



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



DOKTORA TEZİ

**MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICIDA SANAL FOTON
ENERJİLERİNİN DOZİMETRİK TAYİNİ**

Recep Savaş ÇALIŞ

Fizik Anabilim Dalı

Nükleer Fizik Programı

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Bayram DEMİR**

**II. DANIŞMAN
Doç. Dr. Murat OKUTAN**

Ekim, 2022

İSTANBUL

Bu çalışma, 7.10.2022 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı, Nükleer Fizik Programında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Prof. Dr. Bayram DEMİR(Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

Prof. Dr. Latife ŞAHİN YALÇIN
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi

Prof. Dr. Doğan YAŞAR
Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi
Fen-Edebiyat Fakültesi

Doç. Dr. Aydın ÇAKIR
İstanbul Bilgi Üniversitesi
SHMYO

Dr. Öğr. Üyesi Şule PARLAR
Trakya Üniversitesi
SHMYO

İntihal Programı Beyanı

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’nin aboneli olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü’nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

Proje Destekleri

Bu tez, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yürütücü Sekreterliğinin numaralı projesi ile desteklenmiştir.

Bu tez, ... numaralı projesi ile desteklenmiştir

Tezden Üretilmiş Yayınların Künye Bilgileri

Yayın zorunluluğu bulunmuyor.

ÖNSÖZ

Doktora çalışmam süresince gün ve saat sınırlaması olmadan bilgi, fikir, yorum ve tecrübesiyle her zaman destek olan, beni motive eden, maddi manevi sürekli yanımda hissettiğim değerli hocam Prof.Dr.Bayram DEMİR’e çok teşekkür ediyorum.

Yine aynı süreçte her türlü desteği sunan, tez fikrimin ortaya çıkmasında ve oluşmasında yol gösteren değerli hocam ve ikinci danışmanım Doç.Dr.Murat OKUTAN’a çok teşekkür ediyorum.

Başta Nükleer Fizik Anabilimdalı Başkanı Prof.Dr. Latife ŞAHİN YALÇIN olmak üzere tüm fizik bölümü hocalarımıza ve çalışanlarına ve Fen Fakültemiz hoca ve çalışanlarına teşekkür ediyorum.

Tez ölçümlerinin yapıldığı cihazların kullanımı konusunda verdiği desteklerden dolayı Prof.Dr.Esra Kaytan Sağlam teşekkür ediyorum .

Verilerin analizi konusunda verdiği destekten dolayı Dr.Öğr. Üyesi Evren Ozan Göksel’e teşekkür ediyorum.

Tezim süresince sonsuz sabırlarını, maddi manevi desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen sevgili annem Emine Macide ÇALIŞ’a sevgili babam İbrahim ÇALIŞ’a ve sevgili eşim Halime ÇALIŞ’a binlerce teşekkür ediyorum. Bu zorlu süreci kolaylaştırmak için ellerinden gelen ne varsa yaptıkları için.

Tezim süresince yardımcı olan ismini yazamadığım tüm hocalarıma ve yardım ve sabırlarını esirgemeyen Fen Bilimleri Enstitüsü çalışanlarına çok teşekkür ediyorum.

Tezimin bundan önce yapılan çalışmalarla, bundan sonra yapılacak çalışmalar arasında sağlam bir köprü olması dileğiyle, bilimi seven bilim insanlarına faydası olması umuduyla ülkeme, dünyaya ve tüm güzel insanlara teşekkür ediyorum.

Ekim 2022

Recep Savaş ÇALIŞ

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
TABLO	
LİSTESİ.....	xiv
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ.....	xvi
ÖZET.....	xviii
SUMMARY.....	xx
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL KISIMLAR.....	4
2.1. X-IŞINLARI.....	4
2.1.1. X-Işını Üretimi.....	4
2.1.2. Bremsstrahlung (Frenleme) X-Işınları.....	5
2.1.3. Karakteristik X-ışınları	6
2.2.RADYOTERAPİ.....	7
2.3.RADYOTERAPİDE KULLANILAN TEDAVİ CİHAZLARI.....	11
2.3.1. Yüzeysel Tedavi Cihazları (50-150KV).....	11
2.3.2.Orto Voltaj Tedavi Cihazlar (150-500 KV).....	12
2.3.3.Süper Voltaj Tedavi Cihazları (500-1000).....	12
2.4.Mega Voltaj Tedavi Cihazları (1 MV ve Üstü Cihazlar).....	13
2.4.1. Co-60 Teleterapi Cihazları	13
2.4.2.Van De Graaff Cihazları.....	13
2.4.3. Betatron	14
2.4.4. Mikrotron	14
2.4.5. Siklotron	15
2.4.6.Lineer Hızlandırıcılar	15

2.4.7.Magnetron	18
2.4.8.Klystron	18
2.5.TEDAVİ KAFASI	19
2.6.SSD ve SAD TEDAVİ TEKNİKLERİ	23
2.7. IŞIN KALİTESİ	25
2.7.1. TPR _{20/10} Ölçüm Yöntemi.....	25
2.7.2. D _{20/10} Ölçüm Yöntemi	26
3. MALZEME VE YÖNTEM.....	28
3.1.MALZEME	28
3.1.1.Varian Truebeam Medikal Lineer Hızlandırıcı	28
3.1.2.Siemens Biograph 20 (64 Slice) Bilgisayarlı Tomografi	29
3.1.3.RW3 Katı Su Fantomu	30
3.1.4. PTW 0.6 cc Farmer İyon Odası	30
3.1.5.IBA Dose Elektrometre	31
3.1.6. Gafkromik Film.....	32
3.1.7.EPSON Perfection Film Dansitometre	33
3.1.8.Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	33
3.1.9. İnsan Eşdeğeri Randofantom	34
3.2.YÖNTEM.....	35
3.2.1.Sanal Enerji Tayin Ölçümleri	35
3.2.1.1.Ölçümler Öncesi Linak Kalite Kontrolleri	35
3.2.2.Sanal Enerji Tayinlerinde Kullanılacak Reel Enerji Oranlarının Tayini	39
3.2.2.1. Sanal Enerji Oran Tablosu.....	40
3.2.3. Linakta İyon Odası ve Katı Su Fantom ile TPR _{20/10} Ölçümleri ile Sanal Enerji Tayinleri.....	41

3.2.3.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayinleri.....	42
3.2.3.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayinleri.....	44
3.2.4. Lineer Hızlandırıcıda İyon Odası ve Katı Su Fantom ile $D_{20/10}$ Ölçümleri ile Sanal Enerji Tayinleri	45
3.2.4.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları.....	45
3.2.4.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin Sonuçları.....	48
3.2.5. 10 cmx10 cm Alanda Tedavi Planlama Sistemi (TPS) ile $TPR_{20/10}$ Hesaplamaları ile Sanal Enerji Tayinleri	48
3.2.5.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları	49
3.2.5.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin Sonuçları.....	51
3.2.6. Tedavi Planlama Sistemi (TPS) ile $D_{20/10}$ Hesaplamaları ile Sanal Enerji Tayinleri	53
3.2.6.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları	54
3.2.6.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin Sonuçları.....	56
3.2.7. Gafkromik Film (EBT3) Ölçümleri ile Reel ve Sanal Enerji Verifikasyonu....	58
3.2.8. Rando Fantom BT Görüntüleri Kullanarak 10 MV Sanal ve 10 MV Reel Enerjiler ile Tedavi Planlama Sisteminde Plan Karşılaştırması	63

4. BULGULAR.....	65
4.1. Lineer Hızlandırıcıda İyon Odası ve Katı Su Fantomu Kullanılarak TPR _{20/10} Ölçümleri ile Sanal Enerji Tayin Sonuçları	65
4.1.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları	65
4.1.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin Sonuçları	66
4.2. Lineer Hızlandırıcıda İyon Odası ve Katı Su Fantomu Kullanılarak D _{20/10} Ölçümleri ile Sanal Enerji Tayin Sonuçları	66
4.2.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları	66
4.2.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin Sonuçları	67
4.3. Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) TPR _{20/10} Hesaplamaları ile Sanal Enerji Tayin Sonuçları.....	68
4.3.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları	68
4.3.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin Sonuçları	68
4.4. Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) D _{20/10} Hesaplamaları ile Sanal Enerji Tayinleri	69
4.4.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları	69
4.4.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin Sonuçları	69
4.5. TPS den Elde Edilmiş İzodoz ve %DD Eğrileri	70

4.6. Lineer Hızlandırıcıda Gafkromik Filmlerden Elde Edilmiş İzodoz ve %DD Eğrileri.....	74
4.7. TPS ve Fimlerden Elde Edilmiş % DD Tabloları.....	78
4.8. Rando Fantom BT Görüntüleri Kullanarak 10 MV Reel ve 10 MV Sanal Uzak Enerjiler ile Tedavi Planlama Sistemi Doz Volum Histoğramı (DVH) Karşılaştırması.....	86
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	87
KAYNAKLAR.....	92
ÖZGEÇMİŞ.....	97

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Bir X-ışını tüpünün çalışma prensibi.....	4
Şekil 2.2: Bir röntgen tüpünden üretilen X-ışını enerji spektrumu.....	6
Şekil 2.3: 3D-CRT ve IMRT de OAR'ın olduğu bölgelerde alınan doz farklarının gösterilmesi.....	7
Şekil 2.4:3D-CRT alanı için homojen doz dağılımı ve IMRT de küçük alanlarının oluşturduğu homojen olmayan doz dağılımı	8
Şekil 2.5: Karaciğer ışınlaması için IMRT ve IMAT doz dağılımları.....	9
Şekil 2.6:Tedavi modelleri ilerledikçe tümör şekline benzeyen bir izodoz dağılım şekilleri...	9
Şekil 2.7:Co-60 cihazı ve kaynağı.....	12
Şekil 2.8:Görüntüleme istemlerini de içeren hibrit Medikal Lineer Hızlandırıcı.....	14
Şekil 2.9:Bir Medikal Lineer Hızlandırıcının ana ve yan bileşenleri	15
Şekil 2.10:Bir magnetronun enine kesiti.....	17
Şekil 2.11:Mikrodalga şiddetlendirici olarak kullanılan iki boşluklu klystron tüpünün enine kesiti.....	17
Şekil 2.12:Lineer Hızlandırıcı için foton ve elektron modundaki kafa yapısının elemanları...	18
Şekil 2.13:Elektron saçıcı filtreler ve foton ışın düzenleyici filtrelerin Carusel üzerindeki pozisyonları	19
Şekil 2.14:Işın düzenleyici filtrenin dozimetrik etkisi.....	20
Şekil 2.15:Lineer hızlandırıcının çene kolimator sistemi	21
Şekil 2.16:Multileaf Kolimatorlar	22
Şekil 2.17:SSD Tekniği	23
Şekil 2.18:SAD Tekniği.....	23
Şekil 2.19: Sanal enerjilerin TPR _{20/10} tespitleri için SAD=100 cm de 10 cm ve 20 cm derinlikteki iyon odası ölçüm düzeneği	25
Şekil 2.20: Sanal enerjilerin D _{20/10} tespitleri için SSD=100 cm de 10 cm ve 20 cm derinlikteki iyon odası ölçüm düzeneği	26
Şekil 3.1:Varian Marka TrueBeam model Lineer Hızlandırıcı	27

Şekil 3.2: Fantom görüntülemelerinde kullanılan Siemens Biograph Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	28
Şekil 3.3: Lineer Hızlandırıcıda enerji tayinleri için kullanılan RW3 Katı su fantomu.....	29
Şekil 3.4: Ölçümlerde kullanılan PTW marka 0.6 cc hacimli farmer tipi iyon odası ve iç yapısı.....	29
Şekil 3.5: IBA DOSE 1 Elektrometre	30
Şekil 3.6: Gafchromic EBT3 Dozimetri Filminin Konfigürasyonu	31
Şekil 3.7: Işınlanmış bir EBT3 Gafkromik film.....	31
Şekil 3.8: Epson marka Perfection V750 Pro model tarayıcı.....	32
Şekil 3.9: VarianEclips Tedavi Planlama Sistemi çalışma ekranı.....	33
Şekil 3.10: 10 MV Reel Sanal enerjiler kullanılarak Tedavi Planlama Sisteminde plan karşılaştırması yapmak amacıyla kullanılan rando fantom	34
Şekil 3.11: Lineer Hızlandırıcıda kalite kontrol ölçümleri için su fantomu ölçüm düzeneği..	35
Şekil 3.12: Lineer Hızlandırıcıda 1 MU=1 cGy ayarı için katı su fantomu ölçüm düzeneği...	36
Şekil 3.13: 6 MV fotonlar için 10x10 cm ² alan ve 10 cm derinlikte cross-plane doz profili...	36
Şekil 3.14: 10MV fotonlar için 10x10 cm ² alan ve 10 cm derinlikte cross-plane doz profili...	37
Şekil 3.15: 15 MV fotonlar için 10 x10 cm ² alan ve 10 cm derinlikte cross-plane doz profili	37
Şekil 3.16: 6 MV fotonlar için 10x10 cm ² alan %DD eğrisi	37
Şekil 3.17: 10 MV fotonlar için 10 x10 cm ² alan %DD eğrisi	38
Şekil 3.18: 15 MV fotonlar için 10x10 cm ² alan %DD eğrisi.....	38
Şekil 3.19: Birinci ve İkinci Model Lineer Hızlandırıcıda reel enerji düzenleri ve bu tez kapsamında elde edilecek sanal enerjileri.....	39
Şekil 3.20: Foton ışın kalitesi ve ışın kalite faktörü grafiği.....	42
Şekil 3.21: İyon odası ölçüm düzeneği ile 8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için SAD=100 cm ve 10 cm derinlikteki ölçüm geometrisi	43
Şekil 3.22: 8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için SAD=100 cm ve 20 cm derinlikteki iyon odası ölçüm düzeneği ve ölçüm geometrisi	43
Şekil 3.23: İyon odası ölçüm düzeneği ve 8-10-12 MV Yakın Sanal enerji tespiti için SSD=100 cm ve 10 cm derinlikteki ölçüm geometrisi	46
Şekil 3.24: İyon odası ölçüm düzeneği ve 8-10-12 MV Yakın Sanal enerji tespiti için SSD=100 cm ve 20 cm derinlikteki ölçüm geometrisi	47

Şekil 3.25: 8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için SAD=100 cm ve 10 cm derinlikteki TPS hesaplama geometrisi	49
Şekil 3.26: 8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için SAD=100 cm ve 20 cm derinlikteki TPS hesaplama geometrisi	50
Şekil 3.27: 8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için SSD=100 cm ve 10 cm derinlikteki TPS hesaplama geometrileri	54
Şekil 3.28: 8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için SS=100 cm ve 20 cm derinlikteki TPS hesaplama geometrileri	55
Şekil 3.29: EBT2 Film ışınlama düzeneği	58
Şekil 3.30: 6 MV Reel enerjisinin 10x10 cm ² alanda ışınlanmış film	59
Şekil 3.31: 10 MV Reel enerjisinin 10x10 cm ² alanda film	59
Şekil 3.32: 15 MV Reel enerjisinin 10x10 cm ² alanda film	60
Şekil 3.33: 8 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda film.....	60
Şekil 3.34.: 10 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda film	61
Şekil 3.35: 12 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda film.....	61
Şekil 3.36: 8 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda film	62
Şekil 3.37: 12 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda film	62
Şekil 3.38: 10 MV Reel Enerjisi ile yapılan Rando fantom TPS Planları	63
Şekil 3.39: 10 MV Sanal Enerjisi ile yapılan Rando fantom TPS Planları	64
Şekil 4.1: a) 6 MV Reel enerjisinin 10x10 cm ² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	70
Şekil 4.2: a) 10 MV Reel enerjisinin 10x10 cm ² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	70
Şekil 4.3: a) 15 MV Reel enerjisinin 10x10 cm ² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	71
Şekil 4.4: a) 8 MV Uzak Sanal enerjisinin 10 x10 cm ² alanda TPS izodoz dağılımı b)Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	71
Şekil 4.5: a)10 MV Uzak Sanal enerjisinin 10 x10 cm ² alanda TPS izodoz dağılımı b)Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.	72
Şekil 4.6: a) 12 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda TPS izodoz dağılımı b)Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	72

Şekil 4.7: a) 8 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda TPS izodoz dağılımı	
b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	73
Şekil 4.8: a) 12 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda TPS izodoz dağılımı	
b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	73
Şekil 4.9: 6 MV Reel enerjisinin 10x10 cm ² alanda a) Film izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi	74
Şekil 4.10: 10 MV Reel enerjisinin 10x10 cm ² alanda a) Film izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	74
Şekil 4.11: 15 MV Reel enerjisinin 10x10 cm ² alanda a) Film izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi	75
Şekil 4.12: 8 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda a) Film izodoz dağılımı	
b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	75
Şekil 4.13: 10 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda a) Film izodoz dağılımı	
b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	76
Şekil 4.14: 12 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda a) Film izodoz dağılımı	
b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	76
Şekil 4.15: 8 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda a) Film izodoz dağılımı	
b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	77
Şekil 4.16: 12 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm ² alanda a) Film izodoz dağılımı	
b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.....	77
Şekil 4.17: 10 MV Reel ve 10 MV Sanal-Uzak enerjilerine ait planların DVH'ları.....	86

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 3.1: 6, 8, 10, 12, 15 MV foton enerjileri için BJR Supplement-25'teki, TPR_{20} , TPR_{10} , $TPR_{20/10}$ değerleri.....	39
Tablo 3.2: 6, 8, 10, 12, 15 MV foton enerjileri için BJR Supplement-25'teki, D_{20} , D_{10} , ve bizim yarattığımız $D_{20/10}$ ışın kalite değerleri	40
Tablo 3.3: Sanal enerji tayinlerinde kullanılan Reel enerji katkı oranları.....	40
Tablo 3.4: 6-15 MV Uzak Reel enerji katkı oranları ile 8-10-12 MV Uzak Sanal enerjilerinin $TPR_{20/10}$ hesaplamalarında kullanılmak üzere iyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerleri.....	44
Tablo 3.5: 6-10 MV Yakın Reel enerji katkı oranları ile 8-10-15 MV yakın reel enerji oranları ile 12 MV Yakın Sanal enerjisinin $TPR_{20/10}$ hesaplamaları için iyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerleri.....	45
Tablo 3.6: 6-15 MV reel enerji katkı oranları ile 8-10-12 MV Uzak Sanal enerjilerinin $D_{20/10}$ hesaplamaları için iyon odası ile elde edilmiş ölçüm değerleri.....	47
Tablo 3.7: 6-10 MV reel enerji katkı oranları ile 8-10-15 MV reel enerji kombinasyonları oranları ile 12 MV Yakın Sanal enerjisinin $D_{20/10}$ hesaplamaları için iyon odası ile elde edilmiş ölçüm değerleri.....	48
Tablo 3.8: 6-15 MV Uzak Reel enerji katkı oranları ile 8-10-12 MV Uzak Sanal enerjilerinin $TPR_{20/10}$ hesaplamaları için TPS ile elde edilmiş ham ölçüm değerleri.....	51
Tablo 3.9: 6-10 MV yakın reel enerji katkı oranları ile 8-10-15 MV yakın reel enerji oranları ile 12 MV Yakın Sanal enerjisinin $TPR_{20/10}$ hesaplamaları için, iyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerleri.....	53
Tablo 3.10: 6-15 MV uzak reel enerji katkı oranları ile 8-10-12 MV Uzak Sanal enerjilerinin $D_{20/10}$ hesaplamaları için TPS ile elde edilmiş ham ölçüm değerleri.....	56
Tablo 3.11: 6-10 MV yakın reel enerji katkı oranları ile 8-10-15 MV yakın reel enerji oranları ile 12 MV Yakın Sanal enerjisinin $D_{20/10}$ hesaplamaları için TPS ile hesaplanmış ham ölçüm değerleri.....	57
Tablo 4.1: $TPR_{20/10}$, TPR_{20} cm değeri ile TPR_{10} cm değerine bölümü ile elde edilmiştir.....	65
Tablo 4.2: $TPR_{20/10}$, TPR_{20} cm değeri ile TPR_{10} cm değerine bölümü ile elde edilmiştir	66
Tablo 4.3: $D_{20/10}$, %DD ₂₀ değeri ile %DD ₁₀ değerine bölümü ile elde edilmiştir.....	67

Tablo 4.4: $D_{20/10}$, %DD ₂₀ değeri ile %DD ₁₀ değerine bölümü ile elde edilmiştir.....	67
Tablo 4.5: $TPR_{20/10}$, TPR_{20} cm değeri ile TPR_{10} cm değerine bölümü ile elde edilmiştir	68
Tablo 4.6: $TPR_{20/10}$, TPR_{20} cm değeri ile TPR_{10} cm değerine bölümü ile elde edilmiştir.....	68
Tablo 4.7: $D_{20/10}$, %DD ₂₀ değeri ile %DD ₁₀ değerine bölümü ile elde edilmiştir.....	69
Tablo 4.8: $D_{20/10}$, %DD ₂₀ değeri ile %DD ₁₀ değerine bölümü ile elde edilmiştir.....	69
Tablo 4.9: 6 MV-Reel enerjisi için TPS ve filmde elde %DD değerleri	78
Tablo 4.10: 10 MV-Reel enerjisi için TPS ve filmde elde %DD değerleri.....	79
Tablo 4.11: 15 MV-Reel enerjisi için TPS ve filmde elde %DD değerleri	80
Tablo 4.12: 8 MV Uzak Sanal enerjisi için TPS ve filmde elde %DD değerleri.....	81
Tablo 4.13: 10 MV Uzak Sanal enerjisi için TPS ve filmde elde %DD değerleri.....	82
Tablo 4.14: 12 MV Uzak Sanal enerjisi için TPS ve filmde elde %DD değerleri.....	83
Tablo 4.15: 8 MV Yakın Sanal enerjisi için TPS ve filmde elde %DD değerleri.....	84
Tablo 4.16: 12 MV Yakın Sanal enerjisi için TPS ve filmde elde %DD değerleri.....	85
Tablo 4.17: Şekil 4.17 'daki DVH dan elde edilen bazı özel değerlerin 10 MV sanal ve 10 MV Reel enerjileri için karşılaştırılması.....	87
Tablo 5.1: Birinci ve İkinci Model Lineer Hızlandırıcılar için İyon Odası ve TPS ile elde edilen sanal enerji $TPR_{20/10}$ değerleri.....	90
Tablo 5.2: Birinci ve İkinci Model Lineer Hızlandırıcılar için İyon Odası ve TPS ile elde edilen sanal enerji $D_{20/10}$ değerleri.....	91

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
Al	: Alüminyum
cGy	: Santigray
Ci	: Curie
cm	: Santimetre
CO ₂	: Karbondioksit
Co-60	: Kobalt-60
dak	: Dakika
dpi	:Dotperinch (inç kareye düşen nokta sayısı)
Gy	: Gray
keV	: Kiloelektronvolt
kV	: Kilovolt
mA	: Miliamper
MeV	: Megaelektronvolt
MHz	: Megahertz
mm	: Milimetre
MV	: Megavolt
nC	: Nanocoulomb
R	: Röntgen
SF ₆	: Kükürtheksaflorür

Kısaltmalar	Açıklama
% DD	: Percentage Depth Dose (Yüzde Derin Doz)
2D-CRT	: 2 Dimensions Conformal Radiotherapy
3D-CRT	: 3 Dimensions Conformal Radiotherapy
6D	: 6 Dimensions (6 Boyut)
BJR	: British Journal of Radiology
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CT	: Computer Tomography
DC	: Direct Current
DVH	: Dose Volume Histogram
HVL	: Half Value Layer (Yarı Değer Katmanı)
IEC	: International Electrotechnical Commission
IMAT/VMAT	: Intensity Modulated Arc Therapy/ Volumetric Modulated Arc
Therapy	
IMRT	: Intensity Modulated Radiation Therapy
LINAK	: Lineer Hızlandırıcı (Akseleratör)
MLC	: Multileaf Collimator
MU	: Monitor Unit
OAR	: Organs at Risk
PDD	: Percentage Depth Dose
PET/CT	: Positron Emission Tomography / Computer Tomography
PTV	: Planning Target Volume
RF	: Radyo Frekans
SAD	: Source Axis Distance
SSD	: Source Skin Distance
TLD	: Thermoluminescent Dosimetry
TMR	:Tissue Maxium Ratio
TPR	:Tissue Phantom Ratio
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
YAAT	: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyo Terapi

ÖZET

DOKTORA TEZİ

MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICIDA SANAL FOTON ENERJİLERİNİN DOZİMETRİK TAYİNİ

Recep Savaş ÇALIŞ

İstanbul Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Danışman : Prof. Dr. Bayram DEMİR

II. Danışman : Doç. Dr.Murat OKUTAN

Medikal Linaklar genel de 6-15 MV reel enerjilerinde imal edilmektedir. Ya da 10 MV'in dahil olduğu 6-10-15 MV reel enerjilerin olduğu Medikal Linaklarda olabilmektedir.Fakat eklenen her enerji Linak'ın maliyetini arttırmaktadır. Linaktaki enerji sayısının artırmanın bir yöntemi reel enerjilerin farklı oranları ile oluşturulabilecek sanal enerjilerdir.

Biz bu tez çalışmasında ilk defa reel enerjilerin farklı oranlarda kombinasyonu ile linakta yeterli miktarda sanal foton enerjisi elde edilmeyi ve bu kombinasyonlarla elde edilen sanal enerjilerin dozimetrik olarak Tedavi Planlama verileri ile karşılatırılmasını ve klinik olarak kullanılabilirliğini araştırdık.

Sanal enerji tayinlerinde kullanılan reel enerji katkı oranları (BJR 25'deki 8, 10 ve 12 MV foton enerjilerinin $TPR_{20/10}$ değerlerini elde edebilmek için) BJR 25 deki 6, 10 ve 15 MV foton enerjilerinin TPR_{20cm} ve TPR_{10cm} değerleri kullanılmıştır. Sanal enerji için elde edilen $TPR_{20/10}$ değerleri 6 MV için 0.677, 8 MV için 0.713, 10 MV için 0.731, 12 MV için 0.748, 15 MV için 0.763 değerleri bulunmuştur.

Ölçümlerde IAEA-277 ve IAEA-398 nolu raporlarında anlatılan $TPR_{20/10}$ ölçüm düzeneği kullanılmıştır. Ölçümün ilk aşamasında her biri 1 cm kalınlığında 10 adet RW-3 Katı Su Fantomu plakası tedavi masasına yerleştirildi. Ölçümün ikinci aşamasında her biri 1 cm kalınlığında 10 adet RW-3 Katı Su Fantomu plakası daha üste ilave edildi. Lazerler yardımıyla da set-up yeniden düzenlendi.

Her bir enerjinin $TPR_{20/10}$ değeri, o enerji için 20 cm de elde edilen toplam TPR_{20} değerinin 10 cm de elde edilen toplam TPR_{10cm} değerine bölümü ile elde edilmiştir. Linakta iyon odası ile yapılan sanal enerji tayinleri aynı zamanda TPS (Tedavi Planlama Sistemi) yapılarak bu iki farklı sistemden elde edilen değerler kıyaslanabilmektedir. TPS sistemi kurulurken reel enerji için yapılabilen kalite kontrolleri sanal enerjiler içinde yapılabilmektedir. 8 MV Yakın Sanal Enerji için iyon odası $TPR_{20/10}$ değeri 0,716 iken TPS $TPR_{20/10}$ değeri 0,714 olup fark %0.3'-tür. Bir diğer örnek ise 12 MV Uzak Sanal Enerji için iyon odası $TPR_{20/10}$ değeri 0,744 iken TPS $TPR_{20/10}$ değeri 0,748 olup fark %0.5'tir. Bu iki farkta kabul edilebilir %2'lik değerden düşüktür.

Sonuç olarak bu çalışmada, iki foton enerjili (6 MV ve 15 MV) bir Medikal Linak'ın 3 tane daha sanal foton enerjisi (8 MV, 10 MV, 12 MV) eklenmesi ile 5 foton enerjili bir Medikal Linak olarak, üç foton enerjili (6 MV, 10 MV, 15 MV) bir Medikal Linakın ise 2 tane daha sanal foton enerjisi (8 MV ve 12 MV) eklenmesi ile 5 foton enerjili bir Medikal Linak olarak kullanılabilir olduğu ve bu sanal enerjilerin klinikte güvenle kullanılabileceği gösterilmiş oldu.

Ekim 2022, 119 sayfa.

Anahtar kelimeler: Radyoterapi,X-ışını, Sanal Enerji , Medikal Linak

SUMMARY

Ph.D. THESIS

DOSIMETRIC DETERMINATION OF VIRTUAL PHOTON ENERGIES IN MEDICAL LINEAR ACCELERATOR

Recep Savaş ÇALIŞ

İstanbul University

Institute of Graduate Studies in Sciences

Department of Physics

Supervisor : Prof. Dr. Bayram DEMİR

Co-Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Murat OKUTAN

Medical LINACs are generally produced at 6-15 MV real energy. There are also Medical LINACs at 6-10-15 MV real energies including 10 MV energy. However, the cost of LINACs rises with each additional energy added. One of the methods to increase the number of energies at LINACs is the virtual energies to be generated with different proportions of real energies.

In this PhD thesis, we obtained, for the first time, a sufficient amount of virtual energy by LINACs with different proportions of real energies, and dosimetrically compared these virtual energies obtained with different proportions with the Treatment Planning data and investigated the clinical usage of these energies.

The real energy contribution rates used for determining the virtual energies (to obtain the $TPR_{20/10}$ values of 8, 10 and 12 MV photon energies in BJR 25), are used to obtain the TPR_{20cm}

and TPR_{10cm} values of the 6, 10 and 15 MV photon energies in BJR 25. The $TPR_{20/10}$ values obtained for virtual energies are found as 0.677 for 6 MV, 0.713 for 8 MV, 0.731 for 10 MV, 0.748 for 12 MV, and 0.763 for 15 MV.

The $TPR_{20/10}$ measurement assembly as explained in the reports numbered with IAEA-277 and IAEA-398 is used in measurements. In the first phase of the measurement, 10 units of RW-3 solid water phantom plates, each of which has a thickness of 1 cm, are laid onto the treatment table. In the second phase of the measurement, 10 more units of RW-3 solid water phantom plates, with a thickness of 1 cm, are added. By this way, the set-up is rearranged with the help of lasers.

The $TPR_{20/10}$ values of each energy is obtained by dividing the total TPR_{20cm} value obtained at 20 cm for that particular energy. Virtual energy assignments carried out by the ion chamber at LINAC are compared with the Treatment Planning System (TPS) data. The quality control checks undertaken for the real energies while setting up the TPS are also undertaken for the virtual energies. The $TPR_{20/10}$ value for the 8 MV Near Virtual Energy ion chamber is 0,716, while the TPS $TPR_{20/10}$ value is 0,714, with a difference of 0.3%. Another example is that the $TPR_{20/10}$ value for the 12 MV Distant Virtual Energy ion chamber is 0,744, while the TPS $TPR_{20/10}$ value is 0,748, with a difference of 0.5%. Both of these difference rates are lower than 2%, which is the acceptable rate of difference.

In conclusion, in this study, it is dosimetrically demonstrated that a Medical LINAC is usable with 5 photon energies generated by adding 3 virtual photon energies (8 MV, 10 MV, 12 MV) to a Medical LINAC with 2 photon energies (6 MV and 15 MV), whereas a Medical LINAC is usable with 5 photon energies generated by adding 2 virtual photon energies (8 MV and 12 MV) to a Medical LINAC with 3 photon energies (6 MV, 10 MV, 15 MV), and that these virtual energies can safely be used for clinical treatments.

October 2022, 119 pages.

Keywords: Radiotherapy, X-ray, Virtual Energy, Medical LINAC

1. GİRİŞ

X-ışınlarının Wilhelm Conrad Röntgen tarafından 1895 yılında keşfinden kısa bir süre sonra bu ışınlar kanser tedavisinde kullanılmaya başlamıştır. Her ne kadar yüzeysel kanserlerin tedavisinde 50-150 kV enerjili gibi düşük enerjili X-ışınları yeterli olmuşsa da kısa sürede daha derine yerleşmiş tümörlerin tedavisi için daha yüksek enerjili X-ışınlarının kullanılması gerektiği fark edildi. Yine bu dönemlerde geliştirilen orta voltaj cihazlar (150-500 kV) ve süper voltaj (500-1000 kV) cihazlar potansiyel farkı prensibi ile çalışan cihazlardı ve derin yerleşimli kanserler için yetersiz kalıyordu.

1930'lu yıllarda ilk Lineer Hızlandırıcı örnekleri imal edilmiş ve bunlar tedavide kullanılmaya başlanılmıştır. 1937 yılında Harvard Tıp Okulu'nda ilk klinik Van de Graaff jeneratörü tedaviye aldı. 1942 yılında Almanya'da Konrad Gund tarafından ilk klinik Betatron cihazı tedaviye alındı. 1947 yılında William Hansen ve Varian kardeşler tarafından Stanford'da ilk lineer hızlandırıcı inşa edildi ve nihayetinde 1953 yılında ilk kanser hastası Londra'daki Hammer-smith Hastanesi'nde ilk Medikal Lineer Hızlandırıcı (Medikal Linak) ile tedavi edildi. Bu tarihten sonra Medikal Linaklar sürekli bir gelişim göstererek günümüzdeki modern Medikal Linaklara ulaşıldı (Dyk,1999).

Günümüz Medikal Linakları hem klinik elektron ışınları (4-21 MeV) hem de klinik foton ışınları (6-15 MV) üretebilen yüksek çalışma kapasitesine sahip cihazlardır. Elektron ışınları daha çok yüzeysel kanserlerin (1-5 cm arası) tedavisinde kullanılır (Demir ve diğ., 2009). Foton ışınları 20 cm derinliğe kadar uzanan tümörleri ışınlatabilmektedir ve genel olarak tümör derinliği arttıkça tedavi için kullanılacak fotonun enerjisi de artar (Lauglin ve diğ., 1986). Ancak Linakta her derinliğe ait ayrı bir foton enerjisi üretmek mümkün olmamaktadır. Günümüz modern Linakları dahi sınırlı sayıda foton enerjisine sahiptir. Son zamanlarda Medikal Linaklar en fazla 2 yada 3 foton enerjili olarak üretilmeye başlanmıştır. İki enerjili Linak üretilcekse genelde 6 ve 15 MV foton enerjileri, üç enerjili Linak üretilcekse 6, 10 ve 15 MV tercih edilmektedir.

Radyoterapide uygun enerji seçimi için 6 ve 15 MV foton enerji aralığı oldukça geniş bir aralıktır. Bazı durumlarda ara enerjilere de klinikte sıklıkla ihtiyaç duyulmaktadır. Özellikle son zamanlarda mix enerjili IMRT çalışmaları da literatürde oldukça fazladır. K.Abdul Haneefave arkadaşları (Haneefa ve diğ., 2014) mix (karma) enerji planlaması kullanan derin yerleşimli prostat tedavilerinde, hedef doz uniformitesinin ve conformitesinin tek başına 6 veya 15 MV ile tedavi etmekten daha iyi olduğunu rapor etmişlerdir. Momin S ve arkadaşları (Momin ve diğ.,2019) mix (dual enerji) IMAT ve tek enerjili IMAT karşılaştırması çalışmalarında; prostat planlarında mix-foton enerji ışınlarının kullanılmasının tek enerji kullanımına göre DVH, Homojenite İndeksi ve Comformite Numarası gibi değerler üzerinde potansiyel avantajlarının olduğunu göstermişlerdir. Momin S ve arkadaşları (Momin ve diğ., 2019) prostat radyoterapisi için yaptıkları başka bir çalışmada da; IMAT için mix enerji seçimi ile (6 ve 15 MV) ortalama femur başı dozlarında orta derecede bir artış olması pahasına rağmen OAR(Organs at Risks) dozlarının en aza indirmenin mümkün olduğunu ve mix enerji seçimi le PTV dozun daha uygun hale getirme potansiyelinin olduğunu göstermişlerdir.

Radyoterapide yüksek enerji ile ışınlamalarda (15 MV) foto-nötronlar önemli problem oluş-turmaktadır. Park JM ve arkadaşları (Park ve diğ.,2011) mix enerjili foton ışınları kullanılarak (6 MV ve 15 MV) nötronlardan kaynaklı sekonder kanser riskinin, yalnızca 15 MV foton ışını kullanıldığında oluşabilecek riskin yarısına indirebileceğini rapor etmişlerdir. Ayrıca bu çalış-mada Park JM ve arkadaşlar (Park ve diğ.,2011) mix enerji planlarda, rektum duvarının süre-k-li olarak daha düşük dozlar aldığını ve ayrıca karışık enerji planlarındaki integral dozların 6MV foton planındakilerin ortalama % 93'üne düşürülebildi-ğini rapor etmişlerdir.

Bu çalışmalarda genel olarak birden fazla enerjinin karma şekilde kullanılarak daha iyi tedavi planları oluşturulmaya çalışılmıştır. Aslında bu çabalar Lineer hızlandırıcılarda var olan sınırlı sayıda foton enerjilerini artırma çalışmalarıdır. Oysa Lineer Hızlandırıcıda ki enerji sayısı ne kadar fazla ise hastaya uygun enerjiye ulaşılması o kadar olası hale gelmektedir. İki enerjili bir Linakta arada reel bir enerji olmaması linak'ın kullanımını önemli ölçüde kısıtlamaktadır. Bunun bir çözümü 6-10 ve 15 MV foton enerjilerinin farklı kombinasyonları ile istenilen sanal ara enerjinin elde edilmesidir.

Bu tez çalışmasında ilk defa reel enerjilerin farklı oranlarda kombinasyonu ile linakta yeterli miktarda sanal foton enerjisi elde edilmeyi ve bu kombinasyonlarla elde edilen sanal enerjilerin dozimetrik olarak Tedavi Planlama verileri ile karşılatırılması ve klinik olarak kullanılabilirliği araştırıldı.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. X-IŞINLARI

X-ışınları bir gaz deşarj tüpünde katot ışınları (elektron akışı) üzerinde çalışırken 1895'te Röntgen tarafından keşfedildi. Tüpün dışında tespit edilebilen başka bir tip radyasyon üretilmediğini (muhtemelen elektronların tüpün cam duvarları ile etkileşimi ile) gözlemledi. Bu radyasyon opak maddelere nüfuz edebilir, floresans üretebilir, bir fotografik plakayı karartabilir ve bir gazı iyonize edebilir. Wilhelm Conrad Röntgen, bu radyasyonu X-ışınları olarak adlandırdı. Bu tarihi keşfin ardından, X-ışınlarının doğası kapsamlı bir şekilde incelenmiş ve diğer birçok özellik çözülmüştür. Bir tür elektromanyetik radyasyon olarak sınıflandırıldıklarında zamanla doğaları hakkındaki bilgi büyük ölçüde arttı.

2.1.1. X-Işını Üretimi

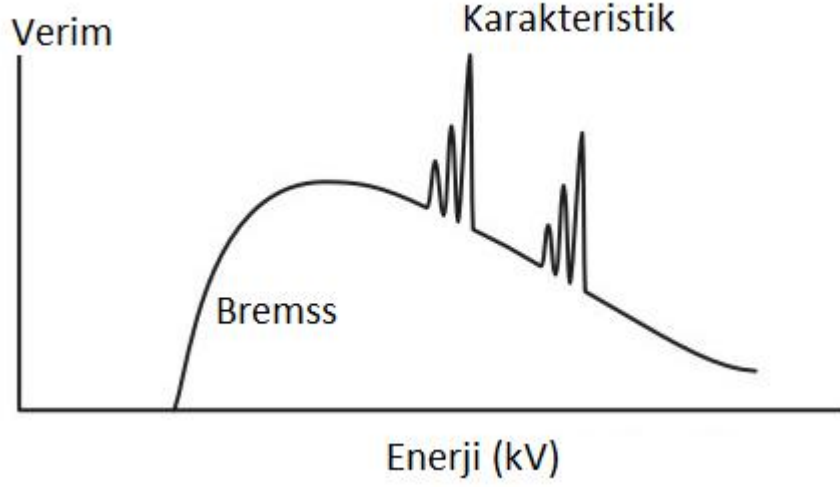
Hızlanan elektronlar madde ile etkileştiğinde X-ışınları üretilir. Radyografik bir X-ışını tüpünde, enerjik elektronlar bir hedef malzeme ile etkileşime girer ve elektronların kinetik enerjisinin bir kısmı elektromanyetik radyasyona veya X-ışınlarına dönüştürülür (elektronların kinetik enerjisinin çoğu ısı olarak dağıtılır). Şekil 2.1'de gösterilen basitleştirilmiş X-ışını tüpü elektrik devresi, bir radyografik tüp ile röntgen üretmenin temel sürecini göstermektedir. Bir X-ışını jeneratörü, X-ışını tüpünün katot ve anot bileşenleri arasında büyük bir potansiyel fark (20-150 kV) sağlar. Ayrı bir düşük voltaj devresi (jeneratör tarafından da sağlanır), tüpün katodundaki bir tel filamenti içinden bir akım üretir. Tel filamentindeki akım, ısınmasına ve termioyonik emisyon adı verilen bir süreç olan elektron yaymasına neden olur. Yayılan elektronlar katottan anoda olan büyük potansiyel farkla hızlandırılır. Katot içindeki tel filamentindeki elektronların akışına filament akımı denir. Tüpün katot ve anot bileşenleri arasındaki elektron akışına tüp akımı denir. Anot içindeki anot hedefinde, enerjik elektronlar iki şekilde X-ışınlarına dönüştürülür. (Frank,1997)

duğundan, düşük enerjili X-ışınlarının üretilmesi, yalnızca elektronlar çekirdeğe yakın hareket ettiğinde üretilen yüksek enerjili X-ışınlarından daha olasıdır. Mümkün olan maksimum X-ışını enerjisi, bir elektron doğrudan bir çekirdeğe çarptığında ve tüm kinetik enerjisini bir X-ışını şeklinde bıraktığında üretilir. Filtrelenmemiş bir spektrum için, üretilen Bremsstrahlung X-ışınlarının enerjisi, sıfırdan jeneratörün kilovolt tepe ayarı ile belirlenen bir maksimum değere kadar değişir.

Bremsstrahlung X-ışını çıkışını maksimuma çıkarmak için, yüksek atom numarası olan bir hedef materyalin ve dolayısıyla daha büyük pozitif yüke sahip bir çekirdeğin kullanılması arzu edilir; bu hızlandırılmış elektronların elektrostatik sapmasını daha olası hale getirir. Tungsten, hem yüksek atom numarası ($Z = 74$) hem de yüksek erime noktası nedeniyle seçilen yaygın bir anot malzemesidir. (Zink,1997)

2.1.3. Karakteristik X-ışınları

Hedefe doğru hızlanan elektronların enerjisi yeterince yüksekse, hedef materyaldeki bir iç kabuk elektronu ile etkileşime giren hızlandırılmış elektronun bir sonucu olarak karakteristik bir X-ışını üretilir. Hedef materyalin orbital elektronları, ayrı bağlayıcı enerjilerde çekirdeğe bağlanır. Hızlandırılmış elektronun enerjisi bağlanma enerjisini aşarsa, iç kabuktan bir elektronu koparabilir ve böylece boş bir iç kabuk oluşur. Daha sonra bir dış kabuk elektronu, dış ve iç kabuklar arasındaki bağlanma enerjisi farkına eşit bir X-ışını enerjisi yayarak boşluğu dolduracaktır. Birçok enerji geçişi mümkün olmakla birlikte, diagnostik radyografideki çoğu karakteristik röntgen ışını, en içteki K kabuğu içindeki, bitişik L, M ve N kabuklarından elektronlarla doldurulan boşluklardan kaynaklanır. Şekil 2.2:'de bir X-ışını tüpünün emisyon spektrumuna ayrı enerji seviyelerinde katkıda bulunan X-ışını yoğunluğunu göstermektedir. Genel bir radyografik röntgen tüpü için karakteristik radyasyon, toplam röntgen yoğunluğunun %20'sine kadar katkıda bulunabilir. Geri kalan %80'i Bremsstrahlung ışınlarından kaynaklanmıştır. Üretilen karakteristik röntgen ışınları için, hızlandırılmış elektronların enerjisi, hedef malzemenin K-kabuk bağlama enerjisini (tungsten için 69.4 keV, molibden için 20keV) aşmalıdır. (Zink,1997)



Şekil 2.2: Bir röntgen tüpünden elde edilen X-ışını enerji spektrumu.

2.2.RADYOTERAPİ

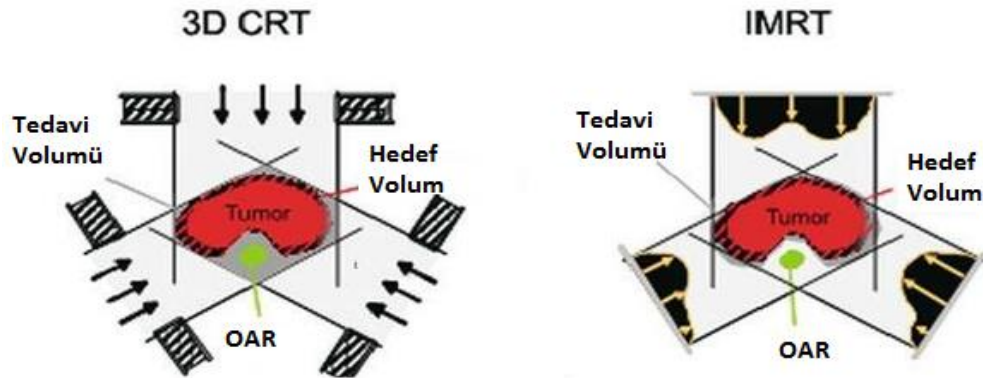
Radyoterapide amaç; hedeflenen hacimi istenilen dozla ışınlarken aynı zamanda çevre dokuları da maksimum düzeyde korumaktır (Esch ve diğ.,2006). Bu amacın çevresinde sürekli olarak tedavi tekniklerini geliştirme çabası sürmektedir. Konvansiyonel Radyoterapi olarak bilinen süreçte henüz bilgisayarlı tomografi üretilmemişti ve radyoterapi, 2 boyutlu düz röntgen filmlerinden elde edilen sınırlı detaya sahip görüntüler ile yapıılıyordu.

Ancak 1990’lardan sonra Bilgisayarlı Tomografinin kliniklerde yaygın olarak kullanılması ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler, 3 boyutlu radyoterapi dönemini başlattı. Bilgisayarlı tomografi ile elde edilen 3 boyutlu görüntüler yardımı ile tümör ve korunması gerekli kritik organların tedavi planlaması daha hassas yapılmaya başlandı. Öte yandan hastaya özgü blok dökme cihazlarının yardımıyla da klasik jaw (çene) kolimatör sistemlerinin yapamadığı daha hassas organ korumaları yapılmaya başlandı. Böylece 2 boyutlu Konvansiyonel Radyoterapiye (2D-CRT) göre çok daha başarılı bir teknik olan 3 boyutlu Konformal Radyoterapi (3D-CRT) dönemine geçildi (Tokatlı ve diğ.,2005). Sonraki yıllarda da lineer hızlandırıcıların jaw kolimatör sistemlerine Multi Leaf Collimatörlerin (Çok Yapraklı Kolimatör)

(MLC) ilave edilmesiyle hastaya özgü blok dökümlerinin yarattığı fazladan iş gücüne de gerek kalmadı.

Radyoterapini sonraki aşaması Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) (Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Tedavisi (YART) dir. Burada tümörün şekline benzeyen konkav doz dağılımlarının elde edilmesi amaçlanmaktadır. Böylece 3D-CRT ile elde edilemeyen doz dağılımları elde edilebilmiştir. Dozun daha iyi kapsanmasının sağlanması ile normal doku dozlarının azaltılması ve sonuçta tümör dozunun artırılması amaçlanmaktadır. Kritik organ dozları ne kadar aşağı indirilirse tümöre verilebilecek doz miktarı da o oranda artırılabilir. Bu da hastanın tedavi şansının artmasına yardımcı olabilir. Son zamanlarda IMRT kritik organ dozları istenilen sınırlarda tutulurken tümör dozlarını arttırmada önemli bir seçenektir. (JongMin ve diğ.,2011)

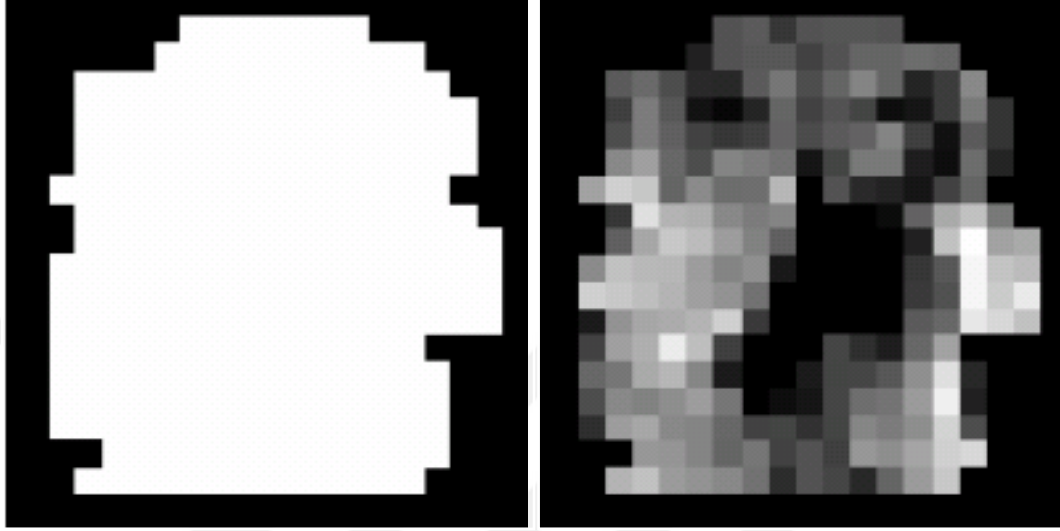
3D-CRT alanının tamamı homojen bir şekilde ışınlanırken, IMRT de alan homojen olarak ışınlanmamaktadır. Burada amaç sürekli olarak kritik organı korumayı amaçlayan küçük küçük alanlardan oluşan bir büyük alan elde etmektir. Böylece tedavi alanlarının tamamı bir araya geldiğinde tümörde oldukça iyi bir doz dağılımı elde edilirken kritik organ dozu mini-mize edilmektedir. Şekil 2.3 ve Şekil 2.4:'de 3D-CRT ve IMRT gösterilmiştir.



Şekil 2.3: 3D-CRT ve IMRT de OAR'ın olduğu bölgelerde alınan doz farklarının gösterilmesi.

3D-CRT alanlarında doz alanın her yerinde homojen iken IMRT de OAR'ın (Organ at Risk) olduğu bölgelerde doz azaltılarak verilir. Okların uzunluğu doz şiddetini temsil eder. 3D-CRT de alan içindeki okların hepsi aynı boydayken, IMRT deki okların farklı boylarda olduğuna

dikkat edin. IMRT de tümörün arkasında OAR varsa burada açılacak segmente düşük doz verilir, tümörün arkasında OAR yoksa bu segmente yüksek doz verilir. Böylece IMRT deki doz konkav şekilli olmuştur ve OAR alan dışına çıkmıştır.



3D-CRT ALANI

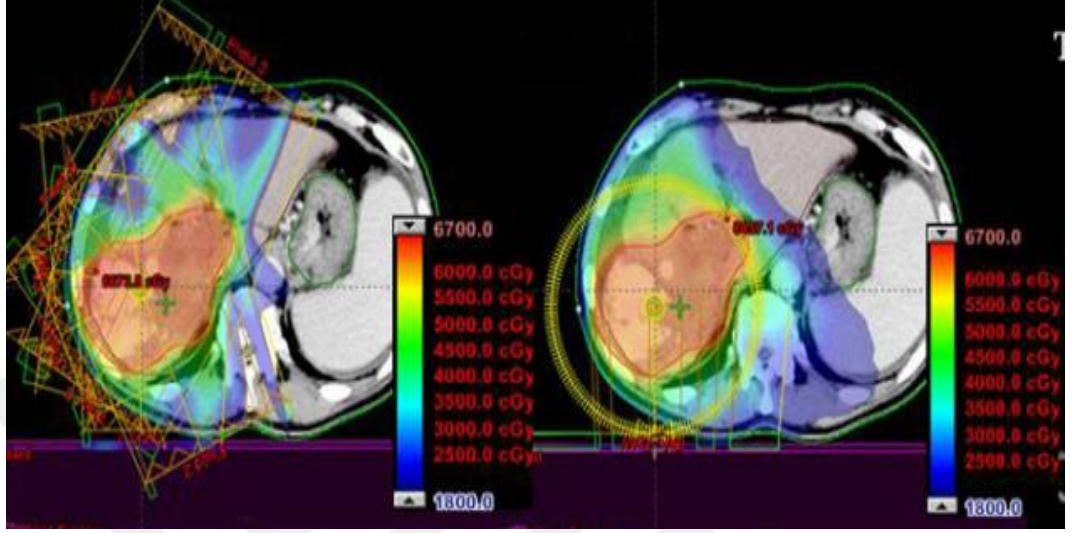
IMRT ALANI

Şekil 2.4: 3D-CRT alanı homojen doz dağılımı ve IMRT de küçük alanlarının oluşturduğu homojen olmayan doz dağılımı.

Alanın her yeri aynı dozu alır. Alan içindeki doz dağılımı homojendir. Oysa IMRT de küçük alanlarının oluşturduğu homojen olmayan doz dağılımı vardır. (Yoğunluk Ayarlı Radyo Terapi ismi buradan gelmektedir). Alan içinde radyasyon yoğunlukları kritik organ pozisyonuna göre oluşan segmentlerle (alt alanlar) ayarlanmıştır. IMRT alanlarında siyah bölgeler az doz almıştır. Bunun anlamı bu kısımlara denk gelen segmentler OAR'ı görmektedir.

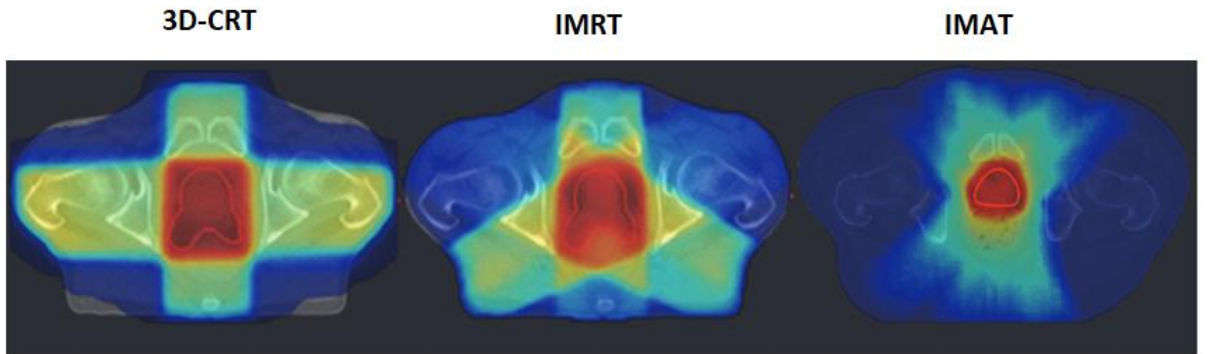
IMRT de tıpkı 3D-CRT de olduğu gibi sabit gantry açılarında ışınlama alanları kullanılmaktadır. Yukarıda anlatıldığı üzere bu iki teknik arasındaki fark alan içindeki dozların homojenlikleridir. 3D-CRT de alan içindeki doz dağılımı homojen iken IMRT de doz homojen değildir. Bu homojen olmayan doz dağılımını elde etmemizi sağlayan kolimasyon hareketi dinamik MLC hareketleridir. Işınlama sırasında MLC'ler sürekli hareket ederek hep bir sonraki segmenti elde etmemizi sağlar. IMRT' nin bir ileri aşamasında ışınlama sırasında hareketli MLC lerin yanında hareketli gantry ile yapılan Intensity Modulated Arc Therapy (IMAT) (Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavi) (YAAT) tekniği vardır. Şekil 2.5'de IMAT ve IMRT doz dağılımları gösterilmiştir.

IMAT da sabit gantry açılarında alanlar kullanmak yerine belli bir açı aralığında (Örneğin; 0-180-yarım ark ve 0-360 derece-tam ark aralığında) dönen gantry ile sürekli bir ışınlama tekniğini kullanmaktadır. Bu teknikte hem gantry dönüyor hem de MLC' ler hareket ediyor.



Şekil 2.5: Karaciğer ışınlaması için IMRT ve IMAT doz dağılımları.

IMRT de 5 sabit gantry açısında alan kullanılırken IMAT'de 0-360 açı aralığında 1 tam yay ışınlama yapılmaktadır. MLC ye sahip Klasik bir Linakla yapılabilecek tedavi teknikleri önceki kısımlarda anlatılan 3D-CRT, IMRT ve IMAT ışınlama teknikleridir (Eskens ve diğ.,2020). Şekil 2.6:'de görüldüğü üzere teknikler ilerledikçe tümör etrafında daha yoğun bir doz dağılımı elde edilirken sağlam doku dozları da azalmaktadır. Ancak yine de tüm vücudun düşük dozlarda da olsa ışınlaması (mavi alanlar) söz konusudur. IMRT ve IMAT'ında ileride çıkabilecek ikincil kanserlere sebep olabileceği göz önüne alınmalıdır. (Cakir ve diğ.,2015). Şekil 2.6'de 3 farklı tedavi modeli karşılaştırılmaktadır.



Şekil 2.6: Tedavi modelleri ilerledikçe tümör şekline benzeyen bir izodoz dağılım şekilleri.

2.3. RADYOTERAPİDE KULLANILAN TEDAVİ CİHAZLARI

2.3.1. Yüzeysel Tedavi Cihazları (50-150 KV)

Yüzeysel terapi terimi, 50 ile 150 kV arasındaki potansiyelerde üretilen X-ışınları ile yapılan tedavileri kapsar. Değişen filtrasyon kalınlıkları (1-6 mm Al) eklenir ve ışın demeti istenilen derecede sertleştirilir. Sertleşme veya ışın kalitesi derecesi yarı değer kalınlığı (HVL) olarak ifade edilebilir. HVL, ışın yoluna sokulduğunda maruz kalma oranını yarıya indiren belirli bir malzemenin kalınlığı olarak tanımlanır. Yüzeysel aralıkta kullanılan tipik HVL'ler 1.0 ila 8.0 mm Al'dir.

Yüzeysel işlemler genellikle makinenin diyaframına takılabilen aplikatörler veya koniler yardımıyla verilir. Kaynak Cilt Mesafesi (Source Skin Distance-SSD) tipik olarak 15 ila 20 cm arasında değişir. Makine genellikle 5 ila 8 mA'lık bir tüp akımında çalıştırılır. Bu kalitede yüzeysel bir ışın, yaklaşık 5 mm derinliğine kadar (yaklaşık % 90 derinlik dozu) sınırlı tümörleri ışınlamak için verimlidir.

Yüzeysel X-ışınları uzun süredir kanser tedavisi olarak kullanılan bir radyasyon türüdür. Cilt kanseri gibi tümörlerin tedavisinde uygulanır. Yüzeysel kanser tedavisinde, tedavi röntgenler ışınları cilt yüzeyinin birkaç milimetre içindeki kanser hücrelerini yok eder. Radyasyon sadece cildin derinine nüfuz ettiğinden, diğer organlara ve normal dokulara yan etkiler sınırlıdır. Bu derinliğin ötesindeki tümörleri yüksek cilt dozları oluşması sebebiyle ışınlamak uygun olmaz.

Yüzeysel röntgen tedavisi, burun kıvrımları veya göz kapakları gibi hassas bölgelerde cilt kanseri cerrahisine iyi bir alternatiftir. Bu ışınlar, büyük tümörler veya cilt bölgesinde cerrahi ile tedavi edilmesi zor olan ana tedavi olarak kullanılabilir. Ayrıca, genel sağlık tehlikesi nedeniyle cerrahiye tolere edemeyen hastaları tedavi etmek için de kullanılabilir.(Khan,2014)

2.3.2.Ortho Voltaj Tedavi Cihazlar (150-500 KV)

Orthovoltaj terapisi veya derin terapi terimi, 150 ile 500 kV arasındaki potansiyelerde üretilen röntgenlerle tedaviyi tanımlamak için kullanılır. Çoğu orthovoltaj ekipmanı 200 ile 300 kV aralığındaki potansiyelerde ve 10 ile 20 mA aralığında ki akımda çalıştırılır. 1 ile 4 mm Cu arasında HVL elde etmek için çeşitli filtreler tasarlanmıştır. Her ne kadar ışınlar istenen boyuta toplamak için koniler kullanılabilse de, kurşun plakalardan oluşan hareketli bir diyafram sürekli olarak ayarlanabilir bir alan boyutuna izin verir. SSD genellikle 50 cm'ye ayarlanır.

Orthovoltage, 60 yıldan uzun süredir kullanılan bir radyasyon tedavisidir. Bu tedavide kullanılan X-ışınları kanser hücrelerini öldürecek kadar güçlüdür, ancak cildin yüzeyinden birkaç milimetreden daha fazla nüfuz etmez, bu da cilt kanserleri ve keloidler dahil malin olmayan cilt lezyonları gibi çok yüzeysel, küçük tümörler için etkili bir tedavi sağlar. Orthovoltage, burun, göz kapakları veya kulak kıvrımları gibi hassas bölgelerde cilt kanseri için cerrahiye mükemmel bir noninvaziv alternatiftir.

Cilt dozu ve derinlik-doz dağılımı burada düşük enerjili ışınların getirdiği sınırlamalara iki örnek olarak sunulmuş olsa da, kemikte absorbe olan dozun artması ve orhovoltaj ışınlarının kemiğin arkasındaki tümörlerin tedavisi için uygun olmayan artan saçılma miktarı gibi başka olumsuz özellikleri de vardır. (Khan,2014)

2.3.3.Süper Voltaj Cihazlar (500-1.000 KV)

500 ile 1.000 kV aralığındaki röntgen tedavisi, yüksek voltaj terapisi veya supervoltaj tedavisi olarak belirlenmiştir. Daha yüksek enerjili röntgen ışınları arayışında,1950'lerde ve 1960'larda yüksek voltajlı makineler geliştirmek için önemli ilerlemeler kaydedildi. O zaman en büyük sorun, yüksek voltaj transformatörünün yalıtılmasıydı. Kısa süre sonra geleneksel trafo sistemlerinin 300 kV'nin üzerinde potansiyel üretmek için uygun olmadığı anlaşıldı. Ancak, zamanın hızla gelişen teknolojisi ile yüksek enerjili makinelerin tasarımına yeni yaklaşımlar bulunmuştur. Bu makinelerden biri, voltajın çok verimli bir şekilde yükseltildiği rezonant transformatördür. (Khan,2014)

2.4.Mega Voltaj Cihazlar

2.4.1. Co-60 Teleterapi Cihazları

Bu cihazda radyoaktif Co-60 kaynağından elde edilen gamma ışınları ile tedavi yapılır. Kaynağın bulunduğu kafa (Gantry) hasta etrafında 360 derece dönebilmekte, böylece hastaya istenilen her yönde ışın verilebilmektedir (Laughlin ve diğ.,1986).Işınlama sırasında teknisyen odanın dışına çıkar, hasta kıpırdamadan yatar. Işınlamanın sonunda kaynak yuvasına çekilir. Co-60 kaynağı (yaklaşık 2 cm çaplı bir silindir) başlangıç aktivitesi yaklaşık 5000 Ci olan aktiviteye sahiptir. Kaynak mekanik bir sistem aracılığı ile ışınlama sırasında ışınlama pençeresine itilir. Işınlama süresince bu pozisyonda kalan kaynak tedavi bitiminde koruma kabına

geri çekilir. Co-60 cihazları son zamanlarda kullanımdan kaldırılmıştır. Ülkemizde halen kullanılan birkaç cihaz kalmıştır. Şekil 2.7’de cihaz ve kaynaklar görülmektedir.



Şekil 2.7: Co-60 cihazı ve kaynağı.

2.4.2. Van De Graaff Cihazları

Van de Graaff makinesi, yüklü parçacıkları hızlandırmak için tasarlanmış elektrostatik bir hızlandırıcıdır. Radyoterapide ünite, elektronları tipik olarak 2 MV'de yüksek enerjili X-ışınları üretecek şekilde hızlandırır. Bu makinede, hareketli bir yalıtım bandına 20 ila 40 kV şarj gerilimi uygulanır. Bir korona deşarjı meydana gelir ve kayışa elektronlar püskürtülür. Bu elektronlar, küresel bir kubbeye bağlı bir toplayıcı tarafından çıkarıldıkları tepeye taşınırlar. Küre üzerinde negatif yükler toplandıkça, küre ve zemin arasında yüksek bir potansiyel fark gelişir. Bu potansiyel bir filaman, bir dizi metal halka ve bir hedeften oluşan X-ışını tüpüne uygulanır. Halkalar, alttan üste eşit bir potansiyel düşüş sağlamak için dirençlere bağlanır. X-ışınları elektronlar hedefe çarptığında üretilir. Van de Graaff makineleri, sadece boyut ve gerekli yüksek voltaj yalıtımı ile sınırlı olan 25 MV'ye kadar gerilimlere ulaşabilir. Normalde yalıtım bir azot ve CO₂ veya kükürt hekzaflorür (SF₆) karışımı ile sağlanır. Jeneratör çelik bir tank içine konur ve yaklaşık 20 atm basınçta gaz karışımı ile doldurulur. Klinik kullanım için Van de Graaff ve rezonant transformatör üniteleri artık ticari olarak üretilmemektedir. Bunun nedeni kobalt-60 üniteleri ve doğrusal hızlandırıcılar gibi teknik olarak daha iyi makinelerin ortaya çıkmasıdır. (Khan,2014)

2.4.3. Betatron

Betatronun çalışması, değişen bir manyetik alandaki bir elektronun dairesel bir yörüngede hızlanması ilkesine dayanır. Hızlandırıcı tüp içi boş bir simit şeklinde şekillendirilir ve alternatif bir akım mıknatısının kutupları arasına yerleştirilir. Alternatif akım döngüsünün başladığı anda bu boşaltılmış simit içine bir enjektör tarafından bir elektron darbesi verilir. Manyetik alan yükseldikçe, elektronlar sürekli olarak hızlanma yaşar ve tüpün etrafında artan hız ile döner. Alternatif manyetik alanın ilk çeyrek döngüsünün sonunda, elektronlar birkaç bin devir yapar ve maksimum enerji elde edilir. Bu anda veya daha önce, istenen enerjiye bağlı olarak, elektronlar ek bir çekici kuvvetle yörüngeden spiral şeklinde çıkarılır. Daha sonra yüksek enerjili elektronlar, X-ışınları üretmek için bir hedefe veya geniş bir elektron ışını üretmek için saçılma folyosuna çarptırılırlar. (Khan,2014)

2.4.4. Mikrotron

Mikrotron, hem doğrusal hızlandırıcı hem de siklotronun prensiplerini birleştiren bir elektron hızlandırıcıdır. Mikrotronda elektronlar, bir veya daha fazla mikrodalga boşluğunun salınımlı elektrik alanı ile hızlandırılır. Manyetik alan elektronları dairesel bir yörüngede hareket etmeye ve boşluğa dönmeye zorlar. Elektronlar boşluktan tekrarlanarak daha yüksek ve daha yüksek enerji aldıkça, manyetik alanda artan yarıçapın yörüngelerini tamamlarlar. Boşluk voltajı, frekansı ve manyetik alanı, elektronlar her seferinde boşlukta doğru faza ulaşacak şekilde ayarlanır. Elektronlar yaklaşık olarak sabit bir hızda (neredeyse ışık hızı) hareket ettikleri için, yörüngelerin yol uzunluğu devir başına bir mikrodalga dalga boyu ile artarsa yukarıdaki durum korunabilir.

Elektronların bir yörüngeden çıkarılması, manyetik alanın etkisini taranan dar bir çelik sapırma tüpü ile gerçekleştirilir. Kiriş enerjisi seçildiğinde, sapma tüpü kirişi çıkarmak için otomatik olarak uygun yörüngeye taşınır. Mikrotronun karşılaştırılabilir enerjinin doğrusal bir hızlandırıcısına göre temel avantajları, basitliği, kolay enerji seçimi ve yayılan küçük ışın enerjisi ile makinenin daha küçük boyutudur. Hızlandırılmış elektronların düşük enerji yayılımı ve küçük ışın yayılımı (ışın çapı ve ıraksama ürünü) nedeniyle ışın taşıma sistemi büyük ölçüde basitleştirilmiştir. Bu özellikler, birkaç tedavi odasına bir ışın sağlamak için tek bir mikrotron kullanımını teşvik etmiştir. Üretilen bazı modellerde 6 veya 10 ve 21 MV'likiki X-ışını demeti ve 2, 5, 7, 9, 11, 13, 16, 18, 20 ve 22 MeV'lik 10 elektron demeti bulunuyordu. (Khan,2014)

2.4.5.Siklotron

Siklotron, esas olarak nükleer fizik araştırmaları için kullanılan yüklü bir parçacık hızlandırıcıdır. Radyasyon terapisinde, bu makineler proton ışını terapisi için yüksek enerjili proton kaynağı olarak kullanılmıştır. Daha yakın zamanlarda, siklotronlar nötron ışınlarının üretilmesi için benimsenmiştir. İkinci durumda, döteronlar yüksek enerjilere hızlandırılır ve daha sonra nükleer reaksiyonlarla nötron üretmek için uygun bir hedefi vurmak için yapılır. Böyle bir reaksiyon, yüksek enerjiye (yaklaşık 15 ila 50 MeV) hızlandırılmış bir döteryum demeti, berilyum gibi düşük atom sayısına sahip bir hedefe çarptığında meydana gelir. Nötronlar soyuma adı verilen bir işlemle üretilir. Siklotronun tıpta bir başka önemli kullanımı, belirli radyonüklitlerin üretimi için bir parçacık hızlandırıcısıdır. (Khan,2014)

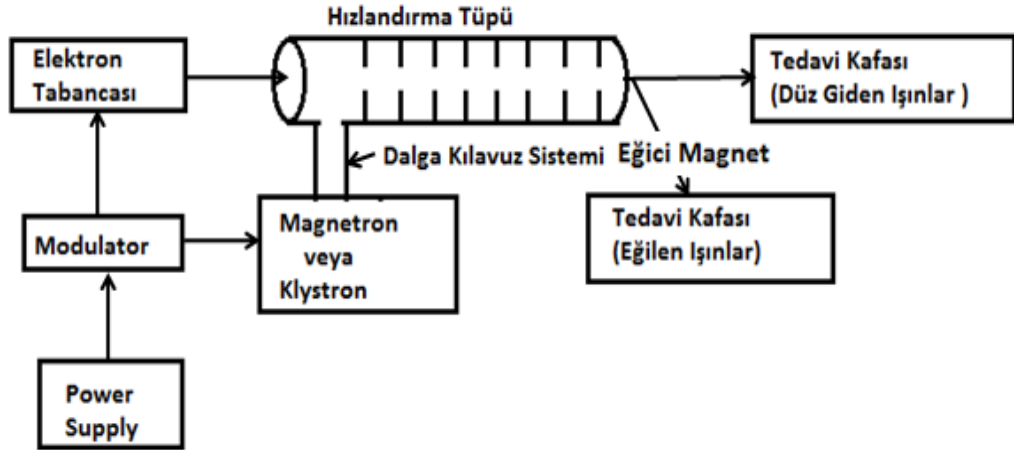
2.4.6.Lineer Hızlandırıcılar

Radyoterapinin ilk yıllarında, konvansiyonel X-ışını tüpleri ve çeşitli düzeneklerle elde edilen düşük (50-150 kV), orta (150-500 kV) ve süper voltaj (500-1000 kV) enerjili X-ışınları yaygın olarak kullanılmaktaydı. Ancak bu enerjilerdeki X-ışınlarının derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde yetersiz kalması ve Mega-Voltaj seviyelerindeki enerjilerin konvansiyonel X-ışını tüpleri ile elde edilemeyeceğinin anlaşılması üzerine yüksek enerjili X-ışını üretebilecek cihazların tasarımlarına başlandı. Bu amaçla 1930-1950 lerde ilk Lineer elektron hızlandırıcı (LINAC) üretimi başladı ve klinikte kullanılmaya başlandı. Günümüz medikal hızlandırıcıları (Şekil 2.8) modern olanakların tamamını içeren yapılarla üretilmektedir.



Şekil 2.8: Günümüzün modern görüntüleme sistemlerinide içeren hibrit medikal lineer hızlandırıcı.

Medikal Lineer hızlandırıcılar aslında bir elektron hızlandırıcısıdır. Işık hızının yaklaşık 0.33 katına kadar hızlandırılan elektronlar tedavi ihtiyacına göre ya elektron olarak hastanın üzerine gönderilir ya da elektronları uygun bir hedefe çarptırarak elde edilen foton ışınlarına dönüştürülerek hastanın üzerine gönderilirler. Burada hassas nokta elektronların 6-20 MeV enerjilere kadar hızlandıracak sistemdedir. Zira bu enerjiler standart bir röntgen tüpünde elektronları hızlandırmak için kullanılan elektriksel potansiyel farkı ile elde edilemeyecek kadar yüksektir. Bu aşamada 3000 MHz frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanılarak elektronların hızlandırılması işlemi devreye girmektedir. Başlangıç enerjileri 50 keV olan elektronları mikrodalga bölgesindeki elektromanyetik dalgaların üzerine bindirilmesi ile 1 metrelik bir vakum ortamında elektronlar 20 MeV'luk çıkış enerjilerine kadar hızlandırılabilirler. İstenirse bu elektronlar yine tungsten gibi bir ağır metale çaptırılarak 15 MV enerjili X-ışını fotonlarına çevrilebilirler. Aşağıdaki Şekil 2.9'da bir Medikal Linakın ana bileşenleri görülmektedir. (Greene ve diğ.,1997)



Şekil 2.9: Bir Medikal Lineer Hızlandırıcının ana ve yan bileşenleri.

Sadece 4 MV foton üreten bir Linak için eğici magnete gerek olmayabilir. Hızlandırma Tüpü yere dik olarak montaj yapılması durumunda ışınlar doğrudan hasta üzerine yönlendirilmiş olur. Ancak 15 MV gibi yüksek bir enerji ürettiğimizde bu ışınların yatay düzlemden dikey düzleme döndürülmeleri için manyetik alan kullanılır.

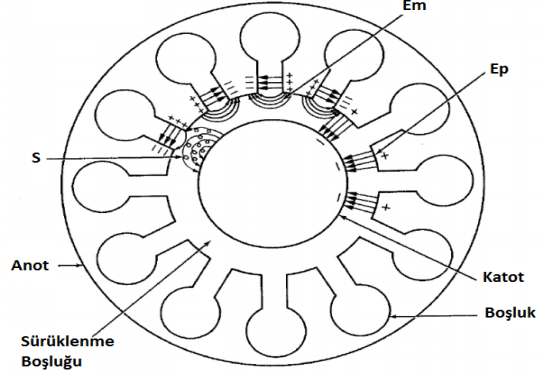
Bir güç kaynağı (powersupply) darbe oluşturuucu ağı ve hidrojen tiratron olarak bilinen bir anahtar tüpünü içeren modülatöre doğru akım (DC) gücü sağlar. Modülatör bölümündeki yüksek voltajlı darbeler birkaç mikrosaniyelik düz tepeli DC darbeleridir. Bu darbeler magnetron veya klystron ve aynı anda elektron tabancasına verilir. Magnetron veya klystronda üretilen darbeleri mikrodalgalar bir dalga kılavuzu sistemi ile hızlandırıcı tüpüne veya yapısına enjekte edilir. Bir elektron tabancası tarafından üretilen uygun anlık elektronlarda hızlandırıcı yapısına darbe enjekte edilir. Hızlandırma tüpü içerisinde de elektronlar ve mikrodalgalar eş zamanlı olarak süper-pose edilirler. Elektronlar, bir sörfçününkine benzer bir ivme süreci ile sinüzoidal elektrik alanından enerji kazanırlar.

Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcı yapısının çıkış penceresinden yaklaşık 3 mm çapında bir kalem demeti şeklindedir. Nispeten kısa hızlandırıcı tüplü düşük enerjili linaklarda (6 MV'ye kadar), elektronların düz ilerlemesine ve X-ışını üretimi için bir hedefe çarpmasına izin verilir. Bununla birlikte, daha yüksek enerjili linaklarda hızlandırıcı yapısı çok uzundur ve bu nedenle yatay olarak veya yataya göre bir açıyla yerleştirilir. Daha sonra elektronlar hızlandırıcı yapı ile hedef arasında uygun bir açıdan (genellikle yaklaşık 90 veya 270 derece) bükülür. Elektron ışınının hassas bükülmesi, bükme mıknatıslarından, odaklama bobinlerinden ve diğer bileşenlerden oluşan ışın taşıma sistemi ile gerçekleştirilir.

2.4.7.Magnetron

Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır (Şekil 2.10'da kesiti görülmektedir) . Magnetron merkezi bir katoda ve katı bir bakır parçasından işlenmiş rezonant boşlukları olan bir dış anoduna sahip silindirik bir yapıya sahiptir. Genellikle 12 MeV veya daha düşük, düşük enerjili lineer hızlandırıcılara güç sağlamak için kullanılır. Bir katot, anot ve mikrodalga boşluklarından oluşur. Mikrodalga boşluklar, yüksek elektriksel ve termal iletkenlik sağlayan verimli işlenmiş silindirlerdir. Elektrik akımı iç duvarlar boyunca akar ve elektrik yüklerini bir boşluk ucundan diğerine taşır. Sonuç olarak, boşluğun eksenini boyunca yoğun elektrik alanları üretilir. Katottan yayılan elektronlar, katot ve anot arasındaki boşaltılan sürüklenme boşluğu boyunca anoda doğru darbeleri bir elektrik alanı ile hızlandırılır. Yük dağılımları (+, -) daha sonra anot kutupları üzerinde indüklenir ve anodun bitişik segmentleri arasında bir mikrodalga frekansı elektrik alanı oluşturulur. Elektronlara verilen manyetik alan ile dairesel bir ark hareketi verilir. Sonuç olarak, elektronlar bu etkiler altında karmaşık spirallerde hareket eder. Elektron ışı-

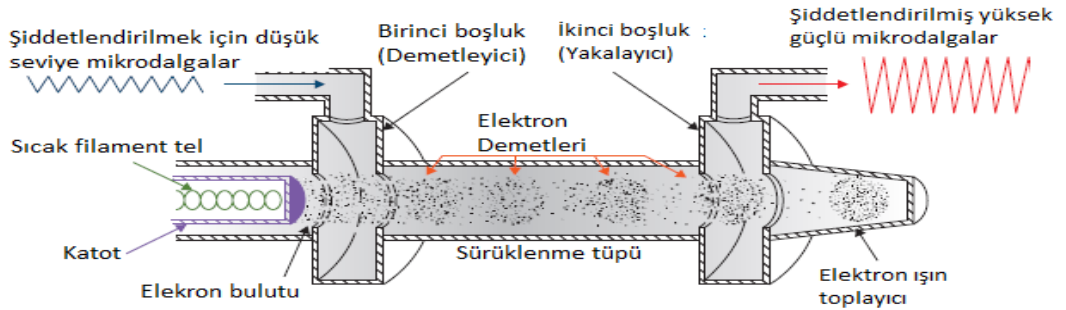
nının kinetik enerjisinin yaklaşık % 60'ı mikrodalga enerjisine dönüştürülür. Mikrodalga enerjisi daha sonra dalga kılavuzlarına iletilir. (Karzmark ve diğ.,1998)



Şekil 2.10: Bir magnetronun enine kesiti.

2.4.8.Klystron

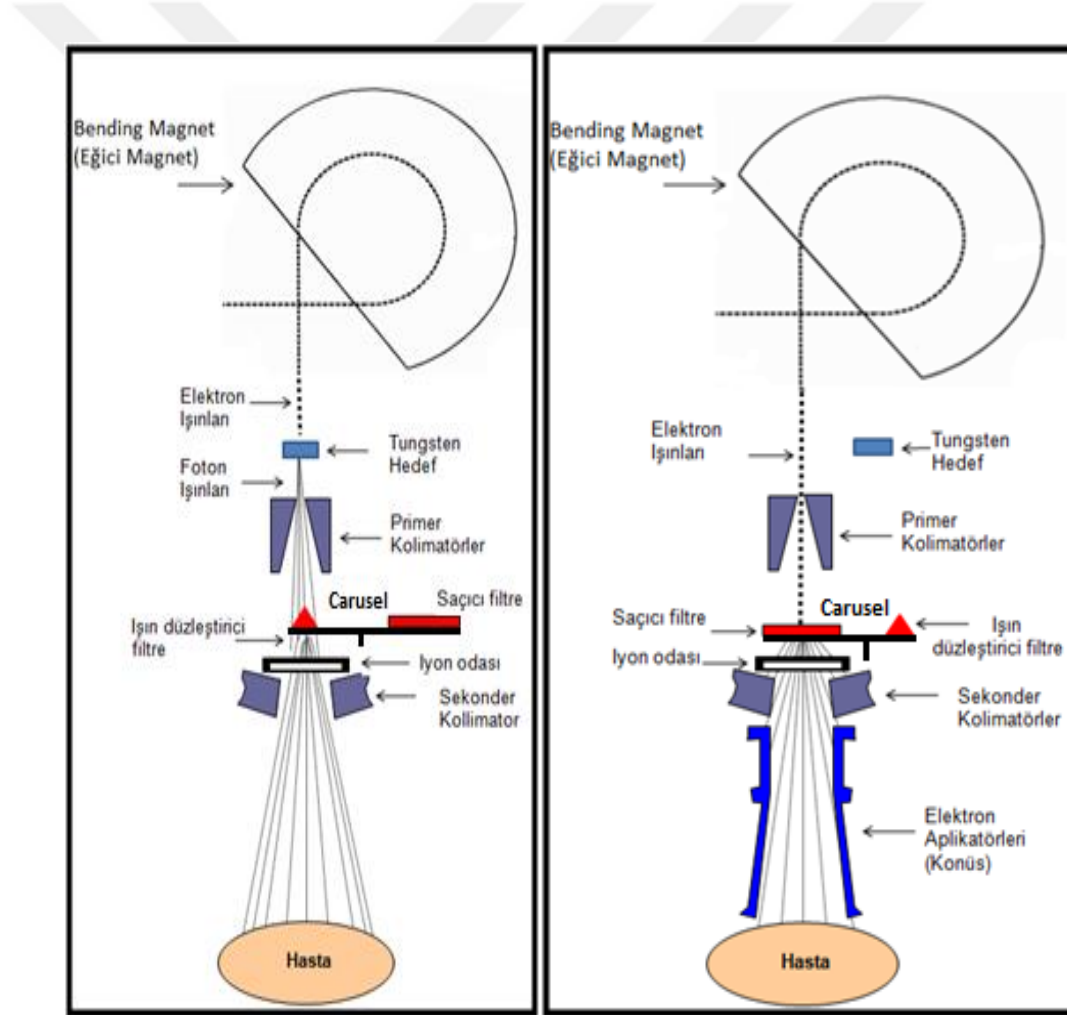
Bir klystron mikrodalga gücü sağlamak için elektronları hızlandırmada kullanılan içi boşaltılmış bir elektron tüpü türüdür. Elektronlar katotta üretilir ve topraklanmış boşluklara doğru hızlandırılır. Hızlandırılmış elektronlar iki rezonant boşluktan geçer ve bunlar demetleme boşluğu ve yakalama boşluğu şeklinde adlandırılır. İlk boşluktan geçen elektronlar RF sürücüsü tarafından üretilen salınımlı RF alanı tarafından hızlandırılır veya yavaşlatılır. Demetlenen elektronlar demet boşluğunun rezonans frekansı ile aynı frekansta yakalama boşluğuna ulaşır. Yakalama boşluğu demetleme boşluğu ile aynı rezonans frekansına sahipse, boşluk elektron demetleri tarafından uyarılır ve elektronlar enerjilerini yakalama boşluğunun RF alanına çok verimli bir şekilde aktarırlar. Daha sonra, klystron tarafından üretilen bir RF sinyali, hızlanan dalga kılavuzuna taşınır.(Karzmark ve diğ.,1998)



Şekil 2.11: Mikrodalga şiddetlendirici olarak kullanılan iki boşluklu klystron tüpünün enine kesiti.

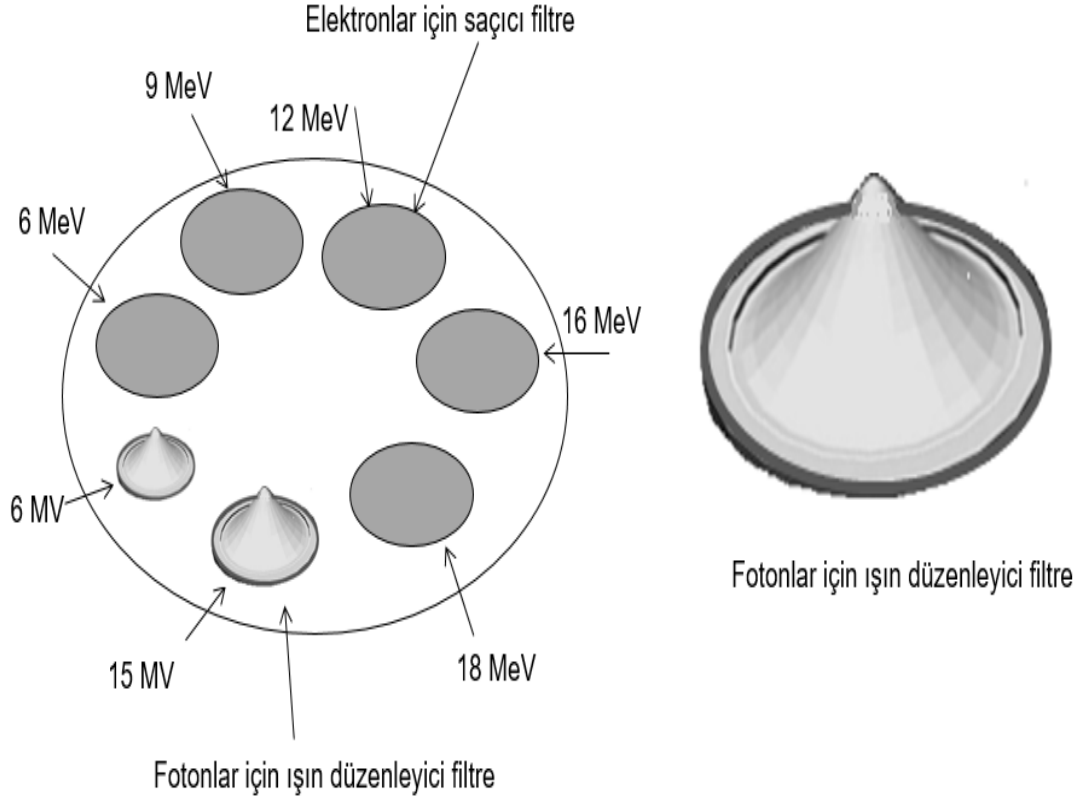
2.5.TEDAVİ KAFASI

Şekil 2.12:'de bir Lineer Hızlandırıcının foton modu ve elektron modundaki kafa yapısının elemanları verilmektedir. Elektron ışınları hızlandırılma tüpünden çıktıklarında 3 mm çapında bir demet halindedir ve eğici magnet (bendingmagnet) aracılığı ile yatay düzlemden dikey düzleme döndürülürler. Bu aşamadan sonra eğer elektron modunda tedavi yapılacaksa 3 mm çapındaki bu elektron demetinin tedavi alanı boyunca uniform olarak yayılması gereklidir. Bu işlem 3 mm'lik elektron demetinin saçıcı ince bir metal folyoya (elektron saçıcı filtre-Scattering foil) çarptırılması ile elde edilir. Eğer foton modunda tedavi yapılacaksa o zamanda 3 mm elektron demeti foton X-ışını üretmek amacıyla tungsten hedefe çarptırılırlar.

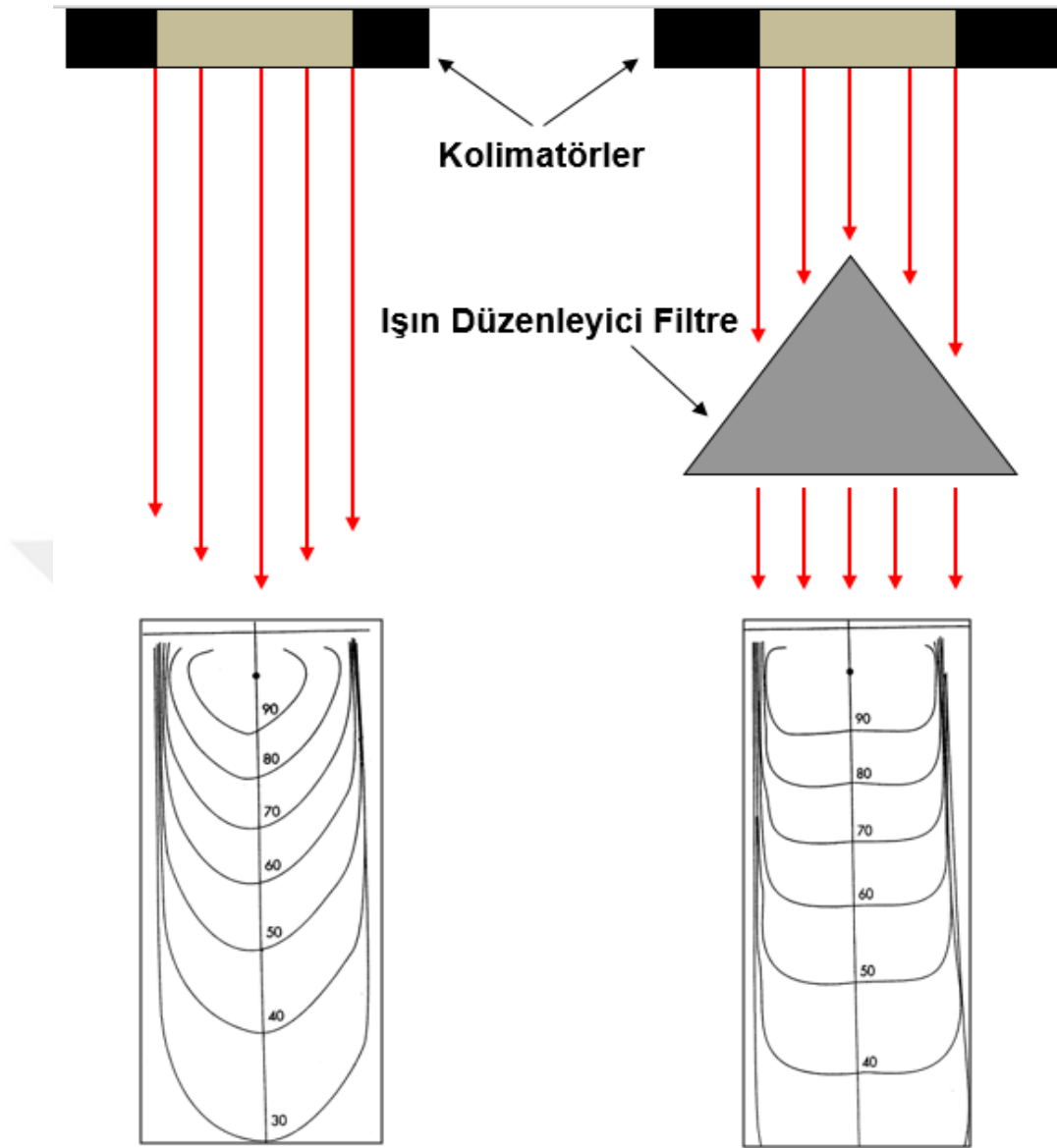


Şekil 2.12:Lineer Hızlandırıcı için foton ve elektron modundaki kafa yapının elemanları.

Ancak üretilen X-ışınlarının merkezindeki ışınları kenarlardaki ışınlara göre daha fazla girici olduğundan bu ışınlarında kurşundan yapılmış topaç şekilli bir filtreden (beam flattening filter- foton ışın düzenleyici filtre) geçirilmesi gerekir (Şekil 2.13). Şekil 2.14’de de ışın düzenleyici filtrenin dozimetrik etkisi görülmektedir. Hem elektron saçıcı foil hem de ışın düzenleyici filtreler her bir elektron ve foton enerjisine özeldir ve her biri için ayrı ayrı daire şekilli bir Carusel üzerine yerleştirilmiştir. Hangi ışın isteniyorsa Carusel dönerek ışın merkezine o ışına ait ya saçıcı filtreyi ya da ışın düzenleyici filtreyi getirir.

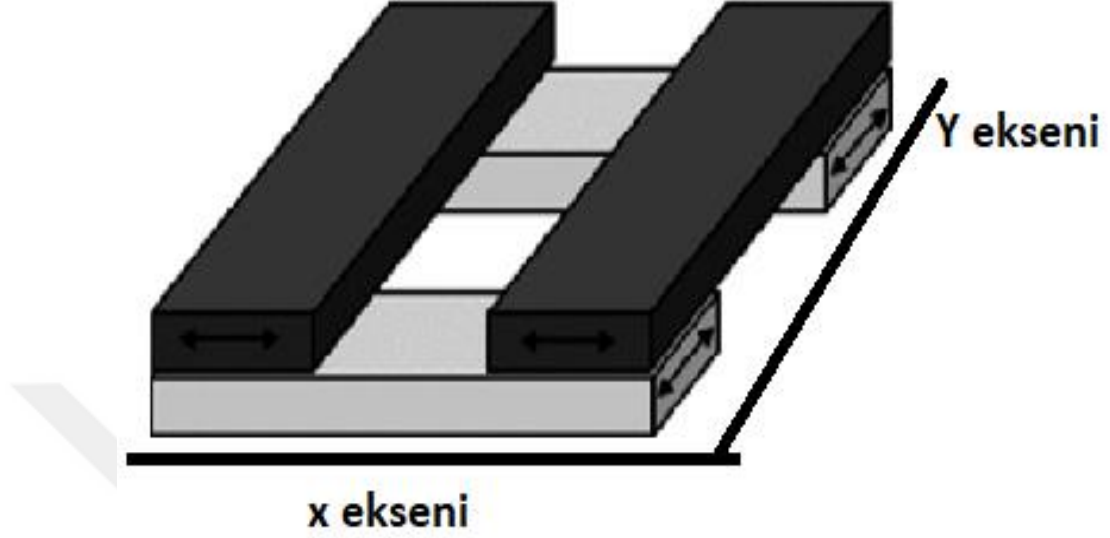


Şekil 2.13: Elektron saçıcı filtreler ve foton ışın düzenleyici filtrelerin Carusel üzerindeki pozisyonları.



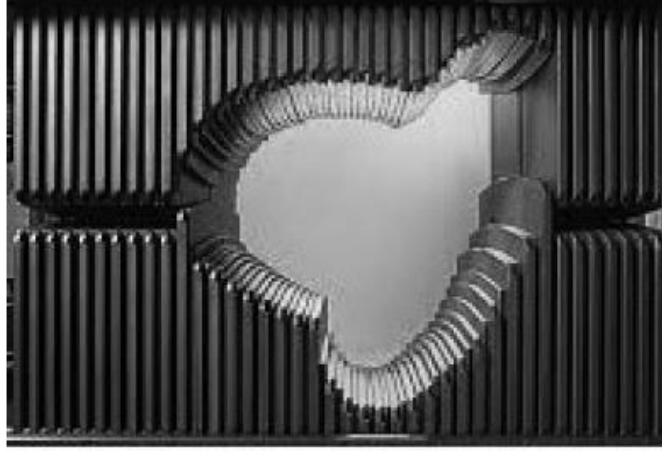
Şekil 2.14: Işın düzenleyici filtrenin dozimetrik etkisi.

Lineer hızlandırıcılarda bir önemli mekanizmada kolimatör sistemleridir. Lineer hızlandırıcılar ilk yapıldığı dönemlerden beri radyasyon alanlarını Jaw (çene) sistemi ile kolime etmektedir (Şekil 2.15). Bu sistemde tungstenden yapılmış 4 bağımsız kalın blok bulunmaktadır. Bu blokların ikisi x ekseninde geometriyi belirlerken diğer ikisi de y ekseninde geometriyi belirler. Bu bloklarla SSD= 100 cm' de alanı $2 \times 2 \text{ cm}^2$ den $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ye kadar tüm kare ve dikdörtgen şekillerde belirleyebilir. Ancak bu çene sistemiyle şekilsiz alanları elde etmek mümkün değildir.



Şekil 2.15: Lineer hızlandırıcının çene kolimasyon sistemi. Bu sistemde karşılıklı her bir çene bağımsız olarak hareket edebilir.

İki binli yıllardan sonra medikal lineer hızlandırıcıları kolimasyon sistemlerindeki en radikal değişiklik gantrye Multi Leaf Kolimasyonların (MLC) (Çok Yapraklı Kolimasyon) eklenmesi olmuştur(Şekil 2.16). Bu kolimasyon sisteminde tek eksen (x veya y eksenlerini birinde) alanı belirleyen çenelerin ince dilimler (40 ila 120 dilim arası) haline getirilmesidir. Bu ince kolimasyon yapraklarının her biri kendi başına bağımsız olarak hareket edebilir. Bu sayede kare ve dikdörtgen alanların dışında tümörün şekline benzeyen radyasyon alanları elde edilebilmektedir. Tümör şekilli alanlar için MLC'ler den önce hastaya özgü bloklar dökülürdü. MLC'lerin linakların kafasına ilave edilmesi ile bu blokların hazırlanması ve kullanılmasındaki zorluklardan kurtulmuş oldu. Ayrıca MLC'ler IMRT tedavilerin olmazsa olmaz bir aracıdır. IMRT de MLC kullanmak zorunludur. Her bir alan içindeki segmentler (alt alanlar) ancak MLCler ile elde edilebilir. 6 alanlı bir IMRT prostat tedavisi göz önüne alındığında her bir alanın ortalama 7 alt alanı (7 segment) olması durumunda tedavi boyunca 42 küçük alan ışınlanacak demektir. Bu yüksek sayıda küçük alan ancak bilgisayarla kontrol edilebilen MLC'ler ile elde edilebilir.



Şekil 2.16: Multileaf Kolimatorlar.

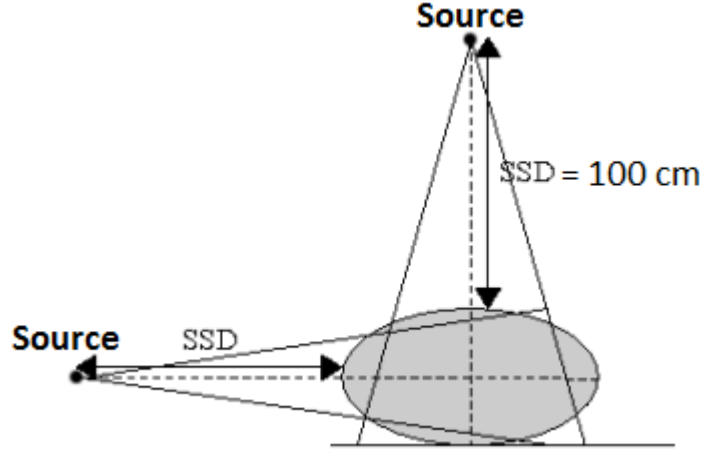
Yine son dönemlerde lineer hızlandırıcılara eklenen bir başka yenilik ise gantry monte edilen bilgisayarlı tomografi sistemleridir. Bu sistemlerle hastaların tedavi öncesinde alanlarının doğruluğu 3 boyutlu görüntülerle kontrol edilmektedir.

2.6.SSD ve SAD TEDAVİ TEKNİKLERİ

Radyoterapide hasta tedavi tekniği anlamında iki teknik vardır. Birincisi SSD (Source Skin Distance) tekniği, diğeri ise SAD (Source Axis Distance) tekniğidir. SSD tekniğinde her tedavi alanı için kaynak (Source) ve hasta cildi (Skin) sabittir. Bu mesafe lineer hızlandırıcılarda 100 cm dir (SSD=100 cm).

SSD Tekniği

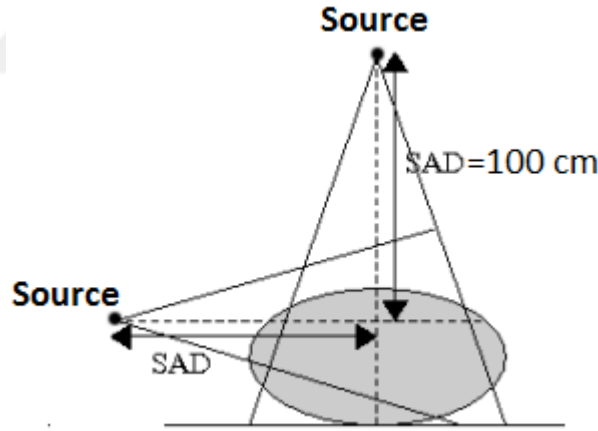
SSD tekniği (Şekil 2.17); Tek alan ışınlamalarında (vertebra ışınlamaları gibi), meme ışınlamalarında, (meme, aksilla bölgesi ve MI (*Mammaria Interna*) bölgelerinin ışınlamaları ayrı ayrı yapılabilir) ve elektron ışınlamalarında da kullanılabilir. Avantajı; hasta rahatça hareket ettirildiğinden anatomik yapısı normalden farklı olan (kilolu) hastaların set-up'larının oluşturulması daha kolay olur. Bu teknikte her alanda Kaynak (Source) Cilt arası 100 cm olacak şekilde tedavi yapılır. Alan izosentrd(aks) da tanımlanır.



Şekil 2.17: SSD Tekniği.

SAD Tekniği

İkinci tedavi tekniği olan SAD tekniğinde (Şekil 2.18) ise her alan için Kaynak (Source) ve hastanın tümör (Axis) merkezi arası mesafe her zaman sabittir. Bu mesafe lineer hızlandırıcılarda 100 cm dir (SAD=100 cm).



Şekil 2.18: SAD Tekniği.

Bu teknikte her alanda Kaynak (Source) Tümör arası 100 cm olacak şekilde tedavi yapılır. Alan cilde tanımlanır. SAD (izosentrik teknik) tekniği; çoklu alan ışınlamalarında, (prostat, akciğer, baş-boyun vb.), meme ışınlamalarında, (tek bir izo-merkezle meme, aksilla ve MI bölgelerinin ışınlaması yapılabilir). Avantajı; set-up kolaylığı ve tedaviler arası tekrarlanma imkanının SSD tekniğine göre daha yüksek olması olabilir.

2.7. IŞIN KALİTESİ

Bir ışının penetrasyon gücünü gösteren en önemli parametre ışın kalitesidir. Işın kalitesini belirleyen parametre ise ışınların doku içerisinde farklı derinliklerde bıraktığı radyasyon doz miktarıdır (Miller ve diğ.,1998). Bu radyasyon doz miktarı doğrudan doğruya ışınlama tekniğine (SSD veya SAD) bağlıdır. Bu tekniklere göre elde edilen iki farklı derinlikteki doz değeri birbirine oranlanarak relatif bir değere çevrilir. Bu değer enerjiye göre değişir ve bu enerjinin karakteristik bir özelliğidir. Aşağıda her iki ışınlama tekniğiyle ışın kalitesinin ölçüm yöntemleri anlatılmıştır.

2.7.1. TPR_{20/10} Ölçüm Yöntemi

TissuePhantomRatio (TPR); Fantomdaki belirli bir d derinliğindeki dozun, sabit bir referans derinlikteki (d) (10 cm derinlik) doza oranı olarak tanımlanır ve aşağıdaki formül ile hesaplanır.

$$TPR = D_Q / D_{Qref}$$

D_Q :Fantomda ışın merkezi ekseninde seçilen d derinliğindeki Q noktasındaki dozdur.

D_{Qref} :Işın merkezi eksenindeki referans derinlik d_{ref} (5 veya 10 cm) deki dozdur.

A_Q alan büyüklüğü izosentre noktası olan Q noktasında tanımlanır. d_{ref} , d_{maks} değerine eşit olduğunda özel bir TPR tanımlanır. Bu TMR (TissueMaximumRatio) olarak isimlendirilir.

Tissue Maximum Ratio (TMR); özel bir TPR durumudur. TMR belli bir d derinliğindeki dozun d_{max} 'daki doza oranıdır. Bu tanımın %DD dan farkı SAD tekniği ile ölçüm yapılmasıdır. Ölçümlerde SAD tekniği kullanılır ve SAD tedavilerde doz hesaplamalar için kullanılır.

$$TMR = D_Q / D_{Qmax}$$

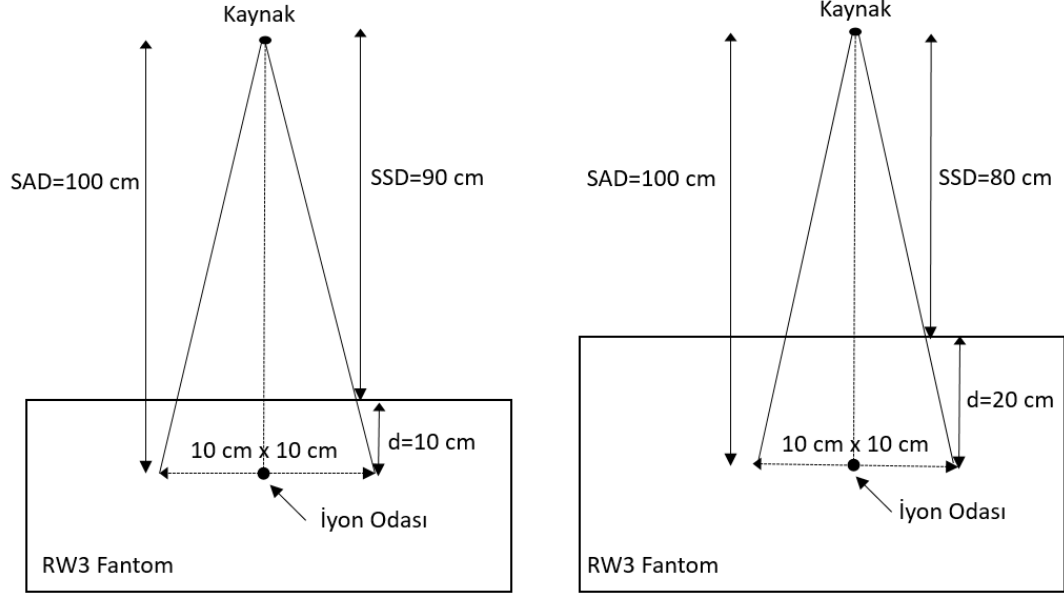
D_Q :Fantomda ışın merkezi ekseninde seçilen d derinliğindeki Q noktasında dozdur.

D_{Qmax} :Işın merkezi eksenindeki dozun maksimum olduğu derinlikte d_{max} (6 MV için 1.6 cm, 15 MV için 3 cm) daki dozdur.

A_Q alan büyüklüğü izosentre noktası olan Q noktasında tanımlanır.

Belirli bir noktada TPR, sabit enerji ve derinlik için artan alan büyüklüğü ile artar, sabit alan büyüklüğü ve enerjisi için d_{max} değerinin ötesinde artan derinlik ile azalır ve sabit alan büyüklüğü ve derinliği için artan enerji ile artar. SAD tedavilerde radyasyonun penetrasyon yeteneğinin SSD'ye bağımlılığından kurtulmak için TMR değerleri kullanılır. Yani TMR (aynı za-

manda TPR’de) de SSD bağımlılık yoktur. Çünkü her derinliğin TPR (ya da TMR) değeri kendi SSD sinde ölçülmüştür (Şekil 2.19).



Şekil 2.19: Sanal enerjilerin $TPR_{20/10}$ tespitleri için SAD=100 cm de 10 cm ve 20 cm derinlikteki iyon odası ölçüm düzeneği.

TPR değerleri bir ışının kalitesini de ifade eder. Bu amaçla $TPR_{20/10}$ indeks değeri kullanılır. Bir foton enerjisinin $TPR_{20/10}$ değeri o enerji için 20 cm de ölçülen TPR_{20} değerinin 10 cm de ölçülen TPR_{10} değerine bölümü ile elde edilir ve aşağıdaki şekilde hesaplanır.

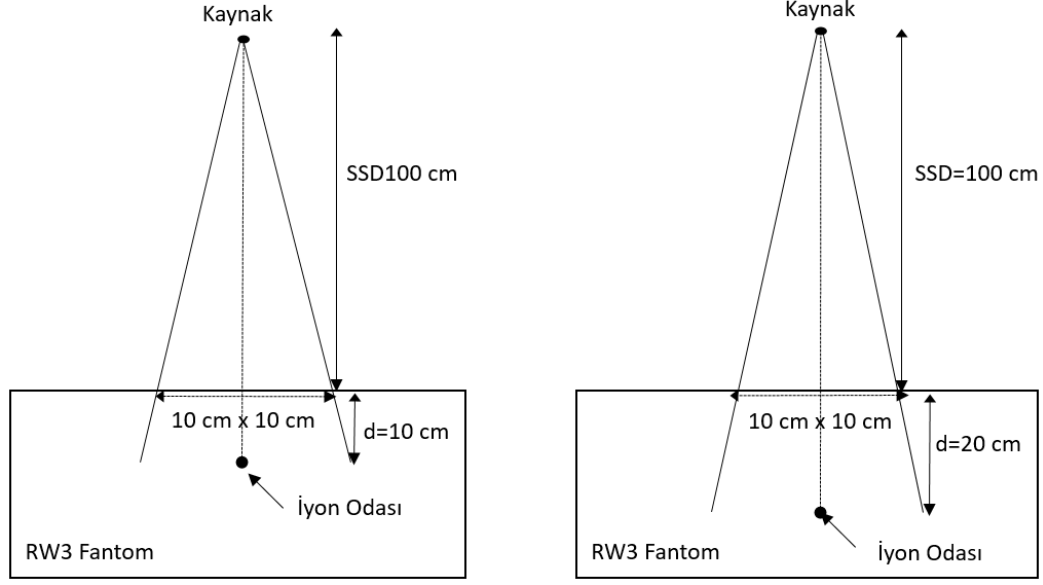
$$TPR_{20/10} = TPR_{20} / TPR_{10}$$

Enerji arttıkça bu değer artar. Buradan elde edilecek rölatif değer (birimsiz) MegaVolt mertebeli foton ışınların enerji kalitesini belirlemede kullanılır.

Bu tez kapsamında elde edilecek sanal foton enerjilerinin “ışın kalite” değerleri $TPR_{20/10}$ ölçüm yöntemi kullanılarak elde edilecektir.

2.7.2. $D_{20/10}$ Ölçüm Yöntemi

Sabit derinlik, sabit SSD ve enerji için PDD (%DD), artan saçılma katkısı nedeniyle belirli bir noktada artan alan büyüklüğü ile artar. Öte yandan sabit derinlik, sabit alan büyüklüğü ve enerji için PDD (%DD), foton ışınının birincil bileşenindeki d'nin azalan etkisi nedeniyle artan SSD ile artar. Yani % DD, SSDye bağlı olarak değişir.



Şekil 2.20: Sanal enerjilerin $D_{20/10}$ tespitleri için SSD=100 cm de 10 cm ve 20 cm derinlikteki iyon odası ölçüm düzeneği

Bir foton enerjisinin $D_{20/10}$ değeri o enerji için 20 cm de ölçülen $\%DD_{20}$ değerinin 10 cm de ölçülen $\%DD_{10}$ değerine bölümü ile elde edilir ve aşağıdaki şekilde hesaplanır.

$$D_{20/10} = \%DD_{20} / \%DD_{10}$$

Bu değer enerji arttıkça artar. Buradan elde edilecek rölatif değer (birimsiz) Megavolt mertebeli foton ışınların enerji kalitesini belirlemede kullanılır.

Bu tez kapsamında elde edilecek sanal foton enerjilerinin “ışın kalite” değerleri $TPR_{20/10}$ ölçüm yöntemine ilaveten bizim bu teze özgü ürettiğimiz $D_{20/10}$ kullanılarakta elde edilecektir.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1.MALZEME

3.1.1.Varian Truebeam Medikal Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada kullandığımız Varian marka, TrueBeam model lineer hızlandırıcı ışın filtreli (Flattening Filter -FF) olarak 6 MV,10 MV, 15 MV enerjili foton ışınları ve ışın filtresiz (Flattening Filter Free-FFF) olarak 6 MV ve 10 MV enerjili foton ışınları üretebilmektedir. Işın filtreli (FF) fotonların doz hızları 100-600 MU/dak, Işın filtresiz (FFF) 6 MV fotonların doz hızı 400-1400 MU/dak ve FFF 10 MV doz hızı 400-2400 MU/dak'dır. Cihaz foton modun da FF li olarak 6MV, 10 MV, 15 MV enerjileri ile 3D-CRT, IMRT, IMAT tedavileri yapabilirken, FFF li olarak da 6 MV, 10 MV foton enerjileri ile SRS (Steriotactic Radio Surgery) (Chin,-2008) ve SBRT (Steriotactic Body Radiation Therapy) (Nagata,2015) tedaviler yapabilmektedir. Cihaz ayrıca 6, 9, 12, 16, 18 MeV enerji aralığında elektron ışınları da üretir. Elektron ışınları yüzey ve 5 cm ye kadar derine inmiş tümörlerin tedavisinde kullanılır. Hem Jaw (çene) hem de MLC sistemli kolimatöre sahiptir. Jawlar SAD=100 cm de 2 cm x 2 cm den 40 cm x 40 cm ye kadar açılabilir. Tungstenden yapılmış MLC'ler toplamda 120 (karşı-lıklı 60-60) yapraklı olup SAD=100 cm de 0.5 cmx0.5 cm'den 40 cm x 40 cm'ye kadar açılabilir. Leaf geçirgenliği Gy başına 0,15 mGy-m²'dir. True Beam Lineer hızlandırıcı bir adet MV görüntüleme sistemine ve ayrıca cihazın gantrsinemote edilmiş bir adet kV CT görüntüleme ünitesine sahiptir. Cihaz ayrıca 6D (6 boyutlu) hareket yapabilen bir hasta masasına sahiptir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Varian Marka TrueBeam model Lineer Hızlandırıcı.

3.1.2.Siemens Biograph 20 (64 Slice) Bilgisayarlı Tomografi

Enerji tayinlerinde kullanılan RW3 Katı fantomun ve Tedavi Planlama Sisteminde 10 MV Reel ve 10 MV Sanal enerjilerinde plan karşılaştırmalarında kullanılan rando fantomun görüntülemeleri Siemens 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazında (Şekil 3.2) yapılmıştır. Cihaz 64 slice özellikli olup Pozitron emisyon Tomografi ünitesi ile kombine haldedir. Hasta tüneli çapı 82 cm'dir.



Şekil 3.2: Fantom görüntülemelerinde kullanılan Siemens Biograph Bilgisayarlı Tomografi Cihazı .

3.1.3.RW3 Katı Su Fantomu

Linakta enerji tayinleri için kullanılan RW3 Katı su fantomu yoğunluğu su ile aynı olacak şekilde üretilmiş homojen plakalardır. Plakalar beyaz polistrenden yapılmış ve %2 TiO içerirler. Plakaların fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 (su: 1 g/cm^3), elektron yoğunluğu ise $3.43 \times 10^{23} \text{ elektron/cm}^3$ (Su elektron yoğunluğu: $3.34 \times 10^{23} \text{ elektron/cm}^3$) dür. Plaka boyutları 30 cmx30 cm boyutlarında ve plaka kalınlıkları 1 mm, 2 mm, 5 mm, 10 mm dir. 0.6 cc iyon odasının yerleştirilmesi için 2 cm kalınlığında bir adet plaka mevcuttur. Bu fantom 70 kV ile 50 MV aralığında fotonlar için ve 1 MeV ile 50 MeV elektron ışınları için uygundur.

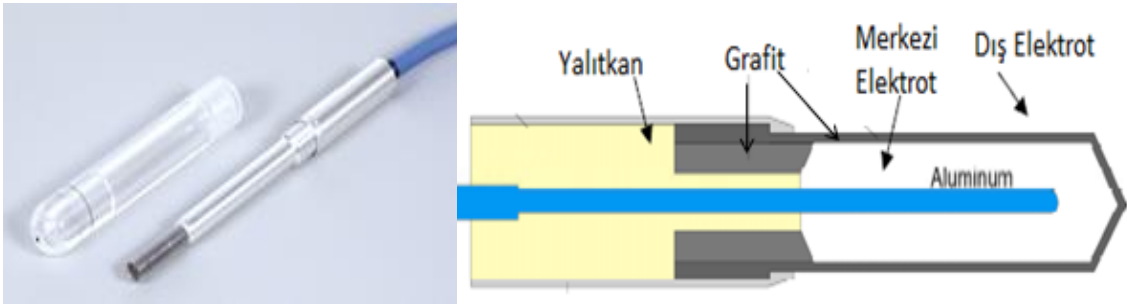


Şekil 3.3: Lineer Hızlandırıcıda enerji tayinleri için kullanılan RW3 Katı su fantomu.

3.1.4. PTW 0.6 cc Farmer İyon Odası

Linakta enerji tayinlerinde RW3 katı su fantomu ile 0.6 cc hacimli PTW marka farmer tipi iyon odası kullanılmıştır. Ölçüm sırasında iyon odası RW3 katı su fantomuna yerleştirildikten sonra Linak odası dışında bulunan elektrometreye (Esen,2018) bağlanmaktadır. Radyasyona maruz kalan iyon odası iç boşluğunda hava molekülleri iyonizasyona uğrar. Ortaya çıkan negatif iyonlar (elektronlar) anotta dijital sinyallere dönüştürülür. Bu sinyallere elektrometrenin algoritmasına bağlı olarak yük(Q) veya akım olarak ölçer. Toplanan elektron miktarı gelen radyasyon miktarı ile lineer olarak artmaktadır. İyon odası ile doz ölçümü birincil dozimetredir. Yani sistemle direkt doz ölçülür.

PTW 0.6 cc iyon odası (Şekil 3.4) potansiyel farkı 100-400 Volt aralığındadır. Ölçüm aralıkları foton enerjileri için 60 KV-50 MV, elektron enerjileri için 10 MeV-45 MeV ve proton enerjileri için 50 MeV-270 MeVdir. (PTW,2020)



Şekil 3.4: Ölçümlerde kullanılan PTW marka 0.6 cc hacimli farmer tipi iyon odası ve iç yapısı.

3.1.5. IBA Dose 1 Elektrometre

Dose 1 dozimetresi, radyasyon terapisindeki, ışın veriminin, doz oranı ve referans doz ölçümleri için amaçlanmıştır. Taşınabilir tek kanallı, referans sınıfı, kalibrasyon dozimetresi için IEC 60731'e uyumlu, iyonizasyon odacıkları ve yarı iletken algılayıcılar kullanan bir dozimetredir. Kutuplaşma gerilimi, 5V dâhili güç kaynağından AC/DC dönüştürücü yardımı ile üretilir. İki kutupluluk ve değer, $\pm 600V$ aralığında programlanabilir. Bir hata durumunda, aktif olan mevcut sınırlandırma, mevcut kısa devreyi 0.1 mA altında güvencede tutar. Şekil 3.5'de tezde kullanılan Dose 1 elektrometre gösterilmektedir.



Şekil 3.5: IBA DOSE 1 Elektrometre.

Elektrometre çalışma şekli; Elektrometre radyasyon doz ölçümleri için iyon odaları ve yarı iletken dedektörler ile birlikte kullanılır. Doz hızı, ortalama doz, yük, akım, monitör ünit başına doz olarak aynı anda okumalar yapabilir. İyon odasından gelen veriyi sayısal veri haline çevirir. Sayısal veriler elektrometrenin dijital ekranından alınabilir. Alınan ölçümler elektrometreden bilgisayara ölçüm sırasında aktarılabilir. Triaksiyel BNC ve TNC bağlantı uçları vardır. Ortalama çalışma sıcaklığı $15^{\circ}C$ ile $35^{\circ}C$ aralığındadır ve tekrarlanan ölçüm-lerde hata oranı $\pm 0.2\%$ 'dir. Dose1 elektrometre; Gray, Sievert (Sv), Rad, Rem gibi doz birim-lerinde ölçüm çıkışları verir (IBA,2020).

3.1.6. Gafkromik Film

Linakta, reel ve sanal enerjilerin izodoz karşılaştırmaları için ve 10 MV Reel-10 MV Sanal enerji karşılatılmaları için EBT3 Gafkromik Film kullanılmıştır. GAFChromic EBT-3 (Asland,2020), absorbe edilen iyonlaştırıcı radyasyon dozlarının ölçümü için tasarlanmıştır. Bu

filmler ikincil dozimetre (dolaylı dozimetre) olarak absorbe doz ölçümlerinde kullanılır. Yani dozu iyon odası gibi direkt olarak ölçmezler, filmin kararma miktarı kıyaslaması ile doz tespit edilir. Özellikle yüksek enerjili fotonlar için uygundur. Bu filmin dinamik aralığı, 0.2 ila 10 Gy doz aralığında en iyi performans için tasarlanmıştır (0.1-20 Gy arasında da kullanılabilir) 3D-CRT, IMRT, IMAT ve brakiterapideki birçok uygulama için uygundur. EBT3 filminin yapısı Şekil 3.6 'da gösterilmektedir. Film, iki adet 125 mikrometrelik mat-polyester tabaka arasına sıkıştırılmış, nominal olarak 28 mikrometre kalınlığında aktif bir tabakadan oluşur. Aktif tabaka, aktif bileşen, bir işaret boyası, stabilizatörler ve filme enerjiden bağımsızlık tepkisini veren diğer bileşenleri içerir.



Şekil 3.6: Gafchromic EBT3 Dozimetri Filminin Konfigürasyonu.

EBT3 filmleri oda ışığına duyarlı olmadığından karanlık odaya ihtiyaç duyulmaz. Ancak filmlerin saklanması sürecinde karanlık ortamda (2-8 derece arasında) saklanması daha uygundur. Ancak filmler kullanılmadan önce oda sıcaklığında bir süre bırakılarak stabil hale gelmelidir. Filmler 4 saate kadar su geçirmez özelliklidir. Suyu emen kısımları beyazlaşmaya başlar ve bu kısımlar kullanılmamalıdır. Filmler 50 dereceye kadar bir gün boyunca etkilenmezler ve 60 santigrat dereceye kadar stabil kalabilmektedir.(Ashland,2020). Aşağıda ki Şekil 3.7'de ışınlanmış bir EBT3 filmi görülmektedir. Film ışınlандıkça açık maviden koyu maviye dönmektedir.



Şekil 3.7: Işınlanmış bir EBT3 Gafkromik film.

3.1.7.EPSON Perfection Film Dansitometre

Film dansitometreler, absorbe doz ölçümlerinde kullanılan ikincil dozimetreler olan filmlerin (GafKromik yada klasik filmler) tuttuğu radyasyon miktarını ölçmede kullanılır. Filmler tasarlandığı doz aralığında ne kadar ışınlanırsa o derece kararır. Yani doz miktarı ile filmdeki kararırma miktarı lineerdir. Çalışmada kullanılan Epson Marka Perfection V750 Pro (Şekil 3.8) model tarayıcı ışık kaynağı olarak soğuk katot floresan lamba ve optik sensör olarak da Matrix CCD kullanmaktadır. Çıkış çözünürlüğü 50~6400 (1 dpi step), 9600, 12800 inç başına noktadır.(EPSON,2013)



Şekil 3.8: Epson marka Perfection V750 Pro model tarayıcı.

3.1.8.Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Linakta iyon odası ile yapılan sanal enerji tayinleri ($TPR_{20/10}$ ve $D_{20/10}$ için) aynı zamanda tedavi planlama sisteminden elde edilen sanal enerji değerleri ile de kıyaslanacaktır. Böylede TPS kurulurken reel enerjiler için yapılan kalite kontrollerinin sanal enerjiler içinde yapılması planlamaktadır. Ayrıca 10 MV Reel ve 10 MV Sanal enerjiler kullanılarak rando fantomda yapılan tedavi planları için VarianEclips Tedavi Planlama Sitemi kullanılmıştır. Sistem Windows tabanlıdır. Tedavi planlama Sistemi, 3 boyutlu Konformal RT (3D CRT) (Ashman ve diğ.,2005), Yoğunluk Ayarlı Radyo Terapi (IMRT) (Bortfeld ve diğ.,2006),Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavi (IMAT) (Loft ve diğ.,2014), StereotacticRadyocerrahi (SRS), SBRT (Stereotactic Body RadioTherapy) (Okutan ve diğ, 2020) ve elektron tedavi (Klevenhagen,1985) planları yapabilmektedir. Sistem hesaplama algoritması olarak Pencil Beam Convolution (McParland ve diğ.,1988), Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) (Esceh ve diğ.,2006) ve Acuros XB (AXB)(Fogliata ve diğ.,2011) algoritmaları bulunmaktadır. Tedavi Planlama Sitemi ile tedavi

öncesi tedavi simülasyonu yapılabilmekte (Şekil 3.9), tedavi planının 2 ve 3 boyutlu izodoz dağılımları ve doz volum histogramları (DVH) elde edilebilmektedir.



Şekil 3.9: VarianEclipse Tedavi Planlama Sistemi çalışma ekranı.

3.1.9. İnsan Eşdeğeri Randofantom

10 MV Reel ve 10 MV Sanal enerjiler kullanılarak Tedavi Planlama Sisteminde plan karşılaştırması yapmak amacıyla insan eşdeğeri bir anatomi yapıya sahip rando fantom kullanılmıştır. Fantomun yapısı insan doku ve iskelet yapısı ile aynı olacak şekilde imal edilmiştir. Bu sayede radyasyonun fantom içindeki absorpsiyon davranışı gerçek insan bedeniyle aynı şekilde olmaktadır. Fantom 70 kg ağırlığında ve 175 boyunda ortalama yetişkin bir erkek vücudunu taklit etmektedir (Şekil 3.10). Fantom her biri 2.5 cm kalınlığında aksiyel kesitler halinde dilimler halindedir 39 parçadır.

Dozimetrik amaçlı olarak dilimler arasına film yerleştirilebilir veya dilimler üzerindeki deliklere TLD (Termo Lüminesans Dozimetre) yerleştirilebilir. Fantomun CT'sinin çekilmesi durumunda elde edilen imajlar Tedavi Planlama Bilgisayarına yüklenerek görüntüler üzerinden tedavi planlaması da yapılabilir.



Şekil 3.10: 10 MV Reel ve 10 MV Sanal enerjiler kullanılarak Tedavi Planlama Sisteminde plan karşılaştırması yapmak amacıyla kullanılan rando fantom.

3.2.YÖNTEM

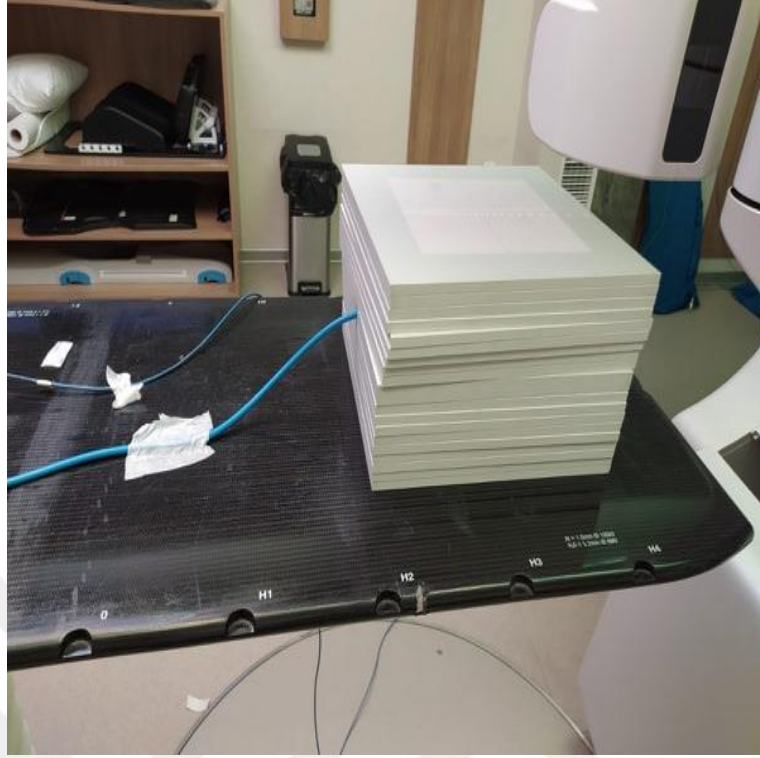
3.2.1.Sanal Enerji Tayin Ölçümleri

3.2.1.1.Ölçümler Öncesi Lineer Hızlandırıcı Kalite Kontrolleri

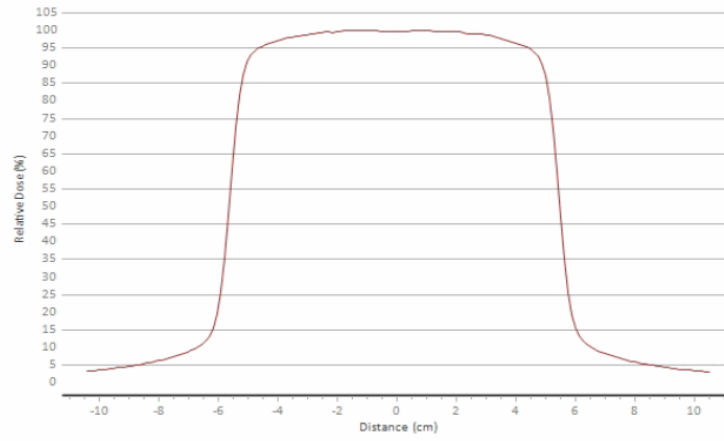
İyon odası ile katı su fantomunda enerji tayini ölçümlerinden önce Lineer Hızlandırıcıya dozimetrik ve mekanik bakım yapıldı. Mekanik hareketlerin limitlerin içinde olduğu teyit edildikten sonra su fantomu aracılığı ile cihazın radyasyon alanlarının simetri ve flatness (düzgünlük) değerleri kontrol edildi (Şekil 3.11 ve Şekil 3.12). $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için 6-10-15 MV reel enerjilerde cross-plane doz profilleri üzerinden simetri (maksimum %2) ve flatness(maksimum %3) değerleri kontrol edildi (Şekil 3.13- Şekil 3.15 arası) Ayrıca bu alan ve bu enerjilerde %DD ölçümleri de yapıldı (Şekil 3.16- Şekil 3.18). Değerlerin limitler içinde olduğu teyit edildikten sonra iyon odası ile katı su fantomu ölçümleri alındı. Katı su fantomu ve iyon odası düzeneği ile cihazdaki her foton enerjisi için (6 MV, 10 MV, 15 MV) 1MU (Monitor Unite)=1 cGy doz ayarları yapıldı.



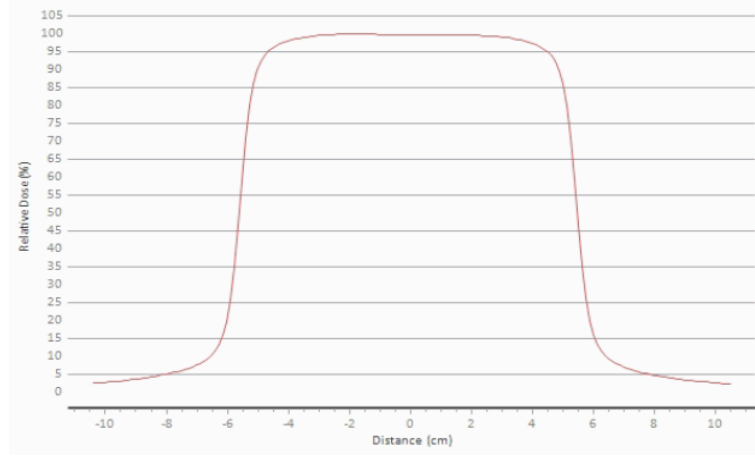
Şekil 3.11: Lineer Hızlandırıcıda kalite kontrol ölçümleri için su fantomu ölçüm düzeneği.



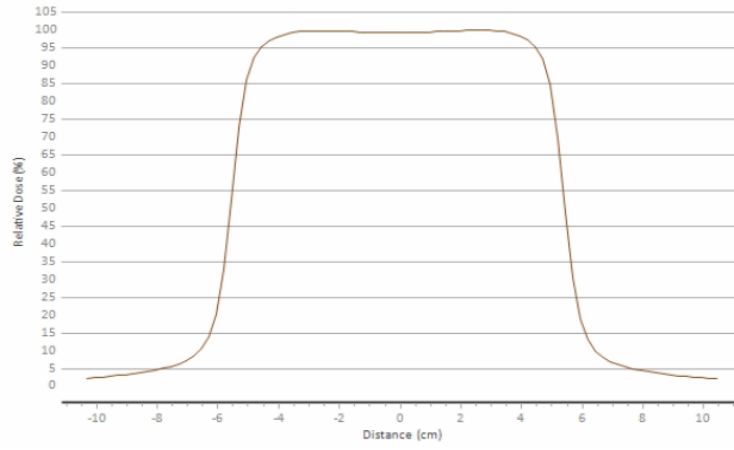
Şekil 3.12: Linear Hızlandırıcıda 1 MU=1 cGy ayarı için katı su fantomu ölçüm düzeneği.



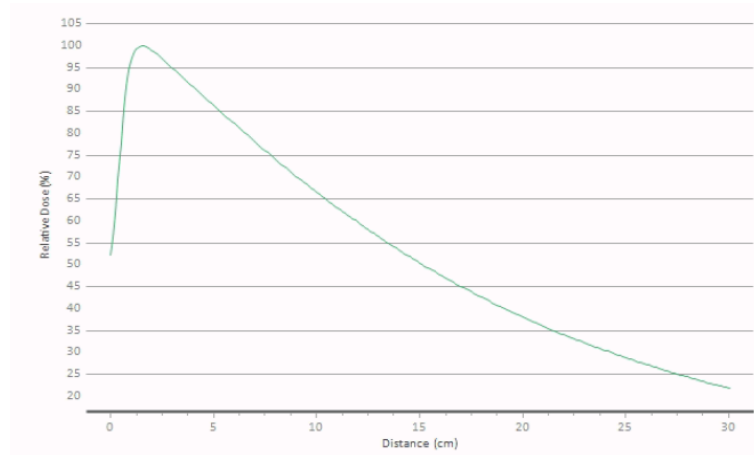
Şekil 3.13: 6 MV fotonlar için 10x10 cm² alan ve 10 cm derinlikte cross-plane doz profili.



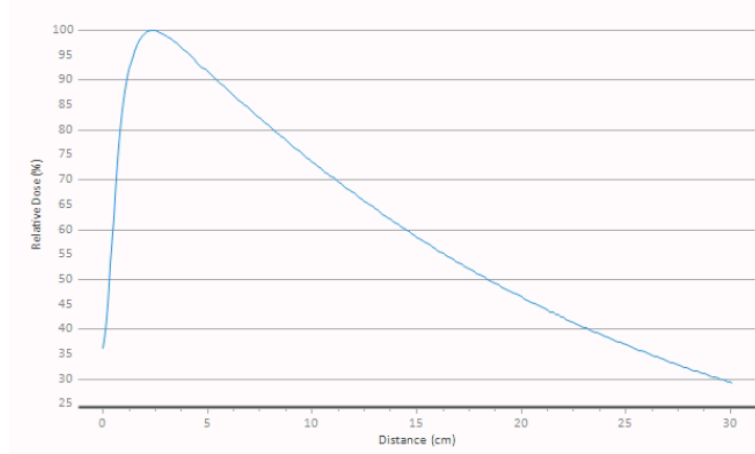
Şekil 3.14: 10MV fotonlar için 10x10 cm² alan ve 10 cm derinlikte cross-plane doz profili.



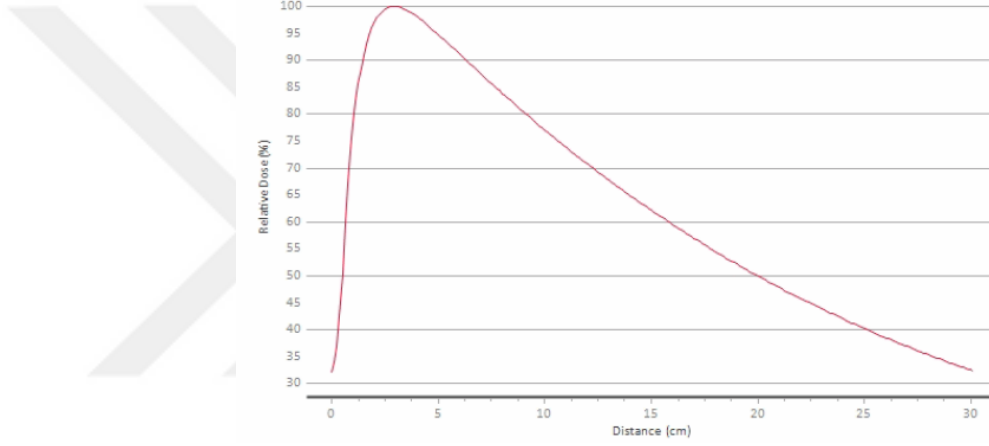
Şekil 3.15: 15 MV fotonlar için 10 x10 cm² alan ve 10 cm derinlikte cross-plane doz profili.



Şekil 3.16: 6 MV fotonlar için 10x10 cm² alan %DD eğrisi.



Şekil 3.17: 10 MV fotonlar için 10 x10 cm² alan %DD eğrisi.



Şekil 3.18: 15 MV fotonlar için 10x10 cm² alan %DD eğrisi.

3.2.2.Sanal Enerji Tayinlerinde Kullanılacak Reel Enerji Oranlarının Tayini

Bu tezde “Sanal Enerji” olarak elde edilmeye çalışılan radyasyon enerjileri, iki farklı reel enerjinin belli oranlarda kombinasyonu ile elde edilmektedir. Bu tez kapsamında 3 adet sanal enerji tayini yapılacaktır. Bunlar 8 MV-Sanal, 10 MV-Sanal ve 12 MV-Sanal foton enerjileridir. Çalışmada kullandığımız sanal enerjiler genel olarak iki model de linakta üretilmektedir. Birinci model linakta sadece 6 MV ve 15 MV enerjiler mevcutken, ikinci model linakta 6 MV, 10 MV ve 15 MV enerjiler mevcuttur. Bu tezde sanal enerji üretimi de bu iki linak modeline göre ayrı ayrı yapılmıştır. Birinci Sanal Enerji üretiminde 6 MV ve 15 MV reel enerjileri kullanılmıştır (8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal ener-

jileri, üretildikleri 6 ve 15 MV reel enerjileri skalada en uçta oldukları için “Uzak Sanal Enerjiler” olarak isimlendirilmiştir. İkinci Linak modeli için Sanal Enerji üretiminde ise 6 MV ve 10 MV reel enerjileri bir arada kullanılarak 8 MV Yakın Sanal Enerjisi üretilmiş ve 10 MV ve 15 MV reel enerjileri de bir arada kullanılarak 12 MV Yakın Sanal Enerjisi üretilmiştir. (8 ve 12 MV Yakın Sanal enerjileri, üretildikleri 6MV-10 MV reel enerjileri ve 10 MV-15 MV reel enerjileri skalada yan yana oldukları için “Yakın Sanal Enerjiler” olarak isimlendirilmiştir. (Şekil 3.19)

1. MODEL LİNAK

6 MV UZAK-REEL	8 MV UZAK-SANAL	10 MV UZAK-SANAL	12 MV UZAK-SANAL	15 MV UZAK-REEL
-------------------	--------------------	---------------------	---------------------	--------------------

2. MODEL LİNAK

6 MV YAKIN-REEL	8 MV YAKIN-SANAL	10 MV YAKIN-REEL	12 MV YAKIN-SANAL	15 MV YAKIN-REEL
--------------------	---------------------	---------------------	----------------------	---------------------

Şekil 3.19: Birinci ve ikinci Model Lineer Hızlandırıcıda reel enerji düzenleri ve bu tez kapsamında elde edilecek sanal enerjileri.

Linakta Sanal enerji tayin ölçümleri $TPR_{20/10}$ ve $D_{20/10}$ yöntemleri ile yapılmıştır. Sanal Enerjilerin $TPR_{20/10}$ (Tablo 3.1) ve $D_{20/10}$ (Tablo 3.2) ölçümlerinde kullanılacak kombinasyon oranları BJR-Supplement 25 (BJR-25 Supplement,1996) de var olan $TPR_{20/10}$ ve BJR'daki %DD oranlarını kullanarak bizim yarattığımız $D_{20/10}$ değerlerinden elde edildi.

Tablo 3.1: 6, 8, 10, 12, 15 MV foton enerjileri için BJR Supplement-25 deki, TPR_{20} , TPR_{10} , $TPR_{20/10}$ değerleri.

BJR Supplement-25 Foton Enerjisi	BJR Supplement-25 $TPR_{10\text{ cm}}$	BJR Supplement-25'deki $TPR_{20\text{cm}}$	BJR Supplement-25'deki $TPR_{20/10}$
6 MV	0.786	0.532	0.677
8 MV	0.820	0.585	0.713
10 MV	0.839	0.613	0.731
12 MV	0.858	0.642	0.748
15 MV	0.877	0.669	0.763

Tablo 3.2: 6, 8, 10, 12, 15 MV foton enerjileri için BJR Supplement-25 deki, D_{20} , D_{10} , ve bizim yarattığımız $D_{20/10}$ ışın kalite değerleri.

BJR Supplement-25 Foton Enerjisi	BJR Supplement-25'deki $D_{10\text{ cm}}$	BJR Supplement-25'deki $D_{20\text{ cm}}$	BJR Supplement-25'deki $D_{20/10}$
6 MV	67,5	39,3	0,582
8 MV	71,0	43,4	0,611
10 MV	73,0	45,6	0,625
12 MV	75,0	47,9	0,639
15 MV	77,0	50,0	0,649

3.2.2.1. Sanal Enerji Oran Tablosu:

Sanal enerji tayinlerinde kullanılan reel enerji katkı oranları, BJR 25'deki 8, 10 ve 12 MV foton enerjilerinin $TPR_{20/10}$ değerlerini elde edebilmek için, yine BJR 25 deki 6, 10 ve 15 MV foton enerjilerinin $TPR_{20\text{ cm}}$ ve $TPR_{10\text{ cm}}$ değerleri kullanılmıştır. Sanal enerji için elde edilen $TPR_{20/10}$ değerleri Tablo 3.3'de verilmiştir. (Tablo 3.1 ve Tablo 3.3 kullanılarak örnek bir hesap: 12 MV- Yakın Sanal Enerjisi = %50 (10 MV) X 0.731 + %50 (15 MV) X 0.763 = 0.3655 + 0.3815 = 0.747; Bu değer Tablo 3.1.'de 0.748 dir. Aradaki fark %2 içinde olduğundan kabul edilebilir. Yani bu oranlar %2 lik bir hata payı ile 12 MV enerjisini temsil ediyor)

Tablo 3.3: Sanal enerji tayinlerinde kullanılan reel enerji katkı oranları

1.Model Linakda Elde Edilen Sanal Enerji	6 MV Reel -15 MV Reel Kombinasyonu		2.Model Linakda Elde Edilen Sanal Enerji	6MV Reel - 10MV Reel Kombinasyonu		10 MV Reel - 15 MV Reel Kombinasyonu	
	6 MV Katkısı (%)	15 MV Katkısı (%)		6 MV Katkısı (%)	10 MV Katkısı (%)	10 MV Katkı	15 MV Katkısı (%)
8 MV Uzak Sanal	% 60	% 40	8 MV Yakın Sanal	% 35	% 65	Elde Edilemez	
10 MV Uzak Sanal	% 40	% 60	10 MV Yakın Sanal	Elde Edilemez		Elde Edilemez	
12 MV Uzak Sanal	% 20	% 80	12 MV Yakın Sanal	Elde Edilemez		% 50	% 50

Tablo 3.3'de elde edilen oranlar hem $TPR_{20/10}$ hem de $D_{20/10}$ ölçümlerinde de kullanılmıştır.

3.2.3. Lineer Hızlandırıcıda İyon Odası ve Katı Su Fantom Kullanılarak TPR_{20/10} Ölçümleri ile Sanal Enerji Tayinleri (IAEA,2002)

IAEA TRS 398 nolu protokolünde absorbe doz hesabı için aşağıdaki formül kullanılmaktadır.

$$D_{w,Q} = M_Q \times k_{elec} \times k_{TP} \times k_s \times k_{pol} \times k_h \times k_Q \times N_{D,w}$$

$D_{w,Q}$ = Q kalite faktörüne sahip ışın tarafından referans derinliğinde ışınlanmış su fantomunun absorbe ettiği doz.

M_Q = Basınç-sıcaklık ve yeniden birleşme faktörleri ile düzeltilmiş okuma değeri.

k_{elec} = Elektrometre için düzeltme faktörü.

k_{TP} = Standart basınç ve sıcaklık değerlerine sahip bir iyonizasyon odası ile, ölçüm yapılan farklı koşul ve ortamdaki iyonizasyon odasının sahip olduğu sıcaklık ve basınç değerleri arasındaki düzeltme faktörü.

k_s = Yeniden birleşme düzeltme faktörü.

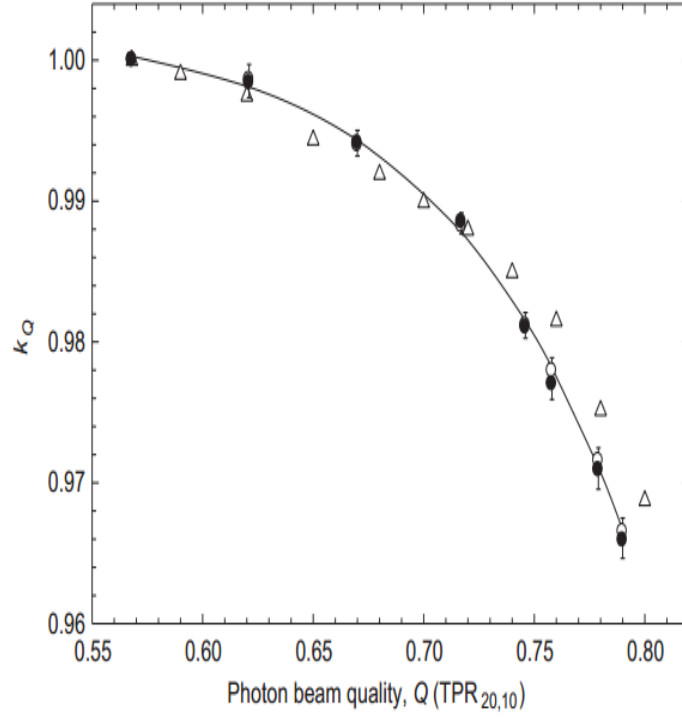
k_{pol} : Polarite düzeltme faktörü.

k_h = Oda kalibrasyon faktörü kuru havada hesaplanmışsa ve iyonizasyon odası nemli bir ortamda ise bu iki ortam için düzeltme faktörü.

k_Q = Referans iyon odası için demet kalitesine ve kullanılan iyon odasının tipine bağlı olarak protokolde verilen değer.

$N_{D,w}$ = İkincil standart laboratuvarın göndermiş olduğu kalibrasyon katsayısı.

Bu formülde, aynı setup ile yapılan ölçümlerde dozu etkileyen 2 parametre vardır . Biri M_Q (düzeltilmemiş okuma değeri) diğeri ise k_Q (ışın kalite faktörü)'dür (Acar,2007). Dolayısıyla ham elektrometre okuma değerlerinde (nC) sadece bu iki çarpanı kullanmak TPR (10cm) , TPR (20 cm), D (10cm) ve D (20cm) değerlerini hesaplamak yeterlidir (Demir ve diğ., 2003). Bu iki çarpan kullanılarak , bu kısımda elde edilen elektrometre değerleri düzeltilmiş değerler olarak bulgular kısmında ilgili tablolarda verilecektir. Buradaki k_Q (ışın kalite faktörleri) aşağıdaki TRS 398 (IAEA, 2002) protokolünden alınan grafikten 6 MV için 0.992, 10MV için 0.981, 15MV için 0.971 bulunarak kullanılmıştır.



Şekil 3.20: Foton ışın kalitesi ve ışın kalite faktörü grafiği.

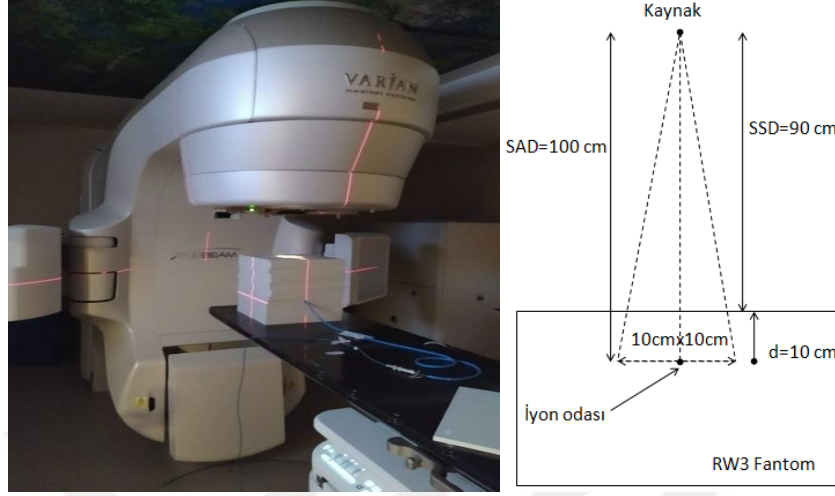
3.2.3.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji

Tayinleri

Bu kısımdaki ölçümler uzak enerji kombinasyonu olarak adlandırdığımız 6 MV Uzak Reel ve 15 MV Uzak Reel enerjilerinin Tablo 3.3’de ki katkı oranları ile elde edilen 8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal enerjileri için yapılmıştır. Ölçümlerde IAEA-277 ve IAEA-398 nolu raporlarında anlatılan $TPR_{20/10}$ ölçüm düzeneği kullanılmıştır. Aşağıdaki şekilde $TPR_{20/10}$ ölçüm düzeneğini resmi (Şekil 3.21) verilmiştir.

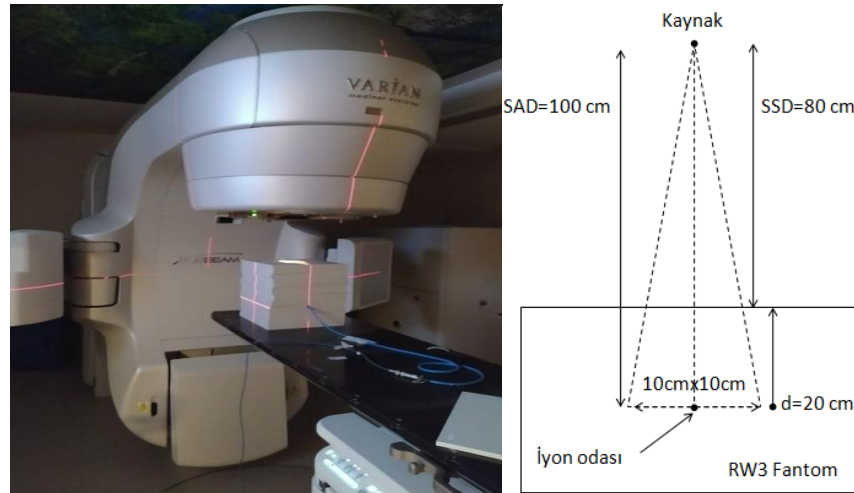
Ölçümün ilk aşamasında her biri 1 cm kalınlığında 10 adet RW-3 Katı Su Fantomu plakası tedavi masasına yerleştirildi. 0.6 cc iyon odasının yerleştirileceği plaka bu plakaların üzerine yerleştirilerek Linakın çapraz telleri ve plakanın koordinat sistemi üst üste çakıştırıldı. Daha sonra SSD=90 cm olacak şekilde üste 9 adet daha Katı Su fantomu plakası eklendi. Böylece iyon odası merkezi SAD=100 cm ve Katı Su Fantomu Plaka yüzeyi SSD=90 cm olacak şekilde lazerler yardımıyla da set-up kuruldu. En son 0.6 cc iyon odası RW3 Katı su fantomu plakaları arasındaki yuvasına yerleştirilerek deney düzeneğine son hali verildi. Son aşamada İyon Odası kablosu dışarıda bulunan elektrometreye bağlandı. Daha önceden belirlenen 6 MV-Reel ve 15MV-Reel enerji oranları kullanılarak (Tablo 3.3). 8 MV-Sanal, 10 MV-Sanal ve 12 MV-

Sanal enerjiler için $TPR_{20/10}$ ölçümünün ilk basamağı (SAD=100 cm ve SSD=90 cm olacak şekilde 10 cm derinlikte ki doz verimi nC olarak tespit edildi) yapıldı.



Şekil 3.21:İyon odası ölçüm düzeneği ile 8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için SAD=100 cm ve 10 cm derinlikteki ölçüm geometrisi.

Ölçümün ikinci aşamasında (Şekil 3.22) her biri 1 cm kalınlığında 10 adet RW-3 Katı Su Fantomu plakası daha üste ilave edildi. Böylece iyon odası merkezi SAD=100 cm ve Katı Su Fantomu Plaka yüzeyi SSD=80 cm olacak şekilde Lazerler yardımıyla da set-up yeniden düzenlendi. Yine daha önceden belirlenen 6 MV-Reel ve 15 MV-Reel enerji oranları kullanılarak 8 MV-Sanal, 10 MV-Sanal ve 12 MV-Sanal enerjiler için $TPR_{20/10}$ ölçümünün ikinci basamağı (SAD=100 cm ve SSD=80 cm olacak şekilde 20 cm derinlikte ki doz verimi nC olarak tespit edildi) yapıldı.



Şekil 3.22:8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için SAD=100 cm ve 20 cm derinlikteki iyon odası ölçüm düzeneği ve ölçüm geometrisi.

Uzak sanal Enerjiler için nC (nanoCoulomb) olarak ham ölçüm sonuçları aşağıdaki Tablo 3.4’de verilmiştir. Bu değerler ayrıca rölatif değerlere çevrilerek Bulgular kısmında tekrar verilmiştir.

Tablo 3.4 : 6-15 MV Uzak reel enerji kombinasyonları oranları ile, 8-10-12 MV Uzak Sanal enerjilerinin $TPR_{20/10}$ hesaplamalarında kullanılmak üzere $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan, SAD=100 cm de 10 cm ve 20 cm deki iyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerleri.

Linakda Elde Edilen Sanal Enerji	$TPR_{10 \text{ cm}}$ (Toplam ışınlama =100 MU)		$TPR_{20 \text{ cm}}$ (Toplam ışınlama =100 MU)	
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40
8 MV Uzak Sanal	60 MU= 8.90 nC	40 MU=6.96 nC	60 MU= 5.95 nC	40 MU= 5.35 nC
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	15MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60
10 MV Uzak Sanal	40 MU= 5.94 nC	60 MU=10.45 nC	40 MU=3.98 nC	60MU=7.96 nC
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 20	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 80	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 20	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 80
12 MV Uzak Sanal	20 MU= 2.97 nC	80 MU=13.94 nC	20 MU=1.98 nC	80 MU=10.61 nC

3.2.3.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji

Tayinleri

Bu kısımdaki ölçümler Yakın Sanal enerji kombinasyonu olarak adlandırdığımız 6-10 MV ile 10-15 MV Yakın Reel enerjilerinin Tablo 3.3’de ki katkı oranları ile elde kullanılarak daha önceden belirlenen 6 MV Yakın Reel ve 10 MV Yakın Reel enerji kombinasyonlarında 8 MV Yakın Sanal enerjisi için ve ayrıca 10 MV Yakın Reel ve 15 MV Yakın Reel enerji kombinasyonlarında 12 MV Yakın Sanal enerjisi için yapıldı.

Yakın sanal Enerjiler için nC (nanoCoulomb) olarak ham ölçüm sonuçları aşağıdaki Tablo 3.5’te verilmiştir. Bu değerler ayrıca rölatif değerlere çevrilerek Bulgular kısmında tekrar verilmiştir.

Tablo 3.5:6-10 MV Yakın reel enerji kombinasyonları oranları ile, 8-10-15 MV yakın reel enerji kombinasyonları oranları ile 12 MV Yakın Sanal enerjisinin $TPR_{20/10}$ hesaplamalarında kullanılmak üzere $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan, $SAD=100 \text{ cm}$ de iyon odası (nC) değerleri.

Linakda Elde Edilen Sanal Enerji	$TPR_{10 \text{ cm}}$ (Toplam ışınlama =100 MU)		$TPR_{20 \text{ cm}}$ (Toplam ışınlama =100 MU)	
	6 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 35	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 65	6 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 35	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 65
8 MV Yakın Sanal	35 MU= 5.18 nC	65 MU= 10,82 nC	35 MU= 3.51 nC	65 MU= 7,95 nC
	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	15 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	15MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50
12 MV Yakın Sanal	50 MU= 8.32 nC	50 MU= 8.71 nC	50 MU = 6.13 nC	50 MU= 6.63 nC

3.2.4. Linakta İyon Odası ve Katı Su Fantom Kullanarak $D_{20/10}$ Ölçümleri ile Sanal Enerji Tayinleri

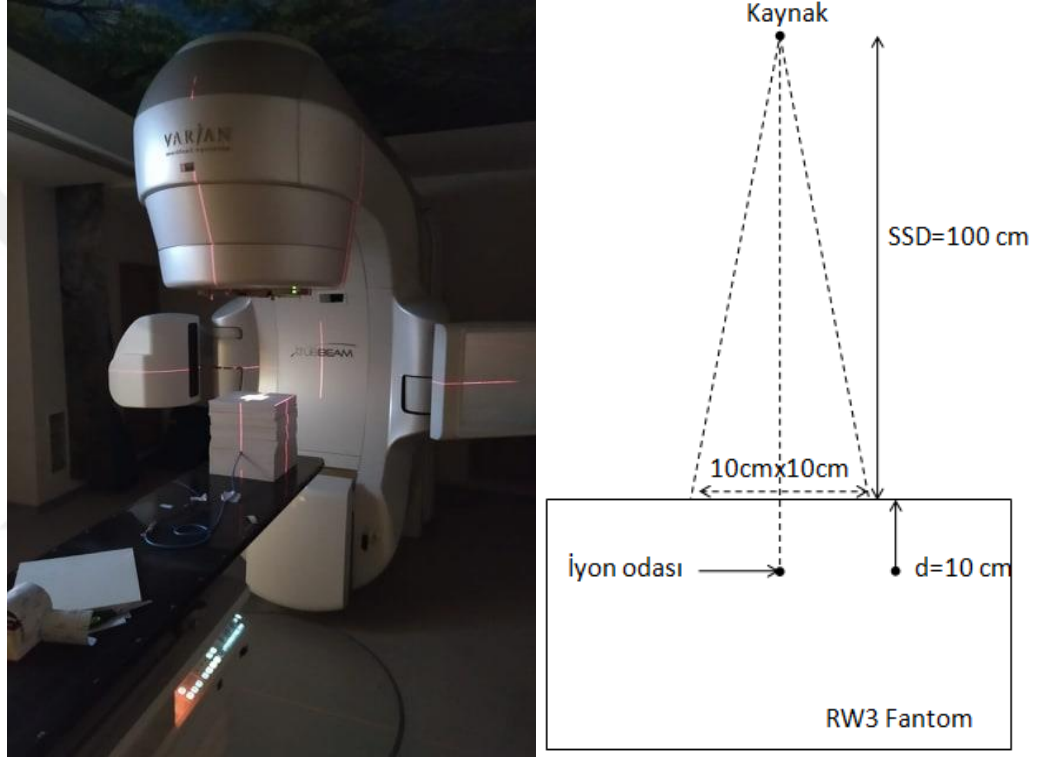
3.2.4.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları

Bu kısımdaki ölçümler uzak enerji kombinasyonu olarak adlandırdığımız 6 MV Uzak Reel ve 15 MV Uzak Reel enerjilerinin Tablo 3.3.' deki katkı oranları ile elde edilen 8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal enerjileri için yapılmıştır. Ölçümlerde IAEA-277 (TRS 277,1987) ve IAEA-398 (TRS 398,2000) nolu raporlarında anlatılan $D_{20/10}$ ölçüm düzeneği kullanılmıştır.

Ölçümün ilk aşamasında her biri 1 cm kalınlığında 10 adet RW-3 Katı Su Fantomu plakası tedavi masasına yerleştirildi. 0.6 cc iyon odasının yerleştirileceği plaka bu plakaların üzerine yerleştirilerek Linakın çapraz telleri ve plakanın koordinat sistemi üst üste çakıştırıldı. Daha sonra $SSD=100 \text{ cm}$ olacak şekilde üste 9 adet daha Katı Su fantomu plakası eklendi. Böylece Kaynaktan iyon odası merkezi arası 110 cm ve Kaynaktan Katı Su Fantomu Plaka yüzeyi $SSD=100 \text{ cm}$ olacak şekilde lazerler yardımıyla da set-up kuruldu. En son 0.6 cc iyon odası

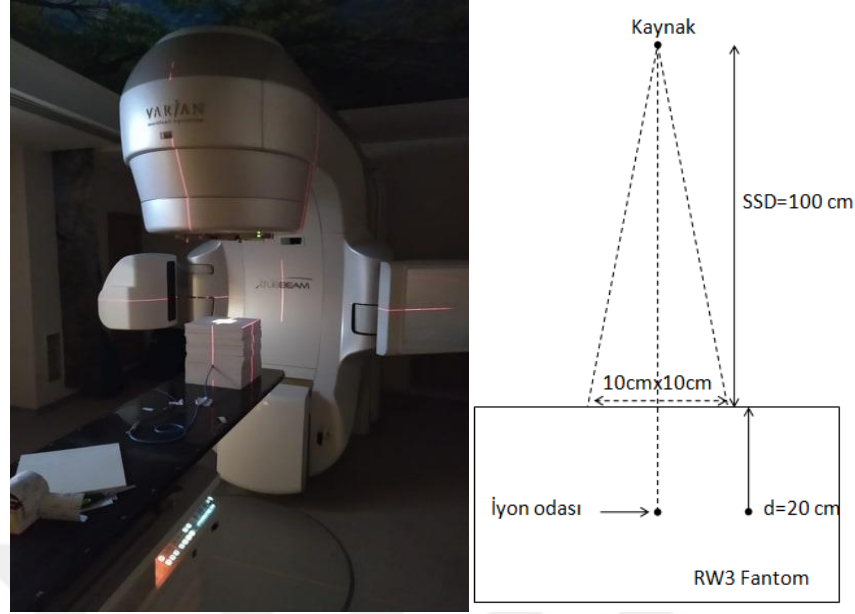
RW3 Katı su fantomu plakaları arasındaki yuvasına yerleştirilerek deney düzeneğine son hali verildi.

Son aşamada iyon odası kablosu dışarıda bulunan elektrometreye bağlandı. Daha önceden belirlenen 6 MV Uzak Reel ve 15 MV Uzak Reel enerji oranları kullanılarak 8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal enerjiler için $D_{20/10}$ ölçümün ilk basamağı (SSD=100 cm olacak şekilde 10 cm derinlikte ki doz verimi nC olarak tespit edildi) yapıldı. (Şekil 3.23)



Şekil 3.23:İyon odası ölçüm düzeneği ve 8-10-12 MV Yakın Sanal enerji tespiti için SSD=100 cm ve 10 cm derinlikteki ölçüm geometrisi.

Ölçümün ikinci aşamasında (Şekil 3.24) her biri 1 cm kalınlığında 10 adet RW-3 Katı Su Fantomu plakası da üste ilave edildi. Böylece kaynak iyon odası merkezi 120 cm ve Kaynak Katı Su Fantomu Plaka yüzeyi SSD=100 cm olacak şekilde Lazerler yardımıyla da set-up yeniden düzenlendi. Yine daha önceden belirlenen 6 MV Uzak Reel ve 15 MV Uzak Reel enerji oranları kullanılarak 8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal enerjiler için $D_{20/10}$ ölçümün ikinci basamağı (SSD= 100 cm olacak şekilde 20 cm derinlikte ki doz verimi nC olarak tespit edildi) yapıldı.



Şekil 3.24: İyon odası ölçüm düzeneği ve 8-10-12 MV Yakın Sanal enerji tespiti için SSD=100 cm ve 20 cm derinlikteki ölçüm geometrisi.

Uzak Sanal enerjiler için nC (nanoCoulomb) olarak ham ölçüm sonuçları aşağıdaki Tablo 3.6.'da verilmiştir. Bu değerler ayrıca rölatif değerlere çevrilerek bulgular kısmında tekrar verilmiştir.

Tablo 3.6: 6-15 MV reel enerji kombinasyonları oranları ile, 8-10-12 MV Uzak Sanal enerjilerinin $D_{20/10}$ hesaplamalarında kullanılmak üzere $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan, SSD=100 cm de ölçüm değerleri.

Linakda Elde Edilen Sanal Enerji	D ₁₀ cm (Toplam ışınlama =100 MU)		D ₂₀ cm (Toplam ışınlama =100 MU)	
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40
8 MV Uzak Sanal	60 MU= 7.43 nC	40 MU= 5.80 nC	60 MU= 4.24 nC	40 MU= 3.76 nC
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	15MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60
10 MV Uzak Sanal	40 MU= 4.95 nC	60 MU= 8.70 nC	40 MU=2.80 nC	60MU=5.64 nC
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 20	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 80	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 20	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 80
12 MV Uzak Sanal	20 MU=2.48 nC	80 MU= 11.60 nC	20 MU= 1.41 nC	80 MU= 7.52 nC

3.2.4.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji

Tayin Sonuçları

Bu kısımdaki $D_{20/10}$ ölçümleri Uzak Sanal enerji ölçümlerinde anlatılan aynı set-up'lar kullanılarak daha önceden belirlenen 6 MV Yakın Reel ve 10 MV Yakın Reel enerji kombinasyonlarında 8 MV Yakın Sanal enerjisi için ve 10 MV Yakın Reel ve 15 MV Yakın Reel enerji kombinasyonlarında 12 MV Yakın Sanal enerjisi için yapıldı.

Yakın sanal Enerjiler için nC (nanoCoulomb) olarak ham ölçüm sonuçları aşağıdaki Tablo 3.7'de verilmiştir. Bu değerler ayrıca rölatif değerlere çevrilerek Bulgular kısmında tekrar verilmiştir.

Tablo 3.7 6-10 MV reel enerji kombinasyonları oranları ile, 8-10-15 MV reel enerji kombinasyonları oranları ile 12 MV yakın sanal enerjisinin $D_{20/10}$ hesaplamalarında kullanılmak üzere $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan, SSD=100 cm de iyon odası değerleri.

Linakta Elde Edilen Sanal Enerji	$D_{10 \text{ cm}}$ (Toplam ışınlama =100 MU)		$D_{20 \text{ cm}}$ (Toplam ışınlama =100 MU)	
	6 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 35	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 65	6 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 35	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 65
8 MV Yakın Sanal	35 MU= 4.33 nC	65 MU=9.10 nC	35 MU= 2.47 nC	65 MU= 5.70 nC
	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	15 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	15MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50
12 MV Yakın Sanal	50 MU= 6.90 nC	50 MU= 7.25 nC	50 MU= 4.36 nC	50 MU= 4.70 nC

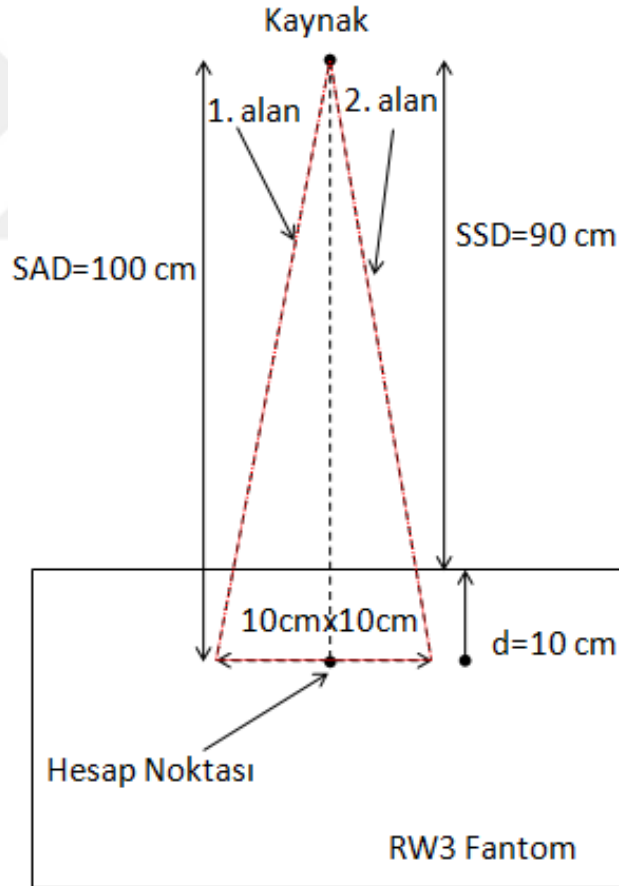
3.2.5. Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) $TPR_{20/10}$ Hesaplamaları ile Sanal Enerji Tayinleri

Bu kısımda Linakta yapılan ölçümlerle elde edilen Sanal enerjilerin $TPR_{20/10}$ değerlerinin TPS uyumluluğunun kontrolleri yapıldı. Bu amaçla $TPR_{20/10}$ ölçümlerinde kullanılan RW3 katı su fantomunun Siemens Biograph CT de görüntülemesi yapıldı. CT çekimleri için 30 cm kalınlıklı RW3 plakalar CT masasına üstü üste dizilerek görüntüleme yapıldı. Daha sonra bu görüntüler TPS ye aktarıldı. Bu RW3 fantom kullanılarak TPS de aşağıdaki hesaplamalar yapılmıştır.

3.2.5.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji

Tayin Sonuçları

Uzak Sanal enerji $TPR_{20/10}$ değerleri için TPS hesaplamalarının ilk aşamasında 6 MV Uzak Reel enerjisinde $SAD=100$ cm ve Katı Su Fantomu Plaka yüzeyi $SSD=90$ cm olacak şekilde $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ bir alan oluşturuldu. Yine aynı şartlarda 15 MV Uzak Reel enerjisi için de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ bir alan daha oluşturuldu (Böylece 6 MV Uzak reel ve 15 MV Uzak Reel foton enerjilerinden oluşan aynı planda üst üste iki alan elde edildi). Bu iki alan aynı anda kullanılarak daha önceden belirlenen (Tablo 3.3:) 6 MV Uzak Reel ve 15 MV Uzak Reel enerji oranlarında 8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal enerjiler için $TPR_{20/10}$ hesaplamalarının ilk basamağı ($SAD=100$ cm ve $SSD=90$ cm olacak şekilde 10 cm derinlikte ki doz cGy olarak tespit edildi) yapıldı. (Şekil 3.25)

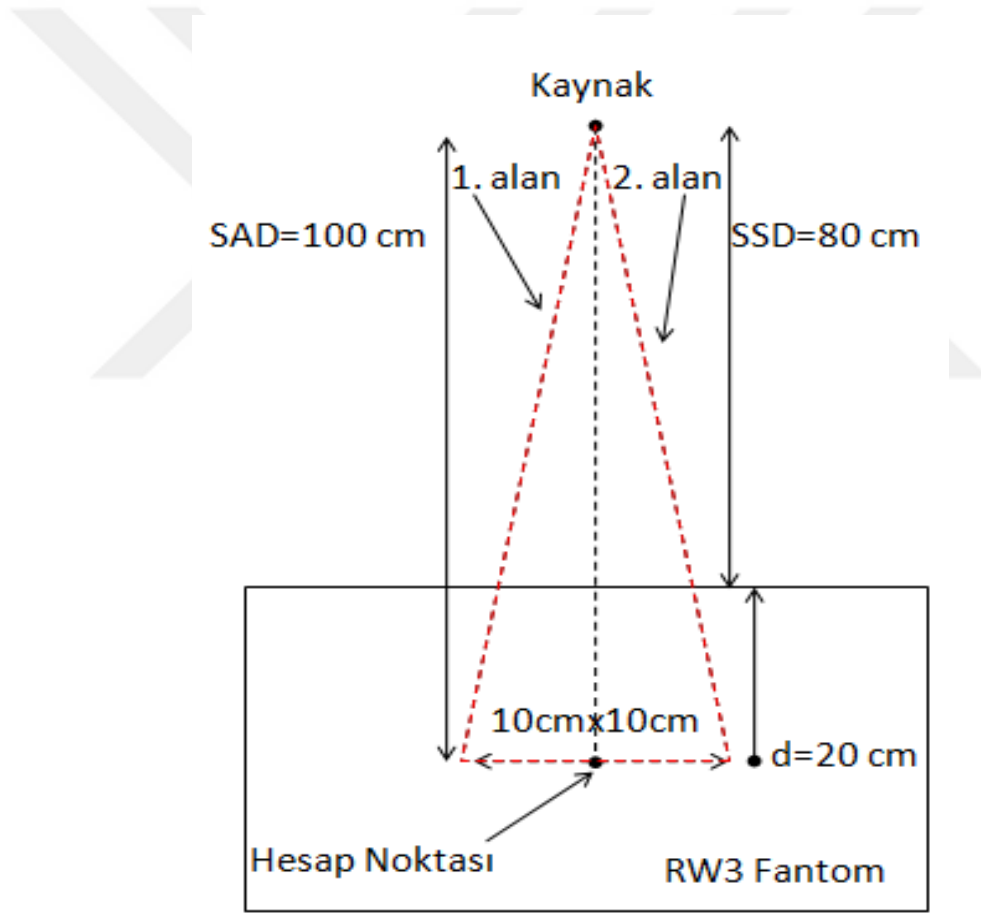


Şekil 3.25: 8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için $SAD=100$ cm ve 10 cm derinlikteki TPS hesaplama geometrisi.

Uzak Sanal enerji $TPR_{20/10}$ değerleri için TPS hesaplamalarının ikinci aşamasında 6 MV Uzak Reel enerjisinde $SAD=100$ cm ve Katı Su Fantomu Plaka yüzeyi $SSD=80$ cm olacak şekilde

10 cm x 10 cm bir alan oluşturuldu. Yine aynı şartlarda 15 MV Uzak Reel enerjisi için de 10 cm x 10 cm bir alan daha oluşturuldu (Böylece 6 MV Uzak Reel ve 15 MV Uzak Reel foton enerjilerinden oluşan aynı planda üst üste iki alan elde edildi). Aynı plan üzerinde birinci alan (siyah) 6 MV, ikinci alan (kırmızı) 15 MV için oluşturuldu.

Bu iki alan aynı anda kullanılarak daha önceden belirlenen (Tablo 3.3) 6 MV Uzak Reel ve 15 MV Uzak Reel enerji oranlarında 8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal enerjiler için $TPR_{20/10}$ hesaplamalarının ikinci basamağı (SAD=100 cm ve SSD=80 cm olacak Şekil 3.26'da 20 cm derinlikte ki doz cGy tespit edildi) yapıldı.



Şekil 3.26: 8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal, 12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için

SAD=100 cm ve 20 cm derinlikteki TPS hesaplama geometrisi.

8 MV Uzak Sanal, 10 Mv Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal enerjileri için yapılan TPS hesaplama sonuçlarının ham dataları cGy olarak aşağıdaki Tablo 3.8'de verilmiştir . Bu değerler daha sonra bulgular kısmında rölatif olarak tekrar verilecektir.

Tablo 3.8: 6-15 MV Uzak Reel enerji kombinasyonları oranları ile, 8-10-12 MV Uzak Sanal enerjilerinin TPR_{20/10} hesaplamaları için TPS ile elde edilmiş ham ölçüm değerleri.

TPS'de Elde Edilen Sanal Enerji	TPR _{10 cm} (Toplam ışınlama =100 MU)		TPR _{20 cm} (Toplam ışınlama =100 MU)	
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40
8 MV Uzak Sanal	60 MU= 46,9 cGy	40 MU=34,9cGy	60 MU= 32,5cGy	40 MU=24,98cGy
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	15MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60
10 MV Uzak Sanal	40 MU=31,52cGy	60 MU=52,74cGy	40MU= 21,36cGy	60MU=40,26cGy
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 20	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 80	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 20	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 80
12 MV Uzak Sanal	20MU= 15,76cGy	80MU=70,32 cGy	20MU=10,68 cGy	80 MU=53,68 cGy

3.2.5.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin

Sonuçları

Bu kısımdaki hesaplama geometrilerinde Uzak Sanal enerjiler için de kullanılan geometrinin aynısı kullanılmıştır. Ancak 8 MV Yakın Sanal enerji TPR_{20/10} değerleri için TPS hesaplamalarının ilk aşamasında (10 cm derinlik için ölçüde) 6 MV Yakın Reel enerjisinde SAD=100 cm ve Katı Su Fantomu Plaka yüzeyi SSD=90 cm olacak şekilde 10 cm x 10 cm bir alan oluşturuldu. Yine aynı şartlarda 10 MV Yakın Reel enerjisi için de 10 cm x 10 cm bir alan daha oluşturuldu (Böylece aynı planda 6 MV Yakın Reel ve 10 MV Yakın Reel enerjilerinden oluşan üst üste iki alan elde edildi). Bu iki alan aynı anda kullanılarak daha önceden belirlenen (Tablo 3.3) 6 MV Yakın Reel ve 10 MV Yakın Reel enerji oranlarında 8 MV Yakın Sanal enerjisi için TPR_{20/10} Hesaplamalarının ilk basamağı (SAD=100 cm ve SSD=90 cm olacak şekilde 10 cm derinlikte ki doz cGy olarak tespit edildi) yapıldı.

Yine bu kısımdaki hesaplama geometrilerinde Uzak Sanal enerjiler de kullanılan geometrinin aynısı kullanılmıştır. Ancak 8 MV Yakın Sanal enerji TPR_{20/10} değerleri için TPS hesaplamalarının ikinci aşamasında (20 cm derinlikte ölçü için) 6 MV-Reel enerjisinde SAD=100 cm ve

Katı Su Fantomu Plaka yüzeyi $SSD=80$ cm olacak şekilde $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ bir alan oluşturuldu. Yine aynı şartlarda 10 MV Yakın Reel enerjisi için de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ bir alan daha oluşturuldu (Böylece aynı planda 6 MV Yakın Reel ve 10 MV Yakın Reel enerjilerinden oluşan üst üste iki alan elde edildi). Bu iki alan aynı anda kullanılarak daha önceden belirlenen (Tablo 3.3) 6 MV Yakın Reel ve 10 MV Yakın Reel enerji oranlarında 8 MV Yakın Sanal enerjisi için $TPR_{20/10}$ Hesaplamalarının ikinci basamağı ($SAD=100\text{ cm}$ ve $SSD=80\text{ cm}$ olacak şekilde 20 cm derinlikte ki doz verimi cGy olarak tespit edildi) yapıldı.

Bu kısımdaki hesaplama geometrilerinde de Uzak Sanal enerjilerde kullanılan geometrinin aynısı kullanılmıştır. Ancak yine 12 MV Yakın Sanal enerji $TPR_{20/10}$ değerleri için TPS hesaplamalarının ilk aşamasında (10 cm derinlik için ölçüde) 10 MV -Reel enerjisinde $SAD=100\text{ cm}$ ve Katı Su Fantomu Plaka yüzeyi $SSD=90\text{ cm}$ olacak şekilde $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ bir alan oluşturuldu.

Yine aynı şartlarda 15 MV Yakın Reel enerjisi için de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ bir alan daha oluşturuldu (Böylece aynı planda 10 MV reel ve 15 MV reel enerjilerinden oluşan üst üste iki alan elde edildi). Bu iki alan aynı anda kullanılarak daha önceden belirlenen (Tablo 3.3) 10 MV Yakın Reel ve 15 MV Yakın Reel enerji oranlarında 12 MV Yakın Sanal enerjisi için $TPR_{20/10}$ hesaplamalarının ilk basamağı ($SAD=100\text{ cm}$ ve $SSD=90\text{ cm}$ olacak şekilde 10 cm derinlikte ki doz verimi cGy olarak tespit edildi)yapıldı.

Yine bu kısımdaki hesaplama geometrilerinde Uzak Sanal enerjilerde kullanılan geometrinin aynısı kullanılmıştır. Ancak 12 MV Yakın Sanal enerji $TPR_{20/10}$ değerleri için TPS hesaplamalarının ikinci aşamasında (20 cm derinlik için ölçüde) 10 MV Yakın Reel enerjisinde $SAD=100\text{ cm}$ ve Katı Su Fantomu Plaka yüzeyi $SSD=80\text{ cm}$ olacak şekilde $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ bir alan oluşturuldu.

Yine aynı şartlarda 15 MV yakın Reel enerjisi için de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ bir alan daha oluşturuldu (Böylece aynı planda 10 MV yakın reel ve 15 MV yakın reel enerjilerinden oluşan üst üste iki alan elde edildi). Bu iki alan aynı anda kullanılarak daha önceden belirlenen (Tablo 3.3) 10 MV yakın Reel ve 15 MV yakın Reel enerji oranlarında 12 MV Yakın Sanal enerjisi için $TPR_{20/10}$

Hesaplamalarının ikinci basamağı (SAD=100 cm ve SSD=80 cm olacak şekilde 20 cm derinlikte ki doz verimi cGy olarak tespit edildi) yapıldı.

8 MV Yakın Sanal ve 12 MV Yakın Sanal enerjileri için yapılan TPS hesaplama sonuçlarının ham dataları cGy olarak aşağıdaki Tablo 3.9’da verilmiştir. Değerler ayrıca bulgular kısmında rölatif olarakta verilmiştir.

Tablo 3.9:6-10 MV yakın reel enerji kombinasyonları oranları ile, 8-10-15 MV yakın reel enerji kombinasyonları oranları ile 12 MV Yakın Sanal enerjisinin TPR_{20/10} hesaplamaları için iyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerleri.

TPS’de Elde Edilen Sanal Enerji	TPR _{10 cm} (Toplam ışınlama =100 MU)		TPR _{20 cm} (Toplam ışınlama =100 MU)	
	6 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 35	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 65	6 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 35	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 65
8 MV Yakın Sanal	35MU= 27,58cGy	65 MU=57,14cGy	35 MU= 29,4cGy	65 MU=39,98cGy
	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	15 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	15MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50
12 MV Yakın Sanal	50 MU= 42,0cGy	50MU=43,95 cGy	50MU =30,75cGy	50 MU= 33,55cGy

3.2.6. Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) D_{20/10} Hesaplamaları ile Sanal Enerji Tayinleri

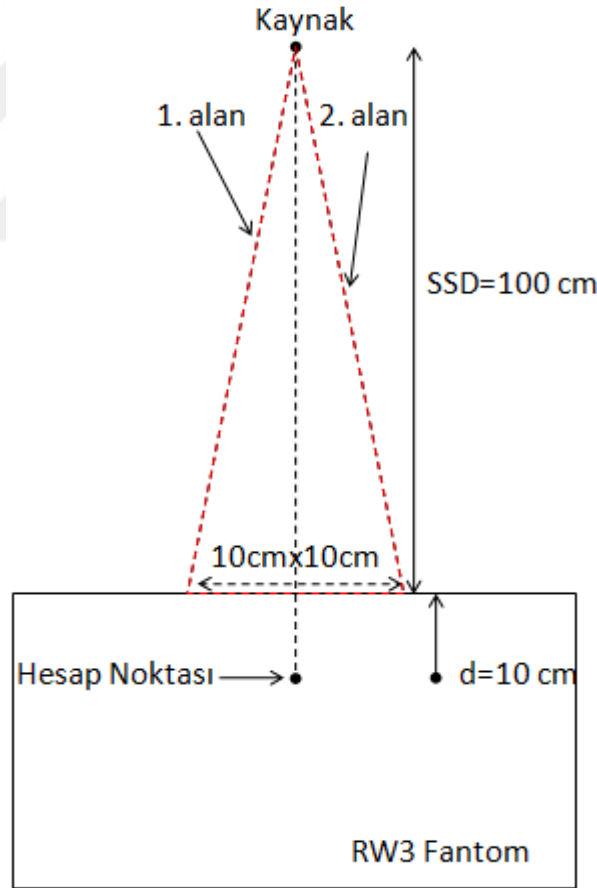
Bu kısımda Linakta yapılan ölçümlerle elde edilen Sanal enerjilerin D_{20/10} değerlerinin TPS uyumluluğunun kontrolleri yapıldı. Bu amaçla D_{20/10} ölçümlerinde kullanılan RW3 katı su fantomunun Siemens Biograph CT de görüntülemesi yapıldı. CT çekimleri için 30 cm kalınlıklı RW3 plakalar CT masasına üstü üste dizilerek görüntüleme yapıldı. Daha sonra bu görüntüler TPS ye aktarıldı.

3.2.6.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları

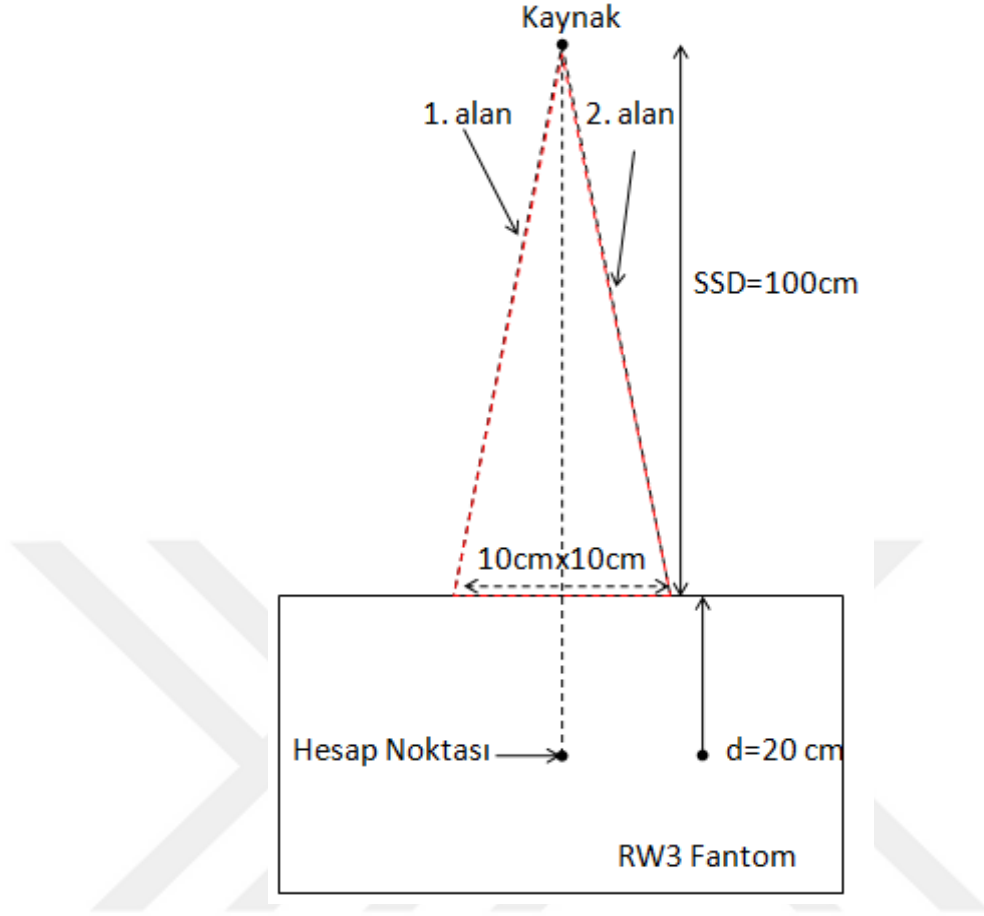
8 MV, 10 MV, 12 MV Uzak Sanal enerjilerin D_{20/10} değerlerinin TPS de 10 cm ve 20 cm deki doz verimlerini hesaplamaları için 6 MV Uzak Reel enerjisinde, katı su fantomu plaka yüzeyinde SSD=100 cm olacak şekilde 10 cm x 10 cm bir alan oluşturuldu. Yine aynı şartlarda 15 MV Uzak Reel enerjisi için de 10 cm x 10 cm bir alan daha oluşturuldu (Böylece 6 MV reel

ve 15 MV reel foton enerjilerinden oluşan aynı planda üst üste iki alan elde edildi). Bu iki alan aynı anda kullanılarak daha önceden belirlenen (Tablo 3.3'de) 6 MV Uzak Reel ve 15 MV Uzak Reel enerji oranlarında 8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal enerjiler için $D_{20/10}$ Hesaplamalarının da gerekli olan 10 cm ve 20 cm derinlikteki doz verimi hesapları (Yani, SSD=100 cm olacak şekilde aynı plan üzerinde hem 10 cm hem de 20 cm derinlikte ki rölatif doz verimi tespit edildi.

Yukarıda anlatıldığı üzere SAD=100 cm de 10 cm ve 20 cm derinlikler için ayrı ayrı hesaplandı. Ancak SSD tekniğinde her iki derinlik için doz verimi de aynı plan üzerinde yapılabilir. SAD ve SSD teknikleri farkı gereği böyle olma zorundadır, zira SAD tekniğinde 10 cm derinlik için SSD=90 cm iken, 20 cm derinlik için SSD=80 cm dir. Oysa SSD tekniğinde 10 cm ve 20 cm derinlikler için de SSD=100 cm dir. (Yani tek SSD de iki farklı derinlikteki dozlarda elde edilebilir) (Şekil 3.27:) ve (Şekil 3.28:)



Şekil 3.27:8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için SSD=100 cm ve 10 cm derinlikteki TPS hesaplama geometrileri.



Şekil 3.28:8-10-12 MV Uzak Sanal enerji tespiti için SS=100 cm ve 20 cm derinlikteki TPS hesaplama geometrileri.

TPS hesaplama sonuçları ham data olarak aşağıdaki Tablo 3.10’da verilmiştir. Bu değerler rölatif olarak bulgular kısmında tekrar verilecektir.

Ayrıca bu kombinasyonlardan elde edilen izodozlar ve bu izodozlardan elde edilen merkezi eksen %DD eğrileri bulgular kısmında verilmiştir. Nümerik analiz yapılması amacıyla %DD değerleri tablo olarak da bulgular kısmında verilmiştir.

Tablo 3.10:6-15 MV Uzak Reel enerji katkı oranları ile, 8-10-12 MV Uzak Sanal enerjilerinin $D_{20/10}$ için TPS ile elde edilmiş ham ölçüm değerleri.

TPS’de Elde Edilen Sanal Enerji	D ₁₀ cm (Toplam ışınlama =100 MU)		D ₂₀ cm (Toplam ışınlama =100 MU)	
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40
8 MV Uzak Sanal	60 MU= 40,2cGy	40 MU=31cGy	60 MU=23,61cGy	40 MU=20,2cGy
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 40	15MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 60
10 MV Uzak Sanal	40 MU=26.8cGy	60 MU=46,5cGy	40 MU=15.44cGy	60MU=30,3 cGy
	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 20	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 80	6 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 20	15 MV Uzak Reel Enerji Katkısı % 80
12 MV Uzak Sanal	20 MU=13,4 cGy	80 MU=62,0cGy	20 MU=7,72 cGy	80 MU=40,4 cGy

3.2.6.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin

Sonuçları

Bu kısımdaki hesaplama geometrilerinde Uzak Sanal enerjilerde kullanılan geometrinin aynısı kullanılmıştır. Ancak 8 MV yakın sanal enerjisinin $D_{20/10}$ değerlerinin TPS de 10 cm ve 20 cm deki doz verimlerini hesaplamaları için 6 MV yakın Reel enerjisinde Katı Su Fantomu Plaka yüzeyinde SSD=100 cm olacak şekilde 10 cm x 10 cm bir alan oluşturuldu. Yine aynı şartlarda 10 MV yakın Reel enerjisi için de 10 cm x 10 cm bir alan daha oluşturuldu (Böylece aynı planda üst üste iki alan elde edildi). Bu iki alan aynı anda kullanılarak daha önceden belirlenen (Tablo 3.3’de) 6 MV yakın Reel ve 10 MV yakın Reel enerji oranlarında 8 MV Yakın Sanal enerjisi için $D_{20/10}$ Hesaplamalarının da gerekli olan 10 cm ve 20 cm derinlikteki doz verimi hesapları (Yani, SSD=100 cm olacak şekilde aynı plan üzerinde hem 10 cm hem de 20 cm derinlikte ki doz verimi tespit edildi) yapıldı.

Yine bu kısımdaki hesaplama geometrilerinde Uzak Sanal enerjilerde kullanılan geometrinin aynısı kullanılmıştır. Ancak 12 MV yakın sanal enerjisinin $D_{20/10}$ değerlerinin TPS de 10 cm ve 20 cm deki doz verimlerini hesaplamaları için 10 MV yakın Reel enerjisinde Katı Su Fantomu Plaka yüzeyinde SSD=100 cm olacak şekilde 10 cm x 10 cm bir alan oluşturuldu.

Yine aynı şartlarda 15 MV yakın Reel enerjisi için de 10 cm x 10 cm bir alan daha oluşturuldu (Böylece aynı planda üst üste iki alan elde edildi). Bu iki alan aynı anda kullanılarak daha önceden belirlenen (Tablo 3.3) 10 MV yakın Reel ve 15 MV yakın Reel enerji oranlarında 12 MV Yakın Sanal enerjisi için $D_{20/10}$ Hesaplamalarının da gerekli olan 10 cm ve 20 cm derinlikteki doz verimi hesapları (Yani, SSD=100 cm olacak şekilde aynı plan üzerinde hem 10 cm hem de 20 cm derinlikte ki doz verimi tespit edildi) yapıldı.

TPS hesaplama sonuçları ham data olarak aşağıdaki Tablo 3.11’de verilmiştir. Ayrıca rölatif olarak bulgular kısmında da verilmiştir.

Ayrıca hesaplamalardan elde edilen rölatif izodoz dağılımları ve bu izodozdan elde edilen %DD eğrileri bulgular kısmında alt alta verilmiştir. Ayrıca nümerik analiz yapılması amacı ile %DD değerleri tablo olarak da bulgular kısmında verilmiştir.

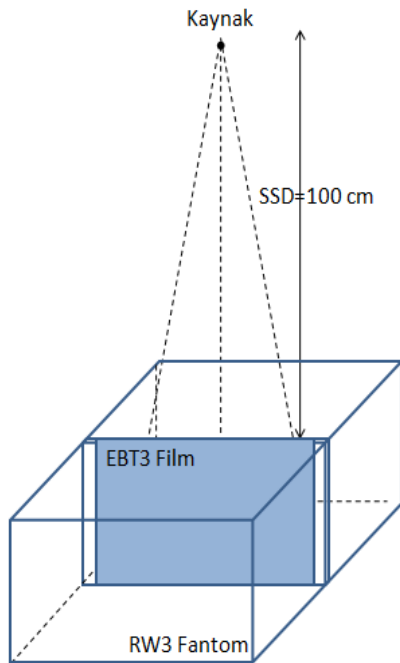
Tablo 3.11:6-10 MV yakın Reel enerji kombinasyonları oranları ile, 8-10-15 MV yakın Reel enerji oranları ile 12 MV Yakın Sanal enerjisinin $D_{20/10}$ için TPS ile hesaplanmış ham ölçüm değerleri.

TPS’de Elde Edilen Sanal Enerji	$D_{10\text{ cm}}$ (Toplam ışınlama =100 MU)		$D_{20\text{ cm}}$ (Toplam ışınlama =100 MU)	
	6 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 35	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 65	6 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 35	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 65
8 MV Yakın Sanal	35MU= 23,45cGy	65 MU=47,52cGy	35MU= 13,51cGy	65 MU=29,84cGy
	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	15 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	10 MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50	15MV Yakın Reel Enerji Katkısı % 50
12 MV Yakın Sanal	50MU= 36,55cGy	50MU= 38,75cGy	50MU =22.95cGy	50 MU= 25,25Gy

3.2.7. Gafkromik Film (EBT3) Ölçümleri ile Reel ve Sanal Enerji Verifikasyonu

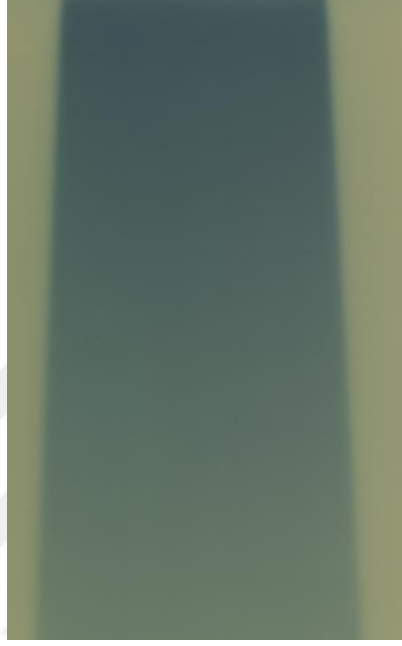
Bu aşamada; Birinci Model Linak için TPS den elde edilen 8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal enerjilerinin (ve ayrıca İkinci Model Linak için TPS de elde edilen 8 MV Yakın Sanal, 12 MV Yakın Sanal enerjileri için) izodoz dağılımlarını Linaktan elde edilen 8 MV Uzak Sanal, 10 MV Uzak Sanal ve 12 MV Uzak Sanal enerjili ışınların (ve ayrıca 8 MV Yakın Sanal ve 12 MV Yakın Sanal enerjileri için) izodoz dağılımları ile karşılaştırmak amacıyla Gafkromik film ışınlaması yapılmıştır. (Ayrıca sanal enerji karşılaştırmalarının yanında 6 MV reel, 10 MV reel, 15 MV reel enerjileri için Linak ve TPS karşılaştırmaları da yapılmıştır).

Film ölçüm düzeneği aşağıdaki Şekil 3.29’da verilmiştir. RW3 fantom plakaları masa düzlemine dik olacak şekilde masanın üstüne sabitlendi. EBT3 filmleri de fantomlar arasında sıkıştırıldı (Film cross-plane eksende). Fantomun yüzeyinde 10 cm x 10 cm alanda SSD=100 cm olacak şekilde set-up kurulduktan sonra toplamda 400 MU karşılığı 400 cGy olacak şekilde her bir sanal enerji için o sanal enerjiye ait katkı oranlarında ile (ilgili reel enerjiler kullanılarak) ışınlama yapıldı. Ölçüm düzeneği ve ölçümden bir görüntü aşağıdaki şekilde verilmiştir.

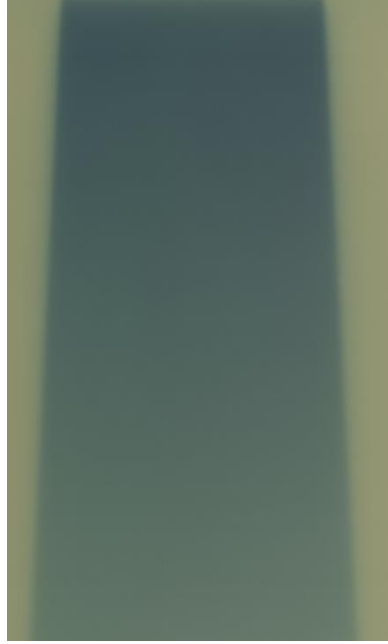


Şekil 3.29: EBT2 Film ışınlama düzeneği .

Işınlanan filmler aşağıda verilmiştir (Şekil 3.30-Şekil 3.37). Ayrıca filmlerden elde edilen rölatif izodoz dağılımları ve bu izodozdan elde edilen %DD eğrileri bulgular kısmında verilmiştir. Ayrıca nümerik analiz yapılması amacıyla %DD değerleri tablo olarak da bulgular kısmında verilmiştir.



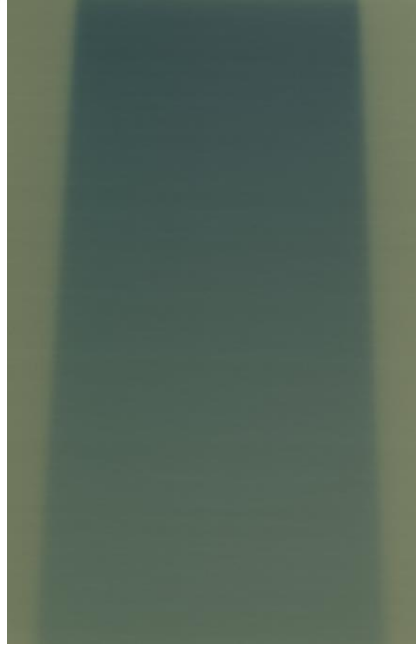
Şekil 3.30: 6 MV Reel enerjisinin $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda ışınlanmış film.



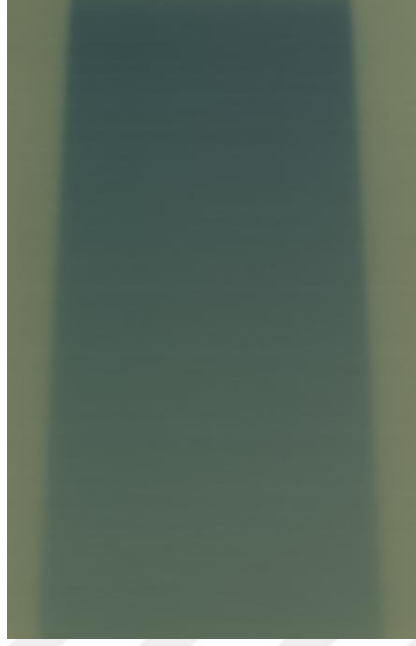
Şekil 3.31: 10 MV Reel enerjisinin $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda film.



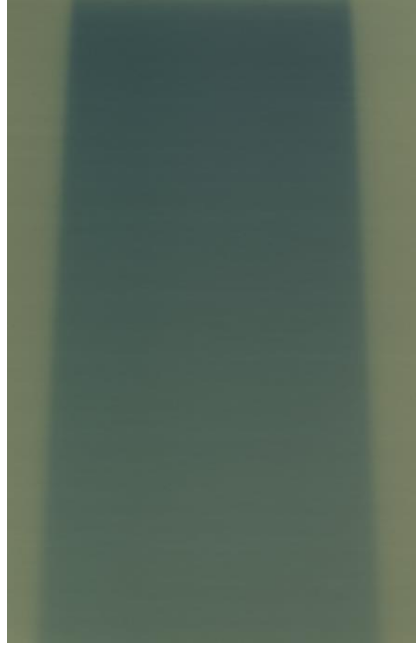
Şekil 3.32:15 MV Reel enerjisinin $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda film.



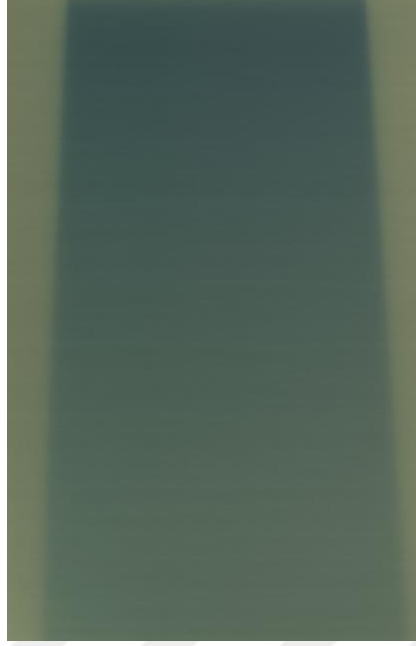
Şekil 3.33: 8 MV Uzak Sanal enerjisinin $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda film.



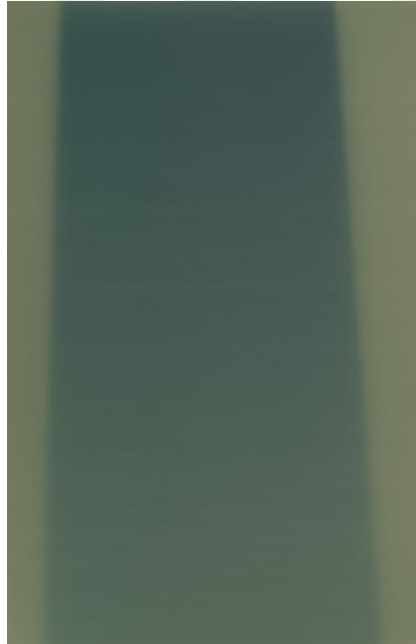
Şekil 3.34:10 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda film.



Şekil 3.35:12 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda film.



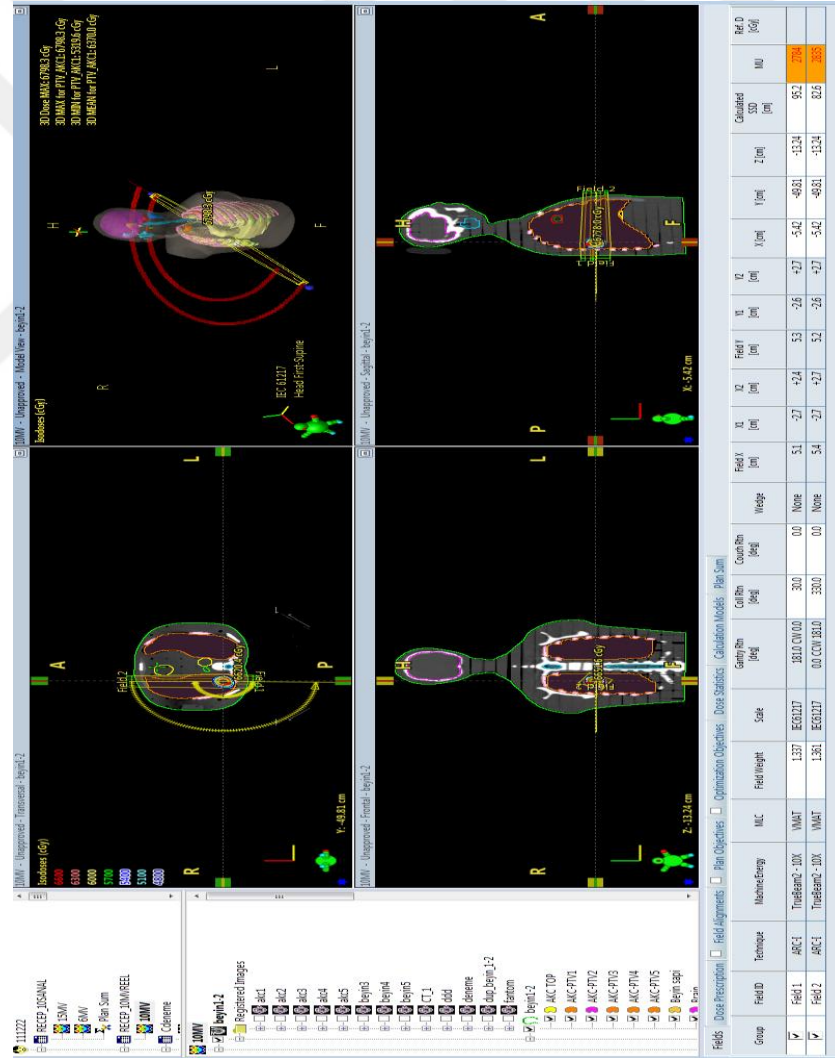
Şekil 3.36:8 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda film.



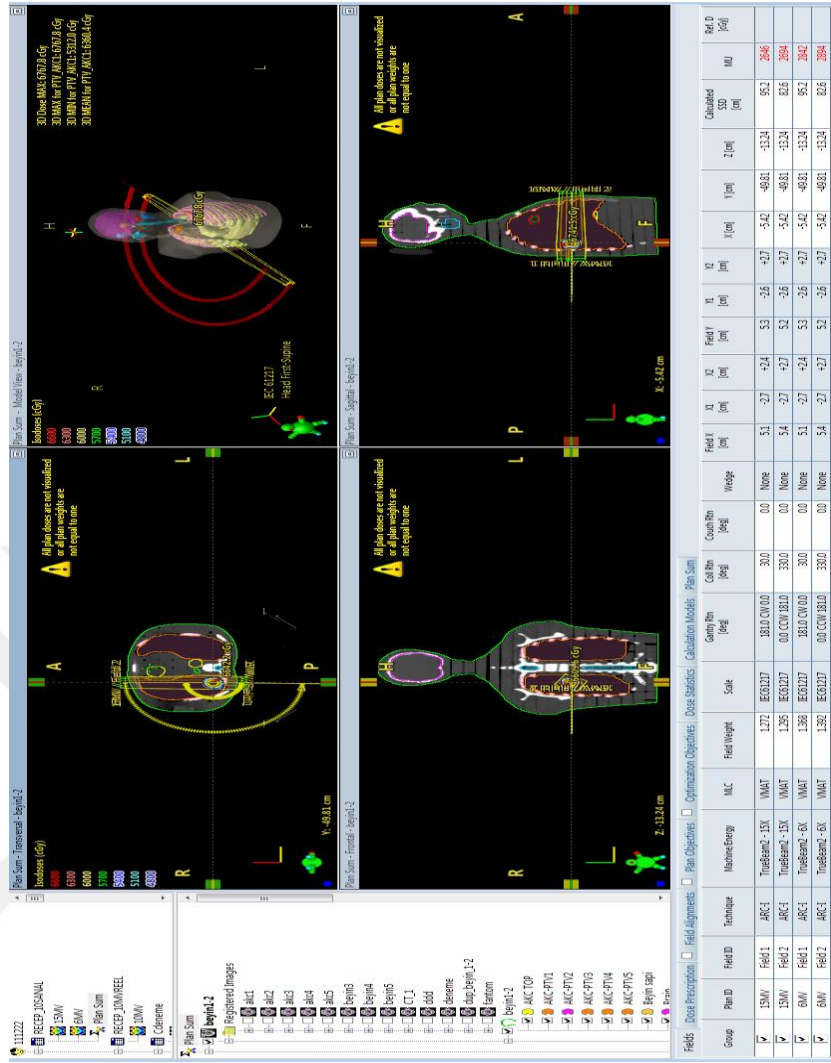
Şekil 3.37:12 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda film.

3.2.8.Rando Fantom BT Görüntüleri Kullanarak 10 MV Uzak Sanal ve 10 MV Reel Enerjiler ile Tedavi Planlama Sisteminde Plan Karşılaştırması

Tez kapsamında elde edilen sanal enerjilerin doğruluğunu kontrol etmek amacıyla 10 MV Uzak Sanal ve 10 MV reel enerjileri ile rando fantomda bir plan çalışması yapıldı (10 MV sanal ve 10 MV reelden başka eşleşen enerji yoktur). Bu amaçla rando fantom CT'si çekile-rek TPS'ye yüklendi. Akciğer kesitlerinde akciğer konturları, medula spinalis konturları, oza-fagus ve kalp konturları girildi. Plan olarak 180-360 derece (yarım ark) IMAT (SBRT) plan-ları yapıldı. Toplamda 6000 cGy PTV dozu tanımlandı. Şekil 3.38'de 10MV Reel ve Şekil 3.39'da 10 MV Uzak Sanal enerjilerine ait TPS plan görüntüleri verildi.



Şekil 3.38: 10 MV Reel Enerjisi ile yapılan Rando fantom TPS Planları.



Şekil 3.39: 10 MV Uzak Sanal Enerjisi ile yapılan Rando fantom TPS Planları.

4. BULGULAR

4.1. Lineer Hızlandırıcıda İyon Odası ve Katı Su Fantomu Kullanılarak $TPR_{20/10}$ Ölçümleri ile Sanal Enerji Tayin Sonuçları

Lineer hızlandırıcıda iyon odası ve katı su fantomu kullanılarak yapılan $TPR_{20/10}$ ölçümleri ilgili detaylı bilgi kısım 3.2.3'te anlatıldı. IAEA'nin TRS 398'de verdiği düzeltme faktörleri kullanılarak yeni değerler elde edildi.

4.1.1. Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları

İyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerlerinin rölatif değerlere çevrilmiş hali Tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.1: $TPR_{20/10}$, $TPR_{20\text{ cm}}$ değerinin $TPR_{10\text{ cm}}$ değerine bölümü ile elde edilmiştir.

Foton Enerjisi	Reel Enerji Katkı Oranları	$TPR_{10\text{ cm}}$	$TPR_{20\text{ cm}}$	$TPR_{20/10}$
6 MV Reel	%100 (6MV Reel)	$14,80\text{ nC} \times 0,992$ $= 14,68\text{ nC}$	$9,98\text{ nC} \times 0,992$ $= 9,90\text{ nC}$	0,674
8MV Uzak Sanal	% 60 (6MV Reel) + %40 (15MV Reel)	$(8,90\text{ nC} \times 0,992) +$ $(6,96\text{ nC} \times 0,974)$ $= 15,61\text{ nC}$	$(5,95\text{ nC} \times 0,992) +$ $(5,35\text{ nC} \times 0,974)$ $= 11,11\text{ nC}$	0,711
10 MV Uzak Sanal	%40 (6MV Reel) + %60 (15MV Reel)	$(5,94\text{ nC} \times 0,992) +$ $(10,45\text{ nC} \times 0,974)$ $= 16,07\text{ nC}$	$(3,98\text{ nC} \times 0,992) +$ $(7,96\text{ nC} \times 0,974)$ $= 11,70\text{ nC}$	0,728
12MV Uzak Sanal	%20 (6MV Reel) + %80 (15MV Reel)	$(2,97\text{ nC} \times 0,992) +$ $(13,94\text{ nC} \times 0,974)$ $= 16,52\text{ nC}$	$(1,98\text{ nC} \times 0,992) +$ $(10,61\text{ nC} \times 0,974)$ $= 12,29\text{ nC}$	0,744
15 MV Reel	%100 (15MV Reel)	$17,45\text{ nC} \times 0,974$ $= 16,99\text{ nC}$	$13,31\text{ nC} \times 0,974$ $= 12,96\text{ nC}$	0,763

4.1.2.İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin

Sonuçları

İyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerlerinin rölatif değerlere çevrilmiş hali Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2: $TPR_{20/10}$, $TPR_{20\text{ cm}}$ değerinin $TPR_{10\text{ cm}}$ değerine bölümü ile elde edilmiştir.

Foton Enerjisi	Reel Enerji Katkı Oranları	$TPR_{10\text{ cm}}$	$TPR_{20\text{ cm}}$	$TPR_{20/10}$
6 MV Reel	%100 (6MV Reel)	$14,80\text{ nCx}0,992$ $=14,68\text{ nC}$	$9,98\text{ nC} \times 0,992$ $=9,90\text{ nC}$	0,674
8MV Yakın Sanal	% 35 (6MV Reel)+ %65 (15MV Reel)	$(5,18\text{ nCx}0,992) +$ $(10,82\text{ nCx}0,981)$ $=15,75\text{ nC}$	$(3,51\text{ nCx}0,992) +$ $(7,95\text{ nCx}0,981)$ $=11,28\text{ nC}$	0,716
10 MV Reel	%100 (10MVReel)	$16,64\text{ nCx}0,981$ $=16,37\text{ nC}$	$12,28\text{ nCx}0,981$ $=12,05\text{ nC}$	0,736
12MV Yakın Sanal	%50 (10 MV Reel) + %50 (15MV Reel)	$(8,32\text{ nC} \times 0,981)+$ $(8,71\text{ nCx}0,974)$ $=16,62\text{ nC}$	$(6,13\text{ nCx}0,981)+$ $(6,63\text{ nCx}0,974)$ $=12,47\text{ nC}$	0,750
15 MV Reel	%100 (15MV Reel)	$17,45\text{ nC} \times 0,974$ $=16,99\text{ nC}$	$13,31\text{ nCx}0,974$ $=12,86\text{ nC}$	0,763

4.2.Linakta İyon Odası ve Katı Su Fantomu Kullanılarak $D_{20/10}$ Ölçümleri ile Sanal Enerji Tayin Sonuçları

Lineer hızlandırıcıda iyon odası ve katı su fantomu kullanılarak yapılan $D_{20/10}$ ölçümleri ilgili detaylı bilgi kısım 3.2.4’te anlatıldı. IAEA’nin TRS 398’de verdiği düzeltme faktörleri kullanılarak yeni değerler elde edildi.

4.2.1.Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin

Sonuçları

İyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerlerinin rölatif değerlere çevrilmiş hali Tablo 4.3’de verilmiştir.

Tablo 4.3: $D_{20/10}$, %DD₂₀ değerinin %DD₁₀ değerine bölümü ile elde edilmiştir

Foton Enerjisi	Reel Enerji KatkıOranları	%DD _{10 cm}	%DD _{20 cm}	D _{20/10}
6 MV Reel	%100 (6MV Reel)	12,39nC x0,992 =12,29 nC	7,06nC x 0,992 =7,00 nC	0,570
8MV Uzak Sanal	% 60 (6MV Reel) + %40 (15MV Reel)	(7,43 nCx0,992) + (5,80 nCx0,974) =13,02 nC	(4,24nC x0,992) + (3,76nC x0,974) =7,87 nC	0,605
10 MV Uzak Sanal	%40 (6MV Reel) + %60 (15MV Reel)	(4,95nC x0,992) + (8,70nC x0,974) =13,38 nC	(2,80 nCx0,992)+ (5,64 nCx0,974) =8,27 nC	0,618
12MV Uzak Sanal	%20 (6MV Reel) + %80 (15MV Reel)	(2,48 nC x 0,992) + (11,60nC x0,974) =13,76 nC	(1,41nC x0,992)+ (7,52nC x0,974) =8,72 nC	0,634
15 MV Reel	%100 (15MV Reel)	14,53nC x0,974 =14,15 nC	9,43nC x0,974 =9,19 nC	0,650

4.2.2. İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin

Sonuçları

İyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerlerinin rölatif değerlere çevrilmiş hali Tablo 4.4’de verilmiştir.

Tablo 4.4: $D_{20/10}$, %DD₂₀ değerinin %DD₁₀ değerine bölümü ile elde edilmiştir .

Foton Enerjisi	Reel Enerji Katkı Oranları	%DD _{10 cm}	%DD _{20 cm}	D _{20/10}
6 MV Reel	%100 (6MV Reel)	12,36 nCx0,992 =12,83 nC	7,06nC x 0,992 =7,00 nC	0,546
8MV Yakın-Sanal	% 35 (6MV Reel) + %65 (15MV Reel)	(4,33 nCx0,992) + (9,10 nCx0,981) =13,23 nC	(2,47nC x0,992) + (5,70 nCx0,981) =8,04 nC	0,608
10 MV Reel	%100 (10MVReel)	13,87nC x0,981 =13,61 nC	8,74nC x0,981 =8,58 nC	0,630
12MV Yakın- Sanal	%50 (10 MV Reel) + %50 (15MV Reel)	(6,90 nC x 0,981)+ (7,25 nCx0,974) =13,83 nC	(4,36 nCx0,981) + (4,70 nCx0,974) =8,86 nC	0,641
15 MV Reel	%100 (15MV Reel)	14,53nC x0,974 =14,15 nC	9,42nC x0,974 =9,18 nC	0,649

4.3.Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) TPR_{20/10} Hesaplamaları ile Sanal Enerji Tayin Sonuçları

Lineer hızlandırıcıda elde edilen değerlerle,TPS’de elde edilen değerlerin, TPR_{20/10} oranlarının karşılaştırılması detaylı olarak 3.2.5’te anlatıldı.

4.3.1.Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları

İyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerlerinin rölatif değerlere çevrilmiş hali Tablo 4.5’de verilmiştir.

Tablo 4.5: TPR_{20/10} , TPR_{20 cm} değeri ile TPR_{10 cm} değerine bölümü ile elde edilmiştir

Foton Enerjisi	Reel Enerji KatkıOranları	TPR _{10 cm}	TPR _{20 cm}	TPR _{20/10}
6 MV Reel	%100 (6MV Reel)	78,8 cGy	53,4 cGy	0,677
8MV Uzak Sanal	% 60 (6MV Reel) + %40 (15MV Reel)	46,9 + 34,9 = 81,8 cGy	32,5 + 24,98 = 57,48 cGy	0,703
10 MV Uzak Sanal	%40 (6MV Reel) + %60 (15MV Reel)	31,52 + 52,74 = 84,26 cGy	21,36 + 40,26 =61,62 cGy	0,731
12MV Uzak Sanal	%20 (6MV Reel) + %80 (15MV Reel)	15,76 + 70,32 =86,08 cGy	10,68 + 53,68 =64,36 cGy	0,748
15 MV Reel	%100 (15MV Reel)	87,9 cGy	67,1 cGy	0,763

4.3.2.İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin Sonuçları

İyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerlerinin rölatif değerlere çevrilmiş hali Tablo 4.6’da verilmiştir.

Tablo 4.6 : TPR_{20/10} ,TPR_{20 cm} değeri ile TPR_{10 cm} değerine bölümü ile elde edilmiştir.

Foton Enerjisi	Reel Enerji Katkı Oranları	TPR _{10 cm}	TPR _{20 cm}	TPR _{20/10}
6 MV Reel	%100 (6MV Reel)	78,8 cGy	53,4 cGy	0,678
8MV Yakın Sanal	% 35 (6MV Reel) + %65 (15MV Reel)	27,58 + 54,60 =82,18 cGy	18,69 + 39,98 =58,67 cGy	0,714
10 MV Reel	%100 (10MVReel)	84,00 cGy	61,5 cGy	0,732
12MV Yakın Sanal	%50 (10 MV Reel) + %50 (15MV Reel)	42,00 + 43,95 = 85,95 cGy	30,75 + 33,55 =64,3cGy	0,748
15 MV Reel	%100 (15MV Reel)	87,9 cGy	67,1cGy	0,763

4.4.Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) $D_{20/10}$ Hesaplamaları ile Sanal Enerji Tayinleri

Lineer hızlandırıcıda elde edilen değerlerle,TPS’de elde edilen değerlerin, $D_{20/10}$ oranalarının karşılaştırılması detaylı olarak 3.2.6’te anlatıldı.

4.4.1.Birinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Uzak Sanal Enerji Tayin Sonuçları

İyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerlerinin rölatif değerlere çevrilmiş hali 4.7’de verilmiştir.

Tablo 4.7: $D_{20/10}$, %DD₂₀ değeri ile %DD₁₀ değerine bölümü ile elde edilmiştir

Foton Enerjisi	Reel Enerji Katkı Oranları	%DD _{10 cm}	%DD _{20 cm}	$D_{20/10}$
6 MV Reel	%100 (6MV Reel)	67.0 cGy	38.6 cGy	0.576
8MV Uzak Sanal	% 60 (6MV Reel)+ %40 (15MV Reel)	40.2 + 31.0 =71.2 cGy	23.61 + 20.20 =43.81 cGy	0.615
10 MV Uzak Sanal	%40 (6MV Reel)+ %60 (15MV Reel)	26.8 + 46.5 =73.3 cGy	15.44 + 30.3 =45.74 cGy	0.624
12MV Uzak Sanal	%20 (6MV Reel)+ %80 (15MV Reel)	13.4 + 62.0 =75.4 cGy	7.72 + 40.4 =48.12 cGy	0.638
15 MV Reel	%100 (15MV Reel)	77.5 cGy	50.5 cGy	0.651

4.4.2.İkinci Model Lineer Hızlandırıcıyı Temsilen Yakın Sanal Enerji Tayin Sonuçları

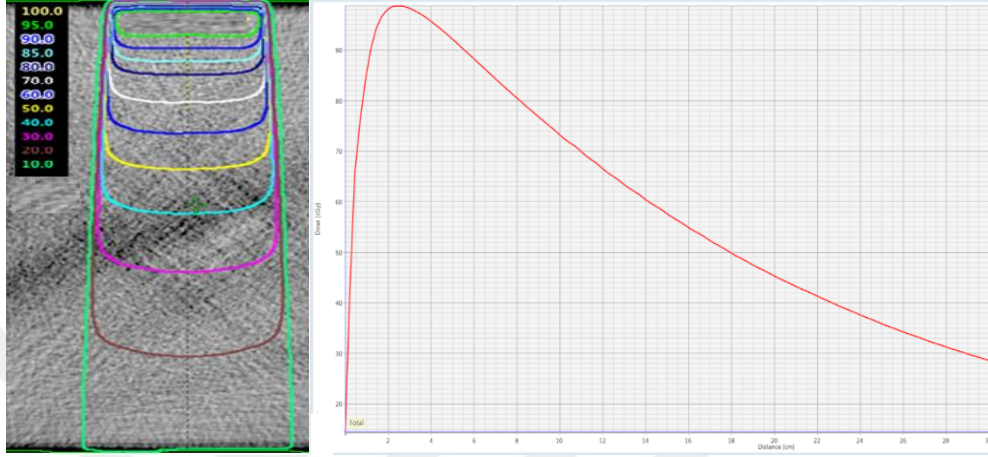
İyon odası ile elde edilmiş ham ölçüm değerlerinin rölatif değerlere çevrilmiş hali Tablo 4.8’de verilmiştir.

Tablo 4.8 : $D_{20/10}$, %DD₂₀ değeri ile %DD₁₀ değerine bölümü ile elde edilmiştir.

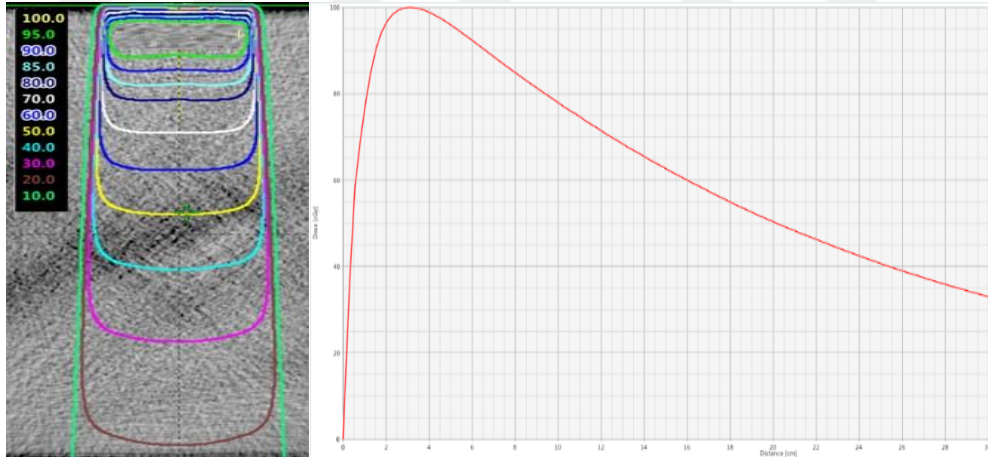
Foton Enerjisi	Reel Enerji Katkı Oranları	%DD _{10 cm}	%DD _{20 cm}	$D_{20/10}$
6 MV Reel	%100 (6MV Reel)	67.0 cGy	38.6 cGy	0.576
8MV Yakın Sanal	% 35 (6MV Reel) + %65 (15MV Reel)	23.45 + 47.52 =70.97 cGy	13.51 + 29.84 =43.35 cGy	0.611
10 MV Reel	%100 (10MVReel)	73.1 cGy	45.9 cGy	0.628
12MV Yakın Sanal	%50 (10 MV Reel)+ %50 (15MV Reel)	36.55+38.75 =75,3 cGy	22,95+25,25 =48,2 cGy	0,640
15 MV Reel	%100 (15MV Reel)	77.5 cGy	50.5 cGy	0.651

4.5. TPS den Elde Edilmiş İzodozlar ve %DD Eğrileri

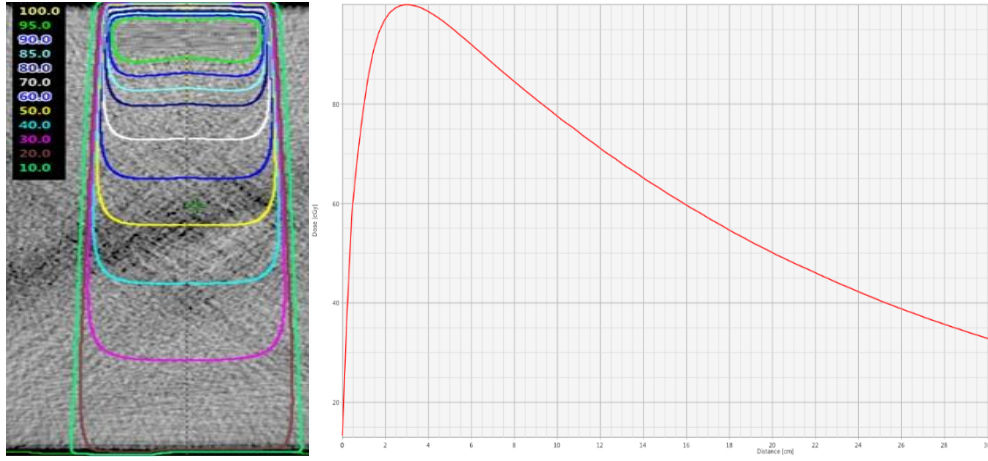
Ölçümleri 3.2.3’de yapılan TPS planlarından elde edilen izodoz ve %DD eğrileri Şekil 4.1-Şekil 4.8 arasında gösterilmiştir



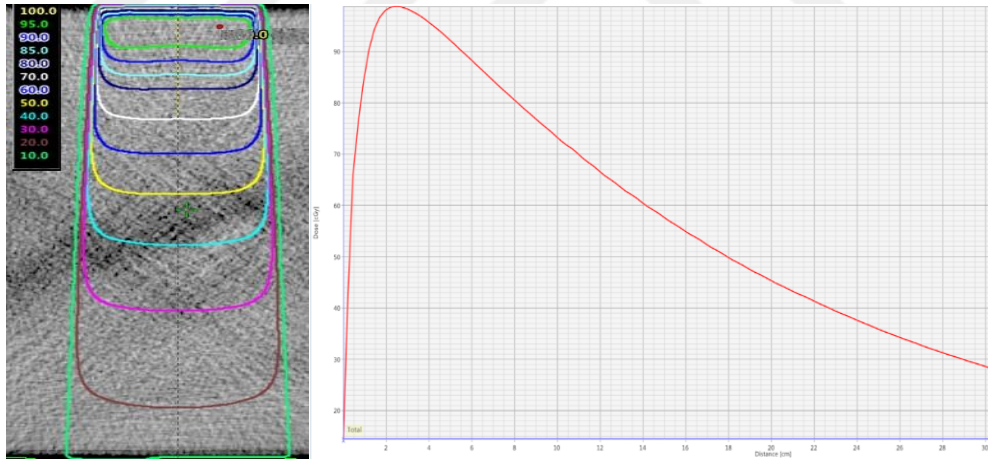
Şekil 4.1: a) 6 MV Reel enerjisinin 10x10 cm² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



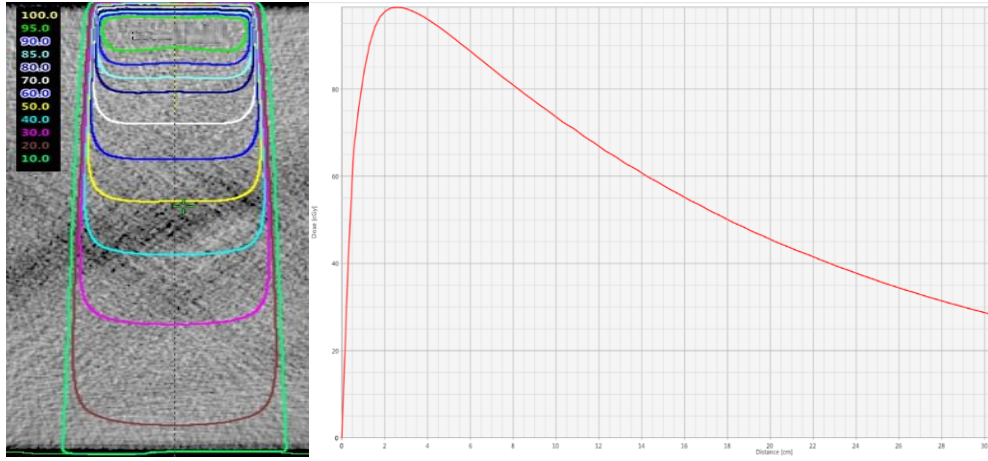
Şekil 4.2: a) 10 MV Reel enerjisinin 10x10 cm² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



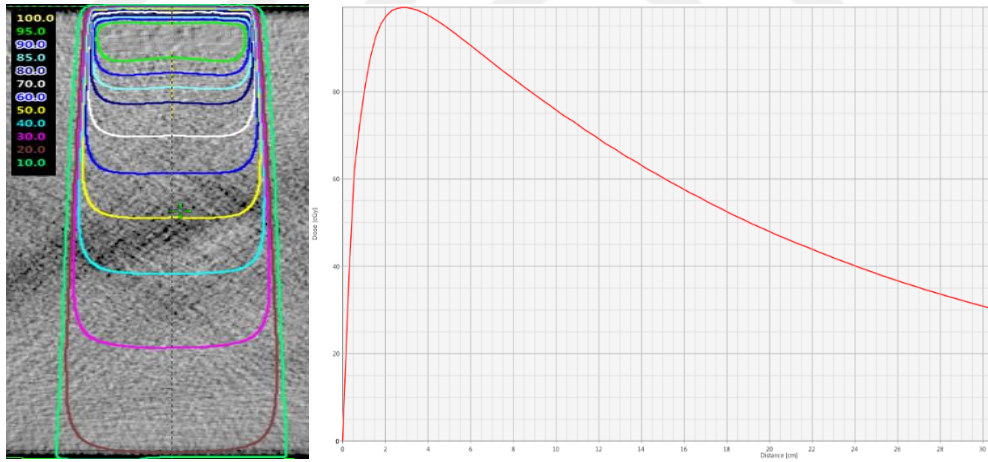
Şekil 4.3: a) 15 MV Reel enerjisinin 10x10 cm² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



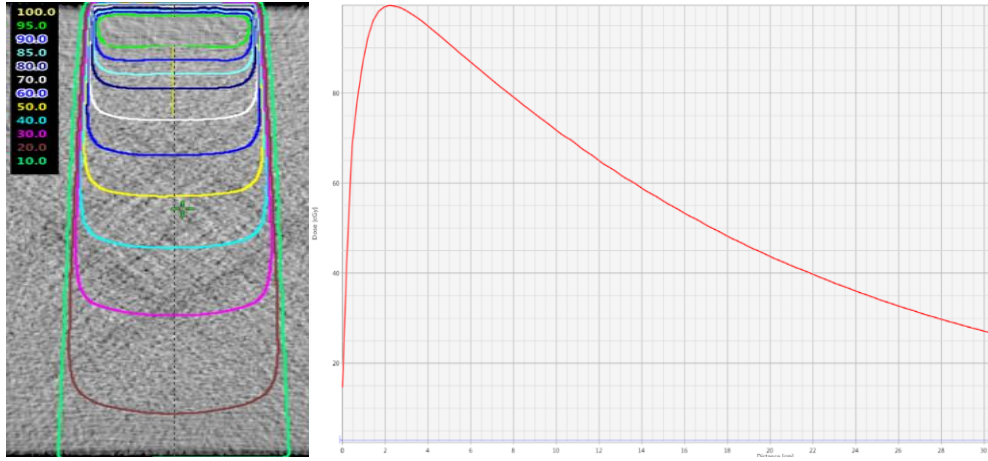
Şekil 4.4: a) 8 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



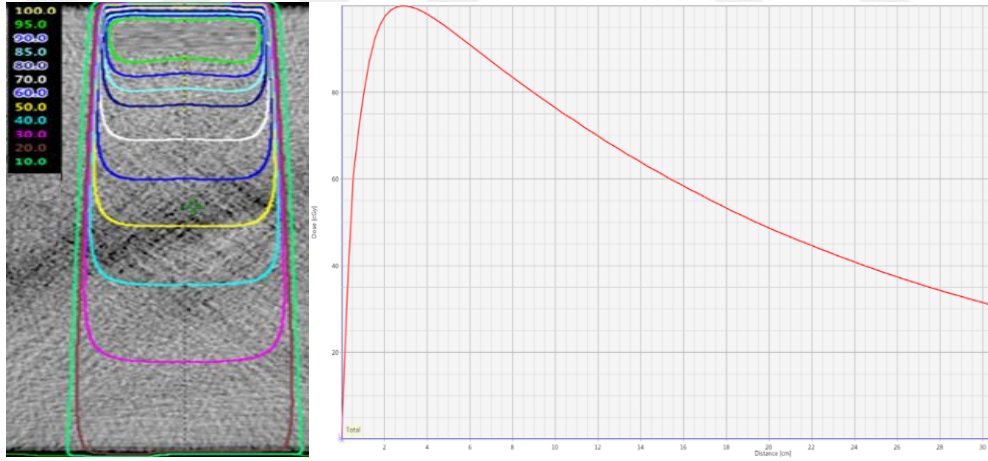
Şekil 4.5: a) 10 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



Şekil 4.6: a) 12 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.

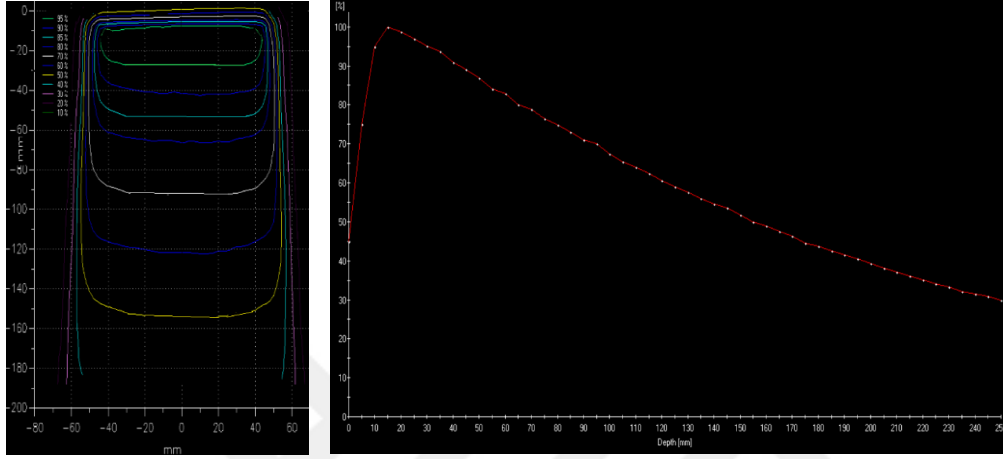


Şekil 4.7: a) 8 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.

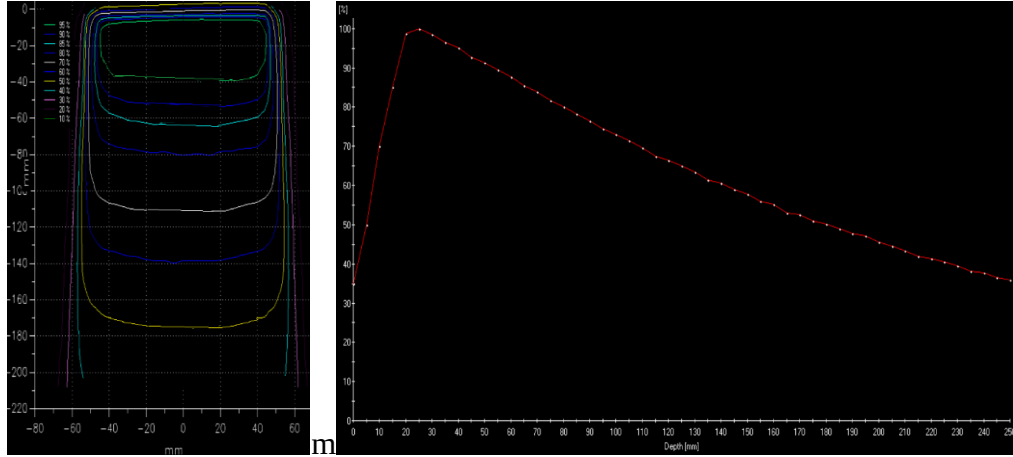


Şekil 4.8: a)12 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda TPS izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.

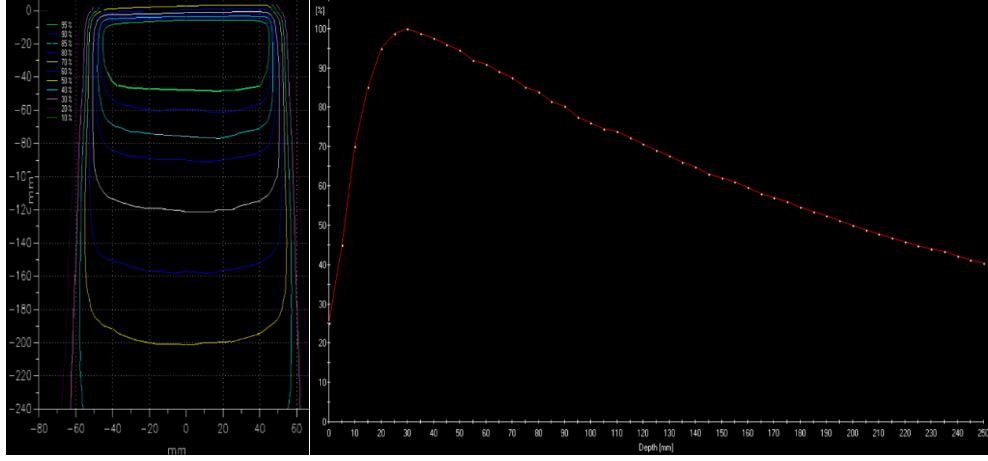
4.6. Linakta Gafkromik Filmlerden Elde Edilmiş İzodozlar ve %DD Eğrileri
Kısım 3.2.7.'de film ölçüm düzeneği anlatılan Gafkromik filmlerden elde edilmiş izodoz dağılımları ve %DD eğrileri Şekil 4.9- Şekil 4.16 arasında gösterilmiştir.



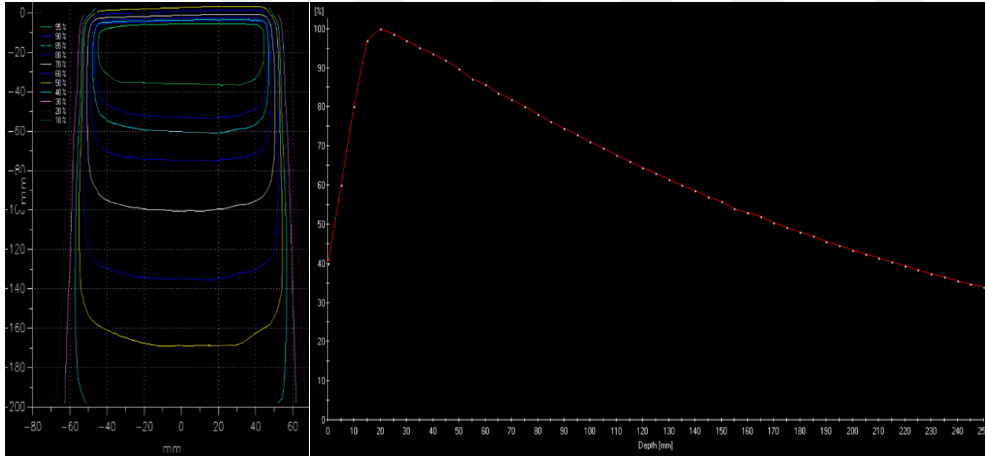
Şekil 4.9:6 MV Reel enerjisinin $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda a) Film izodoz dağılımı b) merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



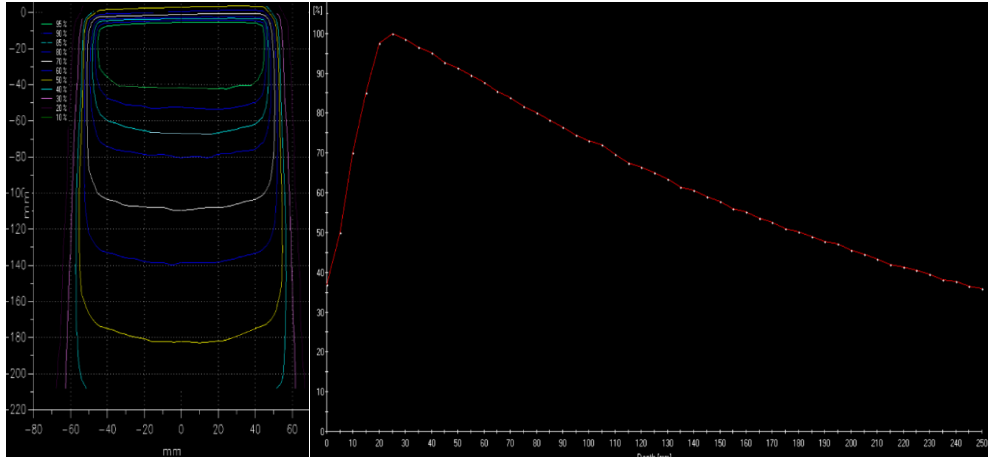
Şekil 4.10:10 MV Reel enerjisinin $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda a) Film izodoz dağılımı b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



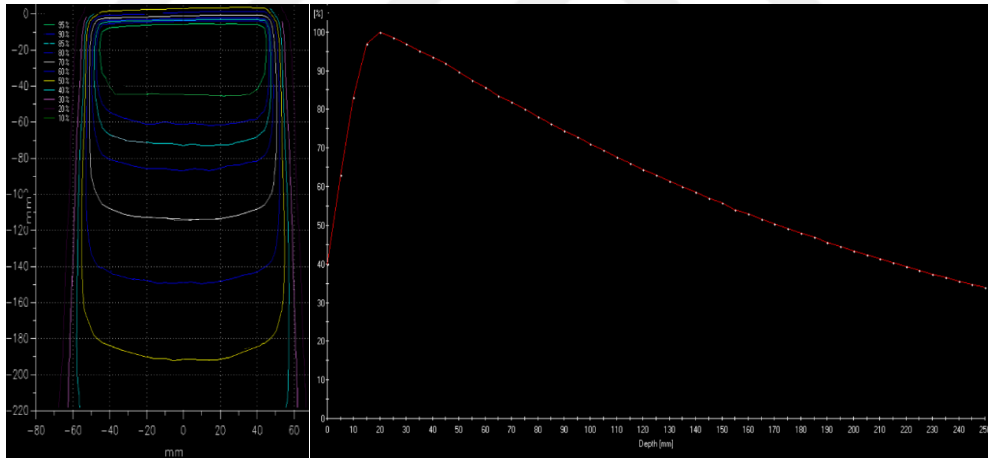
Şekil 4.11: 15 MV Reel enerjisinin $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda **a)** Film izodoz dağılımı **b)** Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



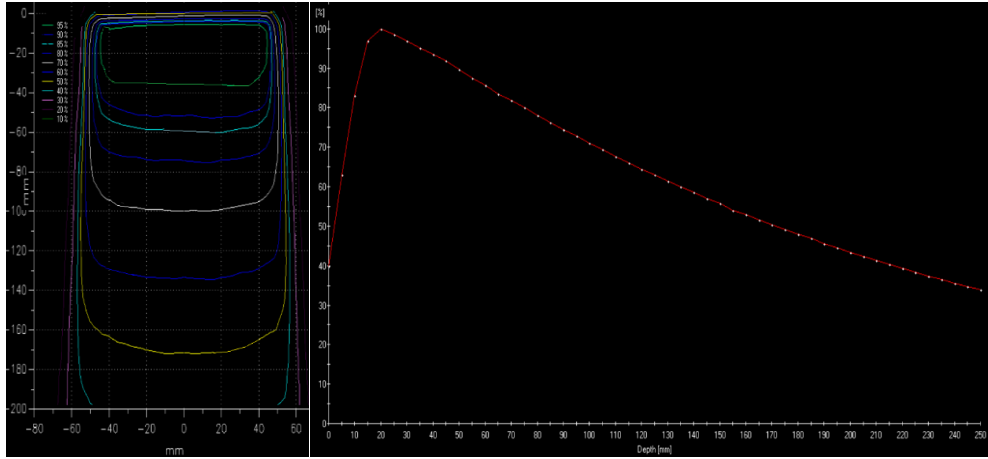
Şekil 4.12: 8 MV Uzak Sanal enerjisinin $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda **a)** Film izodoz dağılımı **b)** Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



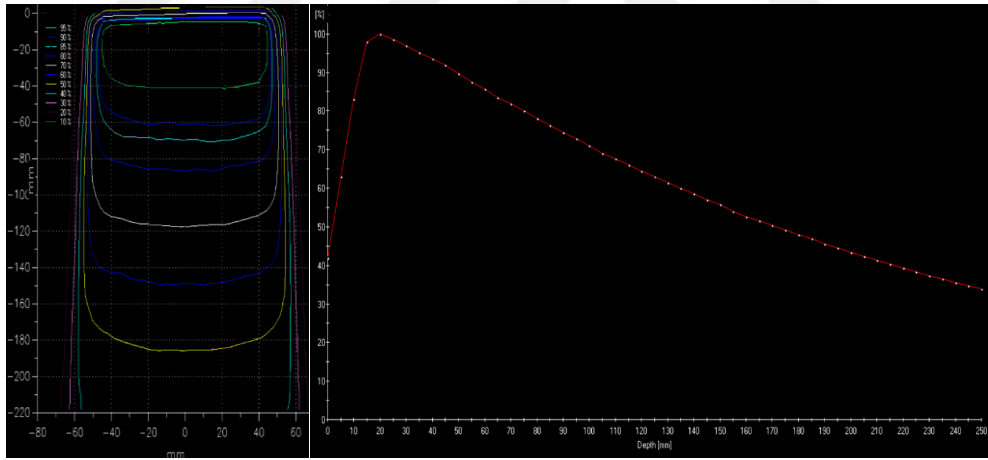
Şekil 4.13: 10 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda **a)** Film izodoz dağılımı
b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



Şekil 4.14: 12 MV Uzak Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda **a)** Film izodoz dağılımı
b) Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi. (Birinci Model Linak için)



Şekil 4.15:8 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda **a)** Film izodoz dağılımı
b)Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.



Şekil 4.16:12 MV Yakın Sanal enerjisinin 10x10 cm² alanda **a)** Film izodoz dağılımı
b)Merkezi eksen boyunca %DD eğrisi.

4.7. TPS ve Filmlerden Elde Edilmiş % DD Tabloları

TPS ve filmlerden elde edilen %DD değerleri Tablo 4.9 - Tablo 4.16 arasındaki tablolarda gösterilmiştir.

Tablo 4.9: 6 MV-Reel enerjisi için TPS ve Filmden elde %DD değerleri.

D _{max} =15 mm	TPS (%DD)	FİLM (%DD)	FARK(%)
Derinlik			
15,00	100,00	100,00	0,0
20,00	99,00	98,90	0,1
30,00	95,00	94,90	0,1
40,00	91,20	90,70	0,6
50,00	87,00	86,40	0,7
60,00	82,60	82,30	0,4
70,00	78,40	78,10	0,4
80,00	74,50	74,10	0,5
90,00	70,60	70,30	0,4
100,00	67,00	66,60	0,6
110,00	63,30	63,10	0,3
120,00	59,60	59,70	0,2
130,00	56,30	56,50	0,4
140,00	53,30	53,40	0,2
150,00	50,40	50,50	0,2
160,00	47,60	47,80	0,4
170,00	45,10	45,00	0,2
180,00	42,50	42,70	0,5
190,00	40,20	40,30	0,2
200,00	38,60	38,60	0,0
210,00	36,00	36,10	0,3
220,00	34,20	34,50	0,9
230,00	32,30	32,10	0,6
240,00	30,60	30,50	0,3
250,00	28,90	28,80	0,3

Tablo 4.10: 10 MV-Reel enerjisi için TPS ve Filmden elde %DD değerleri.

D _{max} =24 mm	TPS (%DD)	FİLM (%DD)	FARK(%)
Derinlik (mm)			
24,00	100,00	100,00	0,0
30,00	98,30	98,20	0,1
40,00	94,50	95,00	0,5
50,00	90,80	91,10	0,3
60,00	87,30	87,20	0,1
70,00	82,80	83,40	0,7
80,00	79,30	79,80	0,6
90,00	75,70	76,10	0,5
100,00	71,20	72,00	1,1
110,00	68,90	69,40	0,7
120,00	65,80	66,20	0,6
130,00	62,60	63,30	1,1
140,00	59,70	60,30	1,0
150,00	56,50	57,00	0,9
160,00	53,90	54,30	0,7
170,00	51,70	52,20	1,0
180,00	49,50	49,90	0,8
190,00	47,20	47,50	0,6
200,00	43,80	44,00	0,5
210,00	42,90	43,00	0,2
220,00	40,50	41,10	1,5
230,00	38,80	39,20	1,0
240,00	36,60	37,20	1,6
250,00	34,77	35,36	1,7

Tablo 4.11: 15 MV-Reel enerjisi için TPS ve Filmden elde %DD değerleri.

D _{max} =30 mm	TPS (%DD)	FİLM (%DD)	FARK(%)
Derinlik (mm)			
30,00	100,00	100,00	0,0
40,00	98,40	98,10	0,3
50,00	95,60	95,60	0,0
60,00	92,10	91,50	0,7
70,00	88,50	88,20	0,3
80,00	84,60	83,90	0,8
90,00	81,00	80,50	0,6
100,00	77,50	76,70	1,0
110,00	74,00	73,50	0,7
120,00	70,60	70,30	0,4
130,00	67,70	67,40	0,4
140,00	65,00	64,50	0,8
150,00	62,30	62,00	0,5
160,00	59,50	59,10	0,7
170,00	57,00	56,70	0,5
180,00	54,60	54,20	0,7
190,00	52,50	52,00	1,0
200,00	50,50	50,00	1,0
210,00	48,10	47,80	0,6
220,00	46,10	45,60	1,1
230,00	44,00	43,60	0,9
240,00	42,20	41,80	1,0
250,00	40,50	40,10	1,0

Tablo 4.12: 8 MV Uzak Sanal enerjisi için TPS ve Filmden elde %DD değerleri.

D_{max}= 20 mm	TPS (%DD)	FİLM (%DD)	FARK(%)
Derinlik (mm)			
20,00	100,00	100,00	0,0
30,00	97,50	97,20	0,3
40,00	93,50	93,20	0,3
50,00	89,50	89,20	0,3
60,00	86,00	85,30	0,8
70,00	81,80	81,40	0,5
80,00	78,00	77,30	0,9
90,00	74,60	74,20	0,5
100,00	71,20	70,80	0,5
110,00	68,00	67,50	0,7
120,00	64,60	64,10	0,8
130,00	61,50	61,10	0,7
140,00	58,80	58,20	1,0
150,00	55,90	55,30	1,1
160,00	53,30	52,80	0,9
170,00	50,90	50,10	1,6
180,00	48,20	47,80	0,8
190,00	45,90	45,30	1,3
200,00	43,80	43,10	1,6
210,00	41,30	41,00	0,7
220,00	39,50	39,00	1,3
230,00	37,50	37,10	1,1
240,00	35,90	35,30	1,7
250,00	33,90	33,50	1,2

Tablo 4.13:10 MV Uzak Sanal enerjisi için TPS ve Filmden elde %DD değerleri

D _{max} =24 mm	TPS (%DD)	FİLM (%DD)	FARK(%)
Derinlik (mm)			
24,00	100,00	100,00	0,0
30,00	98,30	98,20	0,1
40,00	94,50	95,00	0,5
50,00	90,80	91,10	0,3
60,00	87,30	87,20	0,1
70,00	82,80	83,40	0,7
80,00	79,30	79,80	0,6
90,00	75,70	76,10	0,5
100,00	73,30	72,80	0,7
110,00	68,90	69,40	0,7
120,00	65,80	66,20	0,6
130,00	62,60	63,30	1,1
140,00	59,70	60,30	1,0
150,00	56,50	57,00	0,9
160,00	53,90	54,30	0,7
170,00	51,70	52,20	1,0
180,00	49,50	49,90	0,8
190,00	47,20	47,50	0,6
200,00	45,70	45,10	0,3
210,00	42,90	43,00	0,2
220,00	40,50	41,10	1,5
230,00	38,80	39,20	1,0
240,00	36,60	37,20	1,6
250,00	34,77	35,40	1,8

Tablo 4.14: 12 MV Uzak Sanal enerjisi için TPS ve Filmden elde %DD değerleri.

D _{max} =26 mm	TPS (%DD)	FİLM (%DD)	FARK(%)
Derinlik (mm)			
26,00	100,00	100,00	0,0
30,00	98,80	99,00	0,2
40,00	95,80	96,10	0,3
50,00	92,60	92,80	0,2
60,00	88,60	89,00	0,4
70,00	84,50	85,20	0,8
80,00	80,90	81,50	0,7
90,00	77,50	78,20	0,9
100,00	75,40	74,80	0,8
110,00	71,00	71,50	0,7
120,00	67,40	68,00	0,9
130,00	64,80	65,30	0,8
140,00	61,70	62,40	1,1
150,00	59,20	59,80	1,0
160,00	56,60	57,10	0,9
170,00	54,10	54,50	0,7
180,00	51,60	52,20	1,1
190,00	49,30	49,90	1,2
200,00	48,10	47,50	1,3
210,00	44,90	45,30	0,9
220,00	43,10	43,40	0,7
230,00	41,10	41,50	1,0
240,00	39,00	39,50	1,3
250,00	37,70	38,00	0,8

Tablo 4.15: 8 MV Yakın Sanal enerjisi için TPS ve Filmden elde %DD değerleri.

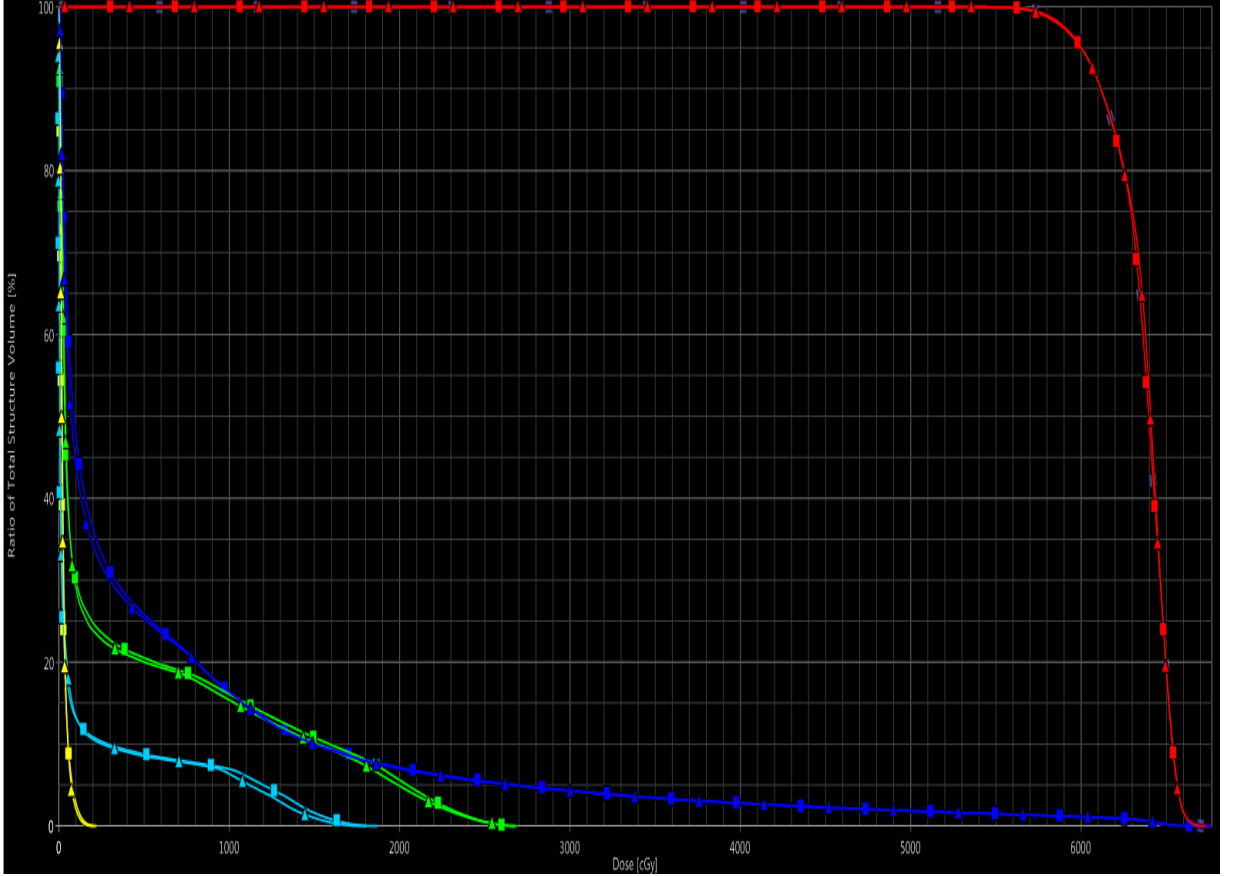
D_{max}= 20 mm	TPS (%DD)	FİLM (%DD)	FARK(%)
Derinlik (mm)			
20,00	100,00	100,00	0,0
30,00	97,20	97,30	0,1
40,00	92,80	93,20	0,4
50,00	89,30	89,60	0,3
60,00	84,70	85,10	0,5
70,00	81,20	81,30	0,1
80,00	77,00	77,30	0,4
90,00	73,70	74,20	0,7
100,00	71,00	71,00	0,0
110,00	66,90	67,30	0,6
120,00	64,10	64,40	0,5
130,00	60,80	61,10	0,5
140,00	57,70	58,20	0,9
150,00	54,90	55,30	0,7
160,00	52,10	52,50	0,8
170,00	49,50	49,70	0,4
180,00	47,30	47,50	0,4
190,00	44,70	45,00	0,7
200,00	43,40	43,10	0,7
210,00	40,60	41,00	1,0
220,00	38,70	39,00	0,8
230,00	36,80	37,20	1,1
240,00	35,00	35,30	0,8
250,00	33,20	33,50	0,9

Tablo 4.16: 12 MV Yakın Sanal enerjisi için TPS ve Filmden elde %DD değerleri.

D_{max}=26 mm	TPS (%DD)	FİLM (%DD)	FARK(%)
Derinlik (mm)			
26,00	100,00	100,00	0,0
30,00	99,50	99,70	0,2
40,00	97,20	97,50	0,3
50,00	93,30	93,50	0,2
60,00	89,20	89,50	0,3
70,00	85,70	86,00	0,3
80,00	82,10	82,30	0,2
90,00	78,70	79,00	0,4
100,00	75,30	75,40	0,2
110,00	71,80	72,00	0,3
120,00	68,80	69,10	0,4
130,00	65,90	66,10	0,3
140,00	62,90	63,20	0,5
150,00	60,00	60,20	0,3
160,00	57,40	57,50	0,2
170,00	54,50	54,80	0,5
180,00	52,40	52,60	0,4
190,00	50,10	50,30	0,4
200,00	48,20	48,30	0,3
210,00	45,90	46,10	0,4
220,00	43,80	44,10	0,7
230,00	42,00	42,20	0,5
240,00	39,90	40,20	0,7
250,00	38,10	38,40	0,8

4.8. Rando Fantom BT Görüntüleri Kullanarak 10 MV Reel ve 10 MV Sanal Uzak Enerjiler ile Tedavi Planlama Sistemi Doz Volum Histoğramı (DVH) Karşılaştırması

Rando fantom plan çalışmasından (Malzeme ve Yöntem içindeki 3.1.8 ve 3.1.9. kısımlarda anlatılan) elde edilen DVH Şekil 4.17’de verilmiştir.



Şekil 4.17:10 MV Reel (Üçgen) ve 10 MV Sanal-Uzak (Kare) enerjilerine ait planların DVH’ları. Renklerden Mavi Akciğeri, Turkuaz Medulayı,Yeşil Özafagus’u ve Sarı da Kalbi temsil etmektedir.

Yukarıdaki DVH’den elde edilen (Şekil 4.17’den) bazı özel doz değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.17’de verilmiştir.

Tablo 4.17: Şekil 4.17’deki DVH dan elde edilen bazı özel değerlerin 10 MV sanal ve 10 MV Reel enerjileri için karşılaştırılması.

%95'e 6000 cGy (3x2000cGy) tanımlanmıştır			
Enerji Organ	10 MV Reel (Üçgen)	10 MV Sanal (Kare)	Fark (%)
Sağ Akciğer (Mavi)	% _{20Gy} = %7	% _{20Gy} = %7	% 0
	V _{mean} = 553 cGy	V _{mean} = 550 cGy	%0,5
	V _{5Gy} = %26	V _{5Gy} = %26	%0
Medula (Turkuaz)	1843 cGy (Maks.)	1828 cGy	%1
Özafagus(Yeşil)	2681 cGy (Maks.)	2687 cGy	%0,2
Kalp (Sarı)	224 cGy (Maks.)	220 cGy	%1,8

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapide amaç tümörlü yapıya tedavi edecek yeterli dozu verirken tümör çevresindeki sağlıklı doku ve organlarında yeterli derecede korunmasıdır. Bu amacın gerçekleştirilmesi için her ne kadar yeni tedavi modelleri ortaya çıksa da halen doğru enerji seçimi hayati önem taşımaktadır. Radyoterapide genel olarak derindeki tümörler 15-18 MV gibi yüksek enerjide fotonlarla ışınlanırken yüzeye daha yakın tümörler 6-10 MV foton enerjileri ile ışınlanır. Bu enerji seçiminde amaç, radyasyonun giriş dozlarının ve çıkış dozlarının optimal dengesini kurarak, tümör dışı bölgelerde radyasyonun yan etkilerine sebep olabilecek yüksek doz bölgelerinden kaçınmaktır. (Jonh S. Lauglin ve diğ.,1986)

Zang ve arkadaşlarının (Zang ve diğ. 2016) son yıllarda yaptığı bir Monte Carlo temelli radyoterapi tedavi planlama çalışmasında, akciğer kanserinde ve pediatrik tümörlerde tek enerji kullanılması yerine alanın derinliğine bağlı olarak farklı enerjilerin kullanılmasının kritik organ dozlarının önemli oranda düştüğünü göstermişlerdir. Dokuz alanlı bir akciğer IMRT’de tüm alanların 6MV ile ışınlanmasına göre dört alanın 4MV ile ve beş alanın da 5MV ile ışınlanmasının sol akciğerde %25,7 ve sağ akciğerde %35,3 daha düşük dozlar elde edilmesini sağladığı gösterilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda tedavi planlama sistemlerinde var olan enerjilerin ötesinde yeni enerjilerin eklenmesi gerektiği vurgusu yapılmıştır. Enerji eklemenin bir yöntemi Linaklarda da aynı enerjinin var olmasıdır. Yani 6-10-15 MV lerin yanında 7-8-9-11-12-13-14 MV üretecek teknik donanımın da Linaklarda mevcut olması gerekmektedir. Ancak bu maliyet ve teknik olanaklar açısından çok zordur. İkinci yöntem olarak ise bu tezde ilk defa bizim önerdiğimiz reel enerjilerin kombinasyonu yöntemi tedavi planlamada enerji sayısının artırmak için kullanılabilir.

Okutan (Okutan ve diğ.,2013) ve arkadaşları sanal elektron enerjilerinin dozimetresini yapmışlardır. Ancak bu çalışmada foton enerjileri çalışılmamıştır. Öte yandan, Linaklarda var olan reel enerjiler dışında bu enerjilerin rastgele kombinasyonları ile yapılan plan çalışma örnekleri literatürde mevcut olup, fakat bunların hiç biri sistematik bir dozimetri çalışmasına dönüştürülmemiştir. Biz bu çalışma da ilk defa reel enerjilerin kombinasyonlarından

faaydalanarak çeşitli sanal foton enerjileri elde ederek bunların klinikte kullanılabirliğini göstermek amacıyla dozimetrik kontrollerini de gerçekleştirdik.

Literatürde mix (karma) tedavi olarak adlandıracağımız çalışmalar birçok durumda, bu mix tedavilerin tek enerjili tedavilere göre daha iyi sonuçlar verdiğini göstermiştir (Eugene ve diğ.,2007). Bu çalışmalardan bir tanesinde Haneefa ve arkadaşları (Haneefa ve diğ, 2014) 6 ve 15 MV enerjilerinin mix edilmesiyle yapılan planın tek başına 6 veya 15 MV enerjisi kullanılmasına göre daha iyi hedef dozları sağladığını söylemektedirler çalışmada rektumdaki ortalama V_{66Gy} değeri 6 MV, 15 MV ve karma enerji planları için sırasıyla %18.55, %14.58 ve %16.77'dir. Mesanede ortalama V_{66Gy} değeri, 6 MV, 15 MV ve karışık enerji planları için sırasıyla %16.54, %17.42 ve %16.94'tür. Bunun yanında yüzeydeki nötron kontaminasyonun mix durumda 15 MV'a göre %45.62 daha düşük olduğu rapor edilmiştir.

Bu alışma da incelediğimiz birinci model Linak tipinde 10 MV foton enerjisi bulunmamaktadır. Oysa bu ara enerji son derece önemlidir. Henry ve arkadaşlarının (Henry ve diğ.,2016) 6MV ve 10 MV foton enerjileri ile yaptėı SBRT (Stereotactic Body Radiation Therapy) alışmada, 6MV, 6MV/10MV(mix) ve 10 MV dozimetri karşılaştırmasında; hem mix (6MV/10MV) hem de 10 MV foton enerjisinin, karaciğer SBRT için 6 MV ile benzer PTV dozimetrik özelliklere sahip olduğunu (D_{95} , D_2 gibi), ancak 10 MV ve mix enerji planları için %40, %30 ve %20 izodoz seviyelerinde daha hızlı doz düşüşü olduğu rapor edilmiştir. Bu durum kritik organ koruması açısından önemlidir.

Bu tez çalışması esas amacıyla Linakta elde ettiğimiz sanal enerjilerin tedavi planlama sistemi ile kıyaslamasıdır. AAPM TG-53 (Fraass ve diğ.,1998) tedavi planlama sistemi doğrulamasında %2'lik bir maksimum hata payı önermektedir. Tercihen bu değer %1 olarak kabul edilebilir. Tezde bu kıyaslama iki ana parametre üzerinden yapılmıştır. Bunlardan birincisi BJR-Supplement 25'te detaylı olarak anlatılan $TPR_{20/10}$ değeridir. Diğeri ise bizim çalışmaya  zg n olarak ürettiğimiz $D_{20/10}$ oranlarıdır. Linak değerleri katı su fantomunda iyon odası ölçümleri ile elde edilmiş olup TPS değerleri ise bilgisayar aracılığıyla hesaplanmıştır. Kıyaslamalı $TPR_{20/10}$ değerleri aşağıdaki Tablo 5.1'de verilmiştir. Değerlerden görüldüğü üzere iyon odası ve TPS değerleri birbirlerine oldukça yakındır. Tüm değerler %2 içinde olup tablodaki maksimum fark % 0,5 olarak 12 MV Uzak Sanal enerjide bulunmuştur.

Tablo 5.1: Birinci ve İkinci Model Lineer Hızlandırıcılar için İyon Odası ve TPS ile elde edilen sanal enerji TPR_{20/10} değerleri.

Birinci Model Linak İçin Elde Edilen Sanal Enerji	6 MV - 15 MV Reel Enerji Kombinasyonu ile Elde Edilen Enerjinin TPR _{20/10} Değeri			İkinci Model Linak İçin Elde Edilen Sanal Enerji	6 MV -10 MV Reel Enerji Kombinasyonu ile Elde Edilen Enerjinin TPR _{20/10} Değeri			10 MV- 15 MV Reel Enerji Kombinasyonu ile Elde Edilen Enerjinin TPR _{20/10} Değeri		
	İyon Odası	TPS	Fark (%)		İyon Odası	TPS	Fark	İyon Odası	Tps	Fark (%)
8 MV Uzak Sanal	0,711	0,703	0,3	8 MV Yakın Sanal	0,716	0,714	0,3	Elde Edilemez		
10 MV Uzak Sanal	0,728	0,731	0,4							
12 MV Uzak Sanal	0,744	0,748	0,5	12 MV Yakın Sanal	Elde Edilemez			0,750	0,748	0,3

Ayrıca kıyaslamalı D_{20/10} değerleri de Tablo 5.2’de verilmiştir. Yine değerlerden görüldüğü üzere, değerler birbirine yakın olup, değerler %2 içerisinde. Maksimum fark %1.6 ile 8 MV uzak sanalda enerjisinde tespit edilmiştir.

Tablo 5.2: Birinci ve İkinci Model Lineer Hızlandırıcılar için İyon Odası ve TPS ile elde edilen sanal enerji $D_{20/10}$ değerleri.

Birinci Model Linak İçin Elde Edilen Sanal Enerji	6 MV - 15 MV Reel Enerji Kombinasyonu ile Elde Edilen Enerjinin D _{20/10} Değeri			İkinci Model Linak İçin Elde Edilen Sanal Enerji	6 MV -10 MV Reel Enerji Kombinasyonu ile Elde Edilen Enerjinin D _{20/10} Değeri			10 MV- 15 MV Reel Enerji Kombinasyonu ile Elde Edilen Enerjinin D _{20/10} Değeri		
	İyon Odası	TPS	Fark (%)		İyon Odası	TPS	Fark	İyon Odası	Tps	Fark (%)
8 MV Uzak Sanal	0,605	0,615	1,6	8 MV Yakın Sanal	0,608	0,611	0,5	Elde Edilemez		
10 MV Uzak Sanal	0,618	0,624	1,0							
12 MV Uzak Sanal	0,634	0,638	0,6	12 MV Yakın Sanal	Elde Edilemez			0,641	0,640	0,1

Bu çalışmada tedavi planlama sisteminde $TPR_{20/10}$ ve $D_{20/10}$ karşılaştırmalarının yanında %DD değerleri film dozimetresi yöntemiyle de kontrol edilmiş olup filmlerden ve TPS'den elde edilmiş %DD değerleri %2 içinde bulunmuş olup maksimum değer 10MV Uzak Sanal enerjinin 25 cm derinliğinde %1,8 olarak tespit edilmiştir. (Tablo 4.13'de)

Çalışmamızın klinikte kullanılabilirliğini göstermek amacıyla 10 MV sanal ve 10 MV reel enerjileriyle rando fantom üzerinde tedavi planlama çalışması da yapılmıştır. IMAT tekniğiyle yaptığımız SBRT akciğer planlarının DVH kıyaslamalarında her iki durumunda doz dağılımlarının çok benzer olduğu görülmüştür. Kritik organ dozlarının kıyaslamalarında maksimum farkın %1,8 olarak kalp dozlarında olduğu görülmüştür(Tablo 4.17'de).

SONUÇ

Medikal Lineer Hızlandırıcıların sınırlı sayıda foton enerjilerinin olması bazı durumlarda tedavi planlamada istenilen homojenlikte hedef volüm kapsamamasında zorlaştırmaktadır. İlk defa bu çalışmanın sonunda iki foton enerjili (6 MV ve 15 MV) bir Medikal Lineer Hızlandırıcının 3 tanede daha sanal foton enerjisi (8 MV, 10 MV, 12 MV) eklenmesi ile 5 foton enerjili bir Medikal Lineer Hızlandırıcı olarak, üç foton enerjili (6 MV, 10 MV, 15 MV) bir Medikal Lineer Hızlandırıcının ise 2 tane daha sanal foton enerjisi (8 MV ve 12 MV) eklenmesi ile 5 foton enerjili bir Medikal Lineer Hızlandırıcı olarak kullanılabilir olduğu dozimetrik olarak gösterilmiştir. Enerjilerde elde edilen bu opsiyonlar tedavi planlama açısından son derece önemlidir.

Bu çalışmanın sonuçları IMRT ve IMAT gibi yeni tedavi modellerinde inhomojen doz alanlarını kullanılmasının yanında enerji modülasyonu ile de tedavi planlamasının yapılabileceğini (birden fazla enerjinin aynı planda kullanılması) göstermektedir (Zhang ve diğ.,-2016). Fakat enerji modülasyonun pratik olarak yapılabilmesi ve dozimetrelerinin yapılabilmesi için TPS lere bu olanağı yaratacak yeni yazılımların eklenmesini gerektirmektedir. Linak üreticisi firmaların bu yazılımları sanal enerji eklenmesi yönünde güncellemesi daha kaliteli hasta tedavilerinin yapılmasına olanak verecektir.

Tezin sınırlılıkları; bu tezde merkezi eksen doz verileri incelenmiş olup ,enerji tayinleri ve TPS karşılaştırmalarında merkezi eksen dozları karşılaştırılmıştır. 2 boyutlu ve 3 boyutlu doz değerlendirilmeler, yapılmamıştır. İleriki çalışmalarda 2 boyutlu ve 3 boyutlu doz karşılaştırmaları da planlanmaktadır.

KAYNAKLAR

- Acar,Hilal.,2007,Farklı elektron enerjilerinin absorbe doz ölçümlerinin UAEA protokolleri TRS 277, 381 ve 398'e göre karşılaştırılması, Türk Onkoloji Dergisi, 166-171.
- Ashland, Gafchromic™ Dosimetry Media Type EBT-3, http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf, [Ziyaret Tarihi:07.09.2020].
- Ashman,J.B.,Zelevsky, M. J. M.D.,Hunt,M.S.,Leibel,S.A.,2005, Whole pelvic radiotherapy for prostate cancer using 3D conformal and intensity-modulated radiotherapy, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics,Volume 63, 765-771.
- BJR-25 Supplement,1996, Central Axis Depth Data for Use in Radiotherapy:1996,British Journal of Radiology,London.
- Bortfeld, T., Schmidt-Ullrich, R., De Neve ,W., Wazer, D.E.,2006, Image-Guided IMRT,Springer, ISBN:978-3-540-20511-1.
- Cakir,A., Akgun,Z., Fayda,M., Agaoglu,F., 2015, Comparison of three dimensional conformal radiation therapy, intensity modulated radiation therapy and volumetric modulated arc therapy for low radiation exposure of normal tissue in patients with prostate cancer, Asian Pacific Organization for Cancer Prevention, Volume 16,3365-3370.
- Chin,L.S,2008,Principles and Practise of Stereotactic Radiosurgery, Spinger, USA, ISBN:978-0-387-71069-3.
- Demir,B., Koca, A., Günhan,B., Karaçam,S., Öber,A.,2003, Eksternal radyoterapi cihazlarına ait dozimetrik parametrelerin ölçüm ve fabrika değerlerinin karşılaştırması, Cerrahpaşa Tıp Dergisi,Cilt:34,28-35.
- Demir,B., Okutan,M., Çakir, A., Göksel,E., Bilge,H.,2009, The effect of oblique electron beams to the surface dose under the bolus, Medical Dosimetry,Cilt:34,311-316.

- Dyk,J,V.,1999,The Modern Technology of Radiation Oncology, Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing. 1073.
- EPSON,2013,User's Guide, <https://www.epson.com.tr/support?productID=1760#manuals>, [Ziyaret Tarihi:02.01.2021].
- Esch,A.V., Tillikainen, L., Pyykkonen,J., Tenhunen, M.,2006, Testing of the Analytical Anisotropic Algorithm for photon dose calculation,Medical Physics, 33(11),4130-4148.
- Esen,D.,2018, Elektrikli Lineer Eyleyiciyle Oluşturulan Mekanik Sistem ile TPR_{20/10} Doz Ölçümü ve Standart Değerler ile Karşılaştırılması, Yüksek Lisans, Yeni Yüzyıl Üniversitesi.
- Eskens, M., Nguyen,H., Deere,W., Lenards,N., Hunzeker,A., Tobler,M.,2020, A retrospective evaluation of mixed energy volumetric modulated arc therapy for anal cancers with lymph node involvement . Med Dosim,;45(4):339-345. doi: 10.1016/j.meddos.2020.04.002. Epub 2020 June 7
- Eugene,P.,L.,Margie,A.,H.,Linda, Hong, X.,Howard,I.,2007,Radiation Therapy Of Large Intact Breasts Using A Beam Spoiler Or Photons With Mixed Energies, Medical Dosimetry, Vol. 32, No. 4, pp. 246-253.
- Frank, E, Zink.,1997, X-ray Tubes, Radiographics ,1259-1268.
- Fraass, B, Doppke, K, Hunt, M, ve diğ. 1998. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53:Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning.
- Fogliata,A., Nicolini,G., Clivio, A., Vanetti,E., Cozzi,L.,2011, Dosimetric evaluation of Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm in heterogeneous media,Radiation Oncology,Volume 6,82.
- Greene, D., P,C, Williams., 1997,Linear Accelerators for Radiation Therapy., Medical Science, New York, NY: Taylor & Francis Group.

- Henry, J., Moreno, C., Crownover, R., L., D, Baacke., Papanikolaou, N, Gutierrez, A., N., 2016, Dosimetric quantification of dose fall-off in liver SBRT planning using dual photon energy IMRT, Journal of Radiosurgery and SBRT, Vol. 4, pp. 145-151.
- IAEA-Report 277, 1987, Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice (TRS 277).
- IAEA- Report 398, 2000, Implementation Of The International Code Of Practice On Dosimetry In Radiotherapy (TRS 398).
- IBA, 2020, Independent & Integrated Quality Assurance For Radiation Therapy, https://www.ibadosimetry.com/pagable_brochures/RT_Product_Catalog_Rev1_1220/#0, [Ziyaret Tarihi: 05.02.2021].
- JongMin, P., Chang, H., SungWhan, H., Sung-Joon, Y. , 2011, The dosimetric effect of mixed-energy IMRT plans for prostate cancer, Journal Of Applied Clinical Medical Physics, Volume 12, Number 4.
- Haneefa, K. A., Shakir, K. K., Siddhartha, T., S., Musthafa, M., M., Ganapathi Raman, R., 2014, Dosimetric Studies of Mixed Energy Intensity Modulated Radiation Therapy for Prostate Cancer Treatments, Hindawi Publishing Corporation Journal of Radiotherapy Volume, Article ID 760206, 7 pages.
- Karzmark, C. J., R. J., Morton., 1998, A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy, Madison, WI: Medical Physics Publishing. 50.
- Khan, F. M., 2014, Khan's The Physics of Radiation Therapy, Wolters Kluwer, USA, ISBN: 1469881268.
- Klevenhagen, S., C., 1985, Physics of Electron Beam Therapy, Medical Physics Handbooks, ISBN: 978-0852747810.
- Laughlin, J. S., Mohan, R., Kutcher, G., 1986, Choice Of Optimum Megavoltage For Accelerators For Photon Beam Treatment, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Volume 12, Number 9, 1551-1557.

- Loft,A., Berthelsen,A.K.,2014, PET/CT-Based Dose Planning in Radiation Therapy, Springer,254-256, ISBN: 978-88-470-5659-6.
- McParland,B.J., Cunningham,J.R., Woo,M.K.,1988, The optimization of pencil beam widths for use in an electron pencil beam algorithm, Medical Physics.
- Miller,R.C., Bonner,J.,A., Kline,R.,W., 1998, Impact Of Beam Energy And Field Margin On Penumbra At Lung Tumor-Lung Parenchyma Interfaces,Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 41, No. 3, 707–713.
- Momin,S.,Gräfe,J.,L., Georgiou,K., Khan,R.,2019,Simultaneousoptimizationof mixed photon energy beamsinvolumetric modulated arc therapy.MedPhys. ,46(9):3844-3863. doi: 10.1002/mp.13700.
- Momin, S.,Gräfe,J.,L.,Khan,R.,F., 2019,Evaluation of mixed energy partial arcs for volumetric modulated arc therapy for prostate cancer, J ApplClinMedPhys; 20(4) 51–65.
- Nagata,Y.,2015, Stereotactic Body Radiation Therapy/Principles and Practices, Springer, Tokyo, ISBN:978-4-431-54883-6
- Okutan, M., Çakır,A.,Demir,B.,Bilge,H.,Akkuş,B.,2013, Bir medikal lineer hızlandırıcıda sanal elektron enerjilerinin dozimetrisi, Türk Onkoloji Dergisi,28(3):105-111.
- Okutan, M., Franko, A., Köksal, C., Göksel,E.,O., Karaman,Ş., Akpınar, Y., E., Dağoğlu, N., Demir,B.,2020,The evaluation of lung doses for radiation pneumonia risk in stereotactic body radiotherapy: A comparison of intensity modulated radiotherapy, intensity modulated arc therapy, International Journal of Radiation Research,Cilt:18,633-640.
- Tokatlı, F., Uzal,C., Alkaya, F., Koçak, Z., Parlar,Ş., Çaloğlu, M., Acar, N., 2002, Role Of Central Lung Distance In Determining The Percentage Of Lung Volume Included Within The Target Volume In Tangential Breast Treatments, Turkish Journal Of Oncology, Vol 17 , Num 2.

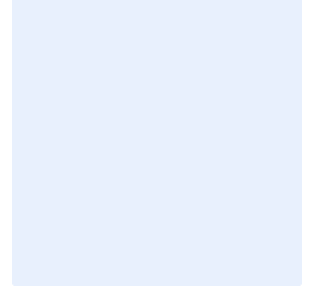
PTW, 2020, Detectors Including Codes of Practise, https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/DETECTORS_Cat_en_16522900_12_blaetterkatalog/index.html#page_11, [Ziyaret Tarihi: 27.07.2020].

Zhang, Y., Yuanming, F., Ming, Xin., Deng, J., 2016, Energy Modulated Photon Radiotherapy: A Monte Carlo Feasibility Study, Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International, Article ID 7319843.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Recep Savaş ÇALIŞ
Doğum Yeri	
Doğum Tarihi	Tarih girmek için tıklayın veya dokununuz.
Uyruğu	☒ T.C. ☐ Diğer:
Telefon	
E-Posta Adresi	
Web Adresi	



Eğitim Bilgileri	
Lisans	
Üniversite	Yıldız Teknik Üniversitesi
Fakülte	Fen-Edebiyat Fakültesi
Bölümü	Fizik Bölümü
Mezuniyet Yılı	02.09.1998
Yüksek Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Fizik Anabilim Dalı
Programı	Nükleer Fizik Programı
Doktora	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Fizik Anabilim Dalı
Programı	Nükleer Fizik Programı
Makale ve Bildiriler	