak noktaları dağıtarak, yan etkisini minimize etmektir. Genel klinik uygulamasında birleşim yerleri günlük, haftalık veya tedavi süresince en az 3 defa ve her seferinde 1 cm (toplamda 3 cm) kaydırılır. Günümüzün yaygın kullanılan bir kranyospinal

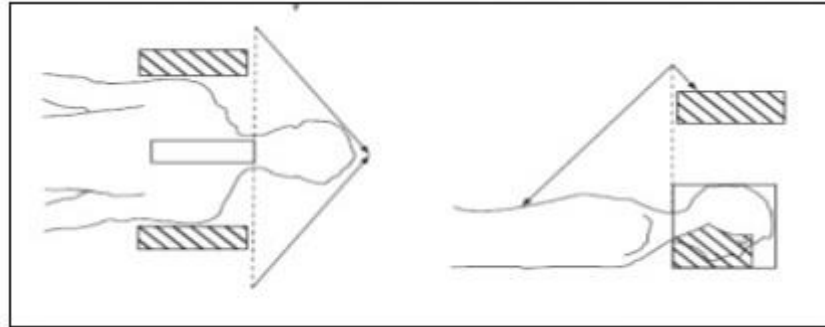
ışınlama tekniğidir. Tek başına veya başka yöntemle kombine bir şekilde uygulanabilir (Cheng ve ark., 1994).



Şekil 7: Alan kaydırma gösterimi; A 1. alan kaydırma, B 2. alan kaydırma (Cheng ve ark., 1994)

2.3.6. Yarı Kesici Blok Tekniği

Kranyal ve spinal alan ışınlarının diverjansından dolayı çakışmasını önlemek için yarı kesici blok hazırlanır. Işın bacakları birbirini kesmez sıcak nokta oluşumu engellenir. Set-up hatalarına karşı oldukça duyarlı bir tekniktir. Daha çok kobalt-60 teleterapi cihazları için tasarlanmıştır (Siddon ve ark. 1981)

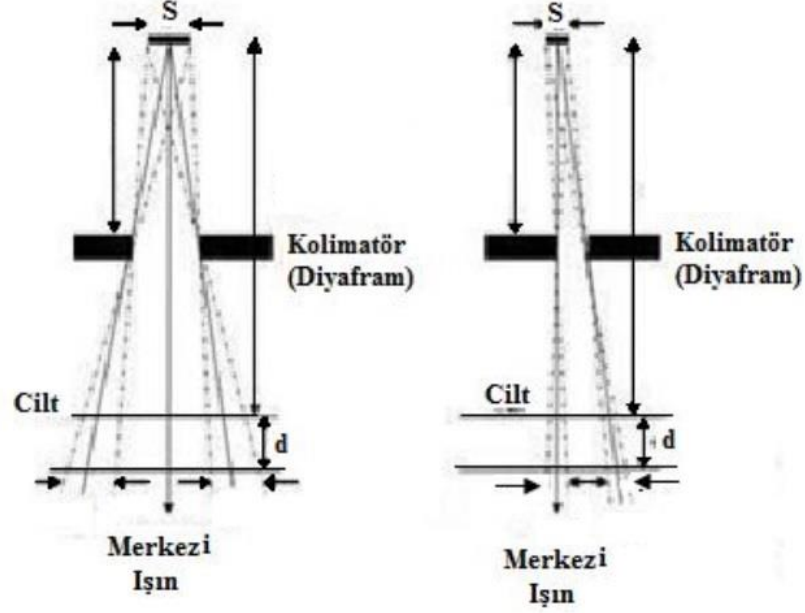


Şekil 8: Yarı kesici blok şekli (Siddon ve ark., 1981)

2.3.7. Asimetrik Kolimasyon Tekniği

Bu teknik yarı kesici blok tekniğinin lineer hızlandırıcı cihazlarına uyarlanmış versiyonudur. Lineer hızlandırıcı cihazda bloğun işlevini kolimatör görür. Işın merkezleri çakışma noktasına yerleştirilir, ışının diverjansından kurtulmak için bir alan asimetrik açılır, kolimatör yarı kesici işlevini gerçekleştirir. Lineer hızlandırıcı

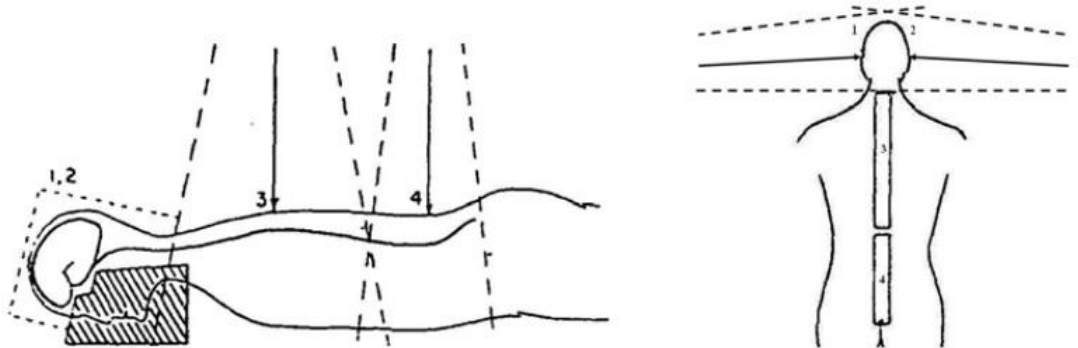
cihazda maksimum alan açıklığı 40x40 cm² olup, asimetrik yarı kesici maksimum alan açıklığı 20x20 cm² dir (Sohn ve ark., 1994).



Şekil 9: Asimetrik kolimasyon (Khan, 2010)

2.3.8. Diverjans Uyum Tekniği

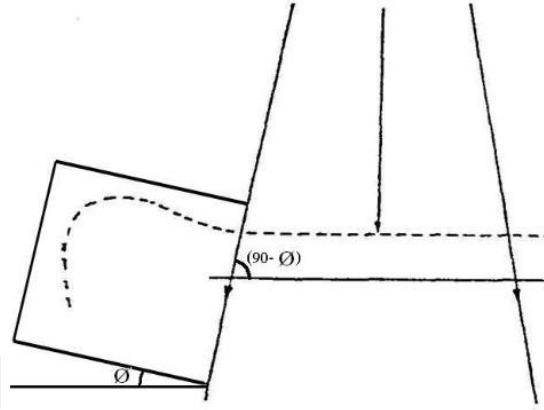
Bu teknikte kranyal ve üst spinal alanların çakışma bölgesindeki alan kenarlarının birbirine paralel (uyumlu) olması için kombine bir şekilde gantry, masa ve kolimatör rotasyonları uygulanır. Amaç çakışma bölgesinde sıcak ve soğuk nokta oluşumunu engellemektir (Tatcher ve ark., 1989)



Şekil 10: Diverjans uyum tekniği uygulama şekli (1-2 kranyal karşılıklı yan alanlar, 3-4 spinal üst ve alt alanlar) (Bentel, 1996)

Kranyal ve üst spinal alan çakışması engellemek için kranyal alanlara verilecek kolimatör açısı (\emptyset) şu formülle hesaplanır;

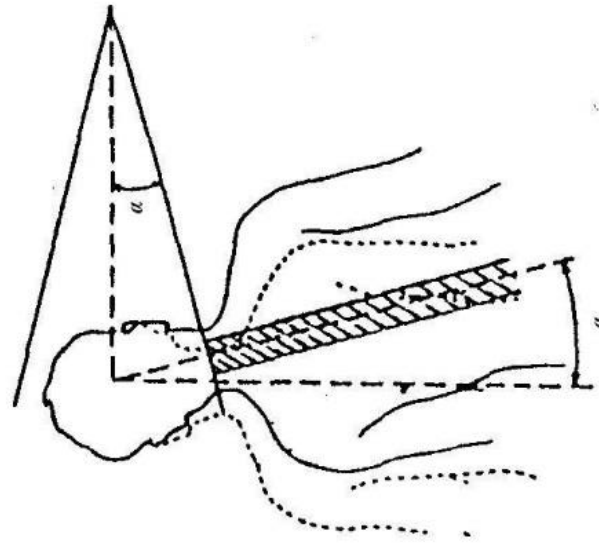
$$\emptyset = \tan^{-1} \left\{ \frac{1}{2} \times \frac{\text{Spinal Alan Boyutu}}{\text{KCM}} \right\}$$



Şekil 11: Diverjans uyum tekniğinde kolimatör açısı (Bentel, 1996)

Karşılıklı lateral kranyal alanlara verilecek masa açısı (α) hesabı için;

$$\alpha = \tan^{-1} \left\{ \frac{1}{2} \times \frac{\text{Kranyal Alan Boyutu}}{\text{KCM}} \right\}$$



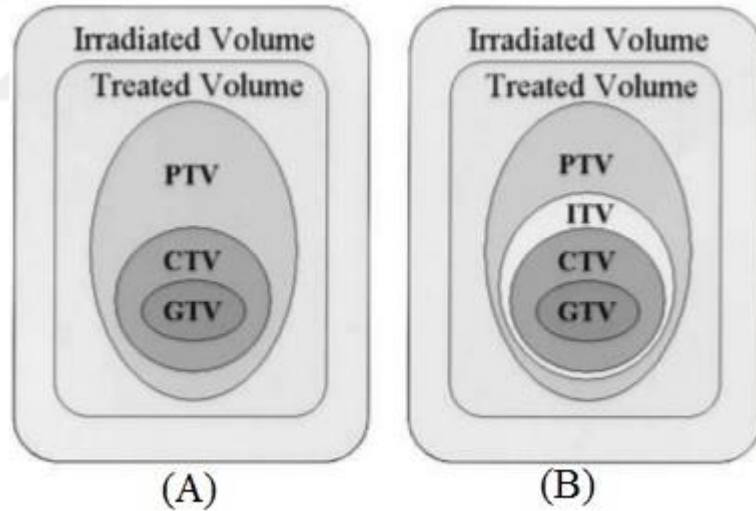
Şekil 12: Diverjans uyum tekniği için masa açısı (α) (Bentel, 1996)

Eğer hastanın spinal alanı için ikinci bir spinal alan gerekirse; 1. ve 2. spinal alanlar için alan kaydırma tekniği kullanılması uygun olacaktır (Khan F, 2010).

Klinik uygulama olarak diverjans uyum tekniği ve alan kaydırma tekniğinin bir arada kullanılması yaygın bir uygulamadır. Diğer uygulamalara göre pratik uygulaması daha güvenli ve daha kolaydır.

2.4. Hedef Hacim Tanımlamaları

Uluslararası radyasyon birimleri ve ölçümleri kurulu (ICRU) tarafından yayınlanan raporlarla belirlenen hacim tanımlamaları radyoterapi tedavisi için önemli bir ölçüttür. Işınlanacak bölge hacminin belirlenmesi tedavinin tanımlanması, kaydedilmesi ve raporlanması açısından önemli bir gerekliliktir. Günümüzde ICRU-50 (1993), ICRU-62 (1999) ve ICRU-83 (2010) protokolleri klinik açıdan baz alınmıştır.



Şekil 13: ICRU-50 (A) ve ICRU-62 (B) için şematik gösterim

2.4.1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)

Fiziki olarak veya çeşitli görüntüleme teknikleri ile görüntülenebilen tümör hacmini ifade eder. Tümör dokusu en yoğun bu hacimde bulunur.

2.4.2. Klinik Hedef Hacmi (CTV)

GTV'ye görüntüleme teknikleri ile gözlenemeyen mikroskopik tümör yayılım alanının eklenmesi ile belirlenir. Bu alan dışında tümör dokusu bulunmamaktadır, küratif tedavilerde mutlaka tedavi edilmesi gereklidir.

2.4.3. Dahili Hedef Hacmi (ITV)

ICRU-62 no lu protokolle YART planları için belirlenmiştir. Solunum, yutkunma, kalp atımı, rektum-mesane doluluğu, bağırsak hareketleri gibi fizyolojik organ hareketlerini dahil etmek için CTV'ye verilen dahili pay (IM) ile ITV hacmi oluşturulur. {ITV= CTV+IM}

2.4.4. Planlanan Hedef Hacim (PTV)

Klinik hedef hacme (CTV) organ ve tümör belirsizlik hareketleri (ITV) eklendikten sonra olası set-up hata payında (SM, hasta pozisyon değişikliği, simülatör/tedavi aygıtlarının koordinat aktarım hatası gibi) eklenmesi ile belirlenir. Amaç CTV'nin tedavi alanı dışına çıkmasını engellemektir. {PTV= ITV+SM}

2.4.5. Planlanan Riskli Organ Hacmi (PRV)

Planlanan hedef hacmi içinde kalacak olacak sağlıklı organların belirsizlik hareketlerini elimine etmek için, bu organlara bir marj (pay) verilir. Böylece riskli organlardaki beklenmedik yüksek dozlar minimize edilmiş olur.

2.4.6. Tedavi Hacmi (Treatment Volume)

Tedaviyi amacına ulaştıracak izodoz dağılımı içinde kalan hacimdir.

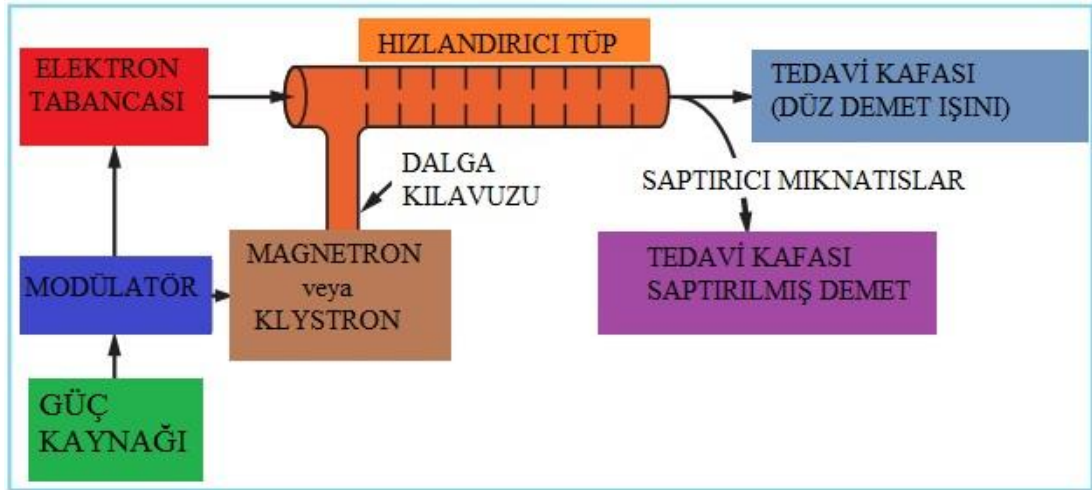
2.4.7. Işınlanan Hacim (Irradiated Volume)

Işının direkt veya saçılarak geçtiği toplam doku hacmidir. Tedavi hacmi bu alanın içinde kalır. Normal doku toleransı için önemlidir (ICRU, 2010).

2.5. Medikal Lineer Hızlandırıcılar

Lineer (doğrusal) hızlandırıcı, elektron gibi yüklü parçacıkları doğrusal bir tüp vasıtasıyla yüksek enerjilere doğru hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanan bilgisayar kontrollü bir cihazdır. Radyoterapi tedavisi için gerekli yüksek enerjili elektronları ve yüksek enerjili x-ışınlarını üretir. Yüksek enerjili elektronlar cilt yüzeyine yakın yerleşimli tümörlerde, yüksek enerjili x-ışınları ise daha derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılır. Günümüz lineer hızlandırıcılarının ilk örneği, hasta tedavisinde ilk kez 1950'lerde Londra Hammersmith hastanesinde kullanılmıştır (Thwaites ve ark., 2006).

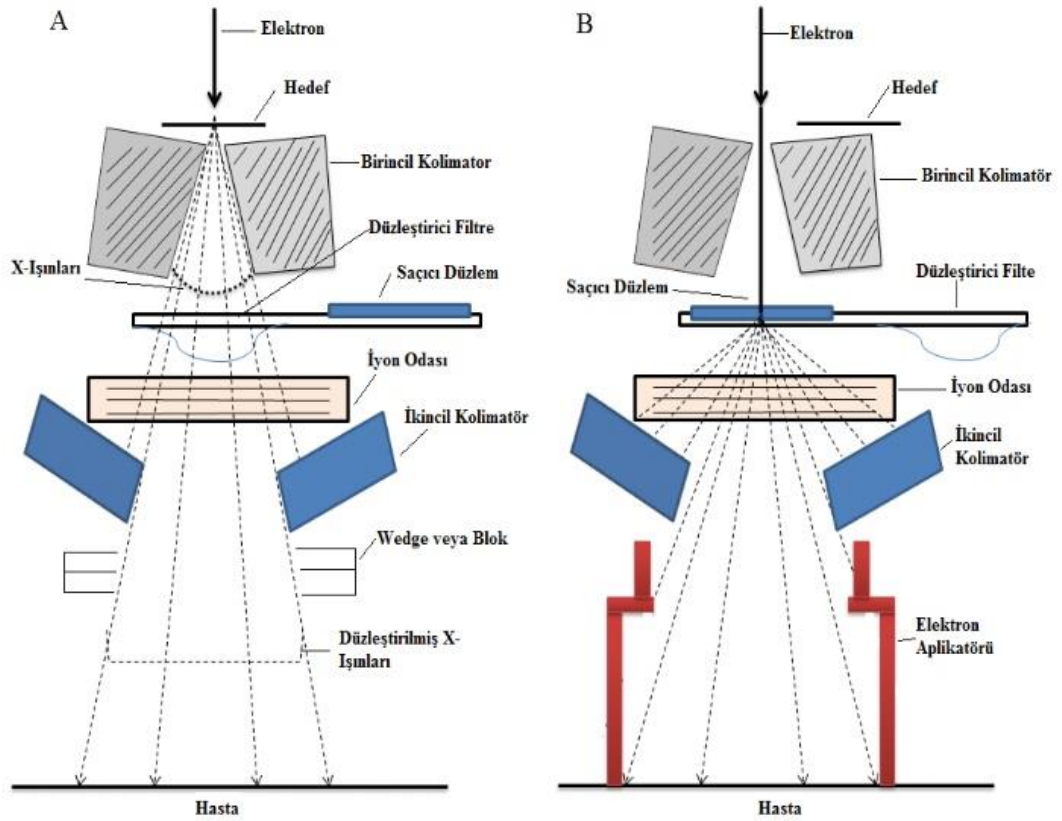
Bir medikal lineer hızlandırıcının temel amacı elektronları hızlandırarak yüksek enerjili elektronlar elde etmek veya bu hızlanmış elektronları bir hedefe çarptırarak x-ışınlarını elde etmektir (Podgorsak E., 2005).



Şekil 14: Medikal lineer hızlandırıcının basit şematik gösterimi (Khan F., 2010)

Lineer hızlandırıcıların basit olarak çalışma prensibini özetlersek; güç kaynağından gelen doğru akım (DC) modülatörü besler, modülatör ise elektron tabancasına ve magnetron/klystrona eş zamanlı olarak yüksek voltaj atımları gönderir. Elektron tabancasının ürettiği elektronlar (50 keV) hızlandırıcı tüpüne gönderilirken, magnetron veya klystron aracılığı ile üretilen yüksek frekanslı mikrodalgalar (2856 MHz) dalga kılavuzu vasıtasıyla eş zamanlı olarak hızlandırıcı tüpüne girerler (Podgorsak E., 2005).

Elektronlar hızlandırıcı tüp içinde yüksek frekanslı mikrodalgaların manyetik ve elektrik alanlarından etkilenerek tüp içinde enerji kazanıp ivmelenerek tüp sonunda 0.98 c hızına kadar ulaşabilirler. Yüksek enerjili bu elektron demeti cihazın tedavi kafasında bulunan saptırıcı mıknatıslar yardımıyla ($90^0 / 270^0 / 112.5^0$) saptırılarak hasta üzerine düşmesi sağlanır. Cihaz elektron tedavi modunda yüksek enerjili elektron direkt tedavi bölgesine gönderilirken, foton modunda ise bir hedefe çarptırılarak (tungsten gibi büyük Z'li) x-ışını elde edilir. Hasta üzerinde daha homojen bir ışın demeti elde etmek için cihaz tedavi kafasında kolimatör, saçıcı düzlem, düzleştirici filtre gibi ek gereçler vardır. Kullanılacak tedavi moduna göre cihaz bu işlemleri otomatik olarak yapar. Bunların dışında cihaz çalışabilmesi için vakum, soğutma, havalandırma gibi ek bileşenlere ihtiyaç duyar (Khan F., 2010)



Şekil 15: A) X-ışını tedavi modu B) Elektron tedavi modu (Khan F., 2010)

2.6. Radyoterapi Süreci

Radyoterapi tedavisi alması kararlaştırılan bir hastanın tedavi süreci üç ana başlık altında sırayla ilerler. Bunlar simülasyon, planlama ve tedavidir.

Simülasyon sürecinde, hastanın tedavi için uygun pozisyon ve immobilizasyonu ayarlanarak bilgisayarlı tomografi görüntüsü alınır. Bu sürecin ilk basamağı hasta kendini rahat ve güvende hissetmelidir. Belirlenen set-up pozisyonunun, günlük tedavi uygulaması ve radyoterapi teknikleri açısından hızlı ve kolay uygulanabilir olması doğru tedavi için bir avantaj sağlar. İmmobilizasyon için kullanılan araç ve gereçlerin radyasyonu engelleme veya saçılma gibi tedavi açısından olumsuz etkilere sebep olmaması bir diğer önemli konudur. Gelişen cihazlar, gelişen tedavi yöntem ve teknikleri (IMRT, IMAT vb) simülasyon sürecinin doğruluğuna daha da fazla ihtiyaç duymaktadırlar. Bir sonraki adım alınan BT görüntüleri üzerinde gerekli hedef hacimlerin ve korunması gereken organ hacimlerinin hekim konturlanmasıdır. Bu işlemler tamamlandıktan sonra planlama süreci başlar.

Planlama sürecinde, belirlenen hedef dozları sağlamak için uygun cihaz, uygun tedavi yöntem ve tekniği seçilerek tedavi planlaması yapılır. Bir sonraki adım planların değerlendirilmesi ve onaylanmasıdır.

Tedavi sürecinde ilk olarak planlanan tedavinin kalite kontrolü yapılır. Tedavinin son adımı, hasta simülasyon sürecindeki aynı set-up pozisyonuna alındıktan sonra tedavi planının uygulanmasıdır. Başarılı bir tedavi için hastanın her fraksiyonda aynı set-up pozisyonunun korunması dikkat ve özen gerektirir.

Bu adımların tamamı birbirine bağlı zincir halkaları gibidir. Bir halkanın kopması tüm zincir bağına bozacak ve tedavinin doğru olmamasına neden olacaktır. Özellikle Kranyospinal gibi geniş alan ve birden fazla merkezli ışınlamalar için bu hassasiyet daha da artmaktadır.

2.7. Volümetrik Ayarlı Ark Terapi

Radyoterapi tedavisinin temel ilkesi tümör hacmine maksimum hasar, sağlıklı doku ve organ hacimlerine ise minimum hasar şeklindedir. Radyoterapide kullanılan tüm cihazlarda bu ilke çerçevesinde geliştirilmişlerdir. Örnek olarak 2BRT'den 3BKRT'ye geçilmiş, 3BKRT'nin eksiklerini kapatmak için YART (yoğunluk ayarlı

radoterapi) tekniği geliştirilmiştir. YART tekniği daha ileri taşınarak YAAT (yoğunluk ayarlı ark terapi) tekniği geliştirilmiştir. YAAT tekniğinin ismi genel bir tanım olup linak üreticileri bu tekniği farklı ticari isimlerle kullanıma sunmuşlardır; Elekta VMAT, Varian RapidArc, Philips SmartArc gibi.

VMAT tekniğinin gelişimi ilk olarak Cedric Yu tarafından 1995 yılında “tomoterapiye alternatif olarak dinamik çok yapraklı kolimatör ile yoğunluk ayarlı ark terapi” şeklinde yayınlanmıştır. Daha sonra Karl Otto 2008 yılında “tek ark içinde YART” şeklinde VMAT tekniğini yayınlamıştır.

Bu tekniğin temel özelliği gantri ark hareketi esnasında sürekli ışınlama yaparken; gantri dönüş hızı, ÇYK’ların birbirinden bağımsız hareketleri ve hızları ile doz çıkış hızının zamanın bir fonksiyonu değişkenlik göstermesidir. Yani ışınlama esnasında ÇYK’lar, gantri dönme hızı ve doz çıkış hızı TPS tarafından ayarlanarak ark huzmelerinden 3 boyutlu doz dağılımı elde edilir.

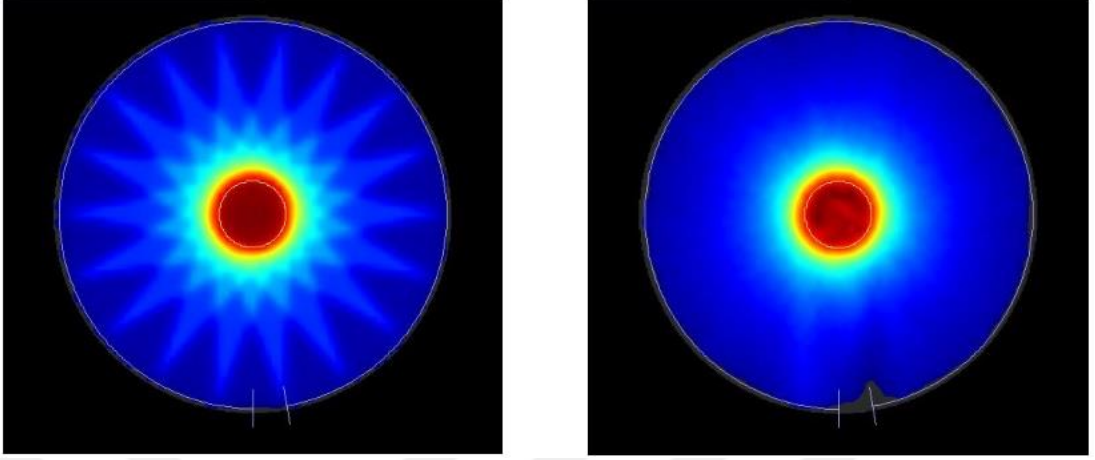
TPS tüm bu hareketleri kontrol ederken tolerans dışı bir durum oluştuğunda ışınlamayı durdurur ve daha sonra kaldığı yerden ışınlama devam edebilir.

VMAT bir ters planlama yöntemidir. Düşük doz çıkış hızı, tedavi süresinin daha kısa oluşu ve düzensiz hacimleri daha konformal sarması bu tekniğin fayda sağladığı yönlerdir. Tedavi süresinin kısalması hasta konforunu arttırırken, fraksiyon içi hareketlerinde azalmasıyla daha başarılı bir tedavi sonucu alınmasını sağlar. Doz hızının düşük olması sağ kalımı yüksek hasta gruplarında ikincil kanser oluşumu riskinin düşmesi için bir avantaj iken, ark esnasında sürekli ışınlama halinde olması doz sağılmalarını arttırdığı için bir dezavantaj yönüdür (Otto K., 2008)

2.8. Monte Carlo Algoritması

Bu algoritma kesin çözüm yapmanın zor olduğu problemlerde tahmini çözümlere gitmeyi amaçlar. Olasılık teorisi üzerine, rastgele sayılar üreterek istatistiksel simülasyonlar oluşturur. Radoterapi alanında doz dağılımının simülasyonu için kullanılır ve altın standart olarak kabul edilir. Hastaya gönderilen foton ve elektronların mümkün olabilecek etkileşimlerini, sızıntı ve saçılma etkileri de dahil olmak üzere hesaba katarak bir doz dağılım modeli oluşturur. Hesaplama için ayrılan

zaman süresi arttıkça doğruluk olasılığı da artar. Hesaplama süresi bir dezavantaj olarak görülebilir (Reynaert ve ark., 2007)



Şekil 16: Pencil Beam algoritmasıyla tam ark (sol), monte carlo algoritmasıyla tam ark (sağ) doz dağılımı (Song J. ve ark., 2013)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Uludağ üniversitesi tıp fakültesi radyasyon onkolojisi anabilim dalı'nda aşağıdaki araç ve gereçler kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

3.1. Gereç

3.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Hastanın BT görüntüleri bu cihaz ile görüntülenerek DICOM bağlantısıyla planlama sistemine aktarılır. Bu çalışmada kullanılan BT cihazı “Siemens” markasının “Somatom Emotion Duo” modelidir (Almanya). Teknik özellikleri 70 cm gantri açıklığı, 1mm-10mm arası kesit görüntüsü alabilme, 40 kW'lık x-ışını çıkış kapasitesine ve 3 boyutlu lazer sistemine sahiptir. Karbon fiber tedavisi masası maksimum 250 kg yük kaldırabilir. Bununla birlikte BT-simülator olarak da kullanılmaktadır.



Şekil 17: Siemens Somatom Emotion Duo BT cihazı

3.1.2. Alderson Radyoterapi Rando Fantomu

Samuel W. Alderson tarafından otomobil çarpışma testleri için icat edilmiş olan insan benzeri bu materyal, daha sonra radyoterapide hasta dozu üzerine çalışmalarda kullanılmaya başlanmıştır. Doku eş değeri bir maddeden yapılmıştır ve hasta üzerine gelen radyasyon dozunun belirlenmesinde kullanılır. Tedavi planlarının değerlendirilmesinde doz dağılımının incelenmesi açısından radyoterapide önemli bir materyaldir. Radyolojik olarak yumuşak dokuya eşdeğer doğal insan iskeleti kalıbı iç materyali ile yapılmıştır. Erkek (175 cm/75 kg) ve kadın (155 cm/50kg) modelleri mevcuttur ve ICRU-44 standartlarına uygundur. Akciğerler insan kafesinin konturlarına uyacak şekilde kalıplanmıştır ve düşük dansiteli materyal, orta değer solunum durumundaki insan akciğerlerinin benzetimi yapılarak dizayn edilmiştir. ART fantomu yatay olarak 2,5 cm eninde dilimler birleştirilerek oluşturulmuştur. Her dilimde kemik, yumuşak doku ve akciğer dokusu eş değeri olacak şekilde yapılmıştır. Ayrıca her dilimde TLD yerleştirilmesine uygun kapalı delikleri mevcuttur (Shrimpton, 1981).

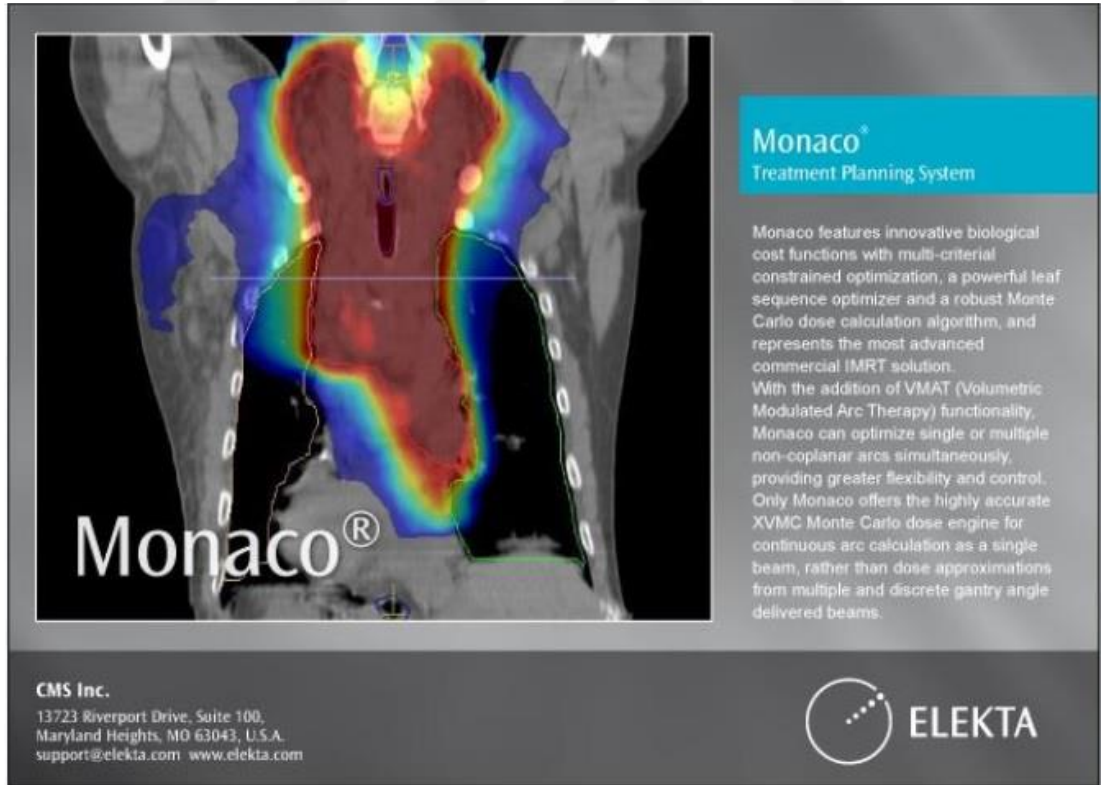


Şekil 18: Alderson radyoterapi rando fantomları (kadın/erkek)

3.1.3. Monaco Tedavi Planlama Sistemi

Monaco, radyoterapi tedavi planlarında kullanılan foton ve elektron tabanlı tüm tedavi teknikleri için yüksek performanslı ve yüksek hassasiyette tedavi planlaması sunan; Elekta (İsveç) tarafından geliştirilmiş bir radyoterapi tedavi planlama sistemidir. Gelişmiş optimizasyon araçları ile VMAT, YART, 3BKRT ve SRS planlarını kolay bir çözümden başarılı olarak yapabilir. Plan hesaplaması için monte carlo ve collapsed cone algoritmalarını kullanır. Radyoterapide doz dağılım simülasyonu için altın standart kabul edilen monte carlo simülasyonu uygulamasında başarılı bir algoritma yazılımına sahiptir. Diğer TPS'lerden farklı olarak; biyolojik tabanlı değer fonksiyonları, doz sınırlama optimizasyonu, voksel tabanlı yapı kontrolü, çoklu kritik hedef seçimi gibi fonksiyonlar ile kendine özgü bir hesaplama algoritmasına sahiptir. (Sememenko, 2008)

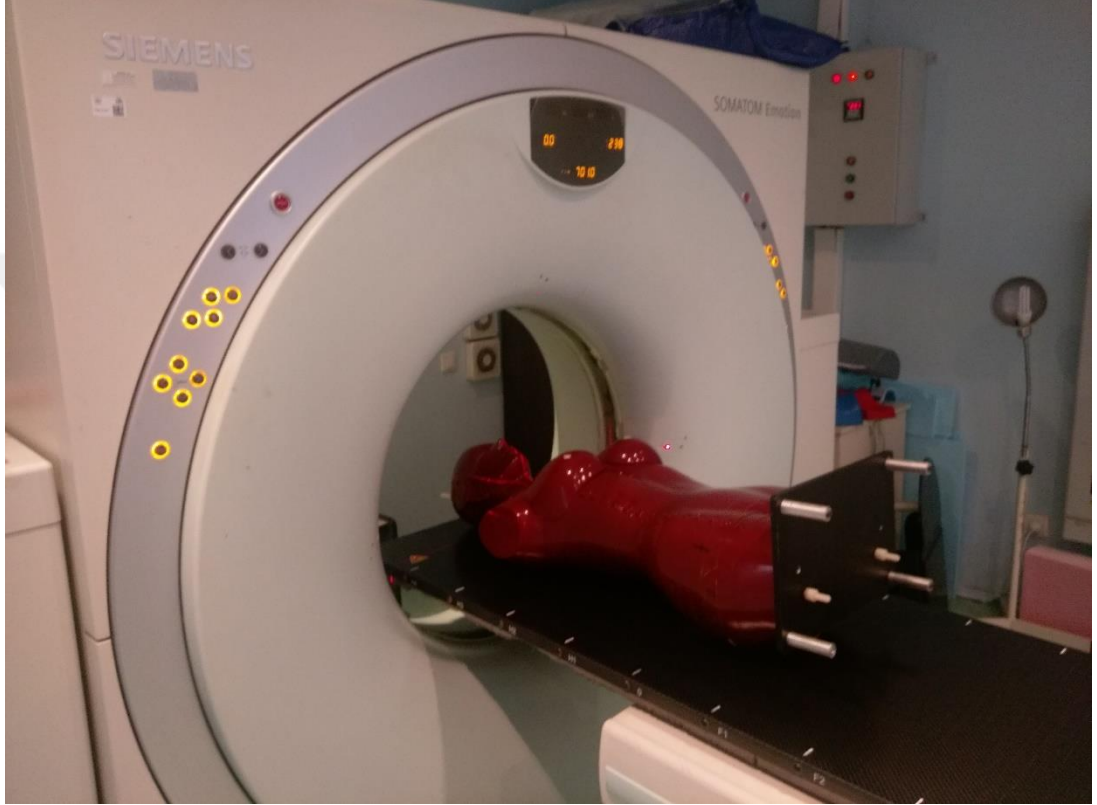
Bu çalışmada tedavi planlama sistemi olarak Monaco 5.10.04 (ABD) versiyonu kullanılmıştır.



Şekil 19: Monaco tedavi planlama sistemi başlangıç arayüzü (Monaco Training Guide)

3.2. Yöntem

Bu çalışmada Alderson rando fantom kullanılmıştır. Rando fantom gerçek bir hasta gibi radyoterapi sürecine dahil edilerek planlaması yapılmıştır. İlk olarak rando fantom supine pozisyonda yatırılarak, 0,5 mm kesit kalınlığında BT görüntüleri alınmıştır. Daha sonra Monaco tedavi planlama sistemine aktarılmıştır.



Şekil 20: BT görüntüsü taranan supine pozisyondaki Alderson rando fantom

3.2.1. Konturlama

Radyasyon onkoloğu tarafından gerekli CTV, PTV, sağlıklı organ ve doku hacimleri konturlanmıştır. Kranyal ve spinal alan PTV'si için CTV'ye 0,5 mm marj verilmiştir. Konturlaması yapılan sağlıklı organlar akciğerler, karaciğer, böbrekler, kalp, tiroid bezi, mandibula, beyin, beyin sapı, gözler, lensler, optik sinirler şeklindedir.



Şekil 21: Konturalması yapılan rando fantom ve BT kesit görüntüsü

3.2.2 Tedavi Planlaması

Toplam CTV uzunluğu 64,5 cm olarak belirlendikten sonra, VMAT tekniği ile 3 merkezli (1 kranyum, 2 spinal) olarak planlanmıştır. Kranyum alanı için 2 tam ark, spinal alanlar posteriordan sağ ve sol olmak üzere 2 parçalı ark ve üst üste gelen alanlar (overlap) 4 cm olacak şekilde bir plan optimize edilmiştir. Daha sonra bu plan temel üzerinde optimizasyon parametreleri sabit tutularak ark sayısı, kolimatör açıları ve overlap mesafeleri değiştirilerek karşılaştırılmak üzere farklı plan hesaplamaları yapılmıştır. Temel alınan plan A1 planıdır. A grubu planlar kranyum için değişen ark sayısı, B grubu planlar farklı kolimatör açıları verilen, C grubu planlar overlap mesafeleri değiştirilen planları temsil etmektedir. Aşağıdaki tablo 1.de plan grupları gösterilmiştir

Tablo 1: Plan grup tablosu

| Plan Grupları | Kolimatör Açısı | Overlap Mesafesi | 1.İzomerkez Kranyum alanı | 2.İzomerkez Üst spinal alan | 3.İzomerkez Alt spinal alan |
|------------------------|-----------------------------------|------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|
| | | | | CW/CCW | CW/CCW |
| A1 (Temel Plan) | 0 ⁰ | 4 cm | 2 tam ark | 180 ⁰ / 35 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ |
| A2 | 0 ⁰ | 4 cm | 1 tam ark | 180 ⁰ / 35 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ |
| A3 | 0 ⁰ | 4 cm | 180 ⁰ -145 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ |
| B1 | 5 ⁰ -355 ⁰ | 4 cm | 2 tam ark | 180 ⁰ / 35 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ |
| B2 | 15 ⁰ -345 ⁰ | 4 cm | 2 tam ark | 180 ⁰ / 35 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ |
| B3 | 30 ⁰ -330 ⁰ | 4 cm | 2 tam ark | 180 ⁰ / 35 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ |
| B4 | 45 ⁰ -315 ⁰ | 4 cm | 2 tam ark | 180 ⁰ / 35 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ |
| C1 | 0 ⁰ | 2 cm | 2 tam ark | 180 ⁰ / 35 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ |
| C2 | 0 ⁰ | 6 cm | 2 tam ark | 180 ⁰ / 35 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ |
| C3 | 0 ⁰ | otomatik | 2 tam ark | 180 ⁰ / 35 ⁰ | 180 ⁰ / 35 ⁰ |

Tüm planlarda 6 MV foton enerjisi ve monte carlo algoritması kullanılmıştır. Tedavi dozu fraksiyon başına 1,8 Gy den 20 fraksiyon ve toplamda 36 Gy olarak planlanmıştır. Temel planda PTV dozunun, belirlenen dozun %95'inden az olmamasına dikkat edilmiştir. Doz-hacim doz sınırlamaları için QUANTEC (klinikte normal doku etkilerinin kantitatif analizi) dikkate alınmıştır.

Tablo 2: Doz-Hacim Sınırlamaları

| Sağlıklı Organlar | Doz Sınırlamaları | Sağlıklı Organlar | Doz Sınırlamaları |
|-------------------|-----------------------------------|-------------------|-----------------------------|
| Lensler | Maksimum 7 Gy | Akciğerler | Ortalama <20 Gy V20 <%30 |
| Gözler | Ortalama <35 Gy Maksimum 54 Gy | Kalp | V25 <%10 |
| Beyin Sapı | Maksimum 50 Gy | Karaciğer | Ortalama < 32 Gy |
| Mandibula | Maksimum 70 Gy | Böbrekler | Ortalama <18 Gy |
| Tiroid | V26 <%20 | | |

3.2.3. Planların Değerlendirilmesi

Plan gruplarının değerlendirilmesinde paralel organlar için ortalama doz, seri organlar için maksimum doz değerleri karşılaştırılmıştır.

Planların kalite değerlendirmesinde ICRU 83 no'lu rapor örnek alınarak, homojenite (HI) ve konformite (CI) indeks değerleri karşılaştırılmıştır.

Homojenite indeks, hedef hacimdeki doz dağılımını gösteren bir ölçüttür. HI sifira ne kadar yakın olursa planın o kadar homojen olduğunu ifade eder.

$$HI = \frac{D_{\%2} - D_{\%98}}{D_{\%50}}$$

- HI: Homojenite İndeks
- $D_{\%2}$: PTV hacminin yüzde 2'sinin aldığı doz
- $D_{\%98}$: PTV hacminin yüzde 98'nin aldığı doz
- $D_{\%50}$: PTV hacminin yüzde 50'sinin aldığı doz

Konformite indeks, tedavi uygunluğunu ifade eder. Tek başına yeterli bir bilgi vermez fakat plan kalite değerlendirilmesinde yardımcı bir parametredir. Farklı hesaplama formülleri vardır. CI değeri 1'e eşit olduğu zaman ideal bir doz dağılımını ifade eden optimum değerdir. CI 1'den büyük ise ışınlanan alan hedef alandan büyüktür ve sağlıklı dokuların ışınlandığını gösterir. CI 1'den küçük ise ışınlanan alan hedef alandan küçüktür. CI değeri 1-2 arasında ise plan ile tedavi uyumlu, 2-2,5 ya da 1-0,9 arasında ise küçük sapmalar, 2,5'tan büyük ya da 0,9'dan küçük ise büyük sapmalar olduğunu ifade eder.

$$CI = \frac{TV_{RI}}{TV} \times \frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$$

- TV : Hedef hacmi
- TV_{RI} : Referans izodozla sarılı hedef hacim
- V_{RI} : Referans izodoz hacmi

4. BULGULAR

Bu çalışma Uludağ üniversitesi tıp fakültesi radyasyon onkolojisi bölümünde Alderson rando fantom kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Rando fantom, kranyospinal ışınlanması için gerçek bir hasta gibi radyoterapi sürecine dahil edilmiş ve sanal tedavi planları yapılmıştır. Tedavi planlarının sonuçları hedef hacim ve riskli organların DVH verilerine göre değerlendirilmiştir. A1 planı tüm planların temel (baz) planı olarak belirlenmiş ve değerlendirmelerde 3 farklı plan grubuna göre sırasıyla (A, B, C) incelenmiştir:

- A grubu; farklı ark açıları
- B grubu; farklı kolimatör açıları
- C grubu; farklı üst üste gelme mesafeleri

4.1. Hedef Hacim (CTV)

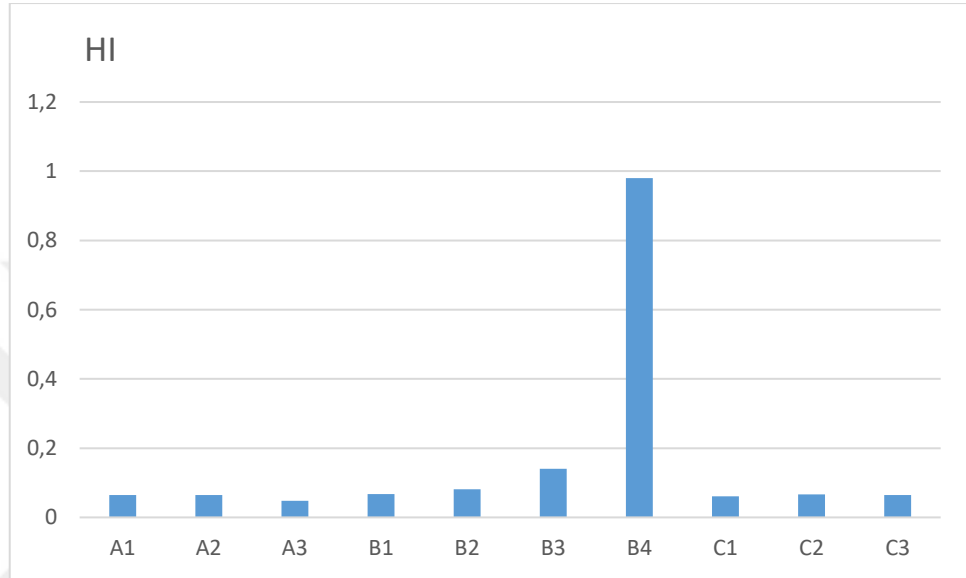
4.1.1. Homojenite İndeks Sonuçları

Alderson rando fantom için hesaplanan tedavi planlarının hedef hacim (CTV) homojenite indeks sonuçları aşağıdaki tabloda gösterilmiştir;

Tablo 3: Homojenite İndeks Sonuç Tablosu

| Plan Grupları (A, B, C) | Homojenite İndeks (HI) |
|------------------------------------|------------------------|
| A1 (temel plan, kranyum 2 tam ark) | 0,065 |
| A2 (kranyum tek tam ark) | 0,065 |
| A3 (kranyum yarım ark) | 0,048 |
| B1 (5-355 kolimatör) | 0,067 |
| B2 (15-345 kolimatör) | 0,081 |
| B3 (30-330 kolimatör) | 0,140 |
| B4 (45-315 kolimatör) | 0,980 |
| C1 (overlap 2 cm) | 0,061 |
| C2 (overlap 4 cm) | 0,066 |
| C3 (overlap otomatik) | 0,065 |

Homojenite indeks değerlendirilmesinde sonuç sifira ne kadar yakın olursa, hedef hacimde o kadar homojen doz dağılımı olduğunu ifade eder. Tablo 3'e göre; A grubu için A3 planı, B grubu için B1 planı, C grubu için ise C1 planı en iyi sonucu verdiği gözlemlenmiştir.



Grafik 1: CTV için HI karşılaştırma grafiği

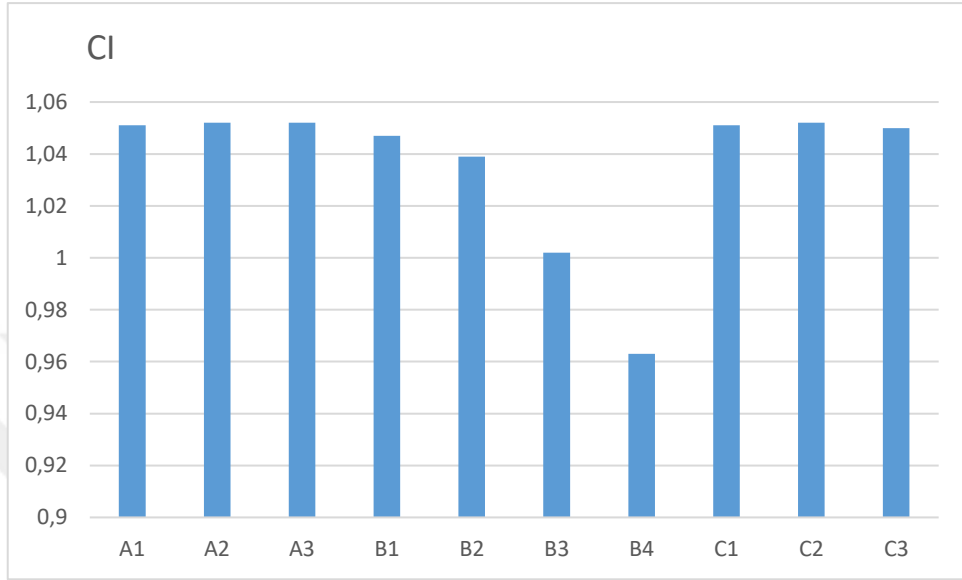
4.1.2. Konformite İndeks Sonuçları

Alderson rando fantom için hesaplanan tedavi planlarının hedef hacim (CTV) konformite indeks sonuçları aşağıdaki tabloda gösterilmiştir;

Tablo 4: Konformite indeks sonuç tablosu

| Plan Grupları (A, B, C) | Konformite indeks (CI) |
|-------------------------|------------------------|
| A1 (temel plan) | 1,051 |
| A2 (kranyum tek ark) | 1,052 |
| A3 (kranyum yarım ark) | 1,052 |
| B1 (5-355 kolimatör) | 1,047 |
| B2(15-345 kolimatör) | 1,039 |
| B3(30-330 kolimatör) | 1,002 |
| B4(45-315 kolimatör) | 0,963 |
| C1 (overlap 2 cm) | 1,051 |
| C2 (overlap 4 cm) | 1,052 |
| C3 (overlap otomatik) | 1,050 |

Konformite indeks değerlendirilmesinde sonuç 1'e eşit olursa ışınlanan alan ile hedef alanın uyumluluğunun optimum olduğunu ve ideal doz dağılımını ifade eder. Tablo4'e göre; A grubu için A1, B grubu için B3, C grubu için ise C3 planının en iyi sonucu verdiği gözlemlenmiştir.



Grafik 2: CTV için CI karşılaştırma grafiği

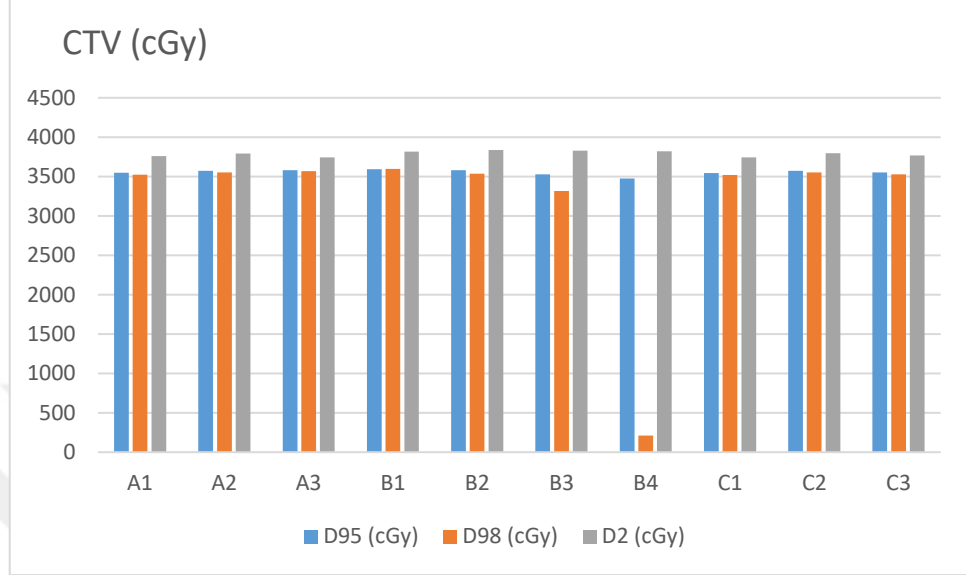
Hedef hacmin (CTV) %95, %98, %2 'lik hacminin aldığı dozlar (D_{95} , D_{98} , D_{2}) ve hedef dozun %107'sini (V_{107} , maksimum doz) alan hedef hacim sonuçları Tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 5: CTV için D_{95} , D_{98} , D_2 ve V_{107} değer tablosu

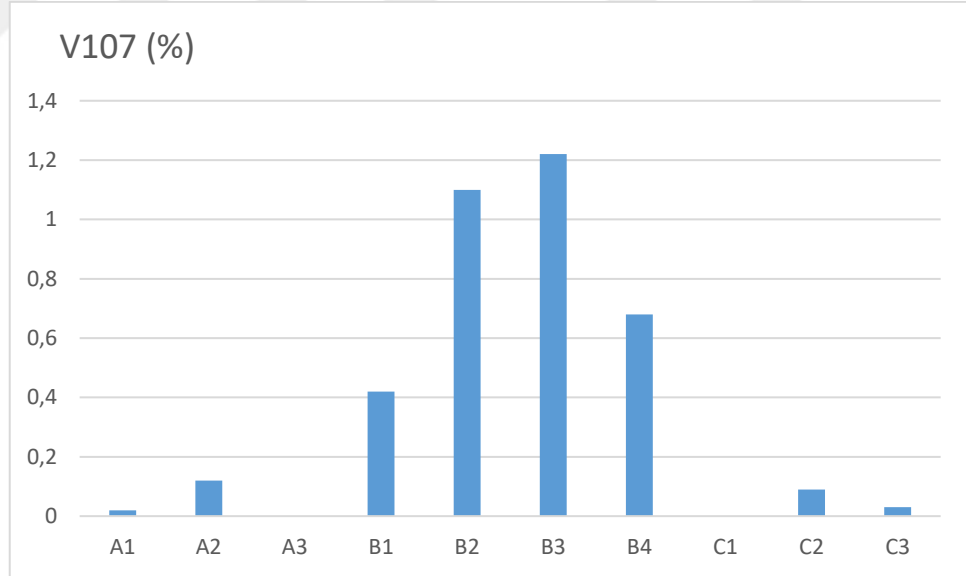
| Plan Grupları | D_{95} (cGy) | D_{98} (cGy) | D_2 (cGy) | V_{107} (%) |
|-----------------|----------------|----------------|-------------|---------------|
| A1 (temel plan) | 3547,5 | 3522,3 | 3761,4 | 0,02 |
| A2 | 3571,6 | 3551,9 | 3792,6 | 0,12 |
| A3 | 3582,2 | 3567,5 | 3817,4 | 0,00 |
| B1 | 3591,8 | 3596,7 | 3817,4 | 0,42 |
| B2 | 3581 | 3534,5 | 3835,8 | 1,10 |
| B3 | 3529,1 | 3317,7 | 3830,1 | 1,22 |
| B4 | 3475,2 | 211,1 | 3821,9 | 0,68 |
| C1 | 3542,5 | 3519,4 | 3743,5 | 0,00 |
| C2 | 3571,2 | 3551,4 | 3794,7 | 0,09 |
| C3 | 3553 | 3527,1 | 3767,3 | 0,03 |

Tablo 5 için genel bir değerlendirme yaptığımızda; hedef doza an yakın planlar D_{95} için A3, B1, C2 planları; D_{98} için A1, B1, C2 planları olduğunu görmekteyiz. Maksimum doz değerlendirmesi yaptığımızda D_2 için A3, B2, C1 planları V_{107} için

ise A2, B3, C2 planları en yüksek maksimum doza sahip planlar olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu tabloya göre basit bir yorum ile kolimatör açılarının planın maksimum dozunu arttırdığı söylenebilir.



Grafik 3: CTV için D95, D98, D2 karşılaştırma grafiği



Grafik 4: CTV için V₁₀₇ karşılaştırma grafiği

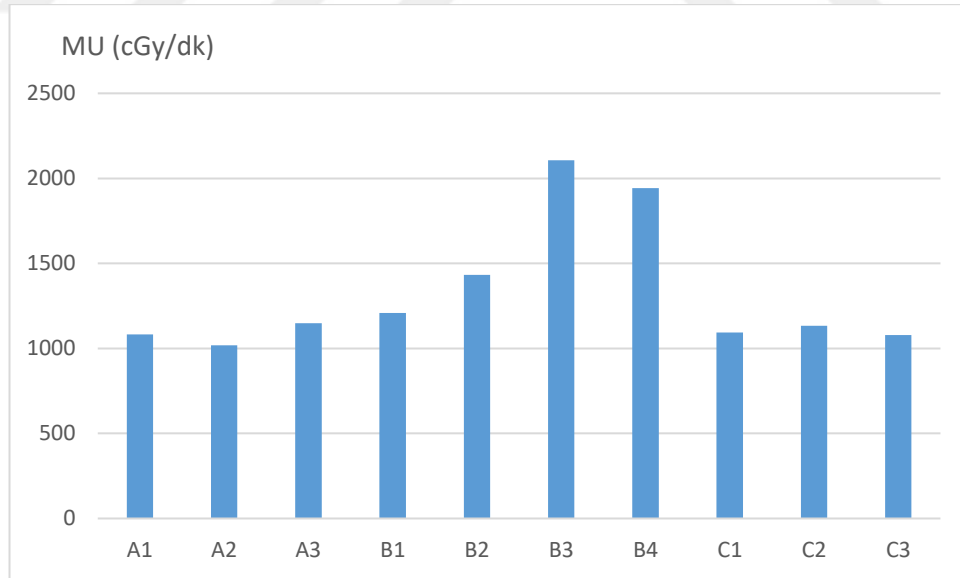
4.1.3. CTV İçin MU Değerleri

Monitor unit linaklarda doz çıkışını belirleyen bir lu parametresidir. (cGy/dk)

Tablo 6: CTV için MU değerleri

| Plan Grupları | MU (cGy/dk) |
|-----------------|-------------|
| A1 (temel plan) | 1082,21 |
| A2 | 1019,14 |
| A3 | 1148,93 |
| B1 | 1208,21 |
| B2 | 1431,8 |
| B3 | 2106,08 |
| B4 | 1943,14 |
| C1 | 1092,85 |
| C2 | 1133,31 |
| C3 | 1078,83 |

Tablo 6'da MU değerlerine baktığımızda en dk değerin A2 (kranyal ve spinal alanlar tek ark) planında, en yüksek değerin ise B3 (kranyal ve spinal alanlar için 30⁰-330⁰ kolimatör açılı) planında olduğu görülmektedir.



Grafik 5: CTV için MU değerleri karşılaştırma grafiği

4.2. Riskli Organlar

Korunması veya değerlendirilmesi gereken riskli organlar; akciğerler, karaciğer, böbrekler, kalp, tiroid, omurilik, gözler, lensler, optik sinirler ve alt çene kemiği olarak belirlenmiştir.

4.2.1. Akciğerler

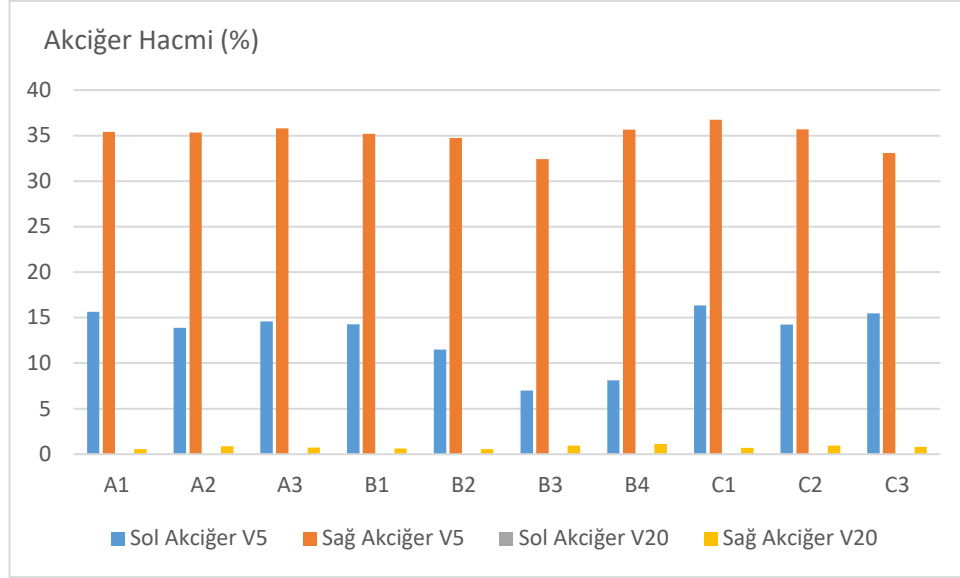
Sol ve sağ akciğer ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

- V5; 5 Gy alan yüzde hacim
- V20; 20 Gy alan yüzde hacim

Tablo 7: Akciğerler için V5,V20 tablosu

| Plan Grupları | Sol Akciğer V5 (%) | Sağ Akciğer V5 (%) | Sol Akciğer V20 (%) | Sağ Akciğer V20 (%) |
|-----------------|--------------------|--------------------|---------------------|---------------------|
| A1 (temel plan) | 15,65 | 35,39 | 0,00 | 0,55 |
| A2 | 13,88 | 35,35 | 0,00 | 0,87 |
| A3 | 14,6 | 35,79 | 0,00 | 0,73 |
| B1 | 14,27 | 35,2 | 0,00 | 0,62 |
| B2 | 11,49 | 34,74 | 0,00 | 0,55 |
| B3 | 7,00 | 32,42 | 0,00 | 0,94 |
| B4 | 8,12 | 35,65 | 0,01 | 1,11 |
| C1 | 16,33 | 36,75 | 0,00 | 0,68 |
| C2 | 14,25 | 35,7 | 0,00 | 0,96 |
| C3 | 15,47 | 33,10 | 0,00 | 0,79 |

Tablo 7’de akciğer dozlarının hacimlerine baktığımızda, sol akciğerin sağ akciğere göre daha doz almasının nedeni kalp hacminin hesaplama dahil edilmesidir. Sol akciğer V5’leri için A2, B3, C2 planlarının, sağ akciğer V5’leri için A2, B3, C3 planlarının, sağ akciğer V20’leri için A1, B2, A1 planlarının kendi gruplarında en az dozu aldıkları gözlemlenmiştir. Tüm planlar arasında ise V5 için B3 planının en az dozu sağladığı gözlemlenmiştir.



Grafik 6: Akciğer için V5, V20 doz alan hacimleri karşılaştırma grafiği

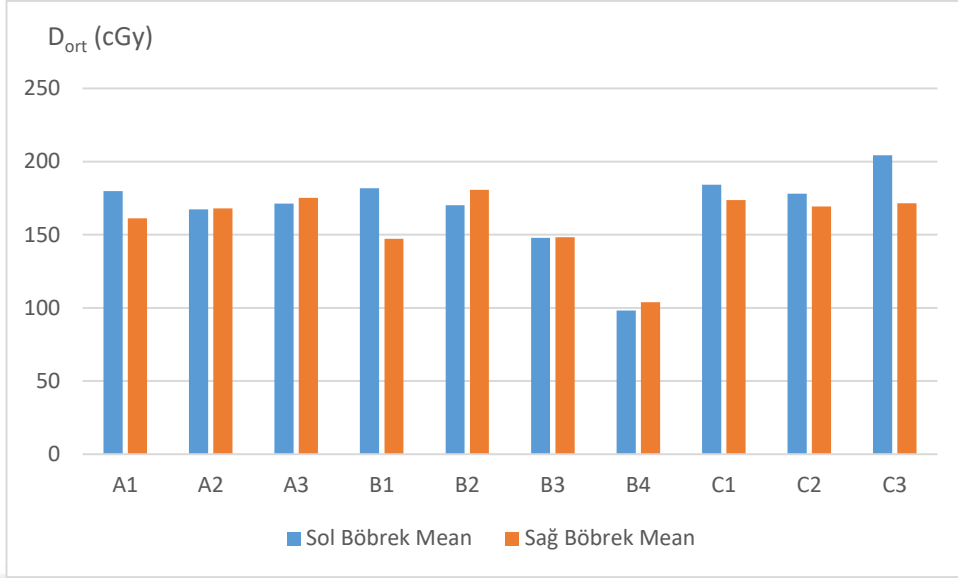
4.2.2. Böbrekler

Sol ve sağ böbrek için ortalama (mean) dozları değerlendirilmiştir.

Tablo 8: Böbrekler için ortalama dozlar

| Plan Grupları | Sol Böbrek Ortalama Doz (cGy) | Sağ Böbrek Ortalama Doz (cGy) |
|-----------------|-------------------------------|-------------------------------|
| A1 (temel plan) | 179,9 | 161,2 |
| A2 | 167,4 | 168 |
| A3 | 171,3 | 175,3 |
| B1 | 181,8 | 147,2 |
| B2 | 170,2 | 180,6 |
| B3 | 147,8 | 148,4 |
| B4 | 98,3 | 104 |
| C1 | 184,3 | 173,7 |
| C2 | 178 | 169,3 |
| C3 | 204,4 | 171,6 |

Böbreklerin ortalama (mean) dozlarına baktığımızda sol böbrek için A2, B4, C2 planlarının, sağ böbrek için A1, B4, A1 planlarının kendi gruplarında en az dozu aldıkları gözlemlenmiştir. Tüm planlara baktığımızda ise B4 her iki böbrek içinde en az dozu sağladığı gözlemlenmiştir.



Grafik 7: Böbrekler için ortalama (mean) doz karşılaştırması grafiği

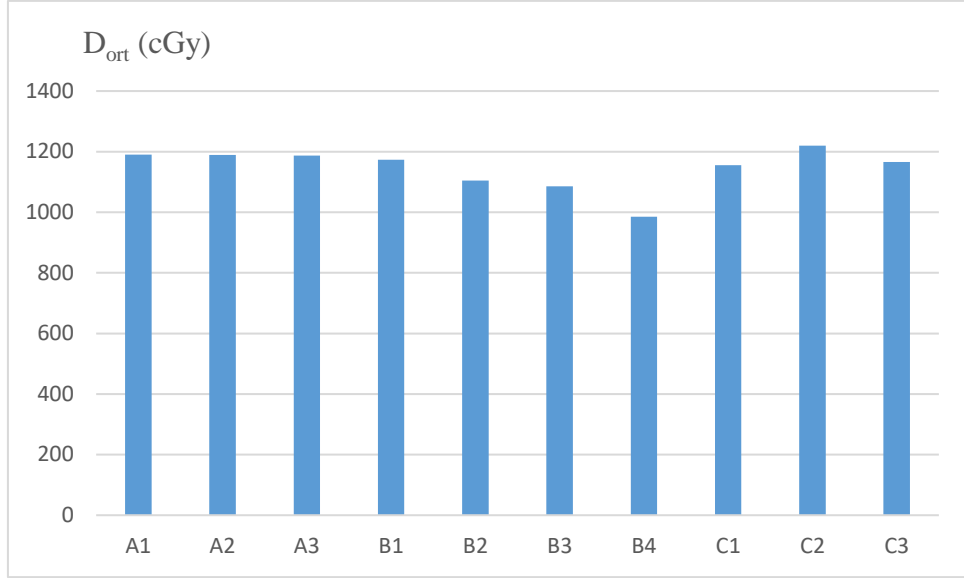
4.2.3. Kalp

Kalp için ortalama (mean) dozlar değerlendirilmiştir.

Tablo 9: Kalp için ortalama dozlar

| Plan Grupları | Kalp için Ortalama Dozlar (cGy) |
|-----------------|---------------------------------|
| A1 (temel plan) | 1190,5 |
| A2 | 1188,9 |
| A3 | 1187 |
| B1 | 1173,5 |
| B2 | 1104,1 |
| B3 | 1085,5 |
| B4 | 984,9 |
| C1 | 1155,3 |
| C2 | 1220,1 |
| C3 | 1165,4 |

Kalbin ortalama doz sonuçlarında A3, B4, C1 planları kendi gruplarında en az doz alan planlar olarak gözlemlenmiştir. Tüm plan karşılaştırmasında ise B4 planının en az dozu sağladığı gözlemlenmiştir.



Grafik 8: Kalp için ortalama doz karşılaştırması grafiği

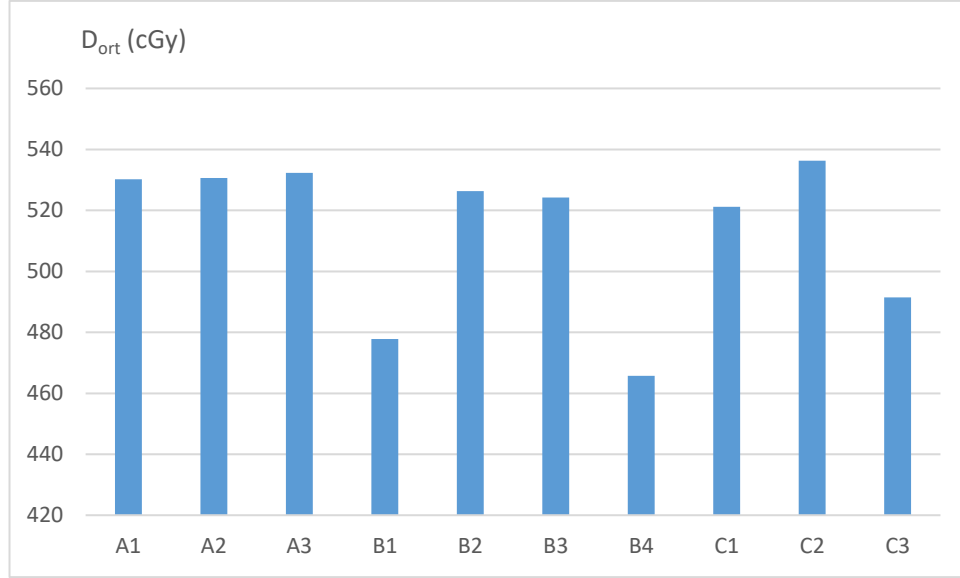
4.2.4. Karaciğer

Karaciğer dozu karşılaştırması için ortalama (mean) dozlar değerlendirilmiştir.

Tablo 10: Karaciğer için ortalama dozlar

| Plan Grupları | Ortalama (mean) Dozlar (cGy) |
|-----------------|------------------------------|
| A1 (temel plan) | 530,2 |
| A2 | 530,6 |
| A3 | 532,3 |
| B1 | 477,8 |
| B2 | 526,3 |
| B3 | 524,2 |
| B4 | 465,7 |
| C1 | 521,2 |
| C2 | 536,3 |
| C3 | 491,5 |

Karaciğer için ortalama dozların tablosuna göre en ez dozu alan planlar A1, B4, C3 olarak gözlemlenmiştir. Tüm planlarda ise B4 planının en az dozu sağladığı gözlemlenmiştir.



Grafik 9: Karaciğer için ortalama doz karşılaştırması

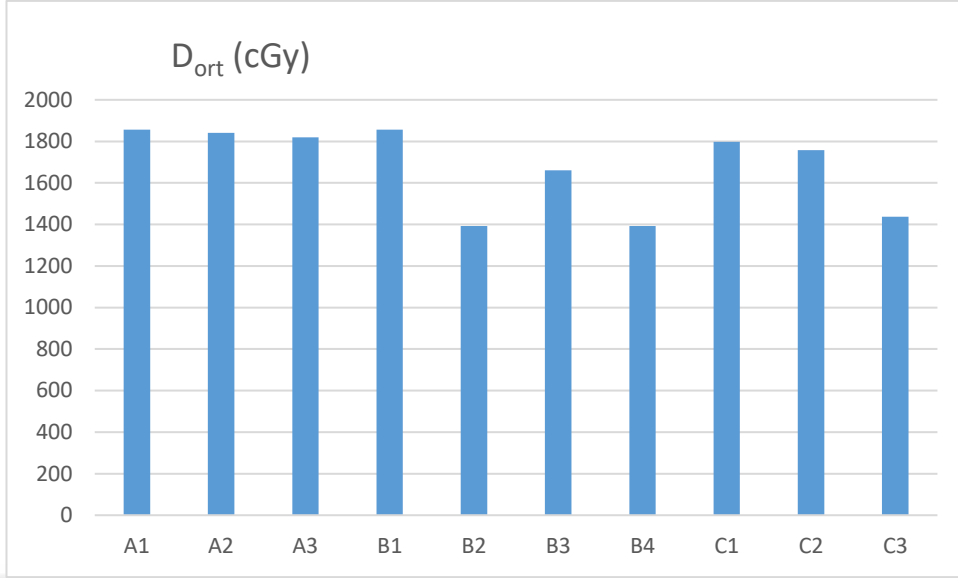
4.2.5. Tiroid

Tiroid dozu karşılaştırması için ortalama (mean) dozlar değerlendirilmiştir.

Tablo 11: Tiroid için ortalama dozlar

| Plan Grupları | Ortalama Dozlar (cGy) |
|-----------------|-----------------------|
| A1 (temel plan) | 1856,3 |
| A2 | 1841,5 |
| A3 | 1819,4 |
| B1 | 1856 |
| B2 | 1393,3 |
| B3 | 1660,5 |
| B4 | 187 |
| C1 | 1797,4 |
| C2 | 1757 |
| C3 | 1437,4 |

Tablo 11'e göre tiroidin ortalama dozları için en az doz alan planlar A3, B4, C3 olarak belirlenmiştir. Tüm planlar için ise en az dozu B4 planının sağladığı gözlemlenmiştir.



Grafik 10. Troid için ortalama doz karşılaştırması

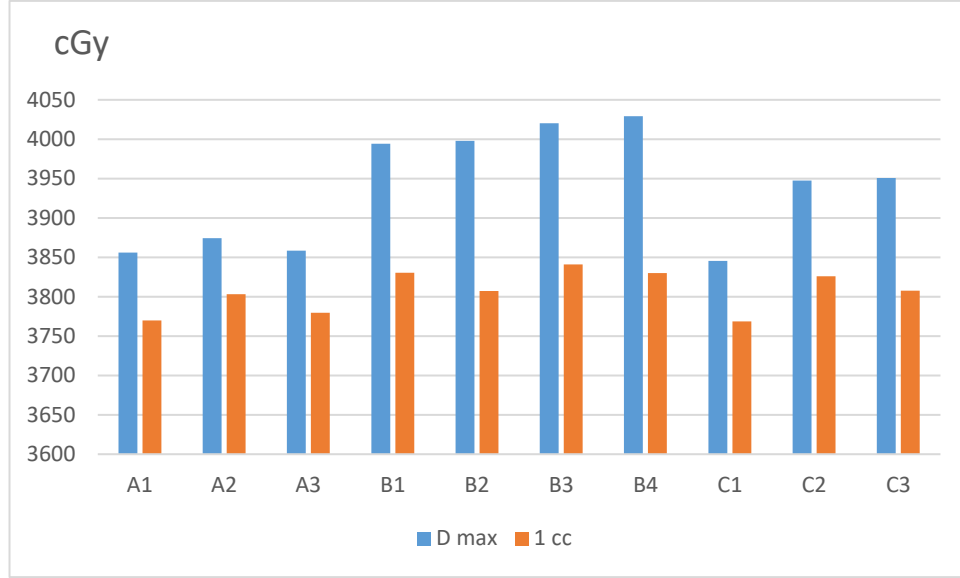
4.2.6. Omurilik

Omurilik, tedavi alanının içinde kalmaktadır. Radyo duyarlı bir yapı olduğu için aldığı dozun bilinmesi hasta açısından önem arz etmektedir. Maksimum aldığı doz ve 1 cc'lik hacminin aldığı doz aşağıdaki tabloda gösterilmiştir. (1 cc=1 cm³)

Tablo 12: Omurilik için D_{max} ve 1 cc'lik dozlar

| Plan Grupları | D _{max} (cGy) | 1 cc (cGy) |
|-----------------|------------------------|------------|
| A1 (temel plan) | 3856,2 | 3770 |
| A2 | 3874,2 | 3803 |
| A3 | 3858,5 | 3779,4 |
| B1 | 3994,3 | 3830,5 |
| B2 | 3998,1 | 3807,2 |
| B3 | 4020,2 | 3840,9 |
| B4 | 4029,3 | 3830,1 |
| C1 | 3845,4 | 3768,5 |
| C2 | 3947,6 | 3825,9 |
| C3 | 3950,9 | 3807,8 |

Tablo 12'ye göre en yüksek maksimum doz A2, B4, C3 planlarında, 1 cc'nin aldığı en yüksek dozlar ise A2, B3, C2 planlarında gözlemlenmiştir. Tüm planlara göre ise en yüksek dozlar B4 ve B3 planlarında gözlemlenmiştir.



Grafik 11: Omurilik için D_{max} ve 1 cc'lik doz karşılaştırması

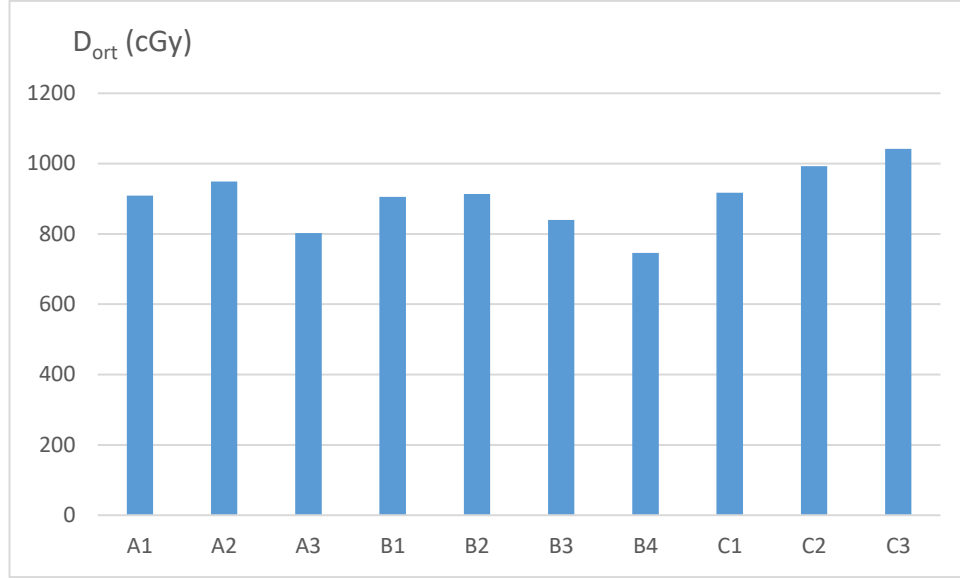
4.2.7. Alt Çene

Alt çene (mandibula) için ortalama dozlar değerlendirilmiştir.

Tablo 13: Alt çene için ortalama dozlar

| Plan Grupları | Ortalama Dozlar (cGy) |
|-----------------|-----------------------|
| A1 (temel plan) | 908,9 |
| A2 | 949 |
| A3 | 802,4 |
| B1 | 905 |
| B2 | 913,4 |
| B3 | 840,1 |
| B4 | 746,2 |
| C1 | 917,4 |
| C2 | 992,9 |
| C3 | 1041,6 |

Tablo 13'e göre alt çene için en az ortalama dozları alan planlar A3, B4, A1 olarak gözlemlenmiştir. Tüm planlar arası değerlendirmede ise en az ortalama dozu B4 planının sağladığı gözlemlenmiştir.



Grafik 12: Alt çene için ortalama doz karşılaştırma grafiği

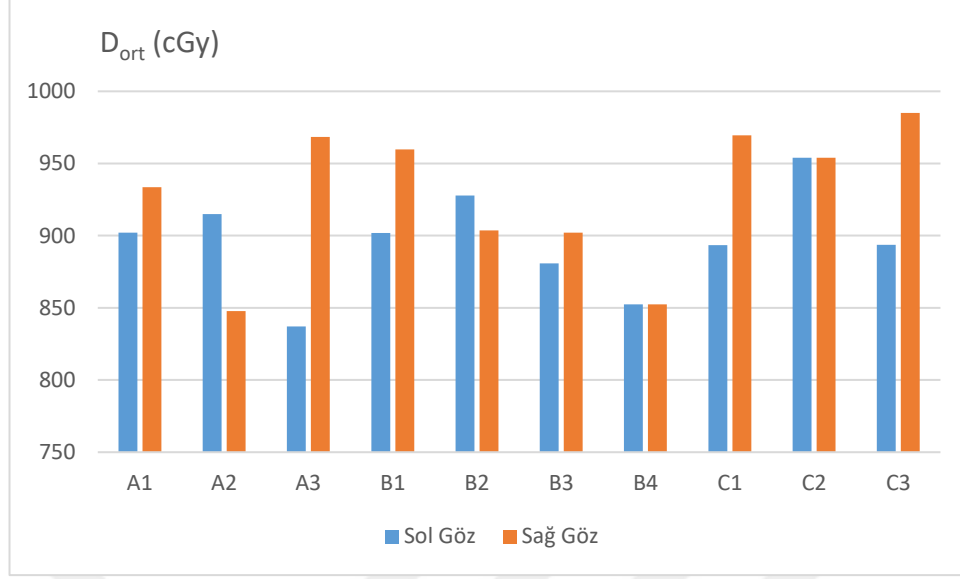
4.2.8. Gözler

Sol ve sağ göz için ortalama dozlar değerlendirilmiştir.

Tablo 14: Gözler için ortalama dozlar

| Plan Grupları | Sol Göz D _{ort} (cGy) | Sağ Göz D _{ort} (cGy) |
|-----------------|--------------------------------|--------------------------------|
| A1 (temel plan) | 902,2 | 933,5 |
| A2 | 915 | 847,8 |
| A3 | 837,1 | 968,5 |
| B1 | 901,8 | 959,8 |
| B2 | 927,9 | 903,6 |
| B3 | 880,7 | 902,2 |
| B4 | 852,5 | 852,5 |
| C1 | 893,5 | 969,5 |
| C2 | 954 | 954 |
| C3 | 893,6 | 985,1 |

Tablo 14'e göre plan grupları arasında sol ve sağ göz için en az ortalama dozu alan planlar sırayla A3, B4, C1 ve A2, B4, A1 olarak gözlemlenmiştir. Tüm planlar arası değerlendirme için ise D_{ort} en az alan planlar A3 ve A2 olarak gözlemlenmiştir.



Grafik 13: Gözler için ortalama doz karşılaştırma grafiği

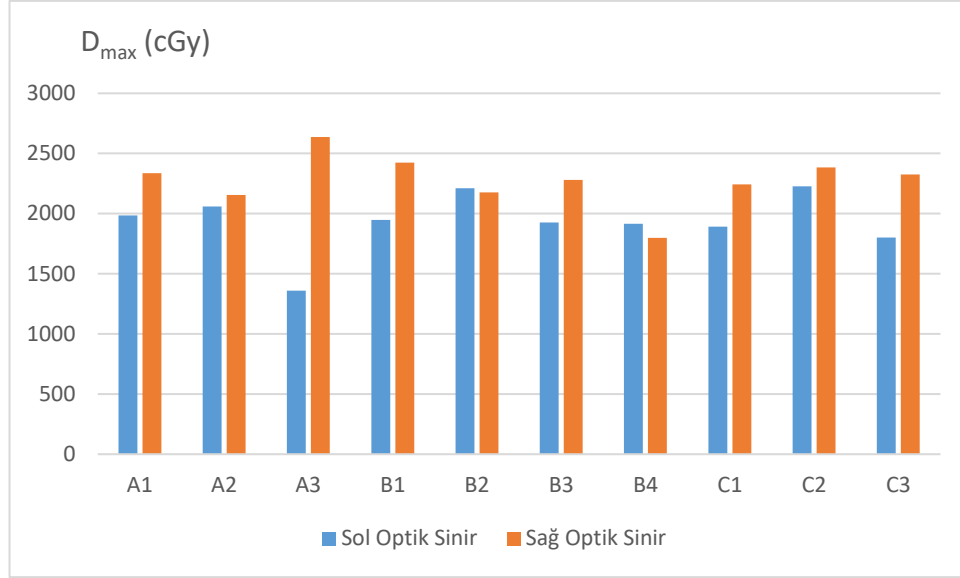
4.2.9. Optik Sinirler

Sol ve sağ optik sinirler için maksimum dozlar değerlendirilmiştir.

Tablo 15: Optik sinirler için D_{max} sonuçları

| Plan Grupları | Sol Optik Sinir D_{max} (cGy) | Sağ Optik Sinir D_{max} (cGy) |
|-----------------|---------------------------------|---------------------------------|
| A1 (temel plan) | 1985,3 | 2337 |
| A2 | 2060 | 2154,7 |
| A3 | 1359,6 | 2636,7 |
| B1 | 1946,5 | 2423,2 |
| B2 | 2210,7 | 2176,6 |
| B3 | 1925,8 | 2281,3 |
| B4 | 1916,5 | 1799,6 |
| C1 | 1892,2 | 2242,6 |
| C2 | 2227,4 | 2384,9 |
| C3 | 1800,6 | 2325,5 |

Tablo 15'e göre sol optik sinir için en az maksimum doz alan planlar A3, B4, C3 iken sağ optik sinir için ise A2, B4, C1 olarak gözlemlenmiştir. Tüm planlar arası değerlendirmede ise A3 ve B4 planları en az maksimum dozu sağladıkları gözlemlenmiştir.



Grafik 14: Optik sinirler için D_{max} karşılaştırma grafiği

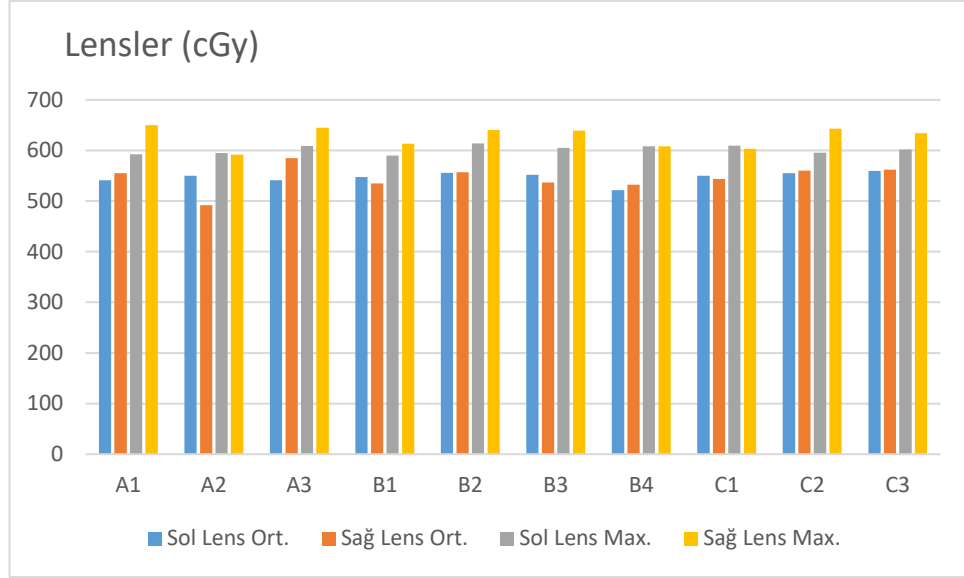
4.2.10. Lensler

Sol ve sağ lensler için ortalama ve maksimum aldıkları dozlar değerlendirilmiştir.

Tablo 16: Lensler için D_{ort} ve D_{max} sonuçları

| Plan Grupları | Sol Lens D _{ort} (cGy) | Sağ Lens D _{ort} (cGy) | Sol Lens D _{max} (cGy) | Sağ Lens D _{max} (cGy) |
|-----------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| A1 (temel plan) | 541,4 | 555,3 | 592,4 | 649,9 |
| A2 | 550,2 | 492,1 | 594,8 | 591,7 |
| A3 | 541 | 584,7 | 608,6 | 645,1 |
| B1 | 547,2 | 534,8 | 590 | 613,2 |
| B2 | 555,6 | 557 | 614,1 | 640,2 |
| B3 | 552 | 537 | 605,1 | 639 |
| B4 | 521,3 | 532,4 | 608 | 608,2 |
| C1 | 549,8 | 543,9 | 609,2 | 603 |
| C2 | 555 | 559,9 | 595,6 | 643,1 |
| C3 | 559,8 | 561,9 | 601,7 | 633,9 |

Tablo 16'ya göre sol ve sağ lensler için sırasıyla en düşük ortalama dozu sağlayan planlar A3, B4, A3 ve A2, B4, C1 olarak gözlemlenmiştir. Aynı şekilde en az maksimum dozu sağlayan planlar ise A1, B1, A1 ve A3, B1, C2 olarak gözlemlenmiştir.



Grafik 15: Lensler için D_{ort} ve D_{max} karşılaştırma grafiği

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Kranyospinal ışınlamalar alan büyüklüğü ve set-up zorluğu nedeniyle radyoterapinin kompleks ve zorlu tedavi tekniklerinden biridir. Radyoterapi tedavilerinin birincil amacı tümör bölgesinde hedef dozu sağlarken, çevresindeki sağlıklı bölgeleri mümkün olduğunca korumaktır. Bunun nedeni hedef hacmin hedef dozu olarak tümör kontrolünün sağlanması ile paralel olarak sağlıklı dokuların korunmasıyla yan etkileri ve ikincil kanser oluşumu risklerini azaltmaktır. Kranyospinal ışınlamalar düşünüldüğünde tüm beyin ve omurilik gibi hayati organların risk altında olması nedeniyle, sürekli gelişen tedavi tekniklerinin dozimetrik olarak kontrolünün ve klinik olarak uygunluğunun incelenmesini zorunlu kılmaktadır. Bu çalışmada Alderson rando fantom kullanılarak VMAT yöntemi Monaco tedavi planlama sisteminde kranyospinal ışınlamalar için çalışılmıştır.

Kranyospinal ışınlamalar için temel zorluklar hasta set-up kontrolü, homojen doz dağılımı ve sıcak veya soğuk doz bölgelerinin engellenmesidir. Hasta set-up problemi için 2 seçenek vardır; sırtüstü (supine) veya yüzüstü (prone). Daha çok pediatrik hasta grubunda görülen bu zorluk için Thomeadsen ve ark. 2002 yılında çocuk hastalar üzerine yapmış oldukları çalışmada supine pozisyonun daha kullanışlı olduğu kabul edilmiştir. Bu çalışma içinde buna uyumlu olarak rando fantom supine pozisyonda çalışılmıştır.

Plan değerlendirmesinde önemli ölçütler olan HI ve CI için baktığımızda yapılan çalışmalardan Li ve ark. 2105, Studenski ve ark. 2013, Fogliata ve ark. 2011 yıllarında yaptıkları çalışmalarla benzer sonuçlar elde edilmiştir ve bunlar kabul değerleri sınırları içindedir. Bizim çalışmamızın da HI ve CI değerleri kendi içinde değerlendirildiğinde HI için; kranyum ve spinal alanlar için yarım arklı plan iyi HI değerini sağlamıştır. Kolimatör açısı arttırıldıkça HI değeri yükselmiş, overlap mesafesinin değişmesi ise etki etmemiştir. Bu sonuçların diğer yapılan çalışmalarla uyumlu olduğu görülmüştür. CI için ise benzer olarak çalışmalar birbirine uyumlu

sonuçlar göstermiş olup, 45^0 - 315^0 kolimatör açılı planın en farklı CI değerini vermesinin yanında 30^0 - 330^0 kolimatör açılı planın en iyi CI değerini vermesi dikkat çekmiştir. Bu da bize kolimatör açısının planlar için etkisini görmemizi sağlamıştır. Düzensiz tümör alanlarında ve 40 cm'nin üstünde olan ışınlama alanı uzunluklarında (ikizkenar üçgen hipotenüs kuralı) alanı sağlamak için gantri kolimatör açısı kullanılması faydalı olabileceği yönünde sonuçlar elde edilmiştir ve buna göre klinik olarak gerektiğinde KSI planlarında doğru kolimatör açısı kullanmanın bizi daha başarılı sonuçlara götürebileceği gözlemlenmiştir.

Li ve ark. 2015 yılında 4 erkek 2 kadın toplam 6 yetişkin hasta üzerinde yaptıkları VMAT kranyospinal ışınlaması için farklı kolimatör aılılarıyla yaptıkları çalışmada 0^0 - 30^0 aralığında açılı sonuçlarda başarılı değerler elde ederken, 45^0 açılı sonuçlarda diğer planlara göre daha az başarılı sonuçlar elde etmişlerdir. Kolimatör açısının arttıça planın maksimum dozunu arttırdığı gözlemlenmiştir.

Chen ve ark. 2012 yılında bir ocuk ve bir yetişkin hasta üzerinde yaptıkları VMAT kranyospinal çalışmasında hedef doz için D_2 , D_{95} , D_{98} , V_{107} sonuçları incelendiğinde, bizim çalışmamızla benzer sonuçlar elde edilmiş fakat V_{107} bizim çalışmamızda ocuk hastaya göre daha düşük bulunmuştur. V_{107} maksimum dozla ilgili olduğu düşünülürse normal doku ve organ hacimlerinin boyutunun bunda etkili olduğu düşünülebiliriz. Çalışmamızda kullandığımız Alderson rando fantom yetişkin boyutlarındadır, dolayısıyla doku hacimleri yetişkin hasta doku hacimlerine daha yakındır. Çalışmamızda D_{95} ve D_{98} açısından en başarılı plan B1 (kranyum çift ark, spinal alanlar yarım ark, 5^0 - 315^0 kolimatör açılı) olarak gözlemlenmiştir. Bu sonuç diğer çalışmalarla paralellik göstermektedir.

Kranyospinal ışınlamaların önemli bir problemi olan alan çakışması sonucu oluşan sıcak veya soğuk doz bölgeleri VMAT ile birlikte çözülmüş bir problemdir. VMAT'ı yöneten tedavi planlama sistemi yazılımları ister kendi otomatik isterse de kullanıcının tanımladığı overlap mesafesine göre ışın demeti yoğunluğunu ve segment alanlarını sıcak veya soğuk doz noktası olmayacak şekilde planlayabilmektedir. VMAT'ın diğer tekniklere göre üstün olan bu yönü gerek kendi çalışmamız gerekse de incelenen diğer çalışmalarda gösterilmiştir. (Lee ve ark., 2012; Fogliata ve ark., 2011)

MU değerlerine baktığımızda VMAT için en büyük dezavantaj konusu karşımıza çıkmaktadır çünkü genel olarak konvansiyonel tekniklere göre VMAT MU değerleri daha yüksektir. Buna paralel olarak Li ve ark., 2015 yılında yaptıkları çalışmada planlardaki en düşük MU değeri 1034 cGy iken en yüksek 1394 cGy olarak bulunmuştur. Burada dikkat çeken veri kolimatör açısı arttıkça MU değerinin artmasıdır ki bir önceki tartışmamızda kolimatör açısının artmasının maksimum dozu arttırdığını gözlemlemiştik; bu iki sonuç birbirini destekler niteliktedir. Bizim çalışmamızda ise MU değerleri 1019-2106 cGy arasında değişmektedir. MU değer farklılıklarını belirleyen esas etkenler cihazın teknik özellikleri ve tedavi planlama yazılımı olarak sayılabilir. Tek ark ve kolimatörsüz planlarda en düşük MU değerlerinin gözlemlenmesi beklenen bir sonuçtur.

Korunması gerek sağlıklı doku ve organlar açısından VMAT'ın başarılı sonuçlar sağladığı çalışmalarla ispatlanmıştır (Teoh ve ark., 2011). Yaptığımız çalışmada spinal alanlar içinde kalan organlar için (akciğer, kalp, böbrekler, kollar vs) gantriyi 1 tam tur döndürmek yerine CTV'yi tam görecekte şekilde yarım arklar kullanılmıştır. Bunun sonucunda da yapılan tam tur arklı çalışmalara göre sağlıklı organlar için daha düşük doz değerleri elde edilmiştir. Sol akciğer için V5 dozlarına baktığımızda 6 hasta üzerinde spinal alanlar için çift tam ark kullanılmış ve %45-%54 arasında değerler bulunmuştur (Yıldız, 2014). Bir başka çalışmada %42-%45 arasında değerler elde edilmiştir (Li ve ark., 2015). Bizim çalışmamızda ise sol akciğer V5 dozları %7-%16 arasında değişmektedir. Bunun nedeni tam ark ve parçalı yarım ark sayısı ile alakalıdır. Sağ akciğer dozları yapılan tüm VMAT çalışmalarında sol akciğere göre daha yüksek çıkmıştır. Kalbin sol akciğere daha yakın olması bunun başlıca nedeni olarak söylenebilir. Çalışmamızda sağ akciğerin V5 dozları %33-%37 olarak sol akciğerden yüksektir, parçalı ark kullandığımız için beklenen bir sonuçtur. Diğer çalışmalarda ise Stundeski ve ark., 2013 yılında yaptıkları çalışmada %45-%55 aralığında değerler bulmuşlardır. Yine bizim çalışmamızdaki değerler daha düşüktür. V20 akciğer değerleri ise tüm çalışmalarda oldukça düşüktür, hedef dozun 36 Gy olduğu ve spinal alanda tam ark yerine parçalı ark kullanılması göz önüne alınırsa bu beklenen bir sonuçtur. Bu çalışmada akciğerler için en iyi sonucu B3 (kranyum 2 tam ark, spinal alanlar yarım ark, 30⁰-330⁰ kolimatör açılı) planı sağlamıştır.

Lensler için baktığımızda VMAT yine başarılı sonuçlar vermektedir. Bu çalışmada her iki lens içinde 0,3 mm koruma marjı (prv marj) eklenmiştir. Bu sayede daha düşük doz değerleri elde edilmiştir. Doz değerlerini diğer çalışmalarla kıyasladığımızda Chen ve ark. 2012 yılında 2 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada lenslerin ortalama dozlarını 7,1 Gy ve 7,0 Gy olarak bulmuşlardır. Bir başka çalışmada Fogliata ve ark., 2011 yılında 5 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada lens ortalama dozlarını 5,6 Gy ile 9,4 Gy arasında değerler bulmuşlardır. Her iki çalışmada kranyum için 2 tam ark içermektedir. Yaptığımız bu çalışmada ise ortalama lens dozları 5 Gy'in altında sonuçlar vermiştir. Bu sonuç bize koruma marjının etkisini göstermektedir.

KSI için yapılan VMAT çalışmalarında merkez sayısının etkisinin olmadığı, ark sayısı ve kolimatör derecesinin MU değerlerinde ve maksimum dozlarda etkili olduğu görülmüştür (Teoh ve ark., 2011). Bu çalışmada da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Yaptığımız çalışmanın sonuçlarını genel olarak değerlendirdiğimizde en iyi planlama sonucunu kranyum için 2 tam ark, spinal için parçalı yarım ark, yazılıma bırakılan birleşim bölgesi mesafeleri ve küçük dereceli karşılıklı kolimatör açıları olarak gözlemlenmiştir.

Sonuç olarak baktığımızda hedef dozun 36 Gy olması durumunda korunması gereken sağlıklı organlar sınır doz değerlerini aşmamaktadır. Fakat kranyospinal ışınlama yapılacak hasta gruplarının genellikle sağ kalımı yüksek ve pediatrik gruplar olduğu düşünüldüğünde; sağlıklı organların korunması yan etkilerin ve ikincil kanser risklerinin azaltması adına son derece önemlidir. VMAT tekniğinin en önde gelen avantajı birleşim bölgeleri problemlerini yazılım programı vasıtasıyla ortadan kaldırmasıdır. Bu özellik geleneksel tedavi tekniklerine oranla tedavi planlama süresini kısaltarak, hata riskini azaltmaktadır ve planlara uygulama kolaylığı getirerek set-up için daha fazla zaman ayrılmasını sağlamaktadır. Birleşim bölgelerindeki sıcak veya soğuk doz bölgelerini engellemesi oluşabilecek yan etkileri azaltmaktadır. Homojen doz dağılımı sağlaması geleneksel tekniklere göre oldukça daha yüksektir (Fogliata ve ark., 2011). Bu tekniğin dezavantajlı yönleri ise yüksek MU değerleri ve düşük dozlarda büyük hacimlerin ışınlanması ile ikincil kanserlerin olasılığıdır (Göksel, 2014). Kranyospinal ışınlaması için VMAT tekniği klinik açıdan uygun ve dozimetrik olarak güvenilir olması adına daha çok çalışma yapılmasına ve gerçek hastalar üzerinde uzun süreli değerlendirmelerde bulunulmasına ihtiyaç duymaktadır.

6. KAYNAKLAR

Benk, V., Bouhnik, H., Raquin, M. A., et al (1995). Quality control of low dose craniospinal irradiation for low risk medulloblastoma. *The British journal of radiology*, 68(813), 1009-1013.

Bentel G. (1996) *Radiation Therapy Planning*, 2nd edition, McGraw-Hill Education, New York, pp: 213-284.

Chen, J., Chen, C., Atwood, T. F., et al (2012). Volumetric modulated arc therapy planning method for supine craniospinal irradiation. *Journal of Radiation Oncology*, 1-7.

Cheng, C. W., Das, I. J., & Chen, D. J. (1994). Dosimetry in the moving gap region in craniospinal irradiation. *The British journal of radiology*, 67(802), 1017-1022.

Fogliata, A., Bergström, S., Cafaro, I., et al (2011). Cranio-spinal irradiation with volumetric modulated arc therapy: a multi-institutional treatment experience. *Radiotherapy and Oncology*, 99(1), 79-85.

Göksel Evran Ozan, (2014) *VMAT Tekniği ile Kranio-Spinal Işınlamalarda Hedef Hacim, Normal Doku ve Perifer Dozlarının Ölçümü*

Haie, C., Schlienger, M., Constans, et al (1985). Results of radiation treatment of medulloblastoma in adults. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 11(12), 2051-2056.

Hopfan, S., Reid, A., Simpson, L., et al (1977). Clinical complications arising from overlapping of adjacent radiation fields—physical and technical considerations. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 2(7-8), 801-808.

<https://www.imagingsol.com.au/product/1822/The-Alderson-Radiation-Therapy-Phantom.html> (01.06.2017)

International Commission on Radiation Units and Measurements. (2010). *Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT)*. Oxford University Press, Londra.

Khan F. (2010) *The Physics of Radiation Therapy*, 5th edition, Lippincott Williams&Wilkins, Philadelphia, pp: 133-256.

Lee, Y. K., Brooks, C. J., Bedford, J., et al (2012). Development and evaluation of multiple isocentric volumetric modulated arc therapy technique for craniospinal axis radiotherapy planning. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 82(2), 1006-1012.

Li, Q., Gu, W., Mu, J., et al (2015). Collimator rotation in volumetric modulated arc therapy for craniospinal irradiation and the dose distribution in the beam junction region. *Radiation Oncology*, 10(1), 235.

Murat, E., DAGDEMİR, A., ÖZKAL, A., et al (2009), Çocukluk Çağı Merkezi Sinir Sistemi Tümörleri.

Netter Frank H. (2014), *Atlas of Human Anatomy*, 6th edition, Elsevier Press, Boston, pp: 117-136.

Otto, K. (2008). Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical physics*, 35(1), 310-317.

Özkan A. (2005) Kranyospinal Işınlama Tekniklerinin Yüzüstü ve Sırtüstü Pozisyonlarda Karşılaştırılması

Öztürk L, Aktan İ. Z. A., Varol T., (2012) Sağlık ve Spor Yüksekokulları için İşlevsel Anatomi, Altın Nokta Yayınevi, İzmir, s: 207-225.

Paraskevopoulou, C., Synodinou, M., Kollias, G., et al (2016). Cranio-spinal irradiation of pediatric patients using volumetric modulated ARC therapy. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 32, 272.

Podgorsak E. (2005) *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers Students*, 1st Edition, IAEA Press, Vienna, pp: 136-149.

Reynaert, N., Van der Marck, S. C., Schaart, et al (2007). Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. *Radiation Physics and Chemistry*, 76(4), 643-686.

Semenenko, V. A., Reitz, B., Day, E., et al (2008). Evaluation of a commercial biologically based IMRT treatment planning system. *Medical Physics*, 35(12), 5851-5860.

Semiz B. (1990) *İnsan Anatomisi ve Fizyolojisi*, 1. Baskı, Marmara Üniversitesi Yayın Evi, İstanbul, s:131-144.

Shrimpton, P. C., Wall, B. F., & Fisher, E. S. (1981). The tissue-equivalence of the

Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. *Physics in medicine and biology*, 26(1), 133.

Siddon, R. L., Tonnesen, G. L., & Svensson, G. K. (1981). Three-field technique for breast treatment using a rotatable half-beam block. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 7(10), 1473-1477.

Sohn, J. W., Schell, M. C., Dass, K. K., et al (1994). Uniform irradiation of the craniospinal axis with a penumbra modifier and an asymmetric collimator. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 29(1), 187-190.

Song, J. H., Shin, H. J., Kay, C. S., et al (2013). Comparison of dose calculations between pencil-beam and Monte Carlo algorithms of the iPlan RT in arc therapy using a homogenous phantom with 3DVH software. *Radiation Oncology*, 8(1), 284.

Studenski, M. T., Shen, X., Yu, Y., et al (2013). Intensity-modulated radiation therapy and volumetric-modulated arc therapy for adult craniospinal irradiation—a comparison with traditional techniques. *Medical Dosimetry*, 38(1), 48-54.

Şengül A. (2010) Beyin Tümörü Tanısıyla Kranyospinal Radyoterapi Uygulanmış Çocuklarda Sağlık Durum Değerlendirmesi

Tatcher, M., & Glicksman, A. S. (1989). Field matching considerations in craniospinal irradiation. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 17(4), 865-869.

Teoh, M., Clark, C. H., Wood, K., et al (2011). Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *The British journal of radiology*, 84(1007), 967-996.

Thwaites, D. I., & Tuohy, J. B. (2006). Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. *Physics in medicine and biology*, 51(13), R343.

Van Dyk, J., Jenkin, R. D. T., Leung, P. M., et al (1977). Medulloblastoma: treatment technique and radiation dosimetry. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 2(9-10), 993-1005.

7. SİMGELER ve KISALTMALAR

3BKRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CI: Konformite İndeks

CTV: Klinik Hedef Hacmi

ÇYK: Çok Yapraklı Kolimatör

D₂: Hacmin %2'sinin Aldığı Doz

D₉₅: Hacmin %95'nin Aldığı Doz

D₉₈: Hacmin %98'nin Aldığı Doz

D_{max}: Maksimum doz (CTV için 1cm³'teki doz miktarı)

D_{ort}: Ortalama Doz

DVH: Doz – Volüm Histogramı

Gy: Doz Soğrulma Birimi, Gray

HI: Homojenite İndeks

ICRU: Uluslararası Birimler ve Ölçümler Komisyonu

IMAT: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi

KCM: Kaynak Cilt Mesafesi

KSI: Kranyospinal Işınlama

KT: Kemoterapi

MSS: Merkezi Sinir Sistemi

MU: Monitor Unit (1cGy = 1MU; SSD=100 cm, 10x10cm²)

MV: Milyon Volt

RT: Radyoterapi

SSD: Kaynak yüzey mesafesi

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

V5: 5 Gy Doz Alan Yüzde Hacim

V10: 10 Gy Doz Alan Yüzde Hacim

V20: 20 Gy Doz Alan Yüzde Hacim

VMAT: Volümetrik Ayarlı Ark Terapi

YART: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi

2BKRT: 2 Boyutlu Konformal Radyoterapi



8. TEŞEKKÜR

Tez aşamam ve yüksek lisans öğrenimim boyunca bilgi ve tecrübelerini her zaman paylaştan değerli danışman hocam Prof.Dr. Z.Gökay Kaynak'a

Yüksek lisans öğrenciliğim boyunca desteklerini üzerimizde hissettiğimiz, bilgi ve tecrübeleriyle bizleri yetiştiren değerli hocalarım Doç.Dr. Sibel K. Çetintaş, Doç.Dr. Meral Kurt, Doç.Dr. Candan D. Abakay ve Doç.Dr. Süreyya Sarıhan'a

Gerek klinik tecrübeleri gerekse mesleki tecrübeleriyle her zaman bizleri destekleyip yetiştiren, mesleki olarak yol almamızı sağlayan değerli uzman fizikçiler Ali Altay, Sema Tunç, Zenciye Kıray, Arda Kahraman'a

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi çalışanlarına,

Öğrencilik dönemlerimiz boyunca birbirimizi destekleyip birlikte yol aldığımız değerli arkadaşlarım İ.Hakkı Kalyoncu, Özcan Özden, Volkan Avcı, Devran Baltaş'a,

Tüm hayatım boyunca manevi desteklerini hep hissettiren canım aileme, sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

9. ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Ankara’da doğmuştur. İlk ve orta öğretimini babasının askerlik mesleği nedeniyle farklı şehirlerde tamamlamıştır. Lise öğrenimini Amasya Anadolu Öğretmen Lisesinde 2002 yılında tamamladıktan sonra Karadeniz Teknik Üniversitesi Fizik bölümünde lisans eğitimini 2015 yılında tamamlamıştır. Daha sonra Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği yüksek lisans programını kazanarak okumaya hak kazanmıştır. Yüksek lisans eğitimi boyunca UÜ Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında tam zamanlı gönüllü olarak çalışmıştır.

