



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYOTERAPİDE KULLANILAN LİNEER
HIZLANDIRICILARIN FİZİKSEL ve DOZİMETRİK
PARAMETRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Alper OĞUZ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Aysel ERSOY YILMAZ

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı


Biyomedikal Mühendisliği Programı

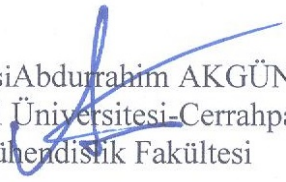
İSTANBUL-2019

Bu çalışma 24.06.2019 Tarihinde aşağıdaki jüri tarafından
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliği Programı Yüksek Lisans
Tezi olarak kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ


Doç. Dr. Aysel ERSOY YILMAZ
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi


Prof. Dr. Hatice Bilge BECERİR
İstanbul Üniversitesi
Onkoloji Enstitüsü


Dr. Öğr. Üyesi Abdurrahim AKGÜNDOĞDU
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi



20.04.2016 tarihli Resmi Gazete’de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa’nın aboneli olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Lisansüstü Eğitim Enstitüsü’nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında her biri milyon dolarlar seviyesinde olan İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde bulunan Varian ve Siemens marka, Cerrahpaşa Tıp Fakültesinde bulunan Elekta marka lineer hızlandırıcıların fiziksel ve dozimetrik parametrelerinin uluslararası standartlara göre incelenmesi ve karşılaştırmalı analizlerinin yapılması hedeflenmiştir.

Öncelikle bu tez çalışmasında bana göstermiş olduğu ilgi, alaka, yardımseverlik ve sabır için tez danışmanım Doç. Dr. Aysel ERSOY'a teşekkürlerimi sunarım. Kendisinin engin bilgi ve tecrübelerinden faydalanarak bu tez çalışmasının şekillenmesinde sağladığı katkılar için sonsuz minnettarım.

Tez çalışmasına konu olan sistemleri kullanabilmem için bana kapılarını açan İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü ve Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Bölümleri ekibine, bana zaman ayırdıkları ve gerekli desteği sağladıkları için teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmalarım boyunca maddi manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme de sonsuz teşekkürler ederim.

Haziran 2019

Alper OĞUZ

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

| | |
|--|----------|
| ÖNSÖZ | iv |
| İÇİNDEKİLER..... | v |
| ŞEKİL LİSTESİ | ix |
| TABLO LİSTESİ..... | x |
| SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ | xii |
| ÖZET | xiv |
| SUMMARY | xvi |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL KISIMLAR | 3 |
| 2.1. LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZLARININ TARİHÇESİ..... | 5 |
| 2.2. LİNEER HIZLANDIRICI YAPILARI..... | 5 |
| 2.3. LİNEER HIZLANDIRICI BİLEŞENLERİ..... | 7 |
| 2.3.1.Kafa Kısmı..... | 7 |
| 2.3.1.1. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması..... | 7 |
| 2.3.2. Mikrodalga Güç Kaynağı..... | 8 |
| 2.3.2.1. Magnetron..... | 8 |
| 2.3.2.2. Klystron..... | 8 |
| 2.3.2.3. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması..... | 9 |
| 2.3.3. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu..... | 9 |
| 2.3.4. Elektron Tabancası..... | 10 |
| 2.3.5. Saptırıcı Magnet Düzeneği..... | 10 |
| 2.3.5.1. 90° Saptırıcı Magnet..... | 10 |
| 2.3.5.2. Hiperbolic Kutup Yüzeylerinin Kullanıldığı 270° Saptırıcı Magnet..... | 11 |
| 2.3.5.3. Lokal Olarak Açıldırılmış Kutup Yüzeylerinin Kullanıldığı 270° Saptırıcı Magnet..... | 11 |
| 2.3.5.4. Üç Bölüm Sistemine Sahip 270° saptırıcı magnet..... | 11 |
| 2.3.5.5. 112.50° Çift Odaklanmış Saptırıcı Sistem..... | 11 |
| 2.3.5.6. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması..... | 12 |

| | |
|--|-----------|
| 2.3.6. Lineer Hızlandırıcı Kafa Yapısı..... | 12 |
| 2.3.7. X-Işınları Hedefi (Target)..... | 12 |
| 2.3.8. Düzleştirici Filtre..... | 12 |
| 2.3.9. Monitör İyon Odaları..... | 13 |
| 2.3.10. Kolimasyon..... | 13 |
| 2.3.10.1. Birincil Sabit Kolimatör..... | 13 |
| 2.3.10.2. İkincil Kolimatörler..... | 14 |
| 2.3.10.3. Çok Yapraklı Kolimatörler (Multileaf Collimator; MLC)..... | 14 |
| 2.3.10.4. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması..... | 15 |
| 2.3.11. Hasta Masası..... | 18 |
| 2.3.11.1. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması..... | 18 |
| 2.3.12. Portal Görüntüleme..... | 19 |
| 2.3.12.1. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması..... | 19 |
| 2.4. LİNEER HIZLANDIRICI TEDAVİ TEKNİKLERİ..... | 20 |
| 2.4.1. External Radyoterapi..... | 21 |
| 2.4.2. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)..... | 21 |
| 2.4.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)..... | 21 |
| 2.4.4. Görüntü Eşliğinde Radyoterapi (IGRT)..... | 21 |
| 2.4.5. Adaptif Radyoterapi (ART)..... | 21 |
| 3. MALZEME VE YÖNTEM..... | 22 |
| 3.1. MALZEME | 22 |
| 3.1.1. Varian DHX Lineer Hızlandırıcı..... | 22 |
| 3.1.2. Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı..... | 22 |
| 3.1.3. Siemens Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı..... | 22 |
| 3.1.4. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom..... | 23 |
| 3.1.5. EBT Gafchromic Film..... | 23 |
| 3.1.6. Epson 10000XL Film Tarayıcı..... | 24 |
| 3.1.7. Wellhöfer Scanditronix FC65-P İyon Odası..... | 25 |
| 3.1.8. PTW Semiflex 0.125 cc İyon Odası..... | 25 |
| 3.1.9. PTW Unidos Elektrometre..... | 26 |
| 3.1.10. Wellhöfer Dose 1 Elektrometre..... | 26 |
| 3.1.11. Wellhöfer Su Fantomu..... | 27 |
| 3.2. YÖNTEM..... | 28 |

| | |
|--|-----------|
| 3.2.1. Verilerin Toplamı Yöntemi..... | 28 |
| 3.2.2. Verilerin Sınıflandırılması ve Analizi..... | 28 |
| 4. BULGULAR..... | 30 |
| 4.1 KAFA KISMI DÖNÜŞÜ İLE İSOCENTER KONTROLÜ..... | 30 |
| 4.2. KOLİMATÖR DÖNÜŞÜ İLE İSOCENTER KONTROLÜ..... | 31 |
| 4.3. MASA ROTASYONU İLE İSOCENTER KONTROLÜ..... | 32 |
| 4.4. ALAN BOYUTLARININ KONTROLÜ..... | 32 |
| 4.5. KAFA KISMI AÇISI GÖSTERGESİ KONTROLÜ..... | 33 |
| 4.6. OPTİK MESAFE GÖSTERGE KONTROLÜ..... | 33 |
| 4.7. OPTİK MESAFE GÖSTERGESİ KAFA KISMI AÇISI BAĞIMLILIĞI..... | 34 |
| 4.8. IŞIK-IŞIN ALANI UYUMU KONTROLÜ..... | 35 |
| 4.9. ARK TEDAVİSİ AÇI KONTROLÜ..... | 35 |
| 4.10. TEDAVİ MASASININ EŞMERKEZLİ DÖNÜŞÜ İLE AÇI GÖSTERGESİNİN KONTROLÜ..... | 36 |
| 4.11. TEDAVİ MASASININ DÖNÜŞ HAREKETİ İLE EŞMERKEZ UYGUNLUĞUNUN AĞIRLIKLA DEĞİŞİMİNİN KONTROLÜ..... | 37 |
| 4.12. MASANIN DÜŞEY HAREKETİ İLE KOLİMATÖR EKSENİNİN PARALELLİĞİNİN KONTROLÜ..... | 37 |
| 4.13. MASANIN DÜŞEY HAREKETİ İLE KOLİMATÖR EKSENİNİN PARALELLİĞİNİN AĞIRLIKLA DEĞİŞİMİNİN KONTROLÜ..... | 38 |
| 4.14. RADYASYON KALİTESİNİN KONTROLÜ..... | 39 |
| 4.14.1. Mevcut X-Işını Enerjilerinde Işın Kalitesinin Belirlenmesi..... | 39 |
| 4.14.2. Profil ve Derin Doz Kontrolü..... | 39 |
| 4.14.3. Profil Düzgünlüğünün (Flatness) ve Simetrisinin Kontrolü..... | 40 |
| 4.15. DOZ VERİMİ KONTROLÜ..... | 41 |
| 4.15.1. Monitör Sistemle İlgili Testler..... | 41 |
| 4.15.2. Foton Demetlerinde Doz Veriminin Açık ile Değişimi..... | 42 |
| 4.16. KAMA FİLTRE KONTROLLERİ..... | 42 |
| 5. TARTIŞMA VE SONUÇ | 45 |
| 5.1. MEKANİK TEST PARAMETRELERİNE GÖRE ELDE EDİLEN VERİLER VE DEĞERLENDİRİLMESİ..... | 45 |
| 5.1.1. Kafa Kısmı Dönüşü ile Tedavi Merkezinin Değişimi Ölçümü Değerlendirmesi... | 45 |

| | |
|---|-----------|
| 5.1.2. Kolimatör Dönüşü ile Tedavi Merkezi Değişimi Ölçümü Değerlendirmesi..... | 46 |
| 5.1.3. Masa Dönüşü ile Tedavi Merkezi Değişimi Ölçümü Değerlendirmesi..... | 46 |
| 5.1.4. Tedavi Alan Boyutlarının Kontrolü Ölçümü Değerlendirmesi..... | 46 |
| 5.1.5. Kafa Kısmı Açısı Göstergesi Kontrolü Ölçümü Değerlendirmesi..... | 46 |
| 5.1.6. Optik Mesafe Gösterge Kontrolü Ölçümü Değerlendirmesi..... | 47 |
| 5.1.7. Optik Mesafe Göstergesi Kafa Kısmı Açısı Bağımlılığı Kontrolü Ölçümü Değerlendirmesi..... | 47 |
| 5.1.8. Işık-Işın Alanı Uyumlu Kontrolü Ölçümü Değerlendirmesi..... | 47 |
| 5.1.9. Ark Tedavisi Açık Kontrolü..... | 48 |
| 5.1.10. Tedavi Masasının Eşmerkezli Dönüşü ile Açık Göstergesinin Kontrolü..... | 48 |
| 5.1.11. Tedavi Masasının Dönüş Hareketi ile Eşmerkez Uygunluğunun Ağırlıkla Değişiminin Kontrolü..... | 48 |
| 5.1.12. Tedavi Masasının Düşey Hareketi ile Kolimatör Ekseninin Paralelliğinin Kontrolü..... | 49 |
| 5.1.13. Tedavi Masasının Düşey Hareketi ile Kolimatör Ekseninin Paralelliğinin Ağırlıkla Kontrolü..... | 49 |
| 5.2. DOZİMETRİK TEST PARAMETRELERİNE GÖRE ELDE EDİLEN VERİLER VE DEĞERLENDİRİLMESİ..... | 49 |
| 5.2.1. Profil ve Derin Doz Kontrolü..... | 49 |
| 5.2.2. Profil Düzgünlüğünün (Flatness) ve Simetrisinin Kontrolü..... | 49 |
| 5.2.3. Doz Verim Değerleri Kontrolü..... | 50 |
| 5.2.4. Monitör Sistemle İlgili Test Kontrolü..... | 50 |
| 5.2.5. Foton Demetlerinde Doz Veriminin Açık ile Değişimi..... | 50 |
| 5.2.6. Kama Filtre Ölçümleri Açısından Değerlendirme..... | 51 |
| KAYNAKLAR..... | 53 |
| ÖZGEÇMİŞ..... | 57 |

ŞEKİL LİSTESİ

| | Sayfa No |
|---|-----------------|
| Şekil 2.1 Lineer hızlandırıcı blok şeması (Khan, 1994)..... | 6 |
| Şekil 2.2 90 ⁰ açılı saptırma..... | 10 |
| Şekil 2.3 270 ⁰ açılı saptırma..... | 11 |
| Şekil 2.4. İki tane 45 ⁰ ve 112,5 ⁰ açılarıyla yapılan slalom saptırma sistemi..... | 11 |
| Şekil 2.5 a)düzleştirici filtre kullanılmadığı zaman b)düzleştirici filtre kullanıldığı zaman..... | 13 |
| Şekil 2.6 Genel kolimatör yapısı..... | 14 |
| Şekil 2.7 Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait kolimatör yapısı..... | 15 |
| Şekil 2.8 Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC dizaynları (lateral)..... | 15 |
| Şekil 2.9 Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC'lerin hedef ve izomerkez göre konumlandırılması..... | 16 |
| Şekil 2.10 Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC dizaynları (Kuşbakışı)..... | 16 |
| Şekil 2.11 Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC geçirgenliği..... | 17 |
| Şekil 2.12 Radyoterapide Kullanılan Hacim Kavramları..... | 20 |
| Şekil 3.1 EBT Gafchromic filmi yapısı..... | 23 |
| Şekil 3.2 Epson Expression 10000XL film tarayıcı..... | 24 |
| Şekil 3.3 Wellhöfer scanditronix FC65-P iyon odası..... | 25 |
| Şekil 3.4 PTW 0,125 cc semiflex iyon Odası..... | 25 |
| Şekil 3.5 PTW Unidos elektrometre..... | 26 |
| Şekil 3.6 Wellhöfer Dose 1 elektrometre..... | 27 |
| Şekil 3.7 Wellhöfer su fantomu..... | 27 |
| Şekil 4.1 Lineer hızlandırıcının mekanik hareketlerinin dönüş eksenleri..... | 29 |

TABLO LİSTESİ

| | Sayfa No |
|---|----------|
| Tablo 2.1: Radyoterapide kullanılan cihazlar..... | 4 |
| Tablo 2.2 Kullanılan Cihazların Kafa Kısmı Özelliklerine Göre Karşılaştırması..... | 7 |
| Tablo 2.3 Kullanılan Cihazların Mikrodalga Güç Kaynağına Göre Karşılaştırması..... | 9 |
| Tablo 2.4 Kullanılan Cihazların saptırıcı magnet düzeneğine göre karşılaştırması..... | 12 |
| Tablo 2.5 Elekta, Siemens ve Varian Hızlandırıcılarının MLC özellikleri..... | 17 |
| Tablo 2.6 Kullanılan Cihazların Hasta Masası özelliklerine göre karşılaştırılması..... | 18 |
| Tablo 2.7 Kullanılan Cihazların Portal Görüntüleme özelliklerine göre karşılaştırılması..... | 19 |
| Tablo 4.1 Kullanılan Cihazlarda Kafa Kısmı dönüşü ile İsocenter Kontrol Değerleri..... | 30 |
| Tablo 4.2 Kullanılan Cihazlarda Kolimatör dönüşü ile İsocenter Kontrol Değerleri..... | 30 |
| Tablo 4.3 Kullanılan Cihazlarda Masa Rotasyonu ile İsocenter Kontrol Değerleri..... | 31 |
| Tablo 4.4 Kullanılan Cihazlarda alan boyutlarının kontrolü..... | 31 |
| Tablo 4.5 Kullanılan Cihazlarda Kafa kısmı açısı göstergesi kontrolü..... | 32 |
| Tablo 4.6 Kullanılan Cihazlarda optik mesafe gösterge kontrolü..... | 33 |
| Tablo 4.7 Kullanılan Cihazlarda optik mesafe göstergesi kafa kısmı açısı bağımlılığı..... | 33 |
| Tablo 4.8 Kullanılan Cihazlarda ışık-ışın alanı uyumu kontrolü..... | 34 |
| Tablo 4.9 Kullanılan Cihazlarda ark tedavisi açısı kontrolü..... | 35 |
| Tablo 4.10 Kullanılan Cihazlarda tedavi masasının eşmerkezli dönüşü ile açı göstergesinin Kontrolü..... | 35 |
| Tablo 4.11 Kullanılan Cihazlarda tedavi masasının dönüş hareketi ile eşmerkez uygunluğunun ağırlıkla değişiminin kontrolü..... | 36 |
| Tablo 4.12 Kullanılan Cihazlarda masanın düşey hareketi ile kolimatör ekseninin paralelliğinin Kontrolü..... | 37 |
| Tablo 4.13 Kullanılan Cihazlarda masanın düşey hareketi ile kolimatör ekseninin paralelliğinin ağırlıkla değişiminin kontrolü..... | 37 |

| | |
|---|----|
| Tablo 4.14 Mevcut X-ışını enerjilerinde ışın kalitesinin belirlenmesi..... | 38 |
| Tablo 4.15 Profil ve derin doz kontrolü..... | 39 |
| Tablo 4.16 Profil düzgünlüğünün (flatness) ve simetrisinin kontrolü..... | 39 |
| Tablo 4.17 Doz verim kontrolü..... | 40 |
| Tablo 4.18 Monitör sistem testleri..... | 40 |
| Tablo 4.19 Foton demetlerinde doz veriminin açılı ile değişimi..... | 41 |
| Tablo 4.20 Enerji 1’de 0° Kolimatör Açısında ölçülen değerler..... | 42 |
| Tablo 4.21 Enerji 1’de 90° Kolimatör Açısında ölçülen değerler..... | 42 |
| Tablo 4.22 Enerji 2’de 0° Kolimatör Açısında ölçülen değerler..... | 43 |
| Tablo 4.23 Enerji 2’de 90° Kolimatör Açısında ölçülen değerler..... | 43 |



SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

| Simgeler | Açıklama |
|-------------------------|----------------------------|
| C | : Karbon |
| cGy | : Santigrey |
| Cl | : Klor |
| cm | : Santimetre |
| cm² | : Santimetrekare |
| e/cm³ | : elektron / santimetreküp |
| g/cm³ | : gram / santimetreküp |
| Gy | : Grey |
| Gy/min | : Grey / dakika |
| H | : Hidrojen |
| keV | : Kiloelektronvolt |
| Li | : Lityum |
| MeV | : Milyon Elektron Volt |
| Mikron | : Mikrometre |
| mm | : Milimetre |
| MV | : Megavolt |
| N | : Azot |
| nm | : Nanometre |
| O | : Oksijen |
| R | : Röntgen |
| SF₆ | : Sülfür Hekzaflorid |
| Sv | : Sivert |

| Kısaltmalar | Açıklama |
|--------------------|---|
| AAPM | : The American Association of Physicists Medicine (AAPM) |
| ART | : Adaptif radyoterapi |
| BT | : Bilgisayarlı Tomografi |
| CT | : Bilgisayarlı Tomografi |
| CTV | : Clinical Target Volume |
| DC | : Doğru Akım (Direct Current) |
| Dmax | : Maksimum Dozun Okunduğu Derinlik |
| FMO | : Fizik Mühendisleri Odası |
| FS | : Alan Kaynak Mesafesi (Field Source Distance) |
| GTV | : Gross Tumor Volume |
| IAEA | : International Atomic Energy Agency |
| ICRP | : International Commission on Radiological Protection |
| ICRU | : International Commission on Radiation Units and Measurement |
| IEC | : International Electrotechnical Commission |
| IGRT | : Görüntü Eşliğinde Radyoterapi (Image guided radiation therapy) |
| IMRT | : Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity modulated radiation therapy) |
| IV | : Işınlanan Hacim (Irradiated Volume) |
| İ.Ü. | : İstanbul Üniversitesi |
| KUB | : Kalite uygunluk belgesi |
| MLC | : Çok Yapraklı Kolimatör (Multi Leaf Collimator) |
| MR | : Manyetik Rezonans |
| OAR | : Riskli Organ (Organs at Risk) |
| PetCT | : Bilgisayarlı Tomografi ve Pozitron Emisyon Tomografi |
| PTV | : Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume) |
| SSD | : Kaynak Cilt Mesafesi (Source Skin Distance) |
| TV | : Tedavi Hacmi (Treated Volume) |
| USA | : Amerika Birleşik Devletleri (United States of America) |
| %DD | : Yüzde Derin Doz |
| 3BKRT | : 3 boyutlu konformal radyoterapi |

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYOTERAPİDE KULLANILAN LİNEER HIZLANDIRICILARIN FİZİKSEL ve DOZİMETRİK PARATMETRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Alper OĞUZ

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Doç. Dr. Aysel ERSOY YILMAZ

Bu çalışmada, kalp hastalıklarından sonraki en çok ölüme sebebiyet veren kanser hastalığının tedavi yöntemlerinden biri olan radyoterapi tekniğinin uygulanmasını sağlayan ışın tedavisi cihazları incelenmiştir. Yapılan literatür araştırması ile, sistemlerin sınıflandırılması, yapıları, tarihsel olarak gelişimleri incelenmiştir. Daha sonra ışın tedavi cihazlarının günümüzde en çok kullanım alanına sahip tipi olan lineer hızlandırıcı cihazlarının üç ana üretici firmasına ait İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesi Onkoloji Enstitüsü ile İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında yer alan lineer hızlandırıcı cihazların mekanik ve dozimetrik olarak karşılaştırılmaları yapılmıştır. Karşılaştırma yapılırken, sistemlerin çalışabilirlik onayının alınması esnasında kullanılan ve uluslararası ilgili komitelerce belirlenmiş, ülkemiz sınırları içinde ise Fizik Mühendisleri Odası tarafından yayımlanmış olan test setleri kullanılmıştır. Üç farklı üreticiye ait sistemler üzerinde karşılaştırmalar yapılırken testler mekanik ve dozimetrik olarak iki ana başlık altında incelenmiş ve karşılaştırılmaları yapılmıştır. Mekanik testler yapılırken, milimetrik kağıtlar, şerit metreler, hassas su terazileri vb. ekipmanlar kullanılmıştır. Dozimetrik testler yapılırken ise, insan vücudu yapısını modelleyen su fantomu sistemi, radyasyon dozunu ölçmek için kullanılan iyon odaları ve elektrometre sistemleri, x-ray filmleri gibi özel ölçüm ve değerlendirme aletleri kullanılmıştır. Sistemlerin mekanik olarak birbirleri ile çok büyük farklar barındırmaması sebebi ile mekanik karşılaştırma birbirleri arasında yapılabilmektedir. Dozimetrik sistem testlerinde ise, yapılan literatür araştırmalarından elde edilen verilere göre farklı ışın üretme sistemleri kullandıkları tespit edilmiştir. Bu nedenle birbirleri arasında karşılaştırma

yapılmayıp katalog değerlerinin uygulama bakımından karşılaştırmaları yapılmıştır. Gerçekleřtirilen ölçümlerin karşılaştırılması ile elde edilen sonuçlara göre, tüm ölçüm sonuçları ülkemiz sınırları içinde lineer hızlandırıcı cihazlarının klinik olarak hasta tedavisinde kullanılabilmesi için gerekli izinleri veren Fizik Mühendisleri Odası test standartlarını karşıladığı görülmüştür.

Haziran 2019, 57 sayfa.

Anahtar kelimeler: Radyoterapi, Lineer Hızlandırıcı, Dozimetrik Parametre, Dozimetrik Karşılaştırma



SUMMARY

M.Sc. THESIS

The COMPARISON of PHYSICAL and DOSIMETRIC PARAMETERS of LINEAR ACCELERATORS USING in RADIOTHERAPY

Alper OĞUZ

Istanbul University-Cerrahpasa

Institute of Graduate Studies

Department of Biomedical Engineering

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Aysel ERSOY YILMAZ

In this study, radiation therapy devices that provide the application of radiotherapy technique, which is one of the treatment methods of cancer disease, which causes the most death after heart diseases, were investigated. With the literature research, the classification, structure and historical development of the systems were examined. Then, linear accelerator devices which are the most widely used type of radiation therapy devices are compared mechanically and dosimetrically with linear accelerator devices in Oncology Institute of Istanbul University Çapa Medical Faculty and Radiation Oncology Department of Istanbul University Cerrahpaşa Medical Faculty. In the comparison, the test kits specified by international committees and approved by national authority, Chamber of Physics Engineers, were used. While comparisons were made on systems belonging to three different manufacturers, tests were examined mechanically and dosimetric under two main headings and comparisons were made. While performing mechanical tests, some equipments such as milimetric papers, tape meters, balance scales etc. were used. While dosimetric tests were carried out, special measurement and evaluation instruments such as water phantom system simulating human body structure, ion chambers and electrometer systems used to measure radiation dose, x-ray films were used. Because the systems do not have very big differences with each other mechanically, mechanical comparison can be made between each other. In dosimetric system tests, it was determined that

they use different beam generation systems according to the data obtained from the literature researches. Therefore, no comparison was made between each other and catalog values were compared in terms of application. According to the results obtained by comparing the measurements, it was seen that all the measurement results meet the standards of Chamber of Physical Engineers, which give the necessary permissions for the use of linear accelerator devices in the clinical treatment of patients in our country.

June 2019, 57 pages.

Keywords: Radiotherapy, Linear Accelerator, Dosimetric Parameter, Dosimetric Comparison



1. GİRİŞ

Kanser, bütün dünyada kardiyolojik hastalıklardan sonra ölüm oranı en yüksek olan ikinci hastalıktır. Çeşitli nedenlerden dolayı hücrelerde bulunan DNA'ların hasarı sonucu hücrelerin kontrolsüz bir şekilde anormal büyümesi ve çoğalması olarak tarif edilir. Her geçen gün artan ve hayatımızı tehdit eden bu hastalığın tedavisi için de çok yoğun çalışmalar yapılmakta ve yeni tedavi yöntemleri geliştirilmektedir. Kanser tedavisinde uygulanan en önemli yöntemler cerrahi, kemoterapi ve radyoterapidir.

Cerrahi en eski kanser tedavi tekniklerinden biridir. Kanser tanısında ve kanserin yayılımını belirlemedeki görevi büyüktür. Cerrahideki teknolojik gelişmeler birçok hastanın başarılı olarak ameliyat edilmesine olanak sağlamaktadır. Günümüzde eğer metastaz (kanserli hücrenin hastanın farklı bölgelerine sıçraması durumu) olmadıysa birçok kanser, cerrahi yöntem ile tedavi edilebilmektedir [1].

Kemoterapi kanseri ilaç ile tedavi etme yöntemidir. Cerrahi ve radyoterapi ile sadece tümörün bulunduğu bölge tedavi edilir. Ancak kanser metastaz yaptıysa diğer bir tabir ile vücudun diğer bölümlerine de yayıldı ise kemoterapi ile ilaç tüm vücudu dolaşarak diğer bölgelerdeki kanser hücrelerini de yakalayarak yok etmeye çalışır. Kemoterapi, sağlam hücrelere zarar vermeden hastalıklı hücreleri yok etmek ve tümörün gelişimini önlemek ya da hasta şikayetlerini azaltmak için yapılır. Kemoterapi kanser tedavisinde radyoterapi ve cerrahiyle beraber veya yalnız olarak kullanılır [2].

Halk arasında ışın tedavisi veya şua tedavisi olarak da bilinen radyoterapi kanser hücrelerini yok etmek için yüksek enerjili gama ve x-ışınları gibi elektromanyetik dalgaları veya proton, elektron ve nötron partiküllerini kullanarak yapılan tedavi çeşididir. Radyoterapinin amacı tümörün çevresindeki sağlıklı dokulara, organlara zarar vermeden kanserli hücreleri yok etmektir. Radyoterapi kanser tedavisinde kullanılan en önemli yöntemdir, kanser vakalarının çok büyük bir bölümünde radyoterapi tedavisi kullanılmaktadır. Genellikle baş-boyun kanserleri, cilt kanserleri, erken evre Hodgkin lenfoma ya da non-Hodgkin lenfoma (Lenf bezlerindeki kötü huylu tümörler) gibi bazı hastalıkların tedavisinde ilk yaklaşım olarak

kullanılabilir. Meme, akciğer, prostat, mesane, rahim ve beyin kanserleri tedavisinde de kemoterapi ve/veya cerrahi tedavi ile birlikte yapılabilir. Radyoterapi tümörü küçültmek için ameliyattan önce yapılabileceği gibi ameliyattan sonra da gizli kalmış kanser hücrelerini yok etmek için de uygulanabilir. Bazen de radyoterapi kanama, ağrı, kemikte kırılma riski gibi kanser sebepli şikayetleri azaltmak için de uygulanabilir [2].

1960'lerden sonra yüksek enerjili lineer hızlandırıcıların kullanıma girmesi ile radyoterapide oldukça iyi sonuçlar alınmıştır. Günümüzde lineer hızlandırıcı ve bilgisayar teknolojilerinin fevkalade çok ilerlemesine bağlı olarak radyoterapi tedavi tekniklerinde de önemli gelişmeler yaşanmış, 3 boyutlu konformal, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT: Intensity-Modulated Radiation Therapy), görüntü eşliğinde yapılan radyoterapi (IGRT: image-guided radiation therapy), volümetrik ark tedavisi (VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy) gibi tedavi teknikleri uygulanmaya başlamıştır. Bu tedavileri yapabilmek için lineer hızlandırıcılarda masa hareketlerinden, kolimatör yapılarına, ürettiği radyasyonların enerjilerinden doz karakteristiklerine kadar birçok parametrenin çok iyi bilinmesi ve etüt edilmesi gerekmektedir.

Ülkemizde 2690 sayılı Atom Enerjisi Kanununa dayanılarak çıkarılan Radyasyon Güvenliği Yönetmeliğinin 27. Maddesinde belirtilen tıbbi ışınlamaların yapıldığı radyoterapi merkezlerinde kullanılan cihazların Kalite Uygunluk Belgesi (KUB) alması şartı getirilmiştir. Aynı yönetmelikte radyasyon üreten cihazların alımı, satımı, taşınması, kurulması, sökülmesi ve işletilmesi izne tabidir denilmektedir.

Bu çalışmamızda her biri milyon dolarlar seviyesinde olan İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde bulunan Varian ve Siemens marka, Cerrahpaşa Tıp Fakültesinde bulunan Elekta marka lineer hızlandırıcıların fiziksel ve dozimetrik parametreleri, The American Association of Physicists Medicine (AAPM), International Commission on Radiological Protection (ICRP), International Commission on Radiation Units and Measurement (ICRU), International Atomic Energy Agency (IAEA), International Electrotechnical Commission (IEC) gibi uluslararası protokoller de göz önüne alınarak üretici firma verileri ile KUB standartlarına göre incelenmesi hedeflenmiştir. Bu kapsamda yapılan ölçümler mukayese edilerek hem cihaz seçiminde hem de klinikte kullanım esnasında temel bilgileri sunmak amaçlanmıştır.

2. GENEL KISIMLAR

1895 yılında X ışınlarının keşfedilmesi ile birlikte tıpta kullanımı da başlamıştır. X ışınları ile ilk kanser tedavisi 1896 yılında Chicago’da yapılmış olup bugüne kadar milyonlarca kişi tedavi olmuş ve tedavi olmaya devam etmektedir.

Radyoterapide kullanılan cihazlar iki ana grupta sınıflandırılır. Bu cihazlar Foton (Elektromanyetik Dalga) Tedavisi Yapan Cihazlar ve Tanecik (Partiküler) Şeklinde Radyasyon Veren Cihazlar olarak adlandırılır ve gruplandırılırlar. Foton Tedavisi Yapan cihazlar ise kendi içerisinde Röntgen X-Işını Cihazları ve Radyoaktif Kaynak ile Çalışan Cihazlar olarak iki sınıfa ayrılır. Röntgen X-Işını Cihazları çalışma aralıklarına göre incelendiğinde; Konvansiyonel X-Işını Cihazı, Süper Voltaj Tedavi Cihazı ve Mega Voltaj Cihazı olarak üç farklı daldan oluşmaktadır. Tanecik Şeklinde Radyasyon Veren Cihazlar da yine kendi içlerinde Elektron Hızlandırıcılar ve Ağır Partikül Hızlandırıcılar olarak ikiye ayrılmaktadır [3-10].

Çalışmamıza konu olan Lineer Hızlandırıcılar hem Foton Tedavisi Yapan Cihazlar hem de Tanecik Şeklinde Radyasyon Veren Cihazlar altında değerlendirilmektedir. Lineer Hızlandırıcılar donanımsal ve yazılımsal olarak Mega Voltaj mertebelerinde Foton Işını ve Elektron üretimi yapabilmektedir. Tablo 2.1’de radyoterapide kullanılan cihazların sınıflandırılması detaylı bir şekilde gösterilmiştir.

Lineer hızlandırıcı cihazlarını daha detaylı inceleyebilmek adına bu sistemlerin tarihçesi, mekanik yapıları, bileşenleri, tedavi teknikleri ve çalışmamızda kullanılan Elekta, Siemens ve Varian marka sistemlerin her bir bölüm altında karşılaştırmalarından bahsediyor olacağız.

Tablo 2.1 Radyoterapide kullanılan cihazlar [3].

| Radyoterapide kullanılan cihazlar | | | Tanecik şeklinde radyasyon veren cihazlar | | |
|-----------------------------------|---|---------------------------|---|--|-------------------------------|
| Röntgen X-ışını cihazları | | | Radyoaktif Kaynak ile çalışan cihazlar | Elektron hızlandırıcılar | Ağır partikül hızlandırıcılar |
| Konvansiyonel X ışını cihazları | Super Voltaj Tedavi Cihazı | Mega Voltaj Tedavi Cihazı | | | |
| Grenz X Işını veren cihazlar | Rezonans transformatörlü cihazlar | Lineer hızlandırıcılar | Bu cihazlar kaynaklarını büyük olması ve doz verimlerinin düşük olması nedeni ile yerlerini diğer cihazlara terk etmişlerdir. | Betatronlar (1970'lerden sonra yerlerini Lineer hızlandırıcılara bırakmıştır.) | Nöron hızlandırıcılar |
| Kontakt tedavi cihazı | | | | | |
| Yüzeysel tedavi cihazı | Van de graff elektrostatik generatörler | Lineer hızlandırıcılar | | Negatif Pionlar | |
| Orta Voltaj Tedavi Cihazı | | | | | Ağır iyonlar |
| Derin Tedavi Cihazı | | | | | |

2.1. LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZLAR

Zamanımız modern radyoterapisinde artık lineer hızlandırıcı cihazlar kullanılmaktadır. 1950'lerin başlarından beri Elektron lineer hızlandırıcıları klinikte radyasyon tedavisinde, X-ışınları üretimi veya hızlı elektron ışınları üretimi amacıyla kullanılmaktadır. İlk klinik lineer hızlandırıcı 1952'de Londra'daki Hammersmith hastanesi Radyoterapi araştırmalar biriminde kurulmuştur. Şubat 1953'te fizik ve diğer testlerden geçip, 7 Eylül 1953' de ilk hasta tedavisine başlanmıştır. Böylece lineer hızlandırıcılar radyoterapi departmanlarının en önemli cihazları haline gelmeye başlamışlardır. 1953'te tedaviye başlayan ve Metropolitan-Vickers (Met-Vic) tarafından üretilen bu ilk lineer hızlandırıcılarda 3m uzunluğunda bir hızlandırıcı tüp kullanılarak 8 MV gücünde X ışınları elde edilmiştir. Daha sonra 4 MeV enerji üreten iki lineer hızlandırıcıdan biri Philips tarafından Newcastle'a, diğeri ise Met-Vic tarafından Manchester'da bulunan Christie hastanesine kurulmuştur. Arkasından Othortons olarak bilinen şirket tarafından 4 MeV'lik iki lineer hızlandırıcı daha Edinburg'daki Western General hastanesi ve Nortwood'daki Mount Vernon hastanesine kurulmuştur. Tüm bunların yanı sıra California'da Stanford Üniversitesindeki araştırma grubu 1954'de Stanford Radyoloji departmanına 6 MeV'lik bir lineer hızlandırıcı geliştirdi. Böylece 1956 yılında tüm dünyada 7 tane tedavi amaçlı lineer hızlandırıcı kurulmuş oldu. Varian ilk prototip 6MV isosentrik lineer hızlandırıcıyı 1962'de UCLA medikal merkezinde kurdu. İlk mevatron 1965'te, ilk Sagittaire Paris'te 1967'de ve ilk Toshiba 1969'da kuruldu.

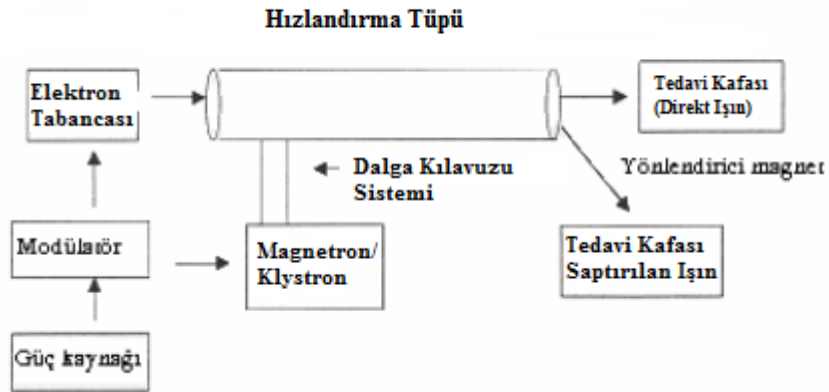
Farmer'in 1962'deki çalışmasında dünya genelinde 15 lineer hızlandırıcı, 50 betatron, IAEA'nin 1968'deki çalışmasında ise 79 lineer hızlandırıcı, 20 van der Graff, 137 betatron, 1700 Co-60 olduğu belirtilmiştir. Karzmark'ın 1984'deki çalışmasında Amerika'da bulunan tedavi cihazlarının yarısından fazlasının ve yeni kurulan cihazların ise %90'ından fazlasının lineer hızlandırıcı olduğu belirtilmiştir. Bundan sonraki yıllarda da lineer hızlandırıcı kullanımı günümüze kadar giderek artmıştır.

2.2. LİNEER HIZLANDIRICI YAPILARI

Lineer hızlandırıcılar yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektron yüklü parçacıkları lineer bir tüp boyunca yüksek enerjilere hızlandıran cihazlardır. Duran ve hareketli dalga hızlandırıcılar olmak üzere iki tip lineer hızlandırıcı vardır. Hareketli dalga

hızlandırıcılarında tüpün sonunda artan gücü soğurmak için bir bitiriciye ihtiyaç vardır. Böylece dalganın geri yansımaları önlenir. Duran dalga hızlandırıcılarında ise tüpün sonunda dalganın maksimum şekilde yansımaları sağlanarak ilerleyen ve yansıyan dalga üst üste biner ve duran dalgalar oluşturulur. Duran dalga hızlandırıcıları, hareketli dalga hızlandırıcılarından daha etkili olmasına karşın diğerinden daha pahalı olup bir sirkülör veya izolator kullanılmalarını gerektirir.

Genel olarak bir lineer hızlandırıcının yapısı Şekil 2.1’de gösterilmektedir. Güç kaynağı modülatöre elektriksel güç sağlar. Modülör ise cihaz için gerekli enerjiyi üretir ve Doğru Akıma (DC) çevirir. Modülörde üretilen bu yüksek DC voltaj thyatron yardımı ile pulse olarak klystron veya magnetrona verilir. Magnetron veya klystronda üretilen mikro dalgalar bir dalga rehberi yardımıyla hızlandırıcı tüpe aktarılır. Hızlandırıcı bir bakır tüpten oluşmakta olup bu tüpün ön tarafları çeşitli apacey diyaframları tarafından bölünmüştür. Linakların tüp kısmı yalıtım sağlamak için vakumlanarak havadan arındırılır. Elektronların tabancadan çıkış enerjisi 20 keV olup elektromanyetik dalgayla teması sonucu yüksek enerjilere yükseltilirler. Hızlandırma sırasında elektronları bir demet halinde toplamak ve target üzerine ince bir demet şeklinde iletmek için hızlandırıcı tüpün etrafında manyetik alan oluşturarak elektronları focuslamak için tüp boyunca bobinler yerleştirilir. Elektronlar hızlandırıcı tüp çıkışında yaklaşık 3mm çapına sahiptirler. Elektronlar 90 veya 270 derece saptırılarak hedefe çarptırılır. Işınlar hastaya gelmeden önce düzleştirici filtreden geçirilir. Cihazın kafasının içinde primer kolimatörler, ışık huzme sistemi, monitör iyon odaları ve ayna sistemi bulunur.



Şekil 2.1 Lineer hızlandırıcı blok şeması [11].

2.3. LİNEER HIZLANDIRICI BİLEŞENLERİ

Lineer hızlandırıcı cihazları hem iç hem dış tasarım açısından birbirlerinden farklılıklar gösterebilmektedir. Tedavi amacı ve üreticilerin pazarda hedeflediği müşteri portföyü açısından bakıldığında farklı opsiyonlar ve farklı teknik donanımlara sahip sistemler bulunmaktadır. Genel olarak lineer hızlandırıcıların çalışma prensibi incelendiğinde sistemlerin ortak olarak kullanmakta olduğu bileşenler bulunmaktadır. Bunlar Kafa Kısmı, Mikrodalga Güç Kaynağı, Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu, Elektron Tabanca, Saptırıcı Magnet Düzeneği ve Kolimatörler şeklinde sayılabilir.

2.3.1. Kafa Kısmı (Gantry)

Lineer hızlandırıcı cihazının, elektron tabancası, hızlandırıcı tüp ve kolimatörünü üzerinde barındıran parçadır. Kafa kısmı tasarım olarak O kollu veya C kollu olarak 2 şekle ayrılırlar. Aralarında çok büyük fark olmamasına rağmen dizayn olarak C kollu cihazlar O kollu cihazlara göre daha doğrusaldır.

2.3.1.1. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan Elekta, Siemens ve Varian marka sistemlerin kafa kısmı (gantry) özelliklerine göre karşılaştırılma tablosu Tablo 2.2’de gösterilmiştir.

Tablo 2.2 Kullanılan Cihazların Kafa Kısmı Özelliklerine Göre Karşılaştırması.

| Parametre | Elekta | Siemens | Varian |
|------------------------------------|-------------------|-----------------------|-----------------------|
| Kafa yapısı tasarımı | Drum | C-arm | C-arm |
| Dönüş aralığı | $\pm 185^\circ$ | $\pm 190^\circ$ | $\pm 185^\circ$ |
| Mekanik izomerkez doğruluğu | <1mm (yarıçap) | < 0,5 mm (yarıçap) | < 0.5 mm (yarıçap) |

2.3.2. Mikrodalga Güç Kaynağı

Medikal amaçlı lineer hızlandırıcılarda gerekli olan elektromanyetik dalga gücü 2 MW ile 10 MW arasında değişmektedir. Lineer hızlandırıcılarda kullanılan magnetron ve klystron olmak üzere iki çeşit mikro dalga güç kaynağı üretici vardır [12].

2.3.2.1. Magnetron

Magnetron mikro dalgalar üreten bir radyo frekans osilatördür. Magnetron bir yüksek güç osilatörü olarak birkaç mikro saniyelik aralıklarla ve saniye başına birkaç yüz pulslık tekrarlanma oranıyla mikro dalga pulsları üretir. Silindirik bir yapıya sahip olan magnetron merkezi bir katot ve bakır bir katı parçayla rezonans kavitesine sahip bir dış anottan oluşur. Katot bir iç filaman ile ısıtılır ve elektronlar termoiyonik emisyonla üretilir. Statik manyetik alan kavitenin yan kesitine dik uygulanır ve anot-katot arasına DC elektrik alan uygulanır. Katottan yayılan elektronlar puls şeklindeki DC elektrik alanının etkisiyle anoda doğru hareket ederler. Eş zamanlı uygulanan manyetik alan etkisi altında elektronlar rezonans kavitesine doğru spiral şekilde hareket ederler ve mikrodalga şeklinde enerji yayınlanır. Bu şekilde üretilen mikrodalga pulslar bir dalga rehberi yardımıyla hızlandırıcı tüpe aktarılır [12].

Magnetronlar genellikle düşük enerjili linaklarda kullanılmakta olup 2 MW'lık pik gücü sağlarlar. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılar klystron kullandığı halde 25 MV enerjili bazı lineer hızlandırıcılarda 5 MW 'lık pik güce sahip magnetronlar kullanılmaktadır [12].

2.3.2.2. Klystron

Klystron, magnetron gibi bir mikro dalga üreticisi değil bir mikrodalga yükseltecidir. Klystronlar düşük güçte bir mikrodalga üreticisine gereksinim duyarlar.

Klystronlar magnetronlara göre daha büyük ve ağırdırlar. Bu nedenle magnetronlar gantriye monte edilebilirken, klystronlar genellikle standın arkasına monte edilirler. Mikrodalga güç, mikrodalga kaynağından hızlandırıcı dalga kılavuzu yapısına yalıtım amaçlı basınçlı SF6 (sülfür hekzaflorid) gazı ile doldurulmuş taşıyıcı dalga kılavuzu ile taşınır. Mikrodalga için geçirgen olan iki mikrodalga penceresi (seramik window) basınçlı gazı, mikrodalga üreticisi içindeki ve hızlandırıcı dalga kılavuzu içindeki vakumdan ayırır [12,13].

2.3.2.3. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan Elakta, Siemens ve Varian marka cihazların hangi Mikrodalga Güç Kaynağı ile çalıştığı aşağıdaki Tablo 2.3’de gösterilmiştir.

Tablo 2.3 Kullanılan Cihazların Mikrodalga Güç Kaynağına Göre Karşılaştırması.

| Cihaz | Elekt | Siemens | Varian |
|------------------------|-----------|----------|----------|
| Mikrodalga Güç Kaynağı | Magnetron | Klystron | Klystron |

2.3.3. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu

Temel olarak lineer hızlandırıcıların ana bileşeni olan hızlandırıcı dalga kılavuzu bakır bir boruya benzerdir. Bu bakır kılavuzun iç yapısı yatay olarak diskler (kaviteler) bölünmüştür. Güçlü mikrodalgalar hızlandırıcıda her bir kavitesinde elektrik ve manyetik alan oluştururlar. Mikrodalgaların kılavuza iletilen elektronların faz hızlarına ayak uydurmasını sağlamak amacıyla ilk birkaç kavite daha geniş aralıklı olup sonraki kavite eşit aralıktır. Elektronlar ilk birkaç kavitede hız kazanır ve ışık hızına yakın hıza ulaşırlar. Bakır mikrodalga frekanslarda oldukça iyi iletkenliğe sahip olduğundan hızlandırıcı dalga kılavuzları genelde bakırdan yapılır. Böylece mikrodalgaların kavite duvarlarından yansıması sırasında çok az güç kaybı oluşur. Elektron kaybını önlemek için kılavuz yüksek vakum altında tutulmakta olup kılavuz içinde elektronların odaklanmalarını, yönelimleri ve pozisyonlarını kaybetmelerini engellemek için odaklayıcı selenoid kılavuzun etrafına yerleştirilmiştir.

Hareketli ve sabit dalga olmak üzere iki tip kılavuz vardır. Hareketli dalga kılavuzunda mikrodalga elektron tabancasının olduğu uçtan verilip tüpün sonunda soğrulur. Kılavuza enjekte edilen elektronlar hareketli mikro dalgalar tarafından tutulur ve aynı fazda hareket etmeye başlarlar. Duran dalga kılavuzlarda ise hareketlinin aksine mikrodalga güç kılavuzun sonunda soğrulmaz, aksine maksimum yansıtılarak gelen ve yansıyan dalgaların üst üste bindirilmesiyle duran dalgalar oluşturulur.

2.3.4. Elektron Tabancası

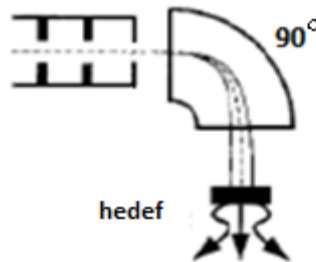
Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için bir elektron kaynağıdır. Konvansiyonel bir X-ışınları tüpünde elektronlar termoiyonik emisyonla ısıtılmış bir katottan elde edilir. Genellikle katot, spiral şeklinde tungsten bir filamandan oluşmaktadır. Pals şeklindeki elektron demeti yaklaşık 10 kV'luk bir pals şeklinde voltaj uygulanmasıyla elde edilir. Elektronlar hızlandırıcı kılavuz içine yüksek güçlü mikrodalgalarla eş zamanlı olarak enjekte edilirler. Elektron tabancası bir tabanca sürücü alt sistemi tarafından kontrol edilir. Bu sistemin fonksiyonları; tabanca filamanını ısıtmak için güç sağlamak, tabanca katodu için yüksek gerilim sağlamak, doğru fazda bir pals programı ve dalga şekli sağlamaktır [14].

2.3.5. Saptırıcı Magnet Düzeneği

İdeal olarak hızlandırıcı tüp radyasyon demetinin merkezi eksenine paralel yerleştirilmelidir. Fakat bu durum sadece düşük enerjili X ışınları üreten sabit dalga kılavuzlu linaklarda geçerlidir. Bu tür cihazlarda kısa tüp boyundan dolayı tüp demete paralel yerleştirildiğinden elektronlar için demet yönlendirilmesine gerek yoktur. Bununla birlikte hemen hemen bütün hareketli dalga hızlandırıcı ve yüksek enerjili sabit dalga kılavuzlu linaklarda kılavuz boyu yaklaşık 1.5 m uzunluğundadır ve demet eksenine dik yerleştirilir. Bu tür linaklarda kılavuz sonunda hızlandırılmış elektronlar hastaya doğru yönlendirilmelidir. Lineer hızlandırıcılarda 5 çeşit saptırıcı magnet kullanılmaktadır.

2.3.5.1. 90° Saptırıcı Magnet

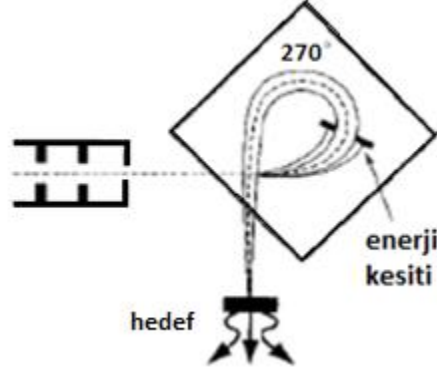
En basit saptırıcı sitemdir. İlk lineer hızlandırıcılarda kullanılmış olup akromatik değildir. 90° Saptırıcı Magnet Şekil 2.2'de gösterilmiştir.



Şekil 2.2 90° açılı saptırma. [3]

2.3.5.2. Hiperbolic Kutup Yüzeylerinin Kullanıldığı 270° Saptırıcı Magnet

Bu sistem akromatik olup ABB/Dynary şirketi tarafından linaclarda kullanılmıştır. 270° Saptırıcı Magnet Şekil 2.3'deki gibidir.



Şekil 2.3 270° açılı saptırma.[3]

2.3.5.3. Lokal Olarak Açlandırılmış Kutup Yüzeylerinin Kullanıldığı 270° Saptırıcı Magnet

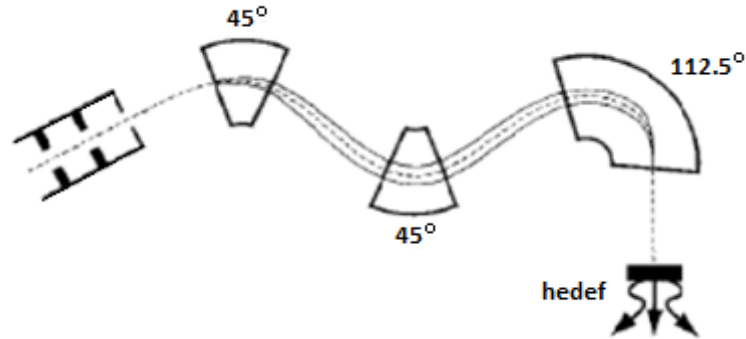
Siemens Mevatron ve Primus hızlandırıcılarında bu sistem kullanılır.

2.3.5.4. Üç Bölüm Sistemine Sahip 270° Saptırıcı Magnet

Varian lineer hızlandırıcılarında bu sistem kullanılmaktadır.

2.3.5.5. 112.5° Çift Odaklanmış Saptırıcı Sistem

Elekta lineer hızlandırıcılarında kullanılan sistemdir. Slalom Saptırma Sistemi Şekil 2.4'de gösterilmiştir.



Şekil 2.4. İki tane 45° ve 112,5° açılıyla yapılan slalom saptırma sistemi. [3]

2.3.5.6. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan Elekta, Siemens ve Varian marka cihazların hızlandırıcı tüp ve saptırıcı magnet düzeneği ile ilgili karşılaştırma tablosu aşağıdaki Tablo 2.4’de gösterilmiştir.

Tablo 2.4 Kullanılan Cihazların saptırıcı magnet düzeneğine göre karşılaştırması.

| Cihaz | Elekta | Siemens | Varian |
|------------------|-----------|------------------|------------------------|
| Hızlandırıcı tüp | Hareketli | Hareketli | Hareketli |
| Açılendirma türü | Slalom | 270 ⁰ | 3 adet 90 ⁰ |

2.3.6. Lineer Hızlandırıcı Kafa Yapısı

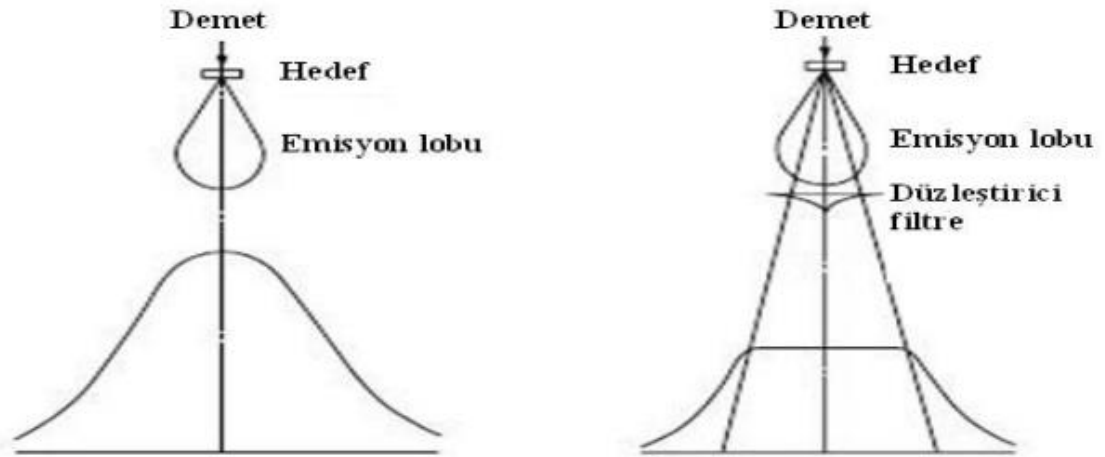
Yukarıda anlatılan hızlandırıcı ve saptırıcı yapısı ile çok dar odaklanmış bir elektron demeti elde edilir. Yaklaşık 3mm çapındaki bu elektron demeti kullanılamaz. Hasta tedavisinde kullanılacak ışın elde etmek için bu dar elektron demeti ya fotonlara dönüştürülmeli veya uygun şekilde bir elektron demeti elde edilmelidir.

2.3.7. X-Işınları Hedefi

Megavoltaj X ışınları yüksek enerjili elektronların tungsten veya bakır-tungsten karışımı gibi yüksek atom numaralı metal hedefe çarptırılmasıyla oluşan bremsstrahlung ışınlarından elde edilir. Bununla birlikte enerji arttıkça bremsstrahlung emisyonu ileriye doğru arttığından megavoltaj enerjilerde target bir transmisyon target gibi davranır [15,16].

2.3.8. Düzleştirici Filtre

Hedefften çıkan yüksek enerjili X ışınları sabit birincil kolimatörlerle kolime edilir. Homojen bir demet oluşturmak için X ışını doz profili, ucu hedefi gösteren koni şeklinde bir düzleştirici filtre ile düzleştirilir. Şekil 2.5’de Düzleştirici Filtrenin etkisi şematik olarak gösterilmektedir. Düzleştirici filtre genellikle tungsten, çelik veya kurşun-çelik kombinasyonundan yapılır [16, 19].



Şekil 2.5 a) Düzleştirici filtre kullanılmadığı zaman b) Düzleştirici filtre kullanıldığı zaman [16,17].

2.3.9. Monitör İyon Odaları

Düzleştirici filtreye homojen bir hale gelen demet iki tane çok kanallı paralel iyon odasından geçer. İyon odaları genellikle kapton'dan yapılır. Önceleri mika kullanılmakta olup son yıllarda kapton yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca elektron modunda kapton iyon odalarından kaynaklanan bremsstrahlung x-ışını kontaminasyonu daha azdır. Ortamdaki basınç ve sıcaklık dalgalanmaları nedeniyle iyon odası içindeki gaz yoğunluğu değişimleri için gerekli olan düzeltmelerden kaçınmak amacıyla iki iyon odası da dış etkilere kapatılır.

2.3.10. Kolimasyon

Kolimasyon sistemleri Birincil Sabit Kolimatör, İkincil kolimatör ve Çok yapraklı kolimatörler olarak üç farklı şekillerde yer almaktadır. Burada kolimatör çeşitleri ayrıntılı olarak tanımlanmıştır.

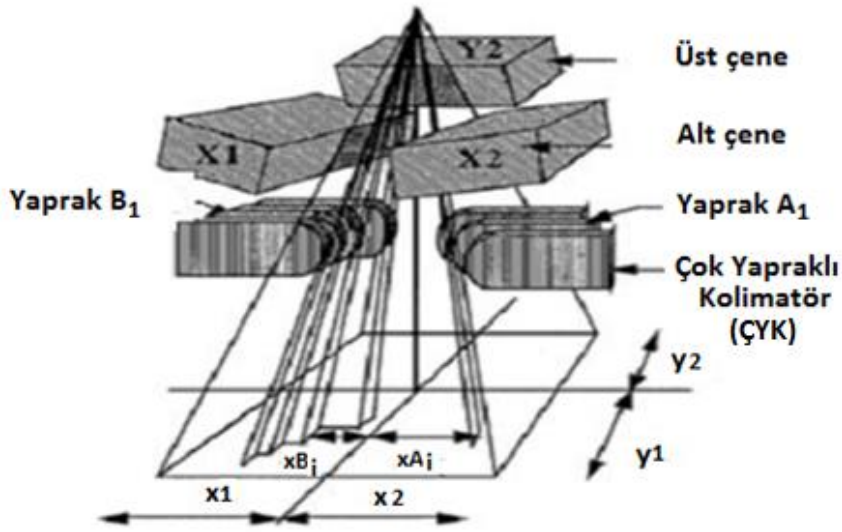
2.3.10.1. Birincil Sabit Kolimatör

Birincil sabit kolimatörler düzleştirici filtrelerin üzerine monte edilir ve genellikle tungstenden yapılmıştır. İki ucu açık, koni şeklinde ve düşük bir eğime sahip olan bu aparat sadece ileri doğru saçılan elektronların lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Cihazın kafa

kısmından olacak sızıntıları engellemeye yardımcı olur. Birincil kolimatörlerin boyutları genellikle 100 cm SSD' de yaklaşık 50 cm çapında olacak şekilde yerleştirilmiştir [13].

2.3.10.2. İkincil Kolimatörler

İkincil kolimatör sistemleri yaklaşık 8 cm kurşun veya tungsten karışımından yapılmış karşılıklı iki çift bloktan oluşur. Şekil 2.6'da Genel Kolimatör Yapısı x-y eksen izdüşümü üzerinde gösterilmiştir [20].



Şekil 2.6 Genel kolimatör yapısı. [21]

2.3.10.3. Çok Yapraklı Kolimatörler (Multileaf Collimator)

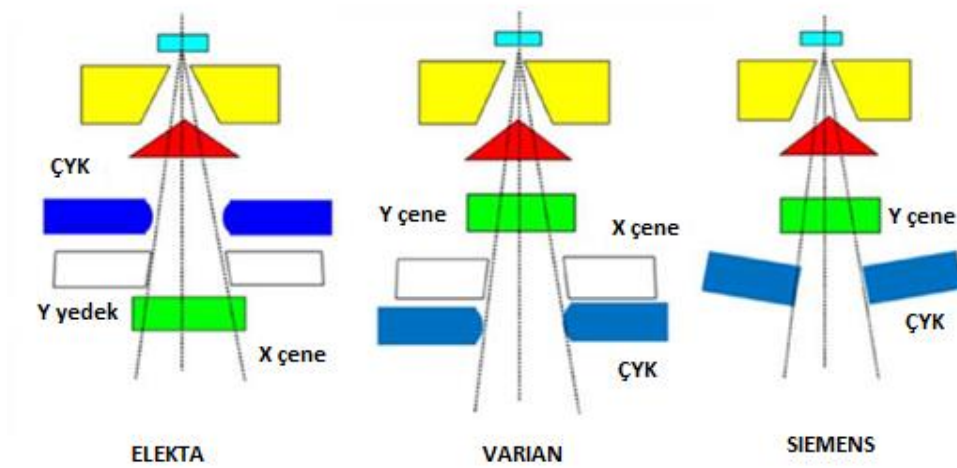
Kolimatörler sadece dikdörtgen vey kare alanları sınırlandırır. Farklı geometrik şekilli alanları ışınlatabilmek için çok yapraklı kolimatör (MLC) geliştirilmiştir. MLC'ler tümör ve korunması gereken riskli organların şekillerine uygun olarak ışın alanını hızlı ve kolay olarak şekillendirilmesini sağlar. Tek bir blok yerine 80 veya daha çok adet tungsten yaprakçıklardan oluşmuş ve bağımsız olarak hareket edebilmektedirler. Tungsten yüksek yoğunluğa sahip, kolay işlenebilen, oldukça sert, düşük esneme katsayılı olan bir malzeme olduğundan MLC materyali olarak kullanılmaktadır [20,22].

MLC'lerin pek çok değişik biçimi mevcut olup, bunların bir kısmı ticari firmalar tarafından tasarlanırken edilirken, bazıları ise özel uygulamalar için araştırma grupları tarafından yapılmıştır. İlk olarak Takahashi tarafından 1960'da önerilmesine rağmen modern MLC'ler

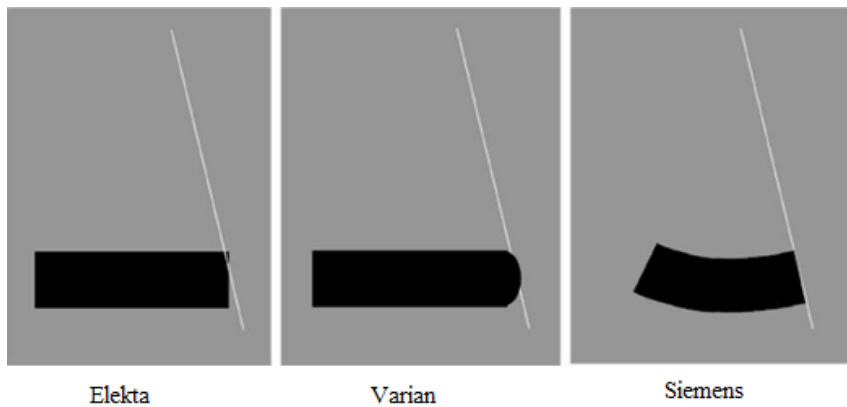
1980'lerde radyoterapide kullanılmaya başlanmıştır. İlk MLC Japonya'da yapılmıştır. Avrupadaki ilk MLC ise İskandinavya'da yapılmış olup Scanditronix mikrotronuna monte edilecek şekilde geliştirilmiştir. Philips(şimdiki adıyla Elekta) ve Varian ilk ticari MLC'lerini 1990'larda Avrupa ve Amerika Birleşik Devletlerinde (USA) kullanıma sunmuşlardır. Siemens ve GE ise birkaç yıl sonrasında MLC'li linakları üretmişlerdir.

2.3.10.4. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması

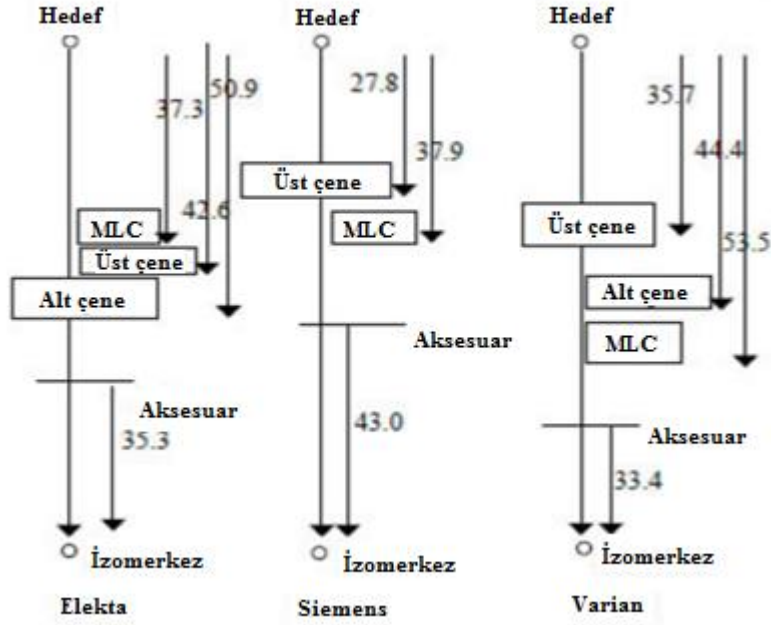
Çalışmamızda kullanılan Elekta, Siemens ve Varian marka cihazların Kolimatör Yapıları Şekil 2.7' de detaylı şekilde gösterilmiştir. Aynı şekilde bu markalarda kullanılan MLC'lerin dizaynı ve hedef ile izomerkez mesafelerine göre konumlandırmalarına yönelik karşılaştırılması Şekil 2.8 ve 2.9' da sırasıyla gösterilmiştir.



Şekil 2.7 Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait kolimatör yapısı [23].

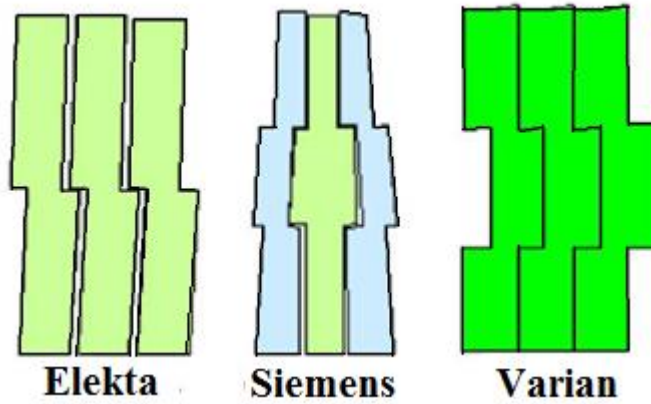


Şekil 2.8 Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC tasarımları (yandan görünüşü) [23].

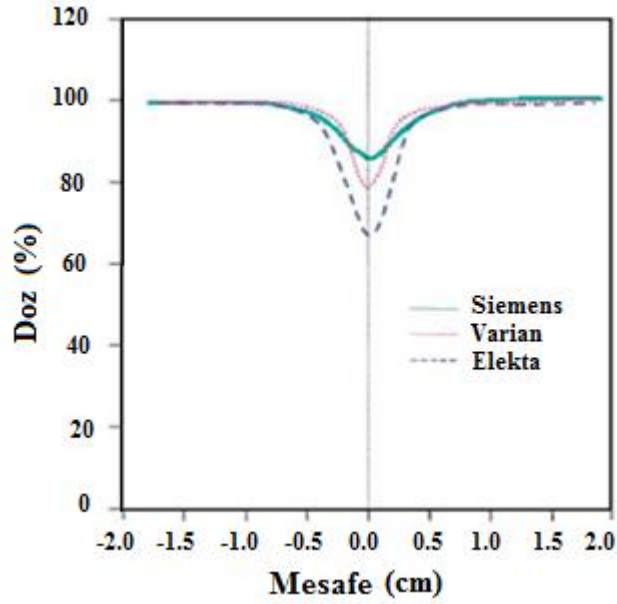


Şekil 2.9 Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC'lerin hedef ve izomerkeze göre konumlandırılması.

Çalışmamızda kullanılan Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC kolimatörlerin kuşbakışı olarak bakıldığında dizaynları Şekil 2.10'da gösterilmiştir. MLC yapraklarının şekillerine göre radyasyon sızıntısı ölçüldüğünde yapı gereği Siemens en az geçirgenliğe sahiptir. Şekil 2.11'de görüldüğü üzere Siemens cihazında oran %86 iken, Varian'da %78, Elekta için %67 ölçülmüştür.



Şekil 2.10 Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC tasarımları (Kuşbakışı) [23].



Şekil 2.11 Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC geçirgenliği [23].

Cihazların MLC özelliklerine göre karşılaştırma tablosu Tablo 2.5’de verilmiştir. MLC’lerin yaprak adedi, yaprak hızı, MLC kalınlığı gibi özellikleri sistemleri birbirinden ayırıştıran en önemli özellikler arasındadır.

Tablo 2.5 Elekta, Siemens ve Varian Hızlandırıcılarının MLC özellikleri [23].

| | ELEKTA | SIEMENS | VARIAN |
|-------------------------------|---------------|----------------|---------------|
| Yaprak Adedi | 80 | 160 | 120 |
| Maksimum Alan Açıklığı | 40 x 40 | 40 x 40 | 40 x 40 |
| Yarı Gölge | 5 mm | 6 mm | 6 mm |
| Yaprak Hızı | 25 mm/sn | 40 mm/sn | 30 mm/sn |
| MLC Kalınlığı | 75 mm | 75 mm | 59 mm |
| Fokalizasyon | Basit | İki yönlü | Basit |
| MLC Uçları | Yuvarlak | Fokalize | Yuvarlak |
| Minimum Açıklık | 6 mm | 0 mm | 0.2 mm |
| Overtravel | 12.5 cm | 10 cm | 20 cm |
| Interdigitasyon | Yok | Yok | Var |
| MLC Geçirgenliği | < %2 | < %1 | < %2.5 |
| MLC’ler Arası Sızıntı | < %5 | < %2 | < %4 |

2.3.11. Hasta Masası

Hasta masasını amacı hastanın tedavi sonuna kadar aynı pozisyonda sabit olarak yatması ve gerektiği durumda masa hareketi ile ışınlanacak alana pozisyon verilebilmesidir. Masalar aşağı-yukarı, yatay, uzunlamasına ve dönme olmak üzere 4 yönlü olarak hareket edebilmektedir.

2.3.11.1. Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan Elekta, Siemens ve Varian marka hızlandırıcıların Hasta Masaları ile ilgili özelliklerinin detaylandırıldığı tablo Tablo 2.6’da belirtilmiştir. Hasta masalarının taşıma kapasiteleri ve hareket limitleri ile ilgili karşılaştırmalar da sunulmuştur.

Tablo 2.6 Kullanılan Cihazların Hasta Masası özelliklerine göre karşılaştırılması.

| | Elekta | Siemens | Varian |
|------------------------------------|---------------|----------------|---------------|
| Taşıma Kapasitesi | 200 kg | 250 kg | 227 kg |
| Yukarı-Aşağı Hareket Limiti | 65-175 cm | 65-170 cm | 63-170 cm |
| Uzunlamasına Hareket Limiti | 100 cm | 90 cm | 145 cm |
| Yatay Hareket Limiti | ±25 cm | ±25 cm | ±24,5 cm |
| Dönüş Hareket Limiti | ±950 | ±1200 | ±950 |
| Otomatik Hareket | var | var | var |

2.3.12. Portal Görüntüleme

Hastanın tedavi alanının doğruluğu için alınan megavolt X-ray görüntü ile hasta konumlandırılması ve her seans da aynı konumu kullanabilmek için alınan görüntü sistemidir.

2.3.12.1 Kullanılan Cihazların Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan Elekta, Siemens ve Varian marka hızlandırıcıların Portal Görüntüleme ile ilgili özellikleri Tablo 2.7’de detaylandırılmıştır.

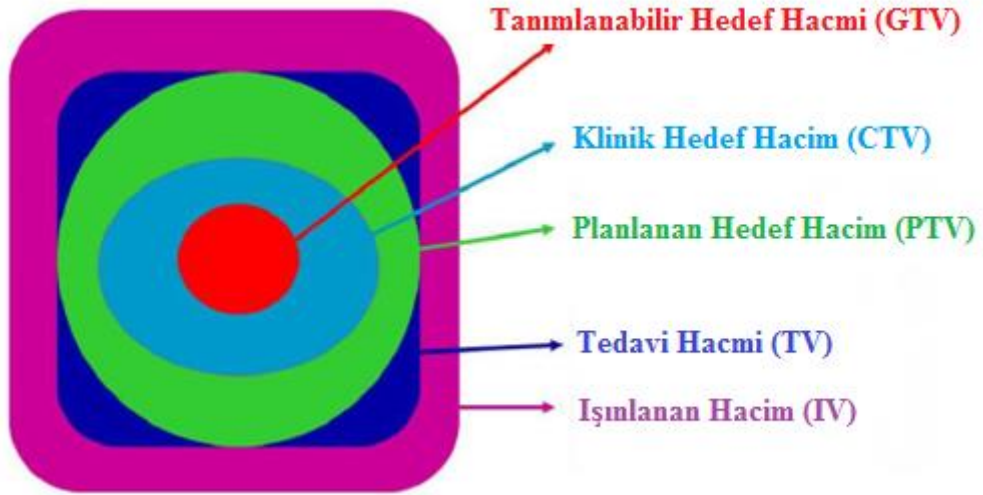
Tablo 2.7 Kullanılan Cihazların Portal Görüntüleme özelliklerine göre karşılaştırılması.

| | Elekta | Siemens | Varian |
|------------------------------------|---------------|----------------|---------------|
| Dedektör Boyutu | 41x41 | 41x41 | 40x30 |
| Çözünürlük | 1024x1024 | 1024x1024 | 1024x768 |
| Pixel Boyutu | 0,4 | 0,4 | 0,4 |
| Görüntü Alabilecek min MU | 2.5 | 2.5 | <1 |
| Yukarı Aşağı Hareket Limiti | Sabit | 15-60 | 2.5 -82 |
| Yatay Hareket Limiti | ±11,5 cm | ±18 cm | ±16 cm |
| Uzunlamasına Hareket Limiti | ±11,5 cm | -18 , +12 | 40 cm |
| Konsoldan Otomatik Hareket | Yok | Var | Var |
| Çarpma Koruma Sistemi | Var | Var | Var |

2.4. LİNEER HIZLANDIRICI TEDAVİ TEKNİKLERİ

Radyoterapide temel hedef tümör hacmine yeterli dozu homojen olarak verirken etrafındaki normal dokularında mümkün olan en az dozu almasını sağlamaktır. İyi bir tedavi planı yapabilmek ve uygulayabilmek için öncelikle ilgili organların sağlıklı doku ve organ hacimlerinin sınırlarının 3 boyutlu olarak belirlenmesi gerekir. Radyoterapide tedavi hacimlerini International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU Report 62) tarafından aşağıdaki gibi tanımlanmıştır [24-29].

Bu hacimler; Tanımlanabilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV), Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume, CTV), Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV), Tedavi Hacmi (Treated Volume), Işınlanan Hacim (Irradiated Volume), Riskli Organ (Organs at Risk, OAR) şeklinde sıralanabilir. Bu hacimlerin görsel olarak alanları ile gösterimi Şekil 2.12’de verilmiştir [24-29].



Şekil 2.12 Radyoterapide kullanılan hacim kavramları [26,27].

Günümüzde radyoterapi alanındaki cihaz ve tedavi planlama bilgisayarlarındaki teknolojik gelişmeler radyoterapiyi çok daha etkin bir tedavi metodu haline getirmiştir. Bunun sonucunda yeni yeni tedavi teknikleri gelişmiş ve geliştirilmektedir. Uygulanmakta olan belli başlı radyoterapi teknikleri aşağıda tanımlanmaktadır.

2.4.1. Eksternal Radyoterapi

Hasta ile ışın kaynağı olan tedavi cihazı arasında belli bir mesafe bırakılarak yapılan radyoterapi tekniğidir. Hasta düz bir masaya yatırılarak daha önceden yapılan planlamaya uygun şekilde belirlenen alanlardan ışınlama yapılır.

2.4.2. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)

Tümörler genellikle düzensiz bir yapıya sahip olup farklı şekil ve boyuta sahiptir. Tümörün etrafına hatta bazen tümör alanı içerisinde sağlıklı ve kritik öneme sahip organlar bulunabilir. Bu organları koruyabilmek için planlama amacıyla çekilmiş MR, CT, PetCT gibi görüntüler üzerinde 3 boyutlu planlama yapılır. Koruma amacıyla özel olarak hazırlanmış kurşun bloklar veya çok yapraklı kolimatörler (MLC) kullanılarak tümör birden fazla alandan ışınlanır [30].

2.4.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)

3 boyutlu konformal radyoterapiye göre daha geliştirilmiş bir uygulamadır. Sağlıklı dokuların daha iyi korunabilmesi için çok yapraklı kolimatörler vasıtasıyla düz olmayan doz dağılımları elde edilerek tümör hacminin de kabul edilebilir yükseklikte bir doz alması sağlanır [31]. Böylece tümörü tedavi etme şansı artarken, hastaya verilecek yan etkiler de daha azaltılmış olur [32,33].

2.4.4. Görüntü Eşliğinde Radyoterapi (IGRT)

IGRT, IMRT yapılan hastalara tedavi sırasında, iki veya üç boyutlu olarak alınan görüntüleme ve tedavi edilecek alanlarının kontrolünün yapılmasıdır. Bu sayede planlanan tedavinin uygulama sırasındaki hatalar azaltılarak, tümöre daha doğru ve yüksek doz verilirken sağlam dokuları korunmaktadır. Böylece hastalarda oluşabilecek yan etkiler azaltılmış olacaktır.

2.4.5. Adaptif Radyoterapi (ART)

Adaptif radyoterapi tedavinin devam ettiği süre boyunca değişimleri ölçerek, tedavi planının yeniden adaptasyonu ile verilen doz dağılımını planlanan optimal doz dağılımına eşit hale getirmektir. Radyoterapi sürecinde hastanın kilo değişimi, tümörün küçülmesi, normal dokulardaki deformasyon ve şekil değişikliği olabilir. Bu değişimler hastaya özgü olaylar olup çoğu radyoterapi dozuna bağlıdır. Bu farklılıklar klinik olarak önemli dozimetrik değişimlere yol açabilir. Bu nedenlerle adeta kişiye özgü hale gelen adaptif radyoterapiye ihtiyaç duyulur.

3. MALZEME VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü ve İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalında yapılmış olup, Elekta marka lineer hızlandırıcı cihazı Cerrahpaşa'dan kullanılmış olup diğer Varian ve Siemens marka lineer hızlandırıcı cihazları ve yan ekipmanlar İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsüne aittir.

3.1. MALZEME

Karşılaştırılması yapılarak analiz edilen Lineer Hızlandırıcı cihazlarına ek olarak ölçümlerde kullanılan ölçüm sistemleri de tanımlanmıştır.

3.1.1. Varian DHX Lineer Hızlandırıcı

6 ve 15 MV'lik foton ile 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Cihaz 120 yapraktan oluşan kolimatöre sahiptir. Yaprak genişliği ilk ve son 10 cm' lik bölümde 1 cm genişliğinde, ortada ki 20 cm' lik olan bölümde 0,5 cm genişliğindedir. Elektron için 6x6, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 cm' lik aplikatörler kullanılmaktadır.

3.1.2. Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı

6 ve 15 MV'lik foton ile 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Cihaz 80 yapraktan oluşan kolimatöre sahiptir. Yaprak genişlikleri izomerkezde 1cm dir.

3.1.3. Siemens Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı

6 ve 18 MV'lik foton ile 6, 7.5, 9, 12 ve 15 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Siemens Medical Solutions, Concord, CA, USA). Cihaz 82 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir. Çoklu yapraklar alt kolimatöre X kolimatörün yerine yerleştirilmiştir. Yaprak genişliği izomerkezde 1 cm'dir. Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen Y kolimatöründen (Y jaw) oluşmuştur. Durağan dalga hızlandırıcı, 270⁰'lik eğici magnet ve çift saçıcı filtre kullanır. Sanal kama filtreye sahiptir; Y kolimatörün kapalı durumdan açık duruma her 2 mm de doz verimini değiştirerek hareket

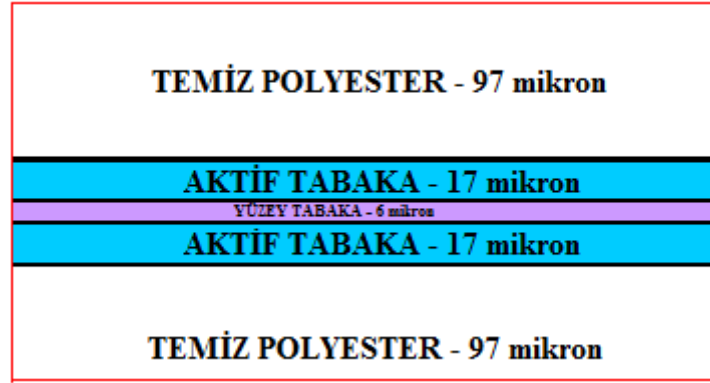
etmesiyle oluşturulmaktadır. Elektron ışını uygulamalarında, $\varnothing=5$ cm, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ve $25 \times 25 \text{ cm}^2$ 'lik standart alanlı konüsler kullanılır. IMRT yapabilme özelliğine sahip olup cihazda, elektronik portal görüntüleme sistemi mevcuttur.

3.1.4. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

RW-3 katı su fantomu (PTW, Freiburg, Germany), yüksek enerjili dozimetre radyasyon tedavisinde kullanılmak üzere, beyaz renkli polistirenden yapılmış, %2 TiO içerir, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 ve elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ olan bir fantom materyalidir. 20 MV foton ile 25 MeV elektron ışın enerjilerine kadar ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Boyutları $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$ ' dir. Kalınlıkları 1, 2, 5 ve 10 mm olan levhalardan ibarettir.

3.1.5. EBT Gafchromic Film

Gafchromic® EBT Film diğer filmlere göre daha hassas olarak geliştirilmiştir. Her bir filmin kalınlığı 17 mikron olan 2 adet aktif yüzeyli tabaka arasına ve 6 mikron kalınlığında olan bir tabaka ve bu tabakaları da dışarıdan saran 97 mikron kalınlığındaki polyester tabakalardan oluşur. EBT filminin yapısı Şekil 3.1'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1 EBT Gafchromic filmi yapısı.

EBT filmi atomik olarak %42.3 C, % 39.7 H, %16.2 O, %1.1 N, %0.3 Li, %0.3 Cl elementinden oluşmakta olup efektif atom numarası 6.98' dir. Film ışınlandığında monomer bileşenlerden oluşan film kaplaması koyu mavi renkli polimer yapıyı oluşturacak şekilde reaksiyona girer. Yani ışınlama sonrası filmdeki renk değişimi filmi oluşturan monomer bileşenlerin polimerleşmesinden kaynaklanmaktadır. Radyokromik filmleri radyasyona cevabı ve kırmızı ışıklı dansitometreler kullanılarak yapılmıştır. Çünkü bu filmler en iyi emilimi 678 nm'lik bir

emme tepe değeri ile 600–700 nm dalga boyları arasında göstermektedir. EBT filmin de spektroskopik özellikler diğer radyokromik filmlere benzemekle birlikte bu filmin maksimum absorpsiyon bölgesi daha düşük dalga boyuna kaymış olup maksimum absorpsiyon piki 633 nm'dir.

Işınlamadan 2 saat sonra dozimetrik değerlendirme yapılabilir. Gafchromic® EBT film, banyo gereksinimi göstermediği için brakiterapi uygulamalarında ve eksternal RT, özellikle IMRT kontrollerinde kullanılmaktadır. Banyo gereksinimi olmadığından film dozimetrelerindeki belirsizlikleri elimine eder. 1 cGy ile 800 cGy arasındaki dozlara hassas olup, keV'tan MeV'a kadar uzanan enerji bağımsızlığı vardır. Doku eşdeğeridir. 0.1 mm den iyi uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Uzun süreli floresan ışığına direk olarak maruz kalma hariç, oda ışığına karşı hassas değildir. Suya dirençlidir.

3.1.6. Epson 10000XL Film Tarayıcı

Profesyonel bir film tarayıcısıdır. En zorlu grafik uygulamalarına kadar bütün gereksinimlerini karşılamak üzere tasarlanan Epson Expression 10000XL (Epson America, Long Beach, CA, USA), yüksek tarama hızı ve yüksek çözünürlük sunan bir A3+ grafik tarayıcısıdır. 2400 dpi çözünürlüğü ve 3,8 DMax yüksek optik yoğunluğu ile Epson Expression 10000XL, tam A3+boyutuna kadar mükemmel kalite sunar. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800 dpi x12800dpi olan tarayıcının renk derinliği ise 48 bit'tir. Epson 10000XL Film Tarayıcı görseli Şekil 3.2' de gösterilmiştir.



Şekil 3.2 Epson Expression 10000XL film tarayıcı [34].

3.1.7. Wellhöfer Scanditronix FC65-P İyon Odası

Wellhöfer Scanditronix FC65-P İyon Odası, elektron ve foton hüzmelerinin absolut dozimetrisinde kullanılır. Nominal volümü 0.65 cm^3 ve toplam uzunluğu 23.1 mm olan iyon odasının iç silindir çapı 6.2 mm'dir. İç elektrodu 1mm çapında olan iyon odası 3.9 mm build-up kep ile havada ölçüm yapmaya da uygundur. Wellhöfer Scanditronix FC65-P İyon Odası görseli Şekil 3.3'te sunulmuştur.



Şekil 3.3 Wellhöfer scanditronix FC65-P iyon odası [35].

3.1.8. PTW Semiflex 0.125 cc İyon Odası

30 kV ile 50 MV enerji kullanım aralığı olan PTW Semiflex 0.125 cc İyon odasının küçük hacimli olması ($0,125 \text{ cm}^3$) yüksek hassasiyet ve doğruluk ile ölçüm alınmasına olanak tanır. Uzunluğu 6,5 mm ve yarıçapı 2,75 mm' dir. Merkezi elektrodu alüminyumdur ve $\pm 100-400$ Volt polarizasyon aralığında ölçüm yapılabilir. Su geçirmemektedir. PTW Semiflex 0.125 cc İyon Odasına ait görsel Şekil 3.4' te paylaşılmıştır.



Şekil 3.4 PTW 0,125 cc semiflex iyon odası [36].

3.1.9. PTW Unidos Elektrometre

PTW Unidos Elektrometre, Elektron ve X-ışını dozimetrisinde doz hızının ve doz miktarının ölçümünde kullanılır. R, Gy, R/min, Sv, Gy/min ve Sv/min gibi radyasyon birimlerinin ölçümünü yapar. 0 ve 400 V polarizasyon voltajlarında ölçüm yapabilmektedir. İyon odaları ile kullanımı uygundur. PTW Unidos Elektrometre görseli aşağıda Şekil 3.5' te gösterilmiştir.



Şekil 3.5 PTW Unidos elektrometre [37].

3.1.10. Wellhöfer Dose 1 Elektrometre

Wellhöfer Dose 1 Elektrometre, yüksek doğruluk oranına sahip, elektron ve X-ışını dozimetrisinde doz ve doz hızını ölçmekte kullanılan yüksek doğruluklu dozimetredir. Dijital ekranında doz hızı, doz miktarı, ortalama doz hızı, akım, yük ve MU (monitor unit) başına doz bilgileri görülebilir. 40 adet diyot ve iyon odasının kalibrasyon faktörleri ile fiziksel, geometrik parametreleri depolanabilir. ± 500 V çalışma imkanı vardır. Wellhöfer Dose 1 Elektrometre görseli Şekil 3.6' da gösterilmiştir.



Şekil 3.6 Wellhöfer Dose 1 elektrometre [38].

3.1.11. Wellhöfer Su Fantomu

Wellhöfer Su Fantomu, klinikler ve endüstri için dozimetri sisteminde, lineer hızlandırıcıların devreye alınması ve kalite kontrolü için en gelişmiş 3D Su Fantomu sistemidir. Bireysel olarak kalibre edilmiş pozisyon göstergeleri, dedektör pozisyon doğruluğunun bağımsız olarak doğrulanması için bir başka yenilikçi özelliktir. Su fantomu kurulum kolaylığı için, tank duvarları ve alt kısmı, ilk konumlandırma için oda lazerleriyle birlikte kullanılmak üzere oyulmuş çapraz kıllara sahiptir. Su fantomunun yeni bir düzleme mekanizması sayesinde, tarama mekanizmasının su yüzeyine göre hızlı ve doğru bir şekilde hizalanmasını sağlamak için yalnızca su tabanının tamamı yerine, sadece tarama mekanizmasının yatay olarak hizalanmasını sağlar. Geleneksel adımlama moduna ek olarak, sürekli tarama modu, en kısa ölçüm zamanını, ölçülen verinin yüksek bir uzamsal çözünürlüğü ile birleştirir. En yüksek kalitede DC motorların kullanılması, sürekli geri besleme kontrolü ile sorunsuz, güvenilir ve çok hassas hareket sağlar. Wellhöfer Su Fantomu görseli Şekil 3.7’ de sunulmaktadır.



Şekil 3.7 Wellhöfer su fantomu [39].

3.2. YÖNTEM

İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü bünyesinde bulunan Siemens ve Varian Marka cihazlar ve Cerrahpaşa Tıp Fakültesi bünyesinde bulunanan Elekta marka cihazlar ve kurumlarda olan dozimetrik ve mekanik test ekipmanları ile çalışmalar yapılmıştır. Yapılan çalışmalar ile veriler toplanarak karşılaştırılma işlemleri yapılmıştır.

3.2.1. Verilerin Toplama Yöntemi

Veri toplama işlemi için Türkiye Fizik Mühendisleri Odası (FMO) tarafından sistemlerin kalite gereksinimlerinin belirlendiği ve kontrol edildiği lisanslama formunda bulunan testler gerçekleştirilmiştir. Bu testler uluslararası anlaşmalar çerçevesinde tedavi kalitesinin belirlenmesi ve denetlenmesi amacı ile hazırlanmış ve her 5 yılda bir kontrol edilerek cihaz lisanslama süreci için kullanılmaktadır.

İlgili yönetmelikler gereği veri toplama işlemi esnasında, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu tarafından kalibre edilmiş ve dozimetrik ölçümler için özel olarak dizayn edilmiş; Su fantomu, Elektrometre, iyon odaları kullanılmış dozimetrik kontroller için kullanılmış olup, mekanik ölçümler için kullanılan; şerit metre ve milimetrik kağıt, su terazisi her sistem için aynı şartlar altında ve aynı ekipmanlar kullanılarak çalışmanın referans doğruluğu sağlanmıştır.

3.2.2. Verilerin Sınıflandırılması ve Analizi

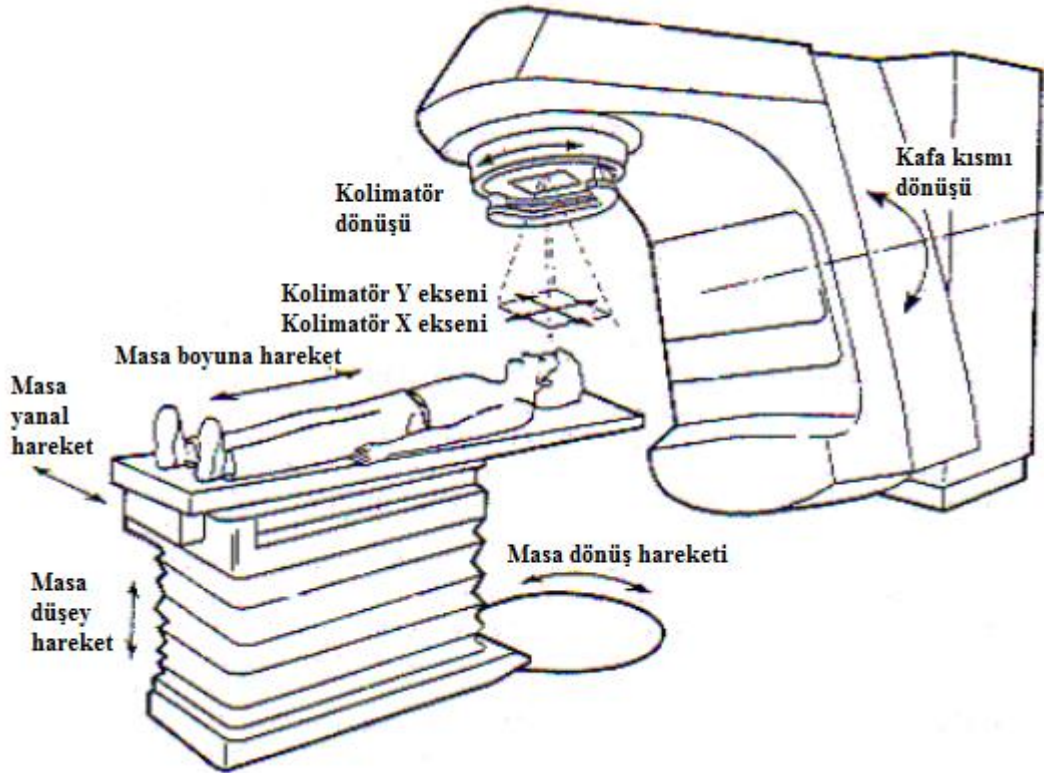
Verilerin toplama işlemlerinin Fizik Mühendisleri Odası şart ve koşullarına göre yapılmasını takiben veriler dozimetrik ve mekanik olarak iki ana başlık altında sınıflandırılmıştır. Bu sınıflandırma esnasında, cihazlar üzerinde ışın vererek yapılan testler dozimetrik olarak, ışın verilmeden yapılan ve mekanik ölçüm gerektiren testler, mekanik testler olarak iki ana grup altında sınıflandırılmıştır. Mekanik testler cihaz radyasyon üretim tekniklerinden ayrı olarak birebir örtüştüğü için, mekanik doğruluk testleri birbirleri aralarında analiz edilerek karşılaştırılma sonuçları ortaya çıkarılmıştır. Dozimetrik testlerin analiz ve karşılaştırılması işlemi her cihazın radyasyon üretim tekniklerinin farklı olması ve enerji seviyelerindeki farklılıklar sebebi ile, cihaz akseptans ve katalog değerlerini sağlama durumuna göre gerçekleştirilmiş ve cihazlar arası karşılaştırmaya tabi tutulmuştur. Elde edilen ölçüm değerleri karşılaştırılırken aynı ölçüm değerleri kategorize edilip tablolar haline getirilmiş ve sayısal olarak karşılaştırmaları yapılarak referans olarak alınan değere en çok yaklaşan sistem en üstün

(Birinci), bu referans değerine en uzak kalan sistem en uzak kalan (Üçüncü) sistem olarak analiz edilmiştir.



4. BULGULAR

Öncelikle cihazlardaki mekanik hareketlerin kontrolleri yapılmıştır. Cihazlarda kafa kısmı, kolimatör ve masa dönüşleri ile izomerkez kontrolü yapılmıştır. Sonrasında cihazlardaki mekanik olarak hareket eden kafa kısmı dönüşü, kolimatör dönüşü ve X-Y jawlarına bağlı hareketler, SSD kontrolleri, hasta masasının 3 boyutlu ve rotasyon hareketleri kontrol edilmiş ve karşılaştırılmıştır. Şekil 4.1’de lineer hızlandırıcının mekanik hareketlerinin dönüş eksenleri gösterilmiştir.



Şekil 4.1 Lineer hızlandırıcının mekanik hareketlerinin dönüş eksenleri.

4.1 KAFA KISMI DÖNÜŞÜ İLE İZOMERKEZ KONTROLÜ

Kafa kısmı, kolimatör ve masa rotasyonu 0° de iken izomerkez noktası işaretlenir ve kafa kısmı 90° , 270° ve 180° derecelerde kontrol edilir ve işaretlenir. 4 açıda işaretlenen noktaların mesafesi 2 mm olan tolerans değerinden küçük olmalıdır. Kullanılan cihazlarda kafa kısmının dönüşü ile izomerkez kontrol değerleri aşağıda Tablo 4.1’de gösterilmektedir.

Tablo 4.1 Kullanılan Cihazlarda Kafa Kısmının dönüşü ile İsocenter Kontrol Değerleri.

| | Elekta | Siemens | Varian |
|------------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| | Ölçülen Değer | Ölçülen Değer | Ölçülen Değer |
| 0⁰ | 0 mm | 0 mm | 0 mm |
| 90⁰ | 0.6 mm | 0.4 mm | 0.2 mm |
| 270⁰ | 0.6 mm | 0.5 mm | 0.2 mm |
| 180⁰ | 1.5 mm | 1 mm | 0.5 mm |

4.2. KOLİMATÖR DÖNÜŞÜ İLE İZOMERKEZ KONTROLÜ

Kafa kısmı ve kolimatör 0⁰ de iken tedavi masası üzerine koyulan kağıtta çapraz kılın merkezi işaretlenir. Kolimatör 90⁰ ve 270⁰ ye döndürülerek çapraz kılın konumu kontrol edilir ve işaretlenir. 3 açıda işaretlenen noktaların çapı 1mm olan tolerans değerinden küçük olmalıdır. Kullanılan cihazlarda ölçülen kolimatör dönüşü ile izomerkez kontrol değerleri Tablo 4.2’de belirtilmiştir.

Tablo 4.2 Kullanılan Cihazlarda Kolimatör Dönüşü ile İzomerkez Kontrol Değerleri.

| Elekta | Siemens | Varian |
|----------------------|----------------------|----------------------|
| Ölçülen Değer | Ölçülen Değer | Ölçülen Değer |
| 0.6 | 0.7 | 0.4 |

4.3. MASA ROTASYONU İLE İZOMEKEZ KONTROLÜ

Kafa kısmı, kolimatör ve masa rotasyonu 0^0 de iken izomerkez noktası işaretlenir. Masa 90^0 ve 270^0 ye döndürülerek çapraz kılın konumu kontrol edilir ve işaretlenir. 3 açıda işaretlenen noktaların çapı 2mm olan tolerans değerinden küçük olmalıdır. Kullanılan cihazlarda ölçülen masa rotasyonu ile izomerkez kontrol değerleri Tablo 4.3’de belirtilmiştir.

Tablo 4.3 Kullanılan Cihazlarda Masa Rotasyonu ile İsocenter Kontrol Değerleri.

| Elekta | Siemens | Varian |
|---------------|---------------|---------------|
| Ölçülen Değer | Ölçülen Değer | Ölçülen Değer |
| 1.3 mm | 1 mm | 0.5 mm |

4.4. ALAN BOYUTLARININ KONTROLÜ

X1, X2, Y1 ve Y2 alanlarının 2.5cm, 5cm, 15cm ve 20 cm de izomerkezdeki gerçek değerleri ile karşılaştırılması yapılmıştır. Tolerans bütün cihazlarda 2mm dir. Kullanılan cihazlarda ölçülen alan boyutları değerleri Tablo 4.4’te belirtilmiştir.

Tablo 4.4 Kullanılan Cihazlarda alan boyutlarının kontrolü.

| | Elekta | | | | Siemens | | | | Varian | | | |
|---------------|--------|------|------|------|---------|------|------|------|--------|------|------|------|
| | X1 | X2 | Y1 | Y2 | X1 | X2 | Y1 | Y2 | X1 | X2 | Y1 | Y2 |
| 2.5 cm | 2.4 | 2.4 | 2.4 | 2.4 | 2.6 | 2.6 | 2.4 | 2.6 | 2.5 | 2.5 | 2.5 | 2.5 |
| 5 cm | 4.9 | 4.9 | 5.1 | 5.0 | 5.1 | 5.1 | 4.9 | 5.1 | 5.0 | 5.1 | 5.1 | 5.0 |
| 15 cm | 14.9 | 14.9 | 15.1 | 14.9 | 15.1 | 15.1 | 14.8 | 15 | 15.0 | 15.1 | 15.0 | 14.9 |
| 20 cm | 19.9 | 19.9 | 19.9 | 19.9 | 19.8 | 19.8 | 20.1 | 20.1 | 20.0 | 20.0 | 19.9 | 20.1 |

4.5. KAFA KISMININ AÇI GÖSTERGESİ KONTROLÜ

Kafa kısmının su terazisi referans alınarak ölçülen 0, 90, 270, 180 derecelerinde cihazın dijital ve analog göstergelerinin kontrolü yapılmıştır. Bütün cihazlar için tolerans 1 derecedir. Kullanılan cihazlarda ölçülen kafa kısmının açı göstergesi kontrol değerleri Tablo 4.5'te belirtilmiştir.

Tablo 4.5 Kullanılan Cihazlarda kafa kısmının açı göstergesi kontrolü.

| | Elekta | | Siemens | | Varian | |
|------------------------|---------|--------|---------|--------|---------|--------|
| | Dijital | Analog | Dijital | Analog | Dijital | Analog |
| 0⁰ | 0 | 0.1 | 0.1 | - | 0.1 | 0 |
| 90⁰ | 90 | 90 | 89.9 | - | 90 | 90 |
| 180⁰ | 180 | 180 | 180.3 | - | 180 | 180 |
| 270⁰ | 270 | 269.9 | 270 | - | 270.1 | 270 |

4.6. OPTİK MESAFE GÖSTERGE KONTROLÜ

SSD mesafesinin kontrolü yapılmıştır. Masa yüksekliğinin değiştirilerek yüzeye düşen değer ölçülmüştür. Bütün cihazlar için 2 milimetrelük tolerans vardır. Kullanılan cihazlarda ölçülen optik mesafe gösterge kontrol değerleri Tablo 4.6'da belirtilmiştir.

Tablo 4.6 Kullanılan cihazlarda optik mesafe gösterge kontrolü.

| | Elekta | | Siemens | | Varian | |
|---|-----------------|---------------|-----------------|---------------|-----------------|---------------|
| | Ölçülen (cm) | Sapma (mm) | Ölçülen (cm) | Sapma (mm) | Ölçülen (cm) | Sapma (mm) |
| Kaynak Cilt Mesafesi KCM(cm) | | | | | | |
| 110 cm | 110.1 | 1 mm | 110.1 | 1 mm | 110.1 | 1 mm |
| 100 cm | 100 | 0 | 100.1 | 1 mm | 100 | 0 |
| 90 cm | 89.9 | 1 mm | 90.1 | 1 mm | 90 | 0 |

4.7. OPTİK MESAFE GÖSTERGESİNİN KAFA KISMI AÇISI BAĞIMLILIĞI

Farklı kafa kısmı açılarında SSD göstergesinin sapması kontrol edilmiştir. Ölçülen optik mesafe göstergesinin kafa kısmı açısı bağımlılık değerleri Tablo 4.7’de belirtilmiştir

Tablo 4.7 Kullanılan cihazlarda optik mesafe göstergesi kafa kısmı açısı bağımlılığı.

| | Elekta | | Siemens | | Varian | |
|-------------------------|-----------------|---------------|-----------------|---------------|-----------------|---------------|
| | Ölçülen (cm) | Sapma (mm) | Ölçülen (cm) | Sapma (mm) | Ölçülen (cm) | Sapma (mm) |
| Gantri Açısı | | | | | | |
| 0⁰ | 100 | 0 | 100 | 0 | 100 | 0 |
| 90⁰ | 99.9 | 0.1 mm | 99.6 | 0.4 mm | 100 | 0 |
| 180⁰ | 99.8 | 0.2 mm | 99.6 | 0.4 mm | 100 | 0 |
| 270⁰ | 99.9 | 0.1 mm | 100 | 0 | 100 | 0 |

4.8. IŞIK-IŞIN ALANI UYUMU KONTROLÜ

10x10 cm alan açıklığında Gafchromic® EBT Film'in 6MV foton enerjisinde 300 MU ışınlanarak ışık-ışın alanlarını uyumluluğu kontrol edilmiştir. Bu test kafa kısmının 0, 90, 180 ve 270 derecelerinde de kontrol edilmiştir. Bütün cihazlar için tolerans her bir ekran için 2mm dir. Ölçülen ışık-ışın alan uyumluluk kontrol değerleri Tablo 4.8'de belirtilmiştir.

Tablo 4.8 Kullanılan Cihazlarda ışık-ışın alanı uyumu kontrolü.

| | Elekta | | Siemens | | Varian | |
|------------|---------------|---|---------------|---|---------------|---|
| Kafa Açısı | Sapma (mm) | | Sapma (mm) | | Sapma (mm) | |
| | X | Y | X | Y | X | Y |
| 0° | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 |
| 90° | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 |
| 180° | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 |
| 270° | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 |

4.9. ARK TEDAVİSİ AÇI KONTROLÜ

Kafa kısmının 0 dereceden başlayarak 45 derecelik açığa kadar 6 MV foton enerjisi ile 50 MU ışınlayarak kafa kısmının dönüşünün hata kontrolleri yapıldı. Ayrıca bu test 45°- 0°, 0°- 90°, 90°- 0°, 0°-180°, 180°-0° açıları arasında tekrar edilerek hata payları kontrol edilmiştir. Bütün cihazlar için hata payı maksimum 1 derecedir. Ölçülen değerler tüm açılarda Tablo 4.9' da gösterilmiştir.

Tablo 4.9 Kullanılan Cihazlarda ark tedavisi açısı kontrolü.

| | Elekta | Siemens | Varian |
|--------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Açı aralığı | Açı hatası (°) | Açı hatası (°) | Açı hatası (°) |
| 0°- 45° | <1 | <1 | <1 |
| 45°- 0° | <1 | <1 | <1 |
| 0°- 90° | <1 | <1 | <1 |
| 90°- 0° | <1 | <1 | <1 |
| 0°-180° | <1 | <1 | <1 |
| 180°-0° | <1 | <1 | <1 |

4.10. TEDAVİ MASASININ EŞMERKEZLİ DÖNÜŞÜ İLE AÇI GÖSTERGESİNİN KONTROLÜ

Cihaz masası 0 derecede iken dijital ve analog göstergeler kontrol edilmiştir. Bu kontroller masa 90 ve 270 derecelere döndürülerek de kontrol edilmiştir. Tüm cihazlar için tolerans 1^{0'} dir. Tablo 4.10'da masa dönüşü ile yapılan açı gösterge değerlerinin her marka için yapılan ölçüm sonuçları verilmiştir.

Tablo 4.10 Kullanılan cihazlarda tedavi masasının eşmerkezli dönüşü ile açı göstergesinin kontrolü.

| | Elekta | | Siemens | | Varian | |
|-------------|----------------|---------------|----------------|---------------|----------------|---------------|
| | Dijital | Analog | Dijital | Analog | Dijital | Analog |
| 0° | 0 | 0 | 0 | - | 0 | 0 |
| 90° | 90 | 90 | 90 | - | 90 | 90 |
| 270° | 270 | 270 | 270 | - | 270 | 270 |

4.11. TEDAVİ MASASININ DÖNÜŞ HAREKETİ İLE İZOMERKEZ UYGUNLUĞUNUN AĞIRLIKLA DEĞİŞİMİNİN KONTROLÜ

Masanın 0^0 , 90^0 , 270^0 lik dönüş hareketinin üzerinde 85 kg'lık ağırlık varken ki eşmerkezinde değişim olup olmadığı kontrol edilmiştir. 3 açıda işaretlenen noktaların çapı 2 mm olan tolerans değerinden küçük olmalıdır. Kullanılan cihazlarda masanın dönüş hareketi ile izomerkez uygunluğunun ağırlıkla değişim ölçümleri Tablo 4.11' de verilmiştir.

Tablo 4.11 Kullanılan Cihazlarda tedavi masasının dönüş hareketi ile izomerkez uygunluğunun ağırlıkla değişiminin kontrolü.

| Elekta | Siemens | Varian |
|---------------|---------------|---------------|
| Ölçülen Değer | Ölçülen Değer | Ölçülen Değer |
| 1.5 mm | 1 mm | 0.6 mm |

4.12. MASANIN DÜŞEY HAREKETİ İLE KOLİMATÖR EKSENİNİN PARALELLİĞİNİN KONTROLÜ

Kafa kısmı 0^0 , kolimatör 0^0 , masa rotasyonu 0^0 iken masa üzerinde eşmerkez işaretlenir. Masa yukarıya doğru maksimum konuma ve aşağıya doğru 5, 10, 15, 20 cm ve minimum noktaya kadar hareket ettirilerek işaretlenen noktada kayma olup olmadığı kontrol edildi. Bütün cihazlar için tolerans 2 mm'dir. Yapılan ölçümlere göre her marka için değerler Tablo 4.12' de verilmiştir.

Tablo 4.12 Kullanılan cihazlarda masanın düşey hareketi ile kolimatör ekseninin paralelliğinin kontrolü.

| | En Yüksek | İzomerkez | 5 | 10 | 15 | 20 | En Alçak |
|---------|-----------|-----------|---|----|-----|--------|----------|
| Elekta | 0.5 mm | Ref | 0 | 0 | 0.5 | 0.5 | 2 mm |
| Siemens | 1 mm | Ref | 0 | 0 | 0 | 1 mm | 1 mm |
| Varian | 0 | Ref | 0 | 0 | 0 | 0.5 mm | 0.5 mm |

4.13. MASANIN DÜŞEY HAREKETİ İLE KOLİMATÖR EKSENİNİN PARALELLİĞİNİN AĞIRLIKLA DEĞİŞİMİNİN KONTROLÜ

Kafa kısmı 0^0 , kolimatör 0^0 , masa rotasyonu 0^0 iken masa üzerinde 85 kg'lık ağırlık varken izomerkez işaretlenir. Masa yukarıya doğru maksimum konuma ve aşağıya doğru 5, 10, 15, 20 cm ve minimum noktaya kadar hareket ettirilerek işaretlenen noktada kayma olup olmadığı kontrol edilmiştir. Bütün cihazlar için tolerans 2 mm'dir. Kullanılan cihazlarda masanın düşey hareketi ile kolimatör ekseninin paralelliğinin ağırlıkla değişiminin kontrol değerleri Tablo 4.13' de verilmiştir.

Tablo 4.13 Kullanılan cihazlarda masanın düşey hareketi ile kolimatör ekseninin paralelliğinin ağırlıkla değişiminin kontrolü.

| | En Yüksek | İzomerkez | 5 | 10 | 15 | 20 | En Alçak |
|---------|-----------|-----------|---|----|--------|--------|----------|
| Elekta | 0.5 mm | Ref | 0 | 0 | 0.5 mm | 0.5 mm | 2 mm |
| Siemens | 1.5 mm | Ref | 0 | 0 | 1 mm | 1 mm | 1.5 mm |
| Varian | 0 | Ref | 0 | 0 | 0.5 mm | 0.5 mm | 0.5 mm |

4.14. RADYASYON KALİTESİNİN KONTROLÜ

4.14.1. Mevcut X-Işını Enerjilerinde Işın Kalitesinin Belirlenmesi

Cihaz kolimatörü 10x10 cm² alan açılarak katı fantom üzerinde eşmerkez noktasının üzerine 20 cm lik katı fantom koyularak cihaz her foton enerjisi için 100 MU ışınlanarak iyon odası üzerine düşen dozun miktarı ölçülür, arkasından 10 cm lik fantom kaldırılarak toplam 10 cm derinlikte tekrar 100 MU ışınlanarak ölçüm alınır. İki değer birbirine oranı (TPR_{10}^{20}) bize her enerji için ışın kalitesini vermektedir. Bu ölçümde RW-3 su eşdeğeri katı fantom, PTW semiflex 0.125 cc iyon odası, PTW Unidos elektrometre kullanılmıştır. Kullanılan cihazlarda Işın Kalite indikatörü (Tissue Phantom Ratio – TPR) olan TPR_{10}^{20} ölçümleri Tablo 4.14’ te sunulmuştur.

Tablo 4.14 Mevcut X-ışını enerjilerinde ışın kalitesinin belirlenmesi.

| | Elekta | Siemens | Varian |
|----------------------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| Mevcut X-Işını Enerjileri | Ölçülen TPR | Ölçülen TPR | Ölçülen TPR |
| 6 MV | 0.678 | 0.673 | 0.663 |
| 15 MV | 0.787 | - | 0.757 |
| 18 MV | | 0.769 | - |

4.14.2. Profil ve Derin Doz Kontrolü

Mevcut tüm X-ışını (foton) enerjilerinde su fantomu kullanılarak, kolimatör 30x30 cm² alanda maksimum doz değerinin okunduğu derinlikte (D_{maks}), kolimatör 10x10 cm² alan için % DD (Yüzde Derin Doz) ölçerek 5 cm ve 10 cm derinlikteki değerleri ölçülmüştür. Ölçülen değerler Tablo 4.15’ de verilmiştir.

Bu ölçümlerde Wellhöfer scanditronix FC65-P iyon odası, Wellhöfer Dose 1 elektrometre ve Wellhöfer su fantomu kullanılmıştır.

Tablo 4.15 Profil ve derin doz kontrolü.

| Derinlik | Elekta | | Siemens | | Varian | |
|------------|--------|-------|---------|-------|--------|--------|
| | 6 X | 15 X | 6 X | 18 X | 6 X | 15 X |
| Dmaks (cm) | 1.62 | 2.87 | 1.6 | 3.3 | 1.6 | 2.9 |
| 5 cm | %85 | %93 | %87.6 | %95.3 | %85.68 | %93.65 |
| 10 cm | %66.8 | %75.7 | %67 | %80 | %67 | %77 |

4.14.3. Profil Düzgünlüğünün (Flatness) ve Simetrisinin Kontrolü

Bütün foton enerjilerinde su fantomu kullanılarak kolimatör açıklığı 30x30 cm²'lik alan ve 10 cm derinlikte AB (inplane) ve GT (crossplane) yönlerinde elde edilecek profili düzgünlük (Flatness) ve simetri değerleri ölçülmüş ve Tablo 4.16'da özetlenmiştir.

Bu ölçümlerde Wellhöfer scanditronix FC65-P iyon odası, Wellhöfer Dose 1 elektrometre ve Wellhöfer su fantomu kullanılmıştır.

AAPM Task grup 40' a göre alan genişliğinin (%50'deki genişlik) %80'indeki maksimum ve minimum doz değerleri M ve m olmak üzere;

$$F = \frac{M-m}{M+m} \times 100\% \quad (4.1)$$

Tablo 4.16 Profil düzgünlüğünün (flatness) ve simetrisinin kontrolü.

| Enerji | Elekta | | | | Siemens | | | | Varian | | | |
|--------|-----------|-----|---------|-----|-----------|------|---------|------|-----------|------|---------|------|
| | Düzgünlük | | Simetri | | Düzgünlük | | Simetri | | Düzgünlük | | Simetri | |
| | AB | GT | AB | GT | AB | GT | AB | GT | AB | GT | AB | GT |
| 6 MV | 2.8 | 2.3 | 2.1 | 1.8 | 2.56 | 2.57 | 0.48 | 0.7 | 2.0 | 1.80 | 0.70 | 0.51 |
| 15 MV | 1.8 | 2.1 | 1.3 | 1.4 | - | - | - | - | 2.6 | 1.80 | 0.74 | 1.17 |
| 18 MV | - | - | - | - | 2.42 | 2.65 | 0.86 | 0.75 | - | - | - | - |

4.15. DOZ VERİMİ KONTROLÜ

Kafa kısmı ve kolimatör 0 derece, kolimatör 10x10 cm² açıklığında tedavi merkezi noktasının üzerine 5 cm kalınlığında katı fantom eklenerek mevcut tüm foton enerjileri için 100 MU ışınlayarak iyon odası üzerine düşen doz miktarı ölçülür ve 1 Gy'e göre değerlendirilir. Ölçümler Tablo 4.17'de listelenmiştir.

Bu ölçümde RW-3 su eşdeğeri katı fantom, PTW semiflex 0.125 cc iyon odası, PTW Unidos elektrometre kullanılmıştır.

Tablo 4.17 Doz verim kontrolü.

| Enerji | Elekta Doz Verimi | Siemens Doz Verimi | Varian Doz Verimi |
|---------------|--------------------------|---------------------------|--------------------------|
| 6 MV | 86.5 | 78.2 | 99.2 |
| 15 MV | 93.26 | - | 100.4 |
| 18 MV | - | 89.4 | - |

4.15.1. Monitör Sistemle İlgili Testler

Cihazda 6 MV foton enerjisinde 100 MU ışınlanarak iyon odası üzerine düşen doz miktarı ölçülür. Arkasından 4 defa 25 MU luk ölçüm yapılır ve toplanır. 2 değer arasındaki ölçüm değerlerinin oranı hesaplandı. Oranlar Tablo 4.18'de verilmiştir.

Bu ölçümde RW-3 su eşdeğeri katı fantom, PTW semiflex 0.125 cc iyon odası, PTW Unidos elektrometre kullanılmıştır.

Tablo 4.18 Monitör sistem testleri.

| | Elekta | Siemens | Varian |
|----------------------------------|---------------|----------------|---------------|
| Monitör sistem end effect | %0.42 | %0.5 | %0.37 |

4.15.2. Foton Demetlerinde Doz Veriminin Açılı ile Değişimi

Cihazda kafa kısmı 0 ve kolimatör 0 derecede, kolimatör 10x10 cm' lik alan açıklığında 6 MV foton enerjisinde 100 MU ışınlanarak tedavi merkezindeki iyon odası üzerine düşen doz miktarı ölçülmüştür. Arkasından kafa kısmı 90, 270 ve 180 derecelere döndürülerek 100 MU luk ışınlamalar tekrar edilerek doz değerleri ölçülmüştür ve 4 değer arasındaki farklar incelenmiştir. Ölçülen değerler Tablo 4.19'da listelenmiştir.

Tablo 4.19 Foton demetlerinde doz veriminin açılı ile değişimi.

| Kafa kısmı açısı | Elekta | Siemens | Varian |
|------------------|--------|---------|--------|
| 0° | 16.22 | 15.69 | 17.34 |
| 90° | 16.25 | 15.77 | 17.36 |
| 270° | 16.37 | 15.78 | 17.30 |
| 180° | 16.38 | 15.80 | 17.35 |

4.16. KAMA FİLTRE KONTROLLERİ

Mevcut tüm X-Işını enerjilerinde kama filtreler için farklı kolimatör açılarında kama filtre faktörlerinin belirlenmesi için ölçümler gerçekleştirilmiştir. Tüm foton enerjileri için cihaz aksesuarları arasında bulunan 4 farklı açılı kalınlığına sahip kama filtrelerin doz geçirgenliğinin kolimatörün 0 ve 90 derecelerdeki kontrolü yapılmıştır. Kafa kısmı 0 derecede iken cihaz kolimatörü 10x10 cm' lik alan açıklığı ve 5 cm derinlikte yapılan ölçüm sonuçları tabloya girilmiştir. Elekta marka cihazda kama filtre olmadığı için ölçüm yapılamamıştır. Tablo 4.20 - 4.23' de iki enerji için 0 ve 90 derecelerdeki ölçüm değerleri Siemens ve Varian hızlandırıcıları için girilmiş olup, Elekta cihazında motorize kama değerleri belirtilmiştir.

Bu ölçümde RW-3 su eşdeğeri katı fantom, PTW semiflex 0.125 cc iyon odası, PTW Unidos elektrometre kullanılmıştır.

Tablo 4.20 Enerji 1' de 0° kolimatör açısında ölçülen değerler.

| Kama Açısı | Elekta | Siemens | Varian |
|----------------------|---------------|----------------|---------------|
| 15° | - | 0.689 | 0.716 |
| 30° | - | 0.528 | 0.545 |
| 45° | - | 0.324 | 0.491 |
| 60° | - | 0.353 | 0.406 |
| Motorize Kama | 0.265 | - | - |

Tablo 4.21 Enerji 1'de 90° kolimatör açısında ölçülen değerler.

| Kama Açısı | Elekta | Siemens | Varian |
|----------------------|---------------|----------------|---------------|
| 15° | - | 0.686 | 0.71 |
| 30° | - | 0.526 | 0.54 |
| 45° | - | 0.322 | 0.48 |
| 60° | - | 0.348 | 0.40 |
| Motorize Kama | 0.268 | - | - |

Tablo 4.22 Enerji 2' de 0° kolimatör açısında ölçülen değerler.

| Kama Açısı | Elekta | Siemens | Varian |
|----------------------|---------------|----------------|---------------|
| 15° | - | 0.748 | 0.764 |
| 30° | - | 0.605 | 0.620 |
| 45° | - | 0.403 | 0.524 |
| 60° | - | 0.434 | 0.445 |
| Motorize Kama | 0.280 | - | - |

Tablo 4.23 Enerji 2' de 90° kolimatör açısında ölçülen değerler.

| Kama Açısı | Elekta | Siemens | Varian |
|----------------------|---------------|----------------|---------------|
| 15° | - | 0.745 | 0.765 |
| 30° | - | 0.603 | 0.622 |
| 45° | - | 0.402 | 0.526 |
| 60° | - | 0.430 | 0.435 |
| Motorize Kama | 0.282 | - | - |

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada yapılan mekanik ve dozimetrik ölçümler sonucunda kullanımda bulunan tüm markalara ait sistemler Türkiye’de resmi otorite olarak atanmış olan Fizik Mühendisleri Odası (FMO) tarafından belirlenmiş kalite standartları içindedir. Fakat günümüz tedavi şartlarında sistemlerin gelmiş olduğu teknolojik seviye ile birlikte değerlendirildiğinde yüksek hassasiyet ve doğrulukla çalışan sistemlerin tedavi kalitesi üzerinde büyük etkisi olduğu bilinmektedir. Bu kapsamda yapılan mekanik ve dozimetrik ölçüm sonuçlarının sistemlerin birbirlerine olan üstünlüklerine göre değerlendirilmesi yapılarak en hassas ve stabil parametrelere sahip olan cihazı tespit edilmesi ve üstünlüğünün nedeni araştırılmıştır.

5.1. MEKANİK TEST PARAMETRELERİNE GÖRE ELDE EDİLEN VERİLER VE DEĞERLENDİRİLMESİ

5.1.1. Kafa Kısmı Dönüşü ile Tedavi Merkezinin Değişimi Ölçümü Değerlendirmesi

Tedavi merkezinin kafa kısmının dönüşü ile sonucu ortaya çıkan sapmalar, tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanan dozun, planlanan tümör bölgesine verilmesi ve sağlıklı organların korunmasındaki merkezi direkt olarak etkileyen bir parametredir. Yapılan ölçüm sonuçlarına göre; tüm sistemler için en fazla sapma 0° ve 180° arasında olmaktadır. Bu iki açı arasındaki sapmanın yüksek olmasının sebebinin ağırlığı yaklaşık 6-7 ton olan sistem kafa kısmının mekanik olarak esnemesi olduğu düşünülmektedir.

Ölçümü yapılarak karşılaştırılan sistemlerde Varian firmasına ait sistemin maksimum tedavi merkezi değişimi 0.5 mm ile en az değişen değer iken Elekta firmasına ait sistemin tedavi merkezi sapması 1.5 mm ile en fazla değişen sistem olarak tespit edilmiştir. Bu kapsamda Varian cihazı ganrtı dönüşü ile tedavi merkezi değişiminde en iyi sonucu veren sistem olmuştur.

5.1.2. Kolimatör Dönüşü ile Tedavi Merkezi Değişimi Ölçümü Değerlendirmesi

Tedavide hareket eden bir diğer sistem parçası da ışın şekillendirme amacı ve tedavi alanını belirleme amacı ile kullanılan ekipmanları içinde bulunduran kolimatör sistemidir. Yapılan ölçümler sonucunda en az değişim 0.4 mm ile Varian markasına ait olurken, en fazla değişim 0.7 mm ile Siemens markasına aittir. Değişimler arasında çok büyük farklar olmaması sebebi ile bu ölçümde sistemlerin birbirlerine olan üstünlüklerinden bahsetmek mümkün değildir.

5.1.3. Masa Dönüşü ile Tedavi Merkezi Değişimi Ölçümü Değerlendirmesi

Özellikle beyin tümörü gibi hassas organların tedavisinde tedavi masası dönüşü (non-coplanar) tedaviler yapılmaktadır. Bu kapsamda, masa dönüşü ile tedavi merkezi sapmasının değişimi tedavi kalitesini direkt olarak etkilemektedir. Yapılan ölçüm sonuçlarına göre, en az değişim 0.5 mm ile Varian marka cihazında tespit edilmiş olup, en fazla değişim 1.3 mm ile Elekta marka cihazda tespit edilmiştir. Siemens marka cihazda ölçülen değer ise 1 mm' dir. Tespit edilen bu değişim değerleri sonucuna göre bu teste Varian marka cihazının diğer marka cihazlara göre üstün olduğunu söylemek mümkündür.

5.1.4. Tedavi Alan Boyutlarının Kontrolü Ölçümü Değerlendirmesi

Tedavi edilecek bölgenin sınırlarını belirleyen alt çene ve üst çene ile çizilen tedavi alan boyutlarının planlanan değer ile aynı olması, ışınlanacak bölgenin doğruluğunu direkt olarak etkileyen bir parametredir. Yapılan ölçüm sonuçlarına göre Varian marka ve Elekta marka sistemlerde bir fark gözükmez iken, Siemens marka sistemin alt çene (X) değerlerinde tolerans limitlerine yakın sapmalar tespit edilmiştir. Sistemlerin kolimatör yapılarından bahsedilen Şekil 2.7 ve Şekil 2.9 ' dan da görüleceği üzere, Siemens marka sistemler alt çene için diğer sistemler gibi ayrı bir sistem kullanmayıp çok yapraklı kolimatör sistemi ile alt çene alan şekillendirmesi yapmaktadır. Bu sistemin mekanik olarak yarattığı farklar sonrasında alan şekillendirme hassasiyetinin bozulduğu düşünülmektedir.

5.1.5. Kafa Kısmı Açısı Göstergesi Kontrolü Ölçümü Değerlendirmesi

Hasta tedavisi esnasında, kafa kısmının operatör tarafından planlanan tedavi pozisyonuna ayarlanması aşamasında gözle kontrol edilen ve pozisyon doğruluğunun teyit edildiği göstergelerin hassasiyet kontrolüdür. Bu göstergelerin değer doğrulu tedavi pozisyonunu ve

dolayısı ile tedavi doğruluğunu direkt olarak etkilemektedir. Varian ve Elekta marka sistemlerde pozisyon göstergeleri analog ve dijital olarak iki tipte iken Siemens marka sistemde sadece dijital gösterge bulunması güvenilirlik açısından soru işareti yaratmaktadır. Varian ve Elekta sistemi ölçümleri arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Fakat Siemens marka sistemin dijital ölçüm değerleri arasında negatif anlamda anlamlı farklar bulunmaktadır.

5.1.6. Optik Mesafe Gösterge Kontrolü Ölçümü Değerlendirmesi

Operatörün tedavi merkezini (SSD Source Skin Distance-100cm) belirlemesinde kullandığı optik mesafe göstergesinin doğruluğunun kontrolü için yapılan ölçümlerde sistemler arasında anlamlı bir fark elde edilememiştir.

5.1.7. Optik Mesafe Göstergesinin Kafa Kısmı Açısı Bağımlılığı Kontrolü Ölçümü Değerlendirmesi

Sistemlere ait optik mesafe göstergelerinin açılı tedavilerdeki değişimini izlemek amacı ile yapılmış olan kafa yapısı bağımlılığı test sonuçlarına göre Varian marka sistemde hiçbir değişim tespit edilmemesi sebebi ile bu test değerlendirmesinde en hassas ve güvenilir sistem olduğu tespit edilmiştir. Diğer iki sistem de tespit edilen değişimler 0.1 mm ile 0.4 mm arasında değişmekte olup, en yüksek sapma Siemens marka sistemin 90° ve 180° açılarında 0.4 mm ile tespit edilmiştir. Sapmanın kafa kısmının ağırlığının dönüş esnasında dengelenememesi sebebi ile ortaya çıktığı düşünülmektedir.

5.1.8. Işık-Işın Alanı Uyumu Kontrolü Ölçümü Değerlendirmesi

Tedavi esnasında operatörün tedavi alanını tespiti ve pozisyonlaması amacı ile kullanılmış olduğu simülasyon amaçlı ışık alanının, sistemin ışın alanını doğru gösterip göstermediğinin tespiti amacı ile kullanılan bir testtir. Yapılmış olan ölçün sonuçlarına göre, Varian marka sistemde hiçbir sapma görülmemiş olup, Elekta ve Siemens marka sistemlerde 1 mm' lik sapmalar tespit edilmiştir. Bu test için tüm değerler tolerans içinde olmasına rağmen, hatasız bir ölçüm sonuç veren Varian sistemi farklılaşmaktadır.

5.1.9. Ark Tedavisi Açı Kontrolü

Açılı tedavilerde sistemin belirlenen açı değişimlerinde tanımlanmış olan doz değerini hangi hassasiyette verebildiğinin kontrol edildiği testtir. Açılı tedaviler aynı anda birden fazla parametrenin kontrol edilmesinin gerekliliği dolayısı ile önem arz etmektedir. Yapılan testler $45^{\circ}-0^{\circ}$, $0^{\circ}-90^{\circ}$, $90^{\circ}-0^{\circ}$, $0^{\circ}-180^{\circ}$, $180^{\circ}-0^{\circ}$ aralıklarında 50 MU doz değerleri için tekrarlanmıştır. Yapılan bu tedavi tipinde sistem verilecek dozu verilecek planlanan açı değerine göre bölerek her açı değerinde verilecek olan dozu hesaplamaktadır. Sonrasında kafa kısmı dönüş hızı, kafa kısmı pozisyonu ve doz hızını aynı anda ayarlayarak tedavi işlemini gerçekleştirmektedir. Bu test sonucuna göre, tüm sistemlerin açı sapma değeri 1° ' nin altında kalmış olup sistemlerin birbirleri üzerinde bir üstünlüğü tespit edilememiştir.

5.1.10. Tedavi Masasının Eşmerkezli Dönüşü ile Açı Göstergesinin Kontrolü

Sistem tedavi masasının dönüşü esnasında, operatörün açı değerini kontrol ettiği dijital ve analog göstergelerin doğrulunun kontrolü amacı ile yapılmış testlerdir. Varian ve Elekta cihazlarında dijital ve analog göstergeler bulunurken, Siemens cihazında sadece dijital gösterge bulunmaktadır. Testler sonucunda sistemler arasında bir farklılaşma gözlenmemiştir. Tüm sistemlerin sapma değerleri 1° ' nin altında olup birbirlerine karşı bir üstünlükten bahsetmek söz konusu değildir.

5.1.11. Tedavi Masasının Dönüş Hareketi ile Eşmerkez Uygunluğunun Ağırlıkla Değişiminin Kontrolü

Masa açısı verilen tedavilerde, tedavi merkezinin değişip değişmediğinin kontrolü için yapılan testin 85 kg ağırlık ile hasta varmış gibi simüle edilmesi sapmanın tespit edildiği testtir. Tedavi merkezinin masanın 0° , 90° ve 270° lik açılarında tedavi merkezinin aynı kalması ile tedavi kalitesinin sağlanması beklenmektedir. Fakat yapılan testlerde, Elekta marka sistem 1.5 mm lik yarı çaplı bir daire çizerek en fazla sapma yaşanan sistem olmuştur. Varian marka sistem ise, 0.6 mm lik yarı çaplı bir daire sapması ile bu testte en iyi sonucu alarak farklılaşmıştır.

5.1.12. Tedavi Masasının Düşey Hareketi ile Kolimatör Ekseninin Paralelliğinin Kontrolü

Tedavi masasının aşağı-yukarı eksenindeki hareketi ile tedavi merkezini gösteren eksenin değişiminin kontrolünün test edildiği yöntemdir. Yapılan testler sonucunda en fazla değişim Elekta marka cihazda gözlenmiş olup en alçakta yapılan testte tolerans üst limiti olan 2 mm tespit edilmiştir. Bu test sonuçlarına göre değişimi en az olan sistem Varian marka sistem olup diğer markalara üstünlük sağlamıştır.

5.1.13. Tedavi Masasının Düşey Hareketi ile Kolimatör Ekseninin Paralelliğinin Ağırlıkla Kontrolü

5.1.12' de gerçekleştirilmiş olan testin, hasta ağırlığını simüle edecek 85 kg' lık ağırlık ile tekrar edilmesi ile yapılan testtir. Bu testte de bir önceki testte tespit edilmiş olan sonuçlara ulaşılmış, en fazla sapma Elekta marka cihazda tespit edilmiş en az sapma ise Varian marka sistemde tespit edilmiştir.

5.2. DOZİMETRİK TEST PARAMETRELERİNE GÖRE ELDE EDİLEN VERİLER VE DEĞERLENDİRİLMESİ

5.2.1. Profil ve Derin Doz Kontrolü

Sistemler tarafından üretilen foton enerjilerinin verimliliği ve etkisi açısından değerlendirilmesinin yapıldığı testlerdir. Bu değerlendirme yapılırken sistemlerin ölçüm değerleri ile katalog değerleri karşılaştırılarak yorumlamalar yapılmıştır.

Foton enerjilerinin derin doz ölçüm kontrolü sonucunda, tüm sistemler katalog değerlerine ulaşmış ve karşılaştırılabilecek enerjilerde derin doz ölçümü arasından bir fark bulunamamıştır. Bu test sonucunda sistemlerin birbirlerine üstünlüklerinden söz etmek mümkün değildir.

5.2.2. Profil Düzgünlüğünün (Flatness) ve Simetrisinin Kontrolü

Sistemlere ait tüm foton enerjilerinde, aynı ölçüm sistemleri ve yöntemi ile alınan ölçüm sonuçlarının değerlendirmesine göre, sistemlerin tamamı katalog değerleri ve FMO ölçüm değerlerinin sınırları içindedir. Alınan ölçüm sonuçlarının değerlendirilmesi sonucu elde edilen

verilere göre, Varian marka sistemlerde düzgünlük açısından en iyi değerlere ulaşılrken, simetri ölçüm değerlerinde en iyi sonuçlara Siemens marka sistemde ulaşılmıştır.

5.2.3. Doz Verim Değerleri Kontrolü

Sistem tarafından verilmek istenen dozun, sistem tarafından hesaplanarak verilen değer ile aynı olup olmadığının kontrolüdür. Teorik olarak 100 MU eşdeğeri 1 Gy e göre ayarlanmış olmalıdır. Sistem bu doz değerini içinde bulunan iyon odası yardımı ile ölçerek kendi içindeki kalibrasyonlara göre ayarlamaktadır. Yapılmış olan testlerde, en stabil ve kalibrasyon değerine yaklaşık değerler Varian marka sistem de ölçülmüştür. Ölçüm değerlerine göre 6 MV foton enerjisi için değerler; Elekta için 86.5, Siemens için 78.2, Varian için 99.2' dir. Yüksek enerji foton olan 15 MV verilerine bakacak olursak; Varian sistemi 100.4, Elekta sistemi ise 93.22 değerleri okunmuştur. Siemens sistemi yüksek enerjisi 18 MV olduğu için bu karşılaştırmaya dahil edilmemiştir. Varian marka sistemlerin doz verim parametresi bakımından üstün olduğu tespit edilmiştir.

5.2.4 Monitör Sistemle İlgili Test Kontrolü

Sistemin vermesi gereken dozun bir seferde verilmesi ile kesintili olarak verilmesi arasındaki farkın ölçümlendiği testtir. Sistemlerin ışınlama esnasında her hangi bir problemten dolayı uğradığı ışınlama kesintilerinde verilecek toplam dozun planladığı şekilde verilmesin kontrolü amacı ile yapılmaktadır. Yapılan testler sonucunda, Varian marka sistem binde otuzyedi fark ile en stabil sistem olarak diğerlerinden farklılaştığı görülmektedir.

5.2.5 Foton Demetlerinde Doz Veriminin Açılı ile Değişimi

Sistemlerin aynı doz değerinin farklı kafa kısmı açılarında değişimin takip edildiği testtir. Teorik olarak kafa kısmı dönüşü ile doz değişiminin olması tedavi kalitesini direkt olarak etkilemektedir. Test sonuçlarına göre, açı değişimi ile doz değişimi parametresine göre en stabil sistem Varian sistemi olmuştur.

5.2.6 Kama Filtre Ölçümleri Açısından Değerlendirme

Varian ve Siemens sistemlerine ait kama filtre ölçüm sonuçları değerlendirilmiş, Elekta sisteminde ise fiziksel kama filtre sistemi olmadığı için değerlendirme dışı bırakılmıştır. Kama filtreler açısından değerlendirme yapılırken, kama filtrelerin malzemesi ve sistemlerin kolimatör yapıları farklı olduğundan dolayı, kama filtre ölçümlerinin kolimatör dönüşü ile değer değişimleri karşılaştırılarak sistem kararlılıkları açısından karşılaştırma yapılmıştır. Yapılan ölçüm sonuçlarının değerlendirmesine göre Varian sistemi Siemens sistemine göre daha kararlı bir fiziksel kama filtre yapısına sahiptir.

Tüm testlerin birlikte yorumlandığında bütün cihazların limitler dahilinde başarılı olduğu görülmüştür.

Mekanik testlerden görüleceği üzere, Varian marka sistem yapılmış olan 13 testin 10 unda ilk sırayı almış ve kalan diğer 3 testte ise diğer sistemler ile aynı değerleri yakalamıştır. Sistemin hassasiyetinin diğer sistemlere göre üstün olmasının sebebinin mekanik aksamlarının dizaynı ile birlikte, bu sistemlere hareket veren sürücü sistemleri ve kontrol sistemlerinin uygun pozisyon tespit elemanları ile (encoder, analog potansiyometre vb.) çalışılması ve bu elemanlardan gelen analog ve dijital verilerin yüksek frekanslar ile kontrol edilerek işlenebilecek bir bilgisayar sisteminin olması olduğu düşünülmektedir.

Dozimetrik açıdan yapılan testlerin verilerine göre; yapılan 7 adet testten 6 tanesinde Varian sistemi birinciliği elde etmişken, Siemens cihazı bir testte birinci olabilmıştır.

Sonuç olarak, sistemler ile yapılan tüm test sonuçları Fizik Mühendisleri Odasının belirlemiş olduğu limitlerin içindedir ve klinik kullanıma uygundur. Fakat, Varian sistemi hem mekanik hem de dozimetrik testler açısından diğer sistemlere göre daha hassas çalışmaktadır. Yapılan testlerin tamamında parametrelerin kontrollerinin enkoder ve analog potansiyometreler üzerinden analog dijital dönüştürücüler ile sayısal veriler haline getirilerek mevcut pozisyon ve değerler elde edilip işlenmektedir. Sistemler üzerinde oluşan bu farkların, sistemlerin veriyi elde etme sıklığı ve işleme yöntemlerindeki farklılıklardan olduğu düşünülmektedir. Özellikle dozimetrik ölçümlerde sistemler tarafından kullanılan radyasyon ölçen iyon odası elemanın

kararlığı ve bu sistemden alınan ölçüm sıklığı dozimetrik verilerin hassasiyetini belirlediği düşünölmektedir.



KAYNAKLAR

- [1] Aydıner, A., *Kanserde Tedavi Yaklaşımları- Cerrahi Tedavi (Ameliyat)*, http://adnanaydiner.com/hastalar_kanserde_tedavi_01.htm#1 [Ziyaret Tarihi: 11.04.2018]
- [2] kansersizyasamderneği.org [Ziyaret Tarihi: 22.03.2014]
- [3] Öztürk, N., *Radyoterapi Cihazları*, <https://trod.org.tr/files/file/radyoterapi%20cihazlari%20%5BUyumluluk%20Modu%5D2.pdf> [Ziyaret Tarihi: 24.11.2018]
- [4] Melnikov A A, Vasilyev S A, Musabaeva L I, Velikaya V V, Gribova O V, Startseva Zh A, Urazova L N, Lebedev I N and Choyzonov E L 2012 *Experimental oncology* 34(4) 354-357
- [5] Choyzonov E L and Musabaeva L I 2006 The intraoperative electron and gamma-ray teletherapy of the malignant neoplasms (Tomsk: NTL) 216
- [6] Barrett A, Dobbs J, Morris St and Roques T 2009 *Practical Radiotherapy Planning* (UK: Hodder Arnold) 468 RREPS2015 IOP Publishing *Journal of Physics: Conference Series* 732 (2016) 012033 doi:10.1088/1742-6596/732/1/012033 5
- [7] Musabaeva L I, Lisin V A and Velikaia V V 2014 *Radiatsionnaia biologii, radioecologii* 54(5) 474-478
- [8] Amichetti M, Lombardi A, Algranati K and Schwarz M 2006 *Cancer Therapy* 4 231-240
- [9] Gribova O V, Musabaeva L I, Choyzonov E L and Mukhamedov M R 2012 *Vestnik otorinolaringologii* 5 91-92
- [10] Hogstrom K R and Almond P R 2006 *Phys. Med. Biol.* 51 R455
- [11] Khan, F.M., 1994, *The Physics of Radiation Therapy*, 2nd ed., Williams&Wilkins, Baltimore, ISBN:0683045024
- [12] Greene, D. and Williams P.C., 1997, *Linear Accelerators for Radiation Therapy*, 2nd ed., Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia, ISBN:0750304766

- [13] Madcalse, P., Kron, T. and Hoban, P. 2002. The Physics Of Radiotherapy X-Ray From Linear Accelerators, *Medical Physics*, 493, Madison Wiscansin
- [14] Mayles, P., Nahum, A.E., Rosenwald, J.C., 2010, Handbook of Radiotherapy Physics, Taylor&Francis, New York, ISBN:1420012026.
- [15] Yazgan, Ç., Çeçen, Y., 2017, Monte carlo simulation of a medical linear accelerator for filtered and FFF systems, *Turkish Journal of Physics*, 41, 498-506.
- [16] Mayles, P.; Nahum, A.; Rosenwald, J. C. Handbook of Radiotherapy Physics, Theory and Practice, 1st ed.; Taylor & Francis Group: London, UK, 2007.
- [17] Kahraman, F. Ç., 2010, *Radyoterapide Kullanılan Lineer Hızlandırıcıda Elektron Sanal Kaynak Mesafelerinin Ve Foton Kaynak Mesafelerinin Tespiti*, Tez (Y.L), Gazi Üniversitesi.
- [18] Karzmark, C.J., Nunan, C.S., Tanabe, E., 1993, Medical Electron Accelerators, McGraw-Hill, NewYork, ISBN:0071054103.
- [19] Bencheikh, M., Maghnouj, A., Tajmouati, J., 2017, Study of Flattening Filter Effects on the Off-Axis Ratio and the Dose delivered by 6 MV photon beam produced by varian clinac 2100 in a water phantom, *Applied Journal of Environmental Engineering Science*, 3(1), 23-29.
- [20] acikerisim.deu.edu.tr [Ziyaret Tarihi: 31.05.2016]
- [21] Karlsson, M.G., Karlsson, M., Ming-Ma, C., 1999, Treatment Head Design for Multileaf collimated high energy electrons, *Medical Physics*, Vol:26 No:10.
- [22] Greer, P.B., 2000, *A dual Assembly multileaf collimator for radiathearpy*, Thesis (PhD), Adelaide University.
- [23] Çakır A. ve Bilge H., 2012, Kolimatör dizaynlarının elektron demetlerinin derin doz dağılımlarına etkisinin araştırılması, *Turkish Journal of Oncology*, 27(1), 46-54.
- [24] Radiotherapy: Current status and issues of interest. *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.* 2001; 51(4): 880-914.

- [25] Ezzell G.A., Galvin J.M., Low D., Palta J.R., Rosen I., Sharpe M.B., Xia P., Xiao Y., Xing L., Yu C.X. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys.* 2003; 30: 2089- 2115.
- [26] Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 2001.
- [27] Çakır A. 2010, *Bitişik alan imrt planlamasında iki farklı kolimatör (x ve y) yönünün birleşim bölgesindeki doz dağılımına etkisinin araştırılması*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- [28] Landberg T., Chavaudra J., Dobbs J., Gerard J. -P., Hanks G., Horiot J. -C., Johansson K. -A., Möller T., Purdy J., Suntharalingam N., Svensson H., 1999, Report No.62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), *International Commission on Radiation Units and Measurements*, 32 (1), NP.
- [29] Webb, S., 1997, *The Physics of Conformal Radiotherapy*, Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia, ISBN:0750303972
- [30] Nutting C., Dearnaley D.P., Webb S., 2014, Intensity modulated radiation therapy: a clinical review. *British J.Radiology.* 73(869), 459-469.
- [31] Que, W., 1999, Comparison of algorithms for MLC field Segmentation, *Medical Physics*, 26 (11), 2390-2396.
- [32] Sadagopan R., Bencomo J.A., Martin R.L., Nilsson G., Matzen T., and Balter P.A., 2009, Characterization and clinical evaluation of a novel IMRT quality assurance system, *Journal of Applied Clinical medical Physics*, 10(2), 104-119.
- [33] Ezzell GA, Galvin JM, Low D, 2003, Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee, *Medical Physics*, 30(8), 2089–2115.

- [34] <https://www.epson.com.tr/products/scanners/business-scanners/epson-expression-10000xl>
[Ziyaret Tarihi: 05.02.2018]
- [35] <https://www.iba-dosimetry.com/product/fc65-g-fc65-p-ionization-chambers/> [Ziyaret Tarihi: 16.03.2017]
- [36] <http://www.ptw-usa.com> [Ziyaret Tarihi: 16.03.2017]
- [37] https://drct.com/dss/INSTRUMENTATION/ptw/Unidos_electrometer_ptw.htm [Ziyaret Tarihi: 17.03.2017]
- [38] <https://www.iba-dosimetry.com/product/dose-1/> [Ziyaret Tarihi: 17.03.2017]
- [39] <http://www.blessing-cathay.com/sub/rt/rt04.html> [Ziyaret Tarihi: 17.03.2017]

ÖZGEÇMİŞ

| Kişisel Bilgiler | |
|------------------|--|
| Adı Soyadı | Alper Oğuz |
| Doğum Yeri | İstanbul |
| Doğum Tarihi | 06.02.1980 |
| Uyruğu | <input checked="" type="checkbox"/> T.C. <input type="checkbox"/> Diğer: |
| Telefon | 5333637788 |
| E-Posta Adresi | alper.oguz@varinak.com |
| Web Adresi | |



| Eğitim Bilgileri | |
|------------------|----------------------------------|
| Lisans | |
| Üniversite | İstanbul Üniversitesi |
| Fakülte | Mühendislik |
| Bölümü | Elektrik-Elektronik Mühendisliği |
| Mezuniyet Yılı | 2006 |

| Yüksek Lisans | |
|---------------|--|
| Üniversite | İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa |
| Enstitü Adı | Lisansüstü Eğitim Enstitüsü |
| Anabilim Dalı | Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı |
| Programı | Biyomedikal Mühendisliği Programı |

| Makale ve Bildiriler | |
|----------------------|--|
| | |