

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**RADYOTERAPİDE PRON VE SUPİN KRANİYOSPİNAL IŞINLAMA
TEKNİKLERİNİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİ**

Bahaddin YAPRAK

FİZİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

2006

ANKARA

Her hakkı saklıdır

Prof. Dr. Doğan BOR danışmanlığında ve Doç. Dr. Bahar DİRİCAN eş danışmanlığında, Bahaddin YAPRAK tarafından hazırlanan bu çalışma 02 / 06 / 2006 tarihinde aşğıdaki jüri tarafından Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı' nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Çelik TARIMCI

İmza:

Üye : Prof. Dr. Doğan BOR

İmza:

Üye : Do. Dr. Bahar DİRİCAN

İmza:

Üye : Prof. Dr. Müge AKMANSU

İmza:

Üye : Doç. Dr. Mehmet KABAK

İmza:

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Ülkü MEHMETOĞLU
Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

RADYOTERAPİDE PRON VE SUPİN KRANİYOSPİNAL IŞINLAMA TEKNİKLERİNİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİ

Bahaddin YAPRAK

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Prof. Dr. Doğan BOR
Eş Danışman : Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Kraniyospinal ışınlama, beyin ve spinal aksın tedavisinin gerektiği hastalarda sıklıkla kullanılan kompleks ışınlama tekniklerinden biridir. Hernekadar bu kompleks tedavide rutin olarak yüzüstü (prone) pozisyonu kullanılsa da bazı özel durumlarda hastaların sırtüstü (supine) pozisyonda tedavi edilmesi gerekmektedir. Bu çalışmanın amacı; yüzüstü (prone) ve sırtüstü (supine) ışınlama tekniklerinin doz homojeniteleri, hasta konforu ve benzeri konularda birbirlerine olan üstünlükleri açısından karşılaştırılmasıdır.

Kraniyospinal ışınlama tekniğinde kranyumu tedavi etmek için karşılıklı paralel alanlar spinal aksı tedavi etmek için de posterior alanlar kullanılmaktadır. İki farklı tedavi tekniğinin karşılaştırılması için bitişik alanlarda TLD 100 ile yapılan dozimetrik ölçümler kullanılmıştır. Tedavi hacimlerinin tedavi edici doz homojenitelerini ve kritik organların aldığı dozları göstermek için tedavi planlama sistemi tarafından doz hacim histogramları çizdirilmiştir.

Bu ışınlama tekniklerinin karşılaştırılmasıyla varılan sonuçlar prone ışınlamanın bitişik alanların kolay gösterimi avantajıyla daha kolay uygulanabilir olduğunu belirtirken, supine ışınlama anestezi gereken çocuk hastalar gibi özel durumlarda hasta konforu açısından daha uygulanabilir bulunmuştur.

2006, 55 sayfa

Anahtar Kelimeler: Kraniyospinal ışınlama, prone pozisyonu, supine pozisyonu

ABSTRACT

Master Thesis

EFFECT OF PRONE AND SUPINE CRANIOSPINAL IRRADIATION TECHNIQUES ON DOSE DISTRIBUTION IN RADIOTHERAPY

Bahaddin YAPRAK

Ankara University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Physics Engineering

Supervisor : Prof. Dr. Doğan BOR
Co-Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Bahar DİRİCAN

Craniospinal irradiation is a complex irradiation techniques which is commonly used in patients who needs both brain and spinal axis treatment. However, prone position is the standard technique for this complex treatment, in some special situations patients need to be irradiated in supine position. The aim of this study is to evaluate prone and supine irradiation techniques for dose homogeneity, critical organ doses and patient comfort.

Lateral opposing fields were used to treat the brain and direct posterior fields were used to cover the spinal axis in craniospinal irradiation technique. To evaluate two different treatment techniques TLD100 dosimetric measurements were done within the adjacent fields. Dose volume histograms were plotted by treatment planning system to show the therapeutic dose homogeneities of target volumes and to show the hot and the cold spots within the adjacent fields.

The evaluation of these irradiation techniques revealed that prone irradiation is feasible because of easy display advantages of adjacent fields, whereas supine irradiation technique can be used only in special conditions as child patients who need anesthesia.

2006, 55 pages

Key Words: Craniospinal irradiation, prone position, supine position

TEŐEKKÖR

Tüm spinal kordun ışınlamasını gerektiren Merkezi Sinir Sistemi kanseri türlerinin radyoterapisinde iki farklı teknik olarak uygulanan supine ve prone pozisyonlarının doz dağılımına etkisinin karşılaştırılması amacıyla yapılan bu çalışmada, beni çok değerli bilgiler ile destekleyen danışmanım Sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a (Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakóltesi Fizik Mühendisliği Bölümü), bana her türlü çalışma olanağı sağlayan, çalışmamın her aşamasında eşsiz bilgi ve deneyimleriyle beni yönlendiren ve her konuda destekleyen eş danışmanım Sayın Doç. Dr. Bahar DİRİCAN' a (Gölhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi A.B.D), yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Hv. Tbp. Kd. Alb. Murat BEYZADEOęLU' na (Gölhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi A.B.D), Sayın Doç. Hv. Tbp. Kd. Bnb. Kaan OYSUL'a (Gölhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi A.B.D), arkadaşım Sayın Yelda ELÇİM KAHYA'ya (Gölhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi A.B.D) Gölhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı' nda görev yapan tüm fizik mühendisi arkadaşlarıma hekimlere ve teknisyenlere, arkadaşım Sayın Süreyya Yıldız'a manevi olarak desteklerini eksik etmeyen eşim Tenzile GÜNEŐ YAPRAK'a babam Kemalettin YAPRAK, annem Kerime YAPRAK ve kardeşlerime ayrıca tüm arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bahaddin YAPRAK

Ankara, Haziran 2006

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER DİZİNİ.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	vii
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Kaynak Özetleri.....	4
1.1.1 Pediatrik hastalarda kraniyospinal alanların bilgisayarlı tomografi simülasyonu: Hasta konforu ve tedavi doğruluğunun geliştirilmesi.....	4
1.1.2 Supin pozisyonlu hastalarda kraniyospinal tedavi.....	4
1.1.3 Supin pozisyonunda pediatrik hastaların kraniyospinal ışınlaması için bir teknik.....	5
1.1.4 Kraniyospinal alanların radyasyon tedavisine supin pozisyonlu basit bir metod.....	6
2. KURAMSAL TEMELLER	
2.1 Teşhiste Kullanılan Cihazlar.....	7
2.1.1 Bilgisayarlı tomografi (BT).....	7
2.1.2 Manyetik rezonans görüntüleme (MRG).....	8
2.2 Radyoterapide Kullanılan Cihazlar ve Genel özellikleri.....	9
2.2.1 Lineer hızlandırıcı cihazı.....	9
2.2.2 Co- 60 teleterapi cihazı.....	14
2.2.3 Simülatör cihazı.....	17
2.2.4 Tedavi planlama sistemi (TPS).....	18
2.3 Diğer Tanımlar.....	19
2.3.1 Termolüminesans dozimetre (TLD).....	19
2.3.2 Fantom.....	22
2.3.3 Alan bloklama.....	22
2.3.4 Bitişik iki alanın cilt yüzeyindeki ayrımı (Gap).....	25
2.3.5 Ortogonal (birbirine dik) alanlarda çakışmayı önlemek için bazı teknikler.....	26
2.3.6 Doz- hacim histogramı (DVH).....	28
3. MATERYAL ve YÖNTEM	
3.1 Materyaller.....	30
3.1.1 Theratron 780E teleterapi cihazı.....	30
3.1.2 Philips SL 25 lineer hızlandırıcı cihazı.....	31
3.1.3 Mecaserto simülatör cihazı.....	32
3.1.4 Rando fantom.....	32
3.1.5 TLD-100 dozimetreler.....	33
3.1.6 Victoreen 2800 TLD okuyucu.....	33
3.2 Yöntem ve Teknikler.....	33
3.2.1 Supine pozisyonu.....	34
3.2.2 Prone pozisyonu.....	35
3.2.3 Tedavi alanlarının Set-Up işlemi.....	36
3.2.3.1 Kraniyal alanlar.....	36
3.2.3.2 Spinal alanlar.....	37
4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	42
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	52
KAYNAKLAR.....	54
ÖZGEÇMİŞ.....	55

SİMGELER DİZİNİ

BT	Bilgisayarlı tomografi
Co	Kobalt
DD	Derin Doz
DVH	Doz hacim histogramı
E _{max}	Maksimum enerji
γ	Gama
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
PMT	Foto çoğaltıcı tüp
RT	Radyoterapi
SDD	Kaynak diyafram mesafesi
SSD	Kaynak cilt mesafesi
TAR	Doku hava oranı
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans dozimetre
TMR	Doku maksimum oranı
TPS	Tedavi planlama sistemi
CT	Computed tomography (bilgisayarlı tomografi)
DRR	Digital reconstructive radiography
BOS	Beyin Omurilik Sıvısı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1	Kraniyospinal alanların şematik gösterimi.....	2
Şekil 2.1	Medikal Lineer Hızlandırıcının temel ve yardımcı unsurları.....	10
Şekil 2.2	Tedavi kafası (a): X- ışın modunda (b): Elektron modunda.....	12
Şekil 2.3	Penumbranın bulunması.....	16
Şekil 2.4	Termolüminesans olayın şematik gösterimi.....	20
Şekil 2.5	TLD okuyucunun şematik diyagramı.....	21
Şekil 2.6	Bitişik iki alan arasında bırakılan aralığın (gap'in) formülü.....	25
Şekil 2.7	Gap'in kaydırılması.....	26
Şekil 2.8	Ortogonal alanlarda çakışmayı önlemek için bazı teknikler.....	27
Şekil 2.8	Sıcak ve soğuk noktalar.....	28
Şekil 3.1	Supine ile pozisyon verilmiş bir hasta.....	35
Şekil 3.2	Prone pozisyonunda yatırılmış bir çocuk hasta.....	36
Şekil 3.3	Üstte kraniyal alanlar ve kraniyal-üst spinal alanlara ait kesişim çizgisi, altta ise rando fantoma ait genel bir görünüm ve spinal alanlar.....	39
Şekil 3.4	Tüm MSS ışınlama alanlarının şematik gösterimi.....	40
Şekil 3.5	Tedavi planlama sisteminden alınan planlama görüntüleri.....	40
Şekil 3.6	Tedavi planlama sisteminden alınan planlama görüntüleri.....	41
Şekil 4.1	Kafa-üst spinal kesişim bölgesi (7 nolu kesit).....	42
Şekil 4.2	Kraniyal demet merkezi (3 nolu kesit).....	43
Şekil 4.3	Kafa-üst spinal kesişimi üst kesiti (6 nolu kesit).....	43
Şekil 4.4	Kafa-üst spinal kesişim alt kesiti (8 nolu kesit).....	44
Şekil 4.5	Üst spinal demet merkezi (13 nolu kesit).....	44
Şekil 4.6	Üst-Alt spinal kesişim kesiti (18 nolu kesit).....	45
Şekil 4.7	Üst-Alt spinal kesişiminin bir alt kesitine ait görüntü (19 nolu kesit).....	45
Şekil 4.8	6 MV X-ışınları ile ışınlamada solda Alt-Üst spinal alanlara ait DVH, sağda ise Kraniyal-Üst spinal alanlara ait DVH.....	46
Şekil 4.9	Co-60 γ ışınları ile ışınlamada solda Alt-Üst spinal alanlara ait DVH, sağda ise Kraniyal-Üst spinal alanlara ait DVH.....	47
Şekil 4.10	6 MV X-ışınları ile ışınlamada solda Alt-Üst spinal alanlara ait Kümülatif DVH, solda ise Kraniyal-Üst spinal alanlara ait Kümülatif DVH.....	47
Şekil 4.11	Co-60 γ ışınları ile ışınlamada solda Alt-Üst spinal alanlara ait Kümülatif DVH, sağda ise Kraniyal-Üst spinal alanlara ait Kümülatif DVH.....	48

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Işın kalitesine göre gerekli blok kalınlıkları.....	23
Çizelge 4.1 Lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV X-ışınları ile ışınlamaya ait Alt spinal-Üst spinal alan ışınlama sonuçları.....	49
Çizelge 4.2 Lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV X-ışınları ile ışınlamaya ait Tüm kraniyal-Üst spinal alan ışınlama sonuçları.....	49
Çizelge 4.3 Co-60 γ ışınları ile yapılan ışınlamaya ait Alt spinal-Üst spinal alan ışınlama sonuçları.....	50
Çizelge 4.4 Co-60 γ ışınları ile yapılan ışınlamaya ait Tüm kraniyal Üst spinal alan ışınlama sonuçları.....	50

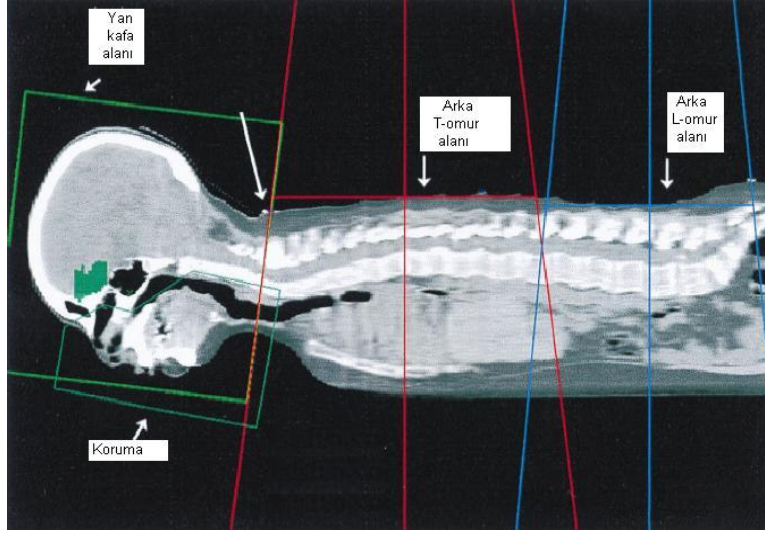
1. GİRİŞ

Beyin tümörlerinin birincil tedavi seçeneği cerrahidir. Beyin tümörlerini; Merkezi Sinir Sistemi (MSS) ve Hipofiz bezinden orijin alan primer veya sekonder selim veya habis tümörler oluşturur. Radyoterapi genellikle postoperatif olarak uygulanmakta olup toplam sağ kalım ve lokal kontrol üzerinde önemli etkilere sahiptir. Postoperatif olarak ışınlanmış hastaların sonuçlarından 5 yıllık sağ kalımlarında ependimomalar için % 20-30, medullablastomalar için % 60 oranında artış olduğu belirtilmiştir.

Kranyospinal ışınlama, serebrospinal sıvı boyunca ekilimi çok yüksek risk taşıyan ve tüm subaraknoid boşluğun ışınlanmasını gerektiren bazı primer veya metastatik beyin tümörlerinin küratif, palyatif veya profilaktik (koruyucu) radyasyon terapisinde kullanılan bir ışınlama tekniğidir.

Kraniyal alanların set-up işleminde hasta pozisyonlarının herhangi bir etkisi bulunmamaktadır. Her iki pozisyonda da hasta kafası pozisyonların kendilerine ait baş yastıkları üzerine yerleştirilir. Hastayı sabitlemek için termoplastik yüz maskesi, vakumlu vücut yatağı veya basit bir köpük kullanılabilir.

Karşılıklı paralel yan kafa alanlarının spinal alanlar ile birleşimi kritik bir öneme sahiptir. Karşılıklı yan alanları spinal alanın demet diverjansına paralel hale getirmek için bir yöntem kolimatöre 7-10°'lik açı vermektir. Bir başka yöntemde ise yanal kraniyal alanlara kolimatör açısı uygulanmaz, iki alan birleşimi "Gap" bırakılarak sağlanır.



Şekil 1.1 Kraniospinal alanların şematik gösterimi

Kraniyal alanlar (şekil 1.1) tüm beyni kapsar ve C₂ vertebranın altından geçen hatta kadar uzanır. Merkezi ışın pineal bölgede sabit olmak üzere simülasyonu yapılır. Alanın alt kenarında her hasta için özel olarak hazırlanması gereken ve gözleri, yüzün ön kısmını, üst solunum yollarını koruyan kurşun blok bulunur. Ön blok kenarı aynı taraf göz kapağının 3 cm arkasında (göz kapağı ile arka lens yüzeyi arasında 1.5 cm + diverjans ışından karşı lense korumak için 1 cm + güvenlik payı 0.5 cm) ve orta kraniyal fossa tabanının 0.5 cm altından servikal vertebra korpuslarını keser.

Erişkinlerde spinal alanlar (şekil 3.3) bir superior ve bir inferior alandan oluşmaktadır. Kolimatör açıklığı tüm spinal kordun C₂ / C₃ vertebralardan S₂ / S₃ vertebralara kadar olan alan uzunluğunu kapsamıyorsa iki tedavi alanına ayrılır. Alt ve üst spinal alanların birleşim yerinin L₁ / L₂ de olması tercih edilir. Üst spinal alanın üst sınırı yanal kraniyal alanların alt sınırı ile komşu olup uygun birleşim için yeterli ölçüde aralık “Gap” bırakılmıştır. Üst spinal alanın alt sınırı ise, mümkünse L₂ yi içine almalı değilse L₁ altına kadar inmelidir. Üst spinal alan sabit bir ışın merkezine sahiptir. Hareket eden

birleşme yeri üst spinal alanla birlikte ilerler. Alan sınırları, yanal alan sınırları her bir pedikülün yan ucunun 1 cm açığında olacak şekilde ayarlanır.

Alt spinal alanın alt sınırı sabit olup S_2 yi içine alır ve hemen altında sona erer. Spinal subaraknoid boşluk S_2 ye kadar uzanıp burada sonlanır. Sinir uçları sakrum içinde yatay dağıldığı için bu alan geniş alınır. Sakrum haricinde kalan lomber vertebraların iki yanına kurşun koruma ile genişlik üst spinal alanın genişliğine düşürülmelidir. Alt spinal alan için merkezi ışın ilerleyen birleşme yeri ile birlikte ilerletilmelidir.

Serebellar ve beyin sapı astrositomaları ve medullablastomalar genellikle pediatrik (1-4) yaş dönemlerinde; oligodendirogliomalar ve ependimomalar ise orta yaş ve daha sıklıkla ileri (65-75) yaşlarda görülürler. MSS tümörlerinin ventriküllere açılarak veya subaraknoid alana girerek beyin-omurilik-sıvısına (BOS) karışması ve BOS'un dolaştığı yerlerde ekilim metastazları yapması en sık gözlenen bir yayılım şeklidir.

MSS tümörleri; tüm primer tümörlerin % 10'unu, kansere bağlı ölümlerin % 2'sini, çocukluk yaş dönemi kansere bağlı ölümlerin ise ikinci sık nedenini oluşturur.

Bu çalışmada, karşılıklı iki yan alana sahip tüm beyin ve bu alana komşu iki parçalı omurilik alanlarından oluşan kranyospinal ışınlama sahası hastanın pron ve supin yatış pozisyonlarında Lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV X-ışını enerjisi ile ve Co-60 teleterapi cihazında ortalama enerjisi 1.25 MeV olan γ ışınlarıyla ışınlanmıştır. Işınlama alanı içerisine ve özellikle alanların kesişim noktalarına TLD'ler yerleştirilerek ölçümler alınmış, sonuçlar tedavi planlama sisteminde yapılan üç boyutlu planlama değerleri ile karşılaştırılmıştır.

1.1 Kaynak Özetleri

1.1.1 Pediatrik hastalarda kraniyospinal alanların bilgisayarlı tomografi

simülasyonu: Hasta konforu ve tedavi doğruluğunun geliştirilmesi

Mah vd (1998)'nin yaptığı bu çalışmada, iki ayı aşan bir periyotta dokuz pediatrik hastanın kraniyospinal ışınlama simülasyonu ve planlaması yapılmıştır. Bir CT simülasyon tekniği geliştirilmeye çalışılmıştır. Dört hasta konvansiyonel simülasyon ve CT simülasyondan geçirilmiş, beş hasta ise sadece CT simülasyona tabi tutulmuştur. Simülasyonun doğruluğu konvansiyonel simülasyon için konvansiyonel simülasyon filmi çekilerek, bütün hastalar için portal film kullanılarak, CT simülasyon uygulananlar için ise DRR kullanılarak kontrol edilmiştir.

Çalışmada yapılan analizlere göre kraniyospinal alanların CT simülasyonu doğru bulunmuştur. Hasta simülasyon işlemi boyunca daha kısa süre sabitlenmiş halde kalacağından simülasyonun ve hasta konforunun arttığı tespit edilmiştir. Yine bu teknikte kritik ve hedef organların alan içinde daha doğru yerleşimi sağlanmıştır. Kliniğin sahip olduğu olanakların ve çalışanların verimliliğinin bu sayede arttığı sonucuna varılmıştır.

1.1.2 Supin pozisyonlu hastalarda kraniyospinal tedavi

Thomadsen vd (2002) çocuk hastalar üzerinde yaptıkları bu çalışmada, kraniyospinal ışınlama tekniğinin klasik yaklaşımı olan pron pozisyonunun bazı sakıncalarından yola çıkarak yeni bir supin yaklaşımı geliştirmeye çalışmışlardır.

Çocuk kraniyospinal hastalar pron pozisyonunda uzun süre kalamamakta ve set-up işlemi bir hayli zorlaşmaktadır. Pron yastığından dolayı anestezi uygulanamayan bu hastalar için supin yaklaşımı geliştirilmiştir.

Supin pozisyonu ile hasta daha rahat bir yatışa ve nefes alma olanağına sahiptir. Bu nedenle sabitleme sıkıntısı en aza indirgenmiştir. Supin pozisyonunun pron pozisyonuna göre daha kararlı ve doz dağılımının da pron pozisyonu kadar iyi olduğu rapor edilmiştir. Çocuk hastalarda supin pozisyonunun daha kullanışlı olduğu sonucuna varılmıştır.

1.1.3 Supin pozisyonunda pediatrik hastaların kraniyospinal ışınlaması için bir teknik

Slampa vd (2001) bu çalışmayı Ocak 1997 ve Mart 2001 yılları arasında tedavi ettikleri yaşları on beşin altında toplam on yedi hasta üzerinde gerçekleştirmişlerdir. Bütün hastalara cerrahi uygulanmıştır. Hastaların tümünde kraniyospinal eksene 24-36 Gy ve primer tümör yatağına 50-54 Gy doz verilmiştir. Rezidüel tümör durumlarında toplam doz 58-60 Gy'e kadar artırılmıştır. Bütün hastalar 6MV foton ile asimetrik kolimatörlü Lineer hızlandırıcıda tedavi edilmiştir.

Değerlendirme tarihi olan Ekim 2001’de on yedi hastanın sekizi dışında hastalığın herhangi bir belirtisi ve ciddi problemlerin görülmediği rapor edilmiştir. Supin pozisyonunun pron pozisyonuna oranla anestezi ve hasta konforu açısından tercih edilebilir olduğu sonucuna varılmıştır.

1.1.4 Kraniyospinal alanların radyasyon tedavisine supin pozisyonlu basit bir metot

Hawkins (2000) çalışmasında supin kraniyospinal radyasyon tedavisi için gerekli işlemleri tanımlamıştır. Hawkins’e göre genellikle genel anestezi veya sakinleştirici gerektiren özellikle çocuk hastalarda veya hassas ve her gün tedaviye alınan hastalarda supin pozisyonu tercih edilebilir ve de gereklidir.

Supin pozisyonunun, bitişik alanlarda alan kenarı yerleşiminin titizlik ve tekrarlanabilirlik açısından pron pozisyonundaki kadar iyi olduğu gösterilmiştir. Bu durumun port filmlerle de kanıtlanabildiği aktarılmıştır. Supin pozisyonun pron pozisyonuna güvenilir ve uygun bir alternatif olduğu sonucuna varılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Teşhiste Kullanılan Cihazlar

2.1.1 Bilgisayarlı tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografide, X-ışını tüpü kullanılarak, belirli bir derinlikteki obje görüntülenmektedir. Temelde dar ışın veren X-ışını tüpü ile hastanın karşısındaki radyasyon detektörü beraber hareket ederek tarama yapmaktadır. BT’ de yüksek kalitede görüntü elde edilebilmektedir. Hasta, yüksek radyasyon dozu soğurmasına rağmen, yumuşak dokular için görüntü kalitesi düşüktür.

Görüntülerdeki düzeltmeler ve matematiksel işlemler, bilgisayar tarafından yapılmaktadır. Soğurma katsayılarına bağlı BT numaraları üretilmektedir. BT numaraları – 1000 ile + 1000 arasındadır . Hounsfield da denilen BT numarası (H) :

$$H = \frac{\mu_{doku} - \mu_{su}}{\mu_{su}} \times 1000$$

olarak hesaplanmaktadır. Buradaki μ lineer soğurma katsayısıdır. Hounsfield numarası suyun soğurma katsayısındaki % 0,1’lik değişimi vermektedir. BT numarası, gri skalaya dönüştürülerek görüntü meydana gelmektedir. BT numarası değiştirilerek, istenilen organ görüntüsü elde edilebilmektedir (Bor 2003).

Radyoterapide tedavi planlama sistemlerine, bilgisayarlı tomografi görüntüleri üç şekilde aktarılmaktadır:

- BT filmleri, film tarayıcılardan geçirilerek görüntüler bilgisayara aktarılmaktadır.
- Hedef hacim tanımlanmakta ve yapılar dış kontur şeklinde çizilmektedir.
- Veriler BT' den direkt planlama sistemine aktarılmaktadır. Dış kontur ve yapılar elle çizilmektedir. Direkt sistemler ile bilgisayarlı tomografi görüntüleri gri skala modunda tedavi planlama sisteminin monitöründe görüntülenmektedir.

Dış konturun doğru çizimi, iç yapılar ve hedef hacim tedavi tekniğinin uygulanması için önemli değildir. Fakat doz dağılımının doğruluğu için gereklidir.

2.1.2 Manyetik rezonans görüntüleme (MRG)

MRG, nükleer manyetik rezonanstır. MRG' de hasta vücut yönüne paralel bir manyetik alan içerisine konmaktadır. Bu manyetik alanın değeri 1,5 Tesla' dır. Manyetik alan içerisindeki manyetik momentler bu alanın yönünü almaktadırlar. Manyetik alan ile çekirdeğin dönme merkezinin etkileşmesiyle manyetik moment osilasyon hareketi ortaya çıkmakta ve çekirdekler Larmor frekansı ($\omega = \gamma B_0$; ω , Larmor frekansı γ , jiromanyetik oran, B_0 dış manyetik alan) ile dönmeye başlamaktadırlar. Çekirdek kendi dönme frekansında bir radyofrekansa karşı çok hassastır. Rezonans frekansta bir frekans ile uyarılan çekirdekler enerji soğurmakta ve uyarılmış duruma geçmektedir. Çekirdek daha sonra bu fazla enerjisini dış manyetik alanın etkisiyle diğer çekirdekler ya da maddenin genel yapısına aktararak durulmaktadır. Doku böylece almış olduğu frekansı geri yaymaktadır. Yayılan radyofrekans dalgaları sinyaldir. Bu sinyaller, kesitler halinde görüntüleri oluşturmaktadırlar. Radyofrekans dalgaları kesildiğinde ise protonlar orijinal yapılarına dönmektedirler.

Manyetik rezonans görüntülemelerde eksensel, sagittal, koronal veya oblik tarama ile daha iyi görüntü modaliteleri elde edilmektedir. MRG bilgisayarlı tomografi ile karşılaştığında daha düşük ayırma gücü, kemik ve kalsifikasyonlar için uzun tarama zamanı, taşınabilir artefaktların olması gibi dezavantajlarının yanında iyonlaştırıcı radyasyon kullanılmayarak yüksek kontrast ve yumuşak dokuların daha iyi görüntülenmesi gibi avantajları vardır (Bor 2002).

2.2 Radyoterapide Kullanılan Cihazlar ve Genel Özellikleri

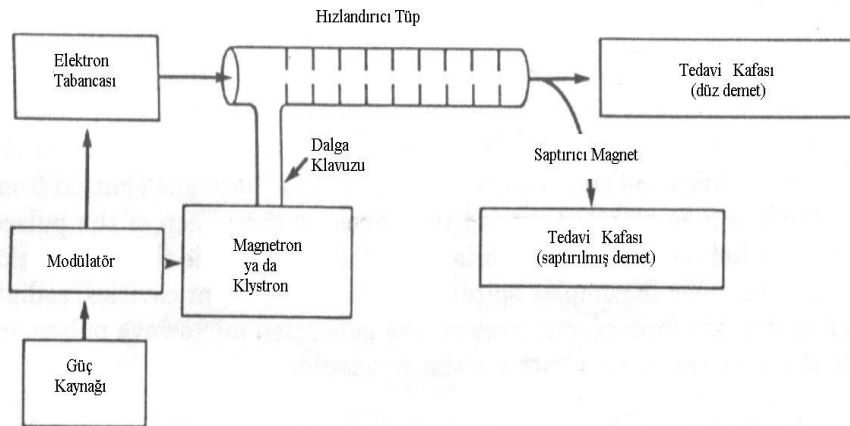
2.2.1 Lineer hızlandırıcı cihazı

Lineer hızlandırıcı, elektronlar gibi yüklü parçacıkların bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanılarak hızlandırıldığı ve yüksek enerjili elektron ve X-ışınlarının elde edildiği bir cihazdır. Yüksek enerjili elektron ışını yüzeyel tümörlerin tedavisinde kullanılmakta ya da hedefe çarptırılmaktadır. Hedefe çarptırılması ile oluşan X-ışınları derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır.

Lineer hızlandırıcıların, hareketli dalga ve duran dalga hızlandırıcıları olmak üzere iki çeşit dizaynı vardır. Fonksiyonel olarak, hareketli dalga hızlandırıcı yapılarında, yapının sonunda kalan mikrodalga enerjisini soğuracak soğurucu bulunmaktadır. Duran dalga hızlandırıcıda ise dalganın maksimum geri dönüşü sağlanmaktadır. İleri ve geri hareketli dalgaların kombinasyonu ile duran dalga oluşturulmaktadır. Duran dalga dizaynı, hareketli dalga dizaynına göre çok daha etkin olmasına rağmen daha pahalıdır. Duran dalga dizaynında, hızlandırıcı tüpün kaynağına bağlandığı yerde kalan mikrodalga enerjisini soğuran, dalganın geriye yansımaya engel olan sirkülatör (veya izolatör) bulunmaktadır.

Şekil 2.1’de medikal lineer hızlandırıcının temel ve yardımcı kısımları görülmektedir. Güç kaynağı modülatöre DC akım, modülatör ise şebekeye pulslu akım sağlamaktadır. Bu akım, modülatör içinde bulunan hidrojen thyatron lambaları aracılığı ile elde edilmektedir. Modülatörden çıkan yüksek pulslu akım magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilmektedir. Magnetron veya klystron mikrodalga kaynaklarıdır. Magnetron mikrodalga üretmektedir. Fonksiyonel olarak yüksek- güç osilatörüdür. Mikrodalgaların frekansı yaklaşık 3000 MHz’ dir. Klystron ise mikrodalga yükseltecidir. Klystronun düşük güçte bir mikrodalga osilatörü ile sürülmesi gerekmektedir. Magnetron, klystrondan daha ucuzdur , ömrü daha kısadır. Daha düşük enerjili mikrodalga vermektedir ve klystron 20 MeV ya da daha yüksek enerjili ışın uygulamalarında tercih edilmektedir. Magnetron veya klystrondan çıkan mikrodalgalar, dalga kılavuzu sistemi yoluyla hızlandırıcı tüpe gelmektedir. Elektron tabancasında oluşan elektronlar da hızlandırıcı tüpe gönderilmektedir.

Hızlandırıcının yapısı, bakır diskler ve diyaframlarla bölümlere ayrılmış bakır tüplerden oluşmaktadır. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanmaktadır. Elektronlar 50 KeV ile hızlandırıcı tüpe gelmekte ve burada mikrodalgaların elektromanyetik alanı ile etkileşmektedir. Elektronlar, enerji kazandırılmak ve hızlandırılmak için mikrodalgaların üzerine bindirilmektedir.



Şekil 2.1 Medikal lineer hızlandırıcının temel ve yardımcı unsurları

Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine ince bir demet halinde göndermek için, tüp boyunca odaklayıcı alanlar elde edilmektedir. Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcı yapının çıkış penceresinden 3 mm çaplı kalem demet şeklinde çıkmaktadır. Düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda (6 MV'e kadar) nispeten daha kısa hızlandırma tüpü vardır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda yatay olarak yerleşmiş uzun hızlandırıcı tüp bulunmaktadır. Hızlandırılmış elektronlar, hızlandırıcı tüp ile hedef arasında saptırıcılar ile 90° veya 270° saptırılarak hedef üzerine ya da doğrudan doğruya hızlandırıcı tüpün dışına gönderilmektedir.

Elektronlar tungsten gibi yüksek atom numaralı bir materyalden oluşmuş hedefe çarptırılarak X-ışını elde edilmektedir. Hedef suyla soğutulmaktadır ve gelen elektronların çoğunu soğurması için yeterince kalın olmalıdır. Bremsstrahlung olayında, elektron enerjisi X-ışınının enerji spektrumuna dönüşmektedir, X-ışınının maksimum enerjisi gelen elektronun enerjisine eşittir.

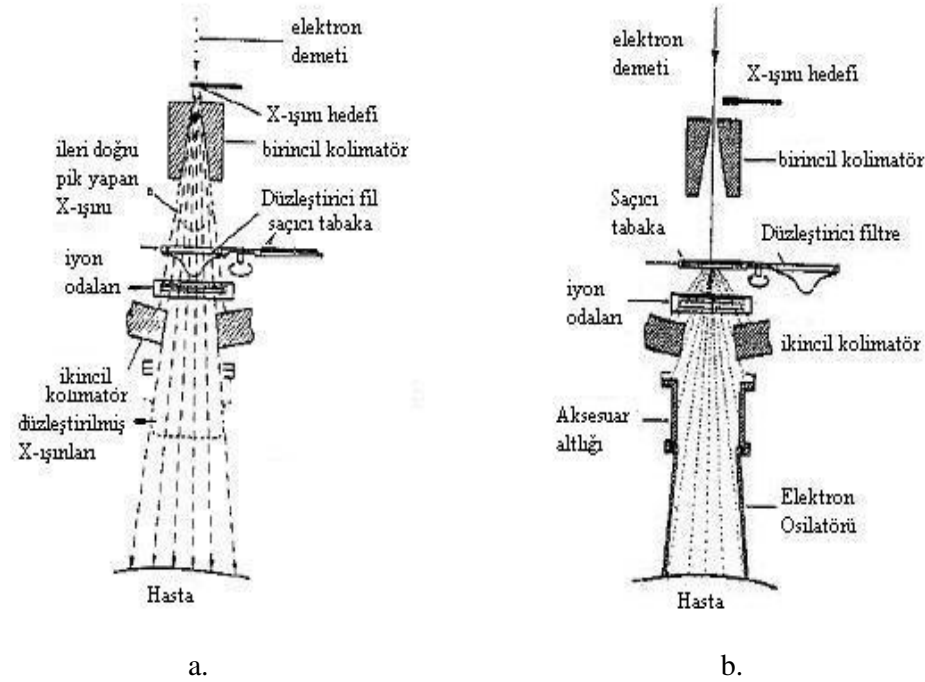
Elektron modu tedavide, elektron hedefe çarptırılmamaktadır. Kalem genişliğindeki elektron ışını, homojen elektron akımını sağlamak için saçıcı tabaka (scattering foil) ile genişletilmektedir. Saçıcı tabaka genellikle kurşundan yapılmış ince metalik bir tabakadır. Bremsstrahlung olmaması ve elektronların çoğunun saçılmaması için tabakaların kalınlığı ayarlanmaktadır. Fakat yine de toplam enerjinin bir kısmı bremsstrahlung enerjisine dönüşmektedir. Bu da elektron ışınına X-ışını kontaminasyonu olarak yansımaktadır.

Bazı lineer hızlandırıcılarda elektromanyetik tarama ile elektronların alanı genişletilmektedir. Bu yöntem ile X-ışını kontaminasyonu minimuma indirilmekte fakat elektronların kolimatör duvarına ve kolimasyon sistemindeki diğer yüksek atom numaralı materyallere çarpması ile bir miktar X-ışını oluşmaktadır.

Tedavi kafası kurşun, tungsten veya kurşun tungsten karışımından yapılmış kalın koruyucu tabaka içermektedir. Tedavi kafası içinde X-ışını hedefi, saçıcı tabaka, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık lokalizasyonu sistemi bulunmaktadır. Kafanın bloklama ile radyasyondan korunma kurallarına uygunluğu sağlanmıştır. Şekil 2.2' de tedavi kafası görülmektedir.

Elektronların hedefe çarpmasından sonra oluşan X- ışınlarının yoğunluğunu homojen hale getirmek için düzleştirici filtre kullanılmaktadır Bu filtre sıklıkla kurşundan yapılmaktadır. Fakat tungsten, çelik, alüminyum veya bunların kombinasyonlarından da yapılabilir.

Tedavi ışını ilk önce sabit birinci kolimatör ile kolime edilmektedir. X-ışını modunda, sabit birinci kolimatörden gelen X-ışını, düzleştirici filtreye gelmekte, elektron modundaki tedavide ise bu filtre kalkmaktadır.



Şekil 2.2 Tedavi kafası (a): X-ışını modunda (b): Elektron modunda

Düzleştirilmiş X-ışını veya elektron demeti, doz kontrol odasına gelmektedir. Doz ölçüm sisteminde, birçok iyon odası veya plakalardan oluşmuş tek bir iyon odası vardır. Genellikle bu iyon odaları geçirgen tipte olmalarına rağmen, bazı lineer hızlandırıcılarda silindirik thimble iyon odaları kullanılmaktadır. İyon odasının fonksiyonu, doz miktarını, integral dozu ve alan simetrisini ölçmektir. Doz hızındaki değişiklik, iyon odasındaki iyon birikimini etkilememektedir. Bu iyon odası, ışın kalibrasyonu için kullanılan iyon odalarının tersine dışarıdaki havanın basıncı ve sıcaklığından etkilenmemektedir. Fakat yine de bu iyon odaları periyodik olarak kontrol edilmelidir.

X-ışını ya da elektron demeti iyon odasını geçtikten sonra, hareketli X-ışını kolimatörüne gelmektedir. Bu kolimatör iki çift kurşun ya da tungsten kolimatör çenesinden (jaws) oluşmuştur. Bu, alanın 0x0cm²' den ve 40x40 cm²' ye kadar açılmasını sağlamaktadır. X-ışını kaynağı ile eşmerkez (izomerkez) uzaklığı 100 cm' dir.

Tedavi alanı, ışık lokalizasyon sistemi ile belirlenmektedir. Bu sistemlerde iyon odası ile kolimatör çenesi arasına ayna ve ışık kaynağı kombinasyonu yerleştirilmiştir. X-ışınının odak noktasından verilmesi ile birlikte ışık projeksiyonu oluşmaktadır. Işık projeksiyonunun belirlediği alan, radyasyon alanıdır.

Birçok lineer hızlandırıcı sisteminde, radyasyon kaynağı yatay ekseninde dönme hareketi (rotasyon) yapabilmektedir. Bu gantri rotasyonu sırasında, kolimatör eksenini düşey plana taşınmaktadır. Kolimatör dönme eksenini ile gantri rotasyon ekseninin kesiştiği yere eşmerkez denilmektedir (Khan 1994).

2.2.2 Co-60 teleterapi cihazı

Co-60 kaynağı, kararlı Co-59' un reaktörde nötronlar ile bombardımanı sonucunda elde edilmektedir. Nükleer reaksiyon $^{59}\text{Co} (n, \gamma) ^{60}\text{Co}$ şeklinde gösterilmektedir.

Co-60 kaynağı, katı silindir, disk veya palet şeklindedir. Paslanmaz çelik kapsül içine kaynak yapılarak yerleştirilmiştir. Bu kapsül diğer bir başka kapsül içine yine kaynak yapılarak yerleştirilmiştir. Bu çift önlem radyoaktif materyalden sızıntıyı önlemek için gereklidir.

^{60}Co kaynağı, β parçacığı ($E_{\text{max}} = 0,32 \text{ MeV}$) ve enerjileri 1,17 MeV ve 1,33 MeV olan iki adet foton yayarak ^{60}Ni 'a dönüşmektedir. γ ışınları tedavide kullanılmakta, β ise kobalt metal ve paslanmaz çelik kapsülde soğurulmaktadır. Bu soğurulma bremsstrahlung ve az miktarda karakteristik X-ışınına dönüşmektedir. Fakat bu X-ışınının ortalama enerjisi 0,01 MeV olup hastaya ulaşamamaktadır. Çünkü bunlar kaynak ve kapsül materyallerinde kuvvetlice soğurulmaktadırlar. Tedavi ışınına, primer γ ışınlarının kaynağın kendisinde, kapsülde ve kolimatör sistemi ile etkileşmeleri ile oluşan düşük enerjili, γ ışınları da eklenmektedir. Saçılan bileşenler, toplam ışın yoğunluğunun % 10'unu oluşturmaktadır. Bütün bu ikincil etkileşmeler sonucunda heterojen ışınlar oluşmakta ve elektronlar buna eklenmekte ve böylece foton ışını kontaminasyonu meydana gelmektedir.

Tedavide kullanılan tipik teleterapi Co-60 kaynağı silindriktir ve çapı 1-2 cm arasındadır. Gerçekte radyasyon kaynağı nokta kaynak değildir. Bu karmaşık ışın geometrisi geometrik penumbra neden olmaktadır.

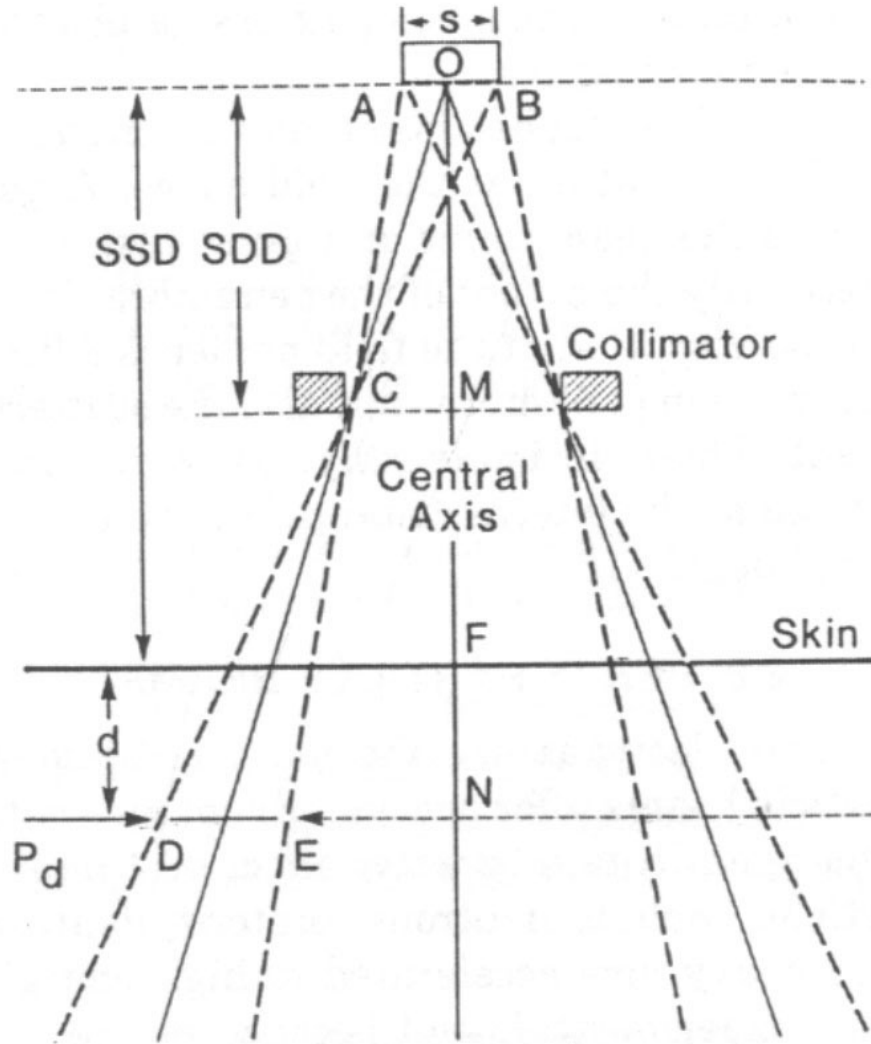
Kaynak yuvası, kaynak kafasıdır. Bu bölüm kurşun ile doldurulmuş çelik bir kabuk koruyucu içermekte ve ışın kullanıldığında kaynak kafadaki açıklığa doğru gelmektedir. Kaynak kapalı konumdayken primer korumaya ek olarak ağır metal alaşım kolu kullanılmaktadır. Bütün mekanizmalarda güç kesildiğinde kaynak otomatik olarak kapalı konuma dönmektedir (Khan 1994).

Kolimatör sistemi, ışını istenen boyut ve şekle yani kişiye özel durumlara getirmek için kullanılmaktadır. En basit halde, sürekli hareket eden iki çift ağır metalin oluşturduğu diyaframlardan meydana gelmektedir. Her bir kolimatör çenesi birbirinden bağımsız hareket etmekte ve kare ve dikdörtgen şeklinde alanlar oluşturulabilmektedir. Kolimatör çenelerinin iç yüzeyleri, ışının merkezi eksenine paralel olarak yapılırsa radyasyon bu çenelerin kenarlarından geçerken geçirgenlik (transmission) penumbrası oluşmaktadır. Çenelerin kenarlarında ışının oblikliğinin artması nedeniyle, büyük kolimatör alanlarında penumbranın boyutu da artmaktadır. Bu etki kolimatör bloklarının iç yüzeyi, ışının kenarına paralel olacak şekilde dizayn edilerek azaltılabilmektedir. Bu kolimatörlerde çeneler kolimatörün tepesine dayandırılmakta ve böylece blokların eğiminin ışın açılımına uyması sağlanmaktadır. Geçirgenlik penumbrası çeşitli düzeneklerle azaltılabilmekte fakat tamamen yok edilememektedir.

Diğer bir penumbra, geometrik penumbradır. P_d penumbranın geometrik genişliği, hasta yüzeyinden herhangi bir d derinliğinde ABC ve DEC üçgenlerinin benzerliğinden yararlanılarak belirlenmektedir (şekil 2.3).

Aşağıdaki eşitlikten görüldüğü gibi, kaynak çapı, SSD ve derinlik arttıkça penumbra artmakta, SDD'nin artması ile azalmaktadır. Geometrik penumbra diyafram tek planda hareket ettiği sürece alan boyutundan bağımsızdır.

Şekil 2.3'ten
$$\frac{DE}{AB} = \frac{CE}{CA} = \frac{CD}{CB} = \frac{MN}{MO} = \frac{OF + FN - OM}{OM}$$



Şekil 2.3 Penumbranın hesaplanması

Eğer $AB = s$ kaynak çapı, $OM = SDD$ kaynak- diyafram mesafesi, $OF = SSD$ kaynak- cilt mesafesi olmak üzere, d derinliğindeki penumbra:

$$P_d = \frac{AB \cdot (OF + FN - OM)}{OM} = \frac{s \cdot (SSD + d - SDD)}{SDD}$$

Cilt yüzeyindeki penumbra $d = 0$ alınarak hesaplanmaktadır.

SDD, penumbra genişliğinin belirlenmesi açısından önemli bir parametredir. Bu mesafe penumbra trimerleri ile arttırılabilmektedir. Bu trimerler ağır metal kalıplardan oluşmaktadır. Trimerler, penumbra alanındaki ışını soğurmakta böylece alan kenarları keskinleşmektedir. Penumbra tamamen yok edilememektedir. Fakat trimerler ile SDD arttırılarak azaltılmaktadır. Bir alternatif yol da blokların kullanımıdır. Bu blokların hasta yüzeyine 15- 20 cm mesafeden daha yakına konması durumunda elektron, blokları taşıyan tepside hasta cildine ulaşabilmektedir.

Geçirgenlik penumbrası ve geometrik penumbranın toplam etkisi ile alan kenarlarında doz değişim alanı oluşmaktadır. Havada, ışın boyunca kaynaktan belirli bir mesafede ışının doz profili ölçümleri, dozimetrik olarak penumbra genişliğini vermektedir. Fakat hastada alan kenarlarındaki doz değişimi, yalnızca geçirgenlik ve geometrik penumbraya bağlı olmayıp aynı zamanda hastada saçılan radyasyona da bağlıdır. Dozimetrik olarak fiziksel penumbra genişliği iki özel izodoz eğrisi arasındaki lateral mesafedir. Penumbra tanımlamak için genellikle %20-%80 izodoz eğrileri arasındaki mesafe alınmaktadır (Dirican 2002)

2.2.3 Simülatör cihazı

Tedavi simülatörü, diagnostik X-ışını tüpü kullanılan bir düzendir. Fakat geometrik, mekanik ve optik özellikler olarak tedavi ünitesinin benzeridir. Simülatörlerde, hastaların tedavi koşulları ile aynı koşullarda simülasyonu yapılmaktadır. Tedavi alanlarının ve koşullarının doğruluğu kontrol edilmektedir. Simülatörün ana fonksiyonu, çevre normal dokularla sınırlandırılmış hedef hacminin olduğu tedavi alanının görüntülenmesidir. İç organların radyografik olarak görüntülenmesi ile alanların pozisyonları doğrulanmaktadır. Birçok ünite, dinamik görüntülemeyi sağlayan floroskopik kapasite mevcuttur.

Simülatöre ihtiyacın nedenleri şunlardır:

- Radyasyon demeti ve hastanın eksternal ve internal anatomisi arasındaki geometrik ilişkinin basit bir X-ışını tüpü ile sağlanamaması
- Simülatörlerde kullanılan X-ışını enerjisinin tedavi için kullanılan X-ışını enerjilerine göre daha düşük olması nedeniyle radyografik görüntünün daha iyi olması
- Tedavi ünite odasının zamansal açıdan işgal edilmemesi.
- Hastanın set-up'ında ve tedavi tekniğinde beklenmeyen problemlerin zaman kaybına neden olmasının engellenmesi.

Lokalize tedavi hacmi ve set-up alanları ile diğer gerekli veriler simülatörde sağlanabilmektedir. Çünkü simülatörün özellikleri, tedavi ünitesinin özellikleri ile aynıdır. Kontur alınması, kompensatör veya bolus ile ilgili hastanın değişebilir ölçümleri uygun set-up koşulları altında sağlanabilmektedir. Standart ve kişisel koruma blok testleri simülatör ile yapılmaktadır. Modern simülatörlerde, lazer ışığı, kontur çizici ve gölge tepsisi gibi ekipmanlar vardır.

Bazı simülatörlerde tomografi düzeneği mevcuttur. Fakat görüntü kalitesi daha zayıftır.

Simülatör alanlarındaki ilgi çekici gelişme, simülatör içindeki BT tarayıcılarıdır (Khan 1994).

2.2.4 Tedavi planlama sistemi (TPS)

Tedavi planlama sistemi özel bir monitör, film tarayıcı, ışıklı bir dijital yazıcı ve çizici gibi donanımlardan oluşan iki ya da üç boyutta planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen yazılımdan oluşan bir sistemdir. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya

da elektron demetleri oluşturmak ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yöneltmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını elde etmek mümkündür.

Planlama sistemi içerdiği özel algoritmalar yardımıyla, sisteme önceden girilen ışınlama cihazına ait demet enerjisi, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılan-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerden gerekli olanlarını, sonradan girilen hedefe (yani hastaya), tedavi tekniğine (eksternal, brakiterapi , ark vb.) , ışınlamaya (enerji, alan boyutu, SSD vb.) ve kullanılan aksesuarlara (kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametreleri ilişkilendirerek doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, radyasyonun hedef içindeki dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz belirlenebilmektedir.

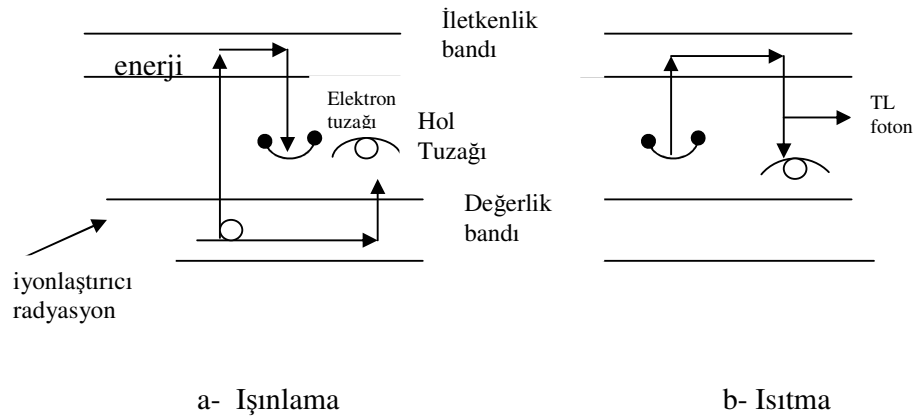
Planlama sistemine tedavide kullanılan cihaza ait dozimetrik parametreler kuruluş aşamasında yüklenmekte ve periyodik olarak kontrol edilmektedir. Hastaya ait bilgiler ise tedavi aşamasında, hastaya ait kontur, bilgisayarlı tomografi, simülasyon filmi, radyografik görüntü vb. kaynaklardan uygun bir biçimde girilmektedir. Hastanın ışınlanacak bölgesinde yer alan kritik organlar, tümör hacmi ve ışınlanması planlanan hedef hacim belirtilmelidir. Daha sonra istenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak, hedef bölge üzerine gönderilmektedir. Yazılım, girilen tüm bilgileri göz önünde tutarak istenilen dozimetrik hesaplamaları gerçekleştirmektedir.

2.3 Diğer Tanımlar

2.3.1 Termolüminesans dozimetre (TLD)

Değerlik bandı (valans bant) ile iletkenlik bandı arasında maddenin yapısındaki bozukluklar ya da kristal içindeki yabancı atomların bulunması nedeniyle yarı kararlı

enerji seviyelerine sahip yasak enerji aralığı bulunan maddeler termolüminesans özellik göstermektedirler. Bu enerji seviyeleri elektron ve holler için tuzak merkezleri oluşturmaktadır. Madde üzerine iyonlaştırıcı bir radyasyon geldiğinde, değerlik bandındaki bazı elektronlar enerji kazanarak iletkenlik bandına gitmekte ya da yasak enerji aralığındaki elektron tuzaklarına yakalanmaktadırlar (şekil 2.4.a). İletkenlik bandındaki elektronlar bir kısmı çarpışmalar yolu ile enerjilerini kaybederek ya valans banda geri dönmekte ya da yasak bölgede elektron tuzaklarına yakalanmaktadırlar. Bu geçişler değerlik bandının hemen üzerinde yer alan hol tuzakları için de mümkündür. Tuzaklanan elektron sayısı soğurulan radyasyon dozu ile orantılıdır. Oda sıcaklığında sığ tuzaklardaki elektronların bazıları iletkenlik bandına geçebilmektedirler. Fakat derin tuzaklardakiler uzun süre burada kalmaktadırlar. Madde ısıtıldığı zaman tuzaklar ve hollerden kaçan elektronlar daha düşük enerji seviyelerine geçerlerken sahip oldukları fazla enerjiyi görünür bölgede ışık olarak yayımlayarak geri vermektedirler. Buna termolüminesans (TL) denir (şekil 2.4.b) (Dirican 2002).

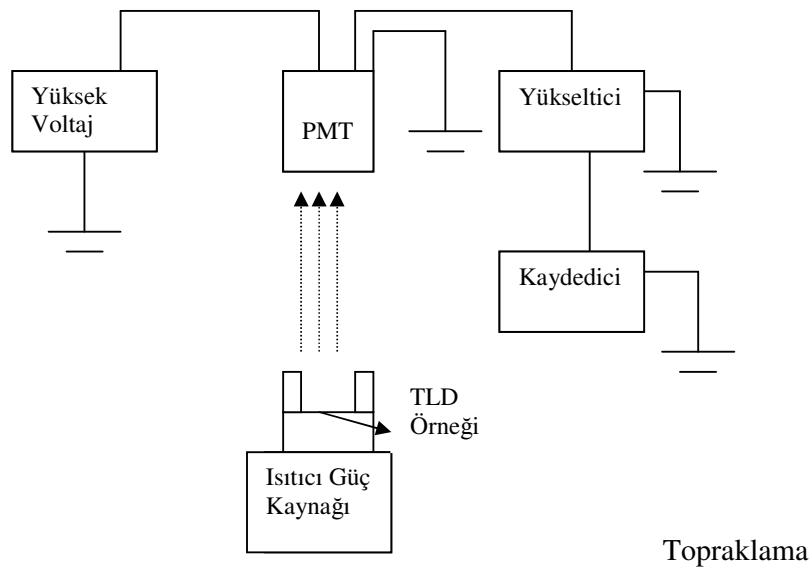


Şekil 2.4 Termolüminesans olayın şematik gösterimi

Şekil 2.4' te TL çıkışının ölçüm parametreleri görülmektedir. Işınlanan TLD örneği ısıtılmaktadır. Soğurulan ışık foto çoğaltıcı tüp (PMT) ile ölçülmektedir. PMT, ışığı elektrik akımına çevirir ve bu akım sayılmakta ve kaydedilmektedir (Khan, 1994)

Medikal uygulamalarda en çok kullanılan TLD kristali olan LiF'nin efektif atom numarası 8,2'dür. Yumuşak dokununki ise 7,4'tür. Klinik dozimetri için oldukça uygundur. LiF' de soğurulan doz, yumuşak dokuda soğurulan doz gibidir.

TLD kalibre edilebilmekte ve buna göre bilinmeyen doz ölçülebilmektedir. Fakat TLD'nin daha önceki etkilerinden kurtulması gerekmektedir. Bunun için LiF ışınlanmadan önce standart olarak fırınlanmalıdır. 400° C' de 1 saat ve sonra 80°C' de 24 saat fırınlanır. Yavaş ısıtmada 80°C'de 24 saat fırınlandığında eğrideki bir ve ikinci pikler ortadan kaldırılır. Yine 100°C'de 10 dakika fırınlama ile birinci ve ikinci pikler yok olur.



Şekil 2.5 TLD okuyucunun şematik diyagramı

TLD' ler medikal uygulamalarda invivo doz ölçümünde önemli bir yere sahiptir.

2.3.2 Fantom

Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan eşdeğeri olan fantomlar kullanılmaktadır. İnsan eşdeğeri olan fantomlardan biri de rando fantomdur. Rando fantom vücut dokusu, kemik, akciğer ve hasta boşluklarına benzer materyallerden oluşmuştur. Rando materyalleri X-ışını ve elektronlar için insan dokusunun radyasyona karşı eşdeğeridir. Rando fantomun radyasyona karşı eşdeğerliliği, en düşük teşhis enerjisinden en yüksek tedavi enerjisine kadar bütün aralığı içermektedir. Rando fantomda yumuşak doku, kemik ve akciğerler doğal yumuşak doku, kemik ve akciğer yoğunluğundadır. Yumuşak dokular ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden olan rando plastiktir. Etkin atom numarası $7,30 \pm \% 1,25$ ve kütle yoğunluğu $0,985 \pm \% 1,25 \text{ g/cm}^3$ tür. Akciğerlerin etkin atom numarası da yumuşak dokuda olduğu gibi 7,30' tür. Fakat kütle yoğunluğu $0,32 \pm \% 0,01 \text{ g/cm}^3$ tür. Bu değer literatürde verilenden biraz yüksektir. Rando kemikleri doğal insan kemikleridir ve insan vücudunda bulunan boşluklar mevcuttur. İnsan şeklinde olan fantom dozimetrik uygulamalar için enine kesitlere ayrılmıştır. Her bir kesitte termoluminesans dozimetrelerin yerleştirilmesi için küçük boşluklar vardır.

Rando plastiği, radyasyon ve fiziksel değişimlere karşı çok duyarlıdır. Anlaşılabilir bir değişim göstermeksizin bir mega rad üzerinde radyasyon soğurabilmektedir. Beton zemine düşmeye dayanıklı olacak esnekliktedir (Khan 1994).

2.3.3 Alan bloklama

RT'de hedef hacim gerekli dozu alırken, normal dokuların ışınlanan hacmin dışında kalması son derece önemlidir. Bu nedenle alandaki sınırlamalar için bloklama kullanılmaktadır. Koruyucu bloklar en çok kurşundan yapılmaktadır. Birçok klinik uygulamada primer ışının bloktan $\% 5$ geçirgenliği kabul edilebilir bir durumdur. Eğer yarı kalınlık değerine (şiddeti yarı değerine düşüren kalınlık, HVL) n denirse;

$$\frac{1}{2^n} = 0,05 \quad 2^n = \frac{1}{0,05} = 20$$

$$n \log 2 = \log 20 \quad n = \frac{\log 20}{\log 2} = 4,32$$

4,5- 5 arası yarı değer tabakası kalınlığında % 5’ den daha az geçirgenlik sağlanır ve klinik olarak bu tavsiye edilir. Yüzeysel ve orta voltaj tedavi için gerekli kurşun tabakası daha incedir. Hasta cildine temas eden yeri balmumu ile kaplanarak kullanılabilir. Megavoltaj aralıklarda ise koruma için gerekli blok kalınlığı artmaktadır. Megavoltaj tedavide koruma blokları blok tepsisi üzerine konulmaktadır. İlave kalın bloklar kullanılarak blok geçirgenliği daha da azaltılabilir. Işın kalitesine göre gerekli blok kalınlıkları çizelge 2.1.’de verilmiştir.

Blokların ışın geometrisinin açılımına (diverjansına) göre şekillendirilmesi idealdir. Bu blok geçirgenliğinden kaynaklanan penumbranın minimum olmasını sağlar.

Çizelge 2.1 Işın kalitesine göre gerekli blok kalınlıkları

Işın Kalitesi	Gerekli Kurşun Kalınlığı
1.00 mm Al HVL	0.2 mm
2.00 mm Al HVL	0.3 mm
3.00 mm Al HVL	0.4 mm
1.00 mm Cu HVL	1.0 mm
3.00 mm Cu HVL	2.0 mm
4.00 mm Cu HVL	2.5 mm
¹³⁷ Cs	3.0 cm
⁶⁰ Co	5.0 cm
4 MV	6.0 cm
6 MV	6.5 cm
10 MV	7.0 cm
25 MV	7.0 cm

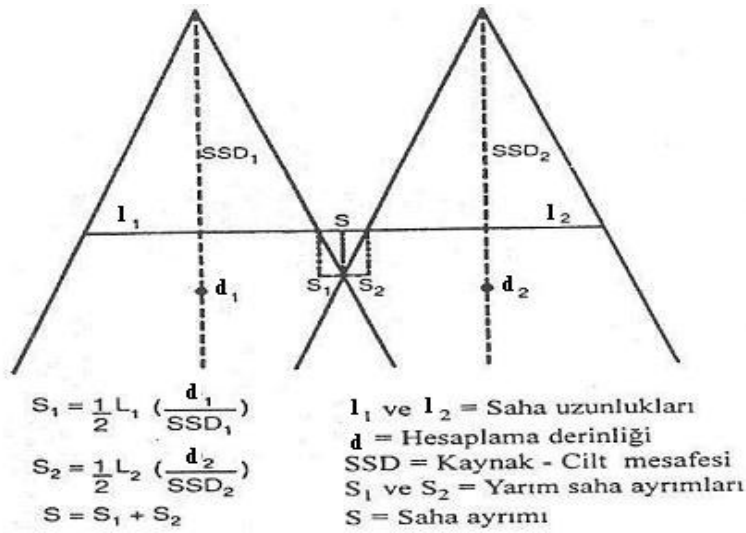
Büyük geometrik penumbranın olduğu ışınlarda fokalize blokların avantajı azdır. Küçük fokal spotu olan ışınlarda, fokalize blok daha uygundur.

Alan şekillendirmede pek çok sistem vardır. Bunlardan biri erime noktası düşük olan Lipowitz (serrobent) alaşımının kullanıldığı sistemdir. Bu alaşımın yoğunluğu 20°C’ de 9,4 g/ cm³’ dür. Bu kurşun yoğunluğunun % 83’üdür ve % 50 Bi, %26,7 Pb, %13,3 Sn ve %10 Cd oluşur. Kurşuna göre avantajı 70°C’ de erimesidir (Kurşunun erime noktası 327°C ve 20°C’ de yoğunluğu 11.35 g/cm³’ dür) ve böylelikle daha kolay şekil alır. Oda sıcaklığında kurşundan daha serttir. Kullanılan diğer bir serrobent ise % 52 Bi, % 18 Sn ve % 30 Pb içeren alaşımdır. Minimum kalınlığı, kurşuna göre yoğunluk oranı tespit edilerek hesaplanmaktadır (Kurşun kalınlığının 1,21 katı). Megavoltaj foton demetlerinde 7.2cm serrobent kalınlığı yaklaşık 6 cm’lik saf kurşun kalınlığına eşittir.

Serrobent bloklama işlemi simülatörden başlar. Simülatör radyografisi ya da port film üzerine, tedavi alanındaki korunacak alanların dış hatları çizilir. Merkezi eksen işaretlenir. Film kullanılarak, elektrikle ısıtılan tel yardımıyla strafor (köpük) kesilir. Düzenek, kaynak ve X-ışını hedefi ile tedavi geometrisini taklit eder. Telin en alt ucu ile film üzerindeki koruma hatları çizilir. Eğer pozitif bloklar, mesela akciğer blokları yapılacaksa, ısıtma sistemi ile blokların kullanılacağı demet enerjilerine göre belirlenecek yükseklikte kesilmiş olan köpük içerisine oyuklar açılır ve erimiş serrobent ile doldurulur. Hava kabarcıklarının olmaması için serrobent yavaşça dökülmelidir. Sıvı metalin sızması için önlem alınmalıdır. Oyukların iç yüzeyi paket bandı ile kaplanmalıdır. Sıvı serrobent soğumaya bırakılır. Soğuyan ve katı hale gelen serrobent blok kalıp içerisinden çıkarılır.

2.3.4 Bitişik iki alanın cilt yüzeyindeki ayrımı (gap)

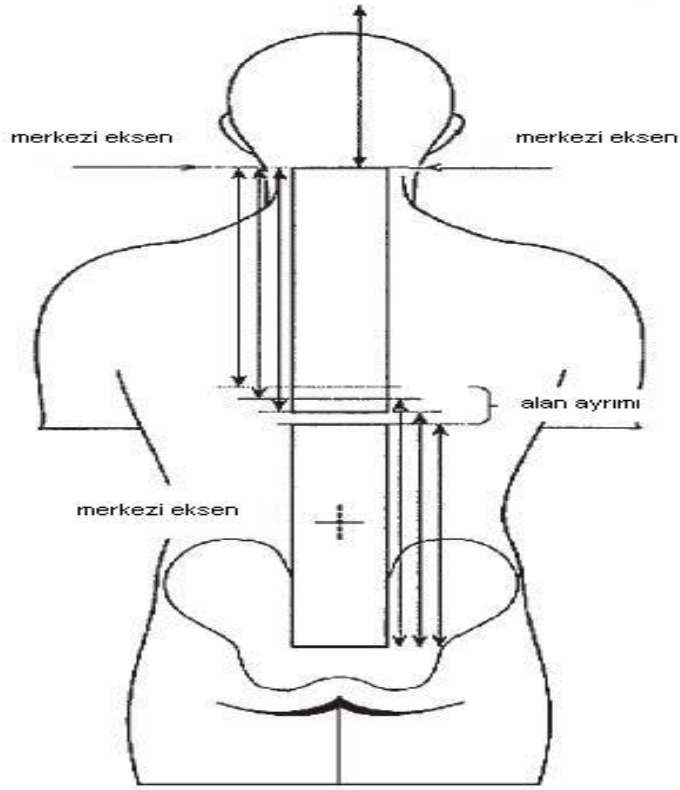
L1 ve L2 gibi birbirine komşu iki alan uzunluğunu dikkate aldığımızda, iki alanın cilt yüzeyindeki ayrımı olan S (gap) aşağıdaki formülle ifade edilir:



Şekil 2.6 Bitişik iki alan arasında bırakılan aralığın (gap'in) formülü

Tedavinin sonuna kadar aynı gap kullanılmaz. Olası hataların önlenmesi için gap kaydırılır. Planlama yapılırken bu durum göz önüne alınarak planlama yapılır. Bu durum aşağıda gösterilmiştir.

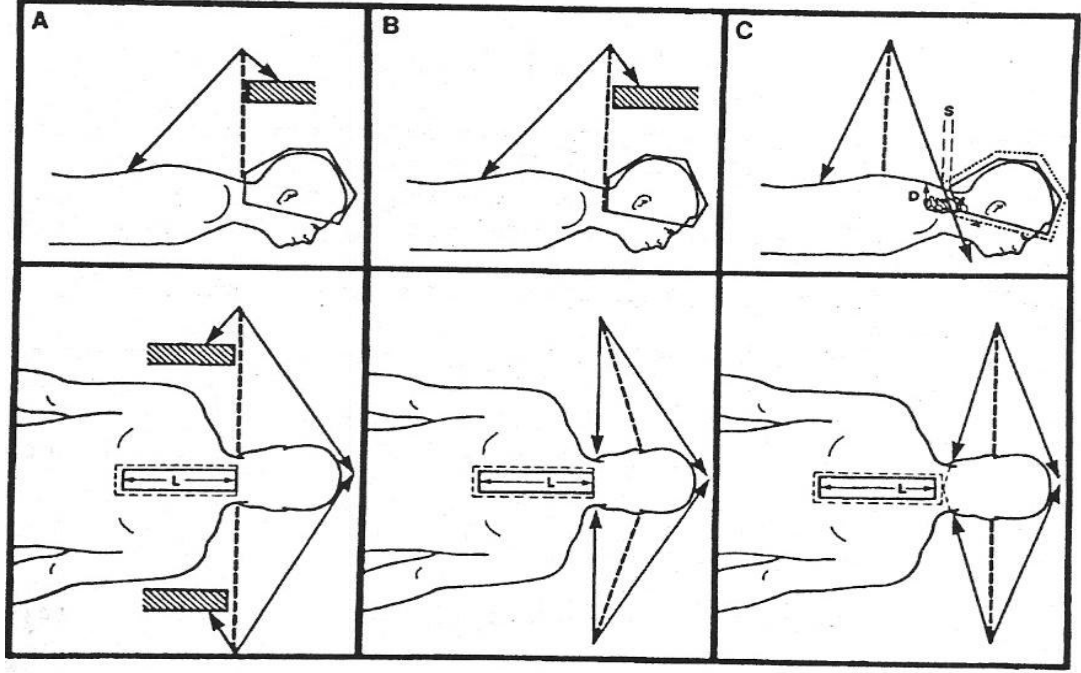
İki birleşim noktası hareketleri, toplam dozun üçte biri ya da üçte ikisinde yapılır. Spinal alan merkezi eksenini kranial alandan 0,5 cm kaydırılır ve tüm kranial alan boyutu 0,5 cm'lik genişlemeye karşılık yine bu miktarda azaltılıp, kranial alanın alt kenarı ile spinal alanın üst kenarı arasındaki uygunluk ve yakınlık korunur.



Şekil 2.7 Gap'in kaydırılması

2.3.5 Ortogonal (birbirine dik) alanlarda çakışmayı önlemek için bazı teknikler

Bu teknikler, (özellikle omuriliğin çakışan demetler içinde olabileceği baş boyun bölgesinde) birden fazla spinal alan ile tedavisi yapılan medullablastoma'da ve birçok alanlı meme tedavilerinde gerekli olmaktadır. Üst üste çakışmayı önlemek için yaygın bir çözüm, yarı blok kullanmaktır, böylece bitişik yan kraniyal ve üst spinal alanlar demet merkezi eksenine dik olurlar. Diğer bir teknik iki alan arasına 's' ile ifade edilen bir boşluk bırakılır. Bu boşluk yukarıda ayrıntıları ile anlatılmıştır.



Şekil 2.8 Ortogonal alanlarda çakışmayı önlemek için bazı teknikler

A: Işın bölücü, alanın yarısını kapatan blok, yan kraniyal ve üst spinal alanı birleştirmek için kullanılır. **B:** Yan alanların diverjansı, yanal demetleri açılarak ta önlenabilir. **C:** 'Gap tekniği' yukarıda ayrıntılarıyla açıklanmıştır

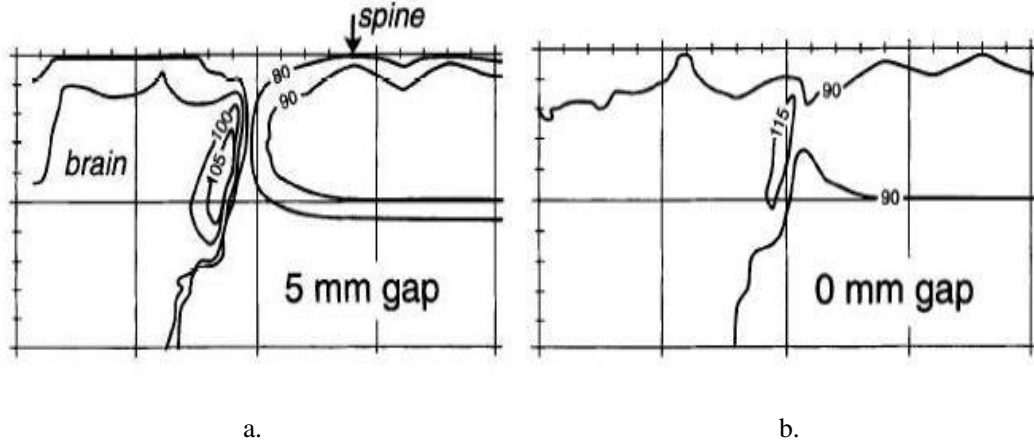
Tüm beyin alanları birleşim yerinin uygunluğunu sağlamak için kolimatör aşağıdaki formül ile verilen Θ açısı kadar döndürülür.

$$\tan \Theta^{-1} = \left(\frac{1/2 \text{ spinal alan uzunluğu}}{SAD} \right)$$

Kraniyal alan ile spinal alan arasındaki demet diverjansı problemini ortadan kaldırmak için, masa zeminde aşağıdaki formülle verilen α açısı kadar döndürülür.

$$\tan \alpha^{-1} = \left(\frac{\frac{1}{2} \text{kraniyal alan uzunlu\u011fu}}{SAD} \right)$$

Yukarıda anlatıldığı gibi spinal ve kraniyal alanlar arasına 0,5cm gap bırakıldığı zaman oluşan doz dağılımı aşağıda şekil 2.9 a’da görülmektedir. Şekil 2.9 b’de de spinal alan ile kraniyal alanlar arasına gap bırakmadan, alan kenarlarını birbirlerine bitiştirdiğimizde oluşan doz dağılımı görülmektedir.



Şekil 2.9 Sıcak ve so\u011fuk noktalar

Hedef alanı dışında, belirlenmiş hedef dozundan daha y\u00fcksek doz alan nokta sıcak nokta, daha d\u00fcş\u00fck doz alan nokta ise so\u011fuk nokta adını alır. Klinik olarak anlamlı olabilmesi i\u00e7in 2 cm²’ lik alanı kaplaması gerekmektedir (Khan 1994).

2.3.6 Doz- Hacım Histogramı (DVH)

Doz- hacım histogramları, \u00fc\u00e7 boyutlu tedavi planlamasında, hastanın anatomisine ait doz da\u011fılım bilgilerinin elde edilmesini sa\u011fırlar. \u00dc\u00e7 boyutlu doz da\u011fılımındaki t\u00fcm bilgilerin \u00f6zeti niteli\u011findedir. Basit\u00e7e, tanımlanan hacimlerde doz de\u011ferlerinin da\u011fılım

frekanslarını temsil eder. Genellikle toplam hacim yüzdesi olarak görüntülenir. Normal doku komplikasyon olasılığının (NTCP) hesaplanmasında kullanılırlar.

İki çeşit DVH' ı vardır:

1- Direkt (diferansiyel) DVH : Bilgisayar, voksel numarası ile verilen aralıktaki ortalama dozu toplar ve dozun fonksiyonu olarak çizer. Hedef hacim için ideal DVH, tanımlanan dozun istenilen hacmin tamamına verildiğini gösteren tek kolonun işaretlendiği DVH' ıdır. Kritik yapıların DVH' larında farklı dozları farklı hacımlara verilmesi nedeniyle çok pik gözlenir.

2- Kümülatif (cumulative) DVH : Geleneksel olarak sorulan '% izodoz eğrilerinin kapsadığı hacim ne kadardır?' sorusuna direkt DVH' ı ile yanıt verilemez. Bunun için kümülatif DVH' ı kullanılır. Bilgisayar, hedef hacmine (veya kritik yapıya) verilen dozu hesaplar ve bu hacme (hacim yüzdesi) karşı dozları çizer. Kümülatif DVH' a 0 Gy doz için % 100 hacimle başlanır ve bütün hacımların aldığı doza kadar devam eder.

3. MATERİYAL ve YÖNTEM

3.1 Materyaller

Çalışmada GATA Radyasyon Onkolojisi A.D.'nda bulunan Theratron 780E Co-60 teleterapi cihazı, Philips SL 25 multilif kolimatörlü lineer hızlandırıcı cihazı, Mecaserto simülatör cihazı, Thereplan Plus 2000 tedavi planlama sistemi, Victoreen 2800 TLD okuyucusu, TLD-100 termoluminesans dozimetreleri ve Rando fantom kullanılmıştır.

3.1.1 Theratron 780E Co-60 teleterapi cihazı

Yapay olarak elde edilen Co-60 radyoaktif kaynağının kullanımıyla oluşmuş teleterapi cihazıdır. Kaynak, kurşun korumalı çekmece içine yerleştirilmiştir. Açık pozisyonda çekmece öne doğru hareket ederek kaynağın yüzü açıklığa bakar. Kapalı pozisyonda kaynak ilk durumuna döner. Kaynağı hareket ettiren hava tankı belirli sürelerde yeniden şarj edilmektedir. Kaynağın aktivitesi 15000 Ci ise 1 m mesafede havada soğurulan doz hızı 250 cGy/dk ve 13400 Ci ise 220 cGy/dk'dır.

Tedavi kafası $\pm 180^\circ$ dönme yeteneğine sahiptir ve radyasyon demeti 360° dönme hareketi ile verilebilir. Cihazda birbirinden bağımsız hareket eden iki kolimatör sistemi bulunur. Kolimatör geçirgenliği %2' den daha azdır. Kaynak diyafram mesafesi (SDD) 45 cm ve kaynak izomerkez mesafesi (SAD) 80 cm'dir. Cihazda bu mesafeyi belirten ışıklı bir gösterge bulunur. Kolimatör alan boyutları 5x5 cm' den 35x35 cm' ye kadar açılabilir.

Tedavi masasının durgun yük kapasitesi 136 kg' dır. Blok taşıyıcı tepsinin (tray) yük kapasitesi ise 20 kg'dır. Cihazla farklı boyutlarda 30°, 45° ve 60°'lik kama filtreler kullanılabilmektedir.

3.1.2 Philips SL 25 lineer hızlandırıcı cihazı

Philips SL 25 lineer hızlandırıcı cihazı, 6 MV ve 25 MV enerjili iki foton enerjisine, 4, 6, 8, 10, 12, 15, 18, 20 ve 22 MeV enerjili dokuz elektron enerjisine sahip multilif kolimatörlü bir lineer hızlandırıcıdır. Tungstenden yapılan ve potansiyel farkı uygulanarak ısıtılan bir flamandan salınan 50 KeV enerjili elektronların, magnetron tarafından üretilen 3000 MHz frekanslı elektromanyetik dalgalara bindirilerek hızlandırılması prensibiyle çalışır. Elde edilen yüksek enerjili elektronlar direkt olarak yüzeyel tümörlerin tedavisinde kullanılabildiği gibi, tungsten bir hedefe çarptırılarak X-ışınları elde edilebilir.

Philips SL 25 lineer hızlandırıcı cihazının ışınlama kafası içinde sırayla tungsten hedef, hareketsiz birincil kolimatör, ışın tedavisinde kullanılan tungsten, wolfram ve alüminyum kombinasyonu olan ve bir çanı andıran düzleştirici filtre, iki tane monitör iyon odası, 60°'lik motorize kama filtre (wedge), 40 çift liften oluşan multilif kolimatör sistemi ve ayna sistemi bulunur.

Cihaz 360° gantri, 360° kolimatör, 180° tedavi masası rotasyonu yeteneğine sahiptir. Ayrıca tedavi masası düşey, ileri-geri ve yatay doğrultularda hareket edebilmektedir. Hastanın tedavi konumunu sabitlemede kullanılan iki ayrı doğrultuda (düşey- yatay) üç lazer ve kaynak cilt mesafesini gösteren ışıklı bir gösterge mevcuttur. Hastaya gönderilebilen ışın demetinin boyutları 2x2 cm² ile 40x40 cm² arasındadır. Kolimatör yaprakları tarafından bloklanmış alanda herhangi bir noktadaki geçirgenlik % 5' den fazla değildir.

Tüm multilif sistemi bir kontrol bilgisayarı, tedaviye girecek olan hastanın tedavi alanlarının oluşturulabilmesi için gerekli konumlarının radyasyon türü ve enerjisinin girildiği bir kontrol ünitesi ve renkli monitör gösterge bileşenlerinden oluşmaktadır. Multiliflerin konumları monitörde izlenebilmektedir.

3.1.3 Mecaserto simülatör cihazı

Simülatör cihazı, lineer hızlandırıcı ve Co-60 teleterapi cihazlarının taşıdığı özelliklere sahiptir.

3.1.4 Rando fantom

Rando fantomda yumuşak doku, kemik ve akciğerler doğal kemik, yumuşak doku ve akciğer yoğunluğundadır. Rando kemikleri doğal insan kemikleridir. Rando fantom 2,5 cm kalınlığında enine kesitlerden oluşmuştur. Her bir kesitte 3x3 cm² aralıklarla dozimetre yerleştirmek için boşlukları vardır. Dozimetre boşlukları standart 5-6 mm çapındadır. Çalışmada kullandığımız rando fantom şekil 3.3'te görülmektedir.

3.1.5 TLD-100 termolüminesans dozimetreler

TLD-100 termolüminesans dozimetreler doğal LiF (lityum florür) kristallerinden yapılmıştır. Doku eşdeğeri olmaları, radyasyonu doku gibi soğurmaları nedeniyle, medikal fizik alanında invivo ve invitro doz ölçümlerinde tercih edilirler.

TLD-100 termolüminesans dozimetreler' in ışıma eğrisinde 5 karakteristik pik görülür. Ancak bunlardan yaklaşık 195°C' de olan pik dozimetrik piktir ve radyasyon dozuyla ilgili bilgiyi verir. Oda sıcaklığında saklanan TLD' lerde 12 hafta içerisinde meydana gelen ışıma kaybı pikte %5' tir. Bundan dolayı TLD-100 termolüminesans dozimetreler doz ölçümünde tercih edilir. Ayrıca TLD-100 termolüminesans dozimetrelerin enerji bağımlılıkları az, duyarlılıkları da yüksektir.

3.1.6 Victoreen 2800 TLD okuyucu

TLD'leri yaklaşık 450°C' ye kadar kademeli olarak ısıtarak doz okuyan bir sistemdir. Kristalin ısıtılması için elektrik akımı kullanılmaktadır. Sistemin başlıca kısımları yüksek voltaj kaynağı, ısıtıcı, kristalin ısı ile uyarılması sonucu yayılan termolüminesansı elektrik akımına çeviren foto çoğaltıcı tüp (PMT), yükseltici ve kaydedicidir.

3.2 Yöntem ve Teknikler

Merkezi Sinir Sistemi kanserlerinin BOS'a ekilim riskinin yüksek olduğu tüm türlerinin radyoterapi ile tedavisinde uygulanan iki yöntem vardır. Bu çalışmada bu iki yöntem ele alınmıştır. Bunlar Supine (sırtüstü) ve Prone (yüzüstü) pozisyonlarıdır.

Çalışmada, erkek rando fantom ile simülatör cihazında supine ve prone pozisyonlarında kraniyospinal ışınlama simülasyonu yapılmıştır. Simülatör filmleri çekilip simülasyonun doğruluğu kabul edildikten sonra tedavi planlama sistemine aktarılan BT kesitleri üzerinde, her kesitte bulunan hedef hacim, kritik organlar ve dış kontur çizilerek üç boyutlu sanal rando fantom elde edilmiştir. Bu sanal rando fantom üzerinde

ışınlama alanları yerleştirilerek her iki teknik ve Co-60 ve Lineer Hızlandırıcı cihazları için ayrı ayrı tedavi planlamaları yapılmıştır. İki planlamada da torakal ve lumbasakral vertebra alanları için sabit SSD yöntemi, karşılıklı iki tüm beyin alanları için ise SAD yöntemi uygulanmıştır. Lineer hızlandırıcı ile yapılacak olan ışınlamalar için SSD = 100 cm ve Co-60 teleterapi cihazı ile yapılacak olan ışınlamalarda ise SSD = 80 cm olarak alınmıştır. Rando fantomun tedavi edilecek alanı kapsayan kesitlerine hedeflenen bölgelerdeki doz değerlerini ölçmek için uygun konumlara TLD-100 termolüminesans dozimetreler yerleştirilmiş ve fantomun ışınlama alanlarına 50 cGy'lik test dozu uygulanmıştır. Işınlamalar üçer defa yapılmış ve her ışınlamadan sonra TLD değerleri okunmuştur. Elde edilen TLD-100 termolüminesans dozimetre okuma değerleri ile tedavi planlama sistemindeki değerler karşılaştırılarak uygulamanın doğruluğu kontrol edilmiştir. Tüm bu işlemler her teknik için ayrı ayrı tekrarlanmıştır.

3.2.1 Supine pozisyonu

Hastanın sırt üstü yattığı pozisyonudur. Hasta başını, sırtüstü yatarken kullanılan baş yastığına koyar ve tedavi süresince aynı yastığı kullanarak pozisyonunda oluşabilecek muhtemel değişiklikler engellenmiş olur. Supine pozisyonu, prone pozisyonundan daha konforlu, tekrarlanabilir ve kolaylıkla uygulanabilir bir pozisyonudur. Simülasyonda sıkıntı doğuran bir yönü ise, kraniyal alanların spinal alanlar ile kesişim noktasının gözle görülemiyor olmasıdır. Simülasyon hastanın ön tarafından yapılır tedavi ise, cihaz kafası 180° döndürülerek uygulanır. Şekil 3.1'de supine pozisyonunda yatırılmış sabitlemesi yapılmış bir hasta görülmektedir.



Şekil 3.1 Supine ile pozisyon verilmiş bir hasta

3.2.2 Prone pozisyonu

Hastanın yüzüstü yattığı pozisyonudur. Hastanın başını koyabilmesi için “prone yastığı” kullanılır. Bu yastık çenenin ışınlama alanı içine girmemesi ve çene-göğüs arası boşluğu büyötmek için açılabilir özelliktedir. Hasta alın ve çene kısımlarını yaslar böylece burun ve ağızdan rahat nefes alıp verebilmektedir. Bu pozisyon, yan kraniyal alanın alt sınırı ile spinal alanın kesişim noktasının rahatlıkla gözlenebilmesine ve alan sınırlarının hasta cilt yüzeyine çizilebilmesine olanak sağladığı için radyasyon onkoloğunun işini kolaylaştırır. Fakat hasta yüzünün aşağı doğru olması anestezi uzmanı için büyük bir problemdir. Prone yastığının üretiminde sadece sabitlemeye önem verildiğinden bazı tüp veya maskelerin kullanımı düşünölmemiştir. Anestezi verilmeden, hareketsiz kalmanın önemini kavrayamayan özellikle çocuk hastalar sıklıkla kıpırdanırlar ve pozisyonlarında önemli değışimlere yol açarlar. (4, 5) Prone ile pozisyon verilmiş çocuk hasta şekil 3.2’de görölmektedir.



Şekil 3.2 Prone pozisyonunda yatırılmış bir çocuk hasta

3.2.3 Tedavi alanlarının set-up işlemi

3.2.3.1 Kraniyal alanlar

Kraniyal ışınlama karşılıklı paralel iki yan alandan uygulanmıştır. Kraniyal alanlar (şekil 3.3 ve şekil 1.1) tüm beyni kapsar şekilde C₂ vertebranın altından geçen hatta kadar uzatılır. Merkezi ışın pineal bölgede sabit olmak üzere simülasyonu yapılmıştır. Alanın alt kenarında rando fantom için özel olarak hazırlanan ve gözleri, yüzün ön kısmını, üst solunum yollarını koruyan kurşun blok hazırlanarak konulmuştur. Test ışınlaması yapılırken Lineer hızlandırıcı cihazında multilif kolimatörler ve Co-60 teleterapi cihazında ise hazır bloklar kullanılmıştır. Kraniyal ve spinal alan birleşiminde “Gap” bırakılmıştır.

Sağ ve sol karşılıklı paralel kraniyal iki yan alan

Tedavi hacmi : Tüm beyin + C_2 / C_3 vertebra hattı

Işınlama tekniği : SAD tekniği

Gantry açısı : 90° ve 270°

Alan büyüklüğü : 18.8 cm x 21.1 cm

Enerji : 6MV X-ışını veya Co-60 γ

Test dozu : 50 cGy

3.2.3.2 Spinal Alanlar

Spinal alanlar (şekil 3.3 ve şekil 1.1) bir superior ve bir inferior alandan oluşmuştur. Kolimatör açıklığı tüm spinal kordun C_2 / C_3 vertebralardan S_2 / S_3 vertebralara kadar olan alan uzunluğunu kapsamadığından iki tedavi alanına ayrılmıştır. Alt ve üst spinal alanların birleşim yerinin L_1 / L_2 de olması tercih edilmiştir. Üst spinal alanın üst sınırı yan kraniyal alanların alt sınırı ile komşu olup uygun birleşim için yeterli ölçüde boşluk “Gap” bırakılmıştır. Üst spinal alanın alt sınırı ise, L_2 yi içine almıştır. Üst spinal alan sabit bir ışın merkezine sahiptir. Yan alan sınırları her bir pedikülün yan ucunun 1 cm açığında olacak şekilde ayarlanmıştır.

Alt spinal alanın alt sınırı sabit olup S_2 yi içine almış ve hemen altında sona ermiştir. Sinir uçları sakrum içinde yatay dağıldığı için bu alan daha geniş alınmıştır. Sakrum haricinde kalan lomber vertebraların iki yanına kurşun koruma ile genişlik üst spinal alanın genişliğine düşürülmüştür.

Alt ve üst spinal iki posterior alan

Tedavi hacmi : C_2 / C_3 vertebra hattından

S_2 / S_3 hattına kadar tüm spinal kolon

Işınlama tekniği : SSD tekniği

Gantry açısı : Prone 0° , Supine 180°

Enerji : 6 MV X-ışını veya Co-60 γ

Test dozu : 50 cGy

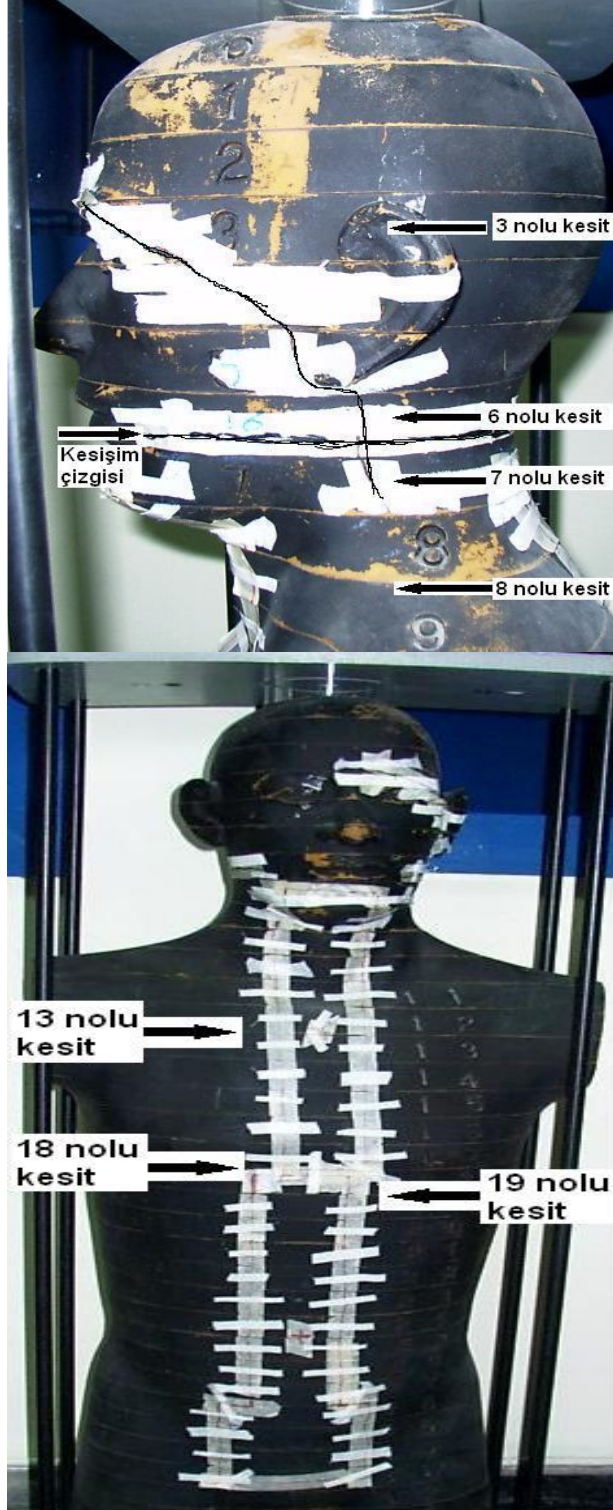
Alan büyüklüğü : Prone Supine

Üst Spinal 5.6 cm x 29 cm 5.6 cm x 28.1 cm

Alt Spinal 11.6 cm x 34 cm 10.6 cm x 34.2 cm

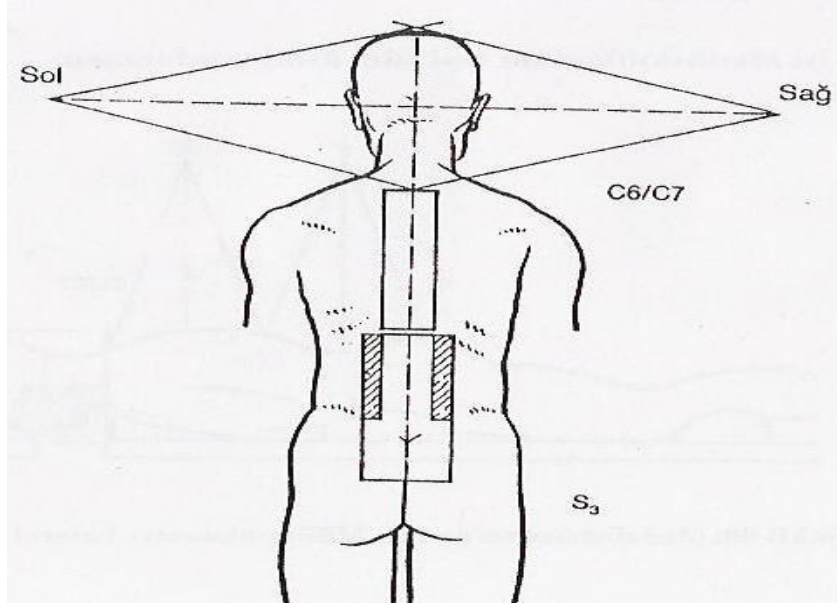
Ortogonal alanların birleşim yeri problemleri ve değişik çözüm yöntemleri bölüm 2.3.5'te anlatılmıştı. Biz ölçümlerimizi yaparken bu değişik tekniklerden yalnızca “Gap” tekniğini kullandık. Gap tekniğinde bitişik alanların boyları ve tedavi derinliklerine bağımlı bir formülle hesaplanan ve iki alanın kesişim bölgesine uygulanan bir boşluk (Gap) bırakılmaktadır. Bırakılan boşluğun ne kadar olacağının hesabı ise bölüm 2.3.4'te ayrıntılı olarak anlatılmıştı.

Rando fantomun bilgisayarlı tomografisini (CT) çektiler, CT görüntüleri dijital yazı aracılığıyla tedavi planlama sistemine aktarıldı. Bu görüntüleri kullanarak tedavi planlama sisteminde üç boyutlu tedavi planlamaları yapıldı. Simülatörde simülasyonu yapılarak alanları rando fantom üzerine çizildi. Alanların uygun konumlarına TLD'ler yerleştirildi. Supine ve prone pozisyonlarında Co-60 teleterapi ve Lineer hızlandırıcı cihazları için 50cGy'lik test dozu ile üçer ışınlama yapıldı. Her ışınlama sonunda TLD'ler okunup değerleri kaydedildi. TLD'lerin yerleştirildiği kesitlerin bazıları aşağıdaki şekillerde görülmektedir.

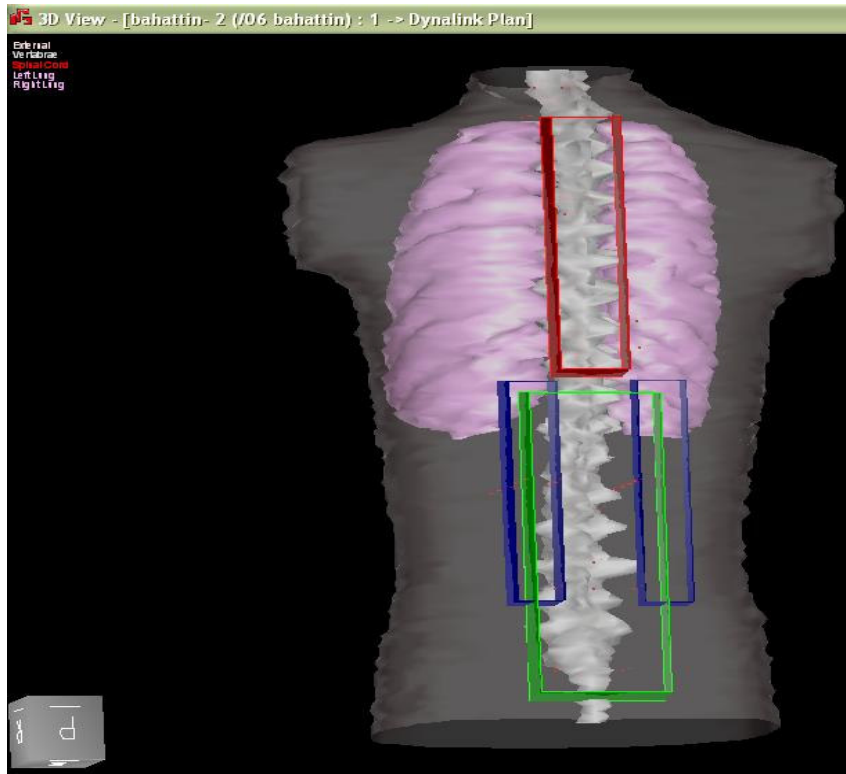


Şekil 3.3 Üstte kraniyal alanlar ve kraniyal-üst spinal alanlara ait kesişim çizgisi, altta ise rando fantoma ait genel bir görünüm ve spinal alanlar

Ayrıca değerlendirmede kullandığımız TLD'lerin Rando-fantom üzerindeki konumları görülmektedir.

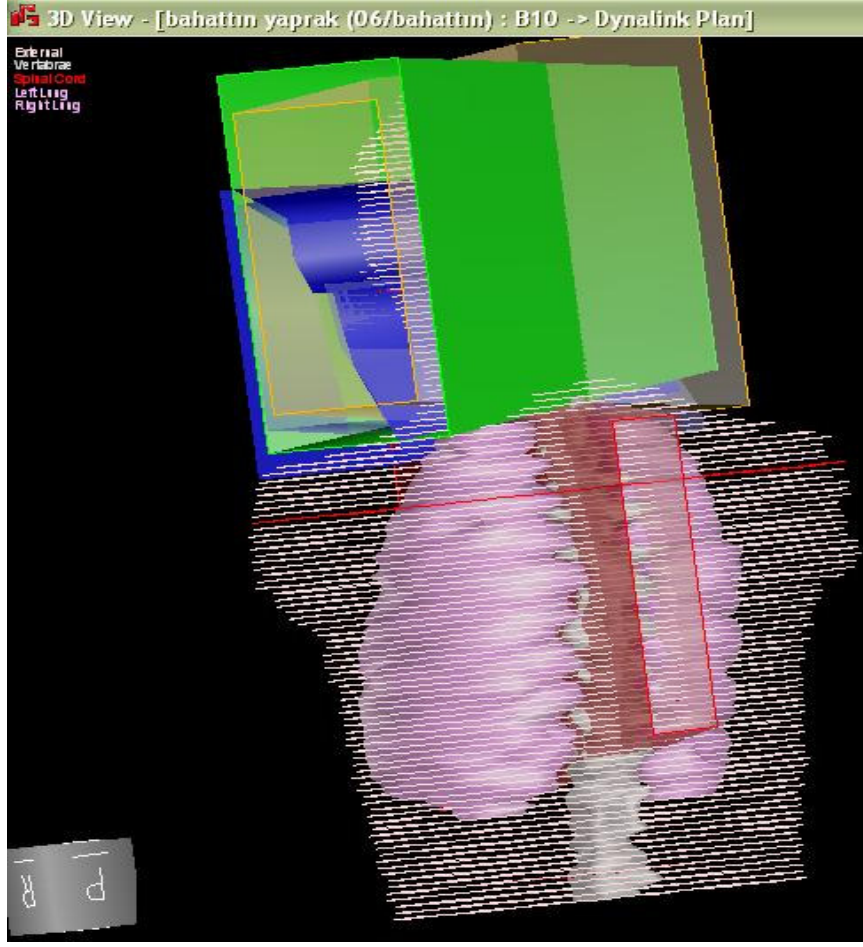


Şekil 3.4 Tüm MSS ışınlama alanlarının şematik gösterimi



Şekil 3.5 Tedavi planlama sisteminden alınan planlama görüntüleri

Şekilde üst-alt spinal alanlar ve bırakılan gap görülmektedir. Mavi renkli alanlar bloklama bölgesidir.



Şekil 3.6 Tedavi planlama sisteminden alınan planlama görüntüleri

Kraniyal üst spinal alanlar, bırakılan gap ve mavi ile bloklü alan görülmektedir.

ARAşTIRMA BULGULARI

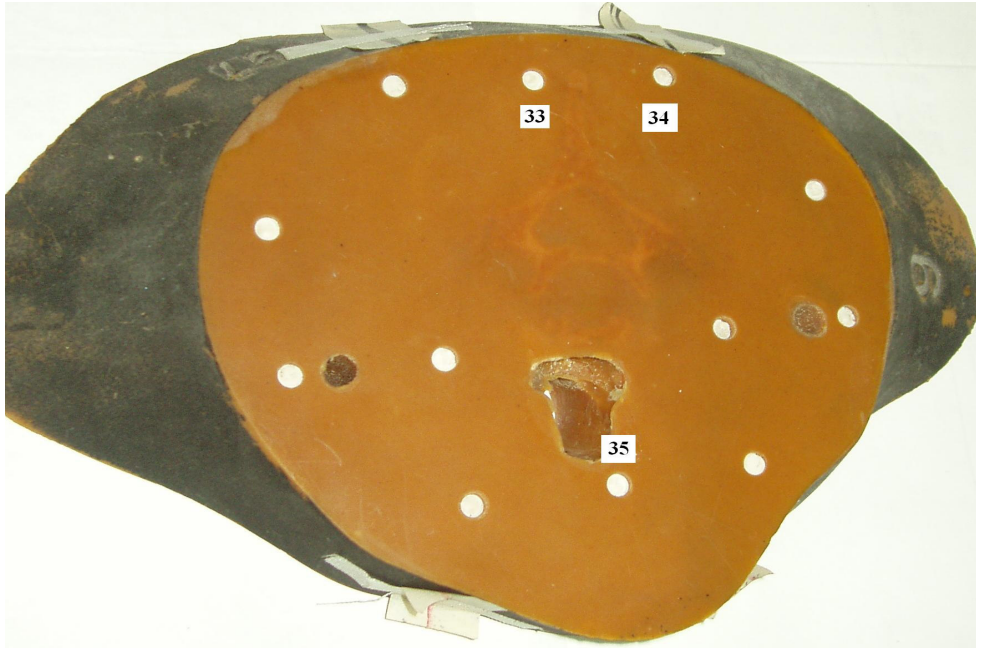
Bu çalışmada, erkek rando fantom supine ve prone pozisyonlarında Lineer hızlandırıcı cihazında 6MV X-ışınları ve Co-60 teleterapi cihazında γ ışınları ile ışınlanmıştır. Işınlamalarda daha önce belirlenen kesitlere TLD'ler yerleştirilmiştir. Her ışınlamada 50cGy'lik test dozu uygulanmıştır. Aşağıda alan birleşim yerleri ve bunların st ve alt kesitlerinin ve alan merkezlerinin kesit görüntüleri yer almaktadır. Bu kesit görüntülerinin rando fantomda hangi konumda bulundukları şekil 3.3'te görülmektedir.



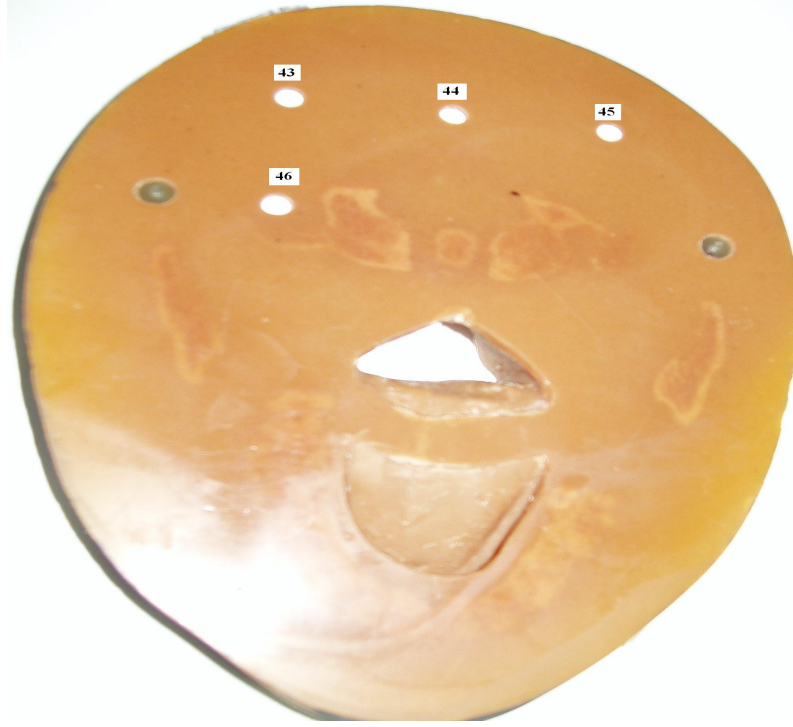
şekil 4.1 Kafa-st spinal keşişim bölgesi (7 nolu kesit)



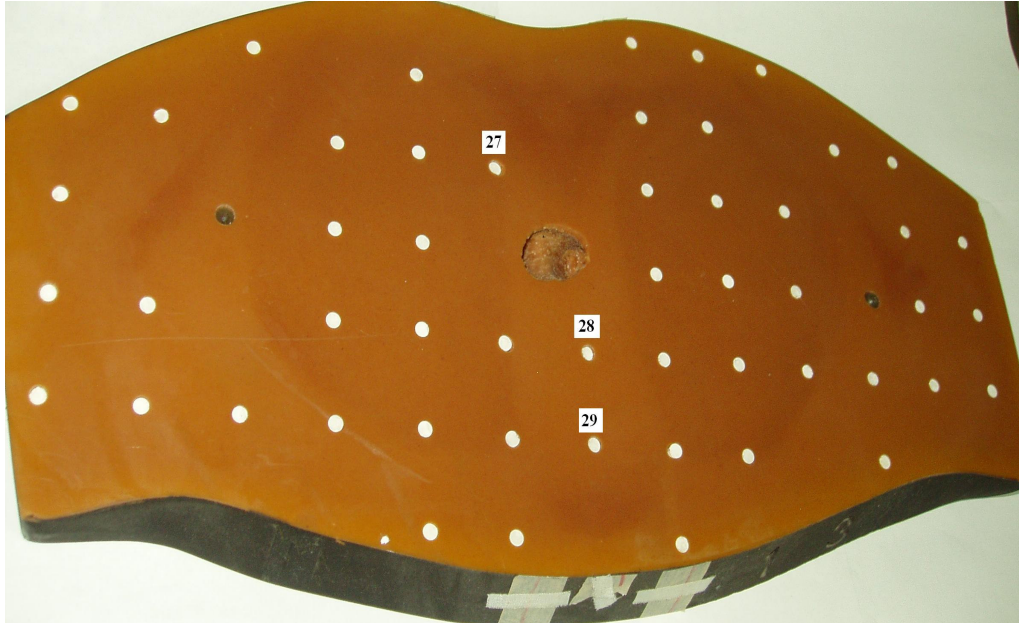
Şekil 4.2 Kraniyal demet merkezi (3 nolu kesit)



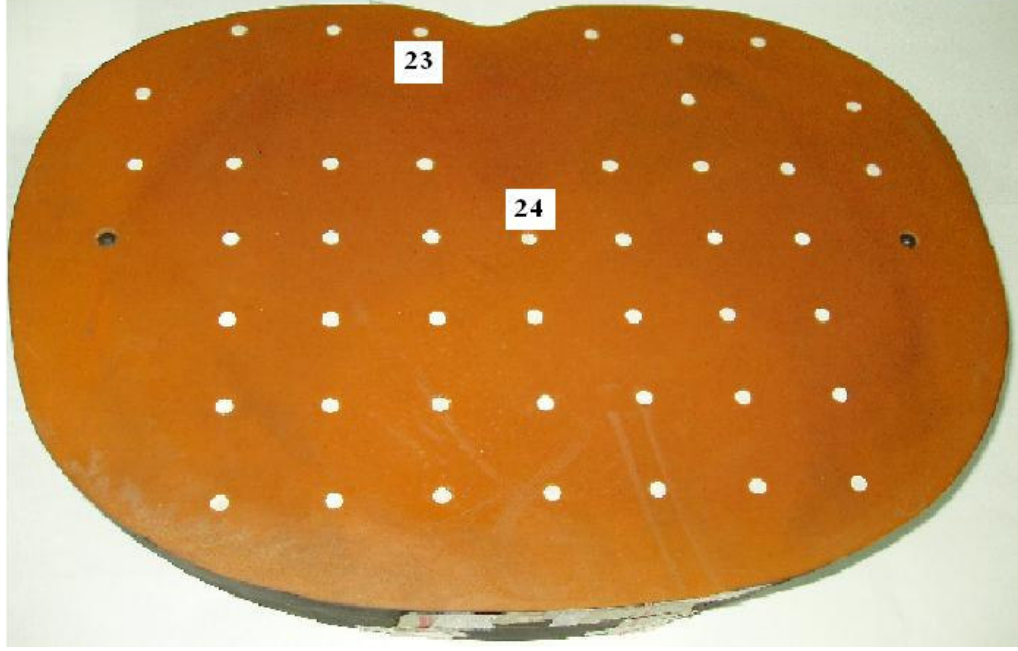
Şekil 4.3 Kafa-üst spinal kesişimi üst kesiti (9 nolu kesit)



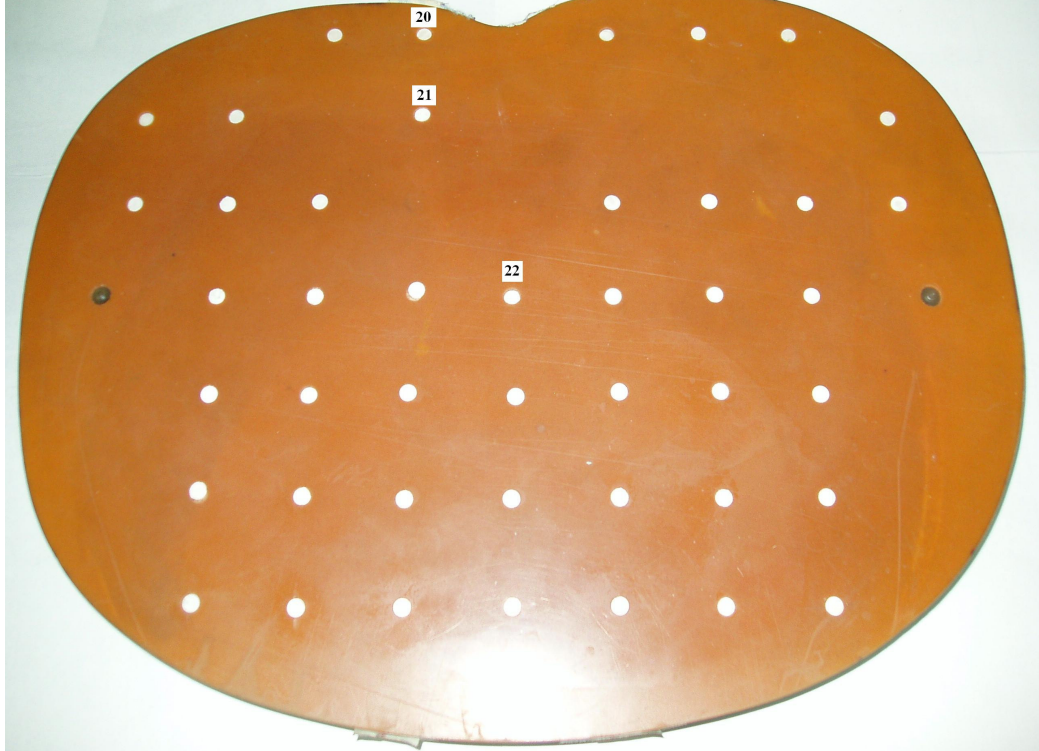
Şekil 4.4 Kafa-üst spinal kesişim alt kesiti (6 nolu kesit)



Şekil 4.5 Üst spinal demet merkezi (13 nolu kesit)



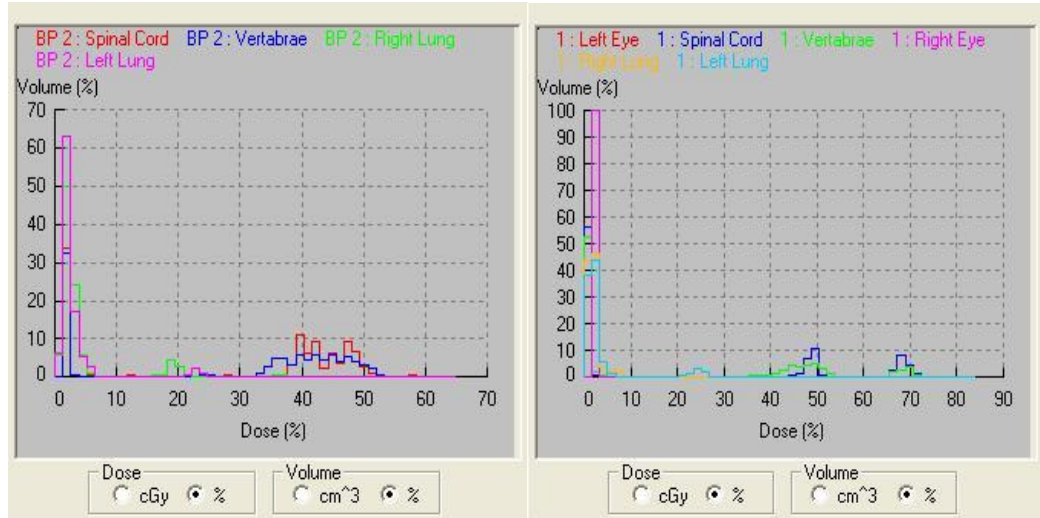
Şekil 4.6 Üst-Alt spinal kesişim kesiti (18 nolu kesit)



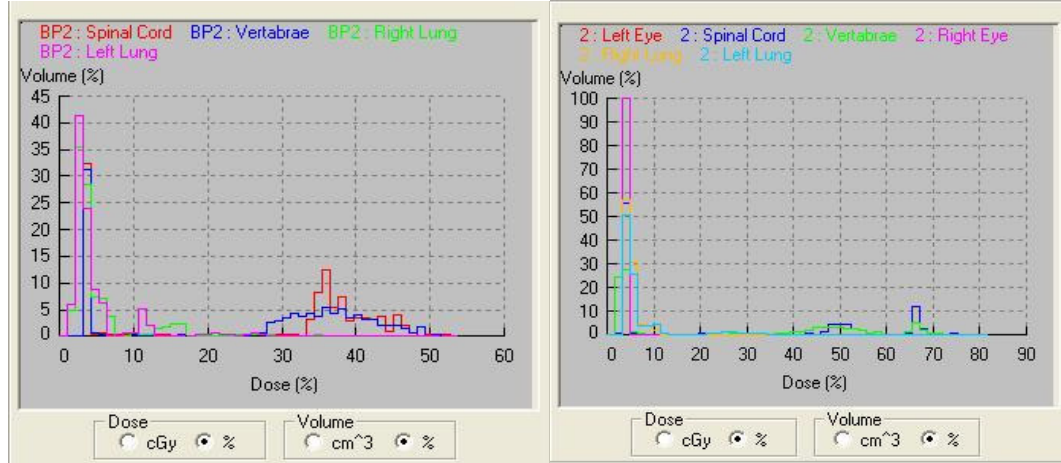
Şekil 4.7 Üst-Alt spinal kesişiminin bir alt kesitine ait görüntü (19 nolu kesit)

TLD-100 termoluminesans dozimetrelerinin soğurduğu doz değerleri ile bilgisayarlı tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri karşılaştırılmıştır. TLD'ler için seçilen ölçüm noktaları ışınlama tekniklerindeki sıcak soğuk alan problemini irdelenecek noktalardır. Bu karşılaştırmalar çizelge 4.1'de Lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV X-ışınları ile Alt spinal-Üst spinal alan kesişim bölgesi için, 4.2'de Lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV X-ışınları ile Tüm kraniyal-Üst spinal alan, 4.3'de Co-60 γ ışınları ile Alt spinal-Üst spinal alan, 4.4'te ise Co-60 γ ışınları ile Tüm kraniyal-Üst spinal alan kesişim bölgesi ışınlama sonuçları görülmektedir.

Ayrıca yine göz ve akciğer gibi kritik organların aldığı dozları belirlemek amacı ile tedavi planlama sisteminden doz hacim histogramları çizdirilmiştir.

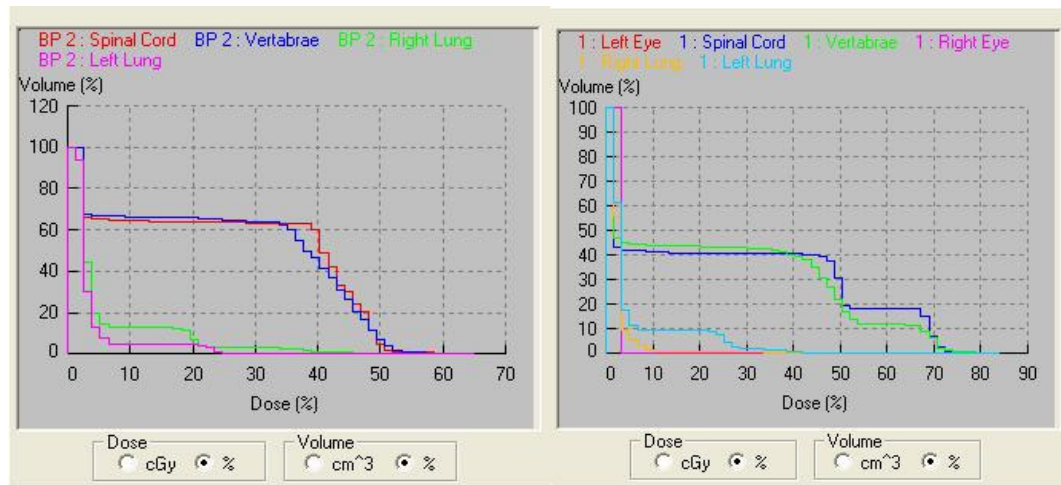


Şekil 4.5 6 MV X-ışınları ile ışınlamada solda Alt-Üst spinal alanlara ait DVH, sağda ise Kraniyal-Üst spinal alanlara ait DVH, sol ve sağ akciğerlerin, omurların ve spinal kordun aldığı dozlar ve hacim yüzdeleri'nin grafiği

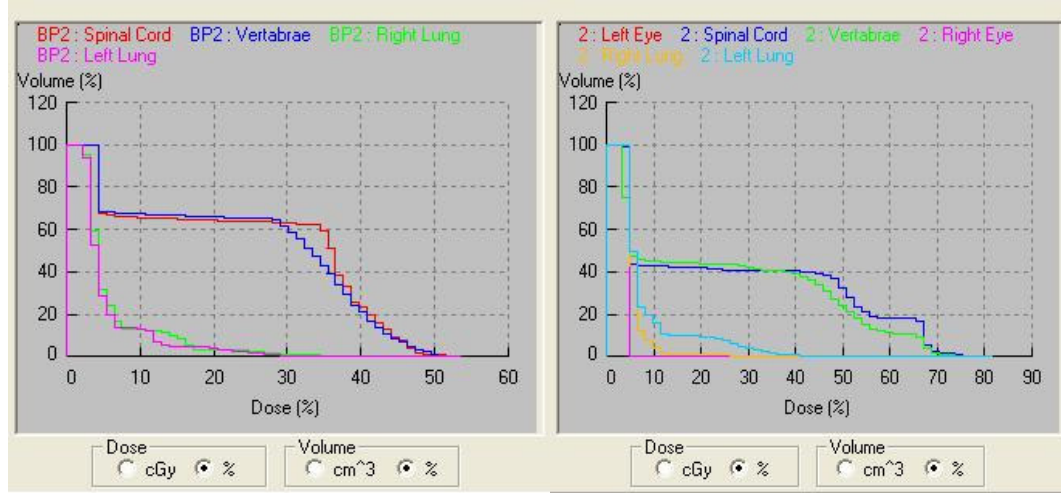


Şekil 4.7 Co-60 γ ışınları ile ışınlamada solda Alt-Üst spinal alanlara ait DVH, sağda ise Kraniyal-Üst spinal alanlara ait DVH, sol ve sağ akciğerlerin aldığı dozlar ve hacim yüzdeleri'nin grafiği

Doz-Volüm histogramlarından da görüldüğü gibi kritik organ sayılan sağ ve sol gözler ile sağ ve sol akciğerlerin çok düşük hacimlerinin çok düşük dozlar aldığı gözlemlenmektedir.



Şekil 4.9 6 MV X-ışınları ile ışınlamada solda Alt-Üst spinal alanlara ait Kümülatif DVH, solda ise Kraniyal-Üst spinal alanlara ait Kümülatif DVH'nin grafiği



Şekil 4.10 Co-60 γ ışınları ile ışınlamada solda Alt-Üst spinal alanlara ait Kümülatif DVH, sağda ise Kraniyal-Üst spinal alanlara ait Kümülatif DVH'nin grafiği

Kümülatif doz volüm histogramlarından elde ettiğimiz değerlere göre her iki pozisyonda da Co-60 γ ışınları ve 6 MV X-ışınları ile ışınlamada dozun homojen olarak dağıldığı görülmektedir. Her iki pozisyonda da hedef organlarımız dozun tamamını almıştır.

TLD-100 okuma değerleri ile Tedavi planlama sisteminden alınan noktasal doz değerlerinin karşılaştırılması

Tedavi planlama sisteminde belirlenen noktasal doz değerleri ile TLD-100 termolüminesans dozimetrelerin soğurduğu doz değerleri her bir pozisyon için karşılaştırılmış ve %' de fark değerleri hesaplanmıştır. Tablo 4.1., 4.2., 4.3. ve 4.4.' te her bir pozisyona ait birleşim noktalarındaki tedavi planlama sistemi ve TLD-100 değerleri ile yüzde farkları görülmektedir.

Çizelge 4.1 Lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV X-ışınları ile ışınlamaya ait
Alt spinal-Üst spinal alan ışınlama sonuçları

Lineer Hızlandırıcı Cihazı						
TLD no'ları	Üst spinal-Alt spinal					
	Supine Doz (cGy)			Prone Doz (cGy)		
	TLD	TPS	% Fark	TLD	TPS	% Fark
20	14.7	15.1	2.7	19.7	20.1	2.0
21	18.9	19.2	1.6	10.6	10.4	1.9
22	43.2	44.3	2.5	55.4	54.2	2.2
23	24	24.6	2.4	35.6	35.4	0.5
24	38.6	39.1	1.3	38.2	38.9	1.8

Çizelge 4.2 Lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV X-ışınları ile ışınlamaya ait Tüm kraniyal-Üst spinal alan ışınlama sonuçları

Lineer Hızlandırıcı Cihazı						
TLD no'ları	Tüm kraniyal-Üst spinal alanlar					
	Supine Doz (cGy)			Prone Doz (cGy)		
	TLD	TPS	% Fark	TLD	TPS	% Fark
33	56	56.9	1.6	53.4	52.9	0.9
34	25	25.5	2.0	25.8	26.1	1.2
35	37	36.4	1.6	33.7	34.2	1.5
36	14	14.3	2.1	19	19.4	2.1
37	45.2	46	1.7	28.7	29.3	2.1
38	16.9	17.1	1.2	15.3	15.1	1.3
39	13.9	14.3	2.8	12.4	12.6	1.6
40	16.7	16.4	1.8	9	9.2	2.2
41	15.7	15.5	1.3	33	33.6	1.8
42	5.6	5.5	1.8	7.2	7.4	2.7
43	51.3	52.4	2.1	51.9	52.3	0.7
44	51	51.9	1.7	54.7	54	1.3
45	38.7	39.2	1.3	39	39.2	0.5
46	45.2	45.8	1.3	44.8	44.5	0.7

Çizelge 4.3 Co-60 γ ışınları ile yapılan ışınlamaya ait Alt spinal-Üst spinal alan ışınlama sonuçları

Co-60 Teleterapi Cihazı						
TLD no'ları	Üst spinal-Alt spinal					
	Supine			Prone		
	Doz (cGy)			Doz (cGy)		
	TLD	TPS	% Fark	TLD	TPS	% Fark
20	9.8	10.1	2.9	15.2	15.5	1.9
21	30.2	30.9	2.3	29.2	30	2.7
22	44.7	46	2.8	54.1	53.7	0.7
23	28.9	29.4	1.7	50.4	51.1	1.4
24	36.4	37.4	2.7	36.7	37	0.8

Çizelge 4.4 Co-60 γ ışınları ile yapılan ışınlamaya ait Tüm kraniyal-Üst spinal alan ışınlama sonuçları

Co-60 Teleterapi Cihazı						
TLD no'ları	Tüm kraniyal-Üst spinal alanlar					
	Supine Doz (cGy)			Prone Doz (cGy)		
	TLD	TPS	% Fark	TLD	TPS	% Fark
33	49.4	50.2	1.6	53.7	54.3	1.1
34	43.2	44	1.8	33.6	34	1.2
35	27.6	28.4	2.8	30.7	31.2	1.6
36	20.2	20.6	1.9	28.9	29.4	1.8
37	46.7	47.3	1.3	33.3	33.7	1.2
38	21	21.2	0.9	22.9	23.2	1.3
39	15.2	15.5	1.9	25.7	26.1	1.5
40	19.6	19.2	2.0	20.8	21.3	2.4
41	18.6	19.1	2.6	26.3	27.1	2.6
42	17.7	18.1	2.2	15.8	16.1	1.9
43	42.3	42.9	1.4	49.9	50.6	1.4
44	49.1	49.8	1.4	53.3	54.6	2.4
45	32.9	33.5	1.8	37.9	38.5	1.6
46	31.8	32.5	2.2	32.7	33	0.9

Yukarıdaki çizelgelerden de görüldüğü üzere; Tedavi planlama sisteminde okunan noktasal doz değerleri ile TLD-100 termoluminesans dozimetre doz ölçüm değerleri, kendi aralarında % 3 sınırları içerisinde uyumlu bulunmuştur.

Alt-Üst spinal alan kesişim bölgesinde bulunan TLD'lerden 23 nolu TLD ışınlama alanı kenarında kaldığı için, 24 nolu TLD ise tedavi derinliğimizden daha derinde olduğu için verilen 50cGy'in tamamını alamamıştır.

Kraniyal-Üst spinal kesişim bölgesinde bulunan TLD'lerden 37'nolu TLD tam demet merkezinde bulunduğu için verilen dozun tamamına yakını almıştır. 36 ve 38'nolu TLD'ler tedavi alanı dışında 39, 40, 41 ve 42 nolu TLD'ler ise daha derinde olduklarından az doz aldıkları gözlemlenmiştir.

Kraniyal alan içinde kalan 33, üst spinal alan içinde kalan 44 nolu TLD'lerin verilen dozun tamamını aldığı görülmüştür. Kranial alan demet merkezinde bulunan 48 nolu TLD ve spinal alan merkezinde bulunan 27'nolu TLD'ler tam, 8 nolu TLD yüzeye çok yakın olduğu için ise fazla doz almıştır.

5. TARTIşMA ve SONUÇ

Merkezi Sinir Sistemi tümörlerinin tüm subaraknoid boşluğun içerildiği spinal aksın ışınlamasını gerektiren türlerinin radyoterapisinde amaç hedef hacim gereken dozu alırken tedavi alanlarının komşu kenarlarında sıcak (alması gerekenden fazla doz) veya soğuk (alması gerekenden az doz) doz alanlarının oluşmasını engellemektir.

Kranyospinal ışınlamalarda hasta immobilizasyonu (sabitleme) ve set-up değerlerinin her gün aynı doğrulukla uygulanabilirliğinin sağlanması tedavi seçenekleri belirlenirken dikkat edilen önemli parametrelerdendir. Prone (yüzüstü) pozisyonunda ışınlama kraniyospinal ışınlamalarda uygulanan klasik bir yaklaşımdır. Supine (sırtüstü) ışınlama pozisyonu ise Prone pozisyonunun bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak için geliştirilmiş yeni bir yaklaşımdır.

Prone pozisyonunda hasta yüzüstü yattığı için özellikle çocuk hastaların immobilizasyonu problem yaratmaktadır. Sabitlemenin önemini kavrayamayan çocuk hastalar sıklıkla kıpırdanırlar ve set-up işleminin daha da uzamasına yol açarlar aynı zamanda bu riski tedavi aşamasına da taşırlar. Çocuk hastalarda prone pozisyonunda nefes kontrolünün zorluğu, anestezi uygulanamayışı, artan set-up süreleri ve yüzüstü yatmanın zorlukları düşünöldüğünde Supine pozisyonunun hasta konforu ve set-up'ın tekrarlanabilirliği açısından daha avantajlı olduğu söylenebilir. Thomadsen vd (2002) nin çocuk hastalar üzerinde yaptığı çalışmanın sonucunda da supine pozisyonunun çocuk hastalarda daha kullanışlı olduğu yaklaşımının kabul edilmiş olması bizim bulgularımızla da örtüşmektedir.

Bununla beraber Prone pozisyonunda kraniyal ve spinal alanların birleşim yerleri net bir şekilde görölebildiğinden radyasyon onkoloğuna simölasyon esnasında büyük bir kolaylık sağlamaktadır. Tedavi uygulaması esnasında ise alan çizgileri ile alan birleşim

yerleri net bir şekilde görülebildiğinden sıcak veya soğuk noktaların oluşumu engellenmiş tüm kranyospinal alan boyunca doz homojenitesi sağlanmış olur. Supine pozisyonunda ise set-up önden yapıp ışınlama arkadan yapılmaktadır. Teknisyen alan çizgilerini tam olarak göremediğinden alan birleşim noktalarında sıcak veya soğuk noktaların oluşması muhtemeldir. Tatmin edici bir doz homojenitesinin sağlanabilmesi için titiz bir planlama ve dikkatli bir set-up işlemi gerekmektedir.

Slampa vd (2001) yaşları on beşin altında on yedi hasta üzerinde yaptıkları çalışmada doz homojenitesinin en az prone pozisyonundaki kadar tatmin edici olduğu, set-up ve immobilizasyon kolaylığı açısından supine pozisyonunun tercih edilebilir olduğu sonucunu benimsemişlerdir. Hawkins (2000) yaptığı çalışmasında ise bitişik alan kenarları yerleşiminin tekrarlanabilirliğinin en az prone pozisyonunda ki kadar iyi olduğu ve supine pozisyonun prone pozisyonuna iyi bir alternatif olduğu sonucuna varmıştır. Bu sonuçlar bizim bulgularımızla da birebir örtüşmektedir.

Bu deneysel çalışmada görülmüştür ki prone ve supine pozisyonlarında her iki cihazla yapılan ölçüm sonuçları alan birleşim bölgelerinde birbiriyle uyumludur. Alan birleşim bölgelerinde titiz bir planlama ve titiz bir set-up ile sıcak ve soğuk alanların oluşmadığı görülmüştür. Direkt DVH'lerden görüldüğü üzere göz ve akciğer gibi kritik organlar prone ve supine pozisyonlarında minimum düzeyde doz alırken; Kümülatif DVH'lerden anlaşıldığı gibi hedef hacimlerimiz verilen test dozu olan 50cGy'in tamamını almıştır.

Sonuç olarak özellikle çocuk hastalarda anestezi esnasında gerekli nefes kontrolünün rahat sağlanabilmesi, ve hasta konforu açısından supine pozisyonunun; yatışında herhangi bir problem çıkmayan yetişkin hastalarda ve anestezi gereksinimi olmayan durumlarda ise daha kısa ve kolay simülasyon, alan birleşim bölgelerinde daha kolay set-up, set-up işleminin tüm tedavi süresi boyunca doğrulukla tekrarlanabilmesi ve daha net doz dağılımı nedeniyle Prone pozisyonunun tercih edilebilir olduğunu söyleyebiliriz.

KAYNAKLAR

- Bor, D. 2002. Nükleer Tıp Fiziği Ders Notları. Ankara.
- Bor, D. 2003. Görüntüleme Teknikleri 2 Ders Notları. Ankara
- Cox, D.C., Ang, K.K. Radiation Oncology eighth edition ?????
- Dirican, B. 2002. İleri Radyoterapi Ders Notları.205. Ankara.
- Dirican, B. 2002. Radyoterapi Fiziği Ders Notları. 100. Ankara.
- Dobbs, J., Barrett, A. and Ash, D. Practical Radiotherapy Planning, 2nd edition
- Hawkins, R.B. 2000. A Simple Method Of Radiation Treatment Of Craniospinal Fields With Patient Supine
- Khan, F.M. 1994. The Physics of Radiation Therapy.
- Mah, K., Danjoux, C.E., Manship, S., Makhani, N., Cardoso, M. and Sixel, K.E.1998. Computed Tomographic Simulation Of Craniospinal Fields In Pediatric Patients: Improved Treatment Accuracy And Patient Comfort
- Merchant, T.E., Pritchard, D.L., Vargo, J.A. and Sontag, M.R. 2001. Radiation Therapy For The Treatment Of Childhood Medulloblastoma
- Perez, A.C., Brady, L.W., Halperin, E.C. and Schmidt, R.K. 2004. Principles and Practice of Radiation Oncology. 700
- Slampa, P., Seneklova, Z., Simicek J., Soumarova, R., Burkon, P. and Burianova L. 2001.The Technique Of Craniospinal Irradiation Of Paediatric Patients In Supine Position
- Thomadsen, B., Mehta, M., Howard, S. and Das, R. 2002. Craniospinal Treatment With The Patient Supine
- Uzal, C. 1995. Kanserde Işınlama Teknikleri.
- Clifford Chao, K.S., Perez, C.A., Brady, L.W. 740 1999. Radiation Oncology: Management Decisions (37,39,40)
- Michalski, J.M., Klein, E.E. and Gerber, R. 2002. Method To Plan, Administer And Verify Supine Craniospinal Irradiation

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Bahaddin YAPRAK

Doğum Yeri : Malatya

Doğum Tarihi : 13/02/1978

Medeni Hali : Evli

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Yusuf Kenan Lisesi 1994

Lisans : Ankara Üniv. Fizik Müh. Bölümü 2002

Yüksek Lisans : Ankara Üniv. Fen Bil. Enstitüsü Fizik Müh. A.B.D. 2006

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl

Kayseri Eğitim ve Araştırma Hastanesi Gevher Nesibe Radyoterapi Merkezi 2005-

Yayınları (SCI ve diğer)