

**TÜM VÜCUT IŞINLAMALARINDA 10 MV VE 6 MV FOTON
ENERJİLERİ İLE DEĞİŞİK TEDAVİ POZİSYONLARINDA DOZ
DAĞILIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Yunus ÇINAR

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
İLERİ TEKNOLOJİLER**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

KASIM 2012

ANKARA

Yunus ÇINAR tarafından hazırlanan “TÜM VÜCUT IŞINLAMALARINDA 10 MV VE 6 MV FOTON ENERJİLERİ İLE DEĞİŞİK TEDAVİ POZİSYONLARINDA DOZ DAĞILIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI” adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. A. Güneş TANIR

Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Fizik Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Mehmet ÇİVİ

Fizik Anabilim Dalı, G.Ü.

Prof. Dr. A. Güneş TANIR

Fizik Anabilim Dalı, G.Ü.

Doç. Dr. Elif ORHAN

İleri Teknolojiler Anabilim Dalı, G.Ü.

01 / 11 / 2012

Bu tez ile Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Şeref SAĞIROĞLU

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Yunus ÇINAR

**TÜM VÜCUT IŞINLAMALARINDA 10 MV VE 6 MV FOTON ENERJİLERİ
İLE DEĞİŞİK TEDAVİ POZİSYONLARINDA DOZ DAĞILIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI
(Yüksek Lisans Tezi)**

Yunus ÇINAR

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Kasım 2012**

ÖZET

Bu çalışmada Tüm Vücut Işınlamalarında (TVI), 10MV ve 6 MV foton enerjileri ile değişik tedavi pozisyonlarının (iki yan, ön-arka) doz dağılımı üzerindeki etkileri incelendi. Işınlamada ihtiyaç duyulan geniş alan geometrisini oluşturmak için gantry açısı 270° , kolimatör açısı 45° , kolimatör açıklığı $40 \times 40 \text{ cm}^2$ olarak ayarlandı ve tedavide kaynak ışın merkezi mesafesi (SAD=350 cm) tekniği kullanıldı. Tüm Vücut Işınlaması için gerekli doz verimi, derin doz verileri, profil düzgünlüğü, kullanılabilir alan genişliği gibi dozimetrik parametreler Tüm Vücut Işınlaması ile aynı geometrik şartlarda ve katı su fantomu ile ölçüldü. Yüzde derin doz değerleri paralel plakalı iyon odası ile ölçüldü. Ölçümlerde kullanılan TLD'ler Tüm Vücut Işınlaması ile aynı şartlarda kalibre edilmişlerdir. Hesap noktası olarak göbek seçilmiş ve hem yanal hem de ön arka ışınlamalarda alan merkezi fantomun göbek hizasına gelecek şekilde yatırılmıştır. Orta hat dozu hesaplanmış ve ölçülen doz değerleri arasındaki uyum karşılaştırılmıştır. Orta hat doz dağılımına ek olarak yanal ışınlamalar için omuz, toraks, karın ve kalça kesitlerinde yanal doz dağılımları da ölçülmüştür. Sonuç olarak her iki enerji için ön arka ışınlamalardaki doz dağılımının yanal ışınlamalardakine göre daha homojen olduğu ayrıca 6MV deki doz dağılımınının 10 MV ye göre daha homojen olduğu saptanmıştır.

Bilim Kodu : 202.1.108

Anahtar Kelimeler : Tüm Vücut Işınlaması, TLD Dozimetri, Radyoterapi

Sayfa Adedi : 70

Tez Yöneticisi : Prof. Dr. A. Güneş TANIR

**COMPARISON OF DOSE DISTRIBUTIONS IN DIFFERENT TREATMENT
POSITIONS WITH 10 MV AND 6 MV PHOTON ENERGIES IN TOTAL
BODY IRRADIATIONS**

(M. Sc. Thesis)

Yunus ÇINAR

**GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

September 2012

ABSTRACT

In this study, effects of dose distribution have been examined in different treatment positions (two sides, front-back) with (TVI), 10 MV and 6 MV photon energies in Total Body Irradiations. Gantry angle was adjusted to 270°, collimator angle to 45°, collimator gap to 40x40 cm² in order to create a wide area geometry needed in irradiation and source axis distance (SAD=350 cm) technique was used in treatment. Dosimetric parameters such as dose efficiency, deep-dose data, profile smoothness, usable area width required for Total Body Irradiation were measured in same geometric conditions with Total Body Irradiation and with a Solid Water phantom material. Deep dose equivalent percentages were measured by an ion chamber with parallel plates. TLD's used in measurements have been calibrated in the same conditions with Total Body Irradiation. Midsection was chosen as the calculation point and the center of area was laid such that it is in the midsection level in both lateral and front-back irradiations. Middle line dose was calculated and concord between measured dose values was compared. Lateral dose distributions were also measured in shoulder, thorax, abdomen and hip cross-sections for lateral irradiations in addition to middle line dose distribution. Consequently, it was detected that dose distribution in front back irradiations for both energies were

more homogenous than those in lateral irradiations and also dose distributions at 6MV were more homogenous than 10 MV.

Science Code : 202.1.108

Key Words : Total Body Irradiation, TLD Dosimetry, Radiotherapy

Number of Pages : 70

Thesis Director : Prof. Dr. A.Güneş TANIR

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren danışman hocam Prof. Dr. A. Güneş TANIR'a, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım Uzm. Fizik Mühendisi Adil DEMİR'e, Uzm. Fizik Mühendisi Murat AVŐAR'a ve Uzm. Fizik Mühendisi Tuğba ATAKUL'a, ayrıca çalışma arkadaşlarıma ve manevi destekleriyle bana güç veren eőim Hülya ÇINAR'a teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	xii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiv
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xvi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. TEMEL BİLGİLER.....	4
2.1. Kanser ve Oluşumu	4
2.2. Radyasyonla Kanser Tedavisi (Radyoterapi).....	4
2.3. Tedavi Dozu ve Yatış Pozisyonu	6
2.4. Tüm Vücut Işınlama Dozimetrisi	8
2.5. Derin Doz Dağılımları	9
2.6. Doz Profili.....	12
2.7. Hasta Dozimetrisi	13
2.8. İn-Vivo Dozimetri	13
2.9. Termoluminesans Dozimetre (TLD)	15
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	17
3.1. Doğrusal Hızlandırıcı Tedavi Cihazları.....	17
3.2. Elektrometre ve İyon Odaları.....	19

Sayfa

3.3.	Katı Su Fantomu.....	20
3.4.	İnsan Biçiminde Rando Fantom.....	21
3.5.	Termolüminesans Dozimetre (TLD) Sistemi.....	22
3.6.	TLD okuyucu (Victoreen 2800).....	23
3.7.	Hasta Pozisyonu	23
3.8.	Demet Kalite İndeksinin Belirlenmesi.....	25
3.9.	Yüzey Dozu ve Yüzde Derin Doz Ölçümleri	26
3.10.	Doku Maksimum Doz Oranı (TMR) Ölçümleri	27
3.11.	Doz Profili Ölçümleri	28
3.12.	TLD Kalibrasyonu	28
3.13.	Rando Fantomun TVI'na Hazırlanması.....	29
3.14.	Homojenlik Düzeltmesi	30
3.15.	TLD Noktaları İçin Doz Hesabı.....	31
3.16.	Rando Fantomun Işınlanması.....	35
4.	BULGULAR	38
4.1.	Demet Kalite İndeksi	38
4.2.	Yüzey Dozu ve Build-up (Doz- Yığılma) Bölgesi.....	38
4.3.	Yüzde Derin Doz (YDD) Dağılımları	41
4.4.	Çıkış Dozu.....	43
4.5.	Karşılıklı alanlardan ışınlamada Elektronik Denge Analizi	44
4.6.	Doz Profilleri.....	45
4.7.	Kullanılabilir Alan Genişliği.....	47
4.8.	Doz Hızı ve Tedavi Süreleri.....	48

	Sayfa
4.9. Orta Hat TLD Ölçüm Sonuçları	48
4.10. Merkezi Kesitteki Yanal Profil Doz Dağılımları	51
4.11. Kalça Kesitindeki Yanal Profil Doz Dağılımları	56
4.12. Omuz Kesitindeki Yanal Profil Doz Dağılımları	58
4.13. Toraks Kesitindeki Yanal Profil Doz Dağılımları.....	61
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	64
KAYNAKLAR.....	66

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. TVI geometrisi	25
Çizelge 3.2. TVI’da alacağı dozun belirlenmesi tavsiye edilen noktalar.....	29
Çizelge 3.3. 10 MV iki yan ışınlaması için tek alandan göbeğe 100 cGy verildiğinde diğer kesitlerin orta hattında hesaplanan doz dağılımları	33
Çizelge 3.4. LR ve AP ışınlamaları için tek alandan göbeğe 100 cGy verildiğinde 10 MV ve 6 MV için vücut orta hattında hesaplanan doz dağılımları.	34
Çizelge 3.5. 10 MV LR tek alan ışınlamada, dozun tanımlandığı kesitte oluşan doz profili hesap tablosu	35
Çizelge 4.1. 10 MV ve 6 MV x-ışını için d_{maks} derinliklerinin artan alan büyüklüğü ve SSD ile değişimi	39
Çizelge 4.2. TVI için Build Up (Elektronik Denge) analizi.....	39
Çizelge 4.3. 10 MV için belirli derinliklerde TVI şartlarında ölçülen ve Mayneor F faktörü ile hesaplanan YDD değerlerinin karşılaştırılması	42
Çizelge 4.4. 6 MV için belirli derinliklerde TVI şartlarında ölçülen ve Mayneor F faktörü ile hesaplanan YDD değerlerinin karşılaştırılması.....	43
Çizelge 4.5. 10 MV ve 6 MV için belirli derinliklerde TVI şartlarında ölçülen TMR değerleri.....	43
Çizelge 4.6. 6MV için karşılıklı paralel ışınlama Build Up (Elektronik Denge) analizi	45
Çizelge 4.7. 10 MV ve 6 MV ışın profil faktörleri.....	47
Çizelge 4.8. 10 MV LR tek alan ışınlama için hesaplanan ve ölçülen orta hat doz dağılımı değerleri.	49
Çizelge 4.9. 6 MV tek alan LR ışınlama için hesaplanan ve ölçülen orta hat doz dağılımı değerleri	50
Çizelge 4.10. 10 MV ve 6 MV için LR-AP karşılıklı paralel ışınlamalarında hesaplanan ve ölçülen orta hat doz dağılımı değerleri karşılaştırma tablosu	51

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.11. 10 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada merkezi kesit için hesaplanan doz profili değerleri (Rando Fantom).....	53
Çizelge 4.12. 10 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada merkezi kesitte ölçülen doz profili değerleri (Rando Fantom)	53
Çizelge 4.13. 10 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada merkezi kesitte hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu.....	54
Çizelge 4.14. 6 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada merkezi kesit için hesaplanan doz profili değerleri (Rando Fantom).....	54
Çizelge 4.15. 6 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada merkezi kesitte ölçülen doz profili değerleri (Rando Fantom)	55
Çizelge 4.16. 6 MV karşılıklı paralel ışınlamada merkezi kesitte hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu.....	55
Çizelge 4.17. 10 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada kalça kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu.....	57
Çizelge 4.18. 6 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada kalça kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu.....	57
Çizelge 4.19. 10 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada omuz kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu.....	59
Çizelge 4.20. 6 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada omuz kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu.....	59
Çizelge 4.21. 10 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada kol takılı iken omuz kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu	60
Çizelge 4.22. 6 MV LR karşılıklı paralel ışınlamada kol takılı iken omuz kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu	61

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Ön-arka karşılıklı paralel ışınlama	8
Şekil 2.2. İki yan karşılıklı paralel ışınlama	8
Şekil 2.3. Termolüminesans olayının şematik gösterimi	15
Şekil 2.4. 100 cGy'de ışınladıktan kısa bir süre sonra 400°C'de bir saat fırınlanarak okunan TLD-100 LiF fosforunun verdiği tipik ışınlama eğrisi	16
Şekil 3.1. TLD okuyucunun şematik diyagramı	23
Şekil 3.2. Tüm vücut ışınlamasında kullanılan bazı yöntem ve tedavi pozisyonları ..	24
Şekil 3.3. TVI şartlarında YDD ölçümünün geometrisi (Gantri=270°, kolimatör açıklığı=40x40 cm ² , kolimatör açısı=45°, SSD=350 cm). Q herhangi bir d derinliğindeki doz, P ise d _{maks} derinliğindeki dozdur.	27
Şekil 3.4. TVI şartlarında TAR ölçümünün geometrisi (Gantri=270°, kolimatör açıklığı=40x40 cm ² , kolimatör açısı=45°, SAD=350 cm). Katı fantomda Q noktasında ölçülen doz (a), Build Up (Elektronik Denge) cap ile Q noktasında havada ölçülen doz (b).	28
Şekil 3.5. LR ve AP ışınlamalarda fantomun yatış pozisyonları	36
Şekil 4.1. Kalite endeksi	38
Şekil 4.2. TVI şartlarında 10MV için Build Up (Elektronik Denge) bölgesindeki doz dağılımı	40
Şekil 4.3. TVI şartlarında 6 MV için Build Up (Elektronik Denge) bölgesindeki doz dağılımı	40
Şekil 4.4. 10 MV ve 6 MV için TVI şartlarında ölçülen YDD değerlerinin derinliğe göre değişimi	41
Şekil 4.5. Standart şartlarda (tedavi alanı fantomdan küçük) fantom kalınlığının geri saçılım çıkış dozu üzerine etkisi	44
Şekil 4.6. TVI şartlarında 6 MV paralel ışınlama doz dağılımı.	45
Şekil 4.7. 10 MV için SAD=350 cm ve fantomda 10 cm derinde ölçülen açık alan doz profil grafiği	46

Şekil	Sayfa
Şekil 4.8. 6 MV için SAD=350 cm ve fantomda 10 cm derinde ölçülen açık alan doz profil grafiği	46
Şekil 4.9. Elekta Synergy Platform cihazları için açılan tedavi alanının şematik gösterimi.....	48
Şekil 4.10. 26 numaralı merkezi kesit için LR ışınlamada yanıl profil doz ölçüm noktaları ve orta hattın uzaklıkları	52
Şekil 4.11. 32 numaralı kalça kesiti için LR ışınlamada yanıl profil doz ölçüm noktaları ve orta hattın uzaklıkları	56
Şekil 4.12. 12 numaralı omuz kesiti için LR ışınlamada yanıl profil doz ölçüm noktaları ve orta hattın uzaklıkları.....	58
Şekil 4.13. 16 Numaralı toraks kesiti için LR ışınlamada yanıl profil doz ölçüm noktaları ve kurşun plakanın yerleşimi.....	62
Şekil 4.14. 16 Numaralı toraks kesiti için AP ışınlamada yanıl profil doz ölçüm noktaları	63

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. (a) Electa Synergy doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı. (b) GE Saturne-41 lineer hızlandırıcı cihazı.....	18
Resim 3.2. Dose 1.....	20
Resim 3.3. Su eşdeğeri katı fantomlar.....	21
Resim 3.4. Anderson Rando fantom.....	22
Resim 3.5. Çalışmamızda kullanılan Lityum Florür (LiF) TLD çipleri.....	22
Resim 3.6. Orta hat dozunun ölçüldüğü fantom kesitleri.....	30

SİMGELER ve KISALTMALAR

Bu çalışmada bazı simgeler ve kısaltmalar açıklamalarıyla birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamalar

AP	Ön ve Arka ışınlama
cGy	Santigrey (Soğurulmuş doz birimi, J/kg)
cm	Santimetre
CF	Düzeltilme faktörü
d_{maks}	Dozun maksimum olduğu derinlik
mm	milimetre

Kısaltmalar

Açıklamalar

ECC	Element Correction Coefficient
HVL	Yarı kalınlık değeri
IAEA	International Atomic Energy Agency
IPF	Işın profil faktörü
LR	Sağ-sol (iki yan) ışınlama
MeV	Milyon elektron volt
MU	Monitör unit
MV	Milyon volt
RCF	Reader Calibration Factor
SAD	Kaynak eksen mesafesi
SSD	Kaynak yüzey mesafesi
TAR	Doku hava oranı
TLD	Termolüminesans dozimetre
TMR	Doku maksimum oranı
TPR	Doku fantom oranı
TVI	Tüm vücut ışınlaması

1. GİRİŞ

Radyasyon onkolojisi, kanserin ve diğer bazı iyi huylu tümör hastalıklarının tedavisinde iyonize eden radyasyonun tek başına veya diğer tedavi yöntemleri ile birlikte kullanıldığı, radyasyon tedavisinin biyolojik ve fiziksel temellerini inceleyen ve bu alanda profesyonel eğitim veren bilimsel bir disiplindir [1,2].

Wilhelm Conrad Röntgen'in 1895 yılında X-ışınlarını, Marie ve Pierre Curie'nin ise 1898 yılında radyumu keşfinin hemen ardından iyonize eden radyasyonun biyolojik etkileri farkedilmiş ve tıpta tedavi amacı ile kullanılması gündeme gelmiştir [3,4]. Böylece radyoterapinin temelleri atılmış ve ilk hasta 1899 yılında tedavi edilmiştir. 1950'li yıllara kadar tedavide düşük enerjili X-ışını cihazları kullanılırken gelişen teknoloji ile birlikte Kobalt-60 ve Lineer Hızlandırıcı gibi yüksek enerjili cihazların üretilmesi radyoterapi alanında önemli gelişmelere neden olmuştur [2]. Radyoterapide ilk Kobalt-60 tedavi cihazı 1951 yılında Kanada da, Lineer Hızlandırıcı cihazı ise 1950 yılında Londra'da kurulmuştur [1,5,6].

Tüm Vücut Işınlaması, aplastik anemi, lösemi, lenfoma, Ewing's sarkom ve diğer kötü huylu hastalıkların tedavisinde uygulanmaktadır . Yüksek doz Tüm Vücut Işınlaması akut lösemi ve diğer yaygın hastalıkların tedavisinde yoğun kemoterapi ve kemik iliği transplantasyonu ile birlikte uygulandığında tedavinin başarısı artmaktadır [8,9,12]. Bu kombine tedavi yönteminde Tüm Vücut Işınlaması'nın rolü, yaşayan lösemik kök hücrelerini ve kemik iliği kök hücrelerini yok etmektir [5,8,17,18]. Böylece hastanın bağışıklık sistemi ve kemik iliği baskılanarak vücut kemik iliği nakline hazır hale getirilir.

Tüm Vücut Işınlaması bu yüzyılın başından beri yaygın kötü huylu hastalıkların tedavisinde kullanılan sistematik bir radyoterapi tekniğidir . Sistematik bir ışınlama olduğundan tedavide hastanın tüm vücudunu kapsayan geniş radyoterapi alan tekniği kullanılmaktadır. [1, 8-10].

Geleneksel tedavi teknikleriyle karşılaştırıldığında tüm Vücut Işınlamasında çok daha uzak bir kaynak-eksen mesafesi ve çok daha büyük bir alan kullanıldığından yakın mesafeler için yapılmış dozimetrik ölçüm değerleri bu yöntemde kullanılamaz. Bu nedenle tedavi şartlarında özel dozimetrik ölçümlere ihtiyaç duyulmaktadır . Tüm Vücut Işınlaması, tekniği bakımından standartları belirlenmiş bir tedavi değildir [11]. Her merkez varolan ışınlama tekniklerinden kendi şartlarına uyan birini seçer veya kendine uygun yeni bir teknik geliştirir. Bu nedenle tedavide kullanılacak enerji, uzaklık, hasta yatış pozisyonu ve tedavinin diğer bütün özellikleri her tedavi merkezinin kendi fiziksel şartları ve teknik olanaklarına göre farklılıklar gösterir. [8, 12, 13].

Bu çalışmada, tüm vücut ışınlamalarında uygulanan sağ-sol (bilateral) ışınlama tekniği kullanılarak 10MV foton enerjisinde doz dağılımının homojenliği incelenmiştir. Bu incelemeyi yaparken insan biçiminde rando fantom, Termoluminesans Dozimetri (TLD) çipleri ve farklı tip iyon odaları kullanılmıştır. Her bir ışınlamada rando fantomun vücut orta hattındaki belirli referans noktalarına TLD yerleştirilerek gerçek bir hasta gibi tüm vücut ışınlaması yapılmıştır. Aynı anda cilt yüzeyine ve bolus materyali sayesinde 0,5cm derinlikde doz okuması yapılmıştır. Daha sonra bu referans noktalarda okunan doz değerleri birbiri ile kıyaslanmış ve okunan doz değerleri ile hesaplanan dozlar arasındaki uyum karşılaştırılmıştır.

Düşük enerjilerde, büyük alanlarda, büyük derinliklerde ve çok büyük kaynak cilt mesafesi (SSD) şartlarında Mayneor F metodunun kullanılması hatalara sebep olur. Özellikle çok büyük SSD'ler için bu metodla yüzde derin doz değerleri fazla hesaplanır . Bu çalışmada tüm vücut ışınlamasının yapılacağı SSD mesafesinde ve büyük alanda dozimetrik ölçümler alınmıştır. Tedavi bu ölçümlere göre verilmelidir. Co-60 için TVI şartlarında bir kez ölçülen profil düzgünlüğü değerleri her tedavide güvenle kullanılabilir. Bazı lineer hızlandırıcılarda ise demetin profil düzgünlüğü günden güne değişebilir. Özellikle tek fraksiyonda yapılan TVI için tedavi gününde demetin profil düzgünlüğünün bilinmesi önemlidir. Bu nedenle demet düzgünlüğünün günlük olarak kontrol edilebileceği pratik bir yöntem

geliştirilmelidir. Her tedaviden önce TVI geometrisinde profil düzgünlüğünü kontrol etmek pratik bir yöntem olmadığından, geleneksel tedavi şartlarda (100 cm'de) ölçülen profillerin TVI geometrisine taşınması ile kontrol yapılabilir [10,26].

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlara göre TVI tedavilerinde büyük öneme sahip olan tedavi süresi, hasta yatış pozisyonu ve uygun dozimetrik ölçüm yöntemlerinin belirlenmesi mümkün olabilecektir. Çalışmamızın ilk bölümünde konu ile ilgili temel bilgiler sunulmuştur. Devamında TVI şartlarında dozimetrik ölçüm sonuçları değerlendirilmiş ve son bölümünde sonuçlar tartışılmıştır.

2. TEMEL BİLGİLER

2.1. Kanser ve Oluşumu

Normal şartlar altında, hücreler sistemli bir şekilde büyür, bölünür ve ölür. Yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan ve bölünmeyi kontrol eden bazı gen mekanizmaları, bölünmekte olan hücreye bölünmesini durdurmasını söyler. Hücre, verilen emre uymayarak bölünme ve büyümeye devam ederse, birikerek kitleler oluşturur. Bu istenmeyen hücre bölünmesi bir süre sonra durabileceği gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Hücre bölünmeleri kontrolden çıktığı anda kanserleşme başlamış olur. Kontrolsüz bölünen hücreye kanser hücresi, kanserleşmeyle oluşan kitlelere tümör, sürekli çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere kötü huylu tümör (Lt.: Malignant), bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere de iyi huylu veya selim tümör (Lt.: Benign) denir. İyi huylu tümörler yayılım (metastaz) yapmaz ve çok seyrek görülen istisnalar dışında yaşamsal tehlike oluşturmazlar [14].

Kanser hücrelerinin çevre dokuya göçü ve onu yıkarak ilerlemesine invazyon, kan veya lenf damarlarına geçerek kan dolaşımı ile tüm vücuda yayılması ve vücudun herhangi bir normal dokusuna girerek orada çoğalmasına da metastaz denmektedir. Kanser hücreleri vücudun başka bölgelerine yayılmış olsa da ilk olduğu organın adı ile anılır. Örneğin kemiklere sıçramış olan prostat kanserine hala prostat kanseri, akciğere sıçramış meme kanseri hala meme kanseridir. Bu yüzden kanser sürekli çoğalıp büyüyen ve vücuda zarar veren, erken tanısı ve tedavisi mümkün olan 200 den fazla hastalığın ortak adıdır [14].

2.2. Radyasyonla Kanser Tedavisi (Radyoterapi)

Kanser tanısı ne kadar erken konursa, tedavisi de o kadar erken başlar ve kanser tedavisi ne kadar erken başlarsa tedavinin başarıya ulaşma şansı da o kadar yüksek olacaktır.

Kanser tedavisi kanserin tipine, yerleşimine, evresine, kişinin genel sağlık durumuna ve diğer faktörlere bağlı olarak değişiklikler gösterir. Her hasta için, o hastanın kişisel durumuna ve ihtiyaçlarına göre biçimlendirilmiş farklı tedavi planları hazırlanır.

Cerrahi Operasyon, kanserin tipine, evresine ve yerleştiği dokuya göre uygulanan, uygulandığı yerde etkili olan, değişik yöntemleri bulunan bölgesel tedavi yöntemidir. Kanserlerin çoğunda, öncelikli olarak cerrahi operasyon düşünülür. Cerrahi operasyonun mümkün olmadığı, yeterli olmadığı, ya da yayılma şüphesi bulunduğu durumlarda, diğer tedavi şekilleri düşünülür. Kemoterapi (ilaç tedavisi), kanser hücrelerini öldürücü ilaçların ağızdan veya damardan verilerek tüm vücuda yayılması ve kanser hücrelerinin öldürülmesi esasına dayanan, iyileştirmek veya yaşam kalitesini düzeltmek amacıyla hastaya aralıklı olarak uygulanan kimyasal tedavi şeklidir. Tek başına uygulanabildiği gibi cerrahi sonrası koruyucu önlem olarak da uygulanabilir [14].

Radyoterapi, yaklaşık yüz yıldır kanser tedavisinde kullanılan yöntemlerden biridir. Kanser hücrelerinin doğrudan ya da dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla öldürülmesi temeline dayanır. Radyoterapide amaç, belirlenen hedef organ maksimum dozu verirken, radyasyona hassas kritik organları ve etrafındaki sağlıklı dokuları mümkün olduğu kadar korumaktır. Uygulandığı bölgede etkili olan, halsizlik, şişme, ağırlık hissi, derinin güneş yanığı rengi alması gibi çeşitli yan etkileri oluşan bölgesel tedavi yöntemidir. Cerrahi girişimden sonra, kalma olasılığı olan kanser hücrelerinin öldürülmesini sağlamak, operasyon sahasındaki canlı hücre sayısını azaltarak tümör aşılama (implantasyon) riskini azaltmak, operasyon sahası dışındaki lenf bezi metastazlarını sterilize etmek ve klonojenik hücrelerin yayılım potansiyelini azaltmak amacıyla uygulanır. Bölgesel mikro yayılımlar, eşdeğer radikal cerrahi nedeniyle oluşan anatomik ve bazen fizyolojik kayıplar olmadan radyoterapi ile tedavi edilebilir. Kanser hastalarının yüzde altmışı, cerrahi ve/veya kemoterapi tedavisi yanında ışın tedavisi görmektedir. İnvaziv kanser tanısı konulan hastaların yüzde yetmiş yere bölgesel (local-regional), yüzde otuz ise metastatik evrededir[14,15]. Yere bölgesel evrede tanı konulan hastaların yarısından fazlasında kür

elde edilirken, diğer hastalarda nüks görülmektedir. Bu amaca ulaşmak için hastaya verilen dozun çok doğru bir şekilde bilinmesi gerekir [16].

TVI, kemoterapi ile birlikte verildiğinde akciğer ve lens gibi bazı organların tolerans değerleri aşılabilir. Özellikle akciğerler, oluşabilecek radyasyon kaynaklı zatürre (interstisyel pinömoni) komplikasyonu nedeniyle en önemli kritik organlardır [13]. Bu nedenle tedavi boyunca akciğerlerin alacağı dozun, verilen dozun %50-%60 geçmemesi gerekliliği literatürde belirtilmiştir [19].

Tedavi alanına giren akciğerler, sahip oldukları düşük yoğunluk nedeniyle hedef hacime verilen dozdan daha yüksek doz alırlar. Akciğer dokusunda soğurulan doz kalınlık, hacim, vücudun pozisyonu, dozun tanımlandığı nokta ve kullanılan demetin kalitesi ile değişir [20]. Eşik değerinden sadece %5 daha fazla doz alması akciğerlerdeki toksiteyi %20 ile %50 oranında artırmaktadır [11-13]. Bu nedenle TVI'nda akciğerlerin aldığı dozun tolerans değerini geçmemesi sağlanmalıdır [13,20]. Bu doz kontrolü yapılırken akciğerlerin çok düşük doz alması durumunda da tedavinin başarısının azalacağı unutulmamalıdır.

2.3. Tedavi Dozu ve Yatış Pozisyonu

Radyobiyojik açıdan doz hızının önemli olduğu bilinmesine rağmen tedavi için en ideal doz hızının ne olduğu mevcut çalışmalarla tespit edilmemiştir. Doz hızı, belli aralıklara bölünerek yapılan TVI'nda tek seferlik dozla yapılan TVI'na göre daha az önemlidir. Bununla birlikte doz hızı ile kemik iliği kök hücreleri veya kötü huylu hücreler üzerinde oluşturulan etki arasında anlamlı bir ilişki olmadığı yapılan deneysel çalışmalarla gösterilmiştir [12]. Doz hızı, özellikle tek fraksiyonda yapılan TVI'larında normal dokularda oluşabilecek geç etkiler bakımından özellikle de akciğerler için büyük önem taşır. Yüksek doz alacak akciğerlerde yan etkileri azaltmak için düşük doz hızı kullanılabilir. Günümüzde TVI'da genellikle 5-20 cGy/dk arasında değişen doz hızları kullanılmaktadır [19].

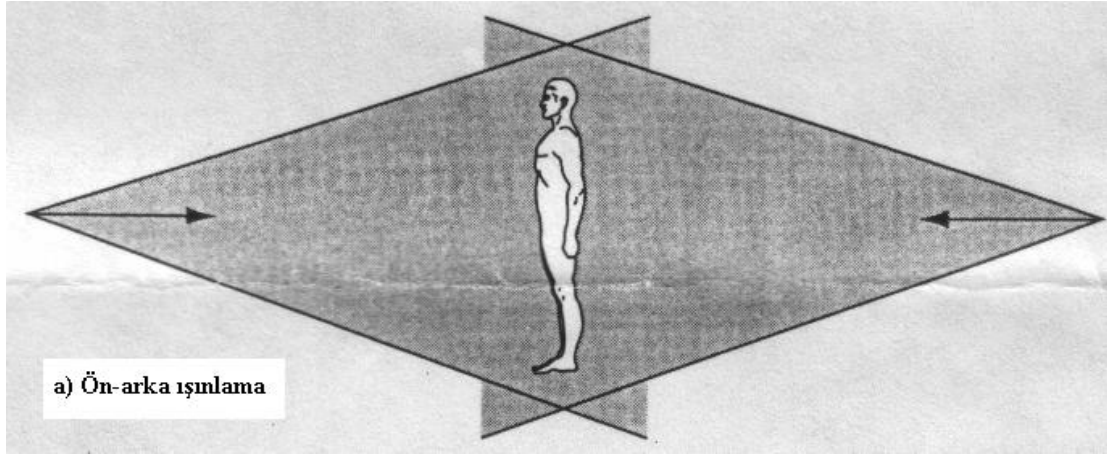
TVI'nda hedef hacim oldukça büyüktür ancak tedavi dozunu tanımlamak için tek bir referans nokta gerekmektedir. Çoğu merkezde referans nokta olarak göbek seçilir [13,21-25]. Bunun iki sebebi vardır.

- 1) Göbek hizası, hasta ayaklarını hafif kıvrarak yattığı zaman hastanın boyunun yaklaşık olarak yarısına eşit olmaktadır. Bu durumda ışının merkezi eksenini göbek noktasına yerleştirildiğinde hastanın tedavi alanı içindeki simetrisi sağlanmış olur.
- 2) Göbek civarındaki dokular vücut yoğunluğuna yakın olduğundan homojenite düzeltme faktörüne gerek yoktur.

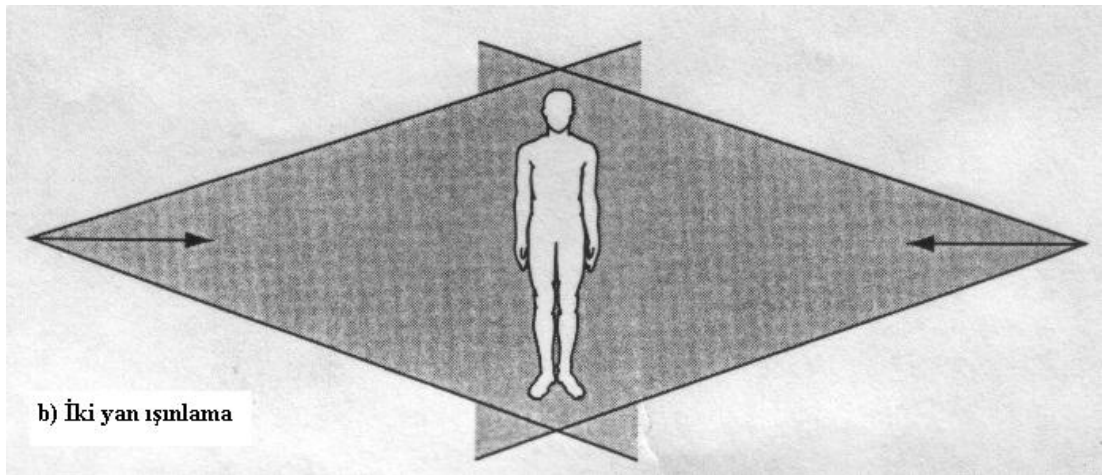
Hedeflenen hücrelerdeki ölümün eşit düzeyde olmasını sağlamak için doz dağılımının homojenliğinin sağlanması gereklidir [12]. Bunu sağlayabilmek için hastanın orta hattı boyunca çeşitli referans noktalarında boyuna ve bazı kesitlerde de enine doz dağılımının değerlendirilmesi gerekmektedir. TVI'nda hastanın enine ve boyuna tüm kesitlerinde oluşan en yüksek ve en düşük doz değerleri $\pm\%10$ aralığı içinde olmalıdır [11,12,25].

TVI'nda dozun tüm vücutta homojen olması istenir. Dozun homojenliğini sağlayabilmek için karşılıklı paralel alan tekniği kullanılır (Şekil2-1,2-2). Bu tekniği uygulayabilmek için ya birden fazla karşılıklı paralel kaynak kullanılır ya da tek kaynak ile hastanın pozisyonu değiştirilir. TVI yapan merkezlerin çoğunda sadece TVI amacı ile kullanılan özel bir tedavi odası yoktur. Bu nedenle TVI'ları merkezlerin %90'ında tek kaynaklı geleneksel tedavi cihazları ile, %10'unda ise özel olarak hazırlanmış çok kaynaklı tedavi odalarında yapılır [8].

1986 yılı verilerine göre Avrupada'ki merkezlerde yapılan TVI'larında %50 ön-arka, %35 iki yan (sağ-sol) ve %15 oranında da bu iki teknik birlikte kullanılmıştır [12]. Günümüzde ise ön-arka yapılan ışınlamaların oranı artmaktadır.



Şekil 2.1. Ön-arka karşılıklı paralel ışınlama



Şekil 2.2. İki yan karşılıklı paralel ışınlama

2.4. Tüm Vücut Işınlama Dozimetrisi

TVI'nda geleneksel tedavi tekniklerdekine benzer dozimetrik verilere ihtiyaç duyulur. Ancak kullanılan alanın büyüklüğü ve uzak SSD mesafesinden dolayı geleneksel tedavi şartlarda belirlenen dozimetrik veriler TVI için kullanılamaz. TVI dozimetrisinde kaynaktan ve kolimatörden meydana gelen saçılmalar ihmal edilebilir. Bununla beraber yer ve duvardan gelen saçılmalar dozu artıracığından TVI ile aynı geometride yapılan özel bir dozimetriye ihtiyaç duyulmaktadır [8,27].

Tüm vücut ışınlaması öncesi yapılması gereken dozimetrik ölçümleri temel dozimetri ve hasta dozimetrisi olarak 2 kısma ayırabiliriz.

Temel dozimetri aşamasında TVI için kullanılan geometri ile aynı şartlarda, fantomda soğurulan doz ölçümleri yapılarak doz hesabında kullanılacak veriler elde edilir.

Demet kalite indeksi, protokollerin çoğunda sabit kaynak dedektör mesafesinde 20 cm derinde soğurulan doz miktarının, 10 cm derinde ölçülen soğurulan doz miktarına oranı olarak tanımlanır [21,24,28-32]. Demet kalite indeksi, doz hesabında direkt olarak kullanılan bir faktör değildir. Demet kalite indeksi'nin belirlenmesi, elde edilecek verileri benzer şartlarda ölçülen literatür verileri ile karşılaştırma imkanı sağlar.

Demet kalite indeksi'nin belirlenmesinde kullanılacak fantom materyalinin su eşdeğeri ve en az 30 cm kalınlıkta olması gerekmektedir [20,31]. Çünkü 20 cm derinlikte doz ölçümü yapılırken gerekli geri saçılma ancak bu kalınlıkta sağlanabilir. Demet kalite indeksi (I),

$$I=[D_{20}/D_{10}] \times [f+20/f+10]^2 \quad (2.1)$$

olarak tanımlanır. Burada,

D_{20} : sabit f uzaklığında 20 cm derinde ölçülen doz

D_{10} : sabit f uzaklığında 10 cm derinde ölçülen doz

f : sabit kaynak dedektör uzaklığıdır.

2.5. Derin Doz Dağılımları

Radyoterapide kullanılan cihazların derin doz dağılımlarının kesin ve doğru bir şekilde belirlenmesi iyi bir tedavinin en önemli koşullarındandır. Radyasyon demeti hasta veya fantoma girdiği zaman soğurulan doz derinlik ile değişir. Bu değişim

demetin enerjisi, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan olan uzaklık, demet kolimasyon sistemi ve cihazın tedavi kafasının özellikleri gibi birçok etkene bağlıdır. [32]. Bu nedenle hasta tarafından soğurulan dozu hesaplayabilmek için yukarıda belirtilen ve derin doz dağılımlarını etkileyen parametrelerin göz önüne alınması gerekmektedir. Derin doz dağılımları radyasyon demetinin merkezi eksenini boyunca herhangi bir derinlikte vermiş olduğu dozun, referans derinlikteki doza normalize edilmesi ile bulunan rölatif değerlerdir.

Doz hesaplamasındaki en temel basamaklardan biri radyasyon demetinin merkezi eksenini boyunca derin doz dağılımlarının belirlenmesidir. Derin doz dağılımları Yüzde Derin Doz (YDD), Doku Hava Oranı (TAR), Doku Fantom Oranı (TPR) ve Doku Maksimum Oranı (TMR) gibi veriler ile karakterize edilir.

Yüzde Derin Doz (YDD), herhangi bir d derinliğindeki dozun d_0 referans derinliğindeki soğurulan doza oranıdır. Orta voltaj ve düşük enerjili X-ışınları için referans derinlik genellikle yüzeydir ($d_0=0$), daha yüksek enerjiler için ise maksimum dozun olduğu derinlik noktası ($d_0=d_{maks}$) alınır.

YDD değerleri demetin enerjisi ile artar. Bu artış verilen bir derinlik için YDD eğrilerinin eğiminin azalması ve ışının giriciliğinin artması demektir. Yani yüksek enerjili ışınlar daha girişkendir ve yüksek YDD değerlerine sahiptirler.

Bir nokta kaynağın yayınladığı foton akısı kaynağa olan uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak değişir (TKK=ters kare kanunu). Klinikte kullanılan radyasyon kaynaklarının da TKK'na uyması için genellikle büyük (80cm) kaynak-cilt mesafesi (SSD) kullanılarak radyasyon kaynağının noktasal bir kaynak gibi düşünülmesi sağlanır. Bunun sonucu olarak kaynaktan uzaklaştıkça doz şiddeti TKK'na göre azalmasına rağmen, bir referans noktasına göre rölatif doz olan YDD'lar SSD ile artar.

YDD değerleri SSD'ye bağlı olduğundan izosentrik tedavi tekniği için kullanımı elverişsizdir. Derin doz dağılımı olarak, SSD'den bağımsız Doku Hava Oranı'nın

(TAR) tanımlanması ile Co-60 cihazı için bu problem ortadan kalkmıştır. TAR, doku içinde bir d derinliğinde soğurulan dozun (D_d), aynı koşullarda havada soğurulan doza (D_h) oranı olarak tanımlanır. TAR'lar enerji, derinlik ve alan genişliğine bağlı olarak değişir.

TAR'ın belirlenmesi için yapılan hava dozu ölçümlerinde, iyon odalarına elektronik dengenin sağlanabilmesi için demetin d_{maks} derinliğine uygun Build Up (Elektronik Denge) kapaklar takılır. Ticari olarak üretilen iyon odalarının mevcut kapak kalınlıkları ortalama enerjisi 1.25 MeV olan Co-60 cihazı için uygundur. Ancak daha yüksek enerjilerde TAR ölçümü için Elektronik Denge (Build Up) kapakların kalınlıklarının artırılması gerekmektedir. Yüksek enerjilerde TAR ölçümündeki bu sınırlamalardan dolayı hava dozu ölçümü gerektirmeyen Doku Fantom Oranı (TPR) tanımlanmıştır. TPR, TAR ile aynı özelliklere sahiptir. Aralarındaki tek fark ölçümlerin hava yerine fantomda yapılmasıdır. TPR, fantomda verilen noktadaki dozun , sabit referans derinliğindeki (genellikle 5-10 cm) doza oranı olarak tanımlanabilir.

TPR herhangi bir referans derinliğe normalize edilebilen genel bir orandır. Normalize edilen derinlik d_{maks} gibi sabit bir nokta alınırsa Doku Maksimum Oranı (TMR) ortaya çıkar. Böylece TMR, TPR'nin özel bir durumudur. TMR kavramı fraksiyonel saçılmanın bir noktadaki derin doza katkısının, sadece dokunun derinliğine ve o noktadaki alan boyutuna bağlı olduğu varsayımına dayandırılır. TAR ve TPR'nin temeli olan bu prensip bütün bu fonksiyonları pratikte SSD'den bağımsız yapar.

TVI'nda cilt de hedef hacimdir ve verilen dozun tümünü alması istenir. Yüksek enerjili foton ışınlarında Elektronik Denge özellikleri enerji, alan büyüklüğü, uzaklık ve ışının cilde giriş açısı gibi faktörlerle değişir [33]. Meydana gelen bu değişimleri sağlıklı bir şekilde belirleyebilmek için yüzey dozu ve d_{maks} değerlerinin TVI şartlarında ve paralel plakalı iyon odası ile ölçülmesi gerekmektedir.

TVI geometrisinde d_{maks} ve cilt dozu deęerleri geleneksel tedavi şartlarındakiler ile aynı deęildir. Özellikle 10 MV'den yüksek enerjilerde maksimum dozun oluřtuęu derinlik artar ve bu da ciltte doz dūřuklūęüne neden olur [20]. Ciltte meydana gelen bu doz dūřuklūęünü telafi etmek ve cildin verilen dozun tūmünü alması için hasta ile kaynak arasına doku eřdeęeri materyal yerleřtirilir. Yerleřtirilen bu materyalin amacı gerekli saçılmayı yaparak radyasyonun cilde girdięinde maksimum dozu vermesini saęlamaktır. Cilt dozundaki artıř saçıcı ekranın ciltten olan uzaklıęına baęlıdır. Ekranın cilde yakınlařtırılması ile cilt dozu artar.

Karşılıklı paralel iki alan tekniği kullanıldığında cilt dozu, giriş ve çıkış dozlarının ortalamasıdır [20,34]. ıkış dozu, sınırlı fantom hacmi ve hasta kalınlığı gibi nedenlerle geri saçılımın azalması ve duvardan gelen geri saçılmaların tam olarak değerlendirilebilmesi için TVI şartlarında olülmelidir. ıkış dozu hasta ile duvar arasındaki uzaklığa ve kullanılan alan ile fantom būyüklükleri arasındaki orana bağlıdır [20].

2.6. Doz Profili

TVI'nda kullanılan ışının merkezi eksen dışındaki bilgilerine de ihtiyaç vardır. Geniř radyasyon alanında radyasyon dozunun sūreklilięi kontrol edilmelidir. Doz profili ışınlama şartlarında kullanılabilir alan genişliğini, alan kenarlarındaki doz dūřmelerini (penumbra) veya demet kōřegenlerini tespit etmek için olülür. Kullanılabilir alan genişliği doz homojenliğinin $\pm\%10$ içinde olduğu alan uzunluğudur ve ışıklı alanın gösterdiğinden daha küçüktür [20,31]. Doz profilleri Build Up (Elektronik Denge) cap ile havada veya fantomda olülebilir [35]. Eęer fantomda tek bir derinlikte olülecek ise bu derinlik d_{maks} derinliğinden būyük olmalıdır [20]). TVI şartlarında olülen doz profilinin arzu edilen homojenliğe sahip olmadığı durumlarda, demeti düzgūnleřtirmek için kompensatörler dizayn edilir.

2.7. Hasta Dozimetrisi

Tüm vücut ışınlamasında hastaya verilen dozdan ve bu dozun hastadaki dağılımından emin olmak gerekir. Hastaya verilecek dozun doğrulukla hesaplanabilmesi için gerekli profil, derin doz, cilt dozu, TMR ve/veya TPR dozu gibi temel dozimetrik verilerin tüm vücut ışınlaması şartlarında ölçülmesi ile doz hesabında kullanılacak parametreler sağlıklı bir şekilde elde edilmiş olur. [20]. Hastadaki doz dağılımı in-vivo dozimetri yöntemi ile belirlenebilir. Bu yöntem ile gerçek hasta ışınlamalarında cilt dozlarını ölçebiliriz ancak vücut orta hattının ve bazı iç organların dozunu direkt ölçmek mümkün değildir. Bu kısıtlamadan dolayı gerçek hasta tedavisine başlamadan önce istenilen her noktasına in-vivo dozimetri yerleştirilebilen insan biçiminde rando fantom ışınlamaları yapılarak tedavide oluşacak doz dağılımı kontrol edilebilir.

2.8. İn-Vivo Dozimetri

In-Vivo dozimetri, tedavi esnasında yapılan radyasyon doz ölçümü işlemidir. Dokuların üzerine dozimetre sistemi yerleştirilerek radyasyon dozunun ölçüldüğü bir metottur. Tedavi ile eş zamanlı radyasyon dozu ölçümü yapılırsa gerçek zamanlı invivo dozimetre denir. Günümüzde mevcut dozimetreler için tasarlanmış insan biçimindeki fantomların yuvalarına, dozimetre sistemleri yerleştirilerek de farklı bölgelerde in-vivo dozimetri yapılabilmektedir.

Son 20 yılda radyoterapide kullanılan cihazlardaki gelişmeler sayesinde yeni tedavi teknikleri kullanılmaya başlanmıştır. Gelişen yeni teknikler sayesinde yapılan tedavilerin yan etkileri azaltılabilmektedir. Fakat tedavi dozunun ve hastaya özgü açılan alanların kalite kontrolü, tıpkı rutin kalite kontroller gibi zorunlu hale gelmiştir.

TVI'nda hastaya verilen dozun doğruluğundan emin olmak gerekir. Hastada soğurulan doz, tüm vücut ışınlaması yapılacak alan ve farklı kaynak hedef mesafesindeki dozimetrik parametreler alınması ve in-vivo dozimetre ekipmanları

kullanılarak belirlenebilir. Ancak hastada soğrulan dozun tespiti için her iki yolun beraber yapılması önerilir. İyonize eden radyasyonu ölçme metodları, radyasyonun içinden geçtiği ortamı iyonize etmesi özelliğine dayanır. İn-vivo dozimetride kullanılmak üzere iyon odaları, kimyasal dozimetri, film dozimetri, termoluminesans dozimetri (TLD), optik uyarmalı lüminesans dozimetre (OSLD) ve yarı-iletken diyot dedektörler gibi çeşitli ölçüm yöntemleri geliştirilmiştir [20]. TVI'nın dozimetrisinde en sık kullanılan in-vivo dozimetre teknikleri MOSFET dedektör, diod ve iyon odalarıdır. İn-vivo dozimetride kullanılacak yöntemin rahat uygulanabilir, güvenli ve kolay olması istenir. Bu nedenle dedektörlerinin seçimi çok önemlidir [20]. Seçilecek dozimetri dedektörlerinin doz cevaplarının enerji, doz, doz hızı ve sıcaklıktan bağımsız olması gerekir. Ancak dedektörlerin hiçbirisi bu gereksinimlerin hepsine birden sahip değildir.

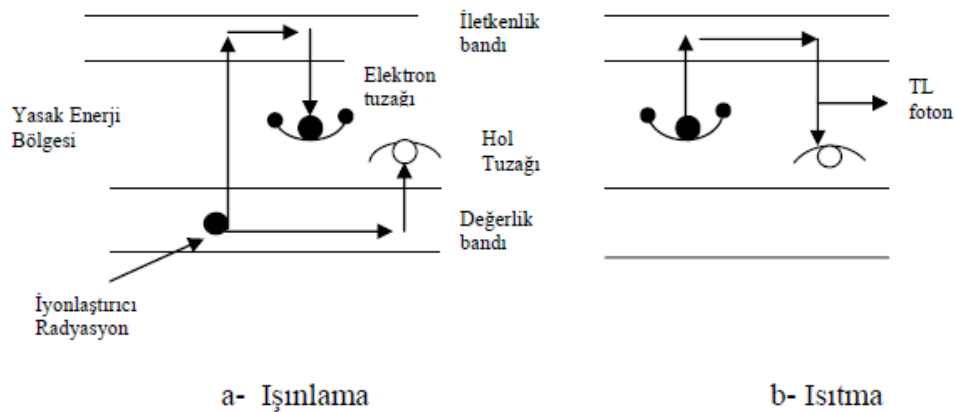
İN-vivo dozimetri, uygulandığı merkezlerdeki iş yükünü büyük oranda artıran bir yöntemdir. Bu dezavantajı bilinmesine rağmen, TVI'larında in-vivo dozimetri kullanımını çeşitli nedenlerden dolayı önemle tavsiye edilmektedir. Bu nedenler, ışınlama süresinin uzun olmasından dolayı tedavi süresince hastanın hareket etme riskinin olması, özellikle tek fraksiyon olarak yapılan tedavilerde tedavi bitmeden önce dozun doğruluğundan emin olunması gerekliliği, vücudun düzensiz şekli ve doku yoğunluk farklılıkları olarak sıralanabilir [34].

TVI'da in-vivo dozimetrisinin 3 amacı vardır;

- 1) Dozun tanımlandığı noktadaki (göbek) dozun belirlenmesi
- 2) Hastanın orta hat doz dağılımının homojenliğinin belirlenmesi
- 3) Risk altındaki organların (akciğer,göz vb.) almış oldukları dozun belirlenmesidir.

2.9. Termolüminesans Dozimetre (TLD)

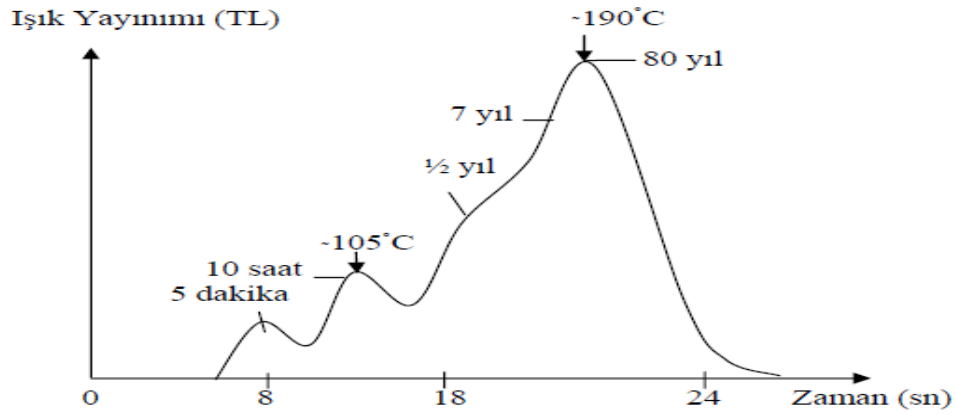
İletkenlik bandı ile değerlik bandı (valans band) arasında, yasaklanmış olmasına rağmen kristaldeki yapı bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların bulunuşundan dolayı meydana gelen ara enerji durumları vardır. Kristalin radyasyonla uyarılması sonucu bu ara durumlara geçen holler veya elektronlar Şekil 2.3.(a)' da görüldüğü gibi bu tuzaklara yakalanırlar. İletkenlik bandındaki elektronların bir kısmı çarpışmalar yolu ile enerjilerini kaybederek ya valans bandına geri dönmekte ya da yasak bölgede elektron tuzaklarına yakalanmaktadır. 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 2.3.b) Kristalin yaptığı toplam ışımının şiddeti tuzaklarda depolanan enerji ile, dolayısı ile kristale gelen radyasyon dozu ile orantılıdır. [53]



Şekil 2.3. Termolüminesans olayının şematik gösterimi

Bu çalışmada etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan TLD-100 olarak adlandırılan lityum-florür (LiF) kristalleri kullanıldı. Dokunun etkin atom numarası 7.42, TLD-

100'ün ise 8.14'dür. Ayrıca LiF kristalinin ışınlama dozuna olan yanıtı 10 mR (Miliröntgen) ile 1000 R (Röntgen) arasında doğrusal, 30 keV ile 1 MeV arasında radyasyona verdiği yanıt farkı yaklaşık % 1.25 ve oda sıcaklığında dozimetre piklerinde görülen azalma yılda yaklaşık % 5'dir. 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 fırımlandığında eğrideki bir ve ikinci pikler ortadan kaldırılır. Yine 100°C'de 10 dakika fırınlama ile birinci ve ikinci pikler yok olur. [53]



Şekil 2.4. 100 cGy'de ışınlandıktan kısa bir süre sonra 400°C'de bir saat fırınlanarak okunan TLD-100 LiF fosforunun verdiği tipik ışınlama eğrisi

TLD-100'ün ışınma eğrisinde 5 karakteristik pik görülür bunlardan en uzun yarı ömre sahip olanı 190°C'de olan dozimetrik piktir ve radyasyon dozuyla ilgili bilgiyi verir. Diğer piklerin yarı ömürlerinin düşük olması nedeni ile kullanılmazlar (Şekil 2.4). TLD- 100'ler, diğer TLD türlerine göre enerji bağımlılıklarının az, hassasiyetlerinin yüksek ve SNR (Signal Noise Ratio, sinyal gürültü oranı)'ın düşük olması nedeniyle daha çok tercih edilmektedir. Efektif atom numaralarının dokuya yakın olması onların medikal uygulamalarda en önemli kullanım nedenidir. Kullanılan TLD kristallerinin boyutları 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm'dir. [53]

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

- 1- Elekta Synergy Platform ve G.E. Saturne 41 doğrusal hızlandırıcı cihazı
- 3- PTW marka RW-3 katı su fantomu
- 4- İba marka Dose 1 tedavi dozimetre
- 5- 30001 tipi 0.6 cm^3 Farmer iyon odası
- 6- 23343 tipi paralel plakalı Markus tipi iyon odası
- 7- Alderson Rando Fantom
- 8- LiF termoluminesans dozimetre
- 9- Victoreen 2800 marka TLD okuyucusu

3.1. Doğrusal Hızlandırıcı Tedavi Cihazları

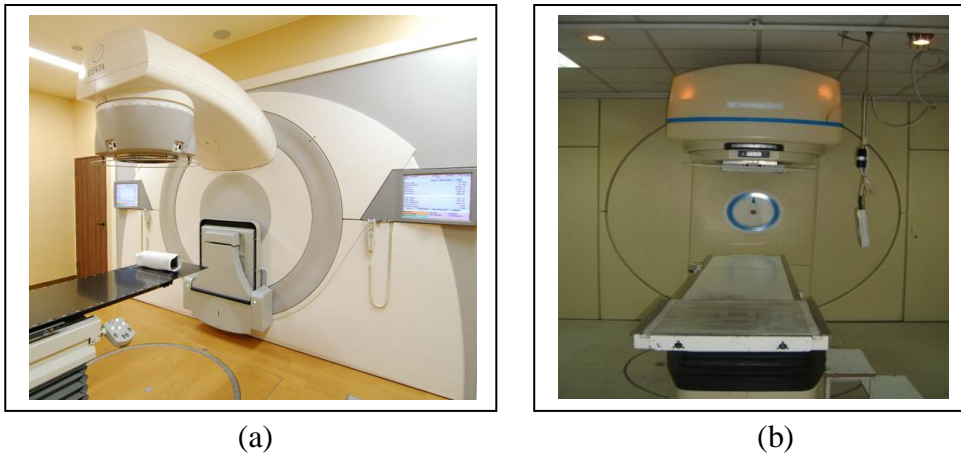
Elekta marka Synergy platform model doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı

6MV ve 18 MV' lik foton demetleri ile 6, 9, 12, 15 MeV' luk elektron demetleri üretme özelliğine sahip çok yapraklı kolimatör sistemine sahip bir doğrusal hızlandırıcıdır.

Eş düzlemde maksimum alan boyutu $400 \times 400 \text{ mm}^2$ ' dir. Yaprak sayısı, 40 çift olup 80 yapraklıdır. Yaprak genişliği, eşmerkez düzleminde bir yaprağın merkezinden diğer yaprağın merkezine kadar olan uzaklık 1,1 cm' dir. Eş düzlemde bir yaprağın kalınlığı 1 cm' dir. Yaprak kolimatörlerin kalınlığı, 75 mm, yedek Y kolimatörlerinin kalınlığı, 30 mm, X kolimatörlerinin kalınlığı, 78 mm' dir.

Minimum alan boyutu, eşmerkez düzleminde 5 mm (X), 9 mm (Y)' dir. Sistemde X=0 alan boyutu tanımlanmasına müsaade edilmesine rağmen X kolimatörlerinin birbiriyle çarpışma tehlikesi vardır. Bundan dolayı tavsiye edilen X alan boyutu minimum 5 mm' dir. Yine sistemde Y=0 alan boyutu tanımlanmasına müsaade

edilmesine rağmen yaprakların birbiriyle çarpışmalarını önleyici mekanizma oluşturulmuştur. Yaprakların çarpışmamları için karşılıklı yapraklar arası minimum mesafe 9 mm olarak tanımlanmıştır. Yaprakların hareket kontrolü, yaprak hareketi birbirinden bağımsız ayrı motorlar tarafından yapılır. Kolimatör kafasında iyon odası ve yapraklar arasında yerleşik tungstenden 60° 'lik otomatik bir kama filtreye sahiptir [37].



Resim 3.1. (a) Electra Synergy doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı. (b) GE Saturne-41 lineer hızlandırıcı cihazı

GE marka Saturne 41 model doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı

10 ve 25 MV foton ile 4.5, 6, 7.5, 9, 12, ve 15 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir doğrusal hızlandırıcıdır (Resim 3.2). Kolimatör yapısında, simetrik ve asimetric hareket edebilen (X1, X2) ve yalnız simetrik hareket edebilen (Y1, Y2) çeneleri mevcuttur. Durağan dalga hızlandırıcı, 270° 'lik eğici magnet ve çift saçıcı filtre kullanır. 60° 'lik motorize kama filtreye sahiptir. [General Electric Saturne-41 Linear Accelerator Thecnical Properties].

3.2. Elektrometre ve İyon Odaları

Dose 1 tedavi dozimetre sistemi, radyasyon terapisindeki doz ölçümleri için amaçlanmıştır. Taşınabilir tek kanallı, referans sınıfı, kalibrasyon dozimetresi için IEC 60731' e uyumlu, iyon odaları ve yarı iletken diyot dedektörler kullanan bir dozimetredir. Kutuplaşma voltajı, 5V dahili güç tedariginden DC/DC dönüştürücü vasıtası ile üretilir. İki kutupluluk ve değer, ± 600 V aralığında programlanabilir. Bir hata durumunda, aktif olan mevcut sınırlandırma, mevcut kısa devreyi 0.1 mA altında güvende tutar [38].

Silindirik İyon odaları radyoterapi ve diyagnostik radyolojide radyasyon dozunun belirlenmesinde kullanılırlar. Kullanım amaçlarına uygun değişik şekil ve hacime sahiptirler. Silindir iyon odalarının 0.1 cm^3 den 1 cm^3 e kadar değişen ticari şekilleri mevcuttur. En sık kullanılan silindir iyon odası Farmer tarafından dizayn edilen 0.6 cm^3 hacimli odadır. Farmer tipi iyon odasının duyarlı hacmi yüksük şeklinde olduğundan aynı zamanda yüksük oda olarak da bilinir. Çalışmamızda kullanılan 30001 tipi 0.6 cm^3 Farmer iyon odası Co-60, yüksek enerjili foton ve elektron enerjileri için kullanılabilir. İyon odasının grafitten oluşan merkezi elektrodu, yüksük şeklinde 0.275 mm PMMA ve 0.15 mm grafitten oluşan dış elektrodu vardır. İç elektrodun dış çapı 1 mm, dış elektrodun iç çapı 6.1 mm ve iç elektrot uzunluğu 21.2 mm'dir. Uzunluğu 93 mm, dış çapı 16.4 mm olan ve PMMA dan oluşan Build Up (Elektronik Denge) cap' in efektif ölçüm noktasındaki kalınlığı 4.7 mm'dir [40].

Paralel plakalı iyonizasyon odaları özellikle yüzeye yakın yerlerde geniş hacmi nedeniyle uygun olmayan silindirik iyon odalarının yerine kullanılır. 5 MeV ile 10 MeV enerji aralığındaki elektron demetlerinin dozimetrisinde, paralel plakalı iyon odalarının kullanımı tavsiye edilmektedir [41,42,43]. 5 MeV'den daha düşük elektron demetleri için ise kullanılması zorunludur (20). Ayrıca yapılan birçok araştırma sonucunda bu iyonizasyon odasının yüksek enerjili x-ışınlarının Build Up (Elektronik Denge) bölgesi derin doz ölçümleri için de uygun olduğu tespit edilmiştir [42,43,44,45]. Çalışmamızda kullanılan 23343 tipi paralel plakalı Markus tipi iyon

odası, 5 MeV ile 45 MeV enerji aralığındaki elektron demetlerinin doz ölçümlerinde kullanılmaktadır.

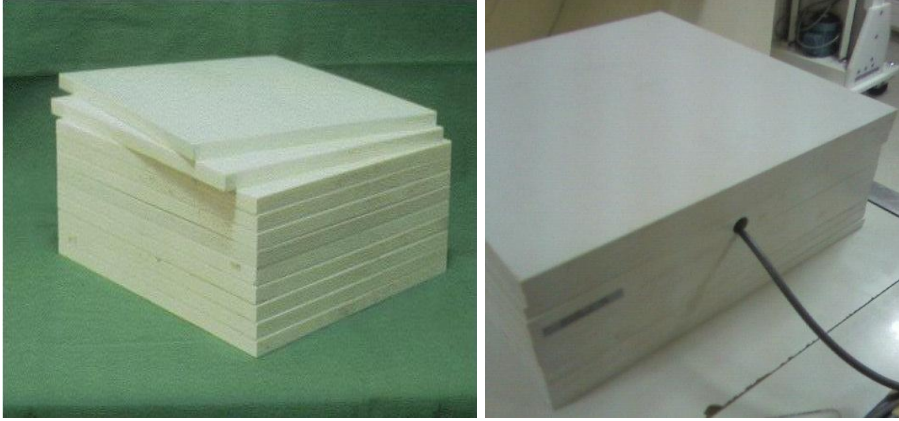


Resim 3.2. Dose 1

3.3. Katı Su Fantomu

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde su standart referans materyaldir. Özellikle yüksek enerjili radyasyon dozimetrisinde kullanılmalıdır. Rutin kontrollerde ise pratik bir yöntem olmamasından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri katı su fantomu materyali kullanılır. Dozimetrik olarak eşdeğer materyalin anlamı her iki materyalde de foton ve elektronların soğurulması ve saçılmasının aynı olması demektir.

Çalışmamızda kullanılan PTW marka RW3 katı su fantomu foton ışınları için Kobalt-60'dan 20 MV x-ışını enerjisine, elektron ışınları için ise 4 MeV'dan 25 MeV enerjisine kadar kullanılabilir. %2 TiO₂ içeren beyaz polystren (C₈H₈) malzemeden yapılmış olan fantomların yoğunluğu 1.045 g/cm³ tür. 30x30 cm² büyüklüğünde olan fantom 1 mm, 2 mm, 5 mm ve 10 mm gibi farklı kalınlıktaki plakalardan oluşmuştur [39].



Resim 3.3. Su eşdeğeri katı fantomlar.

3.4. İnsan Biçiminde Rando Fantom

Radyoterapide fiziksel olarak insan gövdesi ile aynı şekle sahip antropomorfik fantomlar, klinik dozimetride kullanılan vazgeçilmez araçlardır [39]. Bu fantomlardan en bilineni 30 yılı aşkın bir süredir kullanılan ve tüm dünyadaki sayıları yaklaşık olarak 2000 olan Alderson Rando Fantomlarıdır.

Çalışmamızda kullanılan Alderson Rando Fantom yumuşak doku materyali yoğunluk ve soğurma karakteristikleri bakımından insan dokusu ile birebir uyumludur. Akciğerleri ise yoğunluğu 0.30 g/cc olan sentetik köpükten oluşmuştur [49]. Fantom, kalınlıkları 2.5 cm olan 32 adet yatay kesite ayrılmıştır. Her bir kesitte içindeki tıplar çıkarıldığında TLD yerleştirmeye elverişli hale gelen delikler bulunmaktadır. Çalışmamızda kullanılan 100 cm uzunluğunda ve 50 kg ağırlığındaki kadın fantomun kol ve bacakları bulunmamaktadır.



Resim 3.4. Anderson Rando fantom

3.5. Termolüminesans Dozimetre (TLD) Sistemi

Çalışmada, beyaz teflon ile kaplanmış boyutları 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm olan LiF çipleri kullanılmıştır. (Resim 3.5.).

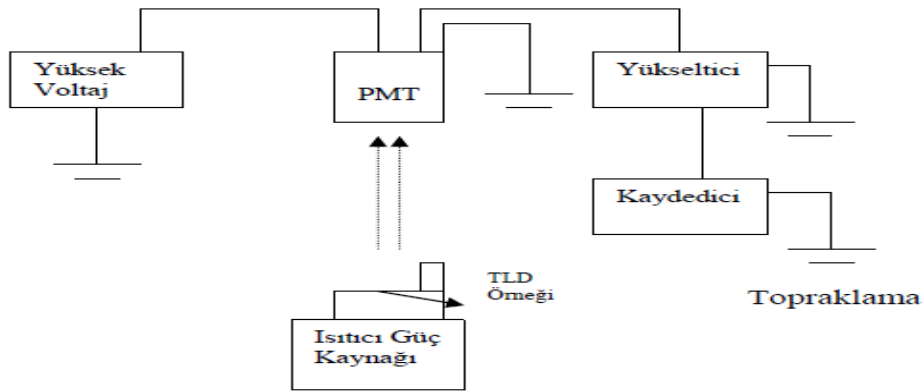


Resim 3.5. Çalışmamızda kullanılan Lityum Florür (LiF) TLD çipleri

LiF'lerin okunmasında kullanılan Victoreen 2800 marka okuyucu, TLD için özel hazırlanmış bir program olan WinREMS'in yüklü olduğu bir bilgisayara bağlanmıştır. WinREMS okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ışınma eğrilerini oluşturup analiz eden ve hafızaya alabilen bir programdır.

3.6. TLD Okuyucu (Victoreen 2800)

TLD okuyucu radyasyon ile ışınlanmış TLD kristallerini ısıtarak ışımalarını sağlayan, görünür bölgedeki bu ışımayı etkin biçimde ölçen, daha sonra TLD istalini daha fazla ısıtarak tuzaklarda kalan elektronları tamamen boşaltan ve kristali tekrar kullanılmaya hazır duruma getiren sistemdir. Bu çalışmada Victoreen 2800 TLD Okuyucu kullanıldı. Bu sistem, TLD'lerin 400°C'ye kadar kademeli olarak ısıtılmasından sonra, TLD'deki dozu okuyan bir sistemdir. Kristallerin ısıtılması için elektrik akımı kullanılmaktadır. Soğurulan ışık, foto çoğaltıcı tüp (PMT) ile ölçülmektedir. PMT, ışığı elektrik akımına çevirmektedir. Oluşan akım sayıldıktan sonra kaydedici tarafından kaydedilmektedir. Bu sistem, temel olarak yüksek voltaj kaynağı, ısıtıcı, ısı ile uyarılma sonucu oluşan sinyali elektrik akımına çeviren foto çoğaltıcı tüp (PMT), yükseltici ve kaydediciden oluşmaktadır.[53]



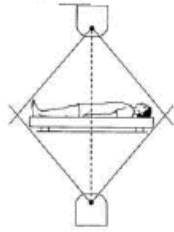
Şekil 3.1. TLD okuyucunun şematik diyagramı

3.7. Hasta Pozisyonu

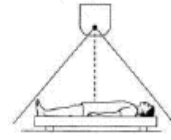
TVI'nda geniş bir alan ve uzak SSD mesafesi kullanılır. Kullanılacak SSD mesafesi tedavi odasının fiziksel büyüklüğüne bağlı olduğundan belirli bir standartı yoktur. Ancak genel olarak yetişkin bir insanın tüm vücudunu içine alabilecek büyüklükte bir alan oluşturabilmek için kullanılan SSD değerleri 3m ile 6m arasında değişir [8,12]. Bu kadar uzun tedavi mesafesinin mümkün olmadığı durumlar için birden

fazla paralel ve bitişik alan kullanılan yada demetin veya hastanın kaydırılması ile tedavi yapılabilen teknikler geliştirilmiştir. TVI'larının %65'i iki karşılıklı paralel alan (ön-arka veya sağ-sol), %15'i dört alan (ön-arka, arka-ön ve iki yan kombinasyonu), %15'i çoklu paralel alan veya bitişik alan, %5'i ise hareketli alan tekniği kullanılarak yapılır [8]. TVI için klinik şartlara uygun olacak şekilde birçok yöntemler ve tedavi pozisyonları geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları Şekil-2'de gösterilmiştir.

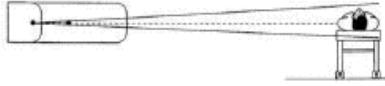
a) Karşılıklı paralel iki alan, kısa SSD



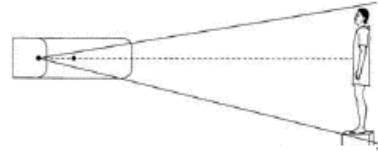
b) Tek alan, kısa SSD



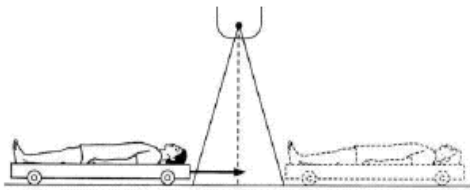
c) Hasta sedyede, yan ışınlama, uzun SSD



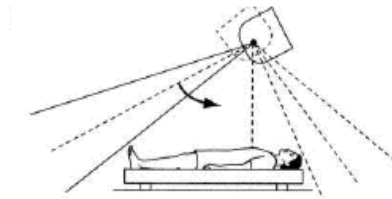
d) Hasta ayakta, ön ışınlama, uzun SSD



e) Hasta hareketli



f) Hareketli demet, hasta sedyede



Şekil 3.2. Tüm vücut ışınlamasında kullanılan bazı yöntem ve tedavi pozisyonları

Çalışmamızda Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında bulunan Elekta marka Synergy Platform model doğrusal hızlandırıcı cihazı ve Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında bulunan G.E. Saturne 41 doğrusal hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Işınlamada kullanılan tedavi şartları Çizelge 3.1'de belirtilmiştir. Elde edilecek sonuçların

karşılaştırılabilmesi için kullanılan enerjiler hariç tüm tedavi şartlarının aynı olması gerekmektedir. Bu nedenle her iki tedavi cihazının bulunduğu odaların fiziksel özellikleri birlikte gözden geçirilerek en uygun tedavi geometrisine karar verilmiştir. Işınlamada tek kaynaklı geleneksel tedavi cihazları kullanıldığından karşılıklı paralel alan, SAD mesafesi sabit kalacak şekilde rando fantom döndürülerek oluşturulmuştur. Ölçümler sağ-sol ve ön arka olacak şekilde alınarak kıyaslamaları yapılmıştır.

Çizelge 3.1. TVI geometrisi

Tedavi cihazları	: Saturne 41 Doğrusal Hızlandırıcı Elektta Synergy Doğrusal Hızlandırıcı
Kullanılan enerjiler	: 10 MV, 6 MV
Işınlama tekniği	: SAD (Kaynak Aks Mesafesi)
Kaynak-vücut orta hat mesafesi (SAD)	: 350 cm
Kolimatör açısı	: 45°
Gantry açısı	: 270°
Kolimatör açıklığı	: 40x40 cm ² (SAD:100 cm de)
Tedavi alan büyüklüğü	: 160x160 cm ² (SAD:350 cm de)
Köşegen eksen uzunluğu	:198 cm (SAD:350 cm de)
Hasta pozisyonu	:Sağ/Sol - Ön/Arka

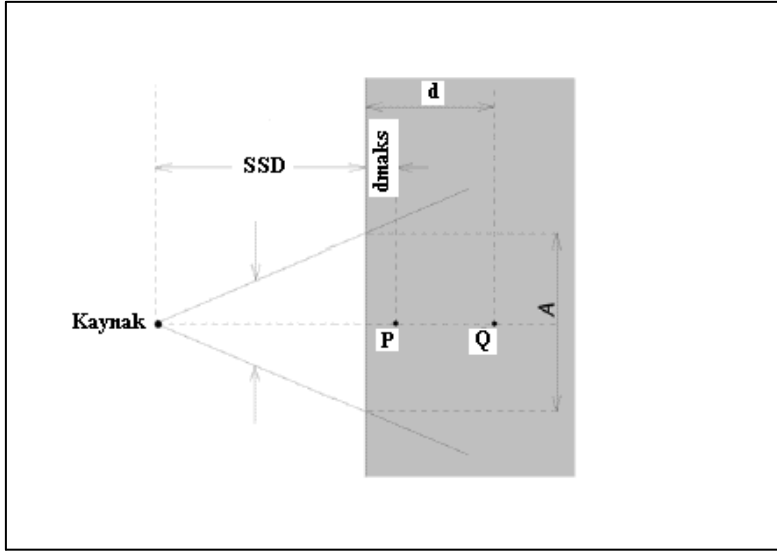
3.8. Demet Kalite İndeksinin Belirlenmesi

Ölçümlere geçmeden önce tedavi cihazları 6 MV ve 10 MV x-ışını enerjisi için SSD=100 cm ve 10x10 cm²'lik standart alan boyutunda maksimum doz derinliğinde 1 MU, 1cGy verecek şekilde kalibre edilmiştir. Böylece cihazın neden olacağı hataların ölçümlere yansımaları önlenir. TVI'nda kullanılacak tüm verilerin tedavi ile aynı şartlarda ölçülmesi gerekmektedir. Bu nedenle cihaz kolimatör açıklığı 40x40 cm², gantri açısı 270° ve kolimatör açısı 45° olacak şekilde ayarlandı. I'nın belirlenmesinde RW3 katı su fantomu ve 0.6 cm³ silindir iyon odası kullanılmıştır.

Katı fantomu TVI şartlarında gelen demete dik olarak yerleştirebilmek için katı fantom mataryalinin plakaları istenilen kalınlıklarda birbirine sabitlenerek gelen demete dik olacak şekilde yerleştirildi. Daha sonra fantomlar , iyon odası ile kaynak arasındaki uzaklık $SAD=350$ cm olacak şekilde yerleştirildi. Fantom içi saçılma dengesini sağlamak için iyon odasının arkasına geri saçılma kalınlığı olarak 15 cm fantom yerleştirildi. Şekil 3.3.a'da I'nın belirlenmesinde kullanılan ölçüm düzeneğini şematik olarak gösterilmektedir. İyon odası ile kaynak arasındaki uzaklık $SAD=350$ cm sabit kalacak şekilde önce 10 cm daha sonra da 20 cm derinlikte, 6 MV için 100 MU verilerek ölçüm alındı.

3.9. Yüzey Dozu ve Yüzde Derin Doz Ölçümleri

Yüzey dozu ve Yüzde Derin Doz ölçümleri Markus tipi sabit hacimli ve paralel plakalı iyon odası ile katı su fantomu kullanılarak TVI şartlarında ölçülmüştür. Kaynak ile fantom yüzeyi arasındaki mesafe $SSD=350$ cm sabit kalacak şekilde iyon odası farklı derinliklere yerleştirilerek lineer hızlandırıcı için 50 MU verilerek ölçüm yapıldı (Şekil 3.1). SSD 'ye ve alan büyüklüğüne bağlı olarak özellikle d_{maks} derinliğinde meydana gelecek değişimi tam olarak belirleyebilmek için Build Up (Elektronik Denge) bölgesinde 1 mm aralıklarla ölçüm alınmıştır. Maksimum dozun olduğu derinlik her bir enerji için belirlendikten sonra tüm ölçümler bu maksimum doz değerine normalize edilerek Yüzde Derin Doz dağılımları bulunmuştur.

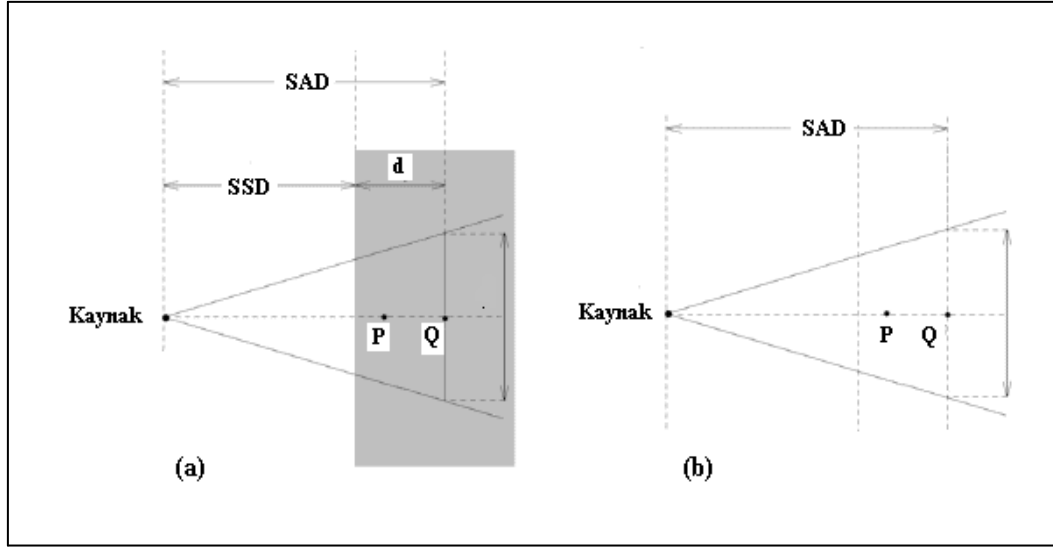


Şekil 3.3. TVI şartlarında YDD ölçümünün geometrisi (Gantri=270°, kolimatör açıklığı=40x40 cm², kolimatör açısı=45°, SSD=350 cm). Q herhangi bir d derinliğindeki doz, P ise d_{maks} derinliğindeki dozdur.

3.10. Doku Maksimum Doz Oranı (TMR) Ölçümleri

Işınlama tekniği olarak SAD tekniğini kullanacağımızdan hedef merkezli (izosentrik) tedaviye uygun ve SSD den bağımsız derin doz verilerini ölçmemiz gerekmektedir. 10 MV ve 6 MV için TMR (Tissue-Maximum-Ratio) değerleri ölçülmüştür. TMR, fantomda verilen bir noktadaki dozun, sabit bir referans derinliğindeki aynı noktadaki doza oranıdır.

Şekil 3 2’da TAR değerlerinin belirlenmesinde kullanılan ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi yapılmıştır. TAR değerleri iyon odası SAD=350 cm’de sabit kalacak şekilde iyon odasının önündeki fantom kalınlığının artırılmasıyla ölçülen doz değerlerinin hava dozuna bölünmesi ile bulunmuştur. TMR değerleri ise iyon odası SAD=350 cm’de sabit kalacak şekilde farklı derinliklerde ölçülen dozların, 6 MV için referans derinlik olan 5 cm’deki doza bölünmesi ile bulunmuştur [41].



Şekil 3.4. TVI şartlarında TAR ölçümünün geometrisi (Gantri= 270° , kolimatör açıklığı= $40 \times 40 \text{ cm}^2$, kolimatör açısı= 45° , SAD=350 cm). Katı fantomda Q noktasında ölçülen doz (a), Build Up (Elektronik Denge) cap ile Q noktasında havada ölçülen doz (b).

3.11. Doz Profili Ölçümleri

Doz profilleri SAD=350 cm'de ve silindir iyon odası ile, 6 MV ve 10 MV foton enerjisi için katı fantomda, 10 cm derinde ölçülmüştür [6]. Doz profil ölçümü için 10 cm derinlik kullanılması, doz hesabının yapıldığı göbek noktasının yaklaşık olarak orta hat kalınlığına yakın bir değer olduğu için uygundur [20,29]. Doz profilleri, demetin merkezinden belirli uzaklıklarda ölçülen dozların merkezdeki doza oranlanması ile bulunmuştur.

3.12. TLD Kalibrasyonu

Çalışmamızda kullanılan 100 TLD çipi önce TLD fırınında 400°C de 1 saat daha sonra da 100°C de 2 saat olarak ayarlanan tavlama işleminden geçirilmişlerdir. Tavlanan çipler TVI geometrisi ile aynı şartlarda bilinen bir dozda (50 cGy) ışınlanarak TLD okuyucusunda soğurulan doz değerleri okunmuştur. Pratik olarak her TLD'nin soğurmuş olduğu doz 50 cGy olması gerekirken, TLD

okuyucusuna, TLD'lerin kristal yapısına ve ışınlama sırasındaki ölçüm sistemindeki kurulum hatalarına bağlı nedenlerle TLD'lerde okunan dozlar da sapmalar gözlenmiştir. Doz cevaplarının bu nedenlerden etkilenmemesi için TLD'lerin kalibrasyonu işleminde 100 TLD için ortak bir okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) ve her bir TLD'ye özel bir kalibrasyon faktörü (ECC) bulunmuştur. TLD'lerin ışınlanmasında oluşabilecek kurulum hatalarını göz ardı edebilmek için de TLD'ler aynı şartlarda 5 defa ışınlanarak okumaları yapıldı ve ışınlandıkları doz ile soğurulan ettikleri doz arasındaki uyumun %3 içinde olduğu çipler in-vivo dozimetride kullanmak üzere belirlendi.

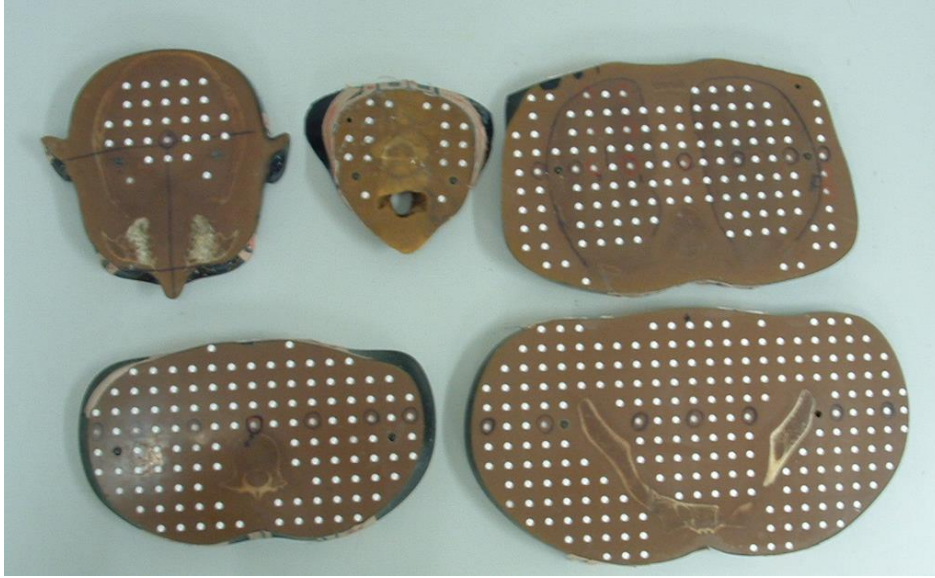
3.13. Rando Fantomun TVI'na Hazırlanması

Gerçek tedavilerde, hastanın orta hattında herhangi bir noktada soğurulan edilen doz, o noktaya cilt üzerinde karşılık gelen giriş ve çıkış dozlarının ortalaması alınarak bulunur [20]. Bizim çalışmamızda yapılan gibi gerçek tedavilerin bir simülasyonu niteliğinde olan rando fantom ışınlamalarında ise TLD çiplerinin direkt fantomun içine yerleştirilmesi yolu ile orta hat dozunun belirlenmesi mümkündür [46]. Çalışmamızda orta hat dozunun ölçüldüğü noktalar Çizelge 3 2'de listelenmiştir .

Çizelge 3.2. TVI'da alacağı dozun belirlenmesi tavsiye edilen noktalar

Fantom Kesit Numarası	Vücutta Bulunduğu Hedef Kesit	Dozun Belirlenme Nedeni
4	Baş	Alan kenarına yakınlık
9	Boyun	Yüksek doz oluşma olasılığı
12	Omuz	Düşük doz oluşma olasılığı
16	Toraks	Risk altındaki organ (akciğer)
26	Karın	Dozun tanımlandığı nokta (göbek)
32	Kalça	Gonadlardaki doz
-	Diz	Yüksek doz oluşma olasılığı
-	Ayak Bileği	Alan kenarına yakınlık

Rando fantomun ışınlama işlemine başlanmadan önce fantomun kesitleri birbirinden ayrılmış ve Çizelge 3.2’de belirtilen 6 farklı kesite kalibre edilmiş TLD çipleri yerleştirilmiştir. Çalışmamızda orta hat dozunu ölçmek için kullanılan baş, boyun, omuz, toraks, göbek ve kalça kesitleri Resim 3.6.’da gösterilmektedir . Okuma değerlerinin ortalamasının alınabilmesi için her bir kesitin orta hattındaki boşluğa aynı anda 3 TLD yerleştirilmiştir. Daha sonra fantomun kesitleri tekrar birleştirilerek fixlenmiş ve ışınlamaya hazır hale getirilmiştir. Rando fantomun kol ve bacaklarının eksikliğinden dolayı çalışmamızda bal mumundan yapılmış doku eşdeğeri kol ve bacaklar kullanılmış ve diz ve bilek seviyesine karşılık gelen noktalarda iki bacak arasında TLD yerleştirilerek diz ve bilekte soğurulan doz ölçülmüştür.



Resim 3.6. Orta hat dozunun ölçüldüğü fantom kesitleri

3.14. Homojenlik Düzeltmesi

Akciğer dokusunda soğurulan doz hesaplanırken, düşük yoğunluk nedeniyle yapılması gereken düzeltme için farklı yöntemler kullanılmaktadır [13]. Çalışmamızda akciğerlerdeki dozu düzeltmek için eşdeğer TAR metodu kullanılmıştır [13,24,32]. Eşdeğer TAR yönteminde kullanılan düzeltme faktörü (CF)

aşağıdaki şekilde belirlenmektedir. Akciğer yoğunluğu (ρ) $0,30 \text{ g/cm}^3$ olarak alınmıştır [32].

$$CF = TAR (d',r') / TAR (d,r) \quad (3.1)$$

Burada;

d = gerçek derinlik

d' = su eşdeğeri derinlik ($d \times \rho$)

r = d derinliğindeki alan büyüklüğü ($r' = r \times \rho$)

3.15. TLD Noktaları İçin Doz Hesabı

TLD ile doz ölçümü yapılacak her nokta için ölçülen dozlarla karşılaştırmak için teorik doz değerleri hesaplanmıştır. Çizelge 3.4'de 10 MV iki yan ışınlaması için tek alandan ışınlamada oluşan orta hat doz dağılımı hesabında kullanılan yöntem verilmiştir. 10 MV ön-arka, 6 MV iki-yan ve 6 MV ön-arka ışınlamalarında da aynı yöntem kullanılarak hesaplanan orta hat doz değerleri Çizelge 3.5 verilmiştir. Çizelge 3.4 incelendiğinde toraks kesiti için orta hat dozu hesaplanırken ışınlanan akciğer haciminden dolayı eşdeğer TAR metodunun kullanıldığı görülmektedir.

Tedavi süresi hesabı aşağıdaki formülle göbek noktasına, orta hat dozu 100cGy olacak şekilde yapılmıştır.

$$Doz = MU \cdot YDD_{350}(d) \cdot Verim_{100}(A) \cdot TKF \quad (3.2)$$

Doz: Hedefin kilogram başına oğurduğu enerjidir. SI birim sisteminde birimi Gray (Gy)'dır. Eski birim olan rad (radiation absorbed dose) hala yaygın olarak kullanılmaktadır.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad}$$

şeklinde tanımlanmıştır.

MU : 10x10 cm² alanda kaynak - cilt mesafesi 100 cm de en yüksek doz noktasına 1 cGy doz verebilmek için gereken ışınlama süresidir.

YDD₁₀₀(d) : Kaynak cilt mesafesi 350 cm iken ciltten d mesafe derindeki okunan dozun en yüksek doza oranıdır.

Verim₁₀₀(A) : SSD 100 cm de A alanında okunan dozun 10x10 cm² alanda okunan doza oranıdır.

TFK : Ölçüm yapılan mesafenin karesinin tersi. Dozun uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak azalmasından dolayı kullanılır.

$$MU = Doz / [(d) \cdot YDD_{350}(d) \cdot Verim_{100}(A) \cdot TKF] \quad (3.3)$$

Göbek bölgesinde 13 cm derinliğine 100 cGy doz verbilmek için MU hesabı.

$$MU = 100 / YDD_{363} \cdot Verim_{100}(A) \cdot TKF_{363}$$

$$MU = 100 / [0,672 \cdot 1,48 \cdot 0,0759]$$

$$MU = 1324,7 \text{ cGy (10x10 cm}^2 \text{ alanda kaynak - cilt mesafesi 100 cm de en yüksek doz noktasının aldığı doz)}$$

Çizelge 3.3. 10 MV iki yan ışınlaması için tek alandan göbeğe 100 cGy verildiğinde diğer kesitlerin orta hattında hesaplanan doz dağılımları

Hedef	Göbekten Uzaklık (cm)	Işın Profil Faktörü	derinlik (cm)	MU (cGy)	Doz Hızı (MU/dk)	SAD (cm)	Doz (cGy)
Baş	52,5	1,026	9,5		50	350	109
Boyun	40	1,035	6		50	350	126
Omuz	35	1,036	17		50	350	83
Toraks	25	1,027	14		50	350	95
Göbek	0	1,000	13	1325	50	350	100
Kalça	-15	1,010	18		50	350	81
Diz	-50	1,029	9		50	350	112
Ayak Bileği	-70	1,019	5		50	350	123

Çizelge 3.4. LR ve AP ışınlamaları için tek alandan göbeğe 100 cGy verildiğinde 10 MV ve 6 MV için vücut orta hattında hesaplanan doz dağılımları.

	10 MV	10 MV	6 MV	6 MV
Hedef	Sag	Ön	Sağ	Ön
Baş	109	88	113	97
Boyun	126	98	126	104
Omuz	83	95	92	101
Toraks	95	89	99	95
Toraks*	121*	89	119*	95
Göbek	100	100	100	100
Kalça	81	89	87	93
Diz	112	108	115	116
Ayak Bileği	123	90	126	97

10 MV için $CF=1,27$ ve 6 MV için $CF=1,20$ ile düzeltilmiş doz değeri, AP ışınlamalarda orta hat noktasına akciğer volümü karşılık gelmediğinden düzeltme faktörü kullanılmamıştır Şekil-24.

LR ışınlamalarda kesitler arasındaki kalınlık farklılıkları AP ışınlamalara göre daha büyüktür. Bu nedenle LR ışınlamalarda orta hat dozlarına ek olarak omuz, toraks, karın ve kalça kesitlerinde oluşan yanal doz dağılımı değerleri de hesaplanmış ve TLD ile ölçülmüştür. Profil dozları hesaplanırken, orta hat doz ($t=0$, $f=350$ cm) hızına ters kare kanunu uygulanarak, f 'den t mesafesi kadar uzaktaki doz hızları bulunmuştur [47,48]. Çizelge 3 6'de 10 MV LR tek alan ışınlamada, 26 numaralı fantom kesiti (merkezi kesit) için oluşan doz profili değerlerinin hesaplanma yöntemi gösterilmiştir. Diğer kesitler ve 6 MV LR ışınlamalar için profil değerleri de aynı yöntemle hesaplanmıştır. Yanal profil ölçümü için TLD'lerin yerleştirildiği 7 farklı (A, B, C, D, E, F, G) noktanın merkezi kesitteki yerleşim noktaları Şekil 4-9'da gösterilmektedir. Buradaki D noktası Çizelge 3 4'de 10 MV LR ışınlama için verilen göbek orta hattı ile aynı noktadır.

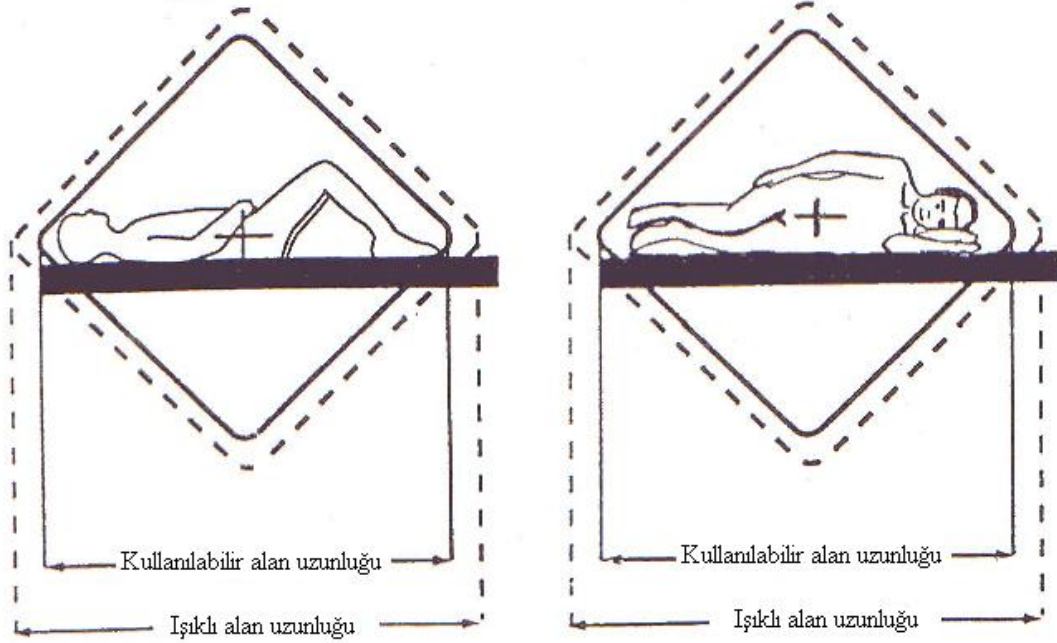
Çizelge 3.5. 10 MV LR tek alan ışınlamada, dozun tanımlandığı kesitte oluşan doz profili hesap tablosu

Tek Alan Doz Profili (Rando Fantom)							
Kesit No:26							
← Yanal uzunluk 26 cm →							
TLD noktası	A	B	C	D	E	F	G
Orta Hattan Yanal Uzaklık t (cm)	-12	-9	-4,5	0	4,5	9	12
Derinlik, d (cm)	1	4	8,5	13	17,5	22	25
SAD, f (cm)	338	341	345,5	350	354,5	359	362
Ters Kare Düzeltmesi	1,072	1,053	1,026	1,000	0,975	0,950	0,935
Hava Dozu (cGy)				1325			
TAR	1,079	1,014	0,881	0,744	0,615	0,501	0,424
Soğurulan DozTek Alan (cGy)	155	144	122	100	81	64	53

3.16. Rando Fantomun Işınlanması

İstenilen noktalarına TLD'lerin yerleştirildiği rando fantom, uygun bir masa üzerinde, alanın merkezi tam göbek orta noktasından geçecek ve vücut orta hattında SAD=350 cm olacak şekilde LR ışınlama için sırustü, AP ışınlama için ise omuzunun üstüne yan olarak yatırılmıştır. Fantom yatırılırken kullanılabilir alan genişliğinin içinde kalmasına dikkat edilmiş ve bu amaç için bacaklar karına doğru çekik şekilde yerleştirilmiştir. Şekil 3 5'da LR ve AP ışınlamalarda fantomun yatış pozisyonları gösterilmektedir. Bal mumundan yapılan kol sayesinde LR ışınlamada

akciğerlerde oluşacak doza kolun katkısını değerlendirebilmek mümkün hale gelmiştir. Orta hat doz dağılımı belirlenirken her pozisyonda (10 MV -AP, 10 MV-LR, 6 MV-AP, 6 MV-LR) 5 farklı ışınlama yapılmıştır.



Şekil 3.5. LR ve AP ışınlamalarda fantomun yatış pozisyonları

Çizelge 3.5’da toraks kesiti için hesaplanan doz değerleri, akciğerlerdeki dozu azaltmak için kol veya herhangi bir korumanın kullanılmadığı ışınlama için hesaplanmıştır. Ancak çalışmamızda akciğerlerde soğurulan dozun, verilen dozun %50-60’ını geçmemesini istediğimizden akciğer dozunu azaltmak için kol ve kurşun plakalar kullanılmıştır.

LR ve AP ışınlama için kurşun plakaların şeklinin, büyüklüğünün ve cilt üzerine yerleştirileceği bölgenin tayini için simülasyon görüntüsünden yararlanılmıştır [13,24]. Simülatör ekranındaki görüntü referans alınarak cilt üzerinde kurşun tel ile akciğerlerin sınırları belirlenmiş ve böylece kurşun plakaların cilt üzerine yerleştirileceği bölge fantom üzerine çizilmiştir. Daha sonra bu kurşun teller şekli

bozulmadan fantom üzerinden sklm ve kağıt zerine Şekilleri çizilerek kurşun plakaların hazırlanmasında kullanılmıŐlardır.

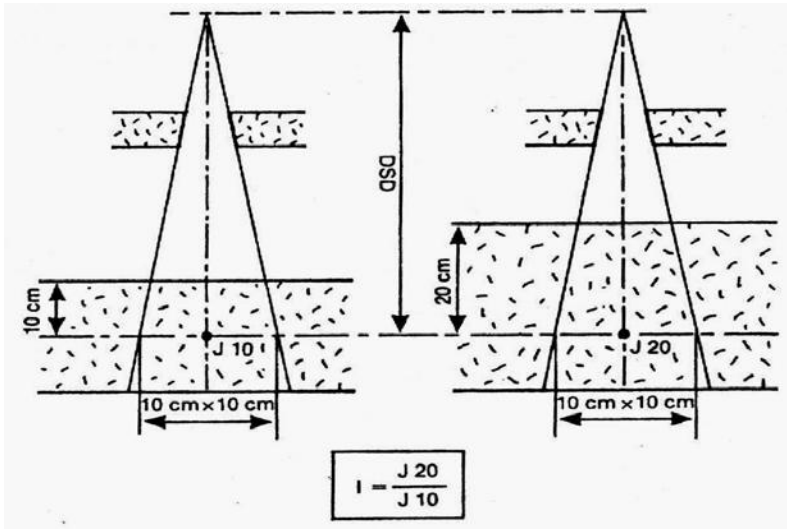
LR iŐnlamalarda akciğerlerdeki dozu azaltmak için kol ve kurşun plaka birlikte kullanılmıştır. Amacımız dozu toplam %50 oranında azaltmak olduğundan, %40 oranında soğurma sağlayacak kurşun plaka kalınlığı tespit edilmiştir. Bu kalınlık 10 MV için 20 mm, 6 MV için ise 12 mm olarak bulunmuştur. Geri kalan yaklaşık %10'luk soğurma ise akciğer dozunun ölçüldüğü 16 numaralı kesite karşılık gelen 7,5 cm kalınlığındaki kol ile sađlanmıŐtır.

AP iŐnlamalarda ise dozu azaltmak için kol kullanılmadığından, tek başına %50'lik soğurmayı sağlayabilmesi için kurşun plakanın kalınlığı artırmıŐtır. AP iŐnlamalarda kurşun kalınlığı 1 yarı tabaka kalınlığı (1 HVL) olarak seçilmiş ve bu değer 10 MV için 21 mm, 6 MV için ise 15 mm olarak bulunmuştur. Bu kalınlıklarda hazırlanan kurşun plakalar, iŐnlamalarda cilt üzerine yerleştirilerek kullanılmıŐlardır.

4. BULGULAR

4.1. Demet Kalite İndeksi

Yüksek enerjili ışın demetinin kalite endeksi su içinde soğurulma miktarı ile belirlenir. (Şekil 4.1) Bu, TPR'nin özel bir durumudur. $I = J_{20} / J_{10}$



Şekil 4.1. Kalite endeksi

Merkezi ışın için 20 ve 10 cm derinlikte alınan iyonizasyon değerlerinin oranı, o ışının kalite endeksi olarak kabul edilmektedir. Su yerine bazen su eşdeğeri katı fantom kullanılmaktadır. Dedektör ile kaynak arası mesafeler sabit tutulur ve dedektör seviyesinde 10cmx10cm açıklıklı sahada ölçüm yapılır. Kalite endeksi çeşitli lineer hızlandırıcılarda üretilen X ışınlarının karşılaştırılmasını sağlar.

Demet kalite endeksi 10 MV için 0.838, 6 MV x-ışını enerjisi için ise 0.785 olarak bulunmuştur.[54]

4.2. Yüzey Dozu ve Build-up (Doz- Yığılma) Bölgesi

Enerji, ışınlanan dokuya, radyasyon kaynağından yayılan birincil demet ışınları ile taşınır. Ancak enerji, birincil ışınlar tarafından dokuda üretilen ikincil elektronlarla dokuda dağıtılır. Doz dağılımı, çoğunlukla bu ikincil elektronların erişme mesafesi

ve yönüne bağlıdır. Düşük enerjili X ışınları ve orta voltaj X ışınlarında ikinci elektronlar bütün yönlerde hareket ederler, fakat enerjileri hemen soğurulur. Düşük enerjili orijinal radyasyonun giricilik kabiliyetinin olmaması veya az olması nedeniyle, yüzeyin altında birincil radyasyon azdır. Bu nedenle yumuşak X ışınları için maksimum doz hemen ciltte veya cilde yakın derinlikte oluşur.

Maksimum dozun oluştuğu, yani elektronik dengenin sağlandığı noktaya “maksimum doz noktası” (buildup noktası), ciltten bu noktaya olan uzaklığa da “maksimum doz derinliği” (buildup derinliği; d_{maks}) denir.

Çizelge 4.1’de 10 MV ve 6 MV için TVI şartlarında (SSD=350 cm, kolimatör açıklığı 40x40 cm²) ölçülen d_{maks} ile standart şartlarda (SSD=100 cm, kolimatör açıklığı 10x10 cm²) ölçülen d_{maks} değerleri verilmiştir. Tablodan da görüldüğü gibi TVI geometrisinde d_{maks} artan alan boyutu ve SSD ile azalarak yüzeye yaklaşmıştır.

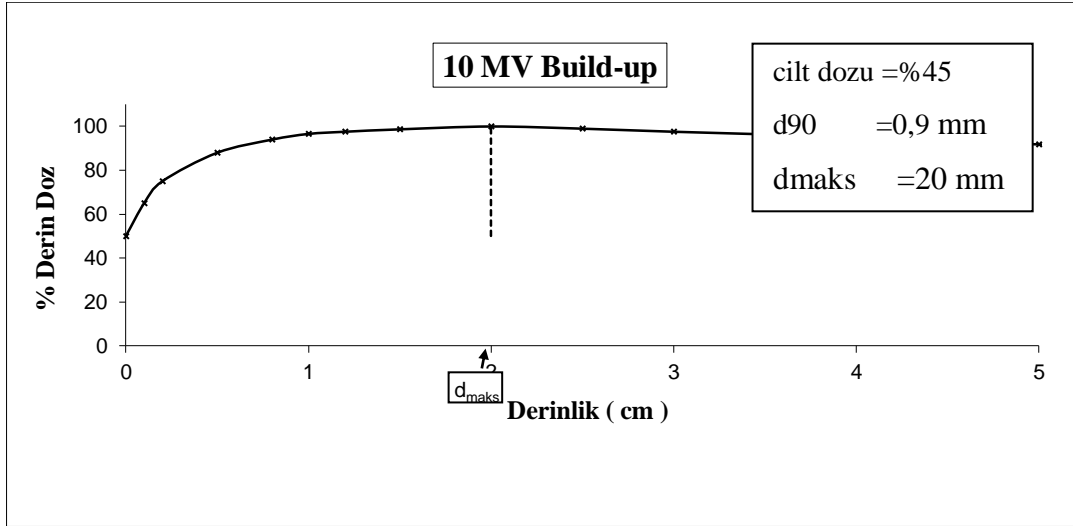
Çizelge 4.1. 10 MV ve 6 MV x-ışını için d_{maks} derinliklerinin artan alan büyüklüğü ve SSD ile değişimi

Enerji	10 MV geleneksel tedavi	10 MV TVI	6 MV geleneksel tedavi	6 MV TVI
d_{maks}	23 mm	20mm	15 mm	12 mm

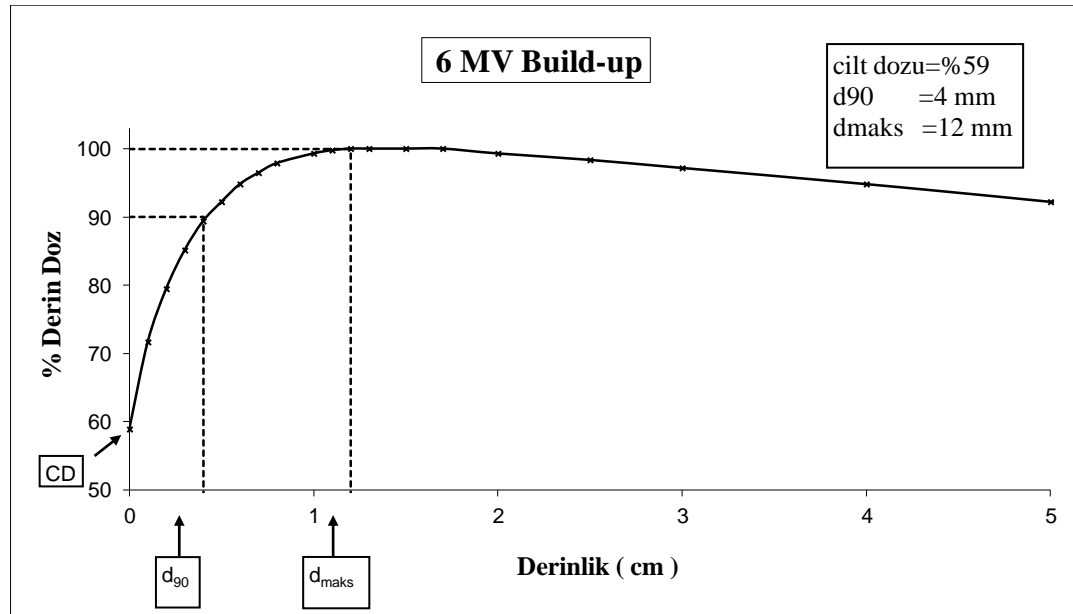
Şekil 4.1. ve Şekil 4.2.’de, 10 MV ve 6 MV için TVI geometrisinde Markus tipi iyon odası ile Build Up (Elektronik Denge) bölgesinde ölçülen doz dağılımları gösterilmektedir. d_{maks} Build Up (Elektronik Denge) derinliğindeki, d_{90} ise maksimum dozun % 90’ının oluştuğu derinliktir. Grafikler cilt dozu bakımından incelendiğinde 6 MV’in giriş dozunun 10 MV’e göre daha yüksek olduğu, %90’lık ve %100’lük dozların oluştuğu sırasıyla d_{90} ve d_{maks} derinliklerinin de 6 MV için cilde daha yakın olduğu görülmektedir (Çizelge 4 2).

Çizelge 4.2. TVI için Build Up (Elektronik Denge) analizi

Enerji	10 MV	6 MV
Cilt dozu	%45	%59
d_{90}	0,9mm	4 mm
d_{maks}	20 mm	12 mm



Şekil 4.2. TVI şartlarında 10MV için Build Up (Elektronik Denge) bölgesindeki doz dağılımı.

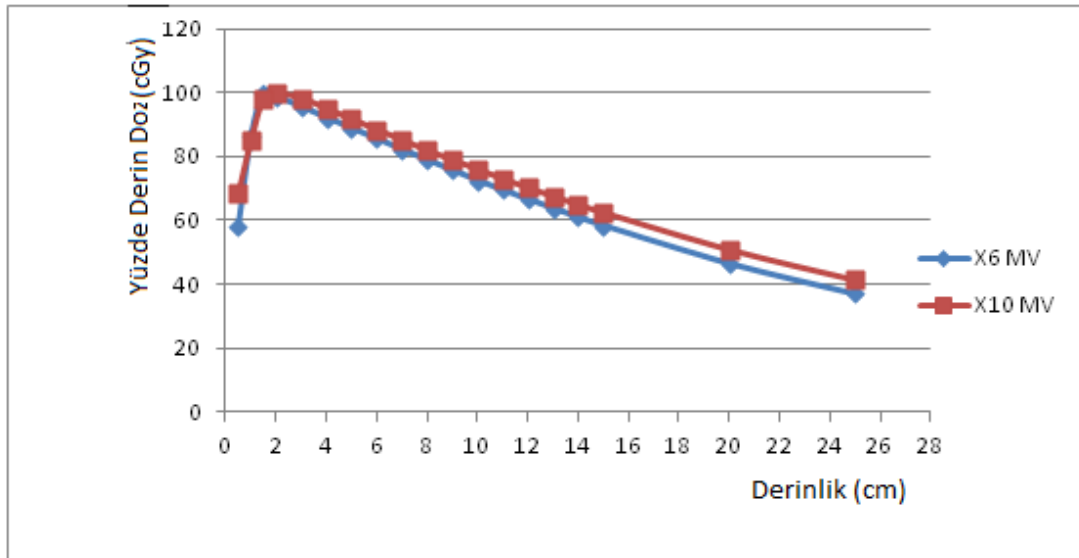


Şekil 4.3. TVI şartlarında 6 MV için Build Up (Elektronik Denge) bölgesindeki doz dağılımı

4.3. Yüzde Derin Doz (YDD) Dağılımları

Şekil 4.3'de TVI şartlarında 10MV ve 6 MV için ölçülen YDD dağılımlarının derinliğe göre grafikleri görülmektedir. Şekilden de görüldüğü gibi 6 MV'deki YDD değerleri 10 MV'deki değerlerine göre giricilği daha azdır.

Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4'de TVI şartlarında ve 5,10,15,20 cm derinlikte ölçtüğümüz YDD değerleri ile geleneksel tedavi şartlarında (SSD=100 cm, kolimatör açıklığı=40x40 cm²) ölçülen ve hesap yöntemi ile TVI geometrisine uyarlanan YDD değerleri karşılaştırılmıştır. Geleneksel tedavi şartlarında ölçülen YDD değerlerinin TVI geometrisine taşınmasında Mayneord F faktörü kullanılmıştır [32]. Tablolar incelendiğinde her iki enerji içinde TVI geometrisinde ölçülen derin doz değerlerinin hesaplanarlardan daha düşük olduğu ve derinliğin artması ile farkın da arttığı görülmektedir.



Şekil 4.4. 10 MV ve 6 MV için TVI şartlarında ölçülen YDD değerlerinin derinliğe göre değişimi

Standart SSD için olan %dd, gerçek tedavide kullanılan SSD için olan %dd'a çevrilmelidir. Bu çevirme işleminde Mayneord faktörü (F) kullanılmaktadır.

SSD=f için r derinliğindeki A alanda %dd=P(r,A,f) olduğunda F faktörü

$$F = \left[\left(\frac{f_2 + r_{\text{maks}}}{f_1 + r_{\text{maks}}} \right)^2 \times \left(\frac{f_1 + r}{f_2 + r} \right)^2 \right] \quad (4.1)$$

formülü ile bulunur. Buradan da farklı SSD'ler için %dd'lar,

$$P(r \text{ A } f) = P(r \text{ A } f) \times F \quad (4.2)$$

formülü ile elde edilir. Eğer $f_2 > f_1$ ise $F > 1$ 'dir.

5 cm derinlik için mayneord faktörü;

$$F = \left[\frac{350+2}{100+2} \right] \times \left[\frac{100+5}{350+5} \right] = 1,041$$

10 MV için, SSD= 100 cm ve 5 cm derinlikteki yüzde derin doz değeri; 88 cGy dir.

350 cm mesafede hesaplanan yeni YDD değeri;

$$0,88 \times 1,041 = 0,915 \text{ Gy}$$

Aynı şekilde diğer enerji ve derinlikler içinde yeni YDD değerleri hesaplanabilir.

Çizelge 4.3. 10 MV için belirli derinliklerde TVI şartlarında ölçülen ve Mayneor F faktörü ile hesaplanan YDD değerlerinin karşılaştırılması

Derinlik (cm)	YDD TVI (Hesap)	YDD TVI (ölçüm)	Fark (%)
5	0,915	0,903	1,3
10	0,752	0,737	2,0
15	0,612	0,577	6,1
20	0,496	0,448	10,7

Çizelge 4.4. 6 MV için belirli derinliklerde TVI şartlarında ölçülen ve Mayneor F faktörü ile hesaplanan YDD değerlerinin karşılaştırılması

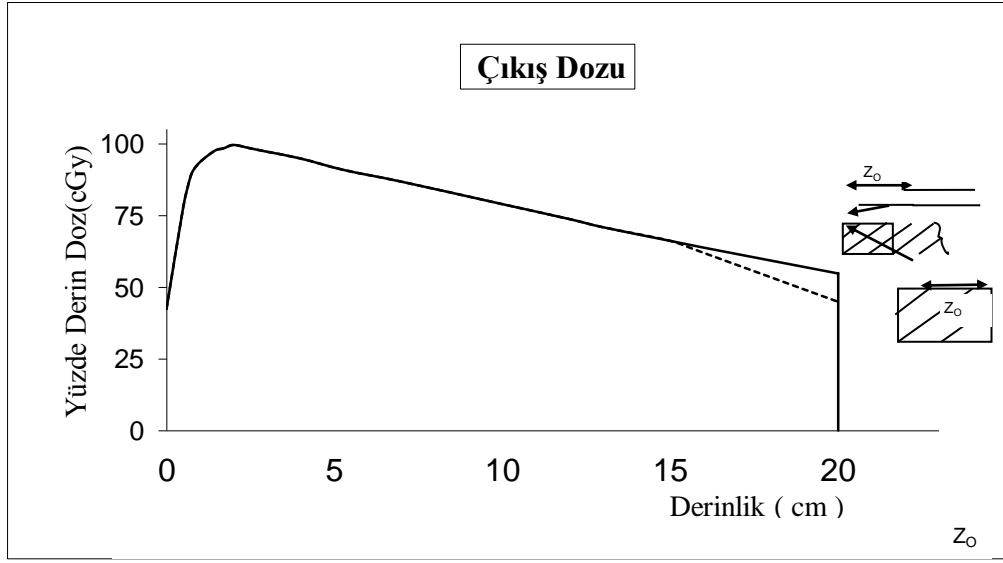
Derinlik (cm)	YDD TVI(Hesap)	YDD TVI (ölçülen)	Fark (%)
5	0,937	0,922	1,6
10	0,821	0,790	3,9
15	0,707	0,662	6,7
20	0,603	0,556	8,4

Çizelge 4.5. 10 MV ve 6 MV için belirli derinliklerde TVI şartlarında ölçülen TMR değerleri

Derinlik (cm)	10 MV TMR (TVI)	6 MV TMR (TVI)
5	0,963	0,935
10	0,864	0,822
15	0,760	0,712
20	0,672	0,610
25	0,584	0,513

4.4. Çıkış Dozu

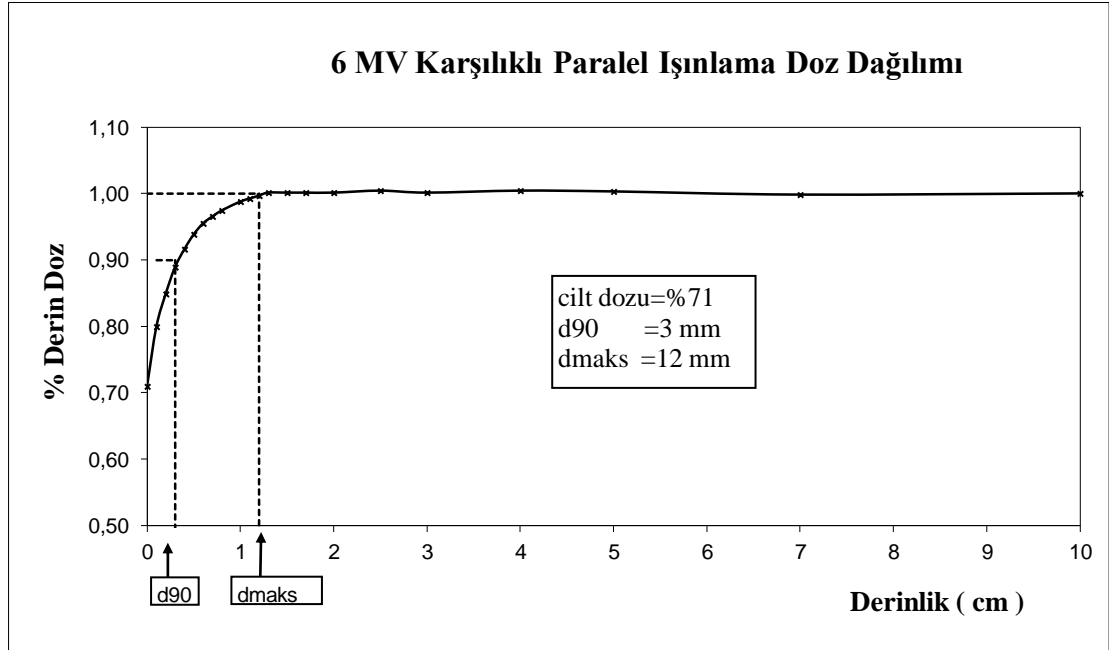
Şekil 4.4’de kesikli çizgilerle gösterilen ve geri saçılımı sağlayan fantom kalınlığının olmadığı şartlarda ölçülen YDD değerlerinin çıkışa yakın derinliklerde geri saçılım kalınlığının bulunduğu YDD ölçümlerine göre farklılık gösterdiği görülmektedir. Bu farklılık dozun azalması yönündedir ve standart şartlarda Co-60 için %16 ile %18, 25 MV x-ışını için ise %10 olarak rapor edilmiştir [20]. 6 MV için tek alan ışınlamasından elde ettiğimiz cilt dozu, d_{90} ve d_{maks} derinliklerinin TVI şartlarında karşılıklı paralel alan ışınlaması yapıldığında ne şekilde değiştiğini test etmek için çıkış dozlarını ölçtük.



Şekil 4.5. Standart şartlarda (tedavi alanı fantomdan küçük) fantom kalınlığının geri saçılım çıkış dozu üzerine etkisi

4.5. Karşılıklı Alanlardan Işınlamada Elektronik Denge Analizi

Şekil 4.5'de 6 MV X-ışını için karşılıklı alanlardan hedefe ışınlama yapıldığında, giriş ve çıkış dozlarının toplanması ve 10 cm derinlikteki doza normalize edilmesi ile elde edilen doz dağılımı verilmektedir. Karşılıklı alan ışınlamasındaki Build Up bölgesi (maksimum okunan doz derinliği ile yüzü arasında kalan mesafe) incelendiğinde, tek alan ışınlamadaki Build Up bölgesinden farklılık gösterdiği görülmektedir (Çizelge 4.6). Karşılıklı alanlardan ışınlamalarda tek alandan ışınlamaya göre cilt de okunan doz değeri yükselmiş, dozun yüzde doksana düştüğü derinlik 1 mm daha azalmıştır. Maksimum doz derinliği (d_{max}) ise değişmemiştir.



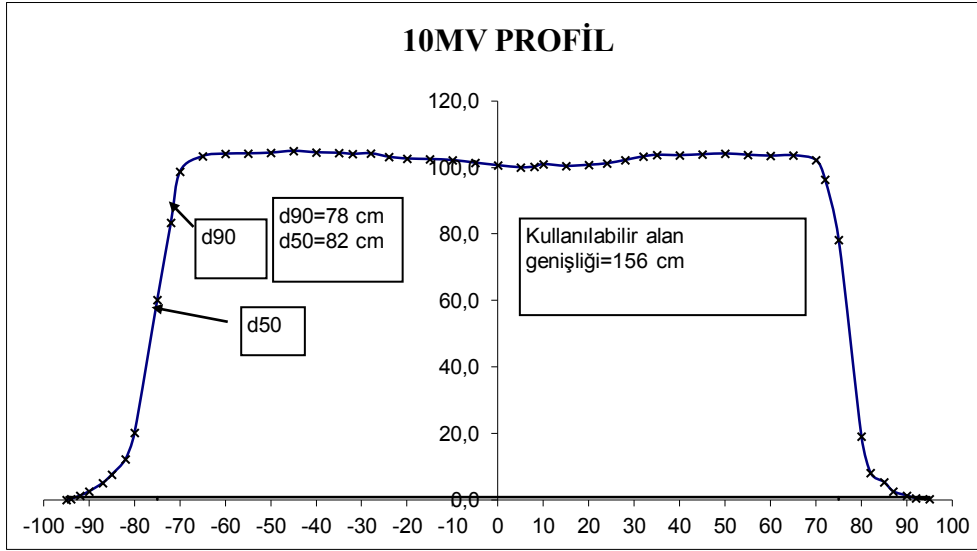
Şekil 4.6. TVI şartlarında 6 MV paralel ışınlama doz dağılımı.

Çizelge 4.6. 6MV için karşılıklı alanlardan ışınlama Build Up (Elektronik Denge) analizi

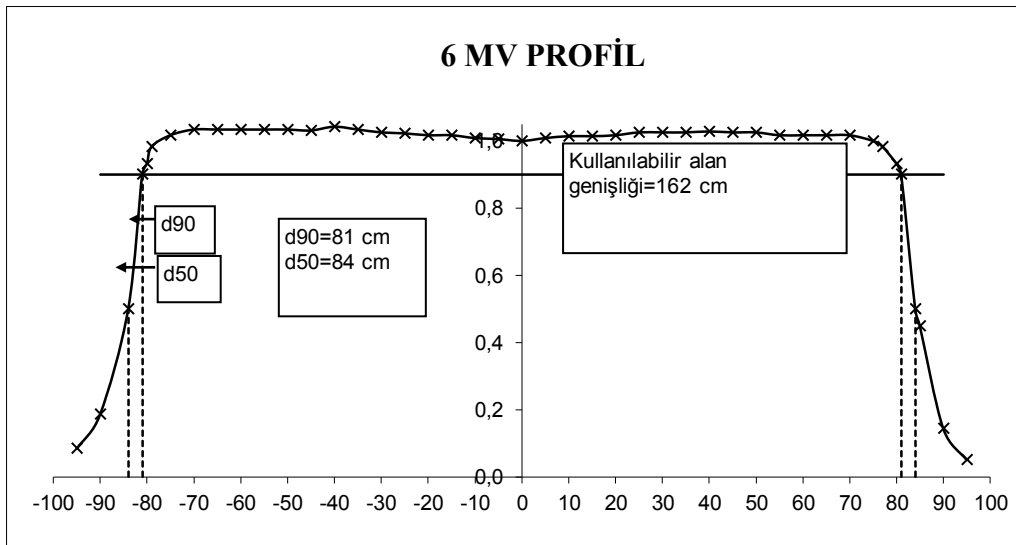
	6 MV Tek alan	6 MV Karşılıklı paralel
Cilt dozu	%59	%71
d₉₀	4 mm	3 mm
d_{maks}	12 mm	12 mm

4.6. Doz Profilleri

Şekil 4.6 ve Şekil 4.7’de 10 MV ve 6 MV x-ışını için TVI şartlarında ölçülen profil değerleri görülmektedir. Merkezi eksen noktasından farklı bir noktadaki ışın profil faktörü (IPF) o noktadaki oluşacak doz hesaplanırken kullanılan bir değerdir



Şekil 4.7. 10 MV için SAD=350 cm ve fantomda 10 cm derinde ölçülen açık alan doz profil grafiği



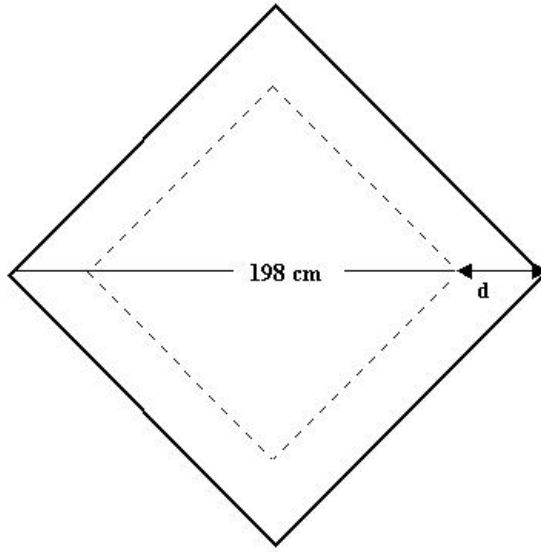
Şekil 4.8. 6 MV için SAD=350 cm ve fantomda 10 cm derinde ölçülen açık alan doz profil grafiği

Çizelge 4.7. 10 MV ve 6 MV ışın profil faktörleri

Kesit	Göbekten Uzaklık (cm)	10 MV IPF	6 MV IPF
Baş	52,5	1,026	1,034
Boyun	40	1,035	1,042
Omuz	35	1,036	1,034
Toraks	25	1,027	1,023
Göbek	0	1,000	1,000
Kalça	-15	1,010	1,014
Diz	-50	1,029	1,025
Ayak Bileği	-70	1,019	1,017

4.7. Kullanılabilir Alan Genişliği

TVI'da hastanın içine sığdırılması gereken kullanılabilir alan genişliğinin tespit edilmesi gerekmektedir. Çünkü alan kenarlarında meydana gelen doz düşmesinden dolayı belirlenecek kullanılabilir alan genişliği ışıklı alan genişliğinden daima küçük olur Şekil 4.6, Şekil 4.7 Şekil 4.8'de ve görüldüğü gibi ışıklı alan (%50'lik doz ile çevrili alan) ile kullanılabilir alan (%90'lık doz ile çevrili alan) uzunlukları arasındaki mesafe (d) ve kullanılabilir alan genişliği sırasıyla 10 MV için 4 cm ve 156 cm, 6 MV x-ışını için ise 3 cm ve 162 cm olarak bulunmuştur.



Kolimatör açıklığı = 40x40 cm
 Tedavi alan genişliği = 162x162 cm
 Köşegen uzunluğu = 198 cm
 $d = d_{90} - d_{50}$

Şekil 4.9. Elekta Synergy Platform cihazları için açılan tedavi alanının şematik gösterimi

4.8. Doz Hızı ve Tedavi Süreleri

Gantri= 270° , kolimatör açıklığı= $40 \times 40 \text{ cm}^2$, kolimatör açısı= 45° olarak ayarlanarak 10 MV için SAD= 350 cm 'de katı fantomda d_{maks} derinliğinde ölçülen doz hızı 13,38 cGy, 6 MV için ise SSD= 350 cm 'de ve katı fantomda d_{maks} derinliğinde ölçülen doz hızı değeri 17,57 cGy olarak belirlenmiştir. Doz hızları IAEA'nin dozimetri protokolüne göre belirlenmiştir [41]. Bu değerler kullanılarak 10 MV ve 6 MV iki yan ışınlamada kullanılacak tek alan tedavi süreleri sırasıyla 1782 MU ve 1462 MU, ön-arka ışınlamada ise 1521 MU ve 1210 MU olarak bulunmuştur.

4.9. Orta Hat TLD Ölçüm Sonuçları

10 MV ve 6 MV x-ışını için LR ve AP tek alan ışınlamalarda çeşitli seviyelerde oluşan orta hat doz dağılımları için hesaplanan ve ölçülen doz değerleri ile aralarındaki farklar Çizelge 4, 8,16,17,18'de gösterilmektedir. Çizelge 4-10'da ise 10 MV ve 6 MV için LR ve AP karşılıklı alanlardan ışınlamalarda hesaplanan ve ölçülen orta hat doz dağılımları verilmiştir.

Çizelge 4.8. 10 MV LR tek alan ışınlama için hesaplanan ve ölçülen orta hat doz dağılımı değerleri.

Hedef	10 MV LR				
	Derinlik	TMR	Ölçüm	Hesap	% Fark
Baş	9,5 cm	0,864	111	109	+1,8
Boyun	6 cm	0,944	121	126	-4
Omuz	17 cm	0,724	85	83	+2,4
Göğüs (inh.+ kol yok)	14 cm	0,782	124	121	+2,5
Göbek	13 cm	0,803	102	100	+2
Kalça	18 cm	0,704	82	81	+1,2
Diz	9 cm	0,883	114	112	+1,8
Ayak Bileği	5 cm	0,963	126	123	+2,4

Çizelge 4.9. 6 MV tek alan LR ışınlama için hesaplanan ve ölçülen orta hat doz dağılımı değerleri

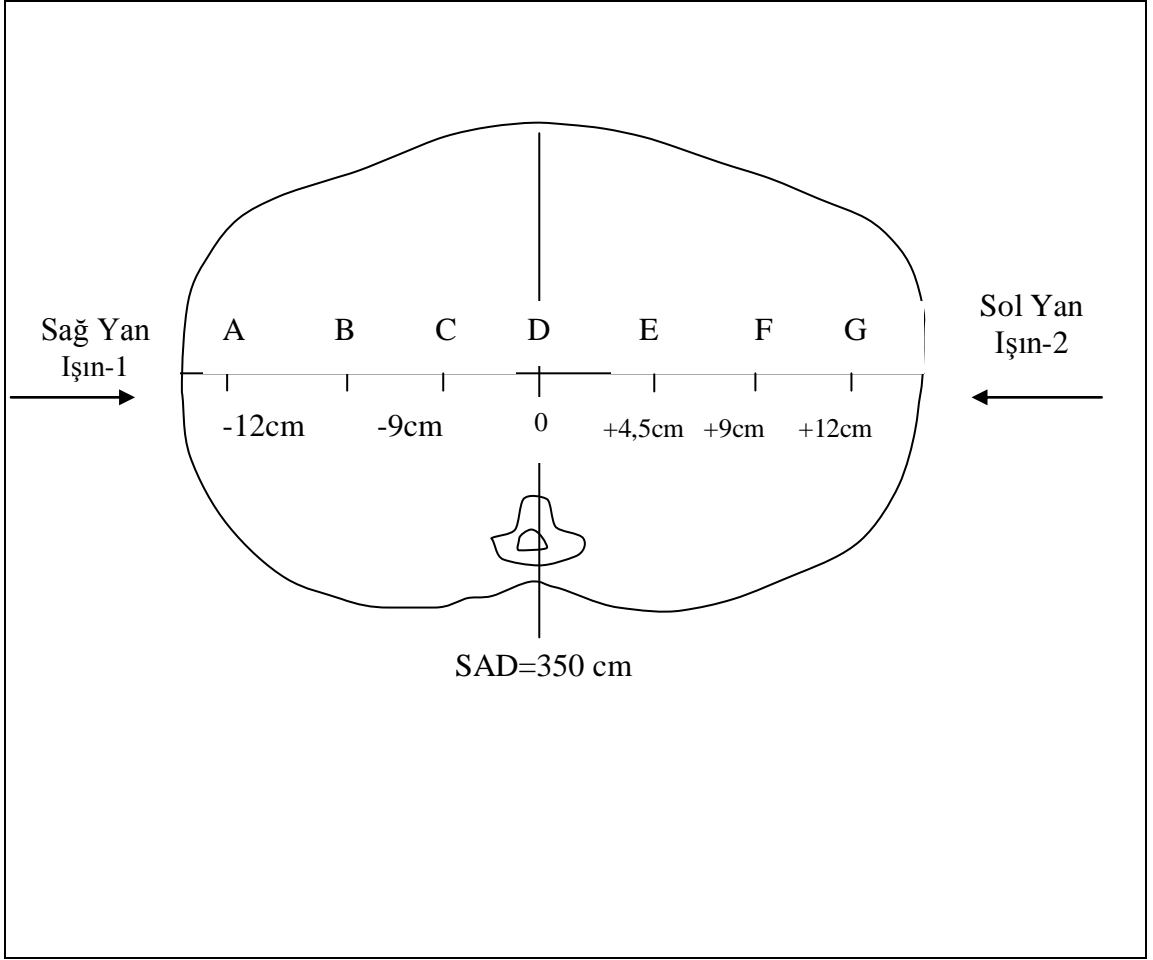
Hedef	6 MV LR				
	Derinlik	TMR	Ölçüm	Hesap	% Fark
Baş	9,5 cm	0,833	116	113	+2,6
Boyun	6 cm	0,912	130	126	+3,7
Omuz	17 cm	0,671	95	92	+3,3
inh.+ (kol yok) Göğüs	14 cm	0,734	124	119	+4,2
Göbek Deliği	13 cm	0,755	101	100	+1
Kalça	18 cm	0,651	85	87	-2,3
Diz	9 cm	0,845	118	115	+2,6
Ayak Bileği	5 cm	0,935	130	126	+3,2

Çizelge 4.10. 10 MV ve 6 MV için LR-AP karşılıklı alanlardan ışınlamalarında hesaplanan ve ölçülen orta hat doz dağılımı değerleri karşılaştırma tablosu

Tablo:Açık alan Orta hat doz dağılımı (200 cGy Göbek deliğine iki alandan)								
Hedef	10 MV LR		10 MV AP		6 MV LR		6 MV AP	
	Ölçüm	Hesap	Ölçüm	Hesap	Ölçüm	Hesap	Ölçüm	Hesap
Baş	222	218	168	176	232	226	198	194
Boyun	242	252	190	196	260	252	216	208
Omuz	170	166	186	190	190	184	206	202
inh.+ (kol yok) Toraks	248	242	180	178	248	238	198	190
Göbek	204	200	200	200	202	200	208	200
Kalça	164	162	176	178	170	174	192	186
Diz	228	224	220	216	236	230	240	232
Ayak Bileği	252	246	188	180	260	252	200	194

4.10. Merkezi Kesitteki Yanal Profil Doz Dağılımları

LR ışınlamalarda merkezi kesitte yanal doz dağılımının ölçümü için TLD'lerin yerleştirildiği noktaların yerleşimi ve orta hattan uzaklıkları Şekil 4-9'da gösterilmektedir. D noktasına tek alandan 100 cGy verildiğinde A, B, C, E, F ve G noktalarında oluşacak dozun 10 MV için hesaplanan değerleri Çizelge 3 10'de, 6 MV için hesaplanan değerleri Çizelge 3 13'de verilmiştir. Çizelge 3 11 ve Çizelge 3 14'de ise bu noktalarda TLD ile ölçülen doz değerleri verilmiştir. Her bir nokta için hesaplanan ve ölçülen doz değerleri arasındaki farkın % değeri Çizelge 3 12 ve Çizelge 3 15'de gösterilmektedir.



Şekil 4.10. 26 numaralı merkezi kesit için LR ışınlamada yanal profil doz ölçüm noktaları ve orta hattan uzaklıkları

Çizelge 4.11. 10 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada merkezi kesit için hesaplanan doz profili değerleri (Rando Fantom).

KESİT NO:26	Hesaplanan Doz (10 MV)		
	Dt Işın 1,cGy (Sağ yan)	Dt Işın 2,cGy (Sol yan)	Dt (Işın 1+Işın 2),cGy (Sağ-Sol)
A	140	68	208
B	144	64	208
C	122	81	203
D	100	100	200
E	81	122	203
F	64	144	208
G	53	155	208

Çizelge 4.12. 10 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada merkezi kesitte ölçülen doz profili değerleri (Rando Fantom)

	Ölçülen Doz (10 MV)		
	Dt Işın 1,cGy (Sağ yan)	Dt Işın 2,cGy (Sol yan)	Dt (Işın 1+Işın 2),cGy (Sağ-Sol)
A	156	54	210
B	143	64	207
C	123	82	205
D	102	102	204
E	82	123	205
F	64	143	207
G	54	156	210

Çizelge 4.13. 10 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada merkezi kesitte hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu

KESİT NO:26	10 MV LR Rando Fantom		
Hesap/Ölçüm Noktası	Hesap Sağ-Sol	Ölçüm (TLD) Sağ-Sol	Yüzde Fark Hesap/Ölçüm (%)
A	208	210	-1
B	208	207	+0,5
C	203	205	-1
D	200	204	-2
E	203	205	-1
F	208	207	+0,5
G	208	210	-1

Çizelge 4.14. 6 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada merkezi kesit için hesaplanan doz profili değerleri (Rando Fantom)

KESİT NO:26	Hesaplanan Doz (6 MV)		
Ölçüm Noktası	Dt Işın 1,cGy (Sağ yan)	Dt Işın 2,cGy (Sol yan)	Dt (Işın 1+Işın 2),cGy (Sağ-Sol)
A	140	64	204
B	134	72	206
C	116	86	202
D	100	100	200
E	86	116	202
F	72	134	206
G	64	140	204

Çizelge 4.15. 6 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada merkezi kesitte ölçülen doz profili değerleri (Rando Fantom)

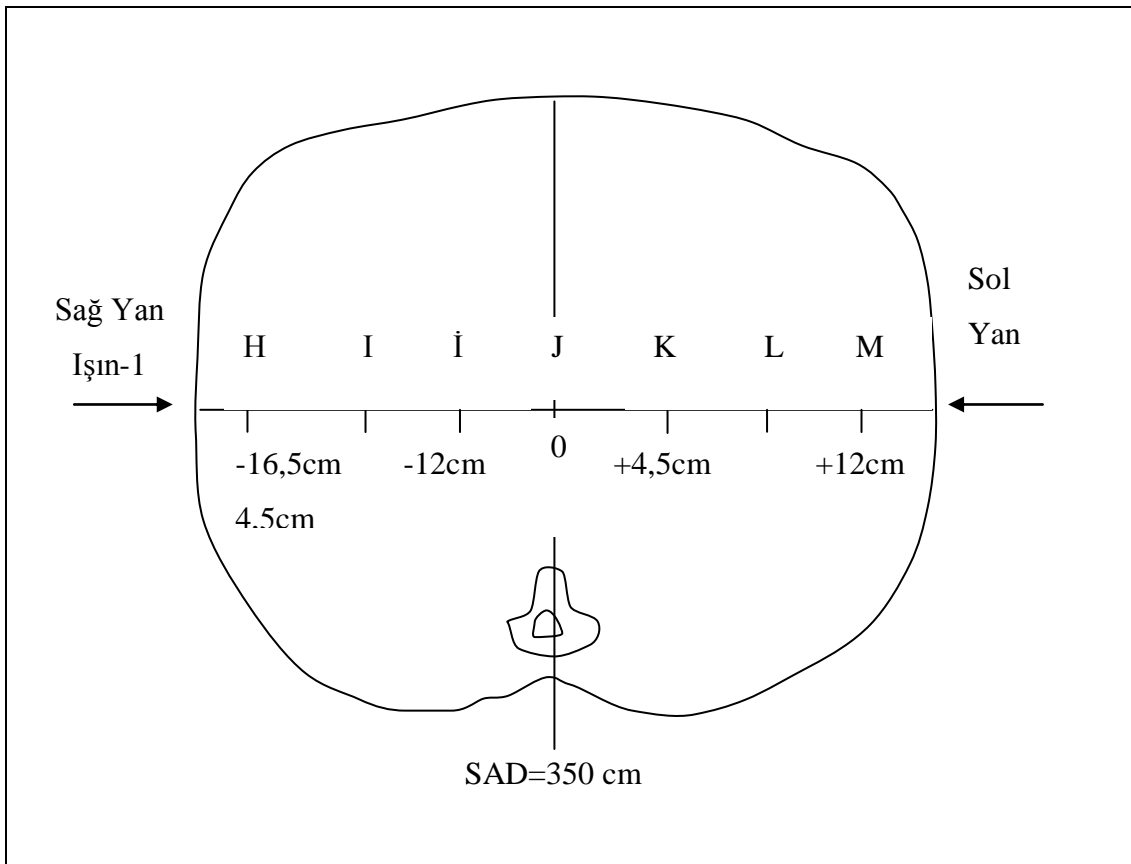
KESİT NO:26	Ölçülen Doz (6 MV)		
	Dt Işın 1,cGy (Sağ yan)	Dt Işın 2,cGy (Sol yan)	Dt (Işın 1+Işın 2),cGy (Sağ-Sol)
A	142	62	204
B	139	68	207
C	116	82	198
D	101	101	202
E	82	116	198
F	68	139	207
G	62	142	204

Çizelge 4.16. 6 MV karşılıklı alanlardan ışınlamada merkezi kesitte hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu

KESİT NO:26	6 MV LR Rando Fantom		
	Hesap Sağ-Sol	Ölçüm (TLD) Sağ-Sol	Yüzde Fark Hesap/Ölçüm (%)
A	204	204	-
B	206	207	-0,5
C	202	198	+2
D	200	202	-1
E	202	198	+2
F	206	207	-0,5
G	204	204	-

4.11. Kalça Kesitindeki Yanal Profil Doz Dağılımları

LR ışınlamalarda kalça kesitinde yanal doz dağılımının ölçümü için TLD'lerin yerleştirildiği noktaların yerleşimi ve orta hattan uzaklıkları Şekil 4-10'de gösterilmektedir. D noktasına karşılıklı paralel alandan 200 cGy verildiğinde H, I, İ, J, K, L ve M noktalarında oluşacak doz için hesaplanan ve ölçülen doz değerleri ile aralarındaki farkın % değeri 10 MV için Çizelge 3 16'da, 6 MV için ise Çizelge 3 17'de verilmiştir.



Şekil 4.11. 32 numaralı kalça kesiti için LR ışınlamada yanal profil doz ölçüm noktaları ve orta hattan uzaklıkları.

Çizelge 4.17. 10 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada kalça kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu

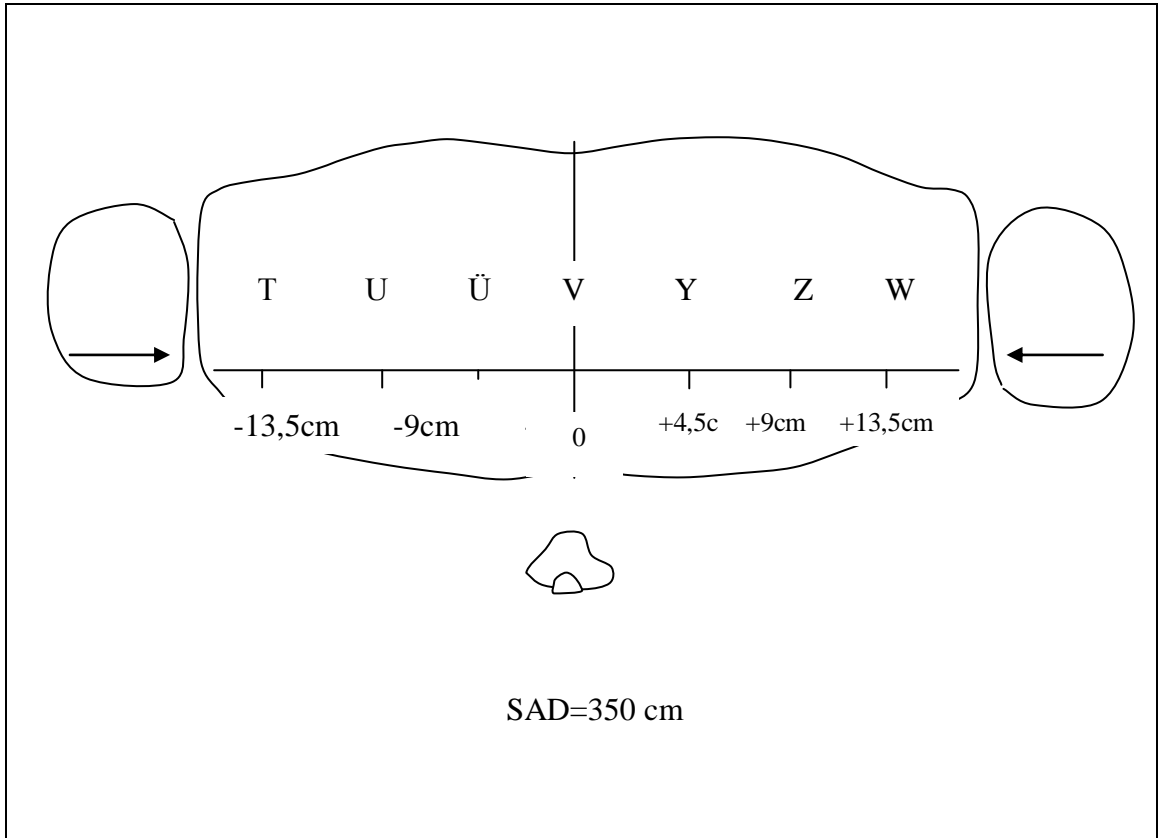
KESİT NO:32		10 MV LR Rando Fantom	
Hesap/Ölçüm Noktası	Hesap Sağ-Sol	Ölçüm (TLD) Sağ-Sol	Yüzde Fark Hesap/Ölçüm (%)
H	182	190	-4,3
I	176	182	-3,4
İ	165	160	+3,1
J	162	164	-1,2
K	165	160	+3,1
L	176	182	-3,4
M	182	190	-4,3

Çizelge 4.18. 6 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada kalça kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu

KESİT NO:32		6 MV LR Rando Fantom	
Hesap/Ölçüm Noktası	Hesap Sağ-Sol	Ölçüm (TLD) Sağ-Sol	Yüzde Fark Hesap/Ölçüm (%)
H	185	194	-4,8
I	182	187	-2,7
İ	176	178	-1,1
J	174	170	+2,3
K	176	178	-1,1
L	182	187	-2,7
M	185	194	-4,8

4.12. Omuz Kesitindeki Yanal Profil Doz Dağılımları

LR ışınlamalarda omuz kesitindeki yanal doz dağılımının ölçümü için TLD'lerin yerleştirildiği noktaların yerleşimi ve orta hattın uzaklıkları Şekil 4-11'de gösterilmektedir. D noktasına karşılıklı paralel alandan 200 cGy verildiğinde T, U, Ü, V, Y, Z ve W noktalarında oluşacak doz için hesaplanan ve ölçülen doz değerleri ile aralarındaki farkın % değeri 10 MV için Çizelge 4 18'de, 6 MV için ise Çizelge 4.19'da verilmiştir.



Şekil 4.12. 12 numaralı omuz kesiti için LR ışınlamada yanal profil doz ölçüm noktaları ve orta hattın uzaklıkları

Çizelge 4.19. 10 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada omuz kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu

KESİT NO:12		10 MV LR Rando Fantom (kolsuz)	
Hesap/Ölçüm Noktası	Hesap Sağ-Sol	Ölçüm (TLD) Sağ-Sol	Yüzde Fark Hesap/Ölçüm (%)
T	182	188	-3,3
U	175	180	-2,8
Ü	169	172	-1,8
V	166	169	-1,8
Y	169	172	-1,8
Z	175	180	-2,8
W	182	188	-3,3

Çizelge 4.20. 6 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada omuz kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu

KESİT NO:12		6 MV LR Rando Fantom (kolsuz)	
Hesap/Ölçüm Noktası	Hesap Sağ-Sol	Ölçüm (TLD) Sağ-Sol	Yüzde Fark Hesap/Ölçüm (%)
T	196	202	-%3
U	186	191	-%2,7
Ü	186	190	-%2
V	184	189	-%2,7
Y	186	190	-%2
Z	186	191	-%2,7
W	196	202	-%3

Çizelge 4.18 de 10 MV ve 6 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamalar için omuz kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri bal mumundan yapılan kolun kullanılmadığı ışınlamalar için verilmiştir. Kol takıldığında omuz kesitine karşılık gelen kol kalınlığı 6 cm'dir. LR ışınlamalarda bu 6 cm kalınlığın omuz yanal doz dağılımı üzerindeki etkisi 10 MV için Çizelge 4.20'da, 6 MV için ise Çizelge 4.21'de gösterilmektedir.

Çizelge 4.21. 10 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada kol takılı iken omuz kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu

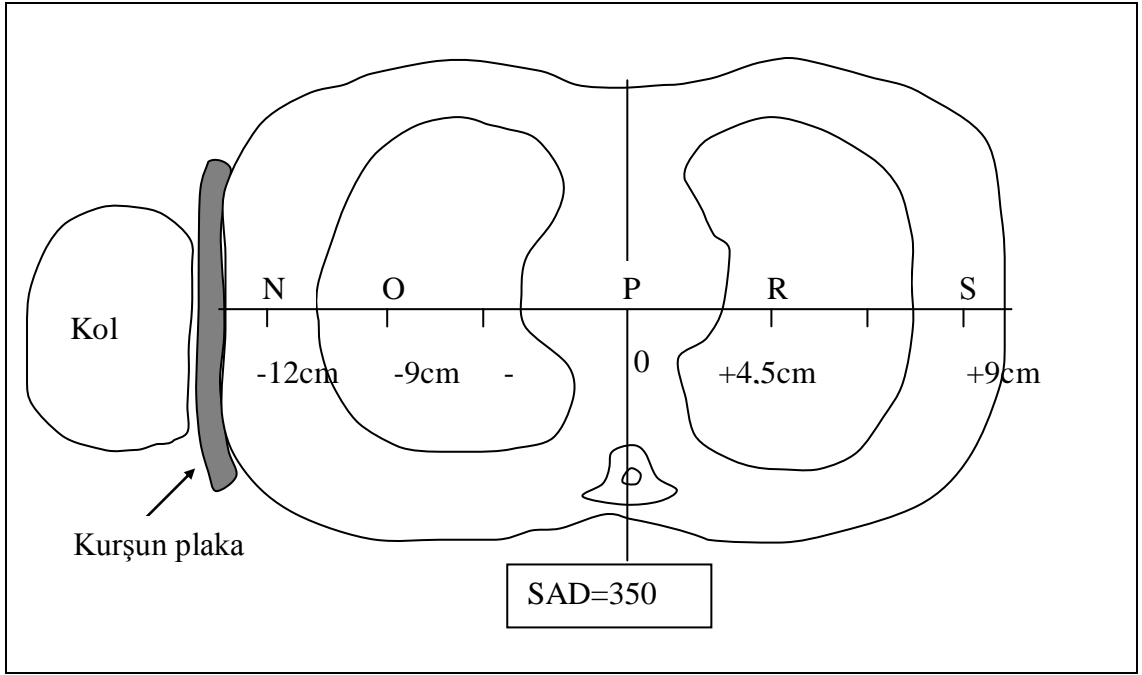
KESİT NO:12	10 MV LR Rando Fantom (Kol takılı)		
Hesap/Ölçüm Noktası	Hesap Sağ-Sol	Ölçüm (TLD) Sağ-Sol	Yüzde Fark Hesap/Ölçüm (%)
T	139	142	-2,1
U	131	129	+1,5
Ü	127	130	-2,4
V	126	130	-3,2
Y	127	130	-2,4
Z	131	129	+1,5
W	139	142	-2,1

Çizelge 4.22. 6 MV LR karşılıklı alanlardan ışınlamada kol takılı iken omuz kesitinde hesaplanan ve ölçülen doz profili değerleri karşılaştırma tablosu

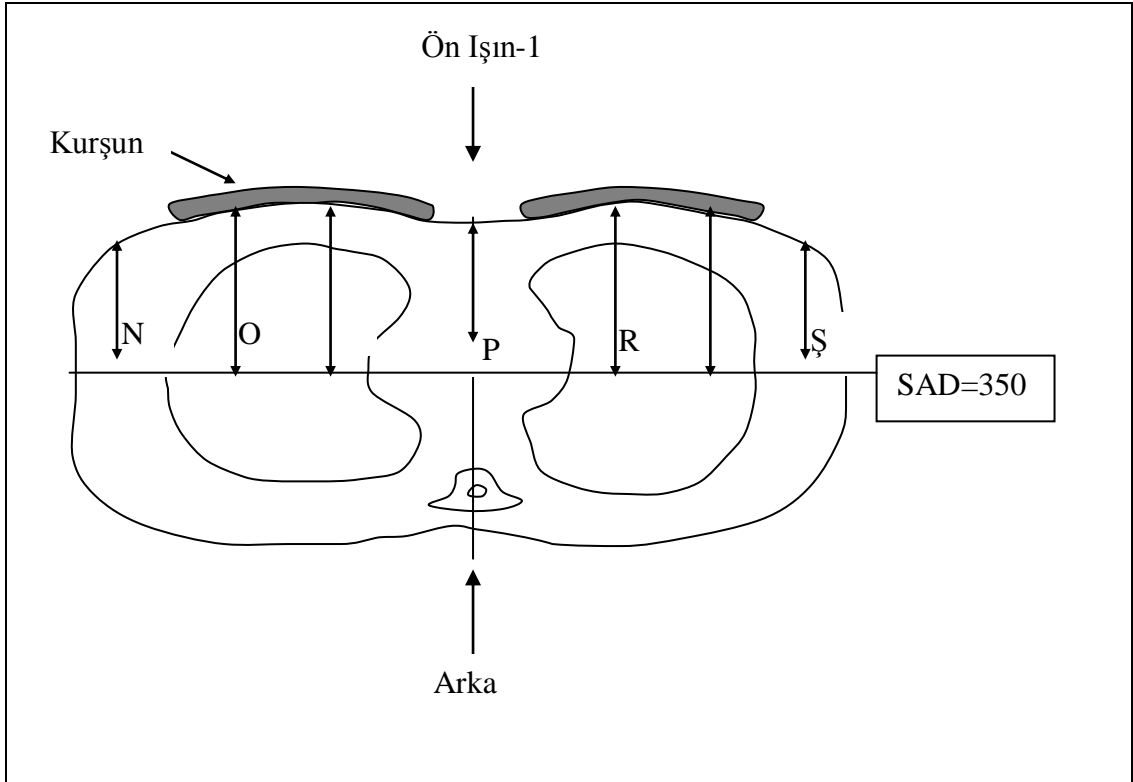
KESİT NO:12	6 MV LR Rando Fantom (Kol takılı)		
Hesap/Ölçüm Noktası	Hesap Sağ-Sol	Ölçüm (TLD) Sağ-Sol	Yüzde Fark Hesap/Ölçüm (%)
T	160	167	-4,4
U	154	161	-4,5
Ü	152	158	-3,9
V	152	156	-2,6
Y	152	158	-3,9
Z	154	161	-4,5
W	160	167	-4,4

4.13. Toraks Kesitindeki Yanal Profil Doz Dağılımları

Hem 10 MV hem de 6 MV LR ve AP ışınlamalarında dozu azaltmak için hiçbir etkinin (kol, kurşun) kullanılmadığı durumda akciğerlerde oluşan dozun hesaplanan ve ölçülen değerleri Çizelge 4-10'da verilmiştir. LR ışınlamalarda kol ve kurşun plakanın akciğerlerde oluşan doz üzerine yaptığı etkiyi incelemek için yaklaşık olarak akciğer orta seviyesine karşılık gelen 16 numaralı rando fantom kesitinde dozun ölçüldüğü noktalar ve kol ile kurşun plakanın yerleşimi Şekil 4 13'de gösterilmektedir. Şekil-24'de ise AP ışınlamalarda kurşun plakanın cilt üzerine nasıl yerleştirildiği ve dozun hangi noktalarda ölçüldüğü gösterilmektedir.



Şekil 4.13. 16 Numaralı toraks kesiti için LR ışınlamada yanıl profil doz ölçüm noktaları ve kurşun plakanın yerleşimi



Şekil 4.14. 16 Numaralı toraks kesiti için AP ışılamada yanıl profil doz ölçüm noktaları

“

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada tüm vücut ışınlanması tedavisi için 6 MV ve 10 MV foton enerjilerinde ön-arka ve sağ-sol tedavi pozisyonlarında, doz dağılımları ve tedavi dozu ölçümleri yapılmıştır. Ölçümlerde tedavi şartları esas alınmış, doz ölçümlerinde TLD yöntemi kullanılarak sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Kullanılan doğrusal hızlandırıcı cihazları kaynak iyon odası mesafesi 100 cm de ve 10X10 cm² alanda, 6 MV için 5 cm 10 MV için ise 10 cm referans derinliğinde 1 mu, 1 cGy' e eşitlenerek kalibre edilmiştir. Tedavi şartlarının sağlanması için doğrusal hızlandırıcı cihazında gantry açısı 90⁰ kolümatör açısı 45⁰ ve maksimum doz açıklığı 40X40 cm² olarak ayarlanmıştır. Tedavi mesafesi oda şartlarına ve tedavi alanına göre uygun olacak şekilde, kaynak tedavi merkezi mesafesi 350 cm olarak kararlaştırılmıştır. Dozun derinlikle değişimi ve doz profili gibi parametreler tedavi şartlarında belirlenmiştir. 6 MV ve 10 MV için sırasıyla d_{maks} değerleri SSD 100 cm de 1.5 cm ve 2.3 cm iken ssd 350 cm de 1.2 cm ve 2.0 cm olarak belirlenmiştir. Işın profil faktörleri 6 MV için boyun hizasında en fazla %4.2, 10 MV için ise boyun ve omuz hizasında en fazla %3.6 olarak gözlenmiştir. Alınan profil ölçümlerinde dozun %90'a düştüğü noktalar alan kenarı olarak belirlenmiştir. 6 MV ve 10 MV için sırasıyla tedaviye uygun maksimum alan açıklığı köşeden köşeye 162 cm ve 156 cm olarak tespit edilmiştir.

Tedavi alanı merkezi göbek deliği hizasına gelecek şekilde insan biçimindeki rando fantom yerleştirilerek ölçümler alınmıştır. Rando fantomun baş, boyun, omuz, göbek deliği, kalça, diz ve ayak bileğine gelecek şekilde orta hat bölgesine TLD ler yerleştirilmiştir. Kullanılan TLD ler SSD 350 cm mesafede tedavi şartlarında kalibre edilerek kalibrasyon çarpanları hesaplanmış ve ölçüm değerleri ona göre alınmıştır. Ölçüm sonuçlarına göre; 10 MV ile yapılan tedavilerde 6 MV 'a göre daha homojen bir doz dağılımı olduğu gözlenmiştir. Ön-arka ışınlamalarda kesitler arasındaki kalınlık farkı sağ-sol ışınlamalara göre daha az olduğundan doz dağılımı daha homojendir. Sonuç olarak 10 MV sağ-sol,

10 MV ön-arka, 6 MV sağ-sol ve 6 MV ön-arka olarak yaptığımız 4 farklı tüm vücut ışınlamasında en homojen doz dağılımı 6 MV x-ışını ile yapılan AP ışınlamasında oluşmaktadır. Özellikle sağ-sol ışınlamalarda baş ve boyun bölgesinde oluşan yüksek doz doku eşdeğeri bolus maddesi eklenerek azaltılabilir. Her ne kadar ön-arka ışınlamada doz homojenliği sağlansa da tedavinin tekrarlanabilirliği ve hastanın uzun süren tedavi şartlarına dayanabilmesi için rahat edebilmesi gerektiği unutulmamalıdır. Sağ-sol ışınlamada omuz, boyun ve ayaklarda oluşacak maksimum dozları engellemek maksadı ile bolus materyali kullanılarak homojen derinlikler elde edilmeye çalışılmalıdır. Tüm vücut ışınlaması geri dönüşü mümkün olmayan sonuçlar doğuracağından titizlikle yapılması gereken bir tedavi yöntemidir. Ölçümler her hasta için ayrı ayrı yapılmalı, her merkez kullanılacak doğrusal hızlandırıcı ve tedavi odasının şartlarına göre doz hesap parametrelerini belirlemelidir.

KAYNAKLAR

1. Carlos, A., Perez, Luther, W., Brady, “Principles and Practice of Radiation Oncology”, *Lippincott Williams & Wilkins*, Philadelphia, 1212-1250 (2008).
2. Metcalfe, Peter, Kron, Tomas, Hoban, Peter, “The Physics of Radiotherapy X-Rays From Linear Accelerators”, *Medical Physics Publishing*, 241,256, (2000).
3. Mould, R.F., Battermann, J.J., Martinez, A.A, Speiser, B.L., “Brachtherapy from Radium to Optimization”, 86,121, (2004).
4. Robert, Stanton, Ph.D., Donna, Stinson, M.P.A., “Applied Physics for Radiation Oncology”, *Medical Physics Publishing*, 89,113, (1998).
5. Jane, Dobbs, Ann, Barrett, Dan Ash, “Practical Radiotherapy Planning”, 84,102, (2006).
6. Leibel, S.A., Philips, T.L., “Textbook of Radiation Oncology”, *W.B. Saunders Company*, 425,456, (1998).
7. ICRU, Report No:50 “Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Report No:50”, *ICRU*, 36,45, (2006).
8. Quast, Ulrich, “Total body irradiation-review of treatment techniques in Europe”, *Radiotherapy and Oncology*, 91-106 (1987).
9. Van Dyk, J., Galvin, M., J., Podgorsak, E.B., “American Association of Physicists in Medicine Report No:17, The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation”, 320,405, (1995).
10. Aget, H., Ph.D., Van Dyk, J., M.Sc., Philip, M., K., Leung, Ph.D., “Utilization of A High Energy Photon Beam for Whole Body Irradiation” *Radiology* **123**, 747-751 (1997).
11. Gunderson, Tepper, “Clinical Radiation Oncology”, *J.B. Lippincott Ed*, 126,156, (2003).
12. Sanchez, F., Quast, U., Arrans, R., Errazquin, L., “Reporting total body irradiation prior to bone marrow transplantation”, *European group for blood and marrow transplantation (EBMT)*, 36,126, (1992).
13. Van Dyk, J., M.Sc., “Magna-Field Irradiation: Physical Considerations” *Int.J. Radiation Oncology Biol.Phys.*, 1913-1918 (2002).
14. Chao, C.K.S. Perez,, C.A., Brady, L.W., “Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları”, Gemici, C., Mayadağlı, A., Parlak, C., *Nobel Tip Kitabevleri*, İstanbul, 5-7,112-521 (2004).

15. Perez C.A., Brady L.W., "Principles and practice of radiation oncology 2nd ed." *J.B. Lippincott Ed*, Londra, 150-181 (1991).
16. Sopha, Developpment, "Kanserde Işınlama Teknikleri", Uzal C., *Öncü Ltd.*, Ankara, 1-13, 40-42 (1995).
17. Brenda Shank M.D.,Ph.D."Techniques of Magna-Field Irradiation" *Int.J. Radiation Oncology Biol.Phys.*, 1925-1931 (1993).
18. Kim, Tae, H., M.D., Khan F.M., Ph.D., Galvin, James, M., D.Sc., "A Report of The Work Party: Comparison of Total Body Irradiation Techniques for Bone Marrow Transplantation" *Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 779-784 (2000).
19. James, D., Cox, M.D., K., Kian, Ang, M.D., PhD., "Radiation Oncology Eighth Edition (Mosby)" *Rationale Technique Results*, 64,98 (2002).
20. Dutreix, A., Bridier, A., Briot, E., Dutreix, J., "Technique and Dosimetry of TBI at Villejuif", *J. Eur. Radiother*, 204-207 (1982).
21. Briot, E., Dutreix, A., Bridier, A., "Dosimetry for total body irradiation, Radiotherapy and Oncology", *Elsevier*, 16-29 (1990).
22. Galvin, J.M., D.Sc., "Calculation and Prescription of Dose for Total Body Irradiation", *Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 1919-1924 (2000).
23. Marinello, Ginette, Dam Jan Van, "Methods for In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy", *European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO)*, 364,391, (1994).
24. Marinelle, G., Le Bourgeas, J.P., Barrie, A.M., "Technique and Dosimetry for Total Body Irradiation at Creteil", *J. Eur. Radiother*, 204-207 (1982).
25. Podgorsak, E.B., "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students", *International Atomic Energy Agency*, Vienna, 224,286, (2005).
26. Aget, H., "Dosimetry of Total Body Irradiation", *J. Eur. Radiother*, Chicago, 183-189 (1982).
27. Van Dyk, J., "Dosimetry for total body irradiation", *Elsevier Radiotherapy and Oncology*, Ohio, 9, 107-118 (1990).
28. Aletti, P., Noel, P., Bey, P., Hoffstetter, S., "Total Body Irradiation Technique at Nancy" *J. Eur. Radiother*, 202-203 (1982).
29. Dutreix, A., Broerse, J.J., "Summary of Round Table Discussion on Physical Aspects of Total Body Irradiation", *J. Eur. Radiother*, 262-264 (1982).

30. Quast, U., Glaeser, L., Bormann, U., Schick, K.H., Scherer, E., Bamberg, M., "Physical aspect of total body irradiation Essen", *J. Eur. Radiother*, 208-210 (1982).
31. Quast, U., Dutreix, A., Broerse, J.J., "Late effects of total body irradiation in correlation with physical parameters" *Radiotherapy and Oncology*, 158-162 (1990).
32. Khan, F.M., "The Physics of Radiation Therapy 3rd ed.", Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, *Williams and Wilkins*, 121,156, (2003).
33. Khan, F.M., Ph.D., Williamson, Jeffrey F., B.A., Sewchand Wilfred, Sc.D., Kim Tae H., M.D., "Basic Data for Dosage Calculation and Compensation" *Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 745-751
34. Dutreix, A., Bridier, A., "Total body irradiation techniques and dosimetry", *Pathol. Biol.*, 27, 373-378 (1979).
35. Peters V.G., B.Sc., Herer A.S., M.Sc., "Modification of a standart Co-60 unit for total body irradiation at 150 cm SSD" *J.Radiation Oncology. Biol. Phys.*, 927-932 (2001).
36. Joanna Izewska, Govinda Rajan, "Radiation Dosimeters Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students", *International Atomic Energy Agency*, Vienna, 43,84, (1998).
37. Özkan, A.K., "Kraniospinal Işınlama Tekniklerinin Yüzüstü ve Sırtüstü Pozisyonlarda Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi", *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 22 (2005).
38. "Tedavi Dozimetre ve Yazılımı", *Mesi Medikal Sistemler A.Ş.*, 9 (2008).
39. "Instruction Manuel of RW3 Solid Water Phantom", *PTW Freiburg*, 44,60, (2006).
40. "Instruction Manuel of 0.6 cm³ Farmer-type Ionization Chambers", *PTW Freiburg*, 23,45, (2007).
41. Cunningham, J.R., Hohlfeld, K., Svensson, H., "Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams", *IAEA Technical Reports Series No. 277, IAEA*, Vienna, (1987).
42. I.A.E.A., "Technical Reports Series No:381 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy" *IAEA*, Vienna, 63,78, (2000).

43. I.A.E.A., "Technical Reports Series No:398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy", *IAEA*, Vienna, 64,86, (2000).
44. Gerbi, B.J., Khan, F.M., "Measurement of Dose in The Build Up (Elektronik Denge) Region Using Fixed-Separation Plane-Parallel Ionization Chambers", *Med.Phys.*, 7-21 (1990).
45. Nath R., Biggs P.J., Bova F.J., "AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators AAPM Report No.47", 23,49, (1994).
46. Glasgow Glenn, P., Ph.D., Mill William, B., M.D., Phillips Gordon, L., M.D., Herzig Gfoffrey P., M.D., "Comparative Co-60 Total Body Irradiation (220 cm SAD) and 25 MV Total Body Irradiation (370 cm SAD) Dosimetry" *Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 1243-1250 (1993).
47. Lam Wing-Chee, Ph.D., Order Stanley, E.,M.D., Sc.D., Thomas E. Donnall, M.D., "Uniformity and Standardization of Single and Opposing Cobalt-60 Sources for Total Body Irradiation" *Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, 245-250 (Yıl).
48. Glasgow Glenn, P., Ph.D., Mill William, B., M.D., "Co-60 Total Body Irradiation Dosimetry at 220 cm Source-axis Distance" *Int.J.Radiation Oncology Biol. Phys.*, 773-777 (1997).
49. R.S.D., "Instruction Manuel of ART Phantoms", *Radiology Support Devices*, USA, 12 (2001).
50. Thwaites, D.I., Ritchie, G.L., Parker, A.C., "Total body irradiation for bone marrow transplantation in Edinburgh: Techniques,dosimetry and results, Radiotherapy and Oncology, Suppl.1", 143-146 (1990).
51. Thomsen, K.J., "Optically Stimulated Luminescence Techniques in Retrospective Dosimetry using Single Grains of Quartz extracted from Unheated Materials", Ph.D. Thesis, *Risø National Laboratory*, Roskilde, 17- 41 (2004).
52. Wintle, A.G., "Thermal quenching of thermoluminescence in quartz", *Geophysics J.R. Astr. Soc.*, 41:107-113 (1975).
53. Yıldız, S., "Elektron demet tedavilerinde doku heterojenitelerinin ve yüzey düzensizliklerinin doz dağılımına etkisi", *Ankara Üniversitesi*, Ankara, 48-51 (2007).
54. Demir, A., "Lineer Hizlandiricılarda Elde Edilen X Işınlarıyla Kanser Tedavisi" *Gazi Üniversitesi*, Ankara, 85,86 (2005).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÇINAR, Yunus
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 1982, Eskişehir
Medeni hali : Evli
e-mail : yunus0104@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi /İleri Teknolojiler	2012
Lisans	Gazi Üniversitesi /Fizik Bölümü	2009

Yabancı Dil

İngilizce